

ФЕДЕРАЛЬНОЕ АГЕНТСТВО ПО ОБРАЗОВАНИЮ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
МОСКОВСКИЙ ИНЖЕНЕРНО-ФИЗИЧЕСКИЙ ИНСТИТУТ
(ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ)

С.Е. УЛИН, В.Н. МИХАЙЛОВ, В.Г. НИКИТАЕВ,
А.Н. АЛЕКСЕЕВ, В.Г. КИРИЛЛОВ-УГРЮМОВ, Ф.М. СЕРГЕЕВ

ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ МЕДИЦИНСКОЙ ИНТРОСКОПИИ

*Рекомендовано УМО «Ядерные физика и технологии»
в качестве учебного пособия
для студентов высших учебных заведений*

Москва 2009

УДК 539.1.08 (075) +616-073.75(075)

ББК 53.6 я7

Ф 50

ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ МЕДИЦИНСКОЙ ИНТРОСКОПИИ: учебное пособие / С.Е. Улин, В.Н. Михайлов, В.Г. Никитаев, А.Н. Алексеев, В.Г. Кириллов-Угрюмов, Ф.М. Сергеев. М.: МИФИ, 2009. – 308 с.

В учебном пособии рассмотрены основы физических методов медицинской интроскопии, в которых используются электромагнитное и ультразвуковое излучения, а также потоки заряженных и нейтральных элементарных частиц. Дано описание аппаратуры, предназначенной для регистрации этих излучений и получения с их помощью изображений различных биологических объектов.

Предназначено для студентов МИФИ, обучающихся на кафедре «Компьютерные медицинские системы». Может быть полезно студентам вузов, проходящим обучение по медико-техническим специальностям и специализациям, студентам медицинских вузов.

Рецензент д-р физ.-мат. наук, проф. С.А.Воронов

ISBN 978-5-7262-1141-1

© Московский инженерно-физический институт
(государственный университет), 2009

СОДЕРЖАНИЕ

Предисловие	6
Глава 1. Электромагнитное излучение	10
1.1. Волновая природа электромагнитного излучения	10
1.2. Основные понятия квантовой механики.....	16
Глава 2. Радиоволны	21
2.1. Ядерный магнитный резонанс	23
2.2. Томография на основе ядерно-магнитного резонанса	31
2.3. ЯМР-томографы	34
2.4. Применение ЯМР-томографии в медицине	37
Глава 3. Оптический диапазон электромагнитного излучения	42
3.1. Инфракрасное излучение	42
3.1.1. Общие характеристики ИК	42
3.1.2. Источники ИК-излучения	43
3.1.3. Приемники ИК-излучения	47
3.1.4. Применение ИК-излучения в медицине	52
3.2. Ультрафиолетовое излучение	54
3.2.1. Общие характеристики	54
3.2.2. Источники УФ-излучения	55
3.2.3. Приемники УФ-излучения.....	59
3.2.4. Применение УФ-излучения в медицине.....	59
3.3. Видимое излучение	61
3.3.1. Общие характеристики ВИ	61
3.3.2. Источники ВИ	66
3.3.3. Приемники ВИ.....	67
3.3.4. Человеческий глаз как приемник светового излучения	78
3.3.5. Оптические приборы	97
3.3.6. Спектрометрия оптического излучения.....	101
3.3.7. Применение ВИ в медицине.....	107
Глава 4. Лазерное излучение	113
4.1. Физические основы возникновения лазерного излучения	113
4.2. Основные типы лазеров	119
4.3. Применение лазеров в медицине	125

Глава 5. Рентгеновское излучение	128
5.1. Общие характеристики РИ	128
5.2. Источники РИ	131
5.3. Детекторы РИ.....	133
5.4. Рентгенография	137
5.5. Основы компьютерной рентгеновской томографии.....	140
5.6. Рентгеновские томографы	145
5.7. Применение РИ в медицине	149
Глава 6. Гамма-излучение	151
6.1. Общие характеристики ГИ	152
6.2. Взаимодействие гамма-излучения с веществом	153
6.3. Естественные источники гамма-излучения.....	155
6.4. Искусственные источники гамма-излучения.....	157
6.5. Детекторы гамма-излучения	163
6.6. Получение изображений с помощью радиоизотопов	176
6.7. Эмиссионная компьютерная томография	180
6.8. Позитронная эмиссионная томография	181
6.9. Применение гамма-излучения в медицине.....	184
Глава 7. Элементарные частицы	189
7.1. Общие свойства элементарных частиц, применяемых в современной медицине	189
7.2. Основные процессы взаимодействия заряженных частиц с веществом	192
7.2.1. Ионизационное торможение заряженных частиц	192
7.2.2. Рассеяние заряженных частиц	196
7.3. Источники элементарных частиц	198
7.4. Детекторы элементарных частиц	207
7.5. Применение элементарных частиц в медицине.....	211
7.5.1. Электронные микроскопы.....	212
7.5.2. Сканирующие зондовые микроскопы.....	217
7.5.3. Протонная и ионная лучевая терапия	224
7.5.4. Нейтронная терапия	230
7.5.5. Нейтрон-захватная терапия.....	232
Глава 8. Ультразвуковое излучение	237
8.1. Общие характеристики УЗ и его медицинские применения	237
8.2. Параметры ультразвукового поля и основные законы распространения УЗ-волн	244

8.3. Характерные особенности ультразвука	250
8.3.1. Направленность ультразвука	250
8.3.2. Фокусировка ультразвука	252
8.3.3. Нелинейные ультразвуковые эффекты	252
8.3.4. Акустический эффект Доплера	255
8.4. Источники и приемники ультразвука	256
8.4.1. Основные типы пьезоэлектрических преобразователей ультразвука	257
8.4.2. Концентраторы ультразвука	259
8.4.3. Фокусирующие ультразвук элементы	260
8.4.4. Приемно-излучающие решетки пьезоэлектрических преобразователей	261
8.5. Взаимодействие ультразвука с биологической средой	265
8.5.1. Влияние характеристик биологических тканей на параметры УЗ-поля	266
8.5.2. Воздействие ультразвука на биологическую среду	272
8.5.3. Критерии безопасности применения ультразвука в медицине	274
8.6. Ультразвуковая медицинская интроскопия и диагностика	275
8.6.1. Эхоимпульсные методы визуализации и измерения	275
8.6.2. Доплеровские методы визуализации и измерения	283
8.6.3. Прочие методы ультразвуковой визуализации	291
8.6.4. Области применения методов ультразвуковой визуализации в медицинской диагностике	294
8.6.5. Ультразвуковые диагностические приборы	301
8.6.6. Место ультразвука в медицинской визуализации	302
Заключение	304
Список литературы	306

ПРЕДИСЛОВИЕ

Интроскопия – это визуальное наблюдение объектов, явлений и процессов в оптически непрозрачных телах и средах, а также в условиях неполной видимости. Визуализация означает преобразование невидимого поля излучения объекта в видимое изображение.

В современной медицине для визуализации изображений различных объектов используются практически весь спектр электромагнитного излучения, простирающийся от радиоволн до жесткого гамма-излучения. С помощью электромагнитного излучения можно получить изображение как внешних, так и внутренних структур исследуемого объекта. Например, рентгеновское излучение применяется для получения визуального изображения костных и других биологических тканей, а импульсное радиоизлучение в ядерном магнитной резонансной (ЯМР) томографии используется для получения изображения костного или головного мозга, закрытого практически со всех сторон костной тканью. Изображение объектов в оптическом диапазоне с учетом всей цветовой гаммы содержит информацию о форме биологических тканей, их температуре, составе крови, локализации воспаленных участков и т.д.

С помощью современных оптических микроскопов можно изучать микрообъекты с размерами около 200 нм (ограничение определяется длиной волны видимого излучения). Электронные и сканирующие зондовые микроскопы, имеющие пространственное разрешение несколько нанометров, позволяют рассмотреть отдельные молекулы и атомы исследуемых объектов. С их помощью можно проводить изучение механизмов биохимических процессов на уровне генов и белковых молекул.

Наряду с электромагнитным излучением сегодня в медицинской интроскопии активно используется ультразвуковое излучение, с помощью которого, практически без каких либо негативных последствий для пациента, удается получить изображение его внутренних органов. Ультразвуковые диагностические приборы наиболее широко используется в акушерстве, кардиологии, урологии и ряде других областей современной медицины.

С каждым годом в практике медицинской интроскопии расширяется применение радиоактивных изотопов. Введение их в орга-

низм человека в микроскопических (практически безвредных) количествах, позволяет получить изображение внутренних органов и их отдельных структур. Радионуклиды распределяются в организме в соответствии с их химической принадлежностью и могут накапливаться в областях, имеющих ту или иную патологию. Получение изображений этих объектов осуществляется путем регистрации радиоактивного излучения применяемых изотопов. Данная методика используется, например, в позитронной эмиссионной томографии, в которой используются радиоактивные изотопы, испускающие при распаде позитроны.

В современной медицинской интроскопии также используются пучки нейтральных и заряженных частиц (нейтроны, протоны, электроны и др.), которые уже давно применяются в экспериментальной физике для изучения структуры вещества. Эти частицы сегодня применяются в медицине, как для профилактики различных заболеваний, так и для целей интроскопии. В частности, можно отметить успехи в использовании пучков тяжелых ионов для профилактики различных онкологических заболеваний или нейтронов для получения томографических изображений.

В настоящее время поистине революционные процессы происходят в медицинской интроскопии благодаря бурному развитию современных компьютерных технологий. На их основе создается принципиально новое медицинское оборудование, с помощью которого можно реализовать перспективные методы визуализации статических и динамических изображений с их последующей обработкой. Именно благодаря феноменальной скорости обработки данных с помощью современных компьютеров появилась возможность реализовать различные математические методы (некоторые из них были разработаны еще в начале прошлого века) и получать скрытые от человеческого глаза трехмерные как статические, так и динамические изображения объектов в масштабе реального времени.

Прогресс в развитии медицинской интроскопии есть результат объединения достижений различных областей науки: медицины, физики, математики, химии, электроники, компьютерных технологий и др.. С каждым годом объем научных знаний, связанных с развитием медицинской интроскопии, неуклонно возрастает, и задача подготовки профессиональных кадров для создания, обслужи-

вания и эксплуатации современного медицинского диагностического оборудования приобретает особую значимость. Уровень комплексного образования современных специалистов будет во многом определять темпы развития основных направлений медицинской интроскопии.

В этих условиях особое значение приобретает пособие, содержащее доступное и компактное изложение физических основ данного медицинского направления. Книги, которые в настоящее время используются для этих целей, являются либо слишком специальными, либо посвящены лишь частным вопросам, что крайне усложняет процесс изучения данного направления медицинской физики. Исходя из этого, авторы поставили перед собой задачу создать учебное пособие, которое обеспечивает комплексное рассмотрение основных аспектов современной медицинской интроскопии, включая ее физические основы и методы реализации для конкретных приложений.

Данное пособие написано на основе общих и специальных курсов по физике, читаемых авторами студентам различных специальностей Московского инженерно-физического института. Стремясь к тому, чтобы пособие было полезным широкому кругу читателей, авторы старались добиться сочетания последовательности и полноты изложения с его доступностью и краткостью. В связи с этим математические выкладки многих рассмотренных вопросов были опущены.

В первой главе дан краткий обзор современных представлений об электромагнитном излучении на основе волновой и квантовой физики.

В главах со второй по шестую рассмотрены различные диапазоны электромагнитного излучения, свойства, источники и приемники излучений, а также использование их в медицинской интроскопии.

В седьмой главе дан краткий обзор основных свойств элементарных частиц, используемых в медицинской интроскопии, их источники и соответствующие детекторы, рассмотрены медицинские аспекты их применения.

Восьмая глава посвящена ультразвуковому излучению, его свойствам, взаимодействию с биологическими тканями и использованию в медицинской практике.

Авторы надеются, что настоящая книга будет полезна широкому кругу специалистов, занимающихся созданием и применением различной аппаратуры для целей медицинской интроскопии, а также студентам высших учебных заведений, интересующихся современной медицинской интроскопией и ее приложениями.

В список литературы внесены книги, которые использовались при написании данного пособия и которые могут быть рекомендованы для более глубокого изучения рассматриваемых вопросов.

Авторы отдают себе отчет в том, что результат их труда далек от совершенства, а потому будут глубоко признательны всем, кто сочтет возможным высказать свои пожелания и критические замечания к данному учебному пособию.

Авторы выражают благодарность, заместителям заведующего кафедрой “Компьютерные медицинские системы” МИФИ, доценту, к.т.н. Е.Ю. Бердникович, и доценту к.т.н. А.Н. Проничеву за плодотворные обсуждения данного пособия и помощь в подготовке его издания, заведующей отделением функциональной диагностики клинической больницы № 83 Фудурального медико-биологического агентства (ФМБА России) Т.В. Крутовой и заведующему отделением функциональной диагностики клинической больницы № 85 ФМБА России профессору П.В. Стручкову за предоставленные иллюстративные материалы, полученные с помощью современной интроскопической аппаратуры.

Авторы

Изучение методов медицинской интроскопии невозможно без современных представлений о физической природе электромагнитного и других видов излучений. Волновая и квантовая теории сегодня с высокой точностью описывают процессы распространения различных видов излучений и их взаимодействия со средой, что непосредственно подтверждается многочисленными экспериментами. Основные положения и выводы этих теорий дают основу для понимания физических явлений, которые используются в современной интроскопии. В связи с этим представляется целесообразным перед началом изложения основного материала настоящего пособия дать краткое рассмотрение общих положений волновой и квантовой теории электромагнитного излучения.

1.1. Волновая природа электромагнитного излучения

В соответствии с современными физическими представлениями электромагнитное излучение есть процесс распространения электромагнитной энергии в пространстве и веществе. Это излучение обладает как волновыми, так и корпускулярными свойствами, причем степень проявления этих свойств существенно зависит от энергии излучения.

Спектр электромагнитного излучения простирается от радиоволн до жесткого гамма-излучения. В зависимости от природы возникновения и характера взаимодействия с веществом электромагнитное излучение подразделяется на ряд областей. В табл. 1.1 перечислены основные виды электромагнитного излучения, указаны диапазоны длин волн и соответствующие им значения энергий.

Следует отметить, что границы указанных диапазонов не имеют точных значений и носят условный характер. Например, для видимого света они определены путем усреднения результатов многочисленных измерений световой чувствительности глаза у различных людей. Что касается рентгеновского и гамма-излучений, то их энергетические диапазоны в прилегающих областях частично перекрываются. В этом случае отличие рентгеновских фотонов и гамма-квантов определяется лишь природой их возникновения.

Таблица 1.1

Основные виды электромагнитного излучения

Название области спектра	Длина волны	Частота, Гц	Энергия, эВ
Радиоволны	$5 \cdot 10^{-5} - 10^{10}$ м	$6 \cdot 10^{12}$ до нескольких Гц	$1,4 \cdot 10^{-2} - 1,2 \cdot 10^{-16}$
Инфракрасное излучение	$700 - 10^5$ нм	$3,0 \cdot 10^{12} - 0,42 \cdot 10^{15}$	$1,2 \cdot 10^{-2} - 1,77$
Видимый свет	$400 - 760$ нм	$(0,39 - 0,75) 10^{15}$	$1,7 - 3$
Ультрафиолет	$200 - 400$ нм	$(0,39 - 1,5) 10^{15}$	$(3 - 6) \cdot 10^2$
Рентгеновские лучи	$80 - 10^{-4}$ нм	$0,37 \cdot 10^{16} - 3,0 \cdot 10^{23}$	$15 - 10^5$
Гамма-лучи	$< 10^{-4}$ нм	$> 3,0 \cdot 10^{23}$	$> 10^5$

Каждая область электромагнитного излучения, в свою очередь, делится на отдельные энергетические диапазоны, которые определяются особенностями взаимодействия этих излучений с веществом. Например, радиоволны подразделяются на длинные, средние, короткие, метровые, деци-, санти-, миллиметровые и переходные.

С точки зрения волновой теории электромагнитное излучение представляет собой электромагнитную волну, распространяющуюся в вакууме со скоростью света. Колебания векторов напряженности электрического $\vec{E}$ и магнитного $\vec{H}$ полей происходят во взаимно перпендикулярных плоскостях. Линия пересечения этих плоскостей параллельна направлению распространения электромагнитной волны. Схематичное изображение плоской электромагнитной волны, распространяющейся в направлении x , показано на рис. 1.1.



Рис. 1.1. Схема плоской электромагнитной волны

Плоская электромагнитная волна описывается гармоническими функциями:

$$E = E_m \cos (\omega t - k x + \alpha), \quad H = H_m \cos (\omega t - k x + \alpha),$$

где ω – частота колебаний; α – фаза волны; k – волновой вектор, связанный с длиной волны λ соотношением $|k| = 2\pi/\lambda$.

В общем случае электромагнитные волны описываются волновыми уравнениями:

$$\frac{\partial^2 E}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 E}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 E}{\partial z^2} = \frac{\epsilon \mu}{c^2} \frac{\partial^2 E}{\partial t^2}, \quad \frac{\partial^2 H}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 H}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 H}{\partial z^2} = \frac{\epsilon \mu}{c^2} \frac{\partial^2 H}{\partial t^2},$$

которые, в свою очередь, являются следствием уравнений Максвелла. В случае однородной нейтральной непроводящей среды с постоянными ϵ и μ эти уравнения записываются в следующем виде:

$$[\nabla \vec{E}] = -\mu \mu_0 \frac{\partial \vec{H}}{\partial t}, \quad \nabla \vec{H} = 0; \quad [\nabla \vec{H}] = \epsilon \epsilon_0 \frac{\partial \vec{E}}{\partial t}, \quad \nabla \vec{E} = 0,$$

где ϵ_0 – электрическая постоянная, $\epsilon_0 = 0,885 \cdot 10^{-11}$ Ф/м; μ_0 – магнитная постоянная, $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ Гн/м; ϵ и μ – диэлектрическая и магнитная проницаемости вещества; ∇ – оператор Гамильтона или набла оператор, $\nabla = \frac{\partial}{\partial x} \vec{i} + \frac{\partial}{\partial y} \vec{j} + \frac{\partial}{\partial z} \vec{k}$.

Фазовая скорость электромагнитных волн в среде выражается как

$$V = \frac{c}{\sqrt{\epsilon \mu}},$$

где c – скорость распространения электромагнитной волны в вакууме, равная

$$c = 299792,5 \pm 0,3 \text{ км/с} \approx 3 \cdot 10^8 \text{ м/с}.$$

При рассмотрении процессов взаимодействия электромагнитного излучения со средой используют показатель преломления n , который определяется как отношение скоростей света в вакууме c и в среде V :

$$n = \frac{c}{V}.$$

Длина световой волны λ в среде с показателем преломления n связана с длиной волны в вакууме λ_0 соотношением

$$\lambda = \frac{\lambda_0}{n}.$$

Процессы возбуждения вынужденных колебаний молекулярных или атомарных электронов среды под действием падающей электромагнитной волны приводят к возбуждению вторичных электромагнитных волн. Сложение падающей и вторичной электромагнитных волн с учетом их поглощения в среде определяет результирующую электромагнитную волну и ее дальнейшее распространение. В частности, волновая теория позволяет объяснить законы дисперсии, поляризации, отражения, прохождения и поглощения электромагнитного излучения в веществе.

Исходя из волновых представлений о природе электромагнитного излучения, можно найти коэффициенты отражения ρ и пропускания τ электромагнитной волны в средах с относительным показателем преломления n_{12} . Например, при нормальном падении электромагнитной волны:

$$\rho = \left(\frac{n_{12} - 1}{n_{12} + 1} \right)^2 \quad \text{и} \quad \tau = n_{12} \left(\frac{2}{n_{12} + 1} \right)^2.$$

Поглощение электромагнитных волн в среде описывается экспоненциальным законом

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x},$$

где μ – коэффициент поглощения, зависящий от свойств поглощающего вещества, толщиной x .

В вакууме плотность потока электромагнитной энергии определяется вектором Пойнтинга

$$\vec{S} = [\vec{E} \cdot \vec{H}].$$

Плотность энергии w электромагнитной волны связана с вектором Пойнтинга соотношением

$$\vec{S} = w \cdot \vec{c}.$$

Плотность импульса P (т.е. импульс единицы объема) электромагнитного поля

$$\vec{P} = \frac{\vec{S}}{c^2} = \frac{[\vec{E} \cdot \vec{H}]}{c^2}.$$

Электромагнитные волны, встречая на своем пути какие-либо тела, оказывают на них давление p :

$$p = \frac{P \cos \theta}{c} (1 + k),$$

где P – энергия электромагнитного излучения, падающего на некоторую поверхность единичной площади за 1 с; θ – угол падения излучения; k – коэффициент отражения.

Наиболее ярко волновая природа электромагнитного излучения проявляется в таких физических процессах, как интерференция, дифракция и поляризация.

Интерференция – физическое явление, связанное с перераспределением светового потока в пространстве при наложении когерентных световых волн, в результате чего в одних местах пространства возникают максимумы, а в других – минимумы интенсивности.

Когерентность означает согласованное протекание нескольких колебательных или волновых процессов. Рассматривают временную и пространственную когерентность.

Временная когерентность связана со скоростью изменения фазы волны. При этом время, за которое случайное изменение фазы волны $\alpha(t)$ достигает значения порядка π , называется *временем когерентности*. За это время колебание как бы «забывает» свою первоначальную фазу и становится некогерентным по отношению к самому себе.

Пространственная когерентность связана с разбросом направлений волнового вектора $\vec{k}$ отдельных участков волновой поверхности, которые излучают волны с различными фазами. Для источников излучения вводят такое понятие, как длина пространственной когерентности, определяемая как расстояние между отдельными участками излучающей поверхности, для которых случайное изменение фазы достигает значения π .

В отличие от обычных источников света лазеры обладают огромной временной и пространственной когерентностью. У выходного отверстия лазера пространственная когерентность наблюдается во всем поперечном сечении светового пучка.

Результатирующая интенсивность двух когерентных волн определяется выражением

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos(\alpha_1 - \alpha_2).$$

Условие возникновения интерференционных максимумов и минимумов определяется оптической разностью хода Δ электромагнитных волн с длиной волны λ_0 :

max при $\Delta = \pm m\lambda_0$, а min при $\Delta = \pm (m + 1/2)\lambda_0$ ($m = 0, 1, 2, \dots$).

На основе явления интерференции созданы различные интерферометры, которые широко используются в спектроскопии для изучения тонкой структуры спектральных линий. Интерференция, возникающая при отражении от тонких пленок, также используется при разработке просветленной оптики.

Дифракцией называется совокупность явлений, наблюдаемых при распространении электромагнитного излучения в среде с резкими неоднородностями. Между интерференцией и дифракцией нет существенного физического различия. Оба явления заключаются в перераспределении потока излучения в результате суперпозиции волн. По историческим причинам перераспределение интенсивности, возникающее в результате суперпозиции волн, возбуждаемых конечным числом дискретных когерентных источников, принято называть интерференцией волн. Перераспределение интенсивности, возникающей вследствие суперпозиции волн, возбуждаемых когерентными источниками, расположенными непрерывно, принято называть дифракцией волн. Дифракционная картина, возникающая при прохождении электромагнитного излучения через приборы, ограничивает их угловую разрешающую способность $\delta\varphi$. Так, например, для оптического объектива она определяется длиной волны λ и диаметром оправы объектива D

$$\delta\varphi = 1,22 \frac{\lambda}{D}.$$

Поляризация – фундаментальное свойство электромагнитного излучения, которое заключается в определенной ориентации вектора напряженности волны, перпендикулярного к направлению ее распространения. Естественный свет неполяризован.

Плоскополяризованный свет можно получить из естественного с помощью приборов, называемых поляризаторами. Эти приборы свободно пропускают колебания, параллельные плоскости, которую называют плоскостью поляризации.

1.2. Основные положения квантовой механики

Согласно корпускулярным представлениям электромагнитное излучение распространяется в пространстве в виде отдельных квантов энергии. Они движутся в вакууме со скоростью света как нейтральные частицы с нулевой массой покоя. Энергия E и импульс p этих частиц связаны с волновыми характеристиками следующими выражениями:

$$E = \hbar \cdot \omega, \quad p = \hbar \cdot k = 2\pi \cdot \hbar / \lambda,$$

где ω – частота; $\vec{k}$ – волновой вектор ($|\vec{k}| = 2\pi / \lambda$); $\hbar$ – постоянная Планка:

$$\hbar = 1,054 \cdot 10^{-34} \text{ Дж} \cdot \text{с}.$$

С другой стороны, элементарные частицы и микрообъекты, имея импульс, энергиею и массу, также обладают волновыми свойствами. Связь между этими свойствами устанавливается соотношением де Бройля:

$$\lambda = \frac{2\pi\hbar}{p} = \frac{2\pi\hbar}{m\nu}, \quad \omega = \frac{E}{\hbar},$$

где m – масса частицы; ν – ее скорость; λ – длина волны де Бройля.

Для описания волновых свойств элементарных частиц вводится такое понятие, как волновая функция ψ , которая в общем случае зависит от координат частицы (x, y, z) и времени t . Плотность вероятности того, что частица находится в пределах элементарного объема $dV = dx dy dz$ в момент времени t , определяется квадратом этой волновой функции

$$P(x, y, z) = |\psi|^2 dV.$$

Волновые функции ψ нормируются таким образом, чтобы вероятность нахождения частицы во всех элементарных объемах обеспечивается соотношением (условие нормировки функции ψ)

$$P(x, y, z) = \int \psi \psi^* dV = 1.$$

В квантовой механике положение отдельной частицы Δx в пространстве задается с некоторой неопределенностью. Эта неопределенность была установлена Гайзенбергом

$$\Delta x \Delta p \geq \hbar/2.$$

Исходя из соотношения Гайзенберга, электрон в атоме нельзя рассматривать как точечный объект, движущийся вокруг ядра. Его следует представлять как объект, распределенный («размазанный») в околоатомном пространстве.

В общем случае состояние частицы в атоме или молекуле в квантовой механике описывается волновой функцией $\Psi(x, y, z, t)$, которая может быть найдена из уравнения Шредингера

$$-\frac{\hbar^2}{2m}\Delta\Psi + U\Psi = i\hbar\frac{\partial\Psi}{\partial t},$$

где $\Delta\Psi = \frac{\partial^2\Psi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2\Psi}{\partial y^2} + \frac{\partial^2\Psi}{\partial z^2}$ (оператор Лапласа); $U(x, y, z, t)$ – потенциальная энергия частицы; $i = \sqrt{-1}$.

Для стационарных состояний, когда U не зависит от времени, уравнение Шредингера записывается в следующем виде:

$$\frac{\hbar^2}{2m}\Delta\Psi + [E - U]\Psi = 0,$$

где E – полная энергия частицы.

Уравнение Шредингера имеет решение лишь при определенных значениях параметра E , называемых его собственными значениями, а соответствующие им решения уравнения – собственными функциями.

Решение уравнения Шредингера является сложной математической задачей. Его точное решение в аналитическом виде можно получить только для атома водорода и одноэлектронных ионов. В этом случае уравнение Шредингера записывается в следующем виде:

$$-\frac{\hbar^2}{2m_e}\Delta\Psi - \frac{eZ_\alpha}{r}\Psi = E\Psi,$$

где первый член соответствует кинетической энергии электрона (m_e – масса электрона) в поле ядра; второй член – его потенциальной энергия; Z_α – заряд ядра; r – расстояние между электроном и ядром.

В сферической системе координат это уравнение можно записать следующим образом:

$$\frac{1}{r^2} \frac{\partial}{\partial r} \left(r^2 \frac{\partial \psi}{\partial r} \right) + \frac{1}{r^2 \sin \vartheta} \frac{\partial}{\partial \vartheta} \left(\sin \vartheta \frac{\partial \psi}{\partial \vartheta} \right) + \frac{1}{r^2 \sin^2 \vartheta} \frac{\partial^2 \psi}{\partial \varphi^2} + \frac{2m_e}{\hbar^2} \left(E + \frac{Ze^2}{r} \right) \psi = 0.$$

Для электрона, находящегося в пределах атома, в первом приближении его энергия определяется только главным квантовым числом

$$E_n = -\frac{m_e e^4}{2\hbar^2} \frac{Z^2}{n^2},$$

где n принимает значения $n = 1, 2, 3, \dots$.

Волновая функция ψ , описывающая состояние электрона в атоме, характеризуется четырьмя квантовыми числами:

- 1 – главным квантовым числом n ($n = 1, 2, 3, \dots$);
- 2 – орбитальным квантовым числом l ($l = 1, 2, 3, \dots, n$);
- 3 – магнитным квантовым числом m ($m = 0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots, \pm l$);
- 4 – спиновым квантовым числом m_s ($m_s = \pm 1/2$).

Согласно законам квантовой механики в одном и том же атоме (или в какой-либо квантовой системе) не может быть двух электронов, обладающих одинаковой совокупностью четырех квантовых чисел (принцип Паули). Поэтому в состояниях с данным значением n могут находиться в атоме не более $2n^2$ электронов.

Электроны с одинаковыми значениями главного квантового числа n образуют отдельные оболочки, каждая из которых обозначается буквами $K, L, M, \dots$. Электроны с одинаковыми n и l формируют подоболочки, обозначаемые индексами $s, p, d, f, \dots$, которым соответствуют орбитальные квантовые числа $l = 0, 1, 2, 3, \dots$.

Квантование общих характеристик (энергия, механический и магнитный моменты, спины и т.д.) присуще не только электронам, но и другим элементарным частицам. Их энергетические состояния в ядрах, атомах и молекулах также определяются законами квантовой механики и описываются соответствующими волновыми функциями.

Распределение плотности вероятности ρ нахождения электрона на расстоянии r от ядра можно определить, исходя из выражения

$$\rho = 4\pi r^2 |\psi|^2 dr,$$

где волновая функция ψ есть решение уравнения Шредингера.

В качестве примера на рис. 1.2 показаны вычисленные распределения ρ для волновых функций ψ с: 1) $n = 1, l = 0$; 2) $n = 2, l = 1$; 3) $n = 3, l = 2$ – относительно радиуса r . За единицу масштаба для оси r выбран радиус первой боровской орбиты: $r_1 = \frac{\hbar^2}{m_e e^2} = 0,529 \text{ \AA}$.

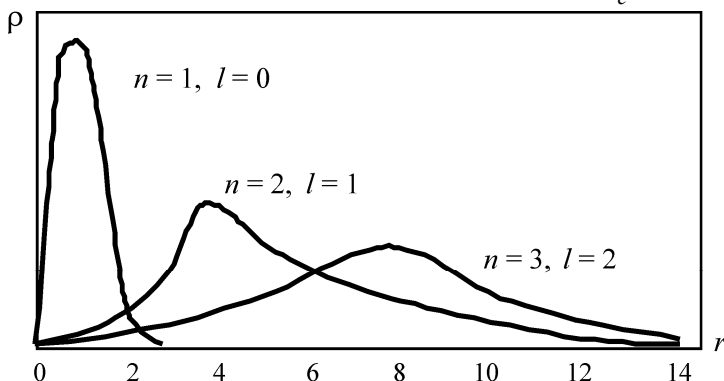


Рис. 1.2. Распределение плотности вероятности нахождения электрона на расстоянии r от ядра

В случае многоэлектронных атомов и ионов уравнение Шредингера принимает более сложный вид, так как приходится учитывать межэлектронные взаимодействия:

$$-\frac{\hbar^2}{2m_e} \sum_{i=1}^N \left[\nabla^2 \psi + \left(-\frac{e^2 Z_\alpha}{r_{i\alpha}} + \frac{e^2}{r_{ij}} \right) \psi \right] = E \psi.$$

Решение уравнений подобного типа нельзя получить в аналитическом виде. Для определения волновых функций в подобных случаях обычно используют численные методы.

Испускание и поглощение электромагнитного излучения. В соответствии с квантовой теорией энергетическое состояние атома или молекулы имеет дискретный характер, и поглощение или испускание квантов электромагнитной энергии осуществляется за счет перехода этих систем из одного энергетического состояния в другое. При этом энергия поглощенного или испущенного кванта E_k есть разность энергетических состояний рассматриваемой системы:

$$E_k = E_1 - E_2.$$

В случае поглощения излучения с энергией кванта $E_k = h\nu_{12}$ атом совершает переход с энергетического состояния E_1 на E_2 , а при испускании наоборот – в соответствии со схемами переходов, изображенными на рис. 1.3.

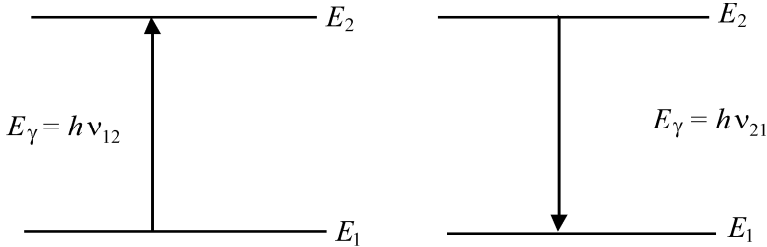


Рис. 1.3. Схема переходов при испускании и поглощении фотона

Наряду с поглощением и испусканием электромагнитных волн в соответствие с рассмотренными схемами существует вынужденное излучение (индуцированное), которое вызывается внешним излучением. При этом квантовая система переходит из энергетического состояния E_2 в E_1 и испускает соответствующий квант, а энергия кванта внешнего излучения не изменяется. Индуцированное излучение является основой формирования лазерного излучения.

Квантовая теория объясняет сложные спектры поглощения и испускания различных атомов и молекул, а также процессы распространения и взаимодействия электромагнитного излучения с веществом. Подробное изложение основ квантовой механики можно найти в учебной и специальной литературе.

При дальнейшем изложении материала мы будем обращаться к отдельным выводам волновой и квантовой теории с тем, чтобы более подробно рассмотреть некоторые аспекты физических явлений, используемых для целей медицинской интроскопии.

Глава 2. РАДИОВОЛНЫ

Как отмечалось ранее, *радиоволны* – электромагнитное излучение с длиной волны λ от $5 \cdot 10^{-5}$ до 10^{10} м и частотами от $6 \cdot 10^{12}$ до нескольких герц. В природе существуют естественные источники радиоволн, имеющие частоты во всем указанном диапазоне. К ним относятся любые нагретые тела, звезды, в том числе и наше Солнце, галактики и метagalактики, отдельные космические объекты (пульсары). Радиоизлучение возникает также в возбужденной ионосферной плазме или при грозовых разрядах в атмосфере.

Электромагнитные волны с длиной волны λ в несколько десятков сантиметров были впервые получены в опытах немецкого физика Г. Герца в 1888 г. Русский инженер А.С. Попов впервые (1895 – 1899 гг.) применил электромагнитные колебания с $\lambda \sim (10^2 - 2 \cdot 10^4)$ см для осуществления беспроволочной связи на расстоянии.

В радиотехнике электромагнитные волны создаются различными высокочастотными контурами электрических колебаний, энергия которых излучается в свободное пространство с помощью специальных антенн. Регистрация радиоволн осуществляется принимающей антенной, в которой электроны приходят в колебательное движение под действием внешнего электромагнитного излучения, т. е. в ней возникает ток высокой частоты. Вынужденные электрические колебания, образующиеся в настроенной в резонанс с регистрируемыми электрическими колебаниями приемной антенне, затем фильтруются и усиливаются. В настоящее время создана радиоаппаратура, позволяющая генерировать, излучать и принимать радиоволны практически во всем указанном выше диапазоне длин волн.

Как известно, радиоволны наиболее широко используются для передачи информации без проводов на огромные расстояния. С помощью радиоволн осуществляется радиовещание и телевидение. Использование остронаправленных пучков радиоизлучения обеспечивает обнаружение, идентификацию и сопровождение движущихся объектов (радиолокация).

Радиоволны применяются также для исследования структуры вещества и свойств различных сред. В частности, с помощью ра-

диоволн осуществляется диагностика ионосферы и наблюдение происходящих в ней процессов.

В космической системе связи и радиолокации в последние 10 – 15 лет произошел переход от метровых к деци- и сантиметровым волнам и начато интенсивное освоение миллиметровых волн. Этим длинам волн соответствуют частоты от 300 МГц до 300 ГГц, и они объединены в отдельный диапазон сверхвысоких (СВЧ). В этом диапазоне имеется возможность концентрировать электромагнитное излучение в узкий пучок, что позволяет создавать очень экономичные системы связи и радиолокационные станции обнаружения и сопровождения цели. СВЧ-излучение свободно проходит через ионизированные слои атмосферы, что обеспечивает использование его для систем космической связи. Однако для коротковолновой части диапазона СВЧ наблюдается значительное ослабление этого излучения при распространении в атмосфере из-за поглощения водяными парами и кислородом, а также рассеяния взвешенными в атмосфере частицами.

С другой стороны, сильное поглощение СВЧ-излучения в области коротковолнового диапазона широко применяется для нагрева различных веществ, содержащих большое количество воды, и, в частности, для приготовления или подогрева пищи.

В настоящее время радиоволны широко используются для медицинских целей. Созданы многочисленные радиоуправляемые миниатюрные зонды, которые применяются для диагностических или терапевтических целей. Передача информации от этих зондов и управление ими осуществляется с помощью систем радиосвязи.

Как уже отмечалось, с помощью СВЧ-излучения можно осуществить нагрев водосодержащих веществ, и это свойство широко используется в физиотерапии для лечения биологических тканей глубинным прогревом.

Одним из наиболее интересных применений радиоволнового излучения для целей медицинской интроскопии является томография на основе ядерного магнитного резонанса (ЯМР). Общие принципы реализации ЯМР-томографии и ее применение в медицинской интроскопии рассматриваются в следующих разделах.

2.1. Ядерный магнитный резонанс

В процессе изучения тонкой структуры оптических спектров различных атомов было установлено, что расщепления отдельных линий спектра являются результатом взаимодействия магнитного момента электрона μ_s с магнитным полем B , создаваемым орбитальным движением электронов в атоме. Энергия этого взаимодействия ($U = -\mu_s B$) зависит от ориентации μ_s относительно B . Число возможных ориентаций определяется спином электрона s и равно $2s + 1$. *Спин* – собственный момент импульса элементарной частицы, являющийся ее неотъемлемой характеристикой.

Было установлено, что вращающийся по орбите электрон обладает наряду с механическим моментом $\vec{M}$ также и магнитным моментом

$$\vec{\mu} = -\frac{e}{2m_e c} \vec{M}.$$

Учитывая квантово-механическое выражение для механического момента $\vec{M}$, получим:

$$\mu = -\frac{e}{2m_e c} \hbar \sqrt{l(l+1)} = -\mu_s \sqrt{l(l+1)}.$$

Величина

$$\mu_s = \frac{e\hbar}{2m_e c} = 9,27 \cdot 10^{-21} \text{ эрг/Гс}$$

называется *магнетоном Бора*.

При исследовании сверхтонкого расщепления оптических спектральных линий было установлено, что ядро также обладает спином I и магнитным моментом μ_I .

Опытным путем были определены значения магнитных моментов протона и нейтрона

$$\mu_p = 2,79284 \mu_B; \quad \mu_n = -1,91 \mu_B,$$

где $\mu_B = \frac{e\hbar}{2m_p c} = 5,05 \cdot 10^{-24} \text{ эрг/Гс}$ (ядерный магнетон Бора).

Поскольку атомы состоят из протонов и нейтронов, то они также обладают спинами и магнитными моментами. В табл. 2.1 приведены значения этих величин для некоторых ядер.

Таблица 2.1

Значения спинов и магнитных моментов для некоторых ядер

Ядро	I в $\hbar$	μ в μ_B	Ядро	I в $\hbar$	μ в μ_B	Ядро	I в $\hbar$	μ в μ_B
N	1/2	-1,91	${}^7_3\text{Li}$	3/2	+3,3	${}^{16}_8\text{O}$	0	0
P	1/2	+2,79	${}^9_4\text{Be}$	3/2	-1,2	${}^{17}_8\text{O}$	5/2	-1,9
${}^2_1\text{H}$	1	+0,86	${}^{10}_5\text{B}$	3	+1,8	${}^{36}_{17}\text{Cl}$	2	+1,3
${}^3_1\text{H}$	1/2	+3	${}^{12}_6\text{C}$	0	0	${}^{115}_{49}\text{In}$	9/2	+5,5
${}^3_2\text{He}$	1/2	-2,1	${}^{13}_6\text{C}$	1/2	+0,7	${}^{208}_{82}\text{Pb}$	0	0
${}^4_2\text{He}$	0	0	${}^{14}_7\text{N}$	1	+0,4	${}^{209}_{83}\text{Bi}$	9/2	+4,1

Обращает на себя внимание простая закономерность, связывающая спин ядра с его массовым числом A . Все ядра с четным A имеют целый спин, ядра с нечетным A – полуцелый спин. Спины и магнитные моменты протонов и нейтронов в ядрах почти полностью взаимно компенсируются. Например, для четно-четных ядер спины и магнитные моменты равны нулю. Взаимная компенсация спинов и магнитных моментов в ядре является результатом спиновой зависимости ядерных сил.

Ядра с отличными от нуля спином и магнитным моментом могут взаимодействовать с внешними магнитными полями. Именно этот вид взаимодействия является основой явления ЯМР, который используется в методах ЯМР-томографии.

Явление магнитного резонанса обусловлено магнитными моментами электронов или атомных ядер. Основной процесс, характерный для магнитного резонанса, это – прецессия магнитных моментов электронов или атомных ядер, помещенных в магнитное поле.

Атомное ядро со спином I в статическом магнитном поле с индукцией B_0 образует квантовую систему из $2I + 1$ энергетических уровней. Каждый уровень характеризуется магнитным квантовым числом m , которое может принимать в собственных состояниях по энергии одно из $2I + 1$ значений: $I, I - 1, \dots, -(I - 1), -I$. Атомные ядра со спином $I = 1/2$, такие, как ${}^1\text{H}$, ${}^{13}\text{C}$, ${}^{19}\text{F}$ и ${}^{31}\text{P}$, образуют кван-

товую систему, состоящую всего из двух подуровней. Разность энергий между этими подуровнями пропорциональна индукции внешнего магнитного поля B_0 :

$$\Delta E = E(+1/2) - E(-1/2) = \gamma \hbar B_0 = \hbar \omega_0,$$

где γ – гиромагнитное отношение атомного ядра со спином $I = 1/2$; т.е. отношение магнитного момента ядра к его моменту импульса: μ / I ; ω_0 – циклическая частота электромагнитного излучения, испускаемого или поглощаемого при переходах спиновой системы с одного подуровня на другой.

При переходе с одного энергетического уровня на другой возникает электромагнитное излучение, поляризованное в плоскости, перпендикулярной B_0 .

При комнатной температуре отношение заселенностей двух подуровней очень мало и составляет всего 10^{-5} в магнитном поле с индукцией 1 Тл.

Магнитные моменты $\vec{M}$ атомных ядер совершают прецессию вокруг вектора $\vec{B}_0$ (рис. 2.1) с частотой $\omega_L = \gamma B_0$, которая называется *ларморовской*.

В однородном статическом магнитном поле все ядерные магнитные моменты образца совершают прецессию практически с одной и той же частотой, однако фазы этого движения различны. Поэтому проекции магнитных моментов ядер на плоскость, перпендикулярную $\vec{B}_0$, «гасят» друг друга.

Отличные от нуля компоненты магнитных моментов направлены вдоль или против магнитного поля в зависимости от ориентации магнитного момента атомного ядра относительно внешнего магнитного поля. Для протонов результирующий вектор ядерной намагненности $\vec{M}_0$ парал-

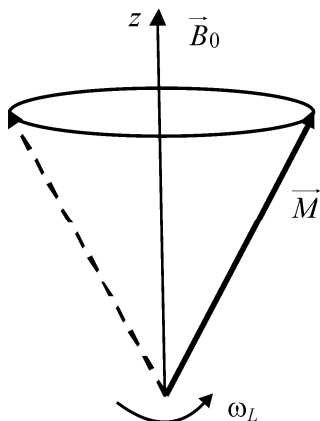


Рис. 2.1. Схема вращения магнитного момента ядра относительно магнитного поля B_0

лелен $\overrightarrow{B_0}$. Намагниченность является характеристикой магнитного состояния макроскопического тела и в случае однородного намагниченного тела определяется как магнитный момент единицы объема тела. Тогда ядерную намагниченность $\overrightarrow{M_0}$ единичного объема макроскопического образца можно выразить как:

$$M_0 = N\gamma^2\hbar^2 I(I+1)B_0/3kT,$$

где N – число ядер, испытывающих резонанс, в единице объема.

В статических условиях макроскопический вектор намагниченности образца $\overrightarrow{M_0}$ не создает сигналов, которые могли бы быть зарегистрированы электронным или радиотехническим устройством. Только при взаимодействии с электромагнитным излучением, содержащим частотные компоненты вблизи частоты Лармора, или под действием быстрых во времени изменений ориентации внешнего магнитного поля появляется возможность обнаружить намагниченность образца с помощью различных электронных устройств.

Чаще всего для измерения намагниченности $\overrightarrow{M_0}$ на образец, помещенный в статическое однородное магнитное поле, накладывают поперечное к $\overrightarrow{B_0}$ радиочастотное (РЧ) поле с амплитудой магнитного поля $B_1 \ll \overrightarrow{B_0}$ и круговой частотой ω_L . Магнитная компонента линейно поляризованного по кругу РЧ-поля, которая вращается в направлении прецессии ядерных магнитных моментов, вступает в резонанс с этой прецессией.

Взаимодействие резонансного электромагнитного поля с магнитным моментом ядра μ можно пояснить с помощью рис. 2.2. Магнитный момент ядра μ , помещенного в поле $\overrightarrow{B_0}$, совершает прецессию вокруг направления этого поля с ларморовской частотой ω_L . РЧ-поле B_1 , перпендикулярное полю $\overrightarrow{B_0}$, можно разложить на два циклических поля, вращающихся навстречу друг другу. Эффект от одного из них (вращающегося навстречу ларморовской прецессии) усредняется во времени, а от другого (вращающегося в ту же сторону) при как бы «накапливается» со временем. Этот эффект накопления виден из рис. 2.2, где изображены два по-

ложения векторов $\vec{\mu}$ и $\vec{B}_l$ для моментов времени t и $t + T/2$ (через полпериода). В течение времени действия РЧ-поля в результате взаимодействия (сложения) векторов $\vec{\mu}$ и $\vec{B}_l$ будет изменяться ориентация вектора $\vec{\mu}$ в какую-то определенную сторону (в направлении возрастания или убывания угла θ). В результате этого воздействия часть магнитных диполей окажется переориентированной.

Если РЧ-поле $\vec{B}_l$ на угловой частоте ω_L включено на

конечное время t , то вектор намагниченности $\vec{M}_0$ повернется на угол θ , который определяется полем $\vec{B}_l$ и продолжительностью его воздействия t :

$$\theta = \gamma B_l t.$$

Различают два вида ядерной прецессии: вынужденную, которая наблюдается в присутствии РЧ-поля, и свободную, которую регистрируют после выключения РЧ-поля $\vec{B}_l$. Для инициирования различных переходных процессов используют несколько основных типов РЧ-импульсов:

- 1) $\pi/2$ – импульс, под действием которого вектор $\vec{M}_0$ поворачивается на угол 90° относительно оси z ;
- 2) π – импульс, в конце которого вектор $\vec{M}_0$ оказывается повернутым на угол 180° относительно оси z .

После выключения поля $\vec{B}_l$ вектор намагниченности $\vec{M}_0$ прецессирует свободно. Эта прецессия фиксируется по электрическо-

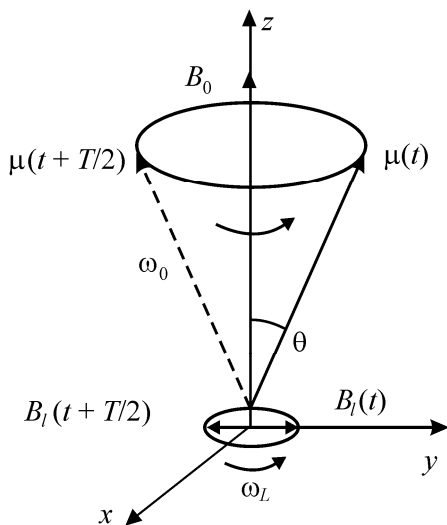


Рис. 2.2. Схема взаимодействия резонансного электромагнитного РЧ-поля с магнитным моментом ядра

му току, который наводится в катушке индуктивности с осью, перпендикулярной направлению внешнего магнитного поля $\vec{B}_0$. Частота прецессии совпадает с частотой Лармора. В случае, когда поле $\vec{B}_l$ однородно по образцу, электродвижущая сила (ЭДС) от образца объемом V определяется выражением

$$\text{ЭДС} = - \int_V \frac{d}{dt} (B_l M) dV \approx \omega_L (B_l)_{xy} M V \cos(\omega_L t),$$

где $(B_l)_{xy}$ – компонента радиочастотного поля в плоскости xy .

После окончания РЧ-импульса измененная намагниченность образца является неустойчивой и со временем распадается с переходом в начальное равновесное состояние. Процесс распада будет происходить по экспоненциальному закону со скоростью, определяемой тепловой связью со структурной решеткой объекта и обменом магнитной энергией между возбужденными и невозбужденными частицами. Два типа энергетического распада называются «распад спин-решетка» (с константой времени T_1) и «распад спин-спин» (с константой времени T_2). Эти временные константы весьма большие (от нескольких миллисекунд до нескольких секунд), причем они зависят от типа частиц и окружающего материала. Значения T_1 и T_2 можно определить, изменяя время между РЧ-импульсами и их мощность (соответствующую повороту на 90 и 180 градусов), а также изменяя расположение приемных катушек.

После воздействия короткого π -импульса РЧ-поля система магнитных моментов переходит в состояние с инверсной населенностью, которое затем распадается с переходом в начальное равновесное состояние по закону:

$$M(t) = M_0 [1 - 2 \exp(-t/T_1)],$$

где T_1 – время спин-решеточной релаксации резонансного состояния с частотой ω_L .

После подачи $\pi/2$ -импульса РЧ-поля намагниченность M_0 , будучи повернута таким импульсом в xy -плоскость, испытывает распад во времени по закону:

$$M(t) = M_0 \exp(-t/T_2),$$

где T_2 – время спин-спиновой релаксации наблюдаемого резонанса с частотой ω_L .

Путем подачи $\pi/2$ и π РЧ-сигналов с определенными временными распределениями, которые учитывают времена релаксации резонансного состояния T_1 и T_2 , формируется сигнал «спинового эха», который достигает своего максимального значения в момент времени $2t$ после π -импульса и который имеет вид сигнала спада свободной индукции (ССИ) по обе стороны от максимума. Регистрируют либо одну (любую) половину, либо обе половины сигнала спинного эха в виде импульса электромагнитного излучения (рис. 2.3).

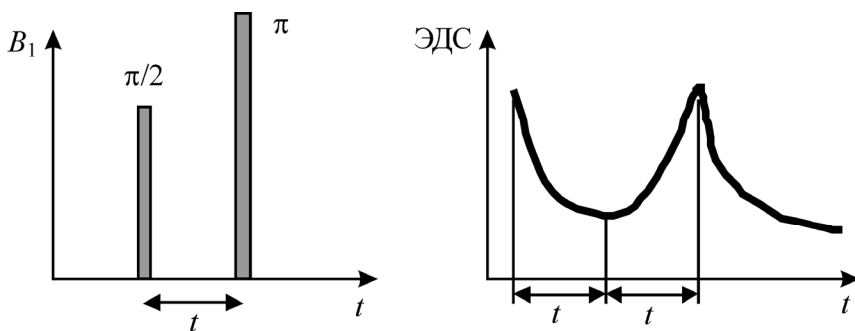


Рис. 2.3. Схема формирования сигнала «спинового эха»

Таким образом, воздействуя резонансным радиочастотным магнитным полем на образец, помещенный в постоянное магнитное поле $\vec{B}_0$, можно изменить ориентацию магнитного момента ядра и в результате релаксационных процессов после окончания действия РЧ-поля получить отклик возбужденного ядра в виде электромагнитного излучения как сигнала «спинового эха», которое создает индуцированный электрический ток в магнитных катушках, расположенных вокруг исследуемого объекта.

Процессы релаксации магнитных частиц после действия возбуждающего РЧ-импульса, характеризующиеся временами восстановления сигналов T_1 и T_2 , могут быть изучены более подробно с помощью различных стробирующих устройств. Они позволяют накапливать сигналы, относящиеся к определенной фазе восстановления,

что дает возможность уточнить специфические особенности регистрируемых сигналов.

Используя РЧ-поля с частотами, соответствующими ларморовским частотам различных ядер, можно идентифицировать плотность этих ядер в исследуемых образцах.

В табл. 2.2 приведены параметры ЯМР для элементов, которые входят в состав биологических структур.

Таблица 2.2

Резонансные ЯМР-частоты при напряженности магнитного поля 1 Тл некоторых биологических элементов

Элементы	Относительное содержание в теле человека, %	Изотоп	Относительная чувствительность	ЯМР-частота, соответствующая напряженности магнитного поля 1 Тл, МГц
Водород	10	^1H	1,0	42,57
Углерод	15	^{13}C	$1,6 \times 10^{-2}$	10,70
Азот	3,4	^{14}N	$1,0 \times 10^{-3}$	3,08
Натрий	0,18	^{23}Na	$9,3 \times 10^{-2}$	11,26
Фосфор	1,2	^{31}P	$6,5 \times 10^{-3}$	17,24

Эффекты ядерного магнитного резонанса каждого из этих элементов могут быть измерены, если образцы помещены в аппарат с однородным магнитным полем при изменяющейся частоте возбуждения РЧ-полем.

Часто возникают вопросы: что происходит с электронами атомов при воздействии на них внешнего электромагнитного поля; не создают ли они электромагнитные сигналы одновременно с ядрами атомов и как разделить эти сигналы? Ответ заключается в следующем. Действительно электроны, которые присутствуют в каждом атоме, также подвержены воздействию постоянного внешнего магнитного поля B_0 , и их спины и магнитные моменты также выстраиваются вдоль магнитного поля. Однако при воздействии РЧ-полем их состояние не меняется, так как собственная резонансная частота атомных электронов лежит совсем в ином частотном диапазоне. Таким образом, электроны не создают сигналов спинового эха в отличие от ядер, для которых используемое резонансное РЧ-поле соответствует их собственной ларморовской частоте.

2.2. Томография на основе ядерно-магнитного резонанса

До сих пор рассматривалось воздействие резонансного РЧ-поля на намагниченный образец с целью формирования его отклика в виде сигналов спинного эха. Для получения томографического изображения объекта необходимо оказать такое воздействие на объект, чтобы вызвать резонансный отклик его отдельных элементов объема ΔV с координатами x , y и z или отдельных полос шириной Δl в одном из сечений объекта.

Для получения спинного эха от конкретного сечения объекта применяют специальный прием, заключающийся в том, что наряду с однородным и постоянным магнитным полем B_{0z} используют также дополнительное магнитное поле с небольшим линейным градиентом G_z . Тогда при облучении объекта радиочастотным полем в резонанс вступают атомы только той части объекта, для которых частота ларморовского вращения, соответствующая магнитному полю $B = B_{0z} + G_z \cdot z$, совпадает с частотой внешнего РЧ-импульса.

Для пояснения схемы выделения отдельного сечения исследуемого объекта обратимся к рис. 2.4.

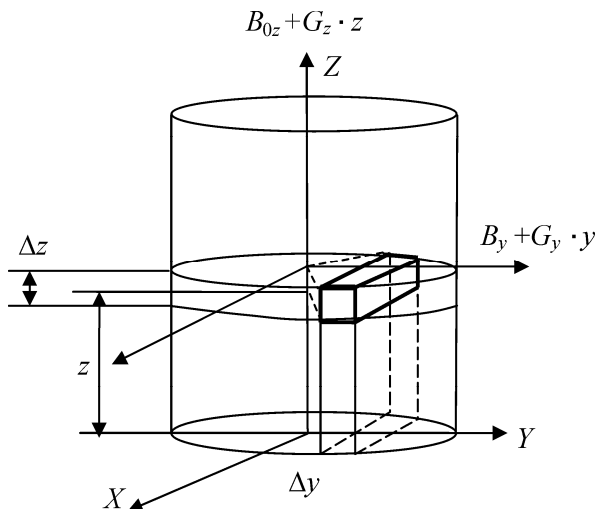


Рис. 2.4. Схема выделения отдельных слоев исследуемого объекта

Пусть постоянное магнитное поле B_{0z} с линейным градиентом G_z направлено по оси Z . Тогда при воздействии внешнего РЧ-поля с резонансной частотой, соответствующей магнитному полю $B = B_{0z} + G_z \cdot z$, откликнутся в виде спинового эха атомы, заключенные в тонком слое вещества Δz , который перпендикулярен оси Z и расположен на высоте z .

Толщина резонансного слоя определяется полной шириной линии магнитного резонанса δ (ширина линии ядерно-магнитного резонанса (ЯМР)) и градиентом магнитного поля G_z :

$$\Delta z = \frac{\delta}{\gamma \cdot G_z}.$$

Проведем оценку толщины резонансного слоя Δz для ЯМР протонов в жидкости.

Пусть

$$\delta \approx 1 \text{ Гц}; \quad B_{0z} \approx 1 \text{ Тл}, \quad \gamma = \frac{\omega}{B} = \frac{\nu}{2\pi \cdot B_{0z}} = 4,2 \text{ МГц/Тл}; \quad G_z = 10^{-3} \text{ Тл/м}.$$

Тогда ширина резонансного слоя $\Delta z \approx 2 \text{ мм}$.

Аналогичным образом возбуждается магнитное поле с небольшим магнитным градиентом G_y вдоль оси Y . При этом определенное и заранее выбранное значение магнитного поля устанавливается только в пределах пересечения тонких срезов Δz и Δy (из-за градиента магнитного поля его величина выше и ниже этих срезов будет другой). Именно этот участок будет предметом исследования. Создавая определенную последовательность РЧ-поля расположенными вокруг объекта ВЧ-индукционными катушками на частоте, соответствующей ларморовской частоте определенных частиц (обычно водородных ядер), можно получить спинового эха выделенной полосы. Изменяя частоту РЧ-поля, соответствующего ларморовским частотам вдоль оси Z , можно получить набор откликов от отдельных слоев с высотой Δz и шириной Δy . Осуществляя поворот магнитного поля на небольшой угол $\Delta\alpha$ вокруг оси Y , можно получить отклики, которые будут соответствовать полоскам среза, повернутым вокруг оси Y .

Избирательный радиоприемник выделит сигналы так, как будто бы они были строками развертки, ортогональными к обоим полям градиентов. Более совершенный приемник (анализатор спектра)

продуцирует многоканальные сигналы, зависящие от частоты, и передает их в компьютер.

Таким образом, получается набор откликов отдельных полос исследуемого среза, ориентируемых в различных направлениях. Отклик каждой полосы содержит в себе интегральную информацию о распределении плотности резонирующих ядер. Физическая основа ЯМР-томографии существенно отличается от рентгеновской, но она имеет типичную структуру, подходящую для обработки уже разработанными вычислительными алгоритмами. Используя стандартные методы компьютерной томографии, можно восстановить исходное распределение плотности резонирующих ядер и получить томографическое изображение исследуемого среза. Один из методов восстановления изображения по его теневым проекциям будет рассмотрен при получении томографических изображений с помощью рентгеновского излучения в гл. 4.

При помощи ЯМР-интроскопии можно получить данные о плотности резонирующих ядер в различных участках исследуемого объекта и составить карту распределения времен спин-решеточной и спин-спиновой релаксаций. Эта информация содержится в ЯМР-спектрах, измеренных путем сканирования по частоте, в переходных ЯМР-сигналах. Чтобы возбудить сигнал ЯМР в различных участках объекта, необходимо совершить несколько быстро сменяющих друг друга процессов. Характерная продолжительность каждого из них $0,1 - 1$ с, и для управления ими обычно используют специализированную ЭВМ, работающую по заранее составленной программе.

Имеющиеся в настоящее время методы получения ЯМР-изображений отличаются друг от друга программой возмущения макроскопической намагниченности образца, наблюдением за ее эволюцией и съемом исходных данных для построения ЯМР-изображений. При возмущении образца используют РЧ-поле и градиентные магнитные поля – постоянные, реверсируемые или осциллирующие. Радиочастотное поле возбуждают дозировано, в форме одного или нескольких коротких импульсов. Чтобы получить селективность по пространству, импульс РЧ-поля должен иметь сложный спектр частот.

Существует несколько методов получения ЯМР-изображений, среди них проекционно-реконструктивная ЯМР-интроскопия, методы Фурье, методы селективного возбуждения и ряд других.

В методе селективного возбуждения предусматривается использование магнитного поля с линейным градиентом G по трем направлениям:

$$B_x = B_{0x} + G \cdot x; \quad B_y = B_{0y} + G \cdot y; \quad B_z = B_{0z} + G \cdot z.$$

При использовании РЧ-поля с частотами, соответствующими ларморовским частотам элементарного объема исследуемого вещества ΔV , можно выделить соответствующий ему сигнал спинового эха, который содержит информацию о концентрации в нем, например, протонов.

С более подробным описанием методов ЯМР-томографии можно ознакомиться в специальной литературе.

2.3. ЯМР-томографы

Начиная с 1973 г., когда Поль Лаутербур получил первые ЯМР-изображения методом цойгматогрфии, были предложены и разработаны различные виды ЯМР-интроскопов, а ряд фирм начали выпуск коммерческих ЯМР-томографов для исследования человека. В настоящее время ведущими производителями этой аппаратуры являются фирмы Siemens (Германия), Tashiba (Япония) и General Electric (USA).

Современный ЯМР-томограф представляет собой сложный аппаратный комплекс, состоящий из системы различных магнитов, создающих постоянные и градиентные магнитные поля; радиочастотного модуля, обеспечивающего облучение пациента определенной последовательностью радиоимпульсов и управляемого специальным компьютером; подвижного стола, осуществляющего перемещение и фиксацию пациента; системы обработки данных, представляющей собой специализированный быстродействующий компьютер с программным обеспечением, автоматизированным пульсом управления и со столом для оператора.

Для примера на рис. 2.5 и 2.6 приведены фотографии типичных ЯМР-томографов с высоким пространственным разрешением, разработанные фирмой General Electric.



Рис. 2.5. Система ЯМР-томографии GE 1.0T Signa MR/i



Рис. 2.6. Система ЯМР-томографии GE Signa Profile 0.2T

GE 1.0T Signa MR/i является широко открытой и мощной системой, обеспечивающей большую производительность. Форма и размер компактного, широко открытого модуля пациента, обеспечивает ему высокий уровень комфорта во время исследования.

Основные технические характеристики системы ЯМР-томографа GE 1.0T Signa MR/i:

Система магнита. Рабочая напряженность поля – 1,0 Т.

Охлаждение. Охлаждение жидким гелием. Потребление – 0,03 л/ч. Средний интервал заправки – 3 года.

Градиентная система. Максимальный градиент магнитного поля – 23 мТ/м (SmartSpeed), 33 мТ/м (HiSpeed+).

Стол пациента. Длина стола – 211 см. Диапазон горизонтального перемещения – 244 см со скоростью 1,29/10,26 см/с. Диапазон вертикального перемещения – 69 – 97 см со скоростью 2,58 см/с. Максимальный вес пациента – 159 кг. Моторизованный привод стола по вертикали и в продольном направлении.

Консоль оператора. Монитор – 20 дюймов. Экранное разрешение – 1280 × 1024.

Система обработки данных. Оперативная память – 512 Мбайт. Скорость реконструкции до 100 изображений 256 × 256 в секунду.

Получение изображений. Толщина среза: двухмерная визуализация 0,9 – 20 мм (шаг 0,1 мм); трехмерная визуализация 0,1 – 5 мм (шаг 0,1 мм). Поле охвата 1 – 48 см с шагом 1 см.

Требования к электросети. Сетевое напряжение – 380 В/50 Гц, три фазы. Максимальная потребляемая мощность – 50 кВт.

Комната для исследований. Минимальная площадь – помещения 33 м², температура – 20 – 25 °С, влажность – 30 – 60 %.

Полный вес системы. 3400 кг (включая пациента).

ЯМР-томограф **Signa Profile 0,2T** – система высокого разрешения для обследования всего тела, использующая новейший открытый постоянный магнит напряженностью магнитного поля – 0,2 Тл. **Signa Profile 0.2T** сконструирован таким образом, чтобы обеспечить свободный доступ и удобство для пациента в ходе различных обследований и одновременно высокое качество диагностического изображения.

Основные технические характеристики системы ЯМР-томографии **GE Signa Profile 0.2T**:

Система магнита. Рабочая напряженность поля – 0,2 Тл.

Градиентная система. Максимальный градиент магнитного поля – 10 мТ/м.

Консоль оператора. Монитор – 19 дюймов. Экранное разрешение 1280 × 1024. Система – интерком.

Система обработки данных. Скорость реконструкции до десяти изображений 256 × 256 в секунду.

Получение изображений. Толщина среза: двухмерная визуализация 2,7 – 20 мм, шаг 0,1 мм; трехмерная визуализация 0,5 – 5 мм (шаг 0,1 мм). Поле охвата 6 – 40 см с шагом 1 см.

Следует отметить, что современные ЯМР-томографы могут обеспечить трехмерную визуализацию объекта с пространственным разрешением 0,1 – 0,5 мм.

ЯМР-томографы обычно устанавливают в помещениях, которые экранированы от внешних магнитных и радиочастотных полей. Экранировка осуществляется с помощью металлической сетки (клетка Фарадея), которая располагается внутри стен, потолка и пола соответствующих помещений.

В настоящее время ЯМР-томографы также выпускаются несколькими отечественными фирмами. Ведущая из них – НПФ «АЗ», которая освоила серийный выпуск ЯМР-томографов с резистивными и постоянными магнитами с напряженностью 0,2 Тл.

Сегодня в мире функционируют уже десятки тысяч промышленных образцов медицинских ЯМР-томографов. Осуществляется все более широкое клиническое освоение метода, накоплен большой статистический материал.

2.4. Применение ЯМР-томографии в медицине

ЯМР-изображения несут важную информацию о химии физиологических процессов, о структуре и динамике тканей на молекулярном уровне и, как следствие этого, дают принципиально новые возможности для медицинской диагностики. Эти свойства ЯМР-интроскопии стали решающим стимулом быстрого внедрения ЯМР-интроскопии в медицинские клиники. Современные ЯМР-интроскопы дают пространственное разрешение лучше, чем 1x1x1 мм при времени получения изображения менее 1 с, позволяют одновременно определять локализованные спектры химических сдвигов ядер ^{31}P и ^{13}C в естественной концентрации. Положение и относительные интенсивности пиков в спектре ^{31}P указывают на отклонение от нормы в тканях под действием ишемии, злокачественной опухоли, нарушении обмена веществ и демонстрируют результаты терапии. Спектры ^{13}C содержат информацию об уровне триглицерида и гликогена.

Особенно ценную информацию несут ЯМР-изображения о сосудистой системе спинного, головного мозга и легких. Все случаи злокачественных опухолей, обнаруживаемых при помощи реконструктивной рентгеновской томографии, идентифицируются на ЯМР-изображениях. Накоплен большой опыт клинического исследования головного мозга человека при помощи ЯМР-интроскопии.

Преимущество ЯМР-изображений в том, что на них серое вещество мозга отображается с высоким контрастом, который недоступен для рентгеновской реконструктивной томографии. Отсутствуют артефакты, создаваемые костными тканями.

Большой набор параметров на ЯМР-изображениях позволяет с высокой достоверностью обнаружить такие патологические про-

цессы, как эдема, инфекции, злокачественные опухоли и перерождения биологической ткани. Особенно высокую чувствительность к мозговой эдеме дают сигналы спинного эха.

При помощи планарного метода получения ЯМР-изображений с регистрацией эхо-сигнала за малые доли секунды получают изображение легких и сердца без артефактов движения.

Описаны случаи, когда злокачественные опухоли в головном мозгу на раннем этапе развития были обнаружены только на ЯМР-изображениях и были едва заметны на рентгеновских томограммах.

ЯМР-изображение отражает распределение плотности химически эквивалентных ядер, времена релаксации ЯМР, распределение скоростей потока жидкости, диффузию молекул и биохимические процессы обмена веществ в биологических тканях.

Различные ткани (серое и белое вещества головного мозга, цереброспинальная жидкость, опухолевая ткань, хрящ, мышцы и т.д.) имеют в своем составе протоны с разным временем релаксации T_1 . От продолжительности T_1 зависит величина ЯМР-сигнала: чем короче T_1 , тем сильнее ЯМР-сигнал и светлее данное место изображения на экране. Жировая ткань на ЯМР-томограммах – белая, менее светлое изображение дают головной и спинной мозг, плотные внутренние органы, сосудистые стенки и мышцы. Воздух, кальцификаты практически не дают ЯМР-сигнала, поэтому их изображения черного цвета. T_1 мозговой ткани также неоднородное: у белого и серого вещества она разная. T_1 опухолевой ткани отличается от T_1 одноименной нормальной ткани. Указанные различия во времени релаксации T_1 создают предпосылки для визуализации нормальных и измененных тканей на ЯМР-томограммах.

Контраст ЯМР-изображений можно увеличить, вводя в организм различные парамагнитные вещества. Метод ЯМР-интроскопии позволяет следить за процессами поступления в организм и удаления из него атомных ядер, например фтора-19, которые в нормальных условиях либо отсутствуют в организме, либо содержатся в ничтожных концентрациях. В качестве контрастного вещества часто используются также соединения гадолиния.

Типичные магнитно-резонансные томограммы различных органов показаны на рис. 2.7. Снимки сделаны без применения контрастного вещества.

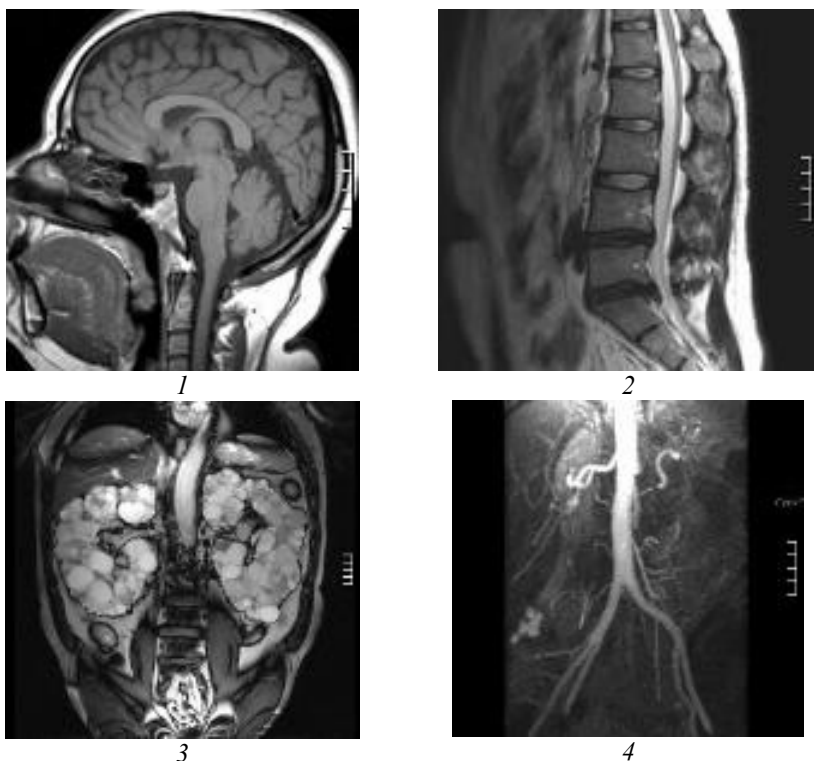


Рис. 2.7. Типичные магнитно-резонансные томограммы различных органов. Изображения: 1 – головного мозга; 2 – позвоночника и спинного мозга; 3 – брюшной области; 4 – брюшной аорты и ее ветвей

Перечислим основные преимущества методики получения ЯМР-изображений:

безопасность практического использования электромагнитного излучения (энергетический диапазон радиоволн) по сравнению с рентгеновским или гамма-излучением, что позволяет устранить ограничения на контингент обследуемых пациентов (детей, беременных), так как снимается понятие лучевой нагрузки (кроме того, отпадает необходимость в проведении специальных мероприятий по защите персонала и окружающей среды как при работе с рентгеновским излучением);

высокая чувствительность метода к отдельным жизненно важным изотопам и особенно к водороду, одному из самых распро-

сторонних элементов в мягких тканях (контрастность изображения на томограмме обеспечивается за счет разности в концентрациях водорода в различных участках органов и тканей, фон от костных тканей не мешает получению таких изображений, так как концентрация водорода в них ниже, чем в окружающих тканях);

метод чувствителен к химическим связям различных молекул, что повышает контрастность изображения;

возможность получения изображения сосудистого русла без дополнительного контрастирования, при этом можно измерить некоторые динамические параметры кровотока;

обеспечение высокой разрешающей способности, что позволяет исследовать объекты размером в доли миллиметра;

возможность получать не только изображения поперечных срезов, но и продольных.

Вместе с тем следует отметить, что ЯМР-томография имеет ряд недостатков. К ним относят:

необходимость создания магнитного поля большой напряженности, что требует значительных энергозатрат при работе оборудования и/или использования дорогих технологий для обеспечения сверхпроводимости;

низкая, особенно в сравнении с рентгенологическими методами, чувствительность метода ЯМР-томографии, что требует увеличения времени просвечивания (это приводит к появлению искажений в изображении от дыхательных движений, что снижает эффективность исследования легких и сердца);

невозможность надежного выявления камней, кальцификатов, некоторых видов патологии костных структур;

невозможность обследования некоторых больных, например, с искусственными водителями биологического ритма, крупными металлическими имплантатами; не следует забывать и о том, что относительное противопоказание для ЯМР-томографии – беременность; не рекомендуется проводить ЯМР-томографию в первые три месяца беременности; имеющиеся у пациента кардиостимуляторы – строгое противопоказание к исследованию.

Главный недостаток ЯМР-интроскопии в том, что на ЯМР-изображениях нет информации о структуре костей. Для этой цели необходимо использовать реконструктивную рентгеновскую томографию.

Несмотря на указанные недостатки ЯМР-томографии, очевидно, что данная технология обеспечивает уникальные возможности для медицинской интроскопии. Благодаря указанным свойствам ЯМР-интроскопия стала самым мощным и многогранным методом диагностики в медицине наряду с реконструктивной рентгеновской и позитронной томографией.

ЯМР-интроскопия развивается стремительными темпами. Этому, в частности, способствует то обстоятельство, что данный метод диагностики практически безвреден для здоровья человека. Эта методика позволяет получать как отдельные ЯМР-изображения, так и кинокадры, содержащие большое число ЯМР-изображений.

Для целей медицинской диагностики создана «энциклопедия» ЯМР-изображений, содержащая исчерпывающие данные о том, как проявляется на ЯМР-изображении та или иная патология.

Есть все основания предполагать, что методом ЯМР-интроскопии будет решена проблема ранней диагностики онкологических и других заболеваний.

Глава 3. ОПТИЧЕСКИЙ ДИАПАЗОН ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Оптический диапазон электромагнитного излучения располагается в узкой полосе общего спектра электромагнитного излучения. Однако этот диапазон оказал определяющее влияние на развитие жизни на Земле. В частности, человеческий глаз устроен таким образом, что способен воспринимать только видимую часть электромагнитного спектра, но практически не реагирует на другие виды излучения. Если бы глаз был чувствителен, например, к тепловому излучению, то излучение собственного тела человека создавало бы значительный фон при регистрации видимого света. Потоки фотонов больших энергий в земных условиях невелики, и их влияние на процесс развития биологических структур на Земле, по всей видимости, оказалось не столь существенным. Таким образом, в результате эволюции человеческого глаза мы сегодня воспринимаем окружающий нас мир только в видимом диапазоне, который, в конечном итоге, формируется спектром излучения Солнца и прозрачностью атмосферы Земли.

Оптический диапазон электромагнитного излучения, как уже было сказано ранее, включает инфракрасное, видимое и ультрафиолетовое излучение. Каждое из них занимает определенный энергетический диапазон на общей шкале электромагнитного излучения. Несмотря на близость этих диапазонов, данные виды излучения имеют много специфических свойств, которые наиболее ярко проявляются при их взаимодействии с веществом. В связи с этим представляется целесообразным рассмотреть каждое из них отдельно.

3.1. Инфракрасное излучение

3.1.1. Общие характеристики ИК

Инфракрасное (ИК) излучение, открытое в 1800 г. английским ученым В. Гершелем, занимает спектральную область между красной границей видимого излучения ($\lambda = 740$ нм) и коротковолновым радиоизлучением ($\lambda = 1 - 2$ мм). Этот интервал электромагнитного

излучения условно подразделяется на три области: ближняя (0,74 – 2,5 мкм), средняя (2,5 – 50 мкм) и далекая (50 – 2000 мкм). Диапазон ИК-излучения в сотни раз шире области видимого света.

Спектр ИК-излучения (как и видимого излучения) может быть линейчатым (излучение возбужденных атомов и ионов, т.е. атомные спектры), непрерывным (спектры излучения нагретых твердых и жидких тел) и полосатым (излучение возбужденных молекул, т.е. молекулярные спектры).

Свойства веществ (прозрачность, коэффициенты отражения и преломления), проявляющиеся при взаимодействии с видимым светом или ультрафиолетом, существенно отличаются при облучении их ИК-излучением. Многие вещества, прозрачные для видимого света, оказываются непрозрачными для ИК-излучения и наоборот. Например, несколько сантиметров воды практически полностью поглощают ИК-излучение с $\lambda > 1$ мкм, а пластинки Ge и Si в отличие от видимого света прозрачны для ИК-излучения. Такие вещества используют в качестве светофильтров при выделении ИК-излучения.

Отражательная способность большинства металлов для ИК-излучения значительно выше, чем для видимого света и возрастает с увеличением длины волны λ . Для Al, Au, Ag и Cu коэффициент отражения достигает 98 % при $\lambda = 10$ мкм. Для сложных веществ коэффициент отражения ИК-излучения имеет селективный характер и зависит от их химического состава.

3.1.2. Источники ИК-излучения

Одним из естественных и наиболее мощных источников ИК-излучения является наше Солнце. Около 50 % его излучения лежит в ИК-области. Однако атмосфера Земли селективно поглощает это излучение за счет наличия в ней таких веществ, как H₂O, CO₂, O₂ и др. В принципе, любое нагретое тело – источник электромагнитного излучения. Свечение тел, обусловленное их нагревом, называется *тепловым излучением*. Интенсивность теплового излучения возрастает с повышением температуры.

Интегральная излучательная способность абсолютно «черного» тела пропорциональна четвертой степени температуры (закон Стефана-Больцмана – 1879 г.):

$$\varepsilon_3 = \sigma \cdot T^4,$$

где ε_3 – энергетическая светимость, Вт/м²; σ – постоянная Стефана – Больцмана ($\sigma = 5,6696 \cdot 10^{-8}$ Вт/(м² · град⁴)); T – температура, К.

Регистрируя тепловой поток от отдельных участков поверхности тела, можно определить распределение температуры по поверхности исследуемого объекта.

Согласно закону смещения Вина, длина волны $\lambda_{\text{макс}}$, соответствующая максимальному значению излучающей способности абсолютно «черного» тела, обратно пропорциональна его абсолютной температуре T :

$$\lambda_{\text{макс}} = \frac{b}{T},$$

где b – постоянная Вина, равная 0,002898 м/град.

Закон смещения Вина объясняет, почему при понижении температуры нагретых тел в их спектре все сильнее преобладает длинноволновое излучение.

Таким образом, определяя значение $\lambda_{\text{макс}}$ в распределении излучающей способности тела в зависимости от длины волны, можно также вычислить температуру тела.

Лампы накаливания. Типичными источниками теплового излучения, что позволяет широко применять их в спектроскопии, являются лампы накаливания. В качестве нагреваемого тела в них используется вольфрамовая нить, излучение которой близко к излучению абсолютно «черного» тела. Рабочая температура вольфрамовой нити составляет 2200 – 3000 К. На рис. 3.1 приведено спектральное распределение потока излучения вольфрамовой нити при температуре 2450 К.

Общий поток излучения лампы накаливания зависит от ее электрической мощности, измеряемой в ваттах, и температуры нити накала. Это излучение имеет непрерывный спектр, причем в ультрафиолетовой области энергия, испускаемая лампой, очень мала, а ее максимум приходится на красную часть спектра. У всех ламп накаливания на излучение в видимой области спектра расходуется всего 4 – 5 % подводимой к ним электрической энергии. Остальная часть расходуется на нагрев ее элементов и тепловое излучение. Срок службы и максимальная температура нити лампы накаливания ограничены процессами распыления вольфрама, в результате

которых нить становится тоньше и лампа перегорает. Для продления срока ее действия в газы, наполняющие колбы ламп, добавляется галоген (йод или бром), который химически взаимодействует с испаряющимся вольфрамом, образуя летучее вещество (в случае йода – это йодид вольфрама). Его молекулы, попадая на накалившуюся нить, диссоциируют, и на нити осаждается металлический вольфрам. Благодаря этому срок службы вольфрамогалогенной лампы значительно больше, чем у обыкновенных ламп накаливания.

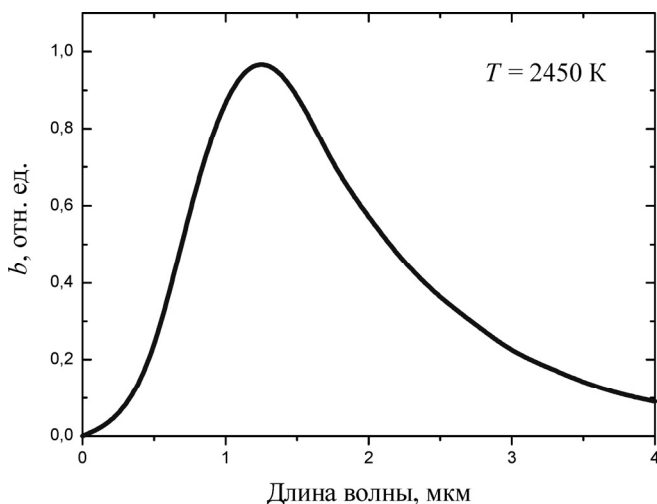


Рис. 3.1. Распределение энергии излучения в спектре вольфрамовой лампы

Лампы накаливания могут работать при питании как постоянным, так и переменным током. Однако для обеспечения их надежной работы более предпочтительным является питание стабилизированным постоянным током.

Глобары и штифты Нернста. Тепловыми источниками ИК-излучения также являются глобары и штифты Нернста. Они используются для оптических исследований в ИК-области спектра. *Силиковый излучатель (глобар)* – стержень, изготовленный из карбида кремния, а *штифт Нернста* представляет собой небольшой стержень, изготовленный из оксида циркония с примесью оксидов иттрия, тория или церия. На концах штифта Нернста имеются пла-

тиновые, а у глобара – алюминиевые электроды. Рабочее напряжение глобара 30 – 50 В. Для штифта Нернста оно выше 100 В. В связи с тем, что при комнатной температуре штифт Нернста обладает более высоким сопротивлением, чем глобар, перед началом работы его необходимо предварительно разогреть до температуры 1000 К. Рабочая температура штифта Нернста – 1700 К, глобара – 1300 К. Излучательная способность глобара выше, чем штифта Нернста (рис. 3.2).

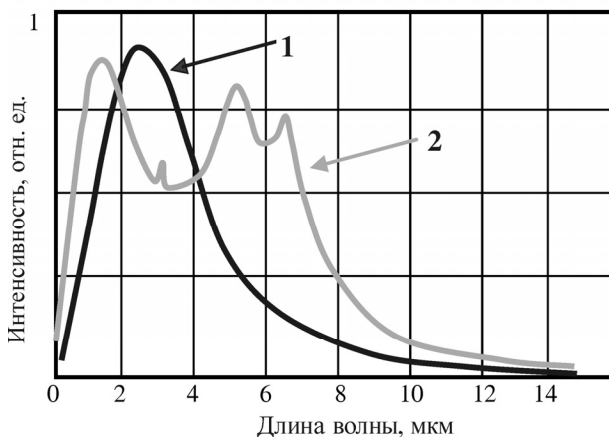


Рис. 3.2. Спектры излучения глобара (1) и штифта Нернста (2)

В ИК-спектроскопии используется также платинокерамический излучатель с подогревом, который осуществляется спиральным нагревателем из платины. Этот излучатель представляет собой маленькую керамическую трубочку (диаметром 3 мм, длиной 40 мм), внутри которой находится нагреватель. Рабочая температура такого нагревателя – 1500 К, при этом излучатель потребляет мощность 50 Вт. В области длин волн 5 – 50 мкм яркость платинокерамического излучателя составляет 0,8 – 0,9 от яркости глобара. При $\lambda < 5$ мкм наблюдается спад яркости, как у штифта Нернста, до 0,2 – 0,3 от яркости глобара.

Для работы в инфракрасной области спектра может также применяться цезиевая резонансная лампа, в спектре излучения которой в интервале длин волн 0,84 – 0,92 мкм имеются две интенсивные перекрывающиеся линии.

3.1.3. Приемники ИК-излучения

Приемники ИК-излучения основаны на преобразовании энергии этого излучения в другие виды энергии, которые могут быть измерены обычными методами. В зависимости от физических явлений, положенных в основу принципа действия, все приемники оптического диапазона электромагнитного излучения делятся на три группы: тепловые, фотоэлектрические и фотоэлектронные.

В тепловых приемниках поглощенное ИК-излучение вызывает повышение температуры термочувствительных элементов, которое и регистрируется. В фотоэлектрических приемниках поглощенное ИК-излучение приводит к появлению или изменению электрического тока. Фотоэлектрические приемники в отличие от тепловых являются селективными, т.е. чувствительными к определенным частям спектра. В фотоэлектронных приемниках обычно используется фотоэффект.

Существуют также различные фотоэмюльсии, чувствительные к ИК-излучению с $\lambda > 1,2$ мкм.

Болометр. *Болометр* – приемник излучения, принцип действия которого основан на зависимости сопротивления материала от его температуры. Болометры могут быть металлическими (никелевые, висмутовые, золотые, платиновые), полупроводниковыми (германиевые, кремневые, оксидные на основе никеля, кобальта и марганца), диэлектрическими и сверхпроводящими. Поверхность термочувствительного элемента покрывается специальным материалом (например, золотая чернь), обладающим сильным поглощением в ИК-области спектра. В металлическом болометре тонкая (10 мкм) металлическая пластинка покрывается, с одной стороны, диэлектрической пленкой толщиной 0,02 – 0,03 мкм, с другой, слоем золотой черни.

Наиболее чувствительными являются полупроводниковые болометры (их чувствительность превосходит на порядок металлические). Для улучшения теплопроводности полупроводниковый элемент толщиной 10 – 20 мкм наклеивается на массивную диэлектрическую подложку (обычно из кристаллического кварца), рис. 3.3.

На поверхность полупроводника напыляется поглощающий слой. В связи с тем, что масса подложки велика, инерционность

приемника оказывается значительной. Для ее уменьшения полупроводниковые болометры используются при измерениях модулированного излучения.

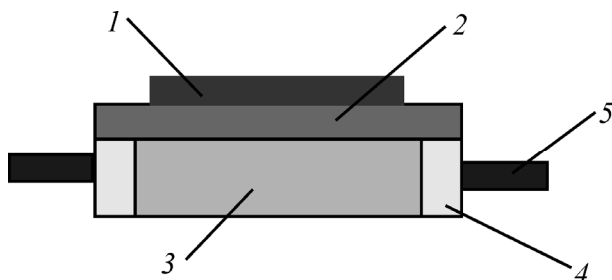


Рис. 3.3. Устройство полупроводникового болометра:
1 – приемный поглощающий слой; 2 – токопроводящий слой;
3 – подложка; 4 – колодка; 5 – выводы

Вследствие того, что в области перехода в сверхпроводящее состояние температурные коэффициенты сопротивления материалов могут достигать тысячи процентов на градус, сверхпроводящие болометры обладают очень высокой чувствительностью. Кроме того, такие болометры имеют постоянную времени $\tau = 0,5$ мс. Их недостатком является необходимость работы при температурах, близких к температуре жидкого гелия.

Обычно болометры включаются в мостиковую схему. Изменения сопротивления, возникающие при поглощении падающего излучения, приводят к изменениям в измерительной схеме (как правило, величина этих изменений составляет $10^{-7} - 10^{-9}$ В).

Термоэлементы. Действие термоэлементов основано на возникновении термоЭДС при нагревании спая двух металлов (термопары). Величина термоЭДС зависит от материалов, из которых изготовлены проводники, и разности температур спаев. Термоэлемент состоит из двух приемных пластин, которые опираются на термопары. Одна из них принимает падающее излучение, а вторая служит для компенсации побочных влияний (рис. 3.4). Эти пластинки помещены в вакуумированный баллон (давление ~ 10 мм рт. ст.) с прозрачным к ИК-области спектра окном.

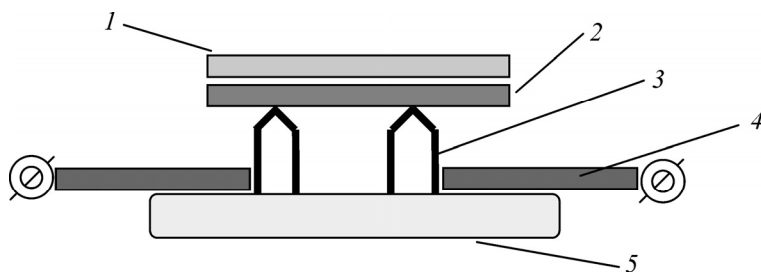


Рис. 3.4. Устройство термоэлемента: 1 – поглощающий слой; 2 – металлическая пластинка; 3 – термопары; 4 – стержни из материалов, составляющих термопару; 5 – основание для крепления проводников

Люминесцентные пленки. Существуют пленки, которые под действием теплового излучения меняют цвет, причем изменение цвета зависит от интенсивности теплового потока, и, в принципе, на их основе можно получить изображение пространственного распределения температуры объекта. Однако контрастная чувствительность и пространственное разрешение таких приборов не достаточно высокое.

Пирозлектрические приемники ИК-излучения. Эти приборы являются новым поколением тепловых приемников света. Действие этих приемников основано на явлении пирозлектричества, которое заключается в изменении дипольных моментов кристаллов при нагревании. В качестве таких кристаллов чаще всего используют титанат бария, ниобат лития и турмалин. При изменении ориентации элементарных диполей кристалла нарушается равновесие поверхностных зарядов и возникает пироЭДС. При подключении электродов пироприемника к нагрузке R через нее начинает протекать ток, вызывающий падение напряжения U_R на сопротивлении R , которое и подлежит измерению. Величина U_R характеризует энергию и мощность излучения. При этом отклик пироприемника пропорционален скорости изменения температуры, а не величине изменения температуры, как в случае других тепловых приемников. В связи с этим пироприемники регистрируют только импульсные модулированные сигналы.

Основой такого приемника является пластина из пирозлектрика, перпендикулярно полярной оси которой расположены металлические электроды. Излучение может поглощаться либо в самой

пластине, либо в слое черни, нанесенном на пироэлектрик. Особенностью пироэлектрических приемников излучения является то, что для их работы не требуется источника питания, так как они сами являются генераторами ЭДС.

Тепловизоры. Они появились в различных медицинских учреждениях в конце 50-х – начале 60-х годов прошлого века и стали широко применяться для целей интроскопии. В их конструкции используется два метода получения тепловых изображений. Один из них базируется на оптико-механической системе сканирования объекта одноэлементным приемником (или небольшим количеством одноэлементных приемников), другой – на многоэлементных приемниках с накоплением на ИК-видиконе или ИК-чувствительной ПЗС-матрице (ПЗС – приборы с зарядовой связью). В случае видикона для получения видеосигнала осуществляется сканирование электронным лучом потенциального рельефа на чувствительной мишени. Тепловое поле объекта проецируется на мишень с помощью объектива.

Сканирующая система в каждый момент времени собирает в узком угле поля зрения на приемник ИК-излучения энергию с элемента сканирующего поля. Оптическая система осуществляет пространственную и спектральную фильтрацию излучения и фокусировку теплового поля в плоскости чувствительной поверхности приемника. Обзор объекта осуществляется последовательно по строкам. Электрический сигнал, возникающий в приемнике, после усиления и обработки модулирует яркость экрана на электронно-лучевой трубке, где формируется видимое изображение распределения теплового поля исследуемого объекта.

При использовании в тепловизорах ПЗС-матриц получение и обработка теплового изображения осуществляется как в обычных телевизионных установках. Более подробно о ПЗС-матрицах и их работе будет сказано дальше.

Размер теплового изображения у диагностических тепловизоров совпадает с общим полем обзора, которое обычно составляет $5 - 25^\circ$.

Типичные современные тепловизоры имеют угловое разрешение около шести угловых минут и поле обзора $20 \times 20^\circ$, что позволяет воспроизвести 200×200 элементов, и тем самым обеспечить

пространственное разрешение 0,2 пар линий/мм при размере рабочего поля 40 × 40 см.

Обычно для повышения чувствительности приемники ИК-излучения охлаждаются жидким азотом.

Тепловизоры имеют ряд преимуществ по сравнению с приборами, предназначенными для других видов диагностики, – это, прежде всего, абсолютная безопасность, бесконтактное обследование и высокая достоверность. Кроме того, перед началом обследования пациента не требуется осуществлять какую-либо его специальную подготовку.

В настоящее время существует много фирм (в том числе и российских), которые производят медицинские тепловизоры. Например, компьютеризированный тепловизор ТВ-04 «Кст» (рис. 3.5) выпускается в России компанией «Научно-исследовательский испытательный центр технического проектирования».

Общие физико-технические характеристики тепловизора ТВ-04 «Кст»

Температурное разрешение в диапазоне температур 30 – 40 °С, °С, не более	0,1
Область температур исследуемого объекта, °С	20 – 100
Угол зрения, град., не менее	14 × 14
Расстояние до исследуемого объекта, м	0,3 – 500
Период строчной развертки, мс	20 ± 0,2
Период кадровой развертки, с	3,2 ± 0,2
Время хранения азота в криостате фотоприемника, ч	4
Расход жидкого азота на одну заливку, см ³	70
Неравномерность сигнала по полю изображения, %, не более	5
Число точек в кадре, не менее	110 × 110
Габариты камеры, мм	88 × 181 × 219
Масса камеры, кг	3

Для нужд медицины сегодня применяются, главным образом, тепловизоры с внутренним механическим сканированием изображения, несмотря на то, что они являются недостаточно надежными и их параметры (чувствительность, быстродействие, пространственная разрешающая способность, контрастность) не столь высоки. Основная их привлекательность заключается в сравнительно невысокой стоимости.



Рис. 3.5. Общий вид тепловизора ТВ-04 «Кст»



Рис. 3.6. Тепловизионная камера «ТКВр-ИФП СВИТ»

В институте физики полупроводников СО РАН (Новосибирск) налажен выпуск медицинских тепловизоров ТКВр-ИФП. Эти приборы отличаются высокой надежностью в связи с отсутствием механических узлов в системе сканирования, высокой температурной чувствительностью (не хуже $0,03\text{ }^{\circ}\text{C}$) и пространственной разрешающей способностью, хорошим быстродействием (в реальном режиме измерений – около 20 кадров в секунду, а максимальная частота может достигать 50 кадров в секунду). Приборы нового поколения (матричные тепловизоры) имеют в 2 – 3 раза более высокую стоимость по сравнению с тепловизорами, основанными на механической системе сканирования изображения. Тепловизор (или тепловизионная камера) ТКВр-ИФП СВИТ (рис. 3.6) предназначен для использования как в медицине, так и в промышленности для формирования теплового изображения объекта (термограммы) и измерения температуры в любой точке объекта без физического контакта с ним. Высокое температурное разрешение и частота кадров камеры позволяют получать четкие высоконтрастные термограммы объектов в режиме реального времени.

3.1.4. Применение ИК-излучения в медицине

Еще древние греки использовали свойства ИК-излучения для диагностики различных заболеваний человека. Для этой цели они обмазывали его тело слоем глины и наблюдали за процессом ее высыхания. В тех местах, где обнаруживалось быстрое высыхание глины, как правило, находились очаги внутреннего воспаления.

Сегодня ИК-излучение широко используется в различных областях медицины. Даже простое измерение температуры тела пациента теперь осуществляется дистанционно с помощью приборов, имеющих ИК-датчики. Это позволило полностью заменить ртутные термометры, с которыми необходимо осторожное обращение. Типичное распределение температуры на лице пациента, полученное с помощью тепловизоров различной чувствительностью, показано на рис. 3.7.



Рис. 3.7. Изображение человеческого лица в инфракрасном диапазоне излучения

С помощью тепловизоров можно обнаружить большое число различных заболеваний. Эти приборы широко применяют в таких разделах медицины, как:

- онкология (опухоли молочных желез, щитовидной железы, лимфатических узлов, костей и т.д.);

- неврология (патология периферических нервов конечностей, неврологические синдромы остеохондроза различных отделов позвоночника);

- ангиология (различные заболевания магистральных артерий и вен конечностей);

- травматология и ортопедия (переломы позвоночника, деформирующие артрозы крупных суставов, остеомиелиты длинных трубчатых костей на этапах лечения, ранняя диагностика глубины ожогового поражения и т.д.);

- общая хирургия (острая воспалительная патология брюшной полости);

реконструктивно-восстановительная хирургия (диагностика жизнеспособности пересаженных и реимплантированных сегментов, трансплантатов);

оториноларингология (воспалительные заболевания придаточных пазух);

эндокринология (заболевания щитовидной железы, сосудистые и неавральные осложнения сахарного диабета).

Тепловизоры широко используются в диагностике клинических синдромов, при контроле динамики патологических процессов и

эффективности проводимого лечения, при прогнозировании характера течения патологического процесса. В качестве примера на рис. 3.8 приведено изображение, полученное с помощью тепловизора, голени пациента, страдающего сахарным диабетом.

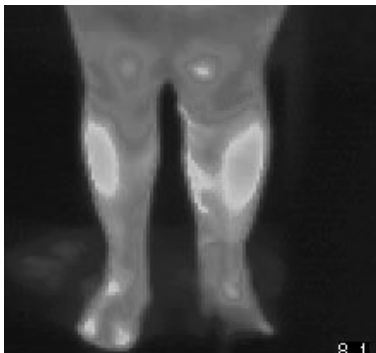


Рис. 3.8. Изображение в инфракрасном диапазоне излучения голени пациента, страдающего сахарным диабетом

Можно также отметить, что ближняя ИК-область спектра (от 0,76 до 1,35 мкм) используется и для обычной подсветки глаза. В этой области спектра удается исследовать состояние радужки и зрачка при непрозрачной для видимого света роговице глаза.

3.2. Ультрафиолетовое излучение

3.2.1. Общие характеристики

Ультрафиолетовым (УФ) называется электромагнитное излучение, занимающее спектральную область между видимым и рентгеновским излучениями в пределах длин волн λ от 10 до 400 нм. Этот диапазон условно подразделяется на ближнюю (200 – 400 нм) и далекую, или вакуумную, (10 – 200 нм) области. Название последней обусловлено тем, что в этой области УФ-излучение сильно поглощается воздухом и его исследование возможно только в вакууме.

Ближайшее УФ-излучение было открыто в 1801 г. немецким ученым И.В. Реттером и английским ученым У. Волластоном, а вакуумное – немецким ученым В. Шуманом и английским ученым Т. Лайманом (1924 г.).

Спектры УФ-излучения могут быть линейчатыми (спектры изолированных атомов, ионов, легких молекул), непрерывными (спектры тормозного или рекомбинационного излучений) или состоять из полос (спектры тяжелых молекул).

При взаимодействии УФ-излучения с веществом наблюдается ионизация его атомов или выбивание электронов в результате фотоэффекта.

Оптически свойства УФ-излучения существенно отличаются от видимого света. Большинство прозрачных сред имеет высокий коэффициент поглощения по отношению к УФ-излучению. Например, обычное стекло практически полностью его поглощает.

Однако такие вещества, как увиолевое стекло, сапфир, фтористый магний, кварц, флюорит, фтористый литий (имеющий наиболее далекую границу прозрачности – до $\lambda \approx 105$ нм), и некоторые другие материалы прозрачны для УФ-излучения.

Среди газообразных веществ наибольшую прозрачность имеют инертные газы. Самую коротковолновую границу имеет Не ($\lambda = 50,4$ нм). Воздух непрозрачен практически при $\lambda < 185$ нм из-за поглощения УФ кислородом.

Коэффициент отражения УФ для всех материалов понижается с уменьшением длины волны λ . Например, для Al, являющимся одним из лучших отражающих веществ для видимого света, отражательная способность резко падает при $\lambda < 105$ нм вследствие окисления его поверхности. Наибольшие (10 – 30 %) коэффициенты отражения УФ имеют такие материалы, как золото, платина, радий, вольфрам и др.

3.2.2. Источники УФ-излучения

Естественные источники УФ. Естественными источниками УФ являются наше Солнце, звезды, туманности и другие космические объекты. Однако лишь длинноволновая часть их УФ-излучения ($\lambda > 290$ нм) достигает земной поверхности. Более коротковолновое излучение поглощается атмосферой на высоте 30 – 200 км.

Излучение УФ далеких космических объектов практически полностью поглощается межзвездным водородом.

Излучение нагретых до температуры порядка 3000 К твердых тел содержит заметную долю УФ-излучения непрерывного спектра, интенсивность которого растет с увеличением температуры. Более мощным источником УФ-излучения является любая высокотемпературная плазма, образующаяся, например, в электродуговых и атмосферных (молния) разрядах.

Искусственные источники УФ. Сегодня в качестве источников УФ-излучения наибольшее распространение получили газонаполненные лампы, хотя они также излучают и в видимом диапазоне. При подаче на лампу электрического напряжения небольшое количество свободных электронов, присутствующих в газе, ускоряется электрическим полем до энергии, существенно превышающей энергию ионизации нейтральных атомов и молекул. Под действием таких электронов в лампе развивается лавинообразная ионизация газа. В результате происходит возбуждение атомов, а затем их спонтанный переход в основное состояние с излучением соответствующих фотонов.

Спектральное излучение газа квазимонохроматично только в области очень низких давлений. При увеличении давления в газоразрядных лампах спектральные линии излучения существенно уширяются.

При оптических измерениях наиболее часто используются следующие газоразрядные источники излучения: водородные, дейтериевые и ртутные лампы высокого давления, а также лампы сверхвысокого давления (аргоновые, криптоновые, ксеноновые и ртутные).

Водородная лампа. Такая лампа является наиболее распространенным источником в ультрафиолетовой области спектра. Газовый разряд в водороде излучает не только отдельные спектральные линии, но и непрерывный спектр (континуум), расположенный в ультрафиолетовой области. Лампы такого типа обладают непрерывным спектром излучения в области 20 – 250 нм и линейчатым в области 90 – 170 нм (рис. 3.9).

Флуктуации разрядного тока (в небольших пределах), или давления, водорода не влекут за собой заметных изменений в распределении энергии в спектре излучения (в отличие от ламп накалива-

ния, у которых изменение тока существенно меняет интенсивности в спектре). В связи с этим водородная лампа является удобным источником с известным распределением энергии в области 180 – 300 нм. Широко используются также лампы, наполненные дейтерием, которые на 30 – 50 % эффективнее водородных ламп.

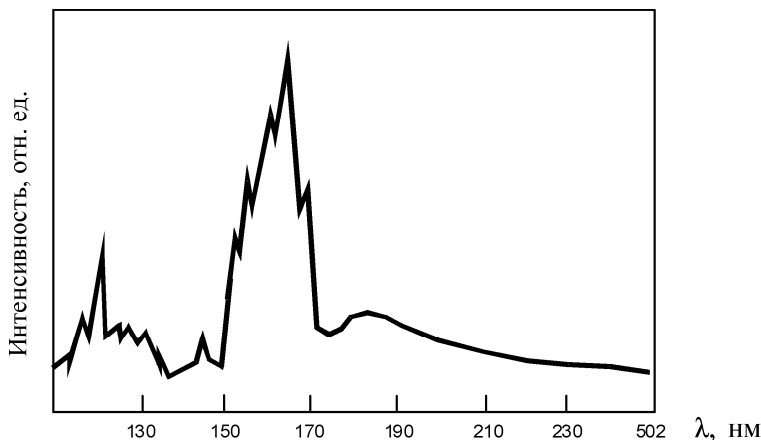


Рис. 3.9. Спектр излучения водородной лампы

Газоразрядные ртутные лампы. Применение ртути в источниках света обусловлено несколькими причинами. Во-первых, пары ртути имеют небольшое число ярких, широко расставленных спектральных линий, расположенных в УФ-, видимой и ближней ИК-области спектра. Во-вторых, давление паров ртути можно изменять от 0,1 до 10^6 Па. В-третьих, пары ртути химически мало активны и почти не взаимодействуют с материалами, из которых изготовлены колбы и электроды ртутных ламп. Спектральное распределение излучения ртутных ламп сильно зависит от давления наполняющего их газа. В связи с этим различают при типа ртутных разрядных ламп: лампы низкого (1,33 Па), высокого ($1,33 - 5,32 \cdot 10^4$ Па) и сверхвысокого (10^6 Па) давления.

Кадмиевая лампа. Она применяется для получения света, спектр излучения которой представляет собой набор большого числа линий различной интенсивности в широкой спектральной области. Наиболее яркой является линия с $\lambda = 535,046$ нм. Распределение энергии по спектру сильно зависит от давления паров в

лампе. С увеличением давления спектр перекрывается сплошным фоном.

Натриевая лампа. Такая лампа лучше всего подходит для целей получения монохроматического света, в спектр которой входит дублет линии натрия 588,9953 и 560,6923 нм.

Лампы сверхвысокого давления. Эти (аргоновые, криптоновые, ксеноновые) лампы удобно использовать для большинства оптических измерений, так как они имеют непрерывный спектр испускания. Ввиду высокого давления напряжение зажигания таких газоразрядных ламп доходит до десяти киловольт. При разогревании лампы давление в ее колбе возрастает примерно до 60 атм. Излучение газовых ламп сверхвысокого давления имеет сплошной спектр с отдельными спектральными линиями, выделяющимися на его фоне. При этом наибольшая протяженность сплошного спектра наблюдается у ксеноновых ламп. По этой причине в современных установках, применяемых для люминесцентных измерений, чаще используют именно ксеноновые лампы.

На рис. 3.10 приведены распределения энергии излучения в спектрах перечисленных выше источников. Из них видно, что вольфрамовые лампы целесообразно применять при работе с длинноволновой видимой части спектра (кривая 1). В области длин волн

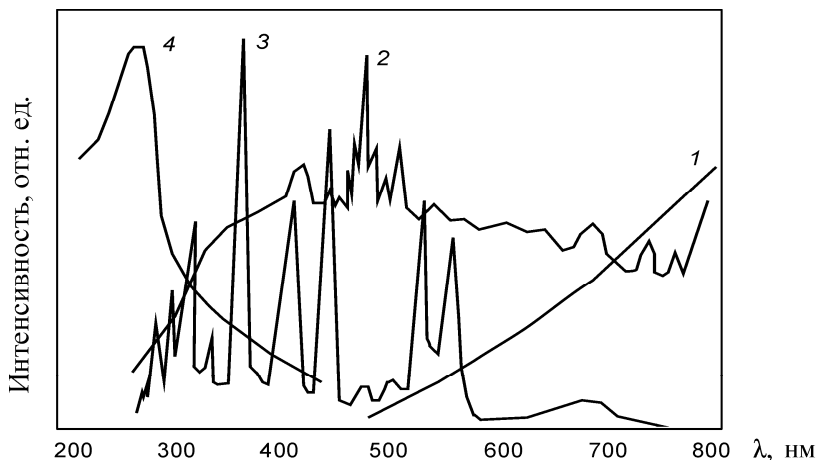


Рис. 3.10. Относительные спектральные распределения энергии излучения вольфрамовой (1); ксеноновой (2); ртутной низкого давления (3); и водородной (4) ламп

300 – 700 нм наиболее удобны ксеноновые лампы (кривая 2). В области длин волн менее 30 нм энергия излучения ксеноновых ламп сверхвысокого давления мала, поэтому здесь предпочтительнее использовать ртутные лампы низкого деления (кривая 3). В УФ-области целесообразно примерять водородные (кривая 4) или дейтериевые лампы.

Лазеры. В качестве источника УФ-излучения могут использоваться также и лазеры. Например, ионный лазер на основе He-Cd обеспечивает непрерывное когерентное излучение с длиной волны $\lambda = 325$ нм. Более подробно излучение лазеров будет рассмотрено в гл. 4.

3.2.3. Приемники УФ-излучения

Для регистрации УФ-излучения с длинной волны более 200 нм можно использовать обычные фотоматериалы, а для коротковолновой области – более чувствительные к нему специальные маложелатиновые фотослои.

Применяются также фотоэлектрические приемники, использующие способность УФ-излучения вызывать ионизацию и фотоэффект, – фотодиоды, ионизационные камеры, счетчики фотонов, фотоэлектронные умножители и т.д.

При исследовании УФ-излучения применяются также различные люминесцирующие вещества, преобразующие его в видимое излучение. На этой основе созданы приборы для визуализации излучения в УФ-области.

Более подробно устройство различных приемников как видимого света, так и коротковолновых излучений, в том числе и УФ, будет рассмотрено в следующей главе.

3.2.4. Применение УФ-излучения в медицине

Излучение УФ поглощается верхними слоями тканей кожи человека и животных. При этом происходят химические изменения молекул биополимеров. Малые дозы УФ-излучения оказывают благотворное действие на организмы – способствуют образованию витаминов группы D, улучшают иммунобиологические свойства. Витамин D₃ необходим для всасывания кальция в тонком кишечнике, нормального фосфорно-кальциевого обмена и образования

костей, при его недостатке у детей развивается тяжелое заболевание – рахит.

Хронический дефицит витамина D₃ приводит к ослаблению костной ткани. К группе риска относятся темнокожие дети, живущие в северных странах, и пожилые люди, которые мало бывают на свежем воздухе. Некоторые исследователи считают, что увеличение частоты заболеваемости раком при использовании солнцезащитных средств связано именно с блокировкой синтеза витамина D₃. Возможно, что его дефицит приводит к возрастанию риска рака толстой кишки и молочной железы.

С помощью ультрафиолета эффективно лечат кожные заболевания такие, как псориаз, экзема, розовый лишай и т.д. Датский врач Нильс Финсен в 1903 г. получил Нобелевскую премию за применение ультрафиолета в лечении волчаночного туберкулеза кожи. Метод облучения крови ультрафиолетом сейчас успешно применяют для лечения воспалительных и других заболеваний.

С давних времен известно бактерицидное действие ультрафиолета. Обеззараживающий эффект УФ-излучения в основном обусловлен фотохимическими реакциями, в результате которых происходят необратимые повреждения биологических структур. Ультрафиолет поражает именно живые клетки, не оказывая воздействия на химический состав среды, что имеет место для химических дезинфектантов. Это свойство исключительно выгодно отличает его от всех химических способов дезинфекции. Излучение УФ применяется для обеззараживания операционных блоков, перевязочных кабинетов, стоматологических кабинетов. Кроме того, в специальных бактерицидных камерах осуществляется стерилизация различных медицинских инструментов.

Широко используется УФ-излучение в флуориметрии, в частности для анализа состава крови. В основе флуориметрических измерений лежит явление флуоресценции, которое заключается в возникновении характеристического света некоторых молекул после облучения их ультрафиолетом. Степень возбуждения молекулы зависит от амплитуды и длины волны падающего излучения. Вследствие потери части энергии спектр испускания лежит в более длинноволновой области излучения по сравнению со спектром возбуждения. Одним из преимуществ флуориметрии является более высокая чувствительность, которая может на четыре порядка

превышать чувствительность фотометрических методов. Особое преимущество флуориметрии – очень высокая специфичность определения различных веществ. Дело в том, что способностью к флюоресценции обладает небольшое число веществ, так что другие вещества не могут помешать при измерении флуоресцентного свечения конкретного вещества. Кроме того, вещества, имеющие сходные спектры возбуждения, могут иметь различные спектры испускания и наоборот. Следовательно, правильный выбор рабочих полос частот для двух волновых селекторов может обеспечить дополнительное подавление фонового сигнала. Совокупность указанных свойств обеспечивает возможность флуориметрического определения пикограммовых количеств анализируемых веществ. Для предотвращения поглощения спектра флуоресценции другими молекулами при его прохождении через раствор в измерениях используют сильноразбавленные образцы.

Следует, однако, помнить, что облучение УФ должно быть строго регламентировано, так как его длительное воздействие на человека может привести к нежелательным последствиям. Например, большие дозы УФ-излучения могут вызывать повреждение глаз и ожог кожи, а иногда способствовать образованию меланомы – злокачественной опухоли кожи. Поэтому следует уделять особое внимание безопасному использованию УФ-излучения. Это относится как к людям, которые сталкиваются с УФ-излучением в силу своих профессиональных обязанностей (при производстве микросхем, выполнении сварочных работ, в медицинских учреждениях, соляриях, в банках и обменных пунктах при проверке денежных купюр), так и к отдыхающим на южных или высокогорных курортах.

3.3. Видимое излучение

3.3.1. Общие характеристики ВИ

Видимая область электромагнитного излучения (400 – 760 нм) является «окном», причем достаточно узким, через которое человек воспринимает окружающий нас мир и получает о нем около 90 % информации. Естественно, что видимый свет стал первым диапазоном электромагнитных волн, который был изучен наиболее деталь-

но. Природа снабдила человека двумя глазами, которые совместно с мозгом образуют уникальный оптический прибор для восприятия и анализа видимого излучения (ВИ). Несмотря на столь мощную «приборную оснащенность» и накопленную в течение тысячелетий информацию о световом излучении, научное исследование природы света началось только в начале XVII в. К этому времени накопился огромный экспериментальный материал, относящийся к различным проявлениям света. Так уже в раннем средневековье (XIII в.) появились первые линзы для очков, в начале XVI в. был построен первый микроскоп (голландец Янсен), а в 1737 г. Г. Галилей изобрел телескоп. По-настоящему научные исследования природы света начались с работ великого И. Ньютона, который определил длину волны света и связал ее с цветом, а также экспериментально установил дифракцию, интерференцию и поляризацию световых волн. Он впервые сформулировал корпускулярную теорию света, согласно которой свет не что иное как поток мельчайших частиц, излучаемых источником. Сегодня мы знаем, что свет обладает как волновыми, так и корпускулярными свойствами, и этот дуализм является проявлением фундаментальных законов природы.

При взаимодействии света с веществом наблюдаются процессы отражения, преломления, рассеяния и поглощения. Одним из важнейших свойств видимого света является возможность фокусировки его с помощью различных линз. Видимый свет также обладает достаточной энергией для выбивания электронов из атома, в результате чего возникает внутренний или внешний фотоэффект. Это явление широко используется при создании различных приборов для изучения и детектирования света.

Основные характеристики света. Приведем физические величины, характеризующие свет, и единицы их измерения в Международной системе единиц. Рассмотрим две группы физических величин – энергетические и световые.

Энергетические величины. Они применяются для характеристики света как электромагнитного излучения, переносящего энергию. К ним относятся поток излучения, энергетическая сила света, энергетическая яркость и энергетическая освещенность.

Поток излучения Φ_3 (поток лучистой энергии, мощность излучения) – величина, равная отношению энергии излучения ΔW , пе-

реносимой излучением в данном направлении, к времени Δt переноса:

$$\Phi_{\text{э}} = \Delta W / \Delta t .$$

Поток излучения выражается в ваттах (Вт).

Энергетическая сила света $I_{\text{э}}$ (сила излучения) определяется как поток излучения $d\Phi_{\text{э}}$ источника, приходящегося на единицу телесного угла $d\Omega$ в данном направлении:

$$I_{\text{э}} = d\Phi_{\text{э}} / d\Omega .$$

Выражается в ваттах на стерадиан (Вт/ср). Для одного и того же источника энергетическая сила света может быть различной в разных направлениях.

Энергетическая яркость $B_{\text{э}}$ представляет собой энергетическую силу света, приходящегося на единицу площади проекции поверхности источника на направление, перпендикулярное направлению распространения излучения:

$$B_{\text{э}} = \frac{dI_{\text{э}}}{dS \cos \varphi} .$$

Здесь dS – размер элемента площадки, а φ – угол между направлением излучения и направлением нормали к площадке. Энергетическая яркость выражается в ваттах на стерадиан на метр в квадрате (Вт/(ср · м²)).

Энергетическая освещенность $E_{\text{э}}$ (облученность) определяется плотностью потока излучения, падающего на единицу поверхности:

$$E_{\text{э}} = d\Phi_{\text{э}} / dS ,$$

где $d\Phi_{\text{э}}$ – поток излучения, приходящийся на элементарную площадку площадью dS . Энергетическая освещенность выражается в ваттах на квадратный метр (Вт/м²). При одной и той же интенсивности излучения энергетическая освещенность может быть различной в зависимости от ориентации поверхности, на которую падает излучение. При данной интенсивности излучения энергетическая освещенность будет пропорциональна косинусу угла между направлением потока и направлением нормали к поверхности, на которую падает поток.

Световые характеристики. Для характеристики световых ощущений, возникающих от восприятия электромагнитных излу-

чений с длинами волн в видимом диапазоне, используют иные световые величины: световой поток, сила света, освещенность, яркость. Ощущение света у человека зависит от длины волны излучения (с постоянным значением потока излучения). При этом наибольшая чувствительность проявляется при длине волны $\lambda \approx 555$ нм (желто-зеленый цвет). Как с увеличением (смещение в красную область), так и с уменьшением (смещение в синюю область) длины волны, чувствительность глаза понижается. Условно максимальная чувствительность принимается за единицу, а чувствительность к другим длинам волн оценивается в относительных величинах. Зависимость относительной чувствительности глаза от длины волны излучения называется *относительной спектральной световой эффективностью излучения* $V(\lambda)$.

Световой поток Φ_v – поток излучения, оцениваемый по зрительному ощущению. Если Φ_{λ} – поток монохроматического излучения с длиной волны λ , то световой поток Φ_v определяется из соотношения

$$\Phi_v = K \Phi_{\lambda} V(\lambda),$$

где K – переводной множитель при переходе от единиц энергетических величин к единицам световых величин, $K = 683$ лм/Вт, люмен (лм) – единица светового потока.

Световой поток сложного спектрального состава описывается формулой

$$\Phi_v = K \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \rho_{\lambda} \cdot V(\lambda) d\lambda ,$$

где ρ_{λ} – спектральная плотность потока излучения с длиной волны λ , а пределы интегрирования λ_1 , λ_2 определяются диапазоном видимого излучения.

Сила света I_v – характеристика точечного источника света, определяется как световой поток излучения источника, приходящий ся на единицу телесного угла:

$$I_v = \frac{d\Phi_v}{d\Omega} .$$

Сила света – основная физическая величина, в системе величин, на которой построена Международная система единиц (СИ). Единицей силы света является кандела (кд).

Единица светового потока – люмен – является производной единицей в СИ и определяется как световой поток, излучаемый точечным источником с силой света в одну канделу внутри телесного угла в один стерадиан.

Освещенность E_v – величина, характеризующая поверхностную плотность падающего на некоторое тело светового потока

$$E_v = \frac{d\Phi_v}{dS},$$

где $d\Phi_v$ – световой поток, падающий на поверхность dS . Единицей измерения является люкс (лк), представляющий собой освещенность поверхности площадью в один квадратный метр, на которую падает равномерно распределенный световой поток в один люмен.

Яркость L_v светящейся поверхности в некотором направлении φ определяется отношением силы света dI_v в этом направлении к проекции светящейся поверхности dS на плоскость, перпендикулярную направлению наблюдения:

$$L_v = \frac{dI_v}{dS \cos \varphi}.$$

Яркость выражается в канделах на квадратный метр (кд/м²).

Человек в общем может «ощущать» яркость в широком диапазоне: от 10^{-4} до 10^4 кд/м².

Способность глаза обнаружить изменение яркости характеризуется контрастной чувствительностью $\epsilon_{\text{гл}}$, определяемой соотношением

$$\epsilon_{\text{гл}} = \Delta L_v / L_v,$$

где ΔL_v – заметное для зрения приращение яркости относительно яркости L_v . В диапазоне яркостей от 1 до 10^4 кд/м² контрастная чувствительность зрения достаточно постоянна и находится ориентировочно в пределах от 0,02 до 0,04.

Число различимых глазом градаций яркости можно оценить по формуле:

$$m = \ln(L_{v\text{max}} / L_{v\text{min}}) / \ln(1 + \epsilon_{\text{гл}}) \approx \frac{\ln(L_{v\text{max}} / L_{v\text{min}})}{\epsilon_{\text{гл}}}.$$

3.3.2. Источники ВИ

Основным естественным источником света на Земле является наше Солнце. Падающий на поверхность Земли свет имеет непрерывный спектр. Непрерывный спектр видимого диапазона излучается также и нагретыми телами. В разреженных газах при возбуждении атомов образуются линейчатые спектры излучения, характерные для конкретных веществ.

Светодиоды. Кроме ламп накаливания, тепловых и газоразрядных источников света, рассмотренных ранее, в оптических исследованиях применяются также электролюминесцентные источники света, в которых в качестве излучающего элемента используется p - n переход. Эти источники часто называют *светодиодами*. Известно, что в области p - n перехода образуется потенциальный барьер. Когда к светодиоду прикладывается напряжение в прямом направлении (отрицательное по отношению к области n), то перенос электронов в область n будет поднимать уровень Ферми в этой области. В результате произойдет снижение потенциального барьера перехода и электроны из области n могут переходить в p -область. В связи с этим в p -области нарушается состояние равновесия между электронами и дырками и происходит рекомбинация электронов и дырок, при которой освобождается фотон. Энергия фотона зависит от ширины запрещенной зоны, поэтому для светодиодов, изготовленных из различных полупроводниковых материалов, будут наблюдаться свечения различных длин волн. Так, для InAs $\lambda = 0,85$ мкм, а для GaP $\lambda = 0,62$ мкм. Излучение полупроводникового светодиода с p - n переходом происходит в узкой спектральной полосе

($\lambda/\Delta\lambda = 10$) с постоянной времени порядка наносекунд.

Принципиальная схема светодиода показана на рис. 3.11. Длину волны излучения светодиода можно изменять, не только подбирая для них соответствующие материалы, но и добавляя различные примеси.

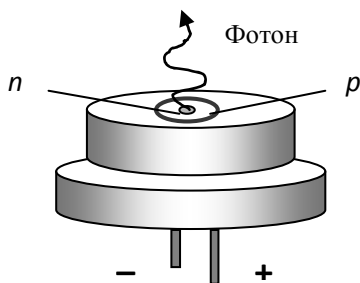


Рис. 3.11. Устройство полупроводникового светодиода

Так, в соединениях $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{As}$ при увеличении количества алюминия свечение смещается с красную область. В соединениях $\text{GaAl}_{1-x}\text{As}_x$ с увеличением количества фосфора длина волны излучения уменьшается. При добавлении в эти соединения азота возникнут центры люминесценции, дающие излучение желтого или красного цвета. Соединения GaP, содержащие атомы цинка и кислорода, дают красное свечение, в то время как примесь азота в них вызывает зеленое свечение.

Несмотря на возможность перекрытия широкого спектрального диапазона, светодиоды из-за малой интенсивности освещения (особенно в синей области спектра) редко используются в качестве основного источника света, но они широко применяются в качестве дополнительных источников света и, в первую очередь, для автоматизации оптических измерений.

Лазеры. Отдельный класс источников электромагнитного излучения образуют лазеры, которые обеспечивают высокую монохроматичность и когерентность светового луча. Сегодня лазеры – отдельная область научных исследований с многочисленными приложениями, в том числе и в медицине, поэтому целесообразно рассмотреть их устройство и основные характеристики в отдельной главе.

3.3.3. Приемники ВИ

Исключительно высокая информационная емкость светового поля как носителя информации, огромная скорость распространения оптических сигналов по информационным каналам предопределили широкий интерес к использованию оптических методов приема, передачи и обработки информации в различных видах радиоэлектронной и оптико-электронной аппаратуры. Неотъемлемым элементом этой аппаратуры является приемник оптического излучения.

Фотоэлектронные детекторы излучения. Это приборы, основанные на использовании внешнего фотоэффекта, при котором свободные электроны покидают вещество под действием света. При поглощении света таким веществом энергия фотона полностью передается одному из электронов. Если эта энергия достаточна для того, чтобы освободить электрон от удерживающих его свя-

зей в металле, он может выйти за пределы поверхности. Фотоэффект описывается уравнением Эйнштейна, которое учитывает энергию фотона $\hbar\omega$, энергию вылетевшего электрона $mV^2/2$ и работу выхода $e\phi$, на которую затрачивается часть энергии фотона:

$$\hbar\omega = \frac{1}{2}mV^2 + e\phi.$$

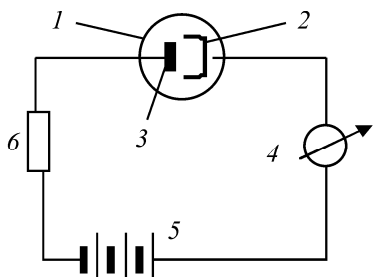


Рис. 3.12. Принципиальная схема вакуумного фотоэлемента: 1 – вакуумированный или газонаполненный баллон; 2 – анод; 3 – фотокатод; 4 – измерительный прибор; 5 – внешний источник питания; 6 – сопротивление

Фотоэлемент с внешним фотоэффектом. Такой фотоэлемент представляет собой вакуумированный или газонаполненный баллон с анодом и фотокатодом, между которыми создается разность потенциалов за счет внешнего источника питания (рис. 3.12).

Одной из основных характеристик фотоэлементов является спектральная чувствительность его фотокатода σ , которая определяется отношением фототока катода I к потоку энергии падающего на него света $W(\lambda)$:

$$\sigma(\lambda) = I / W(\lambda).$$

Другой величиной, характеризующей спектральную чувствительность фотокатода, является его спектральная квантовая эффективность $K(\lambda)$ (число электронов, испускаемых при поглощении одного кванта излучения):

$$K(\lambda) = 1,24 \sigma(\lambda) / \lambda.$$

Часто для характеристики фотокатода фотоэлементов вводится его интегральная чувствительность, которая равна

$$\sigma = \frac{I}{\Phi},$$

где Φ – световой поток.

Из фотоэлементов с внешним фотоэффектом наиболее распространены сурьмяно-цезиевые и кислородно-цезиевые. Первые

имеют максимум чувствительности в области 430 нм и используются для работы с УФ и видимой областях спектра. Вторые имеют два максимума чувствительности: один – в УФ-области (около 350 нм); второй, в близкой ИК-области (около 800 нм).

Фотоэлектронный умножитель (ФЭУ). Он основан на использовании явления вторичной электронной эмиссии. Принципиальная схема ФЭУ показана на рис. 3.13. Электроны, вылетающие из фотокатода при его освещении, ускоряются электрическим полем на пути к первому диноду. Падающие на динод электроны высоких энергий выбивают с его поверхности от двух до пяти вторичных электронов (каждый динод состоит из пластинки, покрытой веществом с малой работой выхода). Так как между последовательными динодами приложено определенное электрическое напряжение, то вторичные электроны ускоряются положительным потенциалом на пути ко второму диноду и т.д. Этот процесс может быть повторен несколько раз. Вторичные электроны с последнего из динодов собираются на аноде. Если фотокатод ФЭУ обладает интегральной чувствительностью σ , а коэффициент его усиления равен M , то величина $\sigma_{\text{ф}} = \sigma M$ называется интегральной чувствительностью ФЭУ. В результате регистрации фотона на выходе ФЭУ образуется короткий электрический импульс, амплитуда которого зависит от энергии фотона.

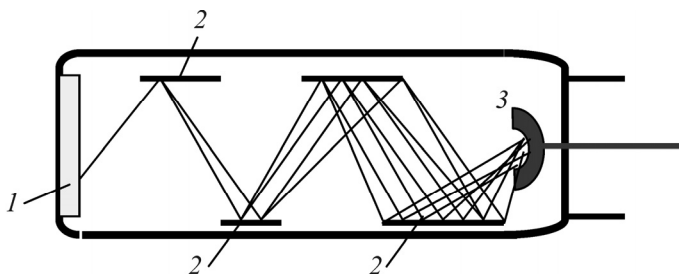


Рис. 3.13. Принципиальная схема ФЭУ:
1 – фотокатод; 2 – диноды; 3 – анод

Фоторезисторы. Фоторезисторы представляют собой простейшие полупроводниковые структуры с одним типом проводимости, у которых под действием падающего на них оптического излучения происходит изменение проводимости. Этот процесс протекает

вследствие образования в них носителей заряда (электронов и дырок) и перехода электронов из валентной зоны в зону проводимости (фоторезисторы с собственной фотопроводимостью), из валентной зоны на примесный уровень или из примесного уровня в зону проводимости (фоторезисторы с примесной фотопроводимостью). В фотоприемниках под действием поглощенного излучения возникают свободные электроны, увеличивающие электропроводность кристалла (так называемая фотопроводимость). Фотопроводимость может проявляться в полупроводниках как с собственной, так и с примесной проводимостью. В полупроводнике с собственной проводимостью энергия падающего фотона должна быть больше ширины запрещенной зоны: $h\nu > \Delta E = E_p - E_v$ (рис. 3.14, а). В этом случае возбужденные электроны переходят из валентной зоны в зону проводимости, создавая возможность для прохождения тока.

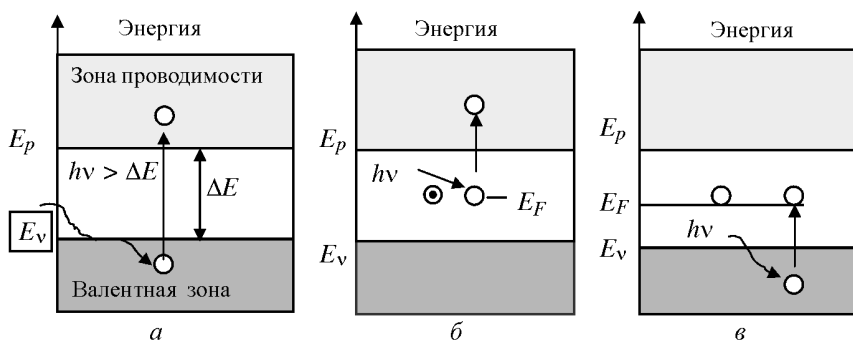


Рис. 3.14. Собственная (а) и примесная (б, в) фотопроводимости в полупроводнике

Примеси в полупроводнике образуют разрешенные уровни E_F в запрещенной зоне (рис. 3.14, б, в). Благодаря этим уровням в полупроводнике осуществляются электронные переходы под действием фотонов с энергией, превосходящей разность $E_p - E_F$, происходит переход электрона в зону проводимости (см. рис. 3.14, б). Если же энергия фотона не превосходит разность $E_F - E_v$, то процесс его поглощения сопровождается переходом электрона из валентной зоны на примесный уровень (см. рис. 3.14, в). В обоих случаях возникает фотопроводимость.

Фотодиоды. Они представляют собой монокристаллические структуры, содержащие две области с различными типами проводимости (*n*- и *p*-типа), образующие область объемного заряда (называемую *n-p* переходом). Под действием падающего на одну из областей фотодиода оптического излучения его вольт-амперная характеристика изменяется.

Лавинные фотодиоды. Такие фотодиоды обладают свойством внутреннего усиления фототока, протекающего через освещенный *n-p* переход. Механизм их работы основан на использовании лавинообразного нарастания числа носителей заряда, образующихся вследствие ударной ионизации в *n-p* переходе, ширина которого больше длины свободного пробега неосновных носителей заряда. Необходимая энергия для возбуждения валентных электронов неосновными носителями, втягиваемыми в область *n-p* перехода, придается путем создания в ней соответствующей напряженности электрического поля.

Фотоэлементы полупроводниковые. Эти фотоэлементы состоят из двух контактирующих материалов (металл-полупроводник, полупроводник-полупроводник), которые в контактной области создают запирающий слой, действующий по аналогии с *n-p* переходом фотодиода. При освещении полупроводника в нем образуются возбужденные носители заряда, разделяемые и перемещаемые запирающим слоем к различным электродам, в результате чего между последними возникает разность потенциалов, т.е. фотоЭДС. В отличие от фоторезисторов эти приемники ведут себя как генераторы энергии и могут давать сигнал в отсутствие питания – так называемый фотогальванический эффект. Фотогальванический эффект возникает в тончайшем запирающем слое полупроводникового фотопреобразователя (толщина слоя 10^{-6} см). Этот слой называется электронно-дырочным *p-n* переходом. С одной стороны *p-n* перехода находятся в избытке электроны проводимости (*n*-область), с другой – положительно заряженные дырки (*p*-область) (рис. 3.15). При контакте областей происходит взаимная диффузия электронов из *n*- в *p*-область, а дырок – в обратном направлении, в результате чего образуется потенциальный барьер, препятствующий дальнейшей самодиффузии дырок и электронов. При освещении области *p-n* перехода за счет ионизации в ней появляются неосновные носители (электроны в *p*-области и дырки в *n*-области).

Под действием барьера непрерывно возникающие дополнительные электроны проводимости будут уходить из p -области в n -область, а дырки, наоборот, из n -области в p -область, что приведет к возникновению тока в цепи. Величина фото-ЭДС зависит от интенсивности и спектрального состава светового потока.

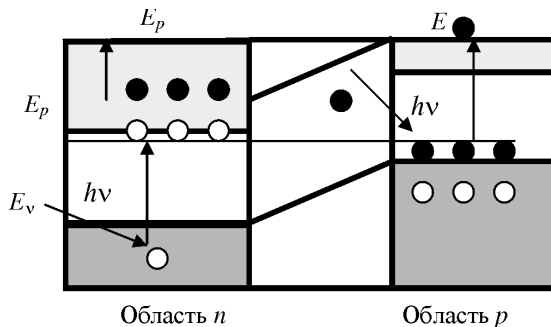


Рис. 3.15. Фотогальванический эффект в приемниках с p - n переходами

Многоканальные фотоприемники. Многоканальные приемники светового излучения подразделяются на два типа:

- электронные сканирующие устройства;
- преобразователи изображения с генерацией сигнала.

В последнем случае выделяются две группы приемников в зависимости от метода считывания накопленного потенциального рельефа на мишени. Первая группа – телевизионные трубки, в которых потенциал мишени считается электронным лучом; вторая группа – приемники, в которых преобразователем свет-заряд являются фотодиоды, а системой съема информации – регистры сдвига на приборах с зарядовой связью (ПЗС). Так как для всех многоканальных приемников используются усилители изображения, рассмотрим сначала принципы действия некоторых из них.

Усилитель на микроканальных пластинах (МКП). Основными узлами такого усилителя являются фотокатод, микроканальные пластины и люминесцентный экран. Фотокатод под действием фотонов испускает первичные электроны, которые усиливаются микроканальным усилителем, представляющим собой матрицу, состоящую из миллионов стеклянных капилляров (каналов), сплавленных в виде диска обычно толщиной 1 мм. Эти каналы представ-

ляют собой полые трубки диаметром 10 – 40 мкм (рис. 3.16, *а*), внутренняя поверхность которых покрыта материалом, испускающим вторичные электроны.

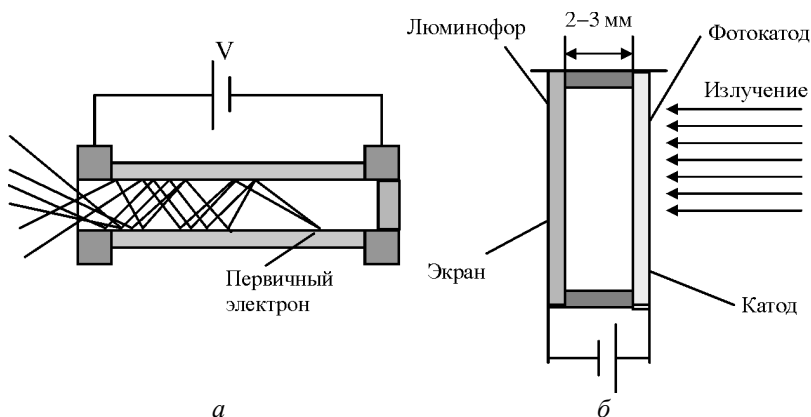


Рис. 3.16. Схемы усилителей изображений: на микроканальной пластине (*а*); электростатический (*б*)

На обоих концах трубки имеются металлические электроды, на которые подается высокое напряжение (порядка нескольких киловольт); все электроды каналов на каждой из сторон соединены параллельно. Один конец этих трубок обращен к фотокатоду и находится вблизи от него, в связи с чем первичные электроны при ускорении попадают в канал и сохраняют картину изображения. Так как вдоль каждого канала имеется градиент напряжений, электроны ускоряются, соударяясь со стенкой канала. При этом образуются вторичные электроны. В свою очередь, эти электроны ударяются о противоположную стенку канала, выбивая вторичные электроны и т.д. В конце концов, в каждой такой трубке образуется электронная лавина. При попадании на экран после выхода из каналов эти электроны возбуждают катодолуминесценцию, в результате чего появляется большое количество фотонов, обычно в зеленой области спектра. Коэффициент усиления МКП составляет $\sim 10^4$. Для получения большего коэффициента усиления используют систему из двух МКП, а в плоскости их контакта создаются ионные ловушки.

Электростатические усилители. Электростатические усилители представляют собой устройства, которые могут преобразовы-

вать входной поток фотонов в усиленный выходной поток фотонов. При этом возможно также изменение спектрального состава излучения, например преобразования УФ- в ИК-излучение или ИК-излучения в видимый свет. Это устройство состоит из фотокатода, из которого под действием падающего света вылетают электроны. Усиление света в данном устройстве осуществляется за счет ускорения этих электронов. При ударе высокоэнергетических электронов о люминесцирующий экран происходит (10 – 15)-кратное усиление входного потока фотонов. Ускорение электронов осуществляется за счет электростатических линз, создаваемых напряжением между катодом и экраном. При использовании оптико-волоконных шайб можно расположить друг за другом несколько усилителей и получить коэффициент усиления до 10^6 .

Электронно-оптические преобразователи (ЭОП). Это приборы, в которых происходят преобразования светового сигнала в электрический, а затем электрического в световой. Изображение объекта фокусируется на фотокатод (рис. 3.17). Падающий свет выбивает из катода электроны, которые, пройдя через ускоряющее поле, созданное фокусирующей сеткой, попадают в отклоняющее поле. Отклоняющие пластинки служат для развертки изображения на экран, покрытый люминофором. Благодаря свечению люминофора на экране появляется оптическое изображение. Часто перед экраном помещают микроканальную пластинку, в которой осуществляется умножение (усиление) электронного потока. ЭОП может работать в статическом и динамическом режимах. В обоих случаях

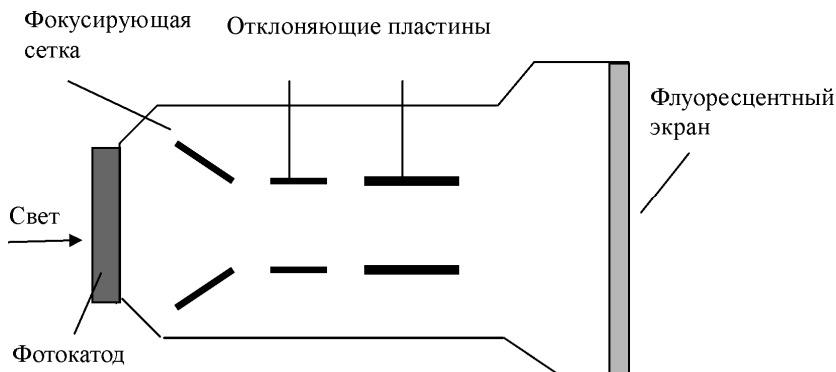


Рис. 3.17. Общая схема ЭОП

распределение интенсивности на входной щели (спектрального прибора) отображается на экране ЭОП в горизонтальном направлении. В динамическом режиме на вертикальные отклоняющие пластины подается пилообразное высоковольтное напряжение, его развертка синхронизована со световым импульсом (генератор запускается раньше прихода импульса на 10 – 20 нс). Изображение на экране ЭОП в этом случае получается в виде вертикальных полос. Временная шкала направлена сверху вниз.

Преобразователи изображения с генерацией сигнала. Преобразователи изображения можно разделить на две группы. К первой группе относятся телевизионные трубки, в которых сигнал с мишени считывается электронным лучом, а ко второй – приемники на основе приборов с зарядовой связью (ПЗС-приемники).

Схематически устройство такого преобразователя, относящееся к первой группе, показано на рис. 3.18.

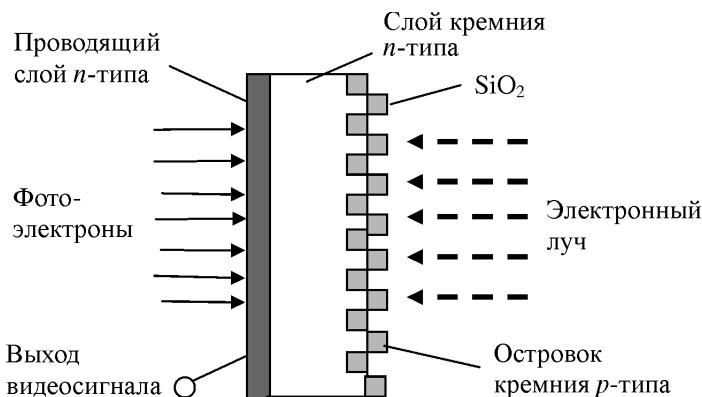


Рис. 3.18. Схема преобразователя изображения с генерацией сигнала

В этом случае оптическое изображение сначала преобразуется в распределение потенциала на мишени, одновременно с этим происходит запоминание потенциала. Считывание приводится с помощью быстрого сканирования по мишени электронным пучком, который одновременно восстанавливает однородный потенциал мишени. Существует несколько разновидностей таких телевизионных трубок.

Видиконы. В них отсутствует блок усиления изображения. На одном конце трубки расположена электронная пушка (рис. 3.19). Фокусировка электронного пучка и его сканирование осуществляется магнитным полем. Мишень состоит из подложки кремния *n*-типа, на который нанесены островки из кремния *p*-типа (см. рис. 3.19), образующие большое количество мелких фотокатодов.

Участки между островками кремния *p*-типа покрыты диоксидом кремния (SiO_2), которые изолируют *n*-слой от считывающего электронного луча. Фотоны, поглощенные в кремнии *n*-типа, создают электронно-дырочные пары. Образующиеся при этом дырки диффундируют к ближайшим островкам кремния *p*-типа и разряжают конденсаторы на облученных участках (благодаря изолирующим свойствам обедненного слоя фотодиоды работают как запоминающие конденсаторы).

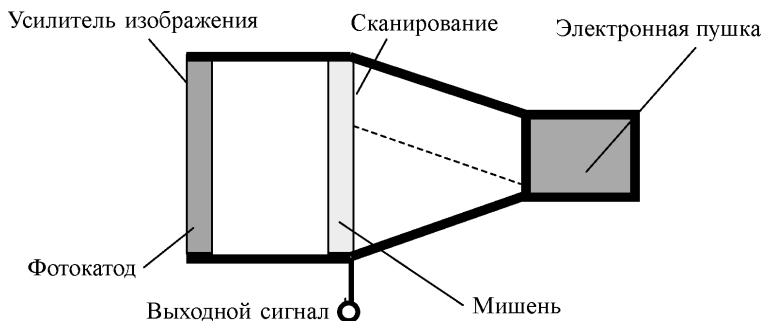


Рис. 3.19. Общая схема видикона

В результате эти островки оказываются заряженными до более высокого положительного потенциала. При сканировании электронного луча те участки мишени, где наблюдается увеличение потенциала, выдают сигнал, пропорциональный этому потенциалу.

Приемники на основе приборов с зарядовой связью (ПЗС-приемники). Ко второй группе преобразователей изображения с генерацией сигнала относятся приемники на основе приборов с зарядовой связью (ПЗС-приемники). Структура ПЗС представляет собой регулярную последовательность электронных МДП-конденсаторов (металл-диэлектрик-полупроводник), выполненных

на общей полупроводниковой подложке в едином технологическом цикле. МДП-конденсатор состоит из металлической пленки, нанесенной на оксидную поверхность p - или n -кремния. Если к металлическому электроду в некоторый момент времени приложить напряжение, знак которого совпадает с типом проводимости подложки (« $-$ » при подложке n -типа и « $+$ » при подложке p -типа), то основные носители заряда (дырки), возникающие в кремнии в результате фотоэффекта, покидают прилегающий к границе с оксидом слой полупроводника, образуя под ним обедненную основными носителями область, называемую потенциальной ямой, в которую затем стекаются неосновные носители (электроны). Если управлять образованием потенциальных ям в последовательности рядом расположенных МДП-конденсаторов, то можно осуществить перенос заряда вдоль поверхности структуры.

Заряды поочередно доходят до края системы, где происходит их выход. Максимальный заряд, который может передаваться вдоль ПЗС-структуры, зависит как от амплитуды, так и от формы тактовых импульсов. Более качественная передача заряда может быть достигнута при разделении секции накопления и канала переноса заряда на основе ПЗС регистра сдвига. В этом случае при экспонировании в светочувствительных элементах фотоприемника накапливается образуемый падающими фотонами заряд, затем при подаче управляющего потенциала на затвор переноса информационные заряды с каждого фоточувствительного МДП-конденсатора перетекают под соответствующие затворы регистра сдвига. После этого затвор запирается, и снова идет накопление заряда в светочувствительных элементах, а информация из считывающего регистра тем временем выводится через выходное устройство.

ПЗС-приемники имеют ряд преимуществ перед видеоконнами. Это более высокая чувствительность, лучшая воспроизводимость результатов и отсутствие геометрических искажений. Пороговую чувствительность ПЗС-приемников можно повысить, применяя охлаждение. Так, при охлаждении до $-50\text{ }^{\circ}\text{C}$ уровень шумов снижается до 16 электронов.

Объем и скорость поступления данных, получаемых с использованием многоканальных приемников, весьма значительны, что делает желательным их сопряжение с ЭВМ. При этом ЭВМ будет не только собирать и обрабатывать данные, но и управлять самим

процессом считывания (задавать частоту сканирования, число сканируемых каналов и положение каналов, подлежащих сканированию). Оптический сигнал, преобразованный детектором в электрический, усиливается и поступает на аналогоцифровой преобразователь (АЦП). После него этот сигнал в цифровой форме поступает на ЭВМ. Схема ввода-вывода цифрового сигнала обеспечивает не только ввод цифрового кода с многоканального детектора в ЭВМ, но и вывод обработанной информации с помощью цифроаналогового преобразователя (ЦАП) на дисплеи или печатающие устройства. Использование многоканальных приемников в сочетании с электронно-вычислительной техникой повышает производительность и оперативность оптических исследований. Поэтому такие системы все чаще используются в оптических измерениях.

3.3.4. Человеческий глаз как приемник светового излучения

Общим для всех типов визуализации является то, что на некотором этапе изображение воспринимается глазами и мозгом оператора. Таким образом, свойства зрительной системы человека определяют, в конечном итоге, общий уровень процесса визуализации. Анатомическая структура глаза сегодня достаточно хорошо изучена и осознаны общие механизмы восприятия света и формирования изображения с помощью глаза. Однако имеется ряд вопросов, которые остаются неясными. Например, до сих пор нет однозначного объяснения механизмов, обеспечивающих столь высокую спектральную чувствительность глаза. Рассматривая его общие свойства и структуру, представляется целесообразным отметить ряд существенных факторов из области физиологии зрения, которые могут быть малоизвестны тем, кто занимается разработкой и применением медицинских систем визуализации.

Глаз – главный физический инструмент человека в его процессе познания мира. По выражению физиолога И.М. Сеченова его можно рассматривать как «вынесенный наружу придаток мозга». Академик С.И. Вавилов всегда подчеркивал, что общие свойства глаза эволюционно были определены Солнцем. Именно чувствительность глаза соответствует спектру излучения Солнца, а точнее, спектру того рассеянного излучения, которое создает излучение Солнца вокруг нас.

На рис. 3.20 показано строение глазного яблока.

Глазное яблоко (лат. *bulbus oculi*) человека (глаз (лат. *oculus*) без век) имеет почти шарообразную форму с наибольшими линейными размерами по горизонтали 23,6 мм, по вертикали 23,3 мм (указаны средние значения величин). «Стенка» глазного яблока включает в себя три оболочки – наружную, среднюю и внутреннюю. Структуру оболочек глазного яблока демонстрирует рис. 3.21.

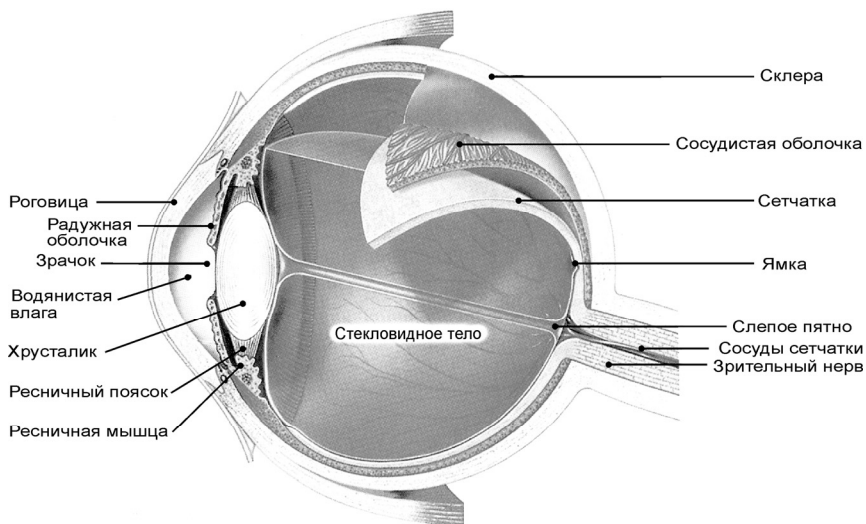


Рис. 3.20. Анатомия глазного яблока



Рис. 3.21. Структура оболочек глазного яблока

Наружная (фиброзная) оболочка глазного яблока (лат. *tunica fibrosa bulbi*) состоит из склеры и роговицы. *Склера* (лат. *sclera*) – непрозрачная плотная оболочка, занимает 5/6 от периметра наружной оболочки; *роговица* – 1/6 часть. Переход склеры в роговицу носит постепенный характер. Склера поддерживает шаровидную форму глаза и представляется в виде белых треугольников по бокам глазной щели. Это меньшая часть склеры, большая же часть укрыта в глазнице. Толщина склеры в области зрительного нерва максимальна (1,0 – 1,5 мм), вблизи роговицы – 0,6 мм.

Роговица (лат. *cornea*) – прозрачная выпуклая пластинка блюдцеобразной формы. Граничный край роговица-склера называется *лимбом*. Линейные размеры роговицы: горизонтальный диаметр – 11 – 12 мм; вертикальный – 10,5 – 11,0 мм. Роговично-склеральная капсула глаза выполняет защитную функцию. Показатель преломления роговицы равен 1,37.

Средняя оболочка (лат. *tunica vasculosa bulbi*) глазного яблока (сосудистая оболочка) содержит три части:

- задняя часть (собственно сосудистая оболочка), выстилает 2/3 внутренней поверхности склеры;
- средняя часть – ресничное (цилиарное) тело, находится на границе склера-роговица;
- передняя часть – радужная оболочка (радужка).

Собственно сосудистая оболочка (лат. *chroidea*) имеет толщину 0,1 – 0,2 мм, состоит из слоя крупных кровеносных сосудов, слоя средних сосудов, сети мелких сосудов и капилляров. Обеспечивает питание тканей глаза. Впереди собственно сосудистая оболочка переходит в ресничное тело с кольцевидной формой. *Ресничное (цилиарное) тело* (лат. *corpus ciliare*) состоит из двух частей – ресничной мышцы и ресничного пояска. Растягивая хрусталик, ресничное тело участвует в аккомодации глаза.

Аккомодация глаза – приспособление его к ясному видению предметов, находящихся на разных расстояниях, посредством фокусировки изображения на сетчатке. Основной механизм аккомодации связан с изменением кривизны хрусталика. Взрослый человек при нормальном состоянии зрения различает предметы отчетливо, начиная с расстояния 14 см от глаза.

Радужка (лат. *iris*) – самая передняя часть сосудистой оболочки глаза. Имеет форму круглого диска толщиной около 0,4 мм. Состав

радужки включает рыхлые соединительные ткани, сосуды, мышцы, нервные волокна. Радужка отлично видна через роговицу. Она содержит пигмент, количество которого определяет цвет глаз – от серого и голубого до коричневого, почти черного. Каждый из нас обладает своей неповторимой радужкой. На этом, в частности, основано распознавание личности по изображению радужной оболочки глаза. На анализе радужки основана иридодиагностика.

В центре радужки находится круглое черное отверстие диаметром 4 – 6 мм – *зрачок* (лат. *pupilla*).

Под действием мышц радужки зрачок сжимается при сильной освещенности (чтобы не повредить сетчатку мощным световым воздействием) и расширяется при слабой освещенности. Таким образом, радужка играет роль диафрагмы, регулирующей поступление светового потока на сетчатку. Процесс приспособления глаза к изменяющимся условиям освещенности (светлое-темное) длится несколько секунд и называется *адаптацией*.

В норме зрачки расширяются при повышенной активности, эмоциональном напряжении, сужаются во время сна, в состоянии покоя, при усталости. Зрачковая реакция имеет диагностическое значение.

Аномальные морфологические изменения зрачков коррелируют с различными заболеваниями организма. Расширенные зрачки (мидриаз) более 6 мм, не реагирующие на свет, могут быть, например, при гипоксии (кислородной недостаточности). Суженные зрачки (миоз) с диаметром менее 1 мм могут являться показателем ряда опасных заболеваний – отравлений героином, морфином, энцефалопатии и др.

Цвет зрачков в нормальном состоянии абсолютно черный, при аномалиях зрения цвет зрачков изменяется. Так, в случае глаукомы (болезнь глаз, связанная с повышением внутриглазного давления) зрачки приобретают голубовато-зеленый цвет, при катарактах (помутнении хрусталика) зрачки становятся молочными (мутными).

Внутренняя (чувствительная) оболочка глазного яблока (лат. *tunica sensoria bulbi*) называется *сетчаткой* (лат. *retina*). Это пластинка нервной ткани, которая отделилась от мозга на ранних стадиях внутриутробного развития. Связь с мозгом, передачу видеoinформации сетчатка осуществляет при помощи зрительного нерва. Своей наружной поверхностью сетчатка прилегает к сосудистой

оболочке, внутренней поверхностью – к стекловидному телу. В сетчатке выделяют переднюю (ресничную и радужную) и заднюю (зрительную) части. Передняя (меньшая) часть сетчатки не содержит фоторецепторов (светочувствительных клеток). Зрительная (большая) часть сетчатки состоит из наружного (пигментного) слоя (пигментная часть) и девяти внутренних слоев (нервная часть).

Светопреломляющая система глаза. К светопреломляющей системе глаза относят роговицу, водянистую влагу (в передней и задней камерах), хрусталик и стекловидное тело. В результате прохождения лучей через светопреломляющую систему на сетчатке формируется перевернутое («вверх ногами») изображение наблюдаемого нами объекта в уменьшенном виде. В заключительной фазе сравнительного анализа в коре головного мозга ощущений от зрительного, вестибулярного, двигательного и других анализаторов картина окружающего мира воспринимается адекватно – какой она есть.

Водянистая влага (лат. *humor aquosus*) – прозрачная бесцветная жидкость, снабжает питательными веществами хрусталик и участвует в поддержании нормального внутриглазного давления. Водянистая влага заполняет две камеры глазного яблока – переднюю (пространство между роговицей и радужкой) и заднюю (пространство между радужкой и хрусталиком). Показатель преломления водянистой влаги равен 1,34.

Хрусталик (лат. *lens*) – прозрачное бессосудистое двояковыпуклое тело (линза), расположенное позади радужной оболочки, напротив зрачка (см. рис. 3.20). Диаметр хрусталика человека около 10 мм. В основном он состоит из воды (62 %), белковых веществ (35 %), остальное – минеральные соли, жир, холестерин. Хрусталик не содержит ни сосудов, ни нервов и поддерживается в глазном яблоке с помощью волокон ресничного пояса. Хрусталик фокусирует изображение исходного зрительного объекта на сетчатке. Хрусталик заключен в капсулу, через которую осуществляется питательный обмен с окружающей средой (водянистой влагой). Нарушение обменных процессов является одной из главных причин помутнения хрусталика. Болезнь, связанная с этим явлением, называется катарактой. Показатель преломления хрусталика составляет 1,42.

Стекловидное тело (лат. *corpus vitreum*) – прозрачное студенистое образование, занимающее большую часть полости глазного яблока (см. рис. 3.20). Стекловидное тело, как и в случае хрусталика, характеризуется отсутствием сосудов и нервов. Оно фиксирует на месте сетчатку и поддерживает форму глаза. Показатель преломления стекловидного тела – 1,33.

Структурно-функциональная организация сетчатки. Принципы зрительного восприятия. Пигментный слой сетчатки выполняет ряд функций. Отметим две из них:

- поглощение света, прошедшего через сетчатку (при этом выделим специфическую особенность – световые волны достигнут пигментного слоя после прохождения внутренних слоев сетчатки (рис. 3.22);

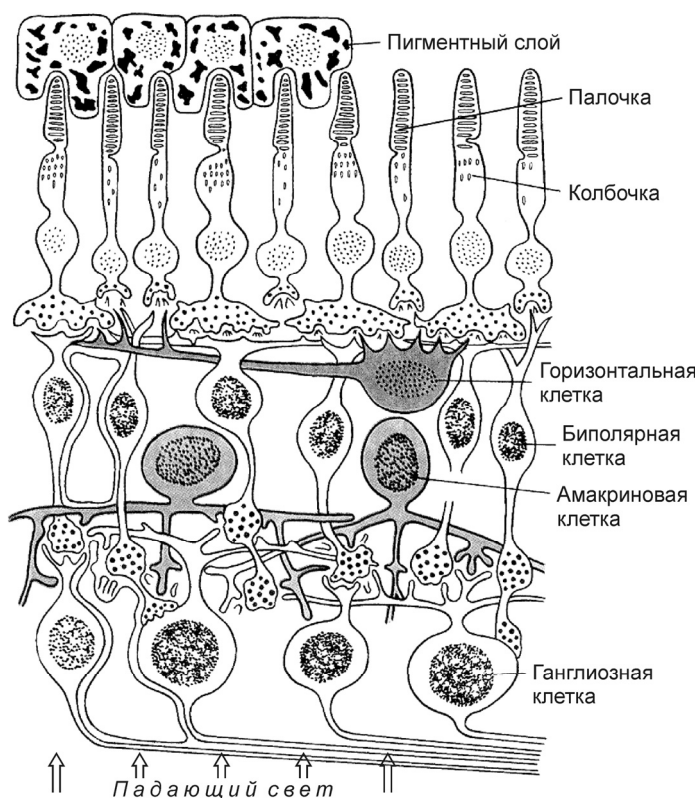


Рис. 3.22. Строение сетчатки

- участие в восстановлении светочувствительных пигментов фоторецепторов (см. ниже), которые обесцвечиваются в результате воздействия света.

Первым слоем нервной части выступает фотосенсорный слой, который прилегает к пигментной части (пигментному слою) сетчатки. Фотосенсорный слой содержит фоторецепторы, которые представлены наружными сегментами (верхушками) палочек и колбочек.

Фоторецепторы (лат. *photoreceptores*) – специализированные клетки (фоторецепторные нейроны), в которых при воздействии света возникают нервные импульсы. У человека фоторецепторами являются палочки и колбочки, своими ядрами и отростками они выступают в качестве периферических нейронов оптического афферентного (несущего в данном случае к мозгу) пути. Фоторецепторы воспринимают световые раздражения с помощью фотохимических процессов в зрительных пигментах, находящихся в их наружных сегментах. В ответ на поглощение квантов света молекулами зрительных пигментов запускаются механизмы быстрых каскадных внутриклеточных процессов, в результате которых фоторецепторы генерируют физиологический (нервный, рецепторный) сигнал. Технической аналогией фоторецепторов может выступать видеодатчик (преобразователь свет-сигнал), например телевизионная камера.

Термин «фоторецепторы» отличается своей необыкновенной емкостью, он содержит целый ряд понятий (нейрон, нервный импульс и др.), которые целесообразно напомнить.

Нейрон (от греч. *neuron* – нерв) – нервная клетка, состоящая из тела, расположенного в нем ядра и отходящих от тела отростков – относительно коротких дендритов и длинного аксона; основная структурная и функциональная единица нервной системы, у человека более 10^{10} нейронов. Взаимодействие нейронов между собой и с клетками исполнительных органов осуществляется посредством синапсов.

Дендрит – короткий ветвящийся цитоплазматический отросток нейрона (длина до 700 мкм), проводящий нервные импульсы к телу нейрона. От тела большинства нейронов отходит несколько дендритов. Ветвящиеся дендриты, снабженные рецепторной мембраной, являются воспринимающей частью нейрона.

Аксон – одиночный, редковетвящийся, удлинённый (до 1 м), проводящий нервные импульсы от тела клетки и дендритов к другим нейронам или эффекторным органам. Пучки аксонов образуют нервные волокна. Концевые разветвления аксонов (терминалы) образуют синаптические контакты с другими нейронами, мышечными или железистыми клетками.

Синапс – область контакта (связи) нейронов друг с другом и с клетками исполнительных органов. Синаптические связи составляют главный механизм межнейронного взаимодействия.

Нервный импульс – волна возбуждения, распространяющаяся по нервному волокну в ответ на раздражение нейронов. Обеспечивает передачу информации от рецепторов в центральную нервную систему и от нее к исполнительным органам (мышцам, железам). Волна возбуждения проявляется в виде электрических, химических и других изменений. Скорость распространения нервных импульсов колеблется от 0,2 до 180 м/с.

Нейроны разнообразны, классифицируются по функциям, форме, размерам, количеству отростков и другим показателям. Систематизация, надо сказать, весьма разноречива, методического единства во многих случаях нет. Здесь мы выделим функциональную разновидность их классификации, отличающуюся наибольшей общностью. По выполняемой функции нейроны подразделяются на афферентные, вставочные и эфферентные. *Афферентные* или, как их еще называют, *чувствительные, сенсорные, рецепторные нейроны* воспринимают раздражение внешней и внутренней среды, преобразуют их в нервные импульсы и передают эти импульсы в мозг. У человека афферентные нейроны расположены вне центральной нервной системы. *Вставочные нейроны (объединительные, ассоциативные, интернейроны)* лежат в пределах центральной нервной системы и обеспечивают межнейронное взаимодействие. *Эфферентные нейроны* (от лат. *efferens* – выносящий), или *двигательные, эффекторные*, передают нервные импульсы к рабочим органам (мышцам или железам), а также по всем органам и тканям для регуляции обмена веществ. Тела эфферентных нейронов расположены в центральной нервной системе. Соединение «афферентные – вставочные – эфферентные нейроны» носит название *рефлекторной дуги*.

Названия фоторецепторных клеток – палочки (палочковидные клетки) и колбочки (колбочковидные клетки) – непосредственно отвечают морфологическим особенностям их строения. Наружные сегменты (рецепторные отростки) палочек и колбочек состоят из многочисленных мембранных дисков и содержат зрительные пигменты: родопсин в палочках, йодопсин, порфиросин и цианопсин в колбочках. В телах клеток находятся ядра. От тел клеток отходят аксоны, с помощью которых через синаптические связи нервные импульсы от тел клеток передаются промежуточным нейронам, а от них, с учетом поступающей информации, – к ганглиозным нейронам.

Палочки – рецепторы сумеречного и ночного зрения. Воспринимают слабые световые раздражения, обеспечивают черно-белое зрение. *Колбочки* – рецепторы дневного зрения, активно работают при ярком освещении, позволяя различать мелкие детали зрительных образов. Всего в сетчатке глаза около 130 млн палочек и 7 млн колбочек.

С точки зрения функциональных особенностей отметим два участка сетчатки. Напротив зрачка расположен участок, называемый желтым пятном. Название соответствует цвету пятна. Желтое пятно имеет форму овала с небольшим углублением в его центре – *центральной ямкой*. Указанный участок заполнен в основном колбочками (встречаются кроме них и палочки). На этом участке обеспечивается наилучшее цветовое зрение с высокой остротой. На периферии сетчатки острота зрения в 20 раз меньше, чем на участке желтого пятна. В месте выхода зрительного нерва из глаза находится участок, известный как слепое пятно или диск зрительного нерва. Имеет форму круга. Участок характеризуется отсутствием фоторецепторов (палочек и колбочек), отсюда и название – *слепое пятно*.

Фотохимические процессы в зрительных пигментах сходны. Специфическая особенность зрительных пигментов – наличие максимумов поглощения света на разных длинах волн видимого спектра. Максимум поглощения света родопсином (пигментом палочек) находится на длине волны около 510 нм, что соответствует области перехода от голубого цвета к зеленому. Пигменты колбочек имеют три максимума поглощения – на волнах 430, 530 и 560 нм. Соответствующие части спектра по давно устоявшейся традиции назы-

вают синей, зеленой и красной, хотя на самом деле их следовало бы называть фиолетовой, зеленой и зелено-желтой. Названные части спектра определяют как коротко-, средне- и длинноволновую. (На всякий случай отметим, что приведенное деление не имеет отношения к общепринятой в радиовещании волновой классификации.)

Таким образом, считается, что три типа пигментов колбочек обеспечивают избирательное восприятие, соответственно, трех цветов: красного, зеленого и синего (RGB). В наличии трех типов зрительных пигментов в колбочках с их избирательными свойствами заложена идея трехкомпонентной модели зрительного восприятия.

Подробное описание внутренних слоев нервной части сетчатки выходит за рамки данного учебного пособия. Мы ограничимся общим (концептуальным) описанием, отражающим основную функцию сетчатки. В этой связи структура внутренних слоев нервной части сетчатки может быть представлена в виде трехуровневой нейросетевой системы. *Нейросетевая система* – совокупность нейронов, связанных элементами межнейронного взаимодействия и выполняющих определенную функциональную задачу – в случае сетчатки преобразование светового воздействия (раздражения) в нервное возбуждение и первичную обработку зрительной информации. Первый (периферический, наружный) уровень содержит фоторецепторы, являющиеся входными элементами нейросетевой системы. Второй уровень состоит из промежуточных нейронов. Третий уровень представлен ганглиозными (ганглионарными) нейронами – выходными элементами нейросетевой системы. Аксоны ганглиозных нейронов (их около миллиона) формируют зрительный нерв.

Процедура межнейронного взаимодействия на разных уровнях подчиняется иерархическому принципу: каждый промежуточный нейрон получает информацию (нервный импульс) от нескольких фоторецепторных нейронов, каждый ганглиозный нейрон – от нескольких промежуточных нейронов.

Рассмотрим упрощенную структурно-функциональную схему организации фоторецепторов.

Промежуточный (второй) уровень нейросетевой системы сетчатки характеризуется наличием трех типов нейронов – биполярных, горизонтальных, амакриновых клеток.

Различают вертикальные и горизонтальные (латеральные, боковые) связи между нейронами. Вертикальная связь образует цепь из трех основных типов клеток: фоторецепторы – биполярные клетки – ганглиозные клетки (прямой путь). По этой цепи идет передача сигналов от сетчатки к главному нерву и далее – в головной мозг. Взаимодействие между нейронами (фоторецепторы – биполярные клетки – ганглиозные клетки) обеспечивается за счет латеральных связей (непрямые пути), в конечном счете – горизонтальными и амакриновыми клетками.

Биполярные клетки (биполяры) имеют аксон и дендрит, что и определило их название. Они концентрируют нервные импульсы, полученные от колбочек и палочек с последующей передачей их ганглиозным клеткам по вертикальному (прямому) пути «фотосенсорный слой – биполяры – ганглиозные клетки».

Следует обратить внимание на особенность позиции биполярных клеток в нервной части сетчатки: через них проходит информация от фоторецепторов к ганглиозным клеткам. Такая позиция в нейрофизиологии названа стратегической, а сами биполярные клетки квалифицируются как наиболее важные среди нейронов промежуточного уровня нейросетевой системы сетчатки.

Аксоны горизонтальных клеток имеют ориентацию, отвечающую названию этих клеток. *Горизонтальные клетки* регулируют сигналы от фоторецепторов, поступающие на входы биполяров, процессы цветовосприятия и адаптации глаза. Важная функция горизонтальных клеток – увеличение контраста зрительного восприятия, что достигается временной блокадой в передаче импульсов от фоторецепторов (эффект латерального торможения). В свою очередь, блокада реализуется передачей возбуждения горизонтальных клеток на синапсы фоторецепторных и биполярных нейронов.

Амакриновые (амакрийные) клетки – интернейроны сетчатки глаза позвоночных. Принимают активное участие в процессе взаимодействия между биполярными и ганглиозными нейронами на пути «фоторецептор – биполяр – ганглиозная клетка». Амакриновые клетки демонстрируют многообразие нейронного мира и одновременно – его неизведанность. В настоящее время выделяют около 40 типов этих клеток. Функции амакриновых клеток в основном остаются неизвестными, неясен и вопрос: зачем вообще необходимо такое количество клеток?

Ганглиозные клетки (насчитывают 18 типов) обеспечивают сбор информации, поступающей по рассмотренным выше прямым и непрямым путям:

- фоторецепторы – биполяры – ганглиозные клетки;
- фоторецепторы – горизонтальные клетки – биполяры;
- биполяры – амакриновые клетки – ганглиозные клетки.

В ганглиозных клетках происходит окончательное формирование нервных сигналов сетчатки. Важная функция ганглиозных клеток в плане переработки зрительных ощущений состоит в том, что эти клетки посылают сигналы в мозг о перепадах освещенности, что соответствует выделению информации о контурах изображений наблюдаемых человеком объектов.

Кодирование информации в зрительном анализаторе. Кратко остановимся на особенностях кодирования информации в зрительном анализаторе.

Согласно терминологии И.П. Павлова (1909 г.), *анализатор* (лат. *analysator*) означает совокупность чувствительных образований и отделов нервной системы, обеспечивающих восприятие и анализ раздражителей, действующих на организм.

Классификация анализаторов обычно исходит из пяти чувств – зрения, слуха, вкуса, обоняния и осязания.

Приведенная классификация традиционна, но не свободна от недостатков. В частности, она не учитывает ряд ощущений – голода, жажды, боли и др., что, естественно, стимулировало появление иной классификации.

В современной физиологии *анализатор* трактуется как совокупность центральных и периферийных образований, воспринимающих и анализирующих изменения внешней и внутренней среды организма.

Зрительный анализатор (или орган зрения) представляет собой совокупность структур, воспринимающих световое излучение видимого диапазона и формирующих зрительные ощущения.

Любое преобразование информации в анализаторах, включая зрительный анализатор, в физиологии считается кодированием. Оно имеет свою специфику.

При цифровой, привычной техническим специалистам, кодировке используются два логических уровня «0» и «1», отвечающие двум уровням напряжения. Например, в компьютерных системах

гематологической диагностики при вводе микроскопических изображений в ЭВМ типичным является восьмиразрядное двоичное кодирование ($2^8 = 256$ градаций) по каждому из цветовых компонентов RGB. Такое кодирование в сочетании с форматом изображения 768×576 элементов позволяет с достаточной в большинстве случаев точностью передать наблюдаемое под микроскопом изображение гематологического препарата для его последующей обработки компьютером.

В зрительном анализаторе кодирование поступающей информации реализуется с использованием «физиологических» кодов, причем при передаче информации от нейрона к нейрону код меняется многократно.

В процессе восприятия и преобразования зрительной информации в нейронной сети идет формирование нервных импульсов, объединение импульсов в пачки. Содержание информации зависит от интервалов времени между отдельными нервными импульсами (частоты), от числа импульсов в пачке. Амплитуда нервных импульсов определяется алгоритмом, известным у физиологов как закон «все или ничего». Перечисленные факторы отражают принципиальные особенности кодирования информации в зрительном анализаторе.

Сегодня мало известно о познавательных функциях мозга, во-первых, из-за его сложности (в мозгу 14 млрд нейронов, а каждый нейрон можно рассматривать как процессор персонального компьютера); во-вторых, из-за крайней трудности проведения достаточно чистого эксперимента. Фактически используется метод «черного» ящика, на вход которого предъявляется нечто, а на выходе регистрируется ответная реакция.

Можно предположить, что мозг воспринимает изображение в виде элементарных составляющих, комбинация которых и формирует, в конце концов, представление об изображении в целом, а затем и соответствующую эмоциональную реакцию на него.

У глаз есть еще одно свойство, существенное для анализа образов внешнего мира. Это – стереоскопичность зрения, что позволяет мозгу синтезировать в единое два изображения и оценить расстояние до объекта.

Для расшифровки механизмов анализа необходимо разгадать устройство человеческой памяти. Эта задача до сих пор не решена.

Следует отметить, что, несмотря на достигнутые успехи в моделировании зрительного анализатора, феномен зрительного восприятия с должной степенью корректности не расшифрован до настоящего времени. В частности, не получено исчерпывающего экспериментального подтверждения трехкомпонентной модели зрительного анализатора. Появляются новые теории (например, основанные на двух- или пятикомпонентной природе цветового восприятия, однако и они не в полной мере описывают свойства зрительного восприятия). Авторы данного учебного пособия не берутся быть аналитиками различных работ, посвященных зрительному восприятию. Но мы констатируем, что общепризнанной при всей критике в ее адрес, тем не менее, остается трехкомпонентная модель. Такова объективная реальность.

Цветное зрение. Особое место в анализ образов внешнего мира занимает цвет, воспринимаемый нашими глазами. При восприятии глазом цветного изображения появляется огромное количество дополнительных признаков, облегчающих (а иногда и усложняющих) анализ. Это – цветовой тон, насыщенность цвета, цветной контраст. В цвете во много раз повышается различаемость деталей и контрастная чувствительность глаза.

Общепринятой и наиболее разработанной в настоящее время моделью цветного зрения человека является трехкомпонентная, в соответствии с которой человеческий глаз содержит три типа светочувствительных приемников, отличающихся друг от друга спектральной чувствительностью. По этой теории три типа светочувствительных рецепторов формируют три сигнала – красный, зеленый и синий, по соотношению которых и ощущается цвет.

Смешивание цветов. Всем известна присказка, соответствующая распределению цветов радуги по первым буквам ее слов: Каждый Охотник Желает Знать Где Сидит Фазан.

Исаак Ньютон, изучая цвет, построил спектральный цветовой круг, расположив по его окружности спектральные цвета (рис. 3.23).

Цветовой круг Ньютона позволяет грубо определить цвет, получаемый от смешения двух других цветов. Достаточно соединить точки на окружности, соответствующие смешиваемым цветам, прямой линией, затем разделить эту линию на два отрезка, пропорциональных яркостям смешиваемых цветов, и далее провести через



Рис. 3.23. Расположение спектральных цветов в круге Ньютона

полученную точку радиус из центра. На пересечении радиуса с кругом определится результирующий цвет.

Ньютоновский круг далеко не исчерпывает всех закономерностей смешения цветов, однако основные законы сложения цветов в механизме зрительного анализатора он позволяет сформулировать.

1. Для всякого цвета можно найти другой цвет, от смешения с которым может быть получен ахроматический (т.е. белый цвет). В ньютоновом круге – это два противоположных цвета, прямая между которыми проходит через центр, соответствующий белому.

2. При смешении двух близких цветов результирующий будет располагаться между ними.

3. Одинаковые цвета при смешении создают для глаза такой же цвет.

Модель трехкомпонентного цветового восприятия. Основы этой модели разработаны великим русским ученым М.В. Ломоносовым еще в 1756 г. По экспериментальным данным впечатление любого цвета можно создать, смешивая в различной пропорции излучения трех основных цветов – красного, зеленого, синего. Это свойство обеспечивается наличием в сетчатке трех типов колбочек-рецепторов, светочувствительных к разным диапазонам оптического излучения. Условно определяются диапазоны – красный, зеленый, синий. В дальнейшем теорию М.В. Ломоносова развивали Т. Юнг (1802 г., Англия), Г. Гельмгольц (1852 г., Германия), Х. Грассман (1853 г., Германия), Д.К. Максвелл (1855 – 1860 гг., Англия). Трехкомпонентная теория широко используется на практике, хотя существует и ряд других теорий цветового восприятия – четырех-, семикомпонентная и др.

Таким образом, воздействующее на глаз излучение определенного спектрального состава дает ощущение некоторого присущего ему цвета. Согласно трехкомпонентной теории цветового зрения

ощущение цвета возникает, когда воздействующее излучение содержит спектральные составляющие с разной интенсивностью, вследствие этого колбочки-рецепторы каждого типа возбуждаются в различной степени. Этот принцип иллюстрирует рис. 3.24а – 3.24г.

На участке, где сходятся все три основных цвета, возникает белый цвет. Следствием этой теории и результатом экспериментов является закон смешения цветов – любой цвет D может быть выражен через три линейно независимых цвета. (Линейно независимыми являются цвета, которые нельзя получить смешением двух других.)

Таким образом, цвет можно условно представить вектором в трехмерном пространстве, при этом система координат задается базовыми цветами.

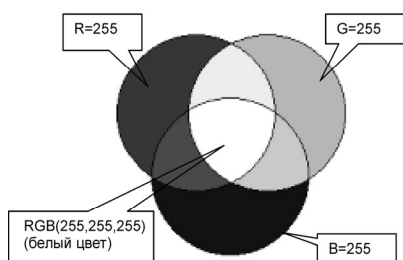


Рис. 3.24а. Пример 1 смешивания цветов в модели RGB

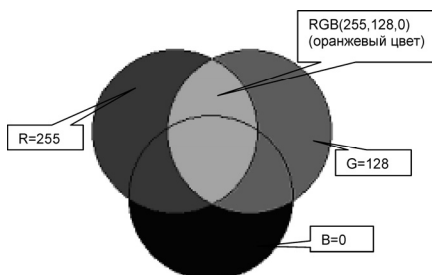


Рис. 3.24б. Пример 2 смешивания цветов в модели RGB

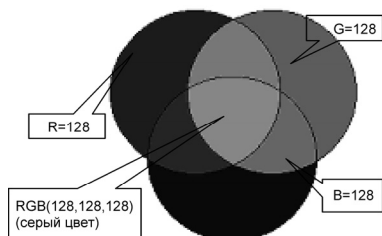


Рис. 3.24в. Пример 3 смешивания цветов в модели RGB

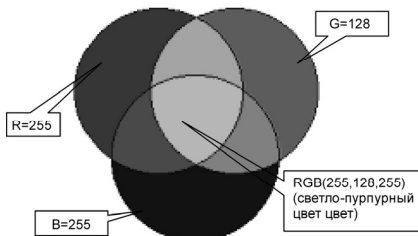


Рис. 3.24г. Пример 4 смешивания цветов в модели RGB

Если в качестве таковых взять красный, зеленый, синий, обозначив единичные векторы через $\vec{r}$, $\vec{g}$, $\vec{b}$, то указанный закон выражается формулой:

$$\vec{D} = \vec{r}R + \vec{g}G + \vec{b}B.$$

Здесь числа R , G , B – координаты цвета $\vec{D}$ в RGB-пространстве (R , G , B являются начальными буквами английских слов red, green, blue).

Согласно модели RGB цвет представляет собой линейную комбинацию красной (R), зеленой (G) и синей (B) составляющей. RGB является базисом, т.е. любой цвет может быть выражен через его компоненты и при том единственным образом. Именно выбором базиса и определяется модель хранения цвета. Этот базис примечателен тем, что при равном соотношении трех компонентов получается серый цвет. Чем больше каждого из компонентов взять, тем более светлым будет полученный серый цвет. Таким образом, белому цвету соответствуют максимальные значения компонентов, а черному – минимальные (нулевые), рис. 3.25.

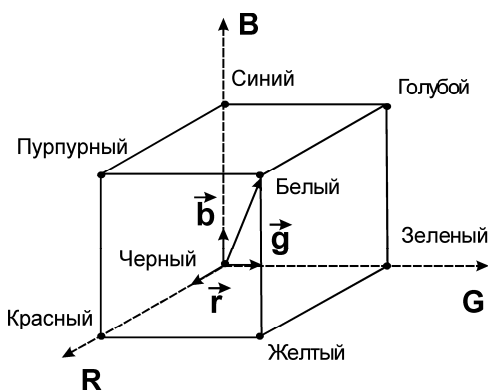


Рис. 3.25. Графическое представление модели RGB

Для плоского изображения в момент времени t в точке с координатами x , y цветовые компоненты определяются из выражений

$$R(x, y, t) = \int_0^{\infty} C(x, y, t, \lambda) R_s(\lambda) d\lambda;$$

$$G(x, y, t) = \int_0^{\infty} C(x, y, t, \lambda) G_s(\lambda) d\lambda ;$$

$$B(x, y, t) = \int_0^{\infty} C(x, y, t, \lambda) B_s(\lambda) d\lambda ,$$

где $R_s(\lambda)$, $G_s(\lambda)$, $B_s(\lambda)$ – спектральная чувствительность соответствующих светочувствительных элементов колбочек R, G, B типов. На рис. 3.26 представлены графики спектральной чувствительности рецепторов сетчатки глаза человека.

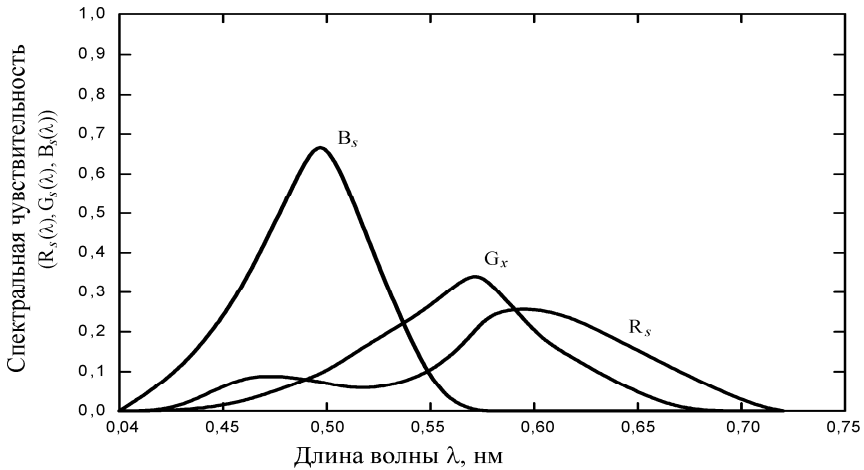


Рис. 3.26. Кривые относительной спектральной чувствительности рецепторов сетчатки глаза человека

В спектральных системах изображение для i -й спектральной зоны описывается выражением

$$L_{vi}(x, y, t) = \int_0^{\infty} C(x, y, t, \lambda) S_i(\lambda) d\lambda ,$$

$S_i(\lambda)$ – спектральная чувствительность датчика изображений i -й спектральной зоны.

Для описания динамических плоских изображений используется функция яркости $L_v(x, y, t)$, а для статических, когда функция не зависит от времени, – $L_v(x, y)$.

Статистический подход к описанию изображений в общем случае базируется на положениях теории случайных функций. Вопросы описания такого рода функций подробно рассмотрены в литературе, здесь на них не будем останавливаться. Отметим только, что стремление полнее описать статистические свойства изображений наталкивается на проблемы получения исчерпывающих исходных данных, обусловленные, в первую очередь, сложностями постановки и проведения соответствующих измерительных экспериментов. В этой связи в инженерных разработках приходится прибегать к различным допущениям, позволяющим сформировать практически приемлемые описания статистических свойств исследуемых изображений.

Цветовой тон – отличие цвета, вызываемое изменением длины волны. В самой чувствительной по спектру зоне – в зеленой и голубой – глаз способен отличить разницу в цветовом тоне в 1 нм, т.е. в 0,25 %. В других спектральных участках глаз реагирует на изменение длины волны значительно грубее.

Изменение *насыщенности цвета*, понимаемой как изменение яркости определенной длины волны на фоне другого цвета, зависит от спектрального состава анализируемого цвета и не определяется однозначно. Процентное изменение яркости отдельных цветов, воспринимаемое глазом на фоне других, колеблется от 0,2 до 5 %.

Эффект изменения цвета на разном фоне называется *цветовым контрастом*. На красном фоне серое пятно приобретает зеленоватый оттенок, на синем фоне – золотисто-желтый, на зеленом – малиновый и т.п. В соответствии с существующими воззрениями, цветовое и световое ощущение возникает при фотохимических приращениях зрительных пигментов, располагающихся в наружных частях палочек и колбочек.

В наружных элементах палочек содержится вещество пурпурного цвета – зрительный пигмент, или родопсин, который меняет поглощающие свойства под действием света (выцветает).

В наружных элементах колбочек имеется другое светочувствительное вещество – йодопсин, видоизменяющееся под действием красного, зеленого и синего цветов. Йодопсин предположительно разделяется на три вариации: элиитролаб, хлоролаб и цианолаб. Эти вещества, называемые в общем виде зрительными пигментами, как следует из принятых представлений, проходят сходные фото-

химические превращения под действием света и ответственны за возбуждение зрительных рецепторов сетчатки, однако экспериментально они до сих пор достоверно не установлены.

3.3.5. Оптические приборы

Линзы. Одним из первых созданных человеком оптических приборов, который предназначен для увеличения изображения объекта, является стеклянная линза. Схема устройства такой линзы показана на рис. 3.27.

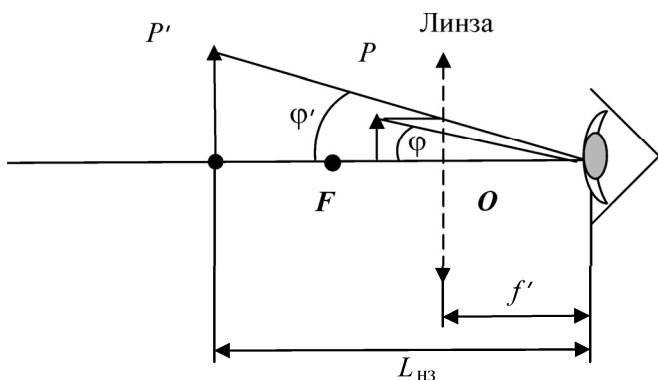


Рис. 3.27. Принципиальная схема стеклянной линзы

С помощью линзы можно получить поперечное увеличение объекта, которое определяется как:

$$\Gamma = \operatorname{tg}(\varphi') / \operatorname{tg}(\varphi),$$

где φ' и φ — углы, под которыми виден предмет через линзу и без нее.

Например, для линзы с фокусным расстоянием $f = 5$ см с расстоянием наилучшего зрения $L_{\text{нз}} = 25$ см увеличение $\Gamma = L_{\text{нз}}/f = 5$. Наибольшее увеличение, которое можно получить с помощью лупы, составляет примерно 25.

Оптические микроскопы. Следующим этапом в развитии приборов для получения больших увеличений (~ 2000) явилось создание оптического микроскопа. Он состоит из двух оптических сис-

тем – объектива (Об) и окуляра (Ок), разделенных значительным по сравнению с их фокусными расстояниями промежутком (рис. 3.28). Увеличение микроскопа равно:

$$\Gamma = (L_{\text{нз}} \Delta) / (f'_1 f'_2),$$

Δ – расстояние между фокусами объектива f'_1 и окуляра f'_2 .

Для получения больших увеличений нужно уменьшать фокусные расстояния объектива и окуляра. Практически f'_1 составляет величину порядка 1 мм, $f'_2 \sim 10$ мм, $\Delta \sim 100$ мм. Тогда

$$\Gamma = (250 \cdot 100) / (1 \cdot 10) = 2500.$$

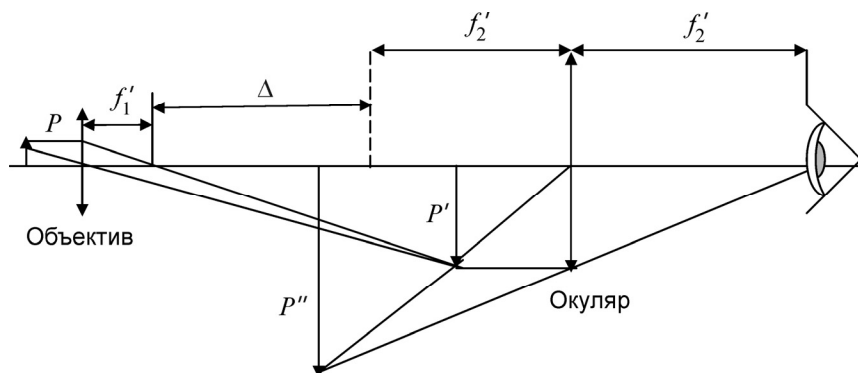


Рис. 3.28. Принципиальная схема оптического микроскопа

Глаз различает структуры с размерами 0,1 мм, а микроскоп позволяет разглядеть – 0,2 мкм. Казалось бы, уменьшая фокусные расстояния и увеличивая Δ , можно достигнуть сколь угодно больших увеличений. Однако предел увеличению, даваемому микроскопом, определяется волновой природой света.

Как следует из теории дифракции Фраунгофера от круглого отверстия (рис. 3.29), изображение точечного источника на экране имеет вид центрального светлого пятна, окруженного чередующимися светлыми и темными кольцами. Угловое расстояние первого минимума от центральной оси имеет следующий вид: $\varphi = 1,22 \lambda / D$, где D – диаметр отверстия.

Дифракционная картина не зависит от расстояния между отверстием и линзой. В частности, она остается такой же и в случае, ко-

гда края отверстия совмещены с краями линзы. Отсюда следует, что самая совершенная линза не может дать идеального оптического изображения. Вследствие волновой природы света изображение точки, даваемое линзой, имеет вид пятнышка, представляющего собой центральный максимум дифракционной картины.

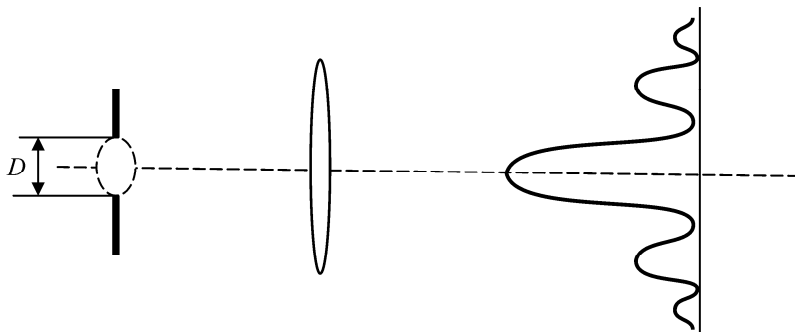


Рис. 3.29. Дифракционное изображение точечного источника на экране

При очень малом угловом расстоянии между двумя точками изображения, получающиеся с помощью какого-либо оптического прибора, наложатся друг на друга и дадут одно светящееся пятно. Следовательно, две очень близкие точки не будут восприниматься прибором раздельно или, как говорят, не будут разрешаться прибором. Поэтому, как бы не было велико по размерам изображение, на нем не будут видны соответствующие детали.

Обозначим через $\delta\varphi$ наименьшее угловое расстояние между двумя точками, при котором они еще разрешаются оптическим прибором. Величина, обратная $\delta\varphi$, называется разрешающей силой прибора: $R = 1/\delta\varphi$. Так как $\varphi = 1,22 \cdot \lambda/D$, то $R = D/1,22 \lambda$.

Рассмотрим разрешающую силу объектива зрительной трубы или фотоаппарата для случая, когда рассматриваются или фотографируются очень удаленные предметы. Согласно критерию Релея (рис. 3.30), две близкие точки будут еще разрешены, если середина центрального дифракционного максимума для одной точки совпадет с краем центрального максимума для второй точки. Для человеческого глаза

$$\varphi = 1,22 \frac{\lambda}{D} = 1,22 \frac{500 \cdot 10^{-9}}{2 \cdot 10^{-3}} = 3,05 \cdot 10^{-4} \text{ рад} = 1'.$$

Таким образом, минимальное угловое разрешение между точками, при котором глаз воспринимает их еще раздельно, равно одной угловой минуте. Интересно отметить, что расстояние между соседними светочувствительными элементами сетчатки глаза соответствует этому угловому расстоянию.

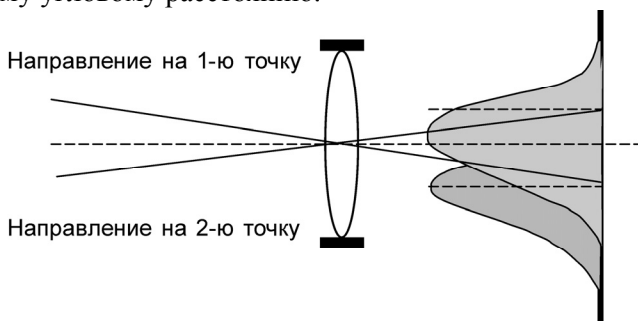


Рис. 3.30. Схема наложения изображений двух точек

Оптические микроскопы подразделяются на несколько типов, определяемых либо областью применения, либо методом наблюдения.

1. *Биологические микроскопы* предназначены для исследований в микробиологии, гистологии, цитологии, ботанике, медицине, а также для наблюдения прозрачных объектов в физике, химии и т.д.

2. *Люминесцентные и инвертированные микроскопы* применяются в биологических исследованиях. В них объектив располагается под наблюдаемым объектом, а конденсор – сверху. Они предназначены для исследования культуры тканей, находящихся в питательной среде, и снабжены термостатирующими камерами, а иногда и устройствами для киносъемки медленных процессов.

3. *Металлографические микроскопы* предназначены для исследования микроструктур металлов и сплавов.

4. *Поларизационные микроскопы* снабжены дополнительно поляризационными устройствами и предназначены для исследования шлифов минералов и руд.

5. *Стереомикроскопы* служат для получения объемных изображений наблюдаемых предметов.

6. *Измерительные микроскопы* предназначены для различных точных измерений в машиностроении.

7. *Специализированные микроскопы* представляют собой макроустановки для киносъемки быстрых и медленных процессов. Работают совместно с телевизионными и электронными системами, которые производят автоматическое определение геометрических характеристик изучаемых структур.

3.3.6. Спектрометрия оптического излучения

Спектрофотометрическое измерение является базовым принципом работы для многих приборов, используемых в клинической химии и в исследовании физических свойств различных веществ, благодаря их простоте, удовлетворительной точности и надежности, а также удобству спектрофотометрических методик для их применения в автоматических приборах. Термин «спектрофотометр» используется как общее обозначение целого класса приборов. В этот класс входят фотометры и колориметры.

Спектрофотометрические измерения основываются на способности веществ, селективно поглощать или испускать электромагнитную энергию на различных длинах волн. В основном для применения в лабораторных методиках используются длины волн, лежащие в ультрафиолетовом (200 – 400 нм), видимом (400 – 700 нм) или в ближнем инфракрасном (700 – 800 нм) диапазонах.

Блок-схема прибора спектрофотометрического типа показана на рис. 3.31.

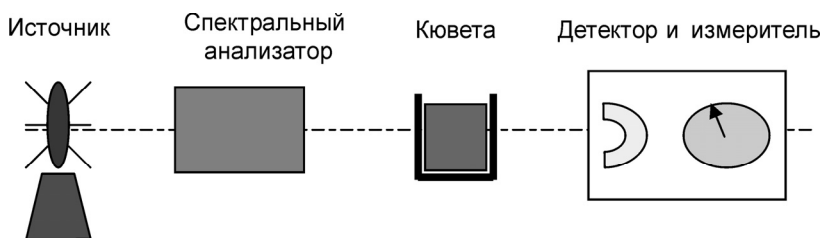


Рис. 3.31. Блок-схема спектрофотометра

Источник выдает поток лучистой энергии, используемый для анализа образца. Волновой анализатор пропускает энергию в ограниченной полосе частот. Кювета, содержащая анализируемый образец, располагается на пути луча света. Детектор выдает электри-

ческий сигнал, пропорциональный количеству получаемой им энергии.

При осуществлении оптических измерений обычно возникает необходимость выделения части спектра. Для этих целей используются светофильтры и спектральные приборы.

Светофильтры. По своим спектральным характеристикам светофильтры делятся на *полосовые и отрезающие*. Каждый светофильтр имеет свой коэффициент пропускания, зависящий от длины волны света:

$$T(\lambda) = I_{\text{ф}}(\lambda) / I_0(\lambda),$$

где $I_{\text{ф}}(\lambda)$ и $I_0(\lambda)$ – интенсивности прошедшего и падающего излучения.

В ряде случаев светофильтры, используемые для ослабления света, характеризуются оптической плотностью:

$$D = -\lg(T).$$

Характеристиками полосовых светофильтров являются рабочая длина волны λ_0 (длина волны, соответствующая максимуму пропускания), коэффициент пропускания T_{max} , прозрачность T_0 за пределами полосы пропускания (фон) и контактность T_{max}/T_0 . Для отрезающих светофильтров вводятся две характеристики: длина волны, соответствующая переходу от прозрачности к непрозрачности светофильтра, и крутизна его спектральной характеристики. По принципу действия светофильтры можно разделить на поглощающие (абсорбционные), дисперсионные, интерференционные и интерференционно-поляризационные.

Абсорбционные светофильтры являются наиболее простыми и представляют собой пластины, изготовленные из определенных сортов цветного стекла, пластических пластмасс, пленок и т.д.; в основном используются стеклянные абсорбционные светофильтры, которые обычно являются отрезающими. При выделении наиболее важных для возбуждения отдельных участков ультрафиолетового спектра могут быть использованы так называемые черные стекла (увиолевое стекло, покрытое оксидом никеля), имеющие промышленное обозначение «фильтры УФС». Для выделения отдельных ртутных линий, наиболее часто используемых для возбуждения люминесценции, обычно применяются адсорбционные светофиль-

тры, представляющие собой комбинацию цветных и черных стекол. Отечественной промышленностью выпускается набор светофильтров для выделения линий ртутного спектра: 312, 303, 365 нм (ультрафиолетовые линии), 405 нм (фиолетовая линия), 436 нм (синяя линия), 546 нм (зеленая линия), 578 нм (желтый дублет).

Дисперсионные светофильтры состоят из мелких частиц какого-либо вещества, взвешенного в другом. Если кривые дисперсии $n(\lambda)$ (n – показатель преломления) этих веществ пересекаются при определенной длине волны, то свет этой длины волны проходит через такой светофильтр, не рассеиваясь (как через однородное вещество), излучение других длин волн рассеивается. Дисперсионные светофильтры наиболее часто используются при работе в ИК-области спектра.

Интерференционные светофильтры – многослойные тонкопленочные структуры. Их действие основано на использовании явления многолучевой интерференции. Они представляют собой стеклянные или кварцевые пластинки, на поверхность которых напыляется несколько чередующихся слоев металла и диэлектрика или двух различных диэлектриков. Кривые пропускания светофильтров образуются в результате интерференции падающего света и света, отраженного на границах раздела множества тонких пленок. Таким образом, интерференционные светофильтры можно представить как тонкие твердотельные интерферометры Фабри – Перо с фиксированными промежутками. Длина волны в максимуме пропускания интерферометра Фабри – Перо определяется соотношением:

$$2nL\cos\varphi = m\lambda,$$

где n – показатель преломления прослойки; L – толщина прослойки; φ – угол преломления; m – порядок интерференции (целое положительное число); λ – длина волны конкретного максимума пропускания.

Интерференционные светофильтры бывают двух типов:

- 1) широкополосные светофильтры с резким краем полосы пропускания, прозрачные для коротко- или длинноволнового излучения;
- 2) полосовые фильтры, пропускающие желаемый интервал длин волн.

При наклоне фильтра относительно направления падающего света длина волны, соответствующая максимуму его пропускания, смещается в коротковолновую область, допуская, таким образом, некоторую перестройку полосы прозрачности.

Монохроматоры. Спектральные приборы, выделяющие узкий спектральный интервал с выбранной центральной длиной волны, называются *монохроматорами*. В зависимости от диспергирующего элемента (призма, дифракционная решетка) монохроматоры разделяются на призмные и дифракционные.

Призмные монохроматоры. Принципиальная схема призмного монохроматора показана на рис. 3.32. Он состоит из коллиматора 1 (объектив с входной щелью), диспергирующей системы 2 (в данном случае равнобедренная призма) и камерной части (объектива 3 и выходной щели 4).

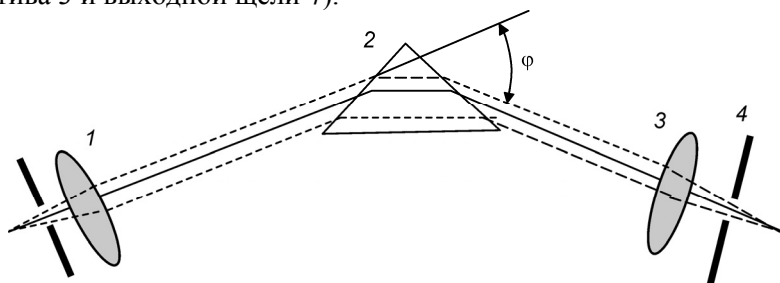


Рис. 3.32. Принципиальная схема призмного монохроматора

Проходя через призму, световые лучи дважды преломляются, в результате чего отклоняются от первоначального направления на угол φ .

Дисперсия монохроматора определяет пространственное распределение света по длинам волн. Для характеристики этого свойства вводятся понятия угловой и линейной дисперсии.

Угловая дисперсия –

$$D_{\varphi} = d\varphi / d\lambda.$$

Линейная дисперсия –

$$D_l = dl / d\lambda = d\varphi / d\lambda \cdot f = D_{\varphi} \cdot f,$$

где f – фокусное расстояние объектива.

Если в монохроматоре используется m призм, то линейная дисперсия увеличивается в m раз.

Сканирование (перемещение) спектра в монохроматоре может быть осуществлено как передвижением выходной щели прибора по спектру, так и перемещением спектра относительно нее. Однако чаще всего выбирают второй способ сканирования спектра. С помощью устройств данного типа можно получить ширину полосы в 0,5 нм. Призмы используются в диапазоне длин волн 220 – 950 нм.

Дифракционные монохроматоры. Основным элементом этих приборов является дифракционная решетка. Дифракционная решетка представляет собой систему большого числа параллельных щелей, расположенных близко друг к другу на одинаковых расстояниях. Чем больше число щелей N имеет решетка, тем больше ее разрешающая сила. В спектральных приборах используются решетки различных типов: плоские вогнутые и с различным профилем штрихов.

Угловая дисперсия дифракционного спектрального прибора равна:

$$d\theta/d\lambda = m/d \cos \theta,$$

где m – порядок интерференции; d – постоянная решетки (суммарная ширина ее прозрачного и непрозрачного участков); θ – угол дифракции.

Разрешающая сила решетки R равна: $R = N \cdot m$.

Имеются разные схемы дифракционных монохроматоров. Одна из них (монохроматор Черни – Турнера) приведена на рис. 3.33.

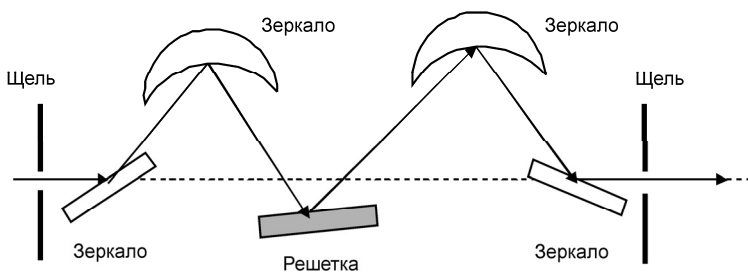


Рис 3.33. Оптическая схема дифракционного монохроматора Черни – Турнера

Самым существенным недостатком дифракционных решеток является перекрытие различных порядков при полихроматическом излучении. Этот недостаток может быть преодолен путем исполь-

зования светофильтров. Например, чтобы при наблюдении спектральной линии 600 нм исключить влияние второго порядка спектральной линии 300 нм, на пути падающего света должен быть поставлен светофильтр, обрезающий длины волн ниже 400 нм.

С целью уменьшения уровня рассеянного света используют схемы двойных монохроматоров.

С помощью дифракционных решеток можно обеспечить ширину полосы до 0,5 нм. Обычно они используются для работы в диапазоне длин волн 200 – 800 нм.

Поглощение света веществом определяется общим законом поглощения Бургера – Ламбера – Бера:

$$P = P_0 10^{-aLC},$$

где P – интенсивность излучения, падающего на образец; P_0 – интенсивность излучения, прошедшего через кювету; a – поглощающая способность образца; L – длина пути в образце; C – концентрация поглощающего вещества.

Основная задача заключается в измерении интенсивности падающего и прошедшего излучения. В этом случае можно определить концентрацию исследуемого вещества.

Фотометры. Это приборы для измерения фотометрических величин светового излучения. Эти приборы включают в себя детекторы для измерения светового потока, прошедшего через образец, цепи усиления малых токов, генерируемых детекторами, и устройства для представления результатов измерения прибора. В качестве детектора обычно используются фотоэлементы с запирающим слоем, фотоэлектронные умножители и фоторезисторы.

Пламенные фотометры. Имеют три важных отличия от приборов, рассмотренных выше.

1. Функции источника энергии и устройства, содержащего образец, совмещены в пламени.

2. В большинстве приложений плазменной фотометрии целью является измерение параметров излучения света образцом, а не поглощение им света.

3. Пламенные фотометры могут определять только концентрации чистых металлов.

Флуориметрия. Некоторые молекулы излучают свет характеристического спектра (спектр испускания) немедленно после по-

глощения ими электромагнитной энергии и перехода в возбужденное состояние (явление флуоресценции). Как правило, для возбуждения используются ртутные лампы, а в качестве детекторов – ФЭУ.

Одним из преимуществ флуориметрии является более высокая чувствительность, которая может на четыре порядка превышать чувствительность фотометрических методов. К сожалению, имеет зависимость чувствительности этого метода от температуры.

3.3.7. Применение ВИ в медицине

Как отмечалось ранее, видимая область оптического излучения – окно, через которое воспринимаем окружающий нас мир. Сегодня преобразование скрытых изображений в область видимого диапазона открывает огромные возможности для современной медицины.

Развитие оптической техники позволило расширить возможности нашего зрения и заглянуть в микромир на уровне сотен нанометров, что позволяет работать с молекулярными и генетическими структурами.

Сегодня ВИ настолько широко используется в медицине, что для простого перечисления этих областей потребуется отдельная книга. В данном пособии отметим лишь некоторые из них.

Спектральный анализ. Такой анализ позволяет с высокой точностью определять концентрацию различных веществ в биологических тканях и анализировать в них динамику различных химических и физических процессов, что эффективно можно использовать для терапевтических и лечебных целей.

Световая терапия. Широко используется для лечения различных заболеваний. Видимое излучение обладает способностью проникать в кожу на глубину до 1 см, однако действует, главным образом, через зрительный анализатор-сетчатку глаза. Восприятие видимого света и составляющих его цветовых компонентов оказывает опосредованное влияние на центральную нервную систему и, тем самым, на психическое состояние человека. Желтый, зеленый и оранжевый цвета оказывают благоприятное воздействие на настроение человека, синий и фиолетовый – отрицательное. Установлено, что красный и оранжевый цвета возбуждают деятельность

коры головного мозга, зеленый и желтый уравнивают процессы возбуждения и торможения в ней, синий тормозит нервно-психическую деятельность. ВИ имеет более короткую длину волны, чем инфракрасные лучи, поэтому его кванты несут более высокую энергию. Однако влияние этого излучения на кожу осуществляется, главным образом, примыкающими к границам его спектра инфракрасными и ультрафиолетовыми лучами, оказывающими тепловое и химическое действие. Развитие полупроводниковой технологии за последние несколько лет привело к созданию ряда приборов медицинского назначения с использованием полупроводниковых светодиодов большой яркости и различного спектра. Клинические испытания этих приборов показали их высокую эффективность и открыли дополнительные перспективы для технических решений в области свето- и цветотерапии.

Хромотерапия. Это – раздел фототерапии, в котором применяются различные спектры ВИ. ВИ представляет гамму различных цветовых оттенков, которые оказывают избирательное действие на возбудимость корковых и подкорковых нервных центров, а следовательно, модулируют психоэмоциональные процессы в организме. Красное и оранжевое излучения возбуждают корковые центры и подкорковые структуры, синее и фиолетовое – угнетают их, а зеленое и желтое уравнивают процессы торможения и возбуждения в коре головного мозга и обладают антидепрессивным действием. Огромную роль в жизнедеятельности и работоспособности человека играет белый свет. Именно его недостаток вследствие сокращения продолжительности дня в осенне-зимний период приводит к развитию сезонной эмоциональной депрессии (seasonal affective disorder, SAD), основными симптомами которой являются сонливость, малоподвижность, булимия, анорексия.

Белый свет в 5 раз повышает содержание мелатонина в головном мозге и адаптивную функцию эпифиза. Он угнетает серотонинергические и активирует адренергические нейроны ствола головного мозга, в результате чего восстанавливается соотношение серотонина и адреналина, а также фаз сна и бодрствования у больных. При поглощении видимого излучения в коже происходит выделение тепла, которое изменяет импульсную активность чувствительных волокон кожи, активирует рефлекторные и местные реакции микроциркуляторного русла и усиливает метаболизм облучаемых

тканей. Синее и голубое излучения вызывают фотобиологическое разрушение гематопорфирина, входящего в состав билирубина, что успешно используется в терапии желтухи новорожденных, повышает энергетические возможности организма за счет усиления синтеза энергии в митохондриях клеток. Кроме того, в отличие от других диапазонов оптического излучения синий свет интенсивно поглощается многочисленными фоторецепторами биологического объекта, вызывая фотохимические реакции, обеспечивающие его нормальную жизнедеятельность. Хромотерапия с применением синего и красного света применяется в лечении угревой болезни.

Фотогемотерапия. Это – лечебное применение фотомодификации крови, т.е. воздействия на кровь больного квантами электромагнитного излучения различной длины волны. Электромагнитные излучения генерируются с помощью ртутно-кварцевых ламп, лазеров и других излучателей. В отличие от традиционных лечебных методов фотогемотерапия отличается широким диапазоном лечебного воздействия, быстротой его проявления и длительным эффектом после прохождения процедур.

Механизмы лечебного действия фотогемотерапии обусловлены фотобиологическими процессами на молекулярно-клеточном уровне, возникающими при воздействии излучения на определенный объем крови в кровеносном сосуде. После этого фотомодифицированная кровь смешивается с необлученной кровью в сосудистом русле, в результате чего происходят структурно-функциональные и биохимические изменения. На облучение крови через кожу ИК или видимым излучением, прежде всего, откликаются нервная, эндокринная и ферментная системы организма.

При поглощении фотонов молекула возбуждается. При этом энергия поглощенного фотона перемещает электроны с основного энергетического уровня на более высокие энергетические уровни с увеличением общей энергии молекулы. Каждая биомолекула поглощает фотоны только из своего диапазона поглощения, т.е. фотоны, энергия которых равна разности энергетических уровней невозбужденной и возбужденной молекулы. Энергия фотона обратно пропорциональна длине его волны (чем короче длина волны оптического излучения, тем больше энергия фотонов). Кровь является многокомпонентной биологической системой, молекулы форменных элементов крови и плазмы поглощают фотоны с различными

длинами волн, поэтому спектр поглощения крови достаточно широк – 180 – 700 нм. При этом наиболее часто оптическое излучение поглощают аминокислоты, белки, липиды, полисахариды клеточных мембран и цитоплазмы, гемоглобин (415 – 430, 542, 576 нм).

После поглощения возбужденная молекула либо люминесцирует, т.е. испускает часть поглощенной энергии, либо участвует в одной из фотохимических реакций. При этом достаточно облучать лишь небольшое количество крови, после чего при контакте ее с необлученной кровью происходят структурно-функциональные изменения в целом в организме, что объясняется межклеточными контактами, воздействием биологически активных веществ, образующихся при фотомодификации, и люминесценцией биомолекул крови.

Изменения в биомолекулах приводят к изменениям форменных элементов и биологически активных компонентов плазмы крови. В эритроцитах фотомодифицированной крови обнаружено сливание части компонентов поверхностного слоя мембраны (гликокаликса), повышение проницаемости мембраны, склонности ее к деформациям, снижение агрегационной способности, увеличение электрофоретической подвижности, изменение сорбционных свойств. В лейкоцитах выявлено повышение экспрессии мембранных рецепторов, активация синтеза ДНК, повышение фагоцитарной активности, изменение функционального состояния иммунокомпетентных клеток, выделение из лейкоцитов бактерицидных катионных белков, интерлейкинов, ростостимулирующего и реологического факторов, активация ферментных систем репарации ДНК, выделение биологически активных веществ (гепарина, серотонина, гистамина и т.д.). Регистрируются структурные изменения мембран тромбоцитов, изменяются их адгезивные и агрегационные свойства, стимулируется выделение реологического фактора и различных биологически активных веществ. В плазме повышается активность естественных и иммунных антител, бактерицидная и антиоксидантная активность; нормализуется протеолитическая активность; снижается содержание продуктов перекисного окисления липидов; изменяется прокоагулянтная и антикоагулянтная активность.

Внутрисосудистое облучение крови светом в диапазоне 400 – 650 нм способствует улучшению газотранспортной функции крови,

активации окислительно-восстановительных процессов, нормализации кислотно-основного состояния, улучшению реологических свойств крови и насыщению ее кислородом; активирует клеточное звено иммунитета; нормализует гемостатический потенциал крови.

Эндоскопия (медицинская интроскопия и диагностика в видимом свете). Эндоскопия – медицинская интроскопия в видимом глазом человека диапазоне электромагнитного излучения (в видимом свете).

Как известно, гибкая волоконная оптика позволяет заглядывать в прямом смысле этого слова внутрь организма. Гибкие волоконные световоды, снабженные специальными осветителями, вводят в полости организма и с их помощью осматривают внутренние стенки многих органов.

Наиболее широко применяется *гастроскоп* – эндоскоп для исследования пищевода и желудка.

Но это далеко не единственный прибор такого рода. Современные эндоскопы позволяют исследовать не только пищевод и желудок. С их помощью исследуют мочевыводящий канал и мочевой пузырь, кишечник, бронхи и другие органы. И не только исследуют осмотром изнутри, но и берут пробы ткани – так называемую биопсию для дальнейших лабораторных анализов.

С помощью эндоскопов, кроме того, эффективно лечат многие заболевания: вводят лекарства, заклеивают специальным составом язвы и повреждения, так же как в эндоваскулярной хирургии, расширяют суженные участки кровеносных сосудов, с помощью специальной петли удаляют полипы и т.д.

Часто это осуществляется под постоянным рентгенотелевизионным или ультразвуковым контролем. Существуют эндоскопы, совмещенные с малогабаритными ультразвуковыми датчиками, которые располагаются на дистальном (вводимом) конце прибора и одновременно с оптическим изображением позволяют получать также акустическую эхограмму – ультразвуковое изображение того или иного органа «изнутри».

Главный недостаток волоконных эндоскопов состоит в том, что светопроводящие волокна от изгибов ломаются, создавая на изображении помехи. Это ограничивает срок службы устройства. Кроме того, врачу приходится заглядывать одним глазом в окуляр прибора, держа его на весу, и одновременно производить необхо-

димые манипуляции, что создает определенные неудобства в работе.

Попытки приспособить к окуляру цветную передающую телевизионную трубку (обязательно цветную, потому что цвет в эндоскопии несет важные диагностические признаки), привели к тому, что прибор стал еще более громоздким.

В последующие годы успехи микроэлектроники позволили найти другое решение. Передающие телевизионные камеры стали делать такими миниатюрными, что их можно разместить на дистальном конце эндоскопа и ввести внутрь организма. При этом отпадает необходимость использовать световод для передачи наружу изображения, для этого достаточно вывести всего несколько тоненьких проводников.

В таких сверхминиатюрных передающих камерах вместо вакуумных трубок применяется светочувствительная полупроводниковая матрица, действие которой основано на принципе зарядовой связи, лежащем в основе работы целого класса электронных приборов, так называемых приборов с зарядовой связью (ПЗС). Размеры светочувствительной ПЗС-матрицы без корпуса при количестве элементов 256×256 составляют не более $4 \times 4 \times 4$ мм³. Это, если использовать черно-белую матрицу. Есть и цветные светочувствительные ПЗС-матрицы, но размер их при том же количестве элементов примерно вдвое больше.

В связи с этим в телевизионном эндоскопе, его называют еще и *видеоэндоскопом*, применяют все-таки черно-белые ПЗС-матрицы, а цветное изображение получают, последовательно освещая исследуемые внутренности организма тремя разными цветами: красным, зеленым и синим. Изображение в каждом цвете хранится в специальной электронной памяти, а затем на экране цветного телевизора синтезируется натуральное, точнее близкое к натуральному, цветное изображение. Свет для освещения по-прежнему подают снаружи по световоду, но достаточно тонкому и гибкому.

Видеоэндоскопы, обладающие высокой надежностью, повышенной гибкостью, возможностью обрабатывать изображение электронными цифровыми средствами, в настоящее время уже вытесняют традиционные стекловолоконные приборы и все более широко применяются в медицинской практике.

4.1. Физические основы возникновения лазерного излучения

К настоящему времени создано несколько десятков различных лазеров и их модификаций, излучающих в видимой, инфракрасной и ультрафиолетовой, а также в рентгеновской областях спектра электромагнитных волн. Сегодня лазеры широко применяются во многих областях науки и техники, в том числе и в медицине.

Прежде чем рассматривать использование лазерной техники для решения медицинских задач, остановимся на основных принципах работы этих устройств и их характеристиках.

Слово ЛАЗЕР представляет собой побуквенный перевод англоязычного термина LASER, который, в свою очередь, является аббревиатурой от слов Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (усиление света посредством стимулированной эмиссии излучения).

В отличие от обычных источников света, где реализуется спонтанное испускание фотонов, в лазере используется вынужденное излучение. Работа лазера основывается на трех фундаментальных идеях, родившихся в различных областях физики.

Первая из них связана с использованием вынужденного испускания света атомными системами и постулирована А. Эйнштейном (1916 г.) при теоретическом анализе процессов теплового излучения с позиций квантовой теории. Суть этого явления заключается в испускании электромагнитного излучения квантовой системой под действием внешнего (вынуждающего) излучения. Фактически вынужденное излучение, которое само не поглощается в данном процессе, является спусковым триггером для возникновения вынужденного излучения. При этом частота, фаза, поляризация и направление распространения испущенной электромагнитной волны полностью совпадают с соответствующими характеристиками внешней волны. Схематично этот процесс показан на рис. 4.1.

Вторая идея заключается в использовании термодинамически неравновесных систем, в которых возможно усиление, а не поглощение света. В обычных условиях при термодинамическом равно-

весьми распределение заселенностей атомных уровней подчиняется закону Больцмана, согласно которому на более высоком уровне при любой температуре находится меньше частиц (N_2), чем на более низком (N_1) (рис. 4.2):

$$N_2 < N_1 \cdot q_2 / q_1,$$

где q_1, q_2 – степени вырождения нижнего и верхнего уровней.

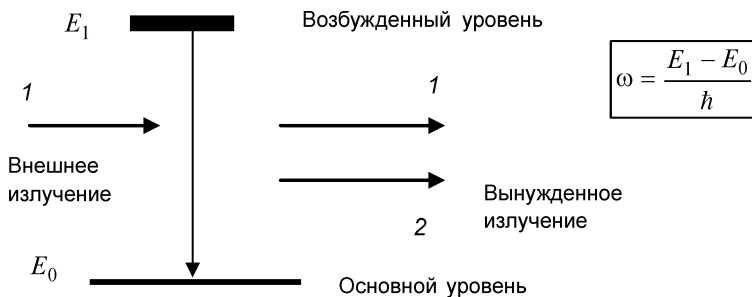


Рис. 4.1. Схема образования вынужденного излучения

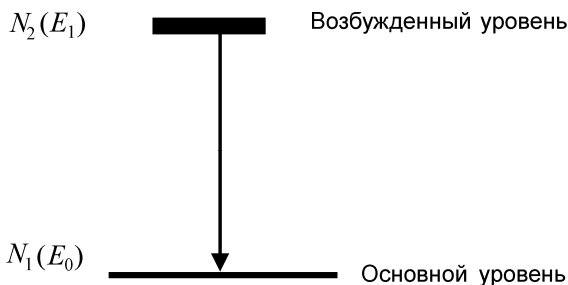


Рис. 4.2. Схема расположения основного и возбужденного уровней квантовой системы

Как известно, распределение Больцмана имеет вид

$$N_i = \frac{N e^{-\frac{E_i}{kT}}}{\sum_j e^{-\frac{E_j}{kT}}} = C e^{-\frac{E_i}{kT}},$$

где N – полное число атомов; N_i – число атомов, находящихся в состоянии с энергией E_i при температура T (в данном случае не учитывается вырождение энергетических уровней).

Для того, чтобы излучение усиливалось, в среде должно иметь место неравенство, обратное ранее упомянутому. Такое состояние вещества называется *состоянием с инверсной (обратной) заселенностью*, или *активным*. Именно активная среда является рабочим веществом лазера. В настоящее время разработан целый ряд методов создания инверсной заселенности энергетических уровней в различных средах.

И третья идея, берущая начало в радиофизике, заключается в возможности получения генерации света путем использования положительной обратной связи. При ее осуществлении часть генерируемого излучения остается внутри рабочего вещества и вызывает вынужденное испускание все новыми и новыми возбужденными атомами.

Активные лазерные среды. Материалы, которые применяются в качестве рабочего вещества лазеров, должны обладать рядом свойств, обеспечивающих создание инверсной заселенности энергетических уровней. В случае двухуровневой системы (основное и возмущенное энергетическое состояние атомов или молекул) невозможно создать инверсную заселенность, так как процессы вынужденного поглощения и вынужденного излучения равновероятны. Однако наличие трех- или четырехуровневой системы позволяет преодолеть эту трудность. Общая схема систем, имеющих промежуточные долгоживущие энергетические уровни, приведена на рис. 4.3. Стрелками показаны возможные переходы с одного уровня на другой.

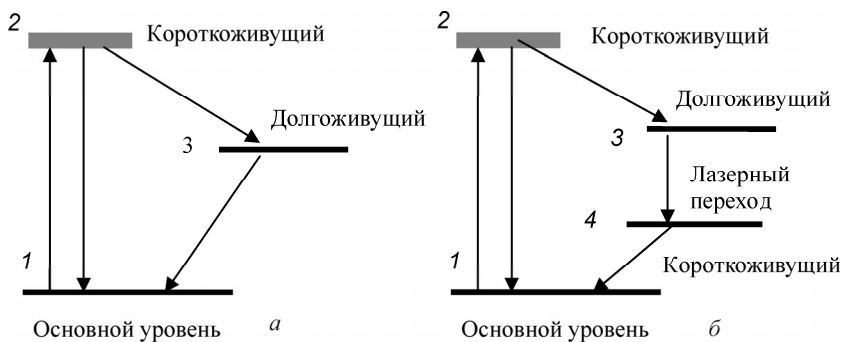


Рис. 4.3. Схемы трех- (а) и четырехуровневых (б) систем создания инверсной заселенности в активных средах

В приведенных энергетических схемах снятие возбуждения атомов или молекул осуществляется как за счет спонтанного перехода со второго энергетического уровня на первый, так и безызлучательно на третий. В этих системах вероятность перехода со второго уровня на метастабильный третий уровень значительно выше, чем на первый и, кроме того, время жизни метастабильного третьего уровня существенно больше, чем второго.

При эффективной накачке населенность долгоживущего энергетического третьего уровня становится выше первого, т.е. создается инверсная заселенность, позволяющая в дальнейшем осуществить вынужденную генерацию лазерного излучения.

Поскольку в трехуровневой системе генерация лазерного излучения осуществляется непосредственно в основное состояние достаточно быстро, то такие лазеры работают обычно в импульсном режиме.

При четырехуровневой системе энергетических уровней возможно сохранение инверсной заселенности с небольшой мощностью накачки. В этом случае можно осуществить генерацию лазерного излучения как в непрерывном, так и импульсном режимах.

Оптические резонаторы. Для реализации процесса генерации лазерного излучения с помощью положительной обратной связи в активную среду помещают оптический резонатор, который обычно состоит из двух плоских или сферических зеркал, подобранных так, чтобы возникающее в нем излучение многократно проходило через активную среду и активировало процесс вынужденного излучения энергии, запасенной на метастабильных уровнях. В оптическом резонаторе может существовать множество собственных волн, отличающихся тем, что для каждой из них между зеркалами укладывается целое число полуволн: $n \cdot \lambda/2 = L$, где $n = 1, 2, 3, \dots$ – целое число; λ – длина волны; L – длина резонатора (рис. 4.4).

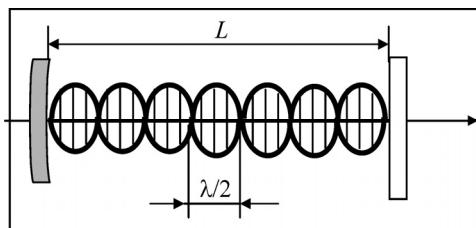


Рис. 4.4. Формирование стоячих электромагнитных волн в оптическом резонаторе лазера

При этом в резонаторе может усиливаться только излучение с частотой, близкой к одной из его резонансных частот. Это обуславливает важное свойство лазерного излучения – его высокую монохроматичность. Условие резонанса может выполняться и для ряда приосевых пучков, которые дают в плоскости, перпендикулярной оси пучка, сложное распределение интенсивности волн (колебаний). Суперпозиция отдельных типов колебаний получила название моды резонатора. В ряде случаев путем внесения в резонатор селективных фильтров удается получить генерацию только на одной продольной моде. Такой режим работы лазера называется *одночастотным*, он обеспечивает максимальную монохроматичность лазерного излучения.

Накачка. Под словом *накачка* понимается процесс передачи энергии активной среде лазеров и создания в ней инверсной заселенности энергетических уровней. Способы достижения и поддержания инверсии в активной среде лазеров зависят от ее структуры. В твердых телах и жидкостях используется, в основном, оптическая накачка специальными лампами или излучением других лазеров.

Для накачки газовых лазеров применяется более эффективные методы: электрический разряд, газодинамическое истечение, химические реакции и др., обеспечивающие высокие мощности лазерного излучения (до сотен киловатт).

В полупроводниковых лазерах накачка осуществляется непосредственно постоянным током (инжекционные лазеры), пучком электронов, оптическими методами и др.

Режим генерации лазерного излучения. Лазеры могут работать как в импульсном, так и в непрерывном режиме, который зависит от условий накачки. Для того, чтобы повысить мощность излучения, необходимо увеличить число атомов, участвующих в усилении светового потока, и уменьшить длительность импульса. В зависимости от мощности и длительности импульса возбуждения начало генерации запаздывает относительно начала импульса возбуждения. Для повышения пиковой мощности генерации используется метод модулированной добротности или метод синхронизации мод. Например, перед импульсом возбуждения лазера закрывают одно из зеркал резонатора специальным оптическим затвором, нарушая положительную обратную связь. В этих условиях генерация

невозможна и включение импульса возбуждения приводит к монотонному нарастанию инверсии в активной среде лазера. Величина энергии возбуждения, запасаемая в единице объема активной среды, пропорциональна плотности активных частиц. Открыв затвор в конце импульса возбуждения, т.е. включая механизм обратной связи, создают условия быстрого развития генерации, которая реализуется в виде короткого мощного (гигантского) импульса. Длительность таких импульсов и их энергия зависят от скорости включения затвора и свойств активной среды. Обычно значения длительности лазерного импульса составляют 20 – 50 нс, а энергии от долей до сотен джоулей.

Для получения сверхкоротких мощных лазерных импульсов применяются затворы в виде кювет, наполненных раствором специальных красителей, быстро (и обратимо) просветляющихся под влиянием излучения активной среды (пассивная синхронизация мод). Такой затвор, помещенный в резонатор лазера, нарушает обратную связь. Импульс возбуждения вызывает накопление энергии в активной среде. Когда интенсивность хаотических световых импульсов в лазерной среде становится достаточно мощной, чтобы вызвать просветление затвора, возникает лавинообразное развитие генерации. При этом фазы генерации всех мод резонатора оказываются взаимно связанными так, что все генерируемые волны складываются, образуя сверхкороткий импульс, длительность которого может составлять всего единицы и даже доли наносекунд.

В настоящее время для получения гигантского импульса часто используются электрооптические затворы, преимуществами которых является точная синхронизация и большая крутизна фронтов импульсов.

Общие свойства лазерного излучения. Лазерное излучение, в отличие от излучения обычных источников, характеризуется высокой степенью монохроматичности, временной и пространственной когерентности, направленности, поляризованности, спектральной яркости, сверхкороткой длительностью. Кроме того, лазерное излучение легко поддается точной фокусировке.

Совокупность этих свойств плюс возможность варьировать состав среды и энергию ее активации делает лазер исключительно точным и вместе с тем универсальным инструментом, что позволя-

ет широко использовать его в науке и технике, а также и в медицине.

4.2. Основные типы лазеров

В настоящее время имеется большое количество лазеров, которые отличаются активными средами, спектральными и энергетическими характеристиками. Рассмотрим кратко некоторые из них.

Твердотельные лазеры. Первый твердотельный лазер был создан в 1960 г., в нем в качестве рабочего тела был использован рубин. *Рубин* – кристалл оксида алюминия Al_2O_3 , содержащий в виде примеси 0,05 % ионов хрома Cr. Возбуждение кристалла рубина осуществляется методом оптической накачки с помощью импульсных источников света большой мощности с длиной волны 694,3 нм.

Общая схема накачки рубинового лазера показана на рис. 4.5.

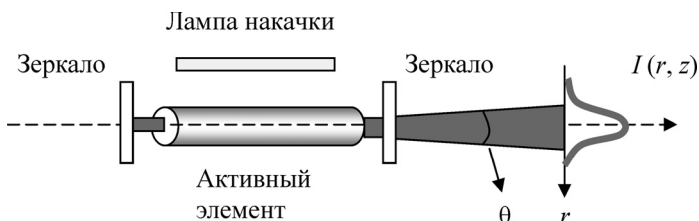


Рис. 4.5. Схема оптической накачки рубинового лазера

Рубиновый лазер работает по трехуровневой схеме (рис. 4.6), в которой первым (основным) уровнем является ${}^4\text{A}_2$, вторым уровнем – система из ${}^4\text{F}_1$ и ${}^4\text{F}_2$, а третьим уровнем – дублет ${}^2\text{E}$. Поглощая излучение накачки в зеленой $\lambda = 550$ нм (перехода ${}^4\text{A}_2 \rightarrow {}^4\text{F}_2$) и синей $\lambda = 410$ нм (перехода ${}^4\text{A}_2 \rightarrow {}^4\text{F}_1$) областях спектра, ионы активных центров переходят на уровни ${}^4\text{F}_1$ и ${}^4\text{F}_2$. Затем возбуждение переходит без излучения фотонов в состояние ${}^2\text{E}$, которое включает два близкорасположенных уровня L_1 и L_2 . Вероятность перехода с этих уровней на основной очень мала, и поэтому на них происходит накопление возбужденных ионов. Переходы с уровней ${}^2\text{E}$ в основное состояние обуславливают высвечивание фотонов, характерных для рубина с длиной волны $\lambda_1 = 694,3$ и $\lambda_2 = 692,9$ нм.

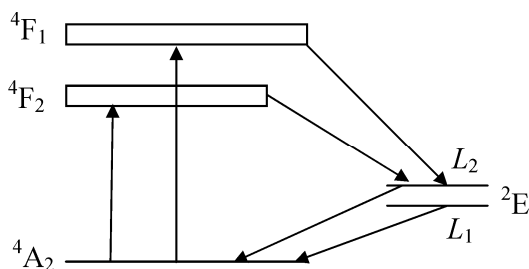


Рис.4.6. Трехуровневая схема, поясняющая принцип работы рубинового лазера

Обычно в твердотельных лазерах активными центрами являются введенные в кристалл примесные ионы, относящиеся к одной из групп переходных элементов периодической системы элементов (например, Cr^{3+}).

Наряду с рубиновым лазером широкое распространение получили лазеры на ионах редкоземельных элементов (неодим (Nd), самарий (Sm), тулий (Tm), эрбий (Er) и др.), внедренных в кристаллическую или стеклянную матрицы. Они работают в непрерывном и импульсном режимах. Для накачки активной среды этих лазеров применяют лампы-вспышки высокого давления. При этом КПД этих лазеров составляет около 5 %. Однако если в качестве источников возбуждения использовать полупроводниковые лазеры, то их КПД можно повысить до 40 %.

Волоконные лазеры. В последнее время были разработаны лазеры на основе кварцевого волокна диаметром 400 – 600 мкм, внутри которого находится активная среда, активированная редкоземельными элементами (например, иттербий (Yb) или неодим (Nb)). Накачка таких лазеров осуществляется лазерными диодами, излучение которых распространяется в сложном составном волокне, имеющем длину несколько десятков метров. На концах волокна устанавливаются дифракционные зеркала, с помощью которых создается резонатор волоконного лазера. Принципиальное преимущество волоконных световодов как лазерной среды по сравнению с объемными активными средами заключается в низких оптических потерях, большой длине взаимодействия и малом диаметре световедущей сердцевине (обычно 4 – 20 мкм), что обеспечивает высокую эффективность накачки излучения лазерных диодов. Эф-

фektivность преобразования излучения накачки в лазерное излучение у волоконных лазеров достигает 80 %. Лазерные скальпели, изготовленные на основе волоконных лазеров, обеспечивают в непрерывном режиме мощность до 30 Вт (на длине волны 0,97 мкм).

Газовые лазеры. Этот тип лазеров обладает самой высокой монохроматичностью. Инверсная заселенность в газоразрядной среде может создаваться различными способами: оптическим возбуждением, неупругим соударением атомов, возбуждением электронным ударом. Классическим газовым лазером является гелий-неоновый ($\lambda = 632,8$ нм), который работает на нейтральных атомах. Однако He-Ne лазер имеет низкий КПД (порядка 0,1 %) и небольшую выходную мощность.

Ионные лазеры. В качестве активной среды в них используют ионизированные газы. Среди ионных лазеров выделяется аргонный, обладающий наибольшей мощностью непрерывного излучения в видимой области ($\lambda = 400,0$ нм). Для накачки этих лазеров обычно используется дуговой разряд. Так как ионные лазеры, как правило, имеют невысокий КПД ($\sim 0,1$ %), то для их функционирования требуется использование мощных источников питания и охлаждение активной среды.

Молекулярные лазеры. В лазерах на основе углекислого газа (CO_2) вынужденное излучение осуществляется не на электронных переходах, а на колебательных и вращательных уровнях молекул. Они дают генерацию в инфракрасной области спектра. CO_2 лазеры имеют один из самых высоких КПД (~ 30 %) и обеспечивают мощность излучения от 5 до 40 Вт. СО лазер, работающий в интервале длин волн 5 – 6,5 мкм, обеспечивает наибольший КПД 50 – 75 %.

Азотный лазер является одним из наиболее распространенных источников когерентного излучения в УФ-области.

Эксимерные лазеры. Особенность этих лазеров состоит в том, что в качестве рабочего вещества в них используются молекулярные образования, называемые эксимерами, которые существуют устойчиво только в возбужденном состоянии и практически мгновенно распадаются в основном состоянии, при этом возникает инверсия, необходимая для образования лазерного излучения. Эксимерные лазеры имеют значительный КПД (1 – 15%) и обеспечивают излучение в диапазоне длин волн от 150 – 600 нм.

Жидкостные лазеры на красителях. Эти лазеры работают на растворах (чаще всего спиртовых) красителей. Для возбуждения генерации на красителях необходима оптическая накачка, которая осуществляется когерентным излучением другого лазера или свечением мощных импульсных ламп. Одним из важнейших преимуществ лазеров на красителях является возможность при соответствующем наборе соединений перекрыть интенсивным когерентным излучением большой диапазон длин волн – от УФ до близкого ИК. Кроме того, длину волны генерации при одном и том же растворе можно непрерывно перестраивать путем изменения параметров резонатора: с использованием дифракционной решетки и других селекторов частоты.

Полупроводниковые лазеры. В полупроводниковом диоде при прохождении тока через *p-n* переход возникает излучение, пропорциональное по мощности силе тока (естественное излучение). При увеличении силы тока, выше некоторого порогового значения, мощность излучения резко увеличивается, и излучение становится вынужденным (лазерным). При наличии обратной связи начинается генерация. Зеркалами резонатора в полупроводниковом лазере обычно служат торцы кристалла, полученные сколом. Излучение почти всегда монохроматическое (одномодовое), но из-за низкой добротности резонатора полоса его генерации значительно шире, чем, например, у газовых лазеров.

В настоящее время серийно выпускаемые полупроводниковые лазеры работают в диапазоне длин волн от 420 нм до 30 мкм. Их мощность может достигать нескольких ватт.

Полупроводниковые лазеры являются рекордсменами в эффективности преобразования электрической энергии в световую. Их КПД достигает 75 %. Однако они имеют на выходе чрезвычайно малый размер пучка (5 – 1 мкм), что влечет за собой значительную расходимость излучения (20 – 40°).

Завершая краткое описание лазеров различных типов, приведем их некоторые характеристики (табл. 4.1).

Таблица 4.1

Типы лазеров

Лазеры	Активная среда	Способ возбуждения	Длина волны, мкм	Режим	Длительность импульсов	Мощность
Газовые	He+Ne	Газовый разряд	0,63	непрерывный	–	1 – 50 мВт
	CO ₂	Газовый разряд в оптапной трубке	1,15	непрерывный	–	5 – 100 Вт
		Газовый разряд с прокачкой смеси	3,39			
		Химический	10,6	непрерывный	–	100 – 10 ⁴ Вт
	CO ₂		10,6	импульсный	1 – 50 мкс	10 ⁶ Вт
	CO ₂			непрерывный	–	10 кВт
	HF	Химический	2,6 – 3,5	импульсный	1 мкс	10 ⁸ кВт
				непрерывный	–	10 кВт
				импульсный	20 нс	2 · 10 ¹¹ Вт
	CF ₂ I	Фотодиссоциация	1,315	импульсный	1 мкс – 1 мс	10 ⁵ – 10 ⁷ Вт
Жидкостные	Неорганические жидкости	Ламповая, лазерная накачка	0,26 – 0,86	Импульсный	0,1 – 10 мкс	10 ⁴ – 10 ⁶ Вт
	Органические красители	Лазерная накачка	0,55 – 0,67	Непрерывный	–	0,1 – 1 Вт

Окончание табл. 4.1

Лазеры	Активная среда	Способ возбуждения	Длина волны, мкм	Режим	Длительность импульсов	Мощность
Полупроводниковые	AlGaAs	Инжекция носителей через p - n переходы	0,7 – 0,9	Импульсный	100 – 200 нс	10 – 50 Вт
	CdS	Электронным пучком	0,49 – 0,69	Непрерывный	– 3 нс	0,1 – 1 Вт 200 кВт
Твердотельные	Рубин	Ламповая накачка	0,694	Импульсный свободной генерации	0 – 0,5 мкс	10^5 – 10^6 Вт
	Стекло с примесью Nd	Ламповая накачка	1,058	Импульсный с моделированной добротностью Импульсный свободной генерации	20 с 0 – 3 мс	10^6 – 10^9 Вт 10^5 – 10^6 Вт
Волоконные	Стекло-волокно с Yb	Накачка лазерными диодами	1,1	Импульсный с моделированной добротностью Режим синхронизации мод	0 – 30 нс $5 \cdot 10^{-3}$ – 1 нс	10^8 – $5 \cdot 10^{10}$ Вт 10^{11} – 10^{13} Вт
				Непрерывный, импульсный	$\sim 10^{-3}$ нс	~ 1 кВт

4.3. Применение лазеров в медицине

Лазерная диагностика. Луч лазера может использоваться как вне организма, так и для прямого анализа органов и тканей пациента. Так лазерный луч, проходящий через узкий кварцевый капилляр, по которому прокачивается специально подготовленная кровь, вызывает флюоресценцию клеток крови. Флуоресцентное свечение затем улавливается чувствительными датчиками, а поскольку оно специфично для каждого типа клеток, проходящих поодиночке через сечение лазерного луча, то появляется возможность не только определить их общее число в заданном объеме крови, но и получить весьма точные количественные показатели по каждому типу клеток. Этот принцип использован в приборе, называемом *гемоцитометром*, производительность которого в сотни раз превышает скорость обычной обработки крови лаборантом, поскольку последний проводит такое исследование на «глазок», анализируя и учитывая каждую клетку под микроскопом. Еще более совершенным диагностическим лазерным анализатором является проточный флуориметр, в котором клетки перед прогоном через капилляр окрашиваются специальными иммунофлюоресцентными красителями, позволяющими различать не только отдельные типы, но и разновидности типов как клеток крови, так и любых других клеточных элементов, выделенных из любых тканей организма для диагностики.

Внутренняя диагностика. Это – новая и перспективная область лазерной медицины, практическая реализация которой еще только начинается, а большинство исследований находятся в стадии экспериментальной разработки и испытаний. Так, если луч ультрафиолетового лазера (CdNe , $\lambda = 327$ нм) пропустить через кварцевый световод по сосудистому катетеру и нацелить на исследуемую ткань, например сердечной мышцы, то по интенсивности флуоресцентного свечения, улавливаемого через тот же световод, можно судить о концентрации в ткани важнейшего метаболита энергетического обмена, высокий уровень которого соответствует интенсивности продукции энергии клетками, а дефицит, наоборот, о недостаточности энергообеспечения и слабости исследуемого участка сердечной мышцы.

Флуоресценция. Флуоресценцию можно анализировать при некоторых лазерных операциях на кровеносных сосудах, когда про-

водят удаление атеросклеротических бляшек. В этих случаях используют эксимерный лазер, с помощью которого и удаляют бляшку. Одновременно проводится анализ флуоресцентного излучения от разрушающейся лазерным лучом бляшки. Такой анализ позволяет выявить наличие отложений кальция, магния, а также липидов, присутствующих в бляшке.

Диагностика заболеваний с помощью лазеров (оптическая биопсия) может использоваться и в других областях, в частности в стоматологии (для дифференциации кариогенного от нормального дентина зуба) и гинекологии (для определения предраковых изменений в эпителии шейки матки).

Лазерная терапия. Излучения He-Ne и других лазеров могут быть использованы для локального воздействия непосредственно на очаги поражения практически во всех областях тела или на так называемые акупунктурные точки, которые «отвечают» за состояние отдельных органов. Нередко облучают также кровь, «оздоровление» которой лучами лазера может привести к благоприятному исходу при многих заболеваниях. Хотя механизмы лечебного эффекта при этом не всегда понятны, многочисленные случаи целебного действия лазеров, а также отсутствие неблагоприятных и, тем более, фатальных исходов при их использовании свидетельствуют о рациональности данного метода и необходимости его дальнейшего совершенствования и разработки.

Фотодинамическая терапия (ФДТ). Некоторые злокачественные опухоли, например первичный рак различных отделов головного или спинного мозга, поджелудочной и щитовидной желез, метастазы рака печени, способны концентрировать молекулы некоторых введенных через кровеносные сосуды фоточувствительных соединений, в первую очередь фотофринов. При облучении последних интенсивным светом гелий-неонового и некоторых других лазеров происходит распад фотофринов с выделением токсичных для клеток продуктов распада (свободных радикалов). Этот принцип используется для фотодинамической терапии, в ходе которой больному сначала вводят соответствующий фотофрин, а затем через световод производят облучение опухоли. В результате из-за массивного выделения цитотоксических продуктов клетки злокачественной опухоли погибают, а окружающие их здоровые клетки остаются живыми, так как на них фотофрины не адсорбируются.

Это метод интенсивно разрабатывается и внедряется в клиниках, главным образом США, Западной Европы и Японии. Имеются перспективы его применения и в России.

Исправление дефектов на сетчатке. Импульсное излучение рубинового лазера с управляемым выходом фокусируют на дефекте сетчатки. В результате ожога на сетчатке после заживления образуется рубцовая ткань, исправляющая исходный дефект.

Лазерная хирургия. При хирургических вмешательствах используются лазерные установки, которые генерируют высокие энергии, необходимые для удаления, механического разрушения или термического некроза клеток, тканей или иных объектов, подлежащих ликвидации. Сегодня лазеры применяются практически во всех разделах хирургии, начиная от общей хирургии до микро- и нейрохирургии.

Лазеры эффективно используются для остановки и профилактики кровотечений за счет термической коагуляции крови при проведении различных хирургических операций. При заболеваниях сердечно-сосудистой системы лазеры можно использовать для восстановления просвета сосудов, ликвидации патологических очагов возбуждения в сердечной мышце, улучшения кровоснабжения миокарда, соединения рассеченных сосудов путем их сварки. При повреждении головного или спинного мозга, а также при наличии в них опухолей лазеры применяются для удаления опухолей и сварки нервных стволов. В случае проведения офтальмологических хирургических операций с помощью лазеров осуществляют рассечения глазодвигательных мышц, ликвидацию некоторых опухолей области глаза, разрезы и проколы глазного яблока, коагуляции отдельных участков сетчатки при ретинопатиях, приваривания отслоившейся сетчатки, для удаления хрусталика при катаракте и т.д. В дерматологии лазеры используются для хирургической ликвидации злокачественных и доброкачественных новообразований на любых поверхностях кожных покровов. Лазеры успешно могут применяться для удаления татуировок и всевозможных косметических дефектов. Можно также отметить эффективное использование лазеров в урологии, стоматологии, ортопедии и онкологии.

Таким образом, лазерная хирургия представляет собой исключительно обширный раздел современной медицины, успешное развитие которой непосредственно связано с прогрессом в области создания новой лазерной техники.

Открытие рентгеновского излучения (РИ) было сделано профессором Вильгельмом Конрадом Рентгеном в 1895 г. Уникальность этого открытия состоит в том, что оно очень скоро нашло широкое практическое применение – уже через год появились рентгеновские установки и рентгеновские фотографии, с помощью которых были сделаны первые хирургические операции. Дальнейшее развитие рентгенодиагностики осуществлялось в направлении усовершенствования рентгеновских трубок, приемников (детекторов) рентгеновского излучения, цифровых методов визуализации и т.д. В настоящее время одним из перспективных направлений развития рентгеновской технологии является создание рентгеновских томографических аппаратов и разработка методов реконструктивной томографии (получение компьютерных томограмм), позволяющей осуществлять послойное изображение исследуемых объектов и, соответственно, воссоздавать их пространственное изображение.

5.1. Общие характеристики РИ

Рентгеновским называется электромагнитное ионизирующее излучение, занимающее спектральную область между гамма- и УФ-излучениями в пределах 10^{-5} до 100 нм. Спектр РИ может быть непрерывным или линейчатым. Непрерывный (тормозной) спектр испускают быстрые заряженные частицы (обычно электроны) в результате их торможения при взаимодействии с атомами мишени. Тормозной спектр имеет непрерывный характер и распространяется вплоть до энергии падающего электрона.

Тормозное рентгеновское излучение. Возникает при бомбардировке быстрыми электронами или ионами поверхностей твердых мишеней. Заряженные частицы в этом случае испытывают сильное торможение и становятся источником электромагнитных волн. Интенсивность излучения электрона равна

$$I = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} \frac{e^2 \omega^2}{6\pi c^2},$$

где ω – ускорение электрона.

Электрон за время торможения t излучает энергию

$$W = I\tau = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} \frac{e^2 V_0^2}{6\pi^2 t} \sim \frac{V_0^2}{t}.$$

Из приведенной формулы следует, что заметное излучение энергии электрона наблюдается лишь при резком торможении.

Коротковолновая граница тормозного рентгеновского спектра $\lambda_{\min}$ при ускоряющем напряжении электрона U определяется соотношением

$$\lambda_{\min} = \frac{12390}{U},$$

где $\lambda_{\min}$ измеряется в ангстремах, а U – в вольтах.

Характеристическое излучение. Линейчатый спектр РИ возникает после ионизации атома с испусканием электрона с одной из его оболочек при столкновении атома с быстрой заряженной частицей или при поглощении им кванта электромагнитного излучения. Ионизованный атом за время $10^{-16} - 10^{-15}$ с переходит в основное состояние с меньшей энергией. Избыток энергии излучается в виде кванта определенной частоты. Частота этого кванта характерна для определенного атома. Поэтому данное излучение называют *характеристическим*. Согласно закону Мозли корень квадратный из частоты ω характеристического излучения является линейной функцией атомного номера вещества Z :

$$\sqrt{\omega} = C(Z - \sigma),$$

где σ и C – константы, характерные для каждой серии линий.

Измеряя энергию характеристического излучения, можно определять концентрацию различных ядер исследуемого вещества с высокой точностью. На этом принципе основан энергодисперсионный рентгенофлюоресцентный анализ состава вещества.

При прохождении через вещество РИ испытывает комптоновское рассеяние или взаимодействует с ним в соответствии с законами фотоэффекта.

Фотоэффект. *Фотоэффектом* называется такой процесс взаимодействия фотона с электроном, связанным с атомом, при котором электрону передается вся энергия фотона. Освободившееся в результате фотоэффекта место на электронной оболочке заполняется электронами с вышерасположенных оболочек. Этот процесс

сопровождается испусканием рентгеновского излучения или электронов Оже.

Процесс фотоэффекта невозможен на свободном электроне (не связанном с атомом). Чем меньше связь электрона с атомом по сравнению с энергией фотона, тем менее вероятен фотоэффект. Сечение фотоэффекта (вероятностная характеристика) в зависимости от энергии фотона показано на рис. 5.1.

Формулы для сечения фотоэффекта на K -оболочке получены методом квантовой электродинамики и выглядят следующим образом:

$$(\sigma_{\text{фот}})_K = 1,09 \cdot 10^{-16} Z^5 (13,61/h\nu)^{7/2} \quad \text{при малых } h\nu \text{ (эВ)};$$

$$(\sigma_{\text{фот}})_K = 1,34 \cdot 10^{-33} Z^5 13,61/h\nu \quad \text{при } h\nu \gg mc^2 \text{ (МэВ)}.$$

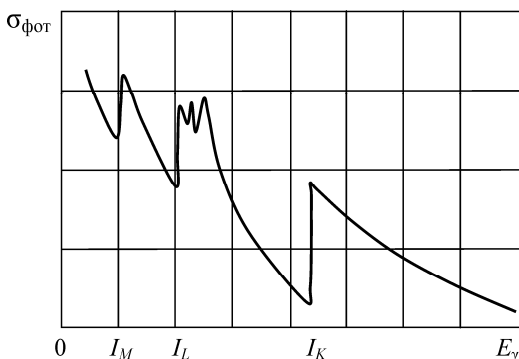


Рис. 5.1. Зависимость сечения фотоэффекта от энергии

Из рис. 5.1 следует, что при больших энергиях фотонов (для которых все электроны атома слабо связаны) сечение фотоэффекта мало. Согласно приведенным формулам, вероятность фотоэффекта пропорциональна пятой степени заряда вещества. По этой причине фотоэффект является главным механизмом поглощения мягких фотонов в тяжелых веществах.

Комптоновское рассеяние. Кроме фотоэффекта, при котором фотон перестает существовать и вся его энергия передается атомному электрону, комптоновское взаимодействие фотонов со средой может приводить к их рассеянию (рис. 5.2), т.е. отклонению на угол θ от первоначального направления распространения. Энергия рассеянного фотона $h\nu$ определяется формулой:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + h\nu / m_e c^2 (1 - \cos \vartheta)}.$$

Сечение комптоновского рассеяния σ пропорционально заряду вещества Z и обратно пропорционально энергии фотона E_ϕ :

$$\sigma_{\text{комп}} \sim Z/E_\phi.$$

Поглощение рентгеновского излучения в веществе происходит в соответствии с экспоненциальным законом:

$$N = N_0 e^{-\mu(E)x},$$

где N – число фотонов, прошедших через объект; N_0 – число фотонов, упавших на объект; $\mu(E)$ – коэффициент ослабления, зависящий от энергии фотонов E ; x – толщина объекта.

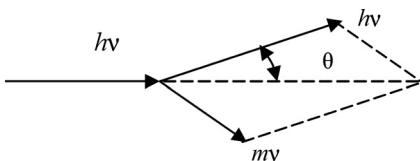


Рис. 5.2. Комптоновское рассеяние

5.2. Источники РИ

Как было отмечено ранее, источником РИ может быть любая энергичная заряженная частица, испытывающая резкое торможение. РИ возникает на ускорителях, где заряженные частицы движутся по круговым траекториям. Рентгеновское излучение образуется также в термоядерных установках.

Естественными источниками РИ являются мощные электрические разряды, высокотемпературная плазма, а также различные космические объекты (Солнце, квазары, нейтронные звезды и т.д.).

Рентгеновские трубки. В рентгенодиагностике обычно источником РИ является рентгеновская трубка, в которой генерирование излучения осуществляется путем бомбардировки анода пучком электронов, ускоренных приложенным к электродам трубки напряжением. Рентгеновские трубки бывают с вращающимся и неподвижным анодами. Принципиальная схема рентгеновской трубки с вращающимся анодом показана на рис. 5.3.

Электроны в трубке ускоряются разностью потенциалов от 25 до 150 кВ. Фокусное пятно – это часть поверхности анода, где тормозятся ускоренные электрическим полем электроны и возникает основная часть рентгеновского излучения, состоящего из тормоз-

ного и характеристического излучений. Угол скоса анода составляет для разных трубок $\theta = 10 - 17^\circ$. Диаметр – 10 см, частота вращения 2800 – 17000 об./мин. Большая часть энергии превращается в тепловую и только лишь 1 % энергии трансформируется в РИ. Рентгеновские трубки рассчитаны на 10000 – 300000 включений.

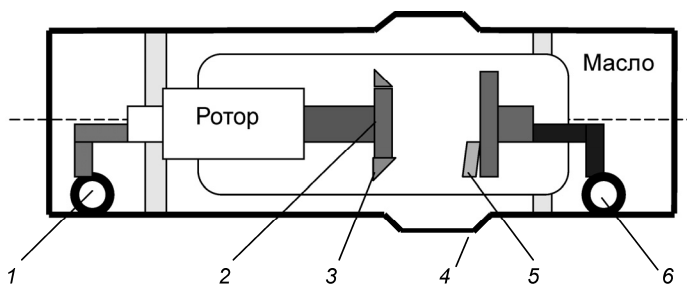


Рис. 5.3. Конструкция рентгеновской трубки: 1, 6 – высоковольтный кабель; 2 – анод; 3 – мишень; 4 – выходное окно; 5 – катод

Трубки с неподвижным анодом применяются в маломощных рентгеновских установках, например в переносных и стоматологических аппаратах.

В качестве мишени используются тугоплавкие тяжелые металлы, в основном вольфрам (W) и иногда в маломощных трубках молибден (Mo). Важно, чтобы атомный номер материала анода был большим, поскольку выход тормозного излучения с анода увеличивается с ростом атомного номера, а спектр РИ, создаваемый элементом с большим атомным номером, хорошо подходит для получения изображения более массивных частей тела.

Основные свойства металлов, применяемых в рентгеновских трубках в качестве мишени, приведены в табл. 5.1.

Таблица 5.1

Основные свойства молибдена и вольфрама

Металл	Mo	W
Атомный номер	42	74
Энергия рентгеновского K-излучения, кэВ	17,4 – 19,8	58,0 – 67,7
Температура плавления, °C	2617	3410

Спектр рентгеновского излучения зависит от материала анода, прилагаемого к трубке напряжения и используемых фильтров, через которые проходит РИ.

Характерные спектры РИ для трубок с вольфрамовым анодом (алюминиевым фильтром 1,5 мм, $U = 60$ кВ и 2,5 мм, $U = 100$ кВ) показаны на рис. 5.4, *а*, *б*. Для молибденовой мишени спектр показан на рис 5.4, *в* (молибденовый фильтр 0,3 мм, $U = 30$ кВ).

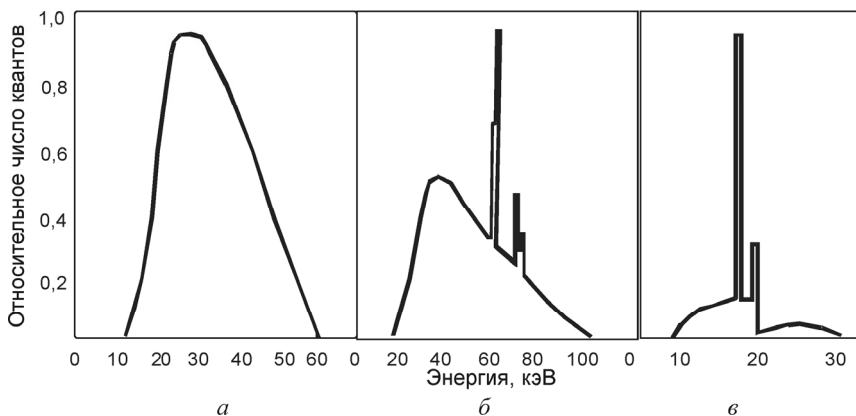


Рис. 5.4. Спектры рентгеновских трубок

На фоне непрерывных спектров тормозных фотонов на рис. 5.4. отчетливо просматриваются линии характеристического РИ, которое также проникает через фильтры рентгеновских трубок.

Помимо рентгеновских трубок источниками РИ могут служить также некоторые радиоактивные изотопы: одни из них непосредственно испускают РИ; другие бомбардируют металлическую мишень электронами или α -частицами, в результате чего испускается РИ.

5.3. Детекторы РИ

В данном разделе основное внимание будет уделено приемникам РИ, используемых в медицине для получения изображения различных объектов. В каждом приемнике изображения создаются путем преобразования поглощенной энергии РИ в какую-либо другую форму, воспринимаемую человеческим глазом.

Рентгеновская пленка. Такая пленка прямого экспонирования содержит два слоя фотоэмульсии, нанесенной на обе стороны прозрачного полистиролового или ацетатного слоя. Слои эмульсии отделены от пленочной основы разделительным слоем и имеют тонкое поверхностное покрытие для защиты эмульсии от стирания. Каждый слой эмульсии состоит из зерен бромистого серебра, распределенных в слое желатина, причем зерна имеют диаметр порядка 1 мкм. Вследствие взаимодействия фотонов с атомами бромистого серебра образуются электроны, которые захватываются «зернами-ловушками», что приводит к образованию скрытого изображения, которое после проявления и фиксации формирует видимое изображение.

Разрешающая способность пленки ограничена радиусом взаимодействия вторичных частиц, образующихся внутри эмульсии. Радиус взаимодействия фотоэлектронов с энергией 50 кэВ в фотографической эмульсии составляет 70 мкм, а длина свободного пробега характеристического РИ атома серебра – 400 мкм. Качество изображения на рентгеновских пленках сильно зависит от выбранной дозы рентгеновского облучения, и это обстоятельство накладывает определенные требования к мощности используемых рентгеновских трубок и времени экспозиции.

Система «экран-пленка». Система формирует изображение в несколько этапов. Рентгеновские кванты поглощаются экраном, при этом часть поглощенной энергии преобразуется люминесцентным экраном в световое излучение, которое засвечивает эмульсию пленки, находящуюся в плотном контакте с экраном. Затем пленка проявляется и просматривается обычным способом. Средний размер активных частиц люминофора в связующей основе составляет около 10 мкм при толщине слоя 70 – 300 мкм. В качестве люминофоров используют вольфрамат кальция и оксисульфиды, активированные редкоземельными элементами (X_2O_2S). В качестве X обычно используются гадолиний, лантан или иттрий. Предельная эффективность экрана (вероятность поглощения рентгеновского фотона) на основе вольфрамата кальция – 3,5 %, на основе лантана – 12 %, на основе гадолиния – 15 % и иттрия – 18 %. Число световых фотонов, создаваемых одним рентгеновским квантом в экране на основе оксисульфида гадолиния, составляет примерно 1500. Необходимо правильно подбирать экран, пленку и время экспозиции,

чтобы получить контрастное изображение. У системы «экран-пленка» пространственное разрешение несколько хуже, чем у рентгеновской пленки, но быстродействие выше.

Усилитель рентгеновского изображения. Представляет собой устройство с высоким коэффициентом усиления для целей получения рентгеновских изображений. Доза облучения, получаемая при использовании его в рутинных обследованиях, является очень невысокой, однако возникают дополнительные нерезкость и шум, превышающие соответствующие значения для системы типа «экран-пленка». Усилитель изображения может давать одну рентгенограмму или серию рентгенограмм с низкой дозой облучения, а также работать во флуороскопическом режиме, когда рентгеновская трубка действует непрерывно, но при очень низком токе. Эта возможность особенно ценна при исследовании процессов движения, течения или заполнения в организме для контроля в процессе хирургической операции, а также для флуорескопического контроля за введением катетера. Усилители изображения применяются при введении рентгеноконтрастных веществ. Они формируют изображения во многих цифровых рентгеновских системах. Схема усилителя изображения показана на рис. 5.5.

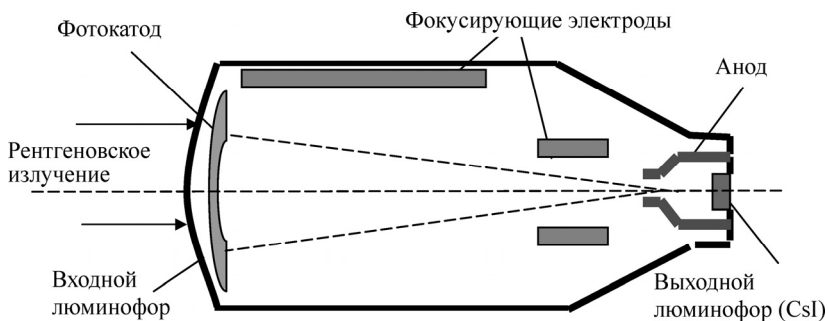


Рис. 5.5. Схема усилителя изображения

Принцип работы усилителя рентгеновского изображения аналогичен работе электронно-оптического преобразователя (ЭОП). Увеличение выходной интенсивности света в усилителе изображения по сравнению со стандартным флуоресцентным экраном достигает 10^4 . Изображение, образующиеся на выходном экране, регистрируется на фотопленку или с помощью телевизионной камеры.

Экран на основе иодида цезия обеспечивает выход до 2000 фотонов на один поглощенный рентгеновский квант. Эффективность фотокатода составляет 0,1. Таким образом, при регистрации одного фотона образуется около 200 фотоэлектронов, которые после фокусирования и ускорения направляются на выходной экран. Для уменьшения бликов на экране можно передавать изображение с помощью волоконно-оптического кабеля. Основным преимуществом усилителей рентгеновского изображения с телекамерой является возможность визуализации изображения в реальном масштабе времени на экране монитора, а также накопления информации на магнитных дисках и передачи в цифровом виде в различные компьютерно-томографические системы.

Новые методы регистрации РИ (ионография). Ионография основывается на использовании плоской ионизационной камеры, наполненной газом (аргоном, ксеноном, фреоном CF_3Br) под давлением 5 – 10 атм. Газовый промежуток в камере составляет несколько сантиметров. На электроды камеры подается высокое напряжение 5 – 10 кВ. Общая схема ионизационной камеры показана на рис. 5.6.

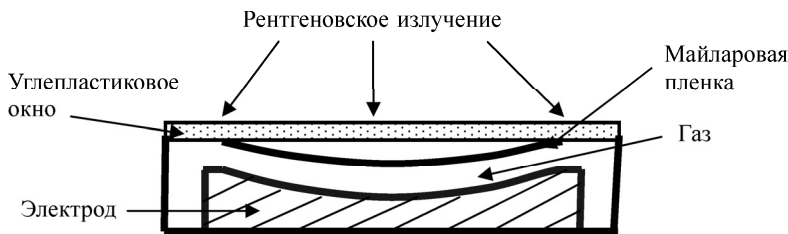


Рис. 5.6. Общая схема ионографической камеры

При взаимодействии рентгеновских фотонов с молекулами газа высвобождаются носители заряда, которые направляются к пластинам камеры электрическим полем. Носитель заряда любой полярности может быть собран майларовой металлизированной пленкой, натянутой перед соответствующим электродом. Заряженный рисунок может быть введен в качестве исходных данных в цифровую систему получения изображения. Разрешение таких камер очень высокое ~ 10 пар линий/мм. На сегодняшний день разработка этих камер находится на уровне лабораторных исследований. Но перспектива их развития вполне очевидна.

Вынужденная люминесценция. Приемник изображения представляет собой гибкую пластину, покрытую люминофором с вынужденной люминесценцией, способным хранить поглощенную энергию падающего рентгеновского кванта в квазиустойчивом состоянии, а также излучать эту энергию в виде фотонов при облучении светом видимого или ИК-диапазона. На рис. 5.7 иллюстрируется метод считывания изображения с пластины. Слой люминофора сканируется лазерным пучком с помощью колеблющегося зеркала, так что пучок перемещается в прямом и обратном направлениях по пластине. Пространственное разрешение достигается 5 – 10 элемента/мм (0,1 – 0,2 мм), так как лазерный пучок имеет размер пятна приблизительно 0,1 мм.

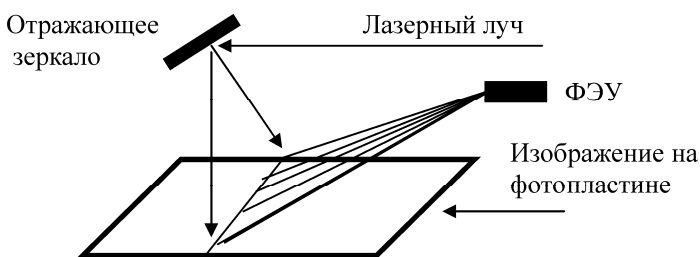


Рис. 5.7. Система считывания изображения

5.4. Рентгенография

Рентгенография – способ рентгенологического исследования, при котором изображение исследуемого объекта получают, как правило, на рентгеновской пленке. Качество получаемого изображения существенно зависит от типа пленки, уровня используемой рентгеновской аппаратуры, времени экспозиции, а также от опыта и квалификации медицинского персонала. Получаемое изображение представляет собой теневую проекцию потока РИ, т.е. результат поглощения квантов всеми участками объекта, лежащими на пути распространения излучения. Это обстоятельство приводит к потере изображения отдельных элементов объекта, так как они накладываются друг на друга. В связи с этим рентгеновские изображения любой части тела (органа) делаются как минимум в двух взаимно перпендикулярных проекциях.

Цифровая рентгенография. Стандартные рентгеновские системы осуществляют формирование и отображение информации аналоговым путем. Аналоговые системы зачастую имеют очень жесткие ограничения на экспозицию из-за малого динамического диапазона, а также довольно скромные возможности по обработке изображений. Однако в отличие от аналоговых цифровые рентгенографические системы позволяют получать изображения при любом необходимом уровне дозы, причем эти изображения можно обрабатывать и отображать самыми различными способами. Такие системы являются более дорогостоящими, нежели обычные рентгеновские системы, однако по мере развития компьютерной техники и систем визуализации находят все более широкое применение.

На рис. 5.8 приведена блок-схема типичной цифровой рентгенографической системы. Рентгеновская трубка и приемник изображения сопряжены с компьютером и управляются им, а получаемое изображение запоминается, обрабатывается (в цифровой форме) и отображается на телеэкране.

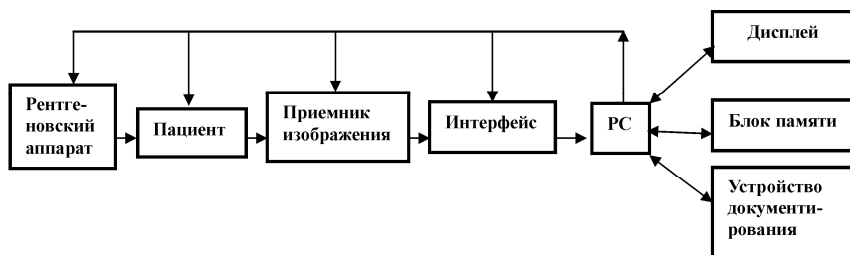


Рис. 5.8. Блок-схема цифровой рентгенографической системы

К преимуществам цифровых рентгенографических систем относятся следующие четыре фактора:

- цифровое отображение изображения;
- пониженная доза облучения;
- цифровая обработка изображений;
- цифровое хранение и улучшение качества изображения.

Для повышения контрастности изображения в рентгенографии широко используют метод цифровой субтракционной ангиографии, который успешно используется для визуализации кровеносных сосудов после внутривенного или внутриаириального введения

рентгеноконтрастного вещества (йодистого препарата). Изображение представляющей интерес области получают до введения контрастного вещества и используют как маску для вычитания из изображений, показывающих прохождение контрастного вещества по кровеносным сосудам.

Другим примером субтракционного метода является двухэнергетическая рентгенография, в которой два изображения получают на различных длинах волн рентгеновского излучения. Информация, зарегистрированная в каждом элементе изображения, свидетельствует как об ослаблении, вносимом вышележащими тканями, так и собственном ослаблении исследуемого органа, причем эти два вклада могут быть разделены благодаря эффекту фотоэлектрического поглощения и рассеяния квантов.

Типичные рентгеновские изображения отдельных анатомических структур показаны на рис. 5.9.

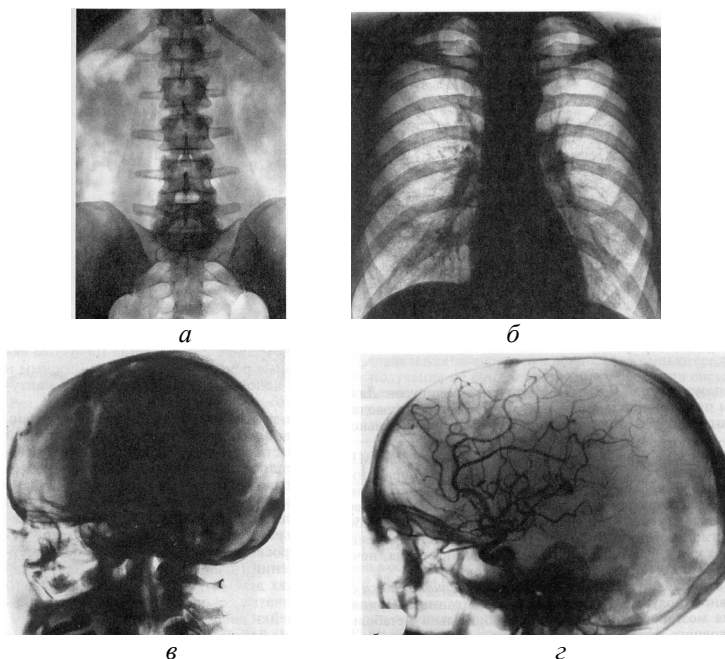


Рис. 5.9. Примеры рентгеновских изображений: *а* – рентгенограмма поясничного отдела позвоночника; *б* – рентгенограмма грудной клетки; *в* – рентгенограмма черепа; *г* – каротидная ангиограмма черепа

Что же касается объемного изображения отдельных органов или участков исследуемых объектов, то эта задача сегодня решается методами компьютерной томографии, которая использует информацию при сканировании объекта с помощью различных видов излучения, в том числе и рентгеновского.

5.5. Основы компьютерной рентгеновской томографии

Стандартная рентгенография позволяет выявить различные структуры биологических тканей при условии, что они имеют различные коэффициенты ослабления μ РИ. Напомним, что поглощение РИ веществом происходит в соответствии с экспоненциальным законом:

$$I(x) = I_0 \exp(-\mu x).$$

У типичных биологических объектов при обычном спектре излучения рентгеновских аппаратов μ имеет следующие значения:

$$\begin{aligned}\mu_{\text{воздух}} &\approx 0 \text{ см}^{-1}; \\ \mu_{\text{костная ткань}} &= 0,48 \text{ см}^{-1}; \\ \mu_{\text{мышцы}} &= 0,180 \text{ см}^{-1}; \\ \mu_{\text{кровь}} &= 0,178 \text{ см}^{-1}.\end{aligned}$$

Отсюда ясно, что мягкие структуры биологической ткани, например детали анатомического строения сердца, различить с помощью обычного рентгеновского аппарата не удастся, так как рентгеновские пленки позволяют визуально различать контраст порядка 2 %. Чтобы сделать видимыми, например, кровеносные сосуды, в кровь необходимо ввести жидкое вещество, содержащее соединения йода.

Другая проблема состоит в том, что традиционная рентгенография приводит к потере информации о трехмерных свойствах изучаемого объекта, сжимая его изображение в двухмерную картину.

Таким образом, традиционная рентгеновская аппаратура обладает двумя большими недостатками: невозможностью различения мягких тканей и разрешения пространственных структур вдоль направления распространения РИ.

Современная компьютерная томография позволяет получить послойное изображение исследуемого объекта с пространственным разрешением около 1 мм и разрешением по контрастной плотности

лучше 0,2 %, что позволяет восстановить объемное изображение объекта с высокой степенью разрешения.

Термин «томография» произошел от греческого слова *tomos*, которое означает «разрез» или «сечение».

Теория реконструкции изображений лежит в основе функционирования любого томографического сканера. Общепринято считать, что впервые эту задачу рассмотрел Радон в начале XX в. Теория вновь была «открыта» в других областях физики, в том числе в радиоастрономии и электронной микроскопии. Осмысление метода и первая система реконструкции рентгеновских медицинских изображений принадлежат, по-видимому, советским ученым Тетельбауму и Коренблюму с сотрудниками, хотя первый коммерческий сканер головного мозга (фирма ЕМІ, 1972 г.) был разработан английскими учеными под руководством Г. Хаунсфилда. В 1979 г. за цикл работ, связанных с разработкой и созданием медицинских томографов А. Корману и Г. Хаунсфилду была присуждена Нобелевская премия.

Параллельно с бурным прогрессом в области конструирования томографического оборудования шла разработка теории реконструкции изображений, что, в свою очередь, стимулировало создание новой аппаратуры, а также позволило предсказать оптимальные условия получения изображения.

Физико-математические основы рентгеновской вычислительной томографии (РВТ). Метод обратных проекций. Рассмотрим общие принципы построения томографических изображений. Пусть плотность вещества $\mu(x, y)$ исследуемого объекта (или коэффициент ослабления рентгеновских лучей) есть функция координат x и y . Источник рентгеновского излучения в виде узкого пучка с интенсивностью I_0 будет двигаться по прямой вдоль этого объекта, а по противоположной стороне синхронно – детектор, регистрирующий прошедшее через объект рентгеновское излучение $I(x)$. Общая схема таких измерений показана на рис. 5.10.

Измерения будем проводить под разными углами θ , вращая систему источник-детектор вокруг объекта с постоянным угловым шагом. При каждом сканировании будет регистрироваться одномерная «теневая» проекция объекта $I(x)$.

Задача вычислительной томографии заключается в нахождении (восстановлении) двумерного распределения коэффициента по-

глощения $\mu(x, y)$ РИ в исследуемом объекте (или плотности вещества объекта) по его многочисленным «теневым» проекциям.

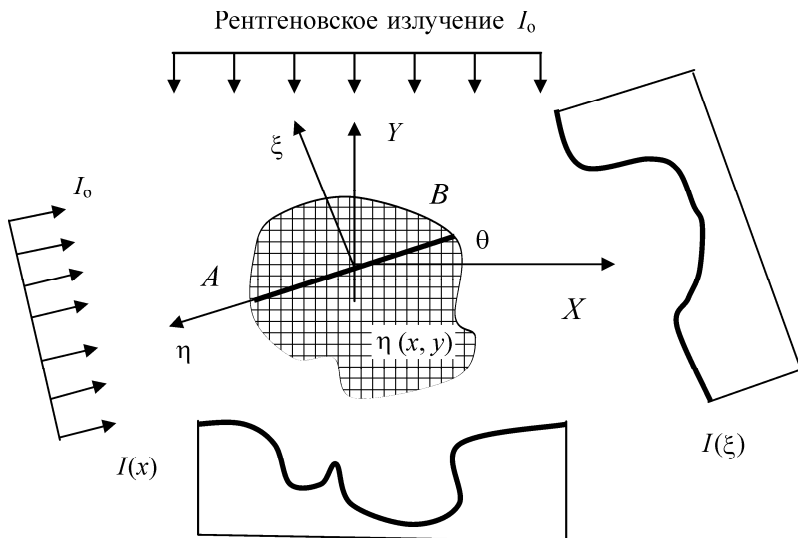


Рис. 5.10. Схема получения теневых проекций исследуемого объекта

Будем использовать неподвижную (x, y) и вращающуюся систему координат (ξ, η) , которые связаны между собой известными соотношениями:

$$\begin{aligned} X &= \xi \cos \theta - \eta \sin \theta, & \xi &= x \cos \theta + y \sin \theta; \\ Y &= \xi \sin \theta + \eta \cos \theta, & \eta &= -x \sin \theta + y \cos \theta. \end{aligned}$$

Обозначим через $\mu_\theta(\xi, \eta)$ распределение линейного коэффициента ослабления в системе координат (ξ, η) , повернутой относительно неподвижной системы координат на угол θ . Тогда интенсивность прошедшего через объект излучения можно записать в виде

$$I(\xi, \theta) = I_0 \exp \left(- \int_{AB} (\mu_\theta(\xi, \eta) d\eta) \right).$$

Натуральный логарифм относительного изменения интенсивности зарегистрированного РИ обозначают $p(\xi, \theta)$ и называют *проекцией объекта*:

$$p(\xi, \theta) = -\ln \left(\frac{I(\xi, \theta)}{I_0} \right).$$

Отдельная проекция объекта определяется выражением:

$$\begin{aligned} p(\eta, \theta) &= -\ln(I(\xi, \theta) / I_0) = \int_{-\infty}^{+\infty} (\mu_{\theta}(\xi, \eta) d\xi = \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x(\xi, \eta, \theta), y(\xi, \eta, \theta)) d\xi = \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(\xi \cos \theta - \eta \sin \theta, \xi \sin \theta + \eta \cos \theta) d\eta. \end{aligned}$$

Данное соотношение называется *преобразованием Радона* функции с двумя переменными $\mu(x, y)$.

Другое представление преобразования Радона, использующее свойства δ -функции Дирака, имеет вид

$$p(\xi, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} (\mu(x, y) \delta(\xi - x \cos \theta - y \sin \theta) dx dy).$$

Искомую функцию $\mu(x, y)$ можно найти при помощи обратного преобразования, полученного самим Радонем:

$$\mu(x, y) = \frac{1}{2\pi^2} \int_0^{2\pi} \left\{ \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{1}{x \cos \theta + y \sin \theta - \xi} \left\{ \frac{\partial}{\partial \xi} p(\xi, \theta) \right\} d\xi \right\} d\theta.$$

Интеграл по ξ в этом выражении является *преобразованием Гильберта*. Таким образом, чтобы найти искомую функцию $\mu(x, y)$, проекционные данные необходимо продифференцировать по ξ , вычислить внутренний интеграл этого выражения и затем провести обратное проецирование.

Методы реконструкции. Методы можно разделить на две большие группы: основанные на операциях свертки и обратного проецирования, а также на принципах итерационного восстановления.

Основная идея методов, использующих операции свертки и обратного проецирования, заключается в том, что одномерные проекции изображения объекта для конкретного угла θ при обратном проецировании распространяют на весь объект вдоль выбранного направления и затем проводится суммирование всех значений одномерных проекций для каждой точки (x, y) объекта.

Обратная проекция для угла θ для точки с координатами x и y имеет вид

$$b(x, y, \theta) = p(x \cos \theta + y \sin \theta, \theta).$$

Тогда суммарное изображение $g(x, y)$ можно записать в виде интеграла:

$$g(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} b(x, y, \theta) d\theta.$$

Полученное суммарное изображение $g(x, y)$ объекта является его первым приближением, а искомая функции $\mu(x, y)$ может быть получена с помощью различных одно- или двухмерных математических фильтров, например с помощью уравнений свертки или фурье-образов.

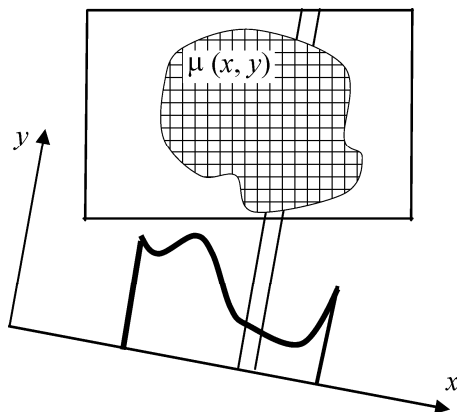


Рис. 5.11. Принципиальная схема получения дискретного восстановления изображения объекта

Итерационные методы. Суть этих методов заключается в том, что исследуемый объект разбивается на множество $m \times n$ квадратных ячеек размерами dx и dy (рис. 5.11) и предполагается, что внутри них коэффициент ослабления $\mu(x, y)$ изменяется незначительно.

Затем записываются значения проекций и суммируется результат поглощения РИ всеми элементами объекта в конкретном направлении, т.е.

$$P_j = -\ln \left[\frac{I(\theta)}{I_0} \right] = \sum_{i=1}^m \mu_{i \dots j} (W_{i \dots j}^\theta dx),$$

где i и j – номера двумерной ячейки; $W_{i \dots j}^\theta$ – геометрическое перекрытие (относительное изменение размеров ячейки в результате поворота осей).

Аналогичные алгебраические уравнения записываются для всех направлений и соответствующих проекций измерений. В результате образуется система алгебраических уравнений размерностью $m \times n$. Число уравнений в данной матрице может быть увеличено, если проводить измерения с небольшим угловым шагом. Решение подобных систем уравнений обычно находится с помощью итерационных методов. Несмотря на то, что матрицы имеют большую размерность, современная компьютерная техника позволяет решить эти задачи с достаточно высокой точностью за небольшое время. Следует отметить, что при неполноте измерительных проекций предпочтение отдается итерационным методам, что особенно характерно для эмиссионной компьютерной томографии.

Необходимо подчеркнуть, что в реальных измерениях ситуация выглядит гораздо сложнее, так как при восстановлении изображения объекта необходимо учитывать параметры источников РИ (энергетический спектр), зависимость коэффициента ослабления μ от энергии падающих фотонов, рассеяние РИ на различных элементах объекта, форму падающего пучка фотонов, для которого, как правило, выбирается веерная структура, а также основные детектирующие и геометрические характеристики приемников РИ. Однако с помощью современной математики удастся успешно преодолевать указанные сложности и восстанавливать изображение с высоким пространственным разрешением.

5.6. Рентгеновские томографы

Типичный рентгеновский томограф состоит из следующих модулей:

- 1) сканирующего устройства, синхронно перемещающегося с источником РИ и необходимыми коллимирующими устройствами и детекторами РИ;
- 2) подвижной рамы, на которой располагается объект исследований, и аппаратуры для измерения необходимых координат;
- 3) блоков ЭВМ для обработки результатов измерений и синтеза получаемых изображений;
- 4) пульта управления с системой визуального изображения объекта, фотокамерами, ЭВМ и т.д.

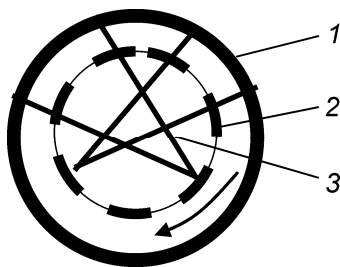


Рис. 5.12. Схема сканирования компьютерных томографов: 1 – окружность, на которой размещены детекторы; 2 – окружность, по которой движется источник РИ; 3 – веерный пучок РИ

Сканирующее устройство современных томографов имеет форму кольца (рис. 5.12), на котором рентгеновский источник с веерным пучком движется по окружности, а система детекторов остается неподвижной.

В качестве детектирующих элементов компьютерных томографов (КТ), как правило, используются неорганические сцинтилляторы (NaJ(Tl) , CsJ(Tl) , CaF_2 , $\text{BiGe}_3\text{O}_{12}$), к которым подсоединены электронные фотоумножители, фотодиоды, ионизационные ксеноновые или криптоновые камеры. Например, в английском томографе СТ7070 фирмы ENI число детекторов составляет 1088. Это позволяет уменьшить время сканирования до 3 с. Примером традиционного рентгеновского томографа может служить японский КТ для всего тела модели СТ-W4-10В фирмы «Хитачи».

Другой пример простой комплектации и компактного размещения дает новейший спиральный КТ «Somatom Smile» фирмы «Сименс АГ Мудикал Солюшетс» (Германия). Он может быть размещен в одном помещении (с экранирующей перегородкой для места оператора) на площади 17 м².

В настоящее время созданы рентгеновские томографы, в которых нет движущихся частей. Мишень рентгеновской трубки имеет форму дуги окружности примерно в 210°. Пациент помещается в центр этой дуги, эффективный рентгеновский источник заставляют двигаться за счет сканирования электронными пучками по поверхности мишени. При этом время сканирования можно уменьшить до нескольких миллисекунд. Такая идея была реализована в КТ фирмы «Иматрон» (США) СТ-100, в котором содержатся 28 рентгеновских излучателей и 28 измерительных блоков с большим числом детекторов. Время сканирования 0,01 с. Это позволяет получать более четкие изображения фаз движения сердца и органов, имеющих обильное кровоснабжение (например, печень) и пульсирующих синхронно с биением сердца.

Современные рентгеновские томографы позволяют получить изображения сканируемого слоя толщиной от 0,5 до 10 мм с пространственным разрешением 22,0 пары линий на сантиметр при 2 % контрасте при времени сканирования от нескольких миллисекунд до 2 с. Конструктивные особенности рентгеновских томографов и алгоритмы реконструкции изображений составляют, как правило, коммерческую тайну производителей.

Типичные изображения, получаемые с помощью компьютерных томографов показаны на рис. 5.13.

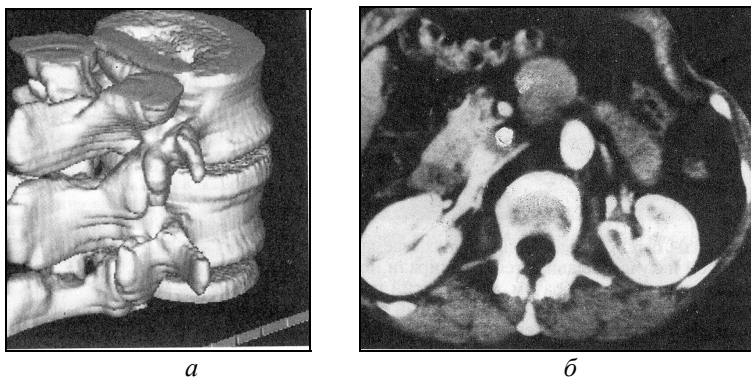


Рис. 5.13. Типичные изображения, получаемые с помощью компьютерной томографии: *а* – реконструкция поясничных позвонков; *б* – томограмма брюшной полости

Наиболее передовые КТ сегодня выпускаются фирмами «Сименс», «Дженерал электрик», «Маркони», «Ташиба», «Иматрон», «Хитачи».

На рис. 5.14 – 5.16 представлены некоторые образцы рентгеновских томографов, предлагаемых сегодня на коммерческом рынке.

Компьютерный томограф среднего класса PRONTO SE в стандартный комплект поставки включает: сканирующее устройство; генератор 27 кВт; рентгеновскую трубку; 752 твердотельных детектора; стол для пациента; консоль оператора с центральным процессором; программное обеспечение; 3,5" магнитооптических дисков; устройство контроля РИ и стандартные принадлежности. Время сканирования (с): 0,6 (228°), 1,0; 1,5; 2,0; 3,0 (360° полный оборот). Минимальная толщина среза: 1 мм.



Рис. 5.14. Компьютерный томограф PRONTO SE (производитель – торговая марка HITACHI MEDICAL SYSTEMS)



Рис. 5.15. Томограф рентгеновский GE HiSpeed CT/e (GEMS – GE Medical Systems)



Рис. 5.16. Компьютерный рентгеновский томограф 3D Accuitomo (производитель – торговая марка GE HEALTHCARE)

Система Hi Speed CT/e обладает высоким качеством диагностики и обеспечивает высокую степень заботы о пациенте.

Параметры сканирования: 1,5, 2, 3 с – полное сканирование; 0,7; 1 с – частичное сканирование; 60 с – единичное спиральное сканирование; 1, 2, 3, 5, 7, 10 мм – толщина среза; 18, 25, 35 и 46 см – поле охвата; 120 и 140 кВ; 20 – 200 мА с шагом 10 мА.

Качество изображения: низкоконтрастное разрешение 5,0 мм, 0,3 % при ≤ 9 мГр, шум – 0,35 %.

Реконструкция изображения: время реконструкции – 7 с.

Консоль оператора: цветной монитор – 21 дюйм; 256 Мбайт – оперативная память; диск для изображений – 2 Гбайт (1600 изображений); диск для «сырых» данных – 2 Гбайт (500 ед. «сырых» данных); магнитооптический диск – 2,3 Гбайт; интерфейс печати – стандарта DICOM.

Стол Гентри: диапазон сканирования – 1200 мм; максимальная масса пациента – 205 кг; апертура – 65 см; наклон стола – 20 град.; переговорное устройство; 708 твердотельных детекторов; генератор – 24 кВт; лазерное центрирующее устройство.

Томограф 3D Accuitomo является универсальным диагностическим инструментом нового поколения с большим потенциалом использования в различных областях стоматологии и челюстно-лицевой хирургии.

Зона облучения ограничена конусообразным рентгеновским лучом. Он проходит через маленький участок диагностируемой области пациента, в результате чего получается трехмерное изображение высокого разрешения, при минимальной дозе рентгеновского облучения. Компьютерная программа воспроизводит трехмерное цифровое изображение в течение 1 – 2 мин.

5.7. Применение РИ в медицине

Сегодня рентгенография и различные ее направления (рентгеноскопия, флюорография и т.д.) широко используются в медицине. Рентгеновское оборудование имеется практически во всех лечебных учреждениях. Оно используется в стационарных рентгеновских кабинетах, больничных палатах, операционных, реанимационных отделениях. Передвижные рентгеновские установки применяются также в полевых условиях, когда транспортировка пациентов нецелесообразна. Современные рентгеновские системы позволяют осуществлять контроль во время проведения различных операций, в которых непосредственное визуальное наблюдение за перемещением хирургических инструментов невозможно. Подобные методики проведения операций в настоящее время становятся все более популярными, так как в этом случае исключается необходимость проводить вскрытие больших участков тела пациента (эндоваскулярная хирургия).

Лучевая диагностика с помощью рентгенограмм является одним из наиболее эффективных способов исследования опорно-двигательного аппарата. Положение, форма и величина всех костей четко отражаются на рентгенограммах, так как РИ поглощается, главным образом, минеральными солями.

Рентгенография широко используется для морфологии органов дыхания, распознавании патологических процессов и квалификации многих заболеваний, например пневмонии, туберкулеза, злокачественных опухолей и т.д. Следует, однако, отметить, что рентгенографические исследования ограничиваются уровнем лучевой нагрузки, которая не должна превышать допустимые нормы безопасности.

Перспективы развития рентгенографии определяются дальнейшим совершенствованием методов получения рентгеновских изо-

бражений, а также методов и механических средств автоматизации управления рентгенодиагностическими аппаратами. Для этого необходима разработка новых систем регистрации РИ, а также создание более совершенного компьютерного оборудования и соответствующего программного обеспечения, позволяющего проводить детальный анализ и корректировку рентгеновских изображений в автоматическом режиме.

Успех лучевой терапии различными видами излучений зависит от того, насколько точно обеспечивается облучение опухоли и ее микроскопических проростков губительными для опухоли дозами. Поэтому весьма существенно как можно точнее определить местоположение и границы опухоли при помощи клинического обследования с применением оптимальных методов визуализации для конкретного случая ее локализации.

Обычно локализация опухоли и прилежащих к ней чувствительных органов внутри тела пациента проводилась путем рентгеновской съемки в ортогональных проекциях при введении соответствующих контрастных веществ, например в мочевого пузыря с помощью катетера. Такой метод планирования лучевой терапии имеет ограничения, связанные с тем, что планарная рентгенография не может визуализировать опухоль, а также с трудностями пересчета данных в поперечное сечение, что необходимо для дозиметрии.

Рентгеновская компьютерная томография (РКТ) внесла важный вклад в установление локализации первичных опухолей. Например, с ее помощью определяются прорастания опухоли за пределы мочевого пузыря, внекапсулярные выходы опухолей простаты и медиастинальные прорастания бронхиальных опухолей. С включением сканирующей РКТ в планирование терапии был разработан новый метод последовательного планирования лечения. В результате применения РКТ-методов площадь облучения снижается на 20 – 30 %. Современная РКТ позволяет реконструировать объемное изображение сердца, что делает возможным с наибольшей степенью достоверности определить положение, форму и величину сердца и магистральных сосудов.

Значение РКТ не ограничивается ее использованием в диагностике заболеваний. Под контролем РКТ производят пункции и прицельную биопсию различных органов и патологических очагов. РКТ играет важную роль в контроле эффективности консервативного и хирургического лечения больных.

Глава 6. ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЕ

Гамма-излучение было открыто в 1886 г. французским физиком А. Беккерелем, а естественная α -, β -радиоактивность в 1898 г. Марией и Пьером Кюри.

С этого времени началось бурное развитие новой физики, что принципиальным образом изменило наше представление о структуре микро- и макромира. Достижения ядерной физики не могли не оказать влияния на развитие современной медицины. В настоящее время методы радионуклидной и лучевой диагностики занимают важное место в практической медицине. В частности, при лечении онкологических и ишемических заболеваний сегодня широко используются различные ионизирующие частицы: гамма-кванты, протоны, электроны, нейтроны, альфа-частицы, ионизированные атомы и т.д. Большие успехи достигнуты сегодня в развитии гамма- и позитронно-эмиссионной томографии.

Принимая во внимание, что число различных онкологических и других заболеваний неуклонно растет (практически каждые 1 – 2 мин в нашей стране выявляется новый случай образования злокачественной опухоли), разработка и серийное производство современной рентгено- и гамма-радиологической аппаратуры является чрезвычайно актуальными.

В последние годы в медицинской интроскопии наряду с рентгеновским излучением все шире начинает применяться гамма-излучение, которое обладает высокой проникающей способностью. Значительное развитие получила клиническая диагностика заболеваний человека с помощью введения в его организм радиоизотопов в индикаторных количествах. Диагностика и терапия с использованием радионуклидов получили широкое признание и в настоящее время эти методы являются составной частью ядерной медицины. Визуализация с помощью радиоизотопов включает в себя ряд методов получения изображения, отражающих распределение в организме меченных радионуклидами веществ. Эти вещества называются радиофармпрепаратами (РФП). Характер распределений РФП в организме определяется способами его введения, величиной кровотока циркулирующей крови, а также наличием того или иного метаболического процесса. Данные методы позволяют не только

выявить анатомические особенности исследуемых органов, но и проследить их функционирование по мере выведения РФП.

Первое применение радиоизотопа ^{131}I для диагностики заболеваний щитовидной железы относится к концу 30-х годов XX в. Для визуализации распределения РФП в теле пациента в 50-х годах были созданы сцинтилляционные камеры, представляющие собой двухкоординатные сканеры. Методы однофотонной эмиссионной томографии (ОФЭТ) начали активно развиваться с начала 60-х годов XX в., а алгоритмы для ее реализации – с конца 70-х.

В Советском Союзе разработка эмиссионных компьютерных томографов (ЭКТ) осуществлялась сначала во ВНИИМП на базе отечественных гамма-камер ГКС-301Т и КГС-201Б, а затем совместно ВНИИМП и РПЗ «Орион» на базе КГС-301Т. К решению этой задачи с конца 80-х годов был подключен СНИИП, а также Институт монокристаллов (г. Харьков).

В настоящее время отечественный ЭКТ ГКС-301Т (ВНИИМП), оснащенный компьютерной системой «Сцинти» (НПЦ «Гелмос») продолжает успешно применяться в клинической практике. Например, в режимах планарной сцинтиграфии с помощью данной аппаратуры выполняются исследования миокарда с ^{199}Tl и $^{99\text{m}}\text{Tc}$ для диагностики ишемической болезни сердца.

Сейчас в России имеется примерно 200 действующих гамма-камер различной модификации и несколько компьютерных томографов, с помощью которых реализуется метод ЭКТ. Первоначально большее развитие получили однофотонные методы регистрации РФП, а в последнее время – двухфотонные. Их достоинством является высокое пространственное разрешение. Радионуклидные исследований составляют примерно 10 % от всех диагностических рентгенорадиологических исследований, выполняемых ежегодно в учреждениях здравоохранения РФ.

6.1. Общие характеристики ГИ

По своей физической природе гамма-излучение (ГИ) представляет собой коротковолновое электромагнитное излучение ядерного происхождения, обладающее чрезвычайно малой длиной волны ($\lambda \leq 10^{-10}$ м) и вследствие этого ярко выраженными корпускулярными свойствами, т.е. является потоком частиц – гамма-квантов

(фотонов) с энергией $E_\gamma = h\nu$. Энергетический диапазон гамма-излучения простирается от нескольких десятков до 10^{20} кэВ.

В отличие от оптического и рентгеновского источником гамма-излучения являются радиоактивные ядра, которые образуются в процессе радиоактивного распада или при взаимодействии ядра с элементарными частицами или другими ядрами. При переходе ядра из одного энергетического состояния в другое излучается гамма-квант с энергией, равной разности энергий уровней, между которыми происходит переход

$$E_\gamma = E_2 - E_1.$$

Время жизни ядер в возбужденных состояниях определяется свойствами (спином, четностью, энергией) данного состояния и нижележащих уровней, на которые могут происходить переходы с испусканием гамма-квантов. Время жизни гамма-активных ядер резко возрастает с увеличением разности спинов исходного и конечного состояний ядра. Вследствие этого наряду с основным состоянием ядра может относительно долго (иногда годы) существовать его метастабильное возбужденное (так называемое изомерное) состояние. При радиоактивном распаде ядер обычно наблюдаются гамма-кванты с энергией от 10 кэВ до 5 МэВ.

Гамма-кванты больших энергий возникают при распаде элементарных частиц, а также при торможении заряженных частиц высоких энергий. Космическое гамма-излучение образуется в результате взаимодействия космических лучей с веществом галактик, а также в случае взрывов космических объектов, происходящих в процессе их эволюции.

6.2. Взаимодействие гамма-излучения с веществом

Гамма-кванты так же, как и рентгеновские фотоны, при взаимодействии с веществом испытывают фотопоглощение и комптоновское рассеяние. Эти процессы взаимодействия были рассмотрены в гл. 4.

С увеличением энергии гамма-квантов наиболее вероятным процессом их взаимодействия с веществом является образование электрон-позитронных пар, которое было предсказано в 1928 г. английским физиком П. Дираком (P. Dirac) в результате анализа

релятивистского квантово-механического уравнения для электрона. Образование электронно-позитронных пар – процесс, при котором энергия гамма-кванта преобразуется в материальные частицы электрон и позитрон. Этот процесс возможен при условии, что взаимодействие происходит в поле ядра и энергия гамма-кванта превышает двойную массу покоя электрона, т.е. $E_0 = 2m_e c^2 \geq 1,022$ МэВ.

Сечение образования электронно-позитронных пар $\sigma_{\text{пар}}$ пропорционально второй степени заряда Z вещества и логарифму энергии гамма-кванта:

$$\sigma_{\text{пар}} \sim Z^2 \ln(E).$$

Напомним, что вероятность взаимодействия в ядерной физике характеризуется эффективным сечением, которое (например, для нейтронов) является отношением числа провзаимодействующих частиц dN к общему потоку падающих частиц N на 1 см^2 мишени и нормированным на концентрацию n ядер и толщину δ мишени:

$$\sigma = \frac{dN}{Nn\delta}.$$

В ядерной физике единицей измерения сечения является барн, равный 10^{-24} см^2 .

При рассмотрении взаимодействия гамма-излучения со средой надо учитывать все три процесса: фотоэффект, эффект Комптона и образование электронно-позитронных пар. Суммарное сечение σ взаимодействия гамма-излучения с веществом можно записать:

$$\sigma = \sigma_{\text{фот}} + \sigma_{\text{комп}} + \sigma_{\text{пар}}.$$

На рис. 6.1 приведена зависимость сечения поглощения гамма-лучей в свинце в зависимости от их энергии для каждого из трех механизмов взаимодействия, а также для суммарного сечения. Суммарное сечение с увеличением энергии гамма-квантов сначала уменьшается, а затем за счет процесса образования пар увеличивается и далее выходит практически на плато.

Поглощение гамма-излучения описывается экспоненциальным законом и характеризуется коэффициентом ослабления $\mu(E)$, который по сравнению с рентгеновским излучением гораздо меньше, в результате чего гамма-кванты имеют высокую проникающую способность:

$$N = N_0 \cdot \exp(\mu(E) \cdot x).$$

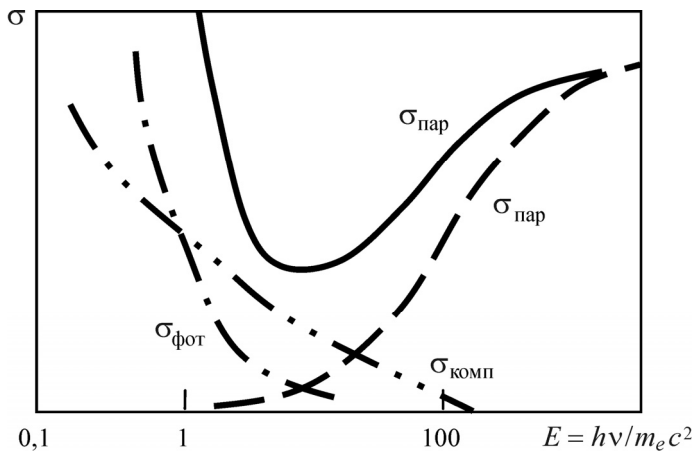
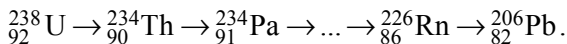


Рис. 6.1. Сечение взаимодействия гамма-квантов в свинце в зависимости от их энергии

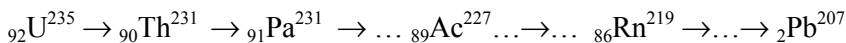
6.3. Естественные источники гамма-излучения

В природе существует ряд радиоактивных изотопов, которые имеют периоды полураспада более миллиона лет. Среди них – уран ^{238}U , ^{235}U , торий ^{232}Th , калий ^{40}K . Систематическое изучение радиоактивных элементов, встречающихся в природе, показало, что из них можно составить несколько последовательных цепочек, называемых *радиоактивными семействами*, или *рядами*.

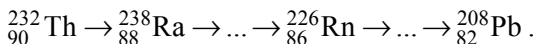
Первое семейство называется семейством урана. Оно начинается с α -активного изотопа урана $^{238}_{92}\text{U}$, который с периодом полураспада $4,5 \cdot 10^9$ лет превращается в $^{234}_{90}\text{Th}$. В свою очередь, $^{234}_{90}\text{Th}$ является β -радиоактивным изотопом и с периодом 24 дня превращается в β -радиоактивный протактиний $^{234}_{91}\text{Pa}$ и т.д. Среди других ядер семейство урана содержит радий $^{226}_{88}\text{Ra}$ и радиоактивный газ – радон (изотоп $^{226}_{86}\text{Rn}$). Семейство урана заканчивается стабильным изотопом свинца $^{206}_{82}\text{Pb}$.



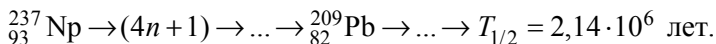
Второе семейство – семейство актиноурана начинается с другого α -активного изотопа урана ${}_{92}\text{U}^{235}$, который с периодом полураспада примерно $7 \cdot 10^8$ лет превращается в ${}_{90}\text{Th}^{231}$, испускающий β - частицы и превращающийся в ${}_{91}\text{Pa}^{231}$. Этот изотоп в отличие от ${}_{91}\text{Po}^{234}$, является α -активным и превращается в актиний ${}_{89}\text{Ac}^{227}$ и т.д. Семейство актиноурана, как и семейство урана, содержит радиоактивный газ – радон (изотоп ${}_{86}\text{Rn}^{219}$). Семейство актиноурана заканчивается вторым стабильным изотопом свинца ${}_{82}\text{Pb}^{207}$.



Третье семейство – семейство тория, начинается с α -активного изотопа ${}_{90}^{232}\text{Th}$, имеющего период полураспада $1,4 \cdot 10^{10}$ лет и превращающегося в β -радиоактивный изотоп радия ${}_{88}^{228}\text{Ra}$ т.д. Это семейство также содержит в своем составе радиоактивный газ – радон (изотоп ${}_{82}^{220}\text{Rn}$). Семейство тория заканчивается третьим стабильным изотопом свинца ${}_{82}^{208}\text{Pb}$:



Наконец, четвертое семейство, которого в природе уже нет, получено искусственно



Основные гамма-кванты, излучаемые естественными радионуклидами, приведены в табл. 6.1.

Таблица 6.1

Естественные радионуклиды

Изотоп	Энергия основных гамма-линий, МэВ
${}^{40}\text{K}$	1,46
${}_{90}^{232}\text{Th}$	2,62
${}_{92}^{238}\text{U}$	1,01 и 0,766
${}_{92}^{235}\text{U}$	186
${}_{88}^{228}\text{Ra}$	0,02 – 0,4

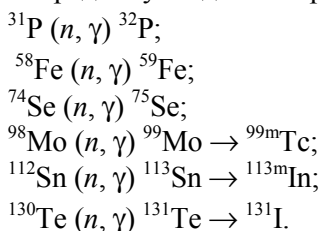
Закон радиоактивного распада. Число радиоактивных распадов dN за время dt определяется только количеством радиоактивных ядер $N(t)$ в данный момент времени t : $dN = -\lambda N dt \rightarrow N = N_0 e^{-\lambda t}$, где λ – постоянная распада. Она связана и периодом полураспада $T_{1/2}$ соотношением: $\lambda = \ln 2 / T_{1/2} \approx 0,69 / T_{1/2}$.

Напомним, что *периодом полураспада* $T_{1/2}$ называется время, в течение которого число радиоактивных ядер уменьшается в два раза.

6.4. Искусственные источники гамма-излучения

Искусственные радионуклиды, применяемые в медицине, получают путем облучения различных мишеней реакторными нейтронами или заряженными частицами.

Облучение на ядерном реакторе стабильных элементов низкоэнергетическими нейтронами, приводящее к реакции (n, γ) , – наиболее распространенный метод получения искусственных радионуклидов. Этот тип реакции (радиационный захват) обеспечивает получение большинства радионуклидов. Например,



Образовавшиеся непосредственно в результате (n, γ) реакций нуклиды являются изотопами элемента мишени, поэтому их химическое выделение невозможно. Реже получают радионуклиды для РФП, используя реакции на быстрых нейтронах, например $^{14}\text{N} (n, \gamma) ^{14}\text{C}$. В результате этих реакций образуются радионуклиды, которые не являются изотопами элемента мишени, поэтому возможно их химическое выделение.

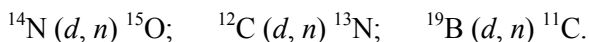
РФП можно также выделить из реакторных продуктов деления урана. Известно более 60 первичных долгоживущих продуктов деления, большинство из которых радиоактивны. Эти радионуклиды могут быть выделены в больших количествах из использованных топливных стержней (твэлов).

Короткоживущие нуклиды обычно получают в результате облучения реакторными нейтронами урановых мишеней, обогащенных ^{235}U . Таким способом, например, получают радиоактивные изотопы $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{131}I , ^{132}I , ^{133}Xe .

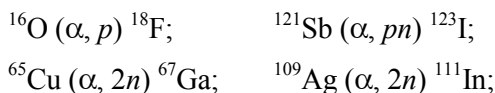
Облучение мишеней заряженными частицами на циклотроне. Сегодня циклотроны широко используются для получения радиоактивных нуклидов, применяемых в медицине. Для проникновения в ядро атома с последующим его превращением положительно заряженная частица должна обладать достаточной энергией, чтобы преодолеть кулоновский барьер. Для этого необходима энергия порядка нескольких мегаэлектрон-вольт. Чаще всего для ускорения частиц до требуемых энергий используют циклотрон. Продуктом облучения в этом случае является изотоп другого элемента и для его выделения из мишени применяются химические методы.

Другая важная характеристика образующихся радиоактивных изотопов – дефицит нейтронов в ядрах. Это приводит к тому, что в результате основных мод распада возникает позитронное излучение. Данный метод получения РФП важен для функционирования позитронной эмиссионной вычислительной томографии (ПЭВТ), основанной на применении позитронных излучателей и регистрации аннигиляционных фотонов, а также для использования этих радионуклидов в однофотонной эмиссионной томографии (ОФЭТ).

В результате взаимодействия дейтерия (d – атом, ядро которого состоит из одного протона и одного нейтрона) с различными ядрами получают гамма-излучающие нуклиды углерода, азота и кислорода, которые имеют относительно короткие периоды полураспада. Особенность этих изотопов состоит в том, что они относятся к элементам, входящим в состав биологических тканей, что позволяет концентрировать их в конкретных биологических структурах:



В реакциях (α, p) , $(\alpha, 2n)$ можно получить РФП, которые также широко используются в современной медицине:



После облучения мишени необходимо выделить из нее соответствующий радионуклид и провести дальнейшую его очистку. Большинство методов выделения радионуклидов включает растворение мишени с последующим отделением и очисткой с помощью экстракции, ионообменной или жидкостной хроматографии, дис-тиллации и пр.

В табл. 6.2 приведены РФП, которые наиболее часто используются в подразделениях радионуклидной диагностики (РНД).

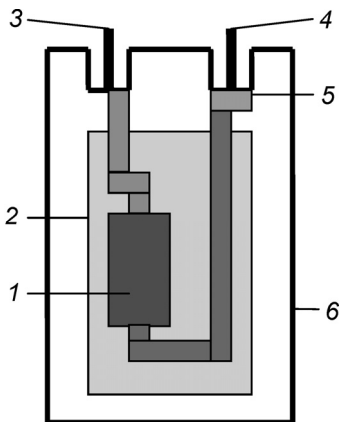
Таблица 6.2

Основные параметры некоторых негенераторных радионуклидов для РФП

Радио- нуклид	Период полураспада	Фотонное излучение		Области применения в РНД
		<i>E</i> , кэВ	выход <i>n</i> , %	
¹¹ C	20,38 мин	511	200	ПЭВТ
¹³ N	9,97 мин	511	200	ПЭВТ
¹⁵ O	2,04 мин	511	200	ПЭВТ
¹⁸ F	109,8 мин	511	200	ПЭВТ
⁵¹ Cr	22,7 сут.	320	9,83	ПС, ОФЭВТ
⁵⁸ Co	70,5 сут.	511 811	30 99,4	ПЭВТ, ПС ОФЭВТ
⁵⁹ Fe	44,5 сут.	1099 1292	56,1 43,6	ПС
⁶⁷ Gn	78,26 ч	93,3 185 300 393,5	38,3 20,9 16,8 4,7	ПС, ОФЭВТ
⁷⁵ Se	119,8 сут.	136 265 280	60,6 59,4 25,2	ПС, ОФЭВТ
⁸⁵ Sr	64,8 сут.	514	98	ПС
⁸⁵ Kr	4,48 ч	151	75,5	ПС, ОФЭВТ
^{99m} Tc	6,01 ч	140	100	ПС, ОФЭВТ
¹¹¹ In	2,83 сут.	171 245	90,5 94	ПС, ОФЭВТ

Радио- нуклид	Период полураспада	Фотонное излучение		Области применения в РНД
		<i>E</i> , кэВ	выход <i>n</i> , %	
¹³¹ I	8,04 сут.	364	81,2	ПС, ОФЭВТ
¹³³ Xe	5,25 сут.	81	37,4	ПС, ОФЭВТ
¹⁶⁹ Yb	32 сут.	63	41,6	ПС, ОФЭВТ
		110	17,4	
		130	11,5	
		177	22,3	
		198	35,9	
¹⁹⁹ Tl	7,42 ч	70,8	45,8	ПС, ОФЭВТ
		208	12,2	
²⁰¹ Tl	3,04 ч	68,9	27,2	ПС, ОФЭВТ
		70,8	46,2	
		167	10	

Генераторный метод получения радионуклидов. Генераторная система содержит интересующий короткоживущий дочерний и относительно долгоживущий материнский радионуклид, от которого дочерний может быть отделен с помощью физических или химических методов. Общая схема такой системы показана на рис. 6.2.



Колонка содержит сорбент, на котором фиксируется материнский радионуклид. Используются как органические (ионообменные смолы), так и минеральные (оксид алюминия, оксид циркония) сорбенты.

Рис. 6.2. Типичное устройство радионуклидного генератора: 1 – сорбент; 2 – защита (свинцовый экран); 3 – устройство (игла) для введения радиоактивного раствора; 4 – устройство (игла) для отбора элюата; 5 – фильтр; 6 – корпус

В радионуклидом генераторе в результате распада материнского ядра образуется дочерний радионуклид, например технеций ^{99m}Tc при распаде молибдена:



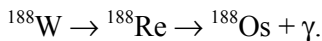
Образующийся радионуклид вымывают (элюируют) из генератора путем пропускания элюента через колонку. В частности, для вымывания ^{99m}Tc из хроматографической колонки через нее пропускают солевой раствор (0,9 %-й NaCl).

Наличие в генераторе относительно долгоживущего материнского радионуклида (например, для ^{99}Mo $T_{1/2} = 65,91$ ч) позволяет снять требование о необходимости создания единого территориального комплекса, состоящего из реактора или ускорителя и соответствующей системы отделения короткоживущих радионуклидов и приготовления РФП для проведения РНД.

Введение в клиническую практику в середине 60-х годов ^{99m}Tc оказало большое влияние на радионуклидную диагностику. В настоящее время ^{99m}Tc широко используется в медицине благодаря своим специфическим характеристикам: во-первых, он имеет практически оптимальный для медицинских исследований период полураспада (около 6 ч) и всего лишь одну гамма-линию с энергией 140 кэВ, а во-вторых, у него отсутствует бета-излучение. Хотя физические характеристики делают его почти идеальным для многих медицинских методик, ^{99m}Tc не получил бы столь широкого применения, не будь он доступен для учреждений, расположенных вдали от реактора или ускорителя.

К перечисленным ранее достоинствам РФП на основе ^{99m}Tc следует добавить сравнительно невысокую стоимость изготовления и эксплуатации генераторов для получения ^{99m}Tc , доступность этих генераторов для любых подразделений РНД благодаря налаженной системе регулярных поставок и простой технологии получения ^{99m}Tc из генератора.

Опираясь на продолжительный опыт выпуска генераторов технеция ^{99m}Tc , использующегося для диагностики многих онкологических заболеваний, в настоящее время создаются новые генераторы, в частности, с использованием вольфрама ^{188}W , который в результате бета-распада образует рений ^{188}Re :



По физико-химическим свойствам нарабатываемый в генераторе ^{188}Re вполне соответствует требованиям ядерной медицины. Его период полураспада составляет почти 17 ч, он обладает высокоэнергетическим бета-излучением с энергией 2,12 МэВ, что используется в терапии, и гамма-излучением с энергией 0,155 МэВ, что полезно для визуализации в процессе лечения.

Материнский изотоп ^{188}W имеет период полураспада 69 дней, что обеспечивает продолжительность использования генератора до полугода. ^{188}W нарабатывается путем облучения оксида природного вольфрама в высокопоточном реакторе.

В основу технологии создания генератора положена способность вольфрамата натрия сорбироваться из водного раствора на хроматографической колонке с оксидом алюминия. После установления радиоактивного равновесия накопившийся ^{188}Re элюируется с колонки изотоническим раствором. Элюат используется для приготовления нескольких видов РФП.

Таблице 6.3

Основные параметры некоторых генераторных радионуклидов для РФП

Материнский нуклид	Период полураспада	Дочерний нуклид	Период полураспада	Фотоны		Область применения
				E , кэВ	$*n$, %	
^{47}Ca	4,53 сут.	^{47}Se	3,35 сут.	159	68	ПЭВТ, ОФЭВТ
^{57}Fe	8,28 сут.	$^{52\text{m}}\text{Mn}$	21,1 мин	511	193	ПЭВТ
^{68}Ge	288 сут.	^{68}Ga	68,0 мин	511	178	ПЭВТ
^{82}Sr	25 сут.	^{82}Rb	1,25 мин	511	191	ПЭВТ
^{99}Mo	66 ч	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	6,92 ч	140	88,9	ПС, ОФЭВТ
^{113}Sn	115 сут.	$^{113\text{m}}\text{In}$	1,66 ч	392	64,2	ПС, ОФЭВТ
^{188}W	69 сут.	^{188}Re	16,98 ч	155	100	ПС, ОФЭВТ

Примечание: $*n$ — квантовый вход гамма-квантов, т.е. относительное число гамма-квантов, возникающих при каждом распаде ядра.

^{188}W может быть получен с необходимой удельной активностью только в высокопоточных реакторах, которые имеются в России, США и некоторых других странах. К настоящему времени освоена

технология изготовления этого типа генератора и его эксплуатации. Выпущены опытные образцы и проведены испытания в отечественных медицинских учреждениях и в зарубежных фирмах. Результаты положительны.

В настоящее время проводятся исследования по синтезу РФП с использованием производных фосфоновых кислот и микросферальбумина крови человека.

В табл. 6.3 приведена сводная информация для генераторных элементов радионуклидных систем, позволяющих изготавливать РФП непосредственно в подразделениях РНД.

6.5. Детекторы гамма-излучения

В настоящее время существует большое количество различных детекторов гамма-излучения, которые по своим характеристикам и методом регистрации гамма-излучения подразделяются на несколько типов. Остановимся лишь на тех, которые получили наиболее широкое применение.

Кристаллические сцинтилляционные детекторы. В конце 40-х годов XX в. началось активное развитие сцинтилляционного метода регистрации элементарных частиц. Этому обстоятельству способствовало прежде всего открытие сцинтилляционных свойств монокристаллического NaI(Tl) и создание примерно в это же время первых фотоэлектронных умножителей (ФЭУ), которые обеспечили преобразование светового сигнала в электрический.

К настоящему времени разработано несколько десятков неорганических монокристаллических сцинтилляторов, среди которых NaI(Tl) и по сей день является наиболее широко применяемым сцинтиллятором. Как правило, сцинтилляторы изготавливаются на базе различных монокристаллов, начиная от традиционных щелочно-галогидных кристаллов до экзотических монокристаллических соединений TlCl(Be, I) или $\text{CaI}_2(\text{Eu})$. Обладая высокой эффективностью и чувствительностью, хорошим быстродействием и в ряде случаев достаточным энергетическим разрешением, сцинтилляционные детекторы нашли широкое применение для регистрации как заряженных, так и нейтральных частиц.

В основе детектирования гамма-излучения сцинтилляционными детекторами лежат процессы передачи энергии фотона электрону и преобразования этой энергии в энергию световых квантов, которые с помощью ФЭУ создают электрический сигнал, пропорциональный энергии гамма-кванта. Эта схема измерения энергии гамма-квантов является классической, и точность ее измерения определяется, прежде всего, свойствами самого сцинтилляционного кристалла.

Для детектирования гамма-излучения, в первую очередь, применяют сцинтилляционные детекторы, имеющие большую эффективность поглощения гамма-излучения. Основой таких детекторов служат соединения с достаточно высоким Z – неорганические монокристаллические сцинтилляторы.

Большой световой выход (или сцинтилляционная эффективность) является также необходимым требованием, предъявляемым к сцинтилляционным материалам при использовании их для регистрации частиц. Известно, что максимальным световым выходом обладает монокристалл $\text{CaI}_2(\text{Eu})$, который, однако, из-за своей чрезвычайной гигроскопичности применяется крайне редко.

В табл. 6.4 перечислены основные щелочно-галоидные сцинтилляторы и приведены их характеристики

Таблица 6.4

Основные характеристики щелочно-галоидных кристаллов

Сцинтиллятор	NaI(Tl)	CsI(Na)	CsI(Tl)	CsI	CsI(CO ₃)	LiF(W)	LiI(Eu)
Плотность, г/см ³	3,67	4,51	4,51	4,51	4,51	2,64	4,08
Эффективный атомный номер	50	54	54	54	54	8,2	–
Температура плавления, К	924	894	894	894	894	1133	719
Твердость по Моосу	2	2	2	2	2	3	2
Гигроскопичность	Да	Да	Слабая	Слабая	Да	Нет	Очень
Длина волны в максимуме спектра излучения λ_{max} , нм	415	420	550	315	405	430	470

Сцинтиллятор	NaI(Tl)	CsI(Na)	CsI(Tl)	CsI	CsI(CO ₃)	LiF(W)	LiI(Eu)
Коэффициент преломления для λ_{max}	1,85	1,84	1,79	1,95	1,84	1,4	1,96
Относительный световой выход (% от NaI(Tl) для γ -лучей)	100	85	45	5–6	60	3,5	30 – 35
Время высвечивания сцинтилляции, мкс	0,23	0,63	1	0,01	2	40	1,4
Длина волны для края поглощения материала, нм	300	300	320	260	300	–	426

Значения величин, представленных в шести последних строках данной таблицы, соответствуют комнатной температуре. Световой выход указанных сцинтилляционных кристаллов дан в процентах относительно светового выхода NaI(Tl).

Йодистый натрий, активированный таллием, NaI(Tl) обладает совокупностью свойств, которые делают его более предпочтительным по сравнению с другими для спектрометрии и регистрации гамма-излучения средних и низких энергий. Среди этих свойств следует отметить:

- наибольшую сцинтилляционную эффективность;
- сравнительно большие атомный номер и плотность, что обеспечивает высокую эффективность регистрации гамма-квантов;
- короткое время высвечивания;
- высокую прозрачность к свету собственного излучения ($\kappa \sim 5 \cdot 10^{-3} \text{ см}^{-1}$), необходимую для хорошего светособирания в монокристаллах больших размеров (несколько десятков сантиметров);
- относительную простоту и дешевизну выращивания кристаллов.

Энергетическое разрешение сцинтилляционных детекторов определяется статистикой образования фотонов, конверсионной эф-

фективностью сцинтиллятора, геометрическим фактором, от которого зависит вероятность попадания фотона из сцинтиллятора на фотокатод ФЭУ, конверсионной эффективностью фотокатода, нестабильностью коэффициента усиления и шумами ФЭУ, а также температурой окружающей среды и отражающей способности внешних поверхностей.

Типичные значения энергетического разрешения сцинтилляционного гамма-детектора NaI(Tl) приведены в табл. 6.5.

Таблица 6.5

Типичные значения энергетического разрешения сцинтилляционных гамма-детекторов NaI(Tl)

Нуклид	Энергия, кэВ	Типичное энергетическое разрешение, %	Размеры кристалла (диаметр × высота), мм
⁵⁵ Fe	5,9	50	51 × 2,5
¹²⁹ I	30	35	32 × 32
²⁴¹ Am	59,5	30	51 × 2,5
⁵⁷ Co	122	25	51 × 25
¹³⁷ Cs	662	8	76 × 76
⁶⁰ Co	1330	6	76 × 76

Энергетическое разрешение сцинтилляционного детектора существенно зависит от размеров кристалла, поскольку они определяют условия светособирания фотонов на фотокатод ФЭУ. Так, для небольших (25 × 25 мм) кристаллов NaI(Tl) со специально отобранным ФЭУ получено рекордное энергетическое разрешение 5,6 % для гамма-квантов с энергией 662 кэВ, что близко к теоретическому пределу. С другой стороны, для аналогичных кристаллов с размерами 150 × 100 мм энергетическое разрешение составляет 10 – 12 %.

Для устранения влияния температуры на спектрометрические характеристики сцинтилляционных детекторов обычно используют различные термостабилизирующие электронные схемы или реперные гамма- или фотоисточники.

Одной из важных характеристик гамма-детекторов является их радиационная стойкость. Монокристаллы NaI(Tl) могут использоваться при воздействии потока гамма-квантов с плотностью до 10^5 фотон/(с · см²) без значительного изменения характеристик.

Дальнейшее увеличение загрузки приводит к уменьшению светового выхода примерно 0,5 %/Гр. При нагрузках 10^7 фотон/с изменения характеристик сцинтилляционного детектора становятся необходимыми.

Сцинтилляционные детекторы, изготовленные из монокристаллов NaI(Tl), требуют бережного обращения, так как их хрупкость и способность легко раскалываться по плоскости (100) приводит к тому, что малейший скол или легкий удар по монокристаллу могут послужить причиной возникновения больших трещин в объеме кристалла. Кристаллы NaI(Tl) из-за высокой гигроскопичности необходимо защищать от влаги и герметично упаковывать в контейнер.

Наряду с NaI(Tl) в гамма-спектрометрии широкое распространение получили монокристаллы на основе CsI, которые обладают практически всеми достоинствами кристалла NaI(Tl), но уступают ему в быстродействии и световом выходе (см. табл. 6.4), а следовательно, в энергетическом разрешении.

Преимущества активированных таллием кристаллов CsI(Tl) перед NaI(Tl) заключаются в том, что они обладают гораздо меньшей гигроскопичностью, а также большими значениями плотности и атомного номера, что обеспечивает им более высокую эффективность при одинаковом объеме. Кроме того, эти кристаллы обладают хорошими механическими свойствами – выдерживают нагрузку до 700 кг/см^2 . В отличие от NaI(Tl) кристаллы йодистого цезия мягче, пластичнее и легче поддаются механической обработке, что позволяет изготавливать из них детекторы самых разнообразных форм.

Неорганические сцинтилляторы NaI(Tl) и CsI(Tl) практически нельзя использовать для спектрометрии гамма-квантов при наличии сопровождающих нейтронов, потоки которых сравнимы с потоками гамма-квантов. Причина этого заключается в том, что нейтроны, поглощаясь в йоде (сечение радиационного захвата нейтронов с энергией около 100 кэВ равно 0,1 б), создают гамма-кванты с энергиями вплоть до 6 МэВ. Нейтроны с энергиями выше 0,5 МэВ при неупругом рассеянии также образуют гамма-кванты, при этом сечение такого взаимодействия равно примерно 1 барн и сравнимо с сечением взаимодействия гамма-квантов с атомами кристалла.

Наряду с развитием и улучшением свойств традиционных сцинтилляторов на основе NaI(Tl) и CsI(Tl) в настоящее время активно разрабатываются другие виды сцинтилляторов. Среди них можно отметить монокристаллы германата висмута ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$), сокращенно BGO, которые значительно потеснили традиционные щелочно-галоидные кристаллические сцинтилляторы прежде всего в таких областях применения как физика высоких энергий и томография.

Основные преимущества BGO по сравнению с NaI(Tl) и CsI(Tl) заключаются в высокой плотности и большом атомном номере, а следовательно, и в эффективности, малом послесвечении и радиационной стойкости. Основные характеристики сцинтилляторов с высоким атомным номером приведены в табл. 6.5.

Следует отметить, что кристаллы BGO устойчивы к механическим и климатическим факторам, легко обрабатываются и удобны в обращении.

К недостаткам кристаллов BGO следует отнести, прежде всего, низкий (10 – 16 %) световой выход по сравнению с NaI(Tl). Разброс в значениях светового выхода определяется качеством кристалла. Обычное энергетическое разрешение для гамма-детекторов с использованием кристаллов BGO составляет около 13 – 15 %, на гамма-линии ^{137}Cs – 662 кэВ. Кроме того, параметры кристаллов BGO сильно зависят от температуры. Например, световой выход этих кристаллов в интервале температур 0 – 100 °C изменяется более, чем в 10 раз. По сравнению с щелочно-галоидными кристаллами BGO считаются достаточно дорогими кристаллами, так как для их производства требуется оксид германия высокой степени чистоты 99,999 %.

Наиболее оптимальное использование кристаллов BGO представляется в системах, где требуется эффективная активная защита от гамма-излучения, а также в компьютерной томографии, где эффективность и низкое послесвечение кристаллов являются основными условиями их успешного применения.

Развитие позитронной, рентгеновской и гамма-томографии стимулировало появление новых кристаллов с большой плотностью и высоким атомным номером: вольфраматов щелочно-земельных металлов Cd, Ca, Co, Mo, Zn (табл. 6.6). Обладая сравнительно невысоким световым выходом эти кристаллы имеют очень короткое

послесвечение. Из всех известных неорганических сцинтилляторов наибольшим быстродействием обладают фториды бария и цезия (BaF_2 и CsF). Время высвечивания быстрой компоненты составляет менее 10 нс. Это создает реальную перспективу использовать их в компьютерной томографии с применением мощных потоков рентгеновского и гамма-излучения.

Следует отметить, что среди кристаллических сцинтилляторов, применяемых для регистрации гамма-излучения, гамма-детекторы, изготовленные на базе щелочно-галогидных монокристаллов, занимают по-прежнему лидирующее положение, так как они обладают достаточно хорошими физико-техническими характеристиками. Факторами, сдерживающими более широкое применение кристаллических сцинтилляторов в гамма-спектрометрии, являются, прежде всего, их относительно невысокое энергетическое разрешение и значительная температурная нестабильность основных спектрометрических параметров.

Таблица 6.6

Основные характеристики сцинтилляторов с высокими атомными номерами и плотностями

Сцинтиллятор	$\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ (BGO)	CdWO_4 (CWO)	$\text{Gd}_2\text{SiO}_5(\text{Ce})$ (GSO)	PbWO_4 (PWO)	$\text{NaBi}(\text{WO}_4)_2$ (NBWO)
Плотность, г/см^3	7,13	7,99	6,71	8,28	7,57
Эффективный атомный номер	74	66	59	73	74
Радиационная длина, см	1,12	1,06	1,38	0,85	0,98
Твердость по Моосу	5	6	6	6	6
Гигроскопичность	Нет	Нет	Нет	Нет	Нет
Длина волны в максимуме спектра излучения λ_{max} , нм	480	490	440	430-520	540
Коэффициент преломления для λ_{max}	2,15	2,25	1,85	2,20	2,15
Коэффициент поглощения для λ_{max} , см^{-1}	0,005 – 0,008	0,002 – 0,004	0,005 – 0,008	0,001 – 0,004	0,005 – 0,010

Сцинтиллятор	$\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ (BGO)	CdWO_4 (CWO)	$\text{Gd}_2\text{SiO}_5(\text{Ce})$ (GSO)	PbWO_4 (PWO)	$\text{NaBi}(\text{WO}_4)_2$ (NBWO)
Относительный световой выход (% от $\text{NaI}(\text{Tl})$ для γ -лучей)	10 – 16	35 – 40	15 – 20	5 (BGO)	–
Время высвечивания, нс	300	5000	30 – 60	30	20

Полупроводниковые детекторы. В последние годы наблюдается бурное развитие полупроводниковых детекторов (ППД), которые в настоящее время занимают ведущее положение в ядерной спектromетрии. Это связано, прежде всего, с их высокой разрешающей способностью, обеспечивающей проведение прецизионных спектрометрических измерений, и возможностью в перспективе создания на их основе кристаллов с достаточно большим чувствительным объемом.

В области рентгеновской и гамма-спектromетрии используются преимущественно детекторы на основе германия и кремния. По сравнению с другими такими полупроводниковыми материалами, как HgI_2 , CdTe , TeBe , GaAs , они обладают значительно лучшими характеристиками, позволяющими изготавливать на их основе полупроводниковые детекторы с рекордным энергетическим разрешением (табл. 6.7).

Таблица 6.7

**Основные характеристики
некоторых полупроводниковых материалов**

Материал	Ширина запрещенной зоны, эВ	Эффективный заряд	Плотность, г/см^3	Подвижность электронов, $\text{см}^2/(\text{В} \cdot \text{с})$	Подвижность дырок, $\text{см}^2/(\text{В} \cdot \text{с})$	Время жизни носителей, с	Энергия на пару электро-дырка, эВ
Ge	0,67	32	5,33	3900	1900	$2,5 \cdot 10^{-2}$	2,96
Si	1,1	14	2,33	1500	500	$2,0 \cdot 10^{-3}$	3,76
GaAs	1,35	32	5,32	5000	4000	10^{-4}	–
GaP	2,2	23	4,13	300	150	10^{-8}	–
CdTe	1,5	50	5,86	1050	80	10^{-8}	–
CdSe	1,7	41	5,74	650	–	–	–

Энергетическое разрешение ППД определяется в большей степени флуктуациями образования пар носителей, создаваемых регистрируемой частицей при взаимодействии с веществом детектора. Например, согласно теоретическим оценкам энергетическое разрешение кремниевого детектора должно составлять примерно 1 кэВ для гамма-квантов с энергией 1 МэВ. Однако статистический характер ионизационных потерь и несовершенство материала не дают возможности достигнуть теоретического предела (на практике оно в 1,5 – 2 раза хуже теоретического значения). Ухудшение энергетического разрешения ППД связано с флуктуациями числа собранных пар носителей. Эти флуктуации возникают из-за неоднородностей свойств полупроводникового кристалла и сильнее проявляются для частиц с большой ионизирующей способностью (например, осколки деления).

Сильное влияние на энергетическое разрешения кристаллов оказывают тепловые шумы, возникающие в результате флуктуаций скорости теплового движения носителей, и токи утечки через переход. В отличие от статистических флуктуаций образования пар носителей заряда тепловые шумы не зависят от энергии регистрируемых частиц и определяются, прежде всего, температурой полупроводника и его сопротивлением. Тепловые шумы ухудшают энергетическое разрешение ППД почти на порядок. С целью уменьшения влияния тепловых шумов применяется охлаждение детектора и головной части предусилителя, что позволяет добиться энергетического разрешения 2 – 4 кэВ при энергии частицы 1 МэВ.

Выпускаемые в настоящее время ППД на основе германия и кремния имеют, как правило, планарную или коаксиальную конфигурацию. Наибольшее распространение получили так называемые дрейф-литиевые детекторы, в которых акцепторные атомы примеси компенсируются ионами лития. Такие детекторы обозначаются как Si(Li) или Ge(Li). Планарные Si(Li) и Ge(Li) детекторы используются для регистрации рентгеновского и мягкого гамма-излучения, начиная с энергии 10 кэВ. Коаксиальные Ge(Li) детекторы применяются для регистрации гамма-излучения с энергий до 10 МэВ.

В начале восьмидесятых годов были разработаны новые методы очистки Ge, которые позволяют выращивать большие кристаллы сверхчистого германия – HPGe, с концентрацией электрически активных атомов примесей менее $2 \cdot 10^{-10}$ 1/атом. В зависимости от

степени очистки, HPGe может обладать собственной проводимостью *n*-типа. В соответствии с этим детекторы из особо чистого германия обозначаются как HPGe(*p*) или HPGe(*n*). Основным преимуществом детекторов на основе HPGe является то, что они могут храниться при комнатной температуре, в отличие от Ge(Li) детекторов, которые должны храниться при температуре жидкого азота. Кроме того, детекторы на основе HPGe могут иметь большие размеры по сравнению с Ge(Li) детекторами. Это позволяет создавать детекторы гамма-излучения не только с высоким энергетическим разрешением, но и с хорошей эффективностью в области гамма-линий. Единственное, что пока сдерживает их широкое использование – сложная и очень дорогостоящая технология производства. Параметры некоторых ППД из высокочистых материалов приведены в табл. 6.8.

Таблица 6.8

Параметры ППД из высокочистых материалов

Тип детектора	Гео-метрия	Рабочий энергетический диапазон	Материал	Размер*	Энергетическое разрешение при 1,33 МэВ, кэВ
GEM	Коаксиальный	40 кэВ – 10 МэВ	P-тип HPGe	10 – 100 %	1,75 – 2,30
GMX	Коаксиальный	3 кэВ – 10 МэВ	N-тип HPGe	10 – 80 %	1,80 – 2,40
GLP	Колодец	10 кэВ – 10 МэВ	P-тип HPGe	70 – 120 %	2,10 – 2,30

* Дан в процентах эффективности относительно NaI размером 3 × 3 дюйма.

В настоящее время максимальный объем кристаллов HPGe(*n*) составляет порядка 200 см³, а кристаллов HPGe(*p*) – 350 см³. Поэтому для достижения высокой чувствительности применяют сборки детекторов из HPGe(*n*).

Радиационная стойкость полупроводниковых спектрометрических гамма-детекторов значительно меньше сцинтилляционных и существенно зависит от вида облучения, типа кристалла и его размеров. Заметные изменения свойств этих детекторов могут происходить уже в процессе проведения реальных физических экспериментов, так как в этих кристаллах под действием ионизирующего

излучения происходит накопление необратимых радиационных повреждений. Различные виды взаимодействия ионизирующего излучения с веществом детектора приводят к возникновению дефектов в структуре его кристаллической решетки, и в большинстве случаев эти повреждения возрастают пропорционально дозе облучения. Чем больше размеры полупроводникового детектора, тем раньше начинается деградация его энергетического разрешения при облучении ионизирующими излучениями. При нейтронном облучении пороговое значение общего количества прошедших через единицу площади полупроводникового гамма-детектора нейтронов, начиная с которого наблюдается ухудшения их энергетического разрешения, составляет, в зависимости от размеров кристалла, $10^7 - 10^8$ нейтр./см². Значительное влияние сильноионизирующих частиц на основные характеристики полупроводниковых детекторов существенно затрудняет их длительное использование в экспериментах, в которых помимо исследуемого гамма-излучения присутствуют потоки протонов или нейтронов. В экспериментах, проведенных на специализированных спутниках Р78-1 и НЕАО-3, было показано, что в результате радиационных повреждений под действием протонов и нейтронов околоземного космического пространства энергетическое разрешение детекторов (*p*-типа) ухудшалось на порядок через несколько месяцев их работы на орбите.

Таким образом, несмотря на то, что технологии создания полупроводниковых детекторов на основе германия развиваются достаточно быстро, основными моментами, сдерживающими широкое использование этих детекторов, являются их чрезвычайно сложное производство, высокая стоимость, сравнительно низкая радиационная стойкость и необходимость охлаждения до криогенных температур.

Жидкостные детекторы. Первые жидкостные ионизационные детекторы, позволяющие регистрировать отдельные ионизирующие частицы, появились в конце 40-х годов XX в., когда Дэвидсон, Ларш и независимо от них Хатчинсон обнаружили электронную проводимость, возникающую в конденсированных средах под действием ионизирующих излучений. Дальнейшие исследования основных свойств конденсированных благородных газов и развитие техники построения таких детекторов позволили создать в начале 50-х годов жидкоаргоновую ионизационную камеру с сеткой, кото-

рая использовалась в реальном ядерно-физическом эксперименте. В конце 60-х годов XX в. были четко сформулированы основные преимущества жидкостных детекторов перед известными детекторами частиц высоких энергий: возможность получения высокого пространственного и энергетического разрешения в сочетании с электронным режимом регистрации. Развитие техники криогенных калориметров в последнее десятилетие позволило приступить к созданию проектов установок, содержащих сотни и даже тысячи тонн жидкого аргона.

Наряду с развитием жидкостных детекторов для регистрации высокоэнергетичных частиц развивалась техника жидкостных гамма-спектрометров в основном с использованием ксенона, так как в жидком состоянии он имеет высокую плотность ($3,06 \text{ г/см}^3$). Теоретически было предсказано очень малое значение фактора Фано для конденсированных благородных газов. В частности, для ксенона $F \approx 0,04$. Учитывая, что средняя энергия ионообразования в жидком ксеноне составляет $w = 15,6 \text{ эВ}$, то в этом случае энергетическое разрешение составляет примерно $0,2 \%$ для гамма-квантов с энергией $E = 1 \text{ МэВ}$. Однако экспериментальные исследования не подтвердили этих предсказаний. Наилучшее энергетическое разрешение, полученное на ионизационной камере с жидким аргоном для электронов с энергией 976 кэВ , составило $3,5 \%$, а для энергии 570 кэВ – $5,2 \%$.

Тем не менее жидкостные ионизационные камеры благодаря высокой эффективности регистрации ионизирующего излучения и удовлетворительному энергетическому разрешению могут достаточно широко использоваться в различных исследованиях, даже далеких от экспериментальной ядерной физики, например в медицине, материаловедении, интроскопии и т.д.

В последние годы большое внимание уделяется разработке и созданию больших позиционно-чувствительных жидкостных ионизационных камер. Однако следует отметить, что при всех достоинствах жидкостных ионизационных гамма-спектрометров ограничения, связанные, прежде всего, с недостаточно хорошим энергетическим разрешением, а также необходимостью использования криогенной техники, существенно снижают возможности использования этих детекторов в различных областях фундаментальных и прикладных исследований.

Детекторы на основе инертных газов. Наиболее перспективным рабочим веществом для создания гамма-детекторов на основе благородных газов является ксенон, имеющий, как известно, атомный вес 131 и заряд 54. С помощью ксеноновых гамма-детекторов можно получить энергетическое разрешение около 0,4 % для гамма-квантов с энергией 1 МэВ. По этой причине детекторы на основе сжатого ксенона можно рассматривать после полупроводниковых гамма-детекторов как наиболее информативные для гамма-спектрометрических измерений. Следует отметить, что основные работы, связанные с исследованием спектрометрических свойств и характеристик сжатого ксенона, с разработкой и созданием различных типов гамма-спектрометров на его основе, выполнены в Московском инженерно-физическом институте (государственном университете) – МИФИ – в космофизической лаборатории кафедры экспериментальной ядерной физики. Таким образом, краткий обзор наиболее распространенных детекторов для регистрации гамма-излучения с энергиями 0,1 – 5 МэВ позволяет сделать следующие выводы.

На сегодняшний день при комнатных и более высоких температурах без специального охлаждения, как правило, используются сцинтилляционные кристаллические гамма-детекторы, хотя их энергетическое разрешение почти на два порядка хуже, чем у полупроводниковых. При регистрации гамма-излучения полупроводниковыми детекторами, обладающими рекордным энергетическим разрешением, необходимо применять криогенную технику, что в значительной степени ограничивает возможности их использования. Эти детекторы являются дорогостоящими приборами с очень сложной технологией изготовления. При этом их чувствительные объемы по сравнению со сцинтилляторами все еще невелики. К тому же их радиационная стойкость не достаточно высока. Жидкостные гамма-детекторы на основе инертных газов вопреки теоретическим предсказаниям не обеспечивают высокого энергетического разрешения и для их использования также необходима криогенная техника. Гамма-детекторы на основе сжатого ксенона с точки зрения энергетического разрешения занимают промежуточное положение между полупроводниковыми и сцинтилляционными детекторами. Их развитие и использование представляется весьма

перспективным, так как они обладают рядом свойств, которые выгодно отличают их от других типов гамма-детекторов.

6.6. Получение изображений с помощью радиоизотопов

Возможности применения излучений радиоактивных материалов для исследований в биологии и медицине были осознаны очень давно, вскоре после открытия радиоактивности. Еще в 1913 г. Д. Хевеши и Ф. Паннет предложили для исследования процессов в живом организме метод изотопных индикаторов, другое его название – метод меченных атомов. Суть этого метода состоит в том, что в определенное место живого организма, которое выбирается в соответствии с задачей исследования, вводится вещество с изотопным составом, отличным от природного. Затем физическими методами наблюдают за перемещением в организме этого вещества-индикатора и за изменениями его концентрации. Чаще всего в качестве «метки» используют именно радиоактивные изотопы, радионуклиды. В этом случае расположение и количество индикатора определяются по его излучению с помощью ядерно-физических детекторов. Конкретный вид радионуклида выбирается, исходя из условий проведения исследования: размеров образца или участка организма, состава ткани, допустимого времени измерений. По этим условиям устанавливается необходимая энергия излучения, период полураспада, интенсивность, т.е. определяется изотоп-индикатор и его количество. Таким образом, можно исследовать динамику химических процессов, обмен веществ, наблюдать изменения, возникающие в исследуемых частях организма, и на этой основе проводить диагностику.

Во многих случаях изотопная диагностика использует свойство отдельных органов, тканей живого организма накапливать определенные химические вещества. Так, хорошо известно, что щитовидная железа накапливает йод, костная ткань – стронций, кальций и фосфор. Нормальная работа органа или ткани характеризуется вполне определенными параметрами такого процесса. В результате какого-либо нарушения происходит сбой режима и показатели обмена веществ изменяются. За этими изменениями позволяет следить радиоактивный изотоп, накапливаемый в исследуемом органе

элемента. Если говорить о щитовидной железе, то для исследований используют радиоактивный изотоп ^{131}I . Излучение, испускаемое изотопным индикатором, сигнализирует об изменении скорости обмена и количества накопленного индикатора, указывая на возникшее нарушение.

Таким образом, имеется принципиальная возможность создания пространственной картины – изображения исследуемого органа. Эта задача решается с помощью координатно-чувствительных многоканальных измерительных устройств.

Развитие технологии выращивания различных кристаллических гамма-детекторов позволило разработать новые методы медицинской диагностики и создать различные гамма-регистрирующие комплексы, которые в настоящее время широко используются в медицинской интроскопии и, в частности, для гамма-томографии.

Проекционные методы. До недавнего времени для гамма-томографии использовали два основных типа устройств (рис. 6.3): с подвижным детектором (сканер) и неподвижным позиционно-чувствительным детектором (гамма-камеру). Оба прибора позволяют получить проекционное изображение объекта исследования «в гамма-лучах».

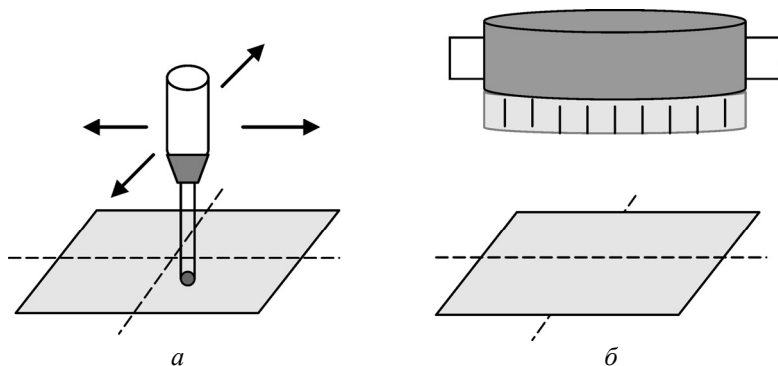


Рис. 6.3. Два способа получения изображений при традиционной гамма-томографии: *а* – сканер; *б* – гамма-камера

Сканер. Принцип работы сканера основан на последовательном «просмотре» исследуемого объекта и регистрации гама-излучения в узком телесном угле, определяемым коллиматором. Сканер обычно комплектуется сцинтилляционным детектором (NaI(Tl)),

многоканальным фокусирующим коллиматором, системой усиления и амплитудного отбора сигналов с ФЭУ, и компьютерной системой сбора, анализа и построения изображения.

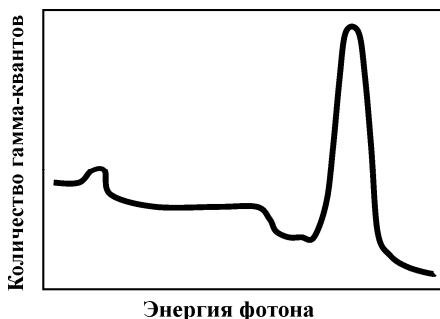


Рис. 6.4. Приборная функция детектора NaI(Tl)

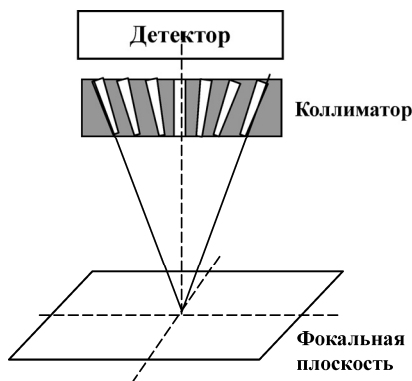


Рис. 6.5. Поперечный разрез фокусирующего коллиматора

Спектр зарегистрированных гамма-квантов (рис. 6.4) моноэнергетического источника состоит из фотопика, плато от комптоновских рассеянных фотонов в детектирующем кристалле, а также пика от фотонов обратного рассеяния. Рассеянное излучение, как правило, ухудшает качество изображения. Поэтому в сканерах обычно устанавливают амплитудный порог перед началом фотопика.

Коллиматоры должны обеспечивать хорошее пространственное разрешение и в то же время достаточно большую светосилу, что является взаимоисключающими требованиями. Наиболее распространены фокусирующие многоканальные коллиматоры (рис. 6.5) из свинца ($Z = 83$, $\rho = 11,37 \text{ г/см}^3$) с коническими полыми каналами, расположенными по сто-

ронам концентрических шестиугольников, хотя лучшие параметры имели бы коллиматоры из вольфрамового сплава, тантала, золота или платины.

Эффективность фокусирующих многоканальных коллиматоров максимальна в фокальной плоскости, так как из нее фотоны попадают на детектор через все каналы. Сканер с таким коллиматором можно рассматривать как простейший томограф с избирательной

способностью фокусирования. Типичным представителем такого типа аппаратуры является отечественный сканер ГСГ-2. В настоящее время такие сканеры больше не выпускаются, так как для получения изображения исследуемого объекта требуется около 20 – 40 мин. Однако они ознаменовали большой и важный этап в развитии РНД.

Сцинтилляционная гамма-камера. Время получения проекционного изображения значительно снижается при использовании интроскопа с неподвижным позиционно-чувствительным детектором (ПЧД), площадь которого соответствует необходимому полю изображения. Его основными узлами являются коллиматор с большим полем чувствительности, ПЧД, электронное устройство для преобразования информации и система формирования изображения.

Коллиматор представляет собой свинцовый блок, в котором сделаны параллельные тонкие отверстия, через которые проходит гамма-излучение. Первоначально в гамма-камерах использовались мозаичные сборки ФЭУ, а затем матрицы из фотодиодов.

В 1970 г. был предложен принцип временного формирования координатных сигналов с использованием линий задержки. В этом случае не требуется большой набор ФЭУ, а координата световой вспышки определяется по разности времени прихода фотонов к противоположным детекторам.

Основные физические характеристики медицинских гамма-камер. Терминология системных характеристик гамма-камер регламентируется стандартами NEMA.

Системное пространственное разрешение характеризует способность гамма-камеры точно идентифицировать локализацию гамма-источника на плоскости и может быть определено как наименьшее расстояние между двумя параллельными линейными источниками, при котором на изображении они воспринимаются раздельно. Оно характеризуется полной шириной изображения точечного источника $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ($E_\gamma = 140$ кэВ) на половине максимальной высоты.

Системной чувствительностью называют отношение наблюдаемой скорости счета к активности плоского источника, расположенного по центру на поверхности коллиматора перпендикулярно к его оси ($\text{с}^{-1} \cdot \text{Бк}^{-1}$).

Собственное пространственное разрешение характеризует способность гамма-камеры без коллиматора точно идентифицировать локализацию гамма-источника на плоскости.

Собственное энергетическое разрешение характеризует способность гамма-камеры идентифицировать события, относящиеся к области фотопика (измеряется в килоэлектрон-вольтах).

Собственная однородность (неоднородность) изображения характеризует различие в скорости счета, наблюдаемой на отдельных участках поля изображения гамма-камеры при визуализации плоского однородного гамма-источника:

$$U = (N_{\max} - N_{\min}) / (N_{\max} + N_{\min}) \cdot 100 \, \%$$

Собственная пространственная линейность характеризует значение позиционного отклонения зарегистрированных фотонов, облучающих детектор. Геометрические искажения изображения количественно оцениваются показателем собственной пространственной нелинейности, определяемым как абсолютное максимальное отклонение изображения цели маски от прямой линии, выраженное в миллиметрах.

6.7. Эмиссионная компьютерная томография

Метод эмиссионной компьютерной томографии (ЭКТ) обычно рассматривается в двух независимых вариантах. Это однофотонная эмиссионная компьютерная томография (ОФЭКТ), основанная на применении гамма-радиоактивных изотопов (например, $^{99\text{m}}\text{Tc}$) и позитронная эмиссионная томография (ПЭТ), использующая β^+ -активные изотопы (например, ^{68}Ga). Кроме того, метод ЭКТ можно также разделить на два основных типа: продольную и поперечную томографию. При продольной ЭКТ регистрация гамма-квантов производится от различных сечений тела в ограниченном диапазоне углов. В этом случае плоскости реконструированного изображения будут параллельны поверхности детектора (рис. 6.6, а). В поперечной ЭКТ детектор совершает полное круговое движение вокруг пациента, регистрируя гамма-излучение от одного (или нескольких) сечений тела (рис. 6.6, б). При этом плоскости реконструированного изображения перпендикулярны поверхности детектора.

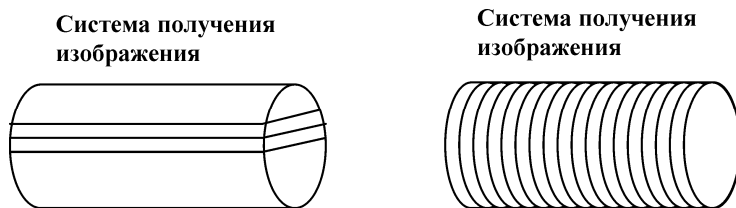


Рис. 6.6. Схема расположения визуализируемых сечений в продольной (а) и поперечной (б) томографии

Преимущество систем ЭКТ перед планарной сцинтиграфией состоит в улучшении контраста в изображении сред с различными физиологическими показателями, в большем пространственном разрешении, в более надежном выявлении аномальных функций органов, а также в существенном увеличении объемов количественных исследований.

Основной метод реконструкции изображений в ЭКТ аналогичен применяемому в трансмиссионной компьютерной томографии (ТКТ), однако существует и ряд существенных различий между этими методами. По сравнению с методом ТКТ, в котором регистрируется распределение линейного коэффициента ослабления μ РИ, реконструкция методом ЭКТ более сложна, поскольку связана с задачей нахождения распределения активности гамма-источников при неизвестных коэффициентах μ . Пока ЭКТ имеет пространственное разрешение 5 мм (ТКТ – 1 мм, ОФЭКТ – 15 – 20 мм).

Источники радиации при ЭКТ распределены в значительной части тела пациента и выводятся из организма в основном за время распада РФП, тогда как в ТКТ доза облучения ограничена временем экспонирования и облучается лишь одно сечение тела. Следовательно, при одинаковых радиационных нагрузках на пациента поглощенное излучение при ЭКТ обычно в 10^4 раз меньше, чем при ТКТ.

6.8. Позитронная эмиссионная томография

Позитронная эмиссионная томография (ПЭТ) основана на явлении аннигиляции позитрона и электрона, в результате чего образуются два гамма-кванта с энергией 511 кэВ, разлетающихся под углом друг к другу, близким к 180° . Метод визуализации распределе-

ния излучающих позитроны РФП предусматривает регистрацию аннигиляционных гамма-квантов с помощью расположенных вокруг пациента большого числа отдельных гамма-детекторов. Гамма-детекторы, расположенные напротив друг друга (рис. 6.7), подключаются к электронной схеме совпадений. Одновременная регистрация аннигиляционных гамма-квантов позволяет с высокой точностью определить место нахождения источника позитронов путем сравнения времени прихода соответствующих гамма-квантов.

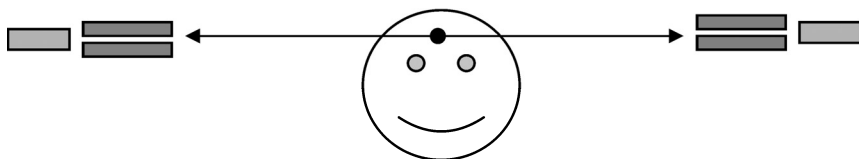


Рис. 6.7. Схема ПКТ измерения

Высокое пространственное разрешение достигается за счет применения детекторов малых размеров и позволяет численно оценивать активность позитронного источника в малых изолированных областях организма.

Времяпролетные ПЭТ-сканеры разрабатывались несколькими центрами и ныне выпускаются промышленностью, хотя и не так широко, как сканеры на основе кристаллов BGO. В этом случае используются кристаллы BaF_2 , имеющие короткие времена высвечивания.

Источники позитронно-активных изотопов приведены в табл. 6.9 и 6.10.

Таблица 6.9

Источники позитронов, получаемые генераторным методом

Материнский радио нуклид	Период полураспада $T_{1/2}$, сут.	Дочерний радио-нуклид	Период полураспада $T_{1/2}$, мин	Области применения в РНД
^{57}Fe	8,28	$^{52\text{m}}\text{Mn}$	21,1	*ПЭВТ
^{68}Ge	288	^{68}Ga	68,0	ПЭВТ
^{82}Sr	25	^{82}Rb	1,25	ПЭВТ

* ПЭВТ – позитронная эмиссионная вычислительная томография.

Таблица 6.10

Другие радионуклиды с позитронной эмиссией

Радионуклид	Период полураспада $T_{1/2}$, мин	Области применения в РНД
^{11}C	20,38	*ПЭВТ
^{13}N	9,97	ПЭВТ
^{15}O	2,04	ПЭВТ
^{18}F	109,8	ПЭВТ

Физико-математические основы однофотонной эмиссионной вычислительной томографии (ОФЭВТ). Схема восстановления двумерного распределения источников излучения в сечении трехмерного объекта, имеющего коэффициент ослабления $\mu(x, y)$, показана на рис. 6.8.

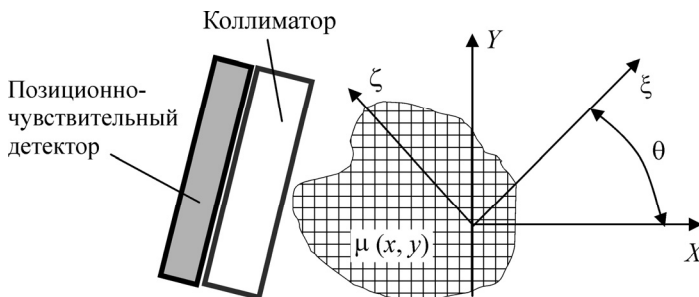


Рис. 6.8. Круговая геометрия измерений проведения ОФЭВТ

Упрощенно процесс измерений происходит следующим образом. Гамма-камера, снабженная многоканальным коллиматором с параллельными каналами, вращается вокруг объекта по окружности радиусом R . Благодаря коллиматору каждый элемент ПЧД регистрирует фотоны, испущенные источниками, лежащими на линии проецирования, перпендикулярной чувствительной поверхности детектора и проходящей через этот элемент. Набор отчетов, зафиксированных элементами ПЧД, определяет проекцию. Затем система коллиматор-детектор поворачивается относительно объекта на некоторый угол θ и регистрируется новый набор отсчетов, определяющий следующую проекцию. По полученному набору

одномерных проекций (для одной секущей плоскости в объекте) необходимо восстановить двухмерное распределение источников излучения $S(x, y)$.

Обозначим через $S_\theta(\xi, \eta)$ распределение источников излучения в системе координат (ξ, η) , повернутой относительно неподвижной системы координат (x, y) на угол θ ; $\mu_\theta(\xi, \eta)$ – распределение линейного коэффициента ослабления в этой же системе координат. Тогда

$$P(\xi, \theta) = \int_{l_2}^{l_1} \frac{S_\theta(\xi, \zeta)}{4\pi(R - \xi)^2} \left[\exp \left(- \int_{l_2}^{l_1} \mu_\theta(\xi, \zeta') d\zeta' \right) \right] d\zeta .$$

Фактором геометрического ослабления по сравнению с ослаблением излучения средой можно пренебречь. Тогда получим:

$$P(\xi, \theta) = \int_{l_2}^{l_1} S_\theta(\xi, \zeta) \left[\exp \left(- \int_{l_2}^{l_1} \mu_\theta(\xi, \zeta') d\zeta' \right) \right] d\zeta .$$

Если $\mu_\theta(x, y)$ – неизвестная или произвольная функция, то задача определения $S(x, y)$ в интегральной форме становится достаточно сложной для решения.

Предыдущее выражение можно записать в виде

$$P(\xi, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} S(\xi \cos \theta - \zeta \sin \theta, \xi \sin \theta + \zeta \cos \theta) \exp(\mu, \xi) d\xi .$$

Это выражение называется *экспоненциальным преобразованием Радона*. Решение данной задачи удобнее искать итерационными методами.

6.9. Применение гамма-излучения в медицине

Выпускаемые гамма-камеры можно разделить на три вида: стационарные, сканирующие все тело человека; передвижные и томографические.

У *стационарных гамма-камер* общая масса штатива с блоком детектирования составляет обычно 800 – 1200 кг. Стандартная гамма-камера имеет полезное поле изображения 250 – 400 мм, энергетический диапазон 50 – 511 кэВ и является универсальным прибором радионуклидной диагностики.

Передвижные гамма-камеры созданы для обследования не транспортабельных пациентов. В них часто используются в качестве детекторов гамма-излучения кристаллы CdTeZn (фирма Digirad USA, гамма-камера Digirad 2020tc). Общее число детекторов $64 \times 64 = 4096$. Один детектор имеет размеры $3 \times 3 \times 6 \text{ мм}^3$. Поле изображения – $21 \times 21 \text{ см}^2$, собственное разрешение – 3 мм, максимальная скорость счета – $2,5 \cdot 10^5 \text{ имп./с.}$, вес блока детектирования – 193 кг. Стоимость гамма-камеры с вращающимся креслом и руководством для оператора составляет 575 тыс. дол.

Томографические гамма-камеры предназначены для получения трансаксиальных проекций в круговой геометрии измерений. С этой целью конструкция штатива томографической гамма-камеры или ЭКТ обеспечивает перемещение блока детектирования по замкнутой траектории вокруг продольной оси тела пациента, расположенного на специальном консольном ложе. Так как ЭКТ позволяет одновременно получить 32 – 64 и более параллельных сечений объекта, то можно осуществить трехмерную визуализацию распределения РФП в теле пациента.

Основными производителями гамма-камер являются фирмы «Сименс» (Германия), «Ташиба» (Япония), «Техникэйр» (США), Philips (Голландия). Одна из таких гамма-камер показана на рис. 6.9.

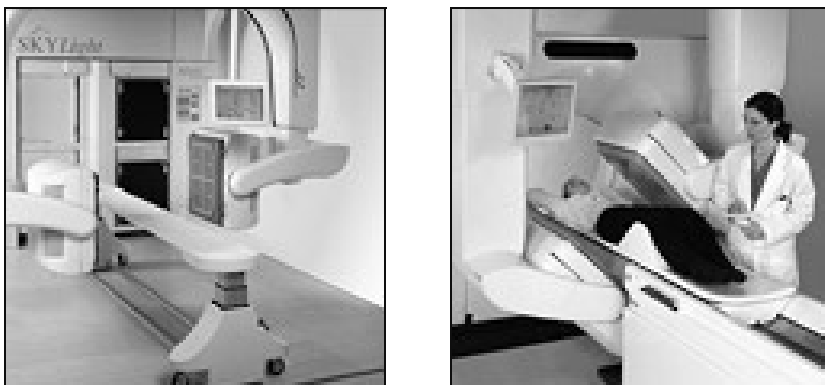


Рис. 6.9. Гамма-камера Sky LIGHN фирмы Philips

В гамма-камере SKYLight используется устройство робототехники, что определяет клиническую гибкость и точность позиционирования. Система SKYLight обеспечивает свободное позиционирование детекторов в пространстве. В результате отпадает необходимость использования для исследования специального стола. Пропадает необходимость перекладывать пациентов в тяжелом состоянии на стол для исследования, смена коллиматоров осуществляется в полностью автоматическом режиме без использования тяжелых тележек и ручных манипуляций. Станция сбора данных JETStream на основе JAVA осуществляет накопление информации для систем визуализации в ядерной медицине. Эта система обеспечивает высокую пропускную способность и удобство в эксплуатации.

На рис. 6.10 представлены типичные изображения молочной железы, получаемые с помощью гамма-камер.

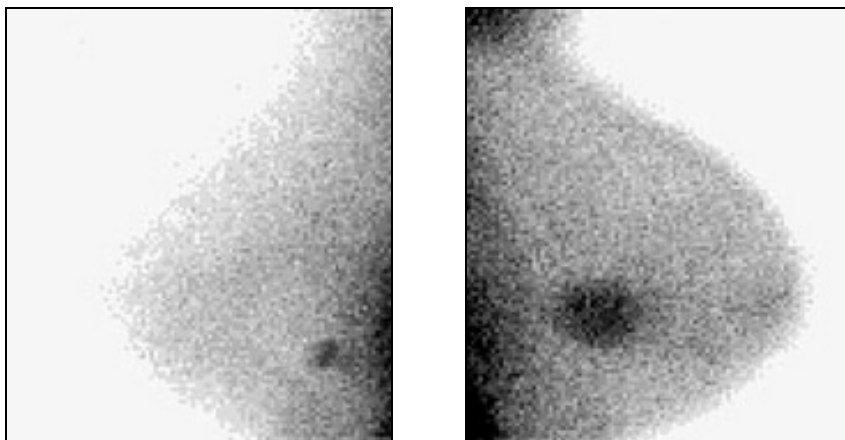


Рис. 6.10. Маммосцинтиграммы с ^{99m}Tc при различных размерах первичных опухолей молочной железы

Применение в медицине метода РНД (например, сцинтиграфия или радиография) позволяет помимо выявления мелких деталей различных биологических структур получить изображение всего скелета больного, находя при этом скрытые биологические элементы, например метастазы. Эти методы позволяют изучать метаболизм белков, витаминов, железа и определять ничтожно малую

концентрацию различных веществ эндогенного и экзогенного происхождения в крови пациента. Современная ОФЭВТ позволяет получить помимо отдельных срезов трехмерное изображение объекта с более высокой пространственной точностью, чем в случае сцинтиграфии, а следовательно, более качественное анатомно-функциональное изображение отдельного органа.

С помощью ПЭТ при использовании РФП на основе меченной глюкозы можно исследовать тканевый обмен в головном мозге и сердечной мышце. Например, в головном мозге таким образом изучаются ранние формы нарушения кровообращения и развитие различных опухолей, а в сердечной мышце выявляют начальные стадии нарушения метаболизма.

В заключение данной главы следует отметить, что радионуклидные методы диагностики, когда РФП вводятся непосредственно в организм пациента, по сравнению с рентгеновскими исследованиями являются менее опасными с точки зрения лучевой нагрузки, так как количество используемых короткоживущих радиоактивных препаратов крайне мало и они достаточно быстро выводятся из организма естественным путем.

Эти методы не имеют медицинских противопоказаний, ограничения определяются лишь требованиями инструкций Министерства здравоохранения Российской Федерации.

Завершая данную главу, можно подвести общий итог, касающийся первых шести глав данной книги, в которых было рассмотрено электромагнитное излучение и его применения в различных областях медицинской интроскопии. На рис. 6.11 схематично изображена шкала электромагнитного излучения, где напротив определенного диапазона длин волн указано медицинское направление, в котором оно используется.

Из приведенной схемы следует, что практически весь энергетический спектр электромагнитного излучения широко применяется в современной медицине для целей диагностики и терапии различных заболеваний. Безусловно, дальнейшее развитие методов интроскопии позволит более эффективно использовать электромагнитное излучение благодаря развитию новых сканирующих и томографических систем, а также компьютерных технологий.

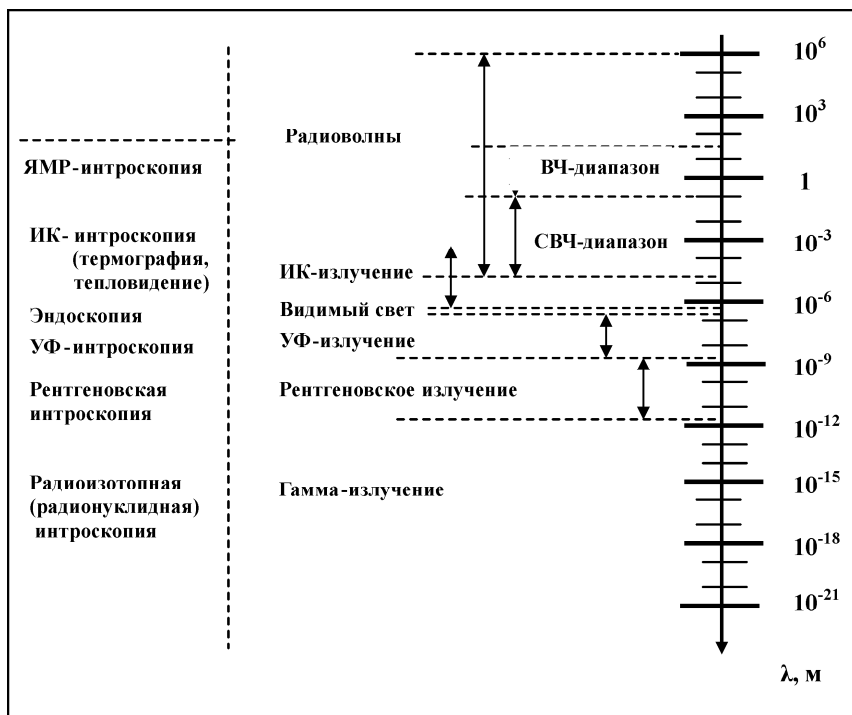


Рис. 6.11. Спектр электромагнитного излучения (в длинах волн λ) и соответствующие его участкам виды интроскопии

Наряду с электромагнитным излучением в современной медицине для целей диагностики и терапии широко используются потоки различных элементарных частиц. Ранее уже упоминалось о применении элементарных частицах, например, для создания рентгеновского излучения, радиоактивных медицинских препаратов и аннигиляционного гамма-излучения в эмиссионной позитронной томографии. В данной главе будут рассмотрены основные свойства используемых в медицине элементарных частиц, процессы их взаимодействия с веществом, кратко описаны источники и детекторы этих частиц, а также применение их в медицине.

7.1. Общие свойства элементарных частиц, применяемых в современной медицине

Из огромного количества известных в настоящее время элементарных частиц в современной медицине используется лишь их небольшая часть. Среди них – электроны, позитроны, протоны, нейтроны, пи-мезоны, а также ионизированные атомы, например, углерода и кислорода. Применение других частиц пока находится на стадии исследования.

Электрон. Это стабильная элементарная частица, обладающая электрическим зарядом ($e = -1,6 \cdot 10^{-19}$ Кл) и являющаяся материальным носителем наименьшей массы в природе ($m_e \approx 9,1 \cdot 10^{-28}$ г). Электрон был открыт английским физиком Дж. Томсоном в 1891 г. Название «электрон» (предложено в 1891 г. ирландским физиком Дж. Стони для заряда одновалентного иона) происходит от греческого слова *electron* – янтарь. Электрон обладает спином и магнитным моментом, может участвовать в электромагнитных, слабых и гравитационных взаимодействиях. Он принадлежит к группе лептонов.

Электроны обладают волновыми свойствами и при прохождении через вещество испытывают дифракцию. Характеристики дифракционной картины определяются структурой образца, ее параметрами. Эта особенность лежит в основе разновидности структурного анализа, которая получила название электронографии. Дан-

ный метод существенно расширяет возможности рентгеноструктурного анализа. Он позволяет определить строение многоатомных молекул (например, белков), исследовать структуру кристаллов и тонких пленок.

Позитрон. Это элементарная частица с положительным зарядом является античастицей по отношению к электрону. Теоретическое предсказание существования позитрона «двойника» электрона, полученное в результате решения релятивистского уравнения для волновой функции свободной частицы со спином $1/2$, было сделано в работах английского физика П. Дирака (1931 г.). Вслед за предсказанием П. Дирака в 1932 г. американский физик К. Андерсон экспериментально обнаружил позитрон в космических лучах. По отношению к электрону позитрон является античастицей. Позитроны – стабильные частицы, но, попадая в вещество, существуют в нем конечное время, так как при взаимодействии с электронами в веществе они аннигилируют, т.е. электрон и позитрон исчезают, а их суммарная энергия переходит в энергию электромагнитного излучения. Следует отметить, что в процессе аннигиляции строго выполняются все законы сохранения, в том числе материя не уничтожается, а лишь превращается из одной формы в другую.

Характеристики аннигиляционных гамма-квантов зависят от состояния электронов, участвовавших в процессе аннигиляции. Следовательно, изучение распространения позитронов в веществе и характеристик продуктов его аннигиляции дает информацию о физических и химических свойствах образца. Методом аннигиляции позитронов можно получить сведения о кинетике химических реакций, дефектах кристаллической решетки.

В некоторых случаях перед аннигиляцией в веществе позитрон образует связанную систему с захваченным электроном. Такая система называется *позитронием*. Свойства позитрония и, в частности, время его жизни отличаются от характеристик свободного позитрония и зависят от свойств вещества, что позволяет использовать позитроний для изучения физико-химических особенностей структуры различных веществ, например, исследовать с его помощью быстрые химические реакции, скорость протекания которых сравнима со временем жизни позитрония.

Протоны. Термин «протон» был введен английским физиком Э. Резерфордом в начале 20-х годов прошлого века для обозначе-

ния стабильной элементарной частицы, являющейся ядром атома водорода. В переводе с греческого *protos* означает первый. Вместе с нейтронами протоны образуют атомные ядра всех химических элементов, при этом число протонов в ядре равно атомному номеру данного элемента и, следовательно, определяет его место в периодической системе элементов Д.И. Менделеева. Протон тяжелее электрона почти в две тысячи раз, а его положительный заряд равен по величине заряду электрона. Он также обладает спином и магнитным моментом (их значения приведены в табл. 7.1). Помимо сильного взаимодействия протон участвует во всех других фундаментальных взаимодействиях: электромагнитном, слабом и гравитационном. Он относится к группе барионов. Согласно модели так называемого «великого» объединения сильного, слабого и электромагнитного взаимодействий предсказывается нарушение закона сохранения барионного заряда и, соответственно, стабильности протона со средним временем жизни $\tau_p \sim 10^{30} - 10^{32}$ лет. Однако данное утверждение еще не подтверждено экспериментально. Получена лишь оценка среднего времени жизни протона: $\tau_p > 10^{30}$ лет. Ввиду относительной простоты получения (ионизация водорода) ускоренные пучки протонов являются одним из основных инструментов экспериментальной физики элементарных частиц.

Таблица 7.1

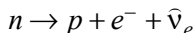
Основные свойства элементарных частиц, применяемых в медицине

Название частицы	Масса, МэВ	Заряд, Кл	Среднее время жизни	Спин	Магнитный момент (в магнитонах Бора: μ_B и $\mu_{яB}$)
Электрон	0,511	$-1,6 \cdot 10^{-19}$	Стабилен	1/2	1
Позитрон	0,511	$+1,6 \cdot 10^{-19}$	Стабилен	1/2	1
Протон	938,25	$+1,6 \cdot 10^{-19}$	$> 10^{30}$ лет	1/2	2,7
Нейтрон	939,55	0	15,3 мин	1/2	-1,91

Нейтрон. Это электрически нейтральная частица с массой, несколько превышающей массу протона. Нейтрон был открыт в 1932 г. английским физиком Дж. Чадвиком, установившим, что обнаруженное немецким физиками В. Боте и Г. Иукурном прони-

кающее излучение, которое возникает при бомбардировки атомных ядер α -частицами, представляет собой поток частиц, масса которых близка к массе протона. Нейтрон обладает магнитным моментом, который противоположен по знаку магнитному моменту протона.

Свободный нейтрон нестабилен. Он претерпевает бета-распад (распад с испусканием электрона и электронного антинейтрино) со средним временем жизни около 1000 с:



Попадая в вещество, нейтроны поглощаются атомными ядрами, из-за чего время их жизни сокращается.

Нейтроны обладают волновыми свойствами и испытывают дифракцию в веществе. Дифракционное рассеяние медленных (энергия менее одного электрон-вольта) нейтронов является основой совокупности методов исследования строения вещества, получивших название *нейтронографии*. С помощью этого метода можно, например, изучать распределение изотопов в образце.

Общие характеристики наиболее часто применяемых в медицине элементарных частиц приведены в табл. 7.1.

7.2. Основные процессы взаимодействия заряженных частиц с веществом

В данном разделе будут кратко рассмотрены процессы ионизационного торможения и рассеяния различных частиц в веществе, в частности протонов, электронов и ионов различных элементов. Попадая в вещество, потоки этих частиц взаимодействуют с ним, давая возможность использовать результат их взаимодействия для изучения свойств вещества или его составляющих, а также воздействовать на вещество, преобразуя его в нужном направлении. Важное значение эта особенность имеет для медицины, давая в руки исследователя или практического врача высокоэффективное средство для обследования, диагностики и лечения.

7.2.1. Ионизационное торможение заряженных частиц

Одним из основных процессов потерь энергии при прохождении тяжелой заряженной частицы через вещество является ионизаци-

онное торможение, в результате которого часть ее кинетической энергии передается на возбуждение и ионизацию атомом среды.

Величина удельных ионизационных потерь dT/dx (эрг $\cdot$ см $^{-1}$) тяжелой заряженной частицы (например, протона или α -частицы) определяется выражением

$$\left(-\frac{dT}{dx}\right)_{\text{ионизации}} = \frac{4\pi m_e z^2 e^4}{m_e v^2} \left[\ln \frac{2m^2 v^2}{I} - \ln(1 - \beta^2) - \beta^2 - \delta - U \right], \quad (7.1)$$

где $I = (1,35 \cdot z) \cdot 1,6 \cdot 10^{-12}$ – средний ионизационный потенциал атомов поглощающей среды, эрг; $\beta = v/c$ (отношение скорости частицы к скорости света); δ и U – члены, учитывающие эффект плотности и связанность электронов на разных оболочках атома среды.

Основной вывод из формулы (7.1) заключается в том, что удельная потеря энергии заряженной частицы на ионизацию пропорциональна квадрату заряда частицы, концентрации электронов в среде, обратно пропорциональна квадрату скорости частицы и не зависит от ее массы, т.е.

$$dT/dx \sim z^2 \cdot n_e / v^2. \quad (7.2)$$

Следует отметить, что с уменьшением скорости заряженной частицы удельная ионизация в среде возрастает, т.е. в конце пробега выделяется наибольшее количество энергии ионизирующей частицы. Типичная зависимость удельных ионизационных потерь в среде от пробега α -частиц показана на рис. 7.1 (кривая Вульфа – Брэгга).

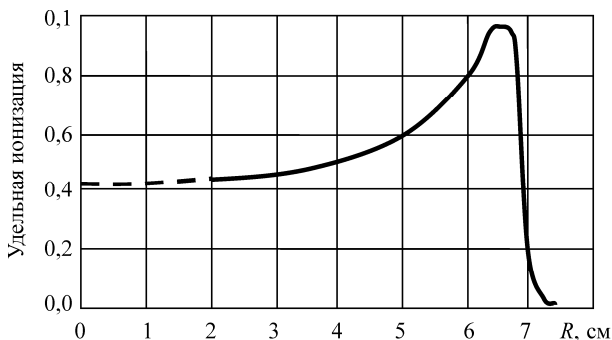


Рис. 7.1. Зависимость удельной ионизации от величины пробега α -частицы

Удельные ионизационные потери существенно зависят также от энергии заряженной частицы, что следует из формулы (7.1) для расчета ионизационных потерь. С ростом энергии частицы удельные потери сначала падают очень быстро и достигают минимума, а затем медленно (логарифмически) растут и выходят на плато, как показано на рис. 7.2.

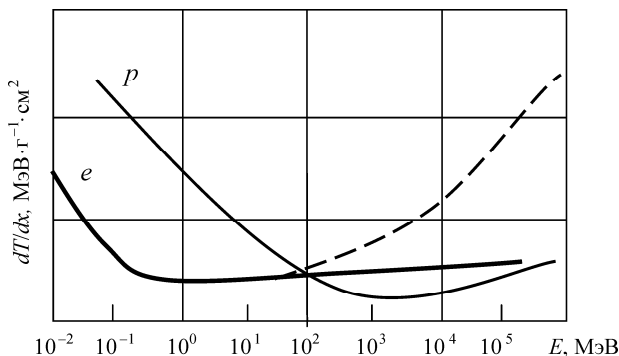


Рис. 7.2. Зависимость удельных ионизационных потерь в воздухе электронов и протонов от кинетической энергии (пунктирная кривая учитывает радиационные потери электронов)

Рассмотренные зависимости ионизационных потерь от пробега и энергии заряженных частиц необходимо учитывать при планировании процессов облучения онкологических опухолей пучками заряженных частиц.

Связь между энергией и длиной пробега. В отличие от электрона путь тяжелой заряженной частицы в веществе практически прямолинейный и его длина имеет незначительный статистический разброс, что позволяет говорить о пробеге этой частицы в веществе. Конкретные значения пробегов тяжелых частиц в зависимости от их энергии в различных средах приводятся в специальных справочниках. Здесь можно лишь отметить, что для протонов с энергией T (МэВ) длину пробега R (м) в воздухе можно оценить по формуле

$$R = (T_p / 9,3)^{1,8}. \quad (7.3)$$

Взаимодействие электронов с веществом. Движущийся в веществе электрон благодаря своему заряду взаимодействует с элек-

тронами атомов среды и передает им часть своей энергии. Процесс передачи энергии зависит от скорости электрона. При движении медленной частицы со скоростью, соответствующей энергии меньше 100 кэВ, часть электронов атомов за счет удара переходит на более высокие незанятые уровни. Происходит возбуждение атома. Некоторым из электронов может быть передана настолько большая энергия, что они в состоянии покинуть атом, в результате чего атом оказывается ионизованным. Если расстояние между проходящим электроном и электроном атома невелико, то выбитый электрон может получить заметную энергию вплоть до нескольких килоэлектрон-вольт. Выбитые из атома электроны называются *дельта-электронами* (*дельта-лучами*). При взаимодействии на больших расстояниях передаваемая дельта-электронам энергия невелика.

Из рис. 7.2 следует, что при малых скоростях электроны теряют свою энергию на ионизацию и возбуждение атомных электронов среды так же, как и тяжелые заряженные частицы. Различие начинает проявляться лишь при достаточно больших энергиях (пунктирная кривая на рис. 7.2), когда существенными становятся радиационные потери электронов вследствие их малой массы.

Более быстрый электрон с энергией около 1 МэВ пронесется мимо атомов среды столь быстро, что за время пролета некоторым электронам будет передана энергия, не достаточная для их выбивания из атома. Общая ионизация среды в этом случае уменьшается. Наконец, при очень больших энергиях, скажем 10 МэВ и более, возникает новое явление. В соответствии с теорией относительности Эйнштейна электрическое поле движущегося электрона сжимается в плоскости, перпендикулярной к направлению его движения, и простирается в этой плоскости на большее от этого направления расстояние. Сжатое электромагнитное поле задевает большее количество электронов среды, и ионизация снова несколько усиливается. Зависимость потерь частицы на ионизацию от ее скорости (энергии) представлено на рис. 7.2.

Потери энергии на ионизацию сильно зависят от свойств среды. Поэтому часто используют величину y , представляющую удельные ионизационные потери, отнесенные к «весу» пройденного участка пути x :

$$y = x \cdot \rho, \quad (7.4)$$

где ρ – плотность среды. Таким образом, y выражает долю пробега, выраженную в г/см^2 . В этом случае удельные ионизационные потери находятся следующим образом:

$$\frac{dE}{dy} = \left(\frac{dE}{dx} \right) \left(\frac{1}{\rho} \right). \quad (7.5)$$

Поглощение и пробег электронов в веществе. Теряя свою энергию на ионизацию среды, электрон может быть остановлен определенным слоем вещества. Толщина этого слоя определяется плотностью атомных электронов вещества, которые забирают энергию ионизирующего электрона. С другой стороны, величина пробега до торможения для электронов одной энергии не фиксирована точно. Это связано с тем, что электроны – очень легкие. Они сильно рассеиваются и отклоняются от своего первоначального направления движения при прохождении сквозь слой поглощающего вещества. Поэтому фактический пробег оказывается больше расстояния между начальной и конечной точками пути. Во многих практических случаях можно пользоваться эмпирическими оценками пробега, точность которых повышается, если измерять пробег в граммах на квадратный сантиметр. Эта величина представляет собой вес поглотителя, приходящийся на один квадратный сантиметр и для разных элементов различается не очень сильно, так как электронная плотность веществ слабо зависит от изменения атомного номера. Тем не менее, с увеличением Z электронная плотность уменьшается. Например, пробеги электронов в алюминиевом и платиновом поглотителях отличаются почти на 20 %.

Приблизительно оценить толщину полного поглощения электронов в любом материале можно с помощью выражения:

$$\rho d = R = 0,546 E^{-0,16}, \quad (7.6)$$

где d – толщина слоя поглощающего вещества, см; ρ – плотность вещества, г/см^3 ; E – кинетическая энергия электрона, МэВ.

7.2.2. Рассеяние заряженных частиц

Существует несколько видов рассеяния заряженных частиц: упругое неупругое, многократное и т.д. Здесь рассмотрим только од-

но – упругое, так как оно в значительной степени определяет траекторию прохождения заряженных частиц через вещество.

Упругим рассеянием называется такой процесс взаимодействия двух частиц, при котором суммарная кинетическая энергия обеих частиц сохраняется и только перераспределяется между частицами, а сами частицы изменяют направление своего движения.

Формула рассеяния α -частиц в веществе была получена Резерфордом в 1911 г. Она выражает зависимость дифференциального эффективного сечения σ рассеяния (вероятность рассеяния частиц в расчете на один атом среды) под углом θ в зависимости от параметров сталкивающихся частиц:

$$d\sigma = \left(\frac{Zze^2}{mv} \right)^2 \frac{d\Omega}{4 \sin^4(\theta/2)}, \quad (7.7)$$

где Z – заряд ядра, на котором происходит рассеяние частицы; z – заряд частицы; m – масса налетающей частицы; $d\Omega$ – элемент телесного угла, θ – угол рассеяния.

Данная формула была получена в рамках классической физики и в предположении, что масса налетающей частицы на много меньше рассеивающей. Следует отметить, что такой же результат получается и при точном квантово-механическом расчете. Это объясняется специфическим характером кулоновского потенциала.

Из формулы Резерфорда следует, что вероятность кулоновского рассеяния заряженной частицы на некоторый угол θ резко возрастает при уменьшении угла рассеяния. В связи с этим заряженная частица, движущаяся в плотной среде, должна испытывать на своем пути большое количество последовательных актов рассеяния на очень малые углы. Этот процесс называется *многократным кулоновским рассеянием*.

Квадрат среднего угла многократного рассеяния в пластине толщиной x (г/см^2) выражается следующей формулой:

$$\overline{\theta^2} = 0,157 \frac{Z(Z+1)}{A} \frac{z^2 x}{(\rho v)^2} \ln \left(1,14 \cdot 10^4 \frac{Z^{3/4}}{A} \frac{z^2 x}{\beta^2} \right), \quad (7.8)$$

где A – атомная вес вещества, g ; ρ – плотность вещества; v – скорость электрона.

Основной вывод из формулы (7.8) заключается в том, что средний угол многократного рассеяния частицы с зарядом z , движущейся в некоторой среде с заданными плотностью ρ и скоростью частицы $v(\beta)$, пропорционален заряду частицы z , корню квадратному из x и обратно пропорционален произведению $\rho \cdot v$, т.е.

$$\theta = \sqrt{\theta^2} \sim z\sqrt{x} / (\rho \cdot v). \quad (7.9)$$

7.3. Источники элементарных частиц

Электроны. Одним из естественных источников свободных электронов являются космические лучи. В их составе помимо других элементарных частиц имеется около 1 % электронов. Они содержатся также в потоках солнечной плазмы, которая образуется в солнечных вспышках и распространяется в межпланетном пространстве. Образование свободных электронов, протонов и ионизированных атомов частиц можно наблюдать при электрических разрядах, происходящих в атмосфере Земли.

В большинстве искусственных источников низкоэнергетических электронов используется явление термоэлектронной эмиссии, или эффект Ричардсона, – явление испускания электронов нагретыми телами (1900 – 1901 гг.). Тела, испускающие электроны, называются *эмиттерами*. Для выхода из эмиттера кинетическая энергия электронов должна быть больше энергии связи с веществом эмиттера. При комнатных температурах почти все электроны имеют энергию, не достаточную для их выхода из эмиттера. Поэтому термоэлектронная эмиссия наблюдается у тел, имеющих высокую температуру. Явление термоэлектронной эмиссии широко используется в электронно-лучевых трубках (кинескопах).

Существуют также электронные источники с плазменным эмиттером, формирующие остросфокусированные или широкие пучки для электронных технологий: сварки, плавки, пайки, модификации электрофизических свойств поверхностей. Плазменные источники электронов обычно содержат генератор низкотемпературной плазмы, а для формирования пучков – систему электродов ускорения и фокусирования. Плазменные источники электронов используются в технологических установках в машино- и приборостроении, в тех-

нологии микроэлектроники, в установках для плазмохимических процессов.

Во многих электронно-оптических приборах, например в фотоумножителях, для образования электронов используется фотоэлектронная эмиссия (или внешний фотоэффект) – испускание электронов веществом под действием света.

Электроны с энергией от нескольких килоэлектрон-вольт до нескольких мегаэлектрон-вольт образуются в процессах бета-распада и внутренней конверсии радиоактивных ядер, а также в результате распада элементарных частиц, например мезонов и нейтронов:

$$\mu^- \rightarrow e^- + \bar{\nu}_e + \nu_\mu, \quad n \rightarrow p + e^- + \bar{\nu}_e$$

Источниками электронов с более высокой энергией служат линейные или циклические ускорители, например циклотроны и синхрофазотроны.

Позитроны. В космическом пространстве позитроны рождаются при взаимодействии космических лучей с межзвездным веществом, а также при распаде некоторых типов элементарных частиц (например, положительных мюонов):

$$\mu^+ \rightarrow e^+ + \nu + \bar{\nu}$$

Однако доля позитронов в общем потоке космических лучей невелика, не более 0,1 %. В некоторых областях нашей Галактики обнаружены источники аннигиляционных гамма-квантов с энергией 511 кэВ, что доказывает факт наличия в них позитронов. В природе существуют также радиоактивные ядра, которые испытывают бета-распад с излучением позитронов. Например, часть распадов природного изотопа ^{40}K происходит именно по этому каналу. Кроме того, гамма-кванты с энергией более 1,022 МэВ, возникающие при радиоактивных распадах, могут образовывать в поле ядра электронно-позитронные пары:

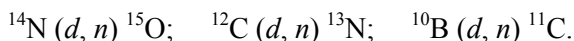
$$\gamma \rightarrow e^- + e^+$$

Позитроны возникают в различных ядерных реакциях. Например, при взаимодействии электронного антинейтрино (с энергией больше 1,8 МэВ) и протона осуществляется реакция обратного бета-распада с образованием позитрона:

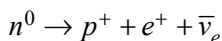
$$p^+ + \bar{\nu}_e \rightarrow n^0 + e^+$$

Такая реакция происходит в природе, поскольку существует поток антинейтрино, возникающих, например, при бета-распаде некоторых природных радиоактивных ядер.

Искусственные позитронно-активные ядра образуются в результате ядерных реакций, которые осуществляются под действием частиц, создаваемых на ускорителях. Приведем схемы некоторых реакций с образованием позитронно-активных ядер:



Протоны. Космические лучи на 90 % состоят из протонов. Они образуются в результате активных процессов в различных космических объектах (звездах, галактиках и т.д.). Космические протоны могут иметь энергию вплоть до $10^{20} - 10^{21}$ эВ. Протоны содержатся также в потоках солнечной плазмы, которая в виде солнечного ветра заполняет межпланетное пространство. Протоны образуются в различных ядерных реакциях, а также при распаде элементарных частиц. Например, распад нейтрона осуществляется по следующей схеме:



На ускорителях используются специальные протонные инжекторы, в которых происходит ионизация водорода под действием мощных электрических разрядов. Протоны с помощью системы электромагнитных полей отделяются от электронов и далее из них формируются протонные пучки с различными энергиями и интенсивностями.

Нейтроны. Как уже отмечалось, свободные нейтроны в вакууме распадаются (их среднее время жизни составляет $\tau \approx 1000$ с), поэтому можно утверждать, что в межзвездном пространстве свободных нейтронов практически нет. На Солнце свободные нейтроны возникают во время солнечных вспышек. При этом образуется большое число протонов с энергиями 10 – 100 МэВ, достаточными для освобождения нейтронов из ядер.

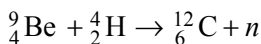
Время t прохождения нейтроном расстояния от Солнца до Земли ($1,5 \cdot 10^{13}$ см) в нерелятивистском приближении можно оценить по следующей формуле:

$$t = 1,5 \cdot 10^{13} / v = 1,1 \cdot 10^7 \cdot E^{1/2} \text{ с},$$

где v – скорость нейтрона; E – его кинетическая энергия, эВ. При энергии 100 МэВ $t \approx \tau \approx 1000$ с. Отсюда следует, что солнечные нейтроны с меньшей энергией распадаются по пути и не достигают Земли.

Существует достаточно много способов получения сильно возбужденных ядер, из которых затем образуются свободные нейтроны. К ним относятся: бомбардировка ядер протонами, дейтронами, α -частицами и другими заряженными частицами; воздействие на ядра γ -излучением; процесс деления ядер, в результате которого испускаются сильно возбужденные осколки с последующим испусканием нейтронов.

Первые нейтронные источники были созданы в тридцатые годы прошлого века на основе ядерной реакции с участием α -частиц и ядер бериллия:



В качестве источника α -частиц обычно используются радиоактивные ядра с высокой α -активностью и большим периодом полураспада: Ra, Po или Pu, которые добавляют в порошок бериллия. Смесь бериллия с α -источником в соотношении 5:1 помещают в стеклянную или металлическую ампулу, которая затем запаивается. В результате получают долгоживущие нейтронные источники, обозначаемые как Ra + Be, Po + Be или Pu + Be. Нейтронный выход таких источников составляет $10^6 - 10^8$ нейтронов в секунду на 1 г α -активных ядер.

На рис. 7.3. показано распределение нейтронов по энергии от нейтронного (Pu + Be)-источника. Как следует из приведенного рисунка, спектр нейтронов является непрерывным, при этом максимальная энергия нейтронов составляет примерно 11 МэВ.

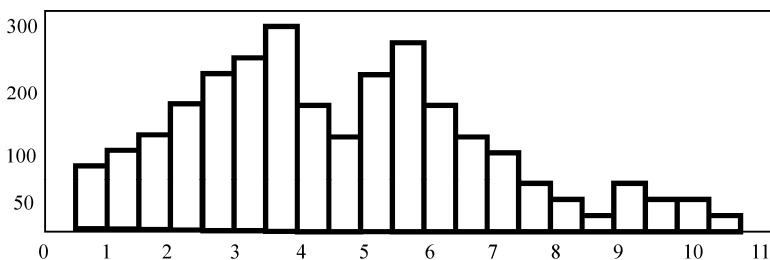
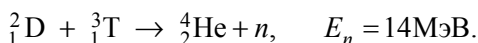
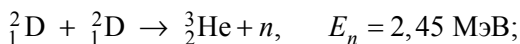


Рис. 7.3. Спектр нейтронов (Pu + Be)-источника

В качестве нейтронных источников широко применяются также тяжелые делящиеся радионуклиды. Одним из наиболее мощных источников нейтронов является изотоп калифорния ^{252}Cf , имеющий период полураспада 2,646 лет. В процессе его спонтанного деления образуются два возбужденных осколка, которые испускают мгновенные нейтроны со средней множественностью 3,7 нейтронов на каждый акт деления. Нейтронный выход такого источника составляет $2,34 \cdot 10^{12}$ нейтр./с · г. Средняя энергия нейтронов такого источника равна 2,14 МэВ.

Нейтронные источники, основанные на α -радиоактивных и делящихся нуклидах, обеспечивают практически постоянные потоки быстрых нейтронов, т.е. слабоменяющихся со временем из-за больших периодов полураспада. Однако использование таких нейтронных источников не всегда удобно, так как ими невозможно управлять, т.е. «включать» или «выключать» их. По этой причине в сороковых годах прошлого века были начаты работы по созданию управляемых нейтронных источников, так называемых нейтронных генераторов, которые предназначались в основном для использования в качестве инициаторов ядерных зарядов. В дальнейшем нейтронные генераторы стали широко использоваться во многих фундаментальных и прикладных исследованиях, в частности в активационном анализе, геофизике, экологии, медицине и т.д.

В основе нейтронных генераторов лежат ядерные реакции дейтерий-дейтерий и дейтерий-тритий, в результате которых образуются нейтроны с энергиями 2,45 и 14 МэВ соответственно:



Нейтронные генераторы изготавливаются в виде металлических трубок, внутри которых создаются ионы дейтерия ${}^2_1\text{D}$ или трития ${}^3_1\text{T}$ с помощью мощного электрического разряда. Эти частицы затем ускоряются, фокусируются и направляются на мишень. В качестве мишени используются газообразные дейтерий или тритий, а также различные металлические пластины, например медные, «набитые» атомами этих газов. Нейтронные генераторы обеспечивают нейтронный поток в пределах от 10^7 до 10^8 нейтр./см² · с в зависимости от типа нейтронного генератора. Общая схема одного из та-

ких приборов, в частности НГ с вакуумной трубкой, показана на рис. 7.4.

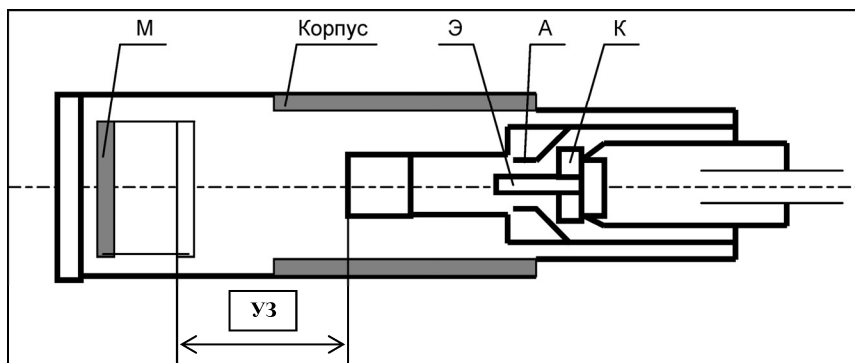


Рис. 7.4. Вакуумная нейтронная трубка: М – мишень; Э – высоковольтный электрод; А – анод; К – катод; УЗ – зона ускорения

В дальнейшем были разработаны достаточно компактные, но более мощные НГ с плазменным фокусом. Традиционная схема генератора нейтронов данного типа (рис. 7.5) включает в себя емкостной накопитель, коммутатор и камеру плазменного фокуса. После срабатывания коммутатора на электроды камеры подается высокое напряжение, в результате чего происходит пробой газа по керамическому изолятору с образованием между анодом и катодом токовой плазменной оболочки (ТПО). Под действием магнитного поля разрядного тока ТПО движется вдоль электродов камеры, огибая анод, а затем сжимается (пинчуется) вблизи оси камеры, образуя высокотемпературное плазменное образование. Эта область получила название *плазменного фокуса* (ПФ). Из ПФ начинается нейтронная эмиссия.

За счет сжатия плазмы значительно повышается ее активное сопротивление. Это приводит к обрыву тока проводимости, возникновению сильных электрических полей и, как следствие, появлению потоков ускоренных ионов и электронов. Ионы взаимодействуют с плазмой пинча с возникновением дополнительной нейтронной эмиссии, а электроны – с катодом, что сопровождается рентгеновским излучением с энергией квантов до сотен килоэлектронвольт. Все эти процессы происходят за время двух-трех десятков

наносекунд, так что длительность нейтронного и рентгеновского импульсов не превышает 30 нс. При этом размер нейтронного источника составляет всего несколько миллиметров, а нейтронный выход достигает 10^{11} нейтр./имп.

Следует отметить, что НГ могут работать как в импульсном режиме с частотой следования импульсов несколько кГц, так и в постоянном режиме, но с менее интенсивным потоком нейтронов.

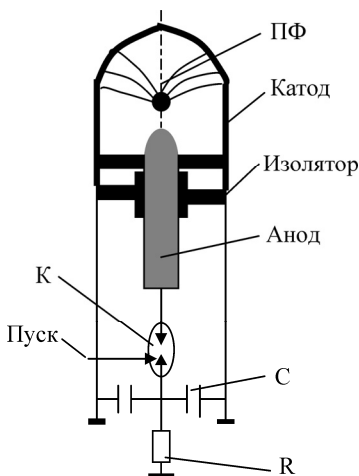


Рис. 7.5. Общая схема нейтронного генератора на основе камеры с плазменным фокусом

В настоящее время в России основным разработчиком и изготовителем НГ является Всероссийский научно-исследовательский институт автоматики (ВНИИА).

Получение нейтронов в реакции (p, n) на ускорителях. В каскаде столкновений с нуклонами тяжелого ядра быстрый протон передает ему значительную энергию возбуждения. В результате возбужденное ядро испаряет несколько нейтронов. Энергия этих нейтронов значительно меньше, чем первичных нейтронов прямых столкновений, но число их велико. Так, протоны с энергией 800 МэВ в свинцовой или урановой мишени толщиной 44 г/см^2 ($\sim 4 \text{ см}$) образуют в

среднем свыше 20 нейтронов на каждый случай ядерного столкновения. С помощью ускорительных протонов с энергией порядка 1 ГэВ можно получать $10^{19} - 10^{20}$ нейтр./с, при этом поток нейтронов может быть $I = 10^{16}$ нейтр./($\text{см}^2 \cdot \text{с}$).

Реакции (γ, n) . Расщепление ядер гамма-лучами, фоторасщепление с вылетом нейтрона, довольно широко применялось для получения нейтронов в особенности в 30-х годах. Для этого обычно использовался препарат $\text{Sb} + \text{Be}$ (Sb – сурьма), испускающий моноэнергетические нейтроны с энергией 20 кэВ.

Сегодня гамма-кванты больших энергий получают на электронных ускорителях, а затем в процессе фотоядерных реакций создаются потоки нейтронов. Среди стабильных ядер наименьшими зна-

чениями энергии связи нейтрона отличаются ${}^9_4\text{Be}$ (1,63 МэВ) и ${}^2_1\text{D}$ (2,23 МэВ). Эти элементы обычно используются в качестве мишеней для получения фотонейтронов, когда источниками гамма-лучей служат радиоактивные препараты.

Ядерный реактор как источник нейтронов. Известно, что цепная реакция в урановом реакторе осуществляется благодаря тому, что захват медленного нейтрона ядром вызывает деление этого ядра, сопровождающееся испусканием вторичных нейтронов в количестве около 2,5 в среднем на один акт деления. Среднее значение энергии вторичных нейтронов составляет примерно 2,0 МэВ.

Спектр вторичных нейтронов (рис. 7.6) с хорошей точностью описывается формулой:

$$F(T) = e^{-T} \cdot \text{sh}(\sqrt{2T}), \quad (7.10)$$

где T – энергия нейтронов, МэВ; sh – гиперболический синус:

$$\text{sh}(x) = \frac{e^x - e^{-x}}{2}.$$

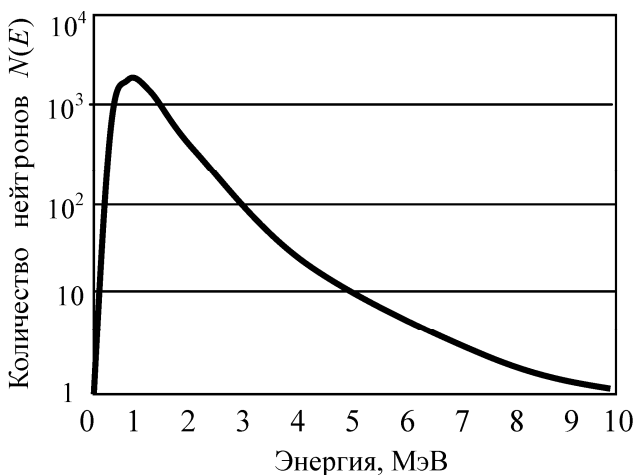


Рис. 7.6. Спектр нейтронов деления ${}^{235}\text{U}$ и ${}^{239}\text{Pu}$

Сталкиваясь с ядрами замедлителя, нейтроны теряют энергию и в большинстве случаев достигают тепловых скоростей прежде, чем окажутся снова захваченными. Следовательно, внутри реактора на

расстояниях от урановых блоков, сравнимых со средним пробегом быстрых нейтронов в замедлителе, имеются как быстрые, так и медленные нейтроны, т.е. нейтроны всех скоростей, начиная от самой малой тепловой и кончая максимальной, соответствующей энергии порядка 15 МэВ.

Распределение нейтронов по скоростям в тепловой области довольно хорошо совпадает с распределением Максвелла:

$$N(v)dv = K v^2 \exp\left(-\frac{v^2}{v_0^2}\right) \cdot dv.$$

Здесь $N(v)$ – число нейтронов со скоростями в интервале dv вблизи v ; K – постоянная; $v_0 = \sqrt{2kT/m}$ – средняя квадратичная скорость теплового движения.

Средний поток нейтронов в реакторе выражается следующий формулой:

$$\bar{n} \cdot v = W \frac{\lambda}{V} \cdot 2,1 \cdot 10^{10} \text{ нейтр./}(с \cdot см^2),$$

где W – мощность реактора; λ – средний пробег нейтрона относительно захвата (для графита $\lambda = 30$ м); V – объем реактора.

При одном акте деления выделяется 200 МэВ. Мощности в один ватт соответствует $200 \text{ МэВ} \cdot 3 \cdot 10^{10}$ актов деления в секунду. Таким образом, урановый реактор оказывается весьма интенсивным источником замедленных тепловых нейтронов. Поток быстрых нейтронов внутри реактора или в пучке, выходящем через отверстие наружу, имеет относительно меньшую интенсивность.

Для получения трансурановых элементов нужны большие потоки нейтронов. В реакторах удастся получить потоки всего лишь около 10^{16} нейтр./($см^2 \cdot с$). При ядерных взрывах можно получить интегральный поток нейтронов 10^{25} нейтр./ $см^2$. Продолжительность взрыва составляет примерно 10^{-6} с. При проведении ядерных взрывов можно получить ^{257}U . Это значит, что к урану-238 присоединилось 19 нейтронов. Получаемые ядра обычно β -активны. После взрыва (1 – 2 ч) находили вместо тяжелых изотопов урана лишь долгоживущие продукты их распада.

Таким образом, с помощью современных технологий можно создать значительные потоки нейтронов с различными энергиями, что позволяет применять их как в фундаментальных исследовани-

ях, так и в многочисленных приложениях. Для эффективного использования нейтронов в ядерной медицине крайне важным является выбор энергетического спектра и величины потока этих частиц, так как их терапевтическое воздействие зависит, прежде всего, от этих величин.

7.4. Детекторы элементарных частиц

В настоящее время существует много различных детекторов заряженных частиц. Это – газовые, сцинтилляционные, полупроводниковые, черенковские, жидкостные детекторы, искровые камеры и т.д., в основе которых лежат различные физические принципы регистрации заряженных частиц. Каждый из этих детекторов имеет свое определенное назначение, например измерение потока энергетического спектра, направления движения заряженных частиц и т.п.

Детекторы заряженных частиц можно разделить на две основные группы. К первой относятся детекторы, в которых под действием ионизирующего излучения в рабочей среде создаются заряды, формирующие электрический сигнал на выходе детекторов. Ко второй – детекторы, в рабочем веществе которых образуются световые сцинтилляционные вспышки, преобразующиеся затем с помощью фоточувствительных элементов в выходной электрический сигнал.

Сцинтилляционные и газовые детекторы заряженных частиц имеют такую же структуру, как и гамма-детекторы, которые были рассмотрены ранее. Отличие заключается лишь в рабочем веществе, которое используется для этих детекторов. Так, вместо кристаллов NaI(Tl), предназначенных для регистрации гамма-квантов, обычно для детектирования протонов используют сцинтилляционные детекторы на основе полистирола.

Детекторы нейтронов. Поскольку нейтроны не обладают зарядом, то их ионизационная способность крайне мала. В связи с этим механизмы регистрации нейтронов в веществе основаны на косвенных методах. Процесс регистрации нейтронов начинается тогда, когда они, взаимодействуя с ядрами вещества, инициируют образование одной или нескольких заряженных частиц. Электрические сигналы, созданные этими заряженными частицами, могут затем

регистрироваться традиционными детекторами для заряженных частиц.

Существует два основных типа взаимодействия нейтронов с веществом. Во-первых, может иметь место рассеяние нейтрона на ядре с передачей последнему части кинетической энергии нейтрона, и ядро отдачи ионизирует вещество вокруг точки взаимодействия. Во-вторых, нейтрон может вызвать ядерную реакцию, продукты которой, как протоны, альфа-частицы, гамма-кванты и осколки деления, могут регистрироваться детектором.

Наиболее широко используемыми детекторами нейтронов являются газонаполненные и сцинтилляционные (пластмассовые и жидкие).

Газонаполненные детекторы нейтронов. Газонаполненные детекторы были одними из первых приборов, использовавшихся для регистрации излучений. Они могут применяться для регистрации либо тепловых нейтронов за счет ядерных реакций, либо быстрых нейтронов посредством ядер отдачи. На рис. 7.7 представлена типичная блок-схема газонаполненного детектора для регистрации нейтронов.

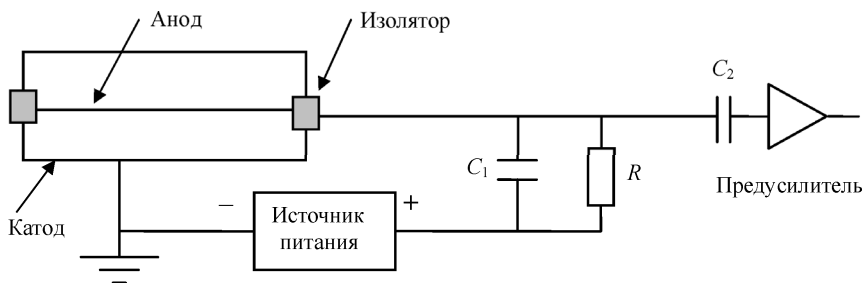
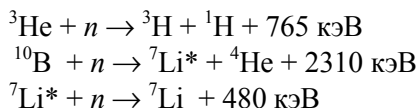


Рис. 7.7. Типовая блок-схема включения газонаполненных детекторов нейтронов

Детекторы тепловых нейтронов на основе ^3He и BF_3 . В качестве газов-наполнителей детекторов тепловых нейтронов обычно применяются ^3He или BF_3 . При использовании BF_3 газ обогащается по изотопу ^{10}B . Содержание ^3He в природном гелии составляет около $10^{-4}\%$, поэтому ^3He получают путем выделения из газовой фракции в специальных ядерных реакторах. В этих детекторах могут протекать следующие ядерные реакции:



Эти реакции являются экзотермическими и ведут к образованию в газе заряженных частиц высокой энергии.

Выбор изотопов ${}^3\text{He}$ и ${}^{10}\text{B}$ для газонаполненных детекторов определяется тем, что они обеспечивают очень большие сечения взаимодействия (вероятностная характеристика) с тепловыми нейтронами: 3840 и 5330 б соответственно. С увеличением энергии нейтронов сечения указанных реакций убывают по закону $\sigma \sim 1/\sqrt{E}$. Эффективность регистрации тепловых нейтронов ($E_n = 0,025$ эВ) достигает 77 % для счетчиков диаметром 2,54 см, наполненных ${}^3\text{He}$ под давлением 4 атм. Для регистрации нейтронов с энергиями больше тепловых газонаполненные детекторы обычно окружают полиэтиленом толщиной около 10 см или другими материалами-замедлителями нейтронов. На рис. 7.18 приведена фотография типичных газонаполненных нейтронных детекторов.

Детекторы быстрых нейтронов, наполненные ${}^4\text{He}$ и CH_4 . Работа детекторов быстрых нейтронов, наполненных ${}^4\text{He}$ и CH_4 , основана на ионизации газа ядрами отдачи, которые образуются в результате взаимодействия нейтронов с рабочим веществом счетчика.

Максимальная энергия $E_{\max}$, передаваемая ядру с массовым числом A нейтроном с энергией E_n , равна

$$E_{\max} = \frac{4AE_n}{(A+1)^2}.$$

Из приведенной формулы следует, что наиболее целесообразно в таких детекторах использовать водород, как в газообразном состоянии, так и в составе материалов жидких или пластмассовых



Рис. 7.8. Фотография газонаполненных нейтронных детекторов

сцинтилляторов. Обычно детекторы, наполненные ^4He и CH_4 , имеют эффективность регистрации быстрых нейтронов около 1 %.

Камеры деления. Камеры деления являются разновидностью газонаполненных счетчиков, рассмотренных ранее. Они регистрируют нейтроны, вызывающие вынужденное деление ядер делящегося материала, которым покрыты внутренние стенки камеры. В качестве делящегося материала обычно используется высокообогащенный уран. На внутренние стенки наносится очень тонкий слой урана (поверхностная плотность от 0,02 до 2 мг/см²), который находится в непосредственном контакте с газом детектора. Образующиеся в результате деления осколки движутся практически в противоположных направлениях. Ионизация, вызванная попавшим в газ осколком деления, регистрируется детектором. Осколок, движущийся в противоположном направлении, поглощается стенками детектора. Камеры деления работают в режиме ионизационной камеры, поскольку ионизация, вызванная осколками деления, вполне достаточна и дополнительного газового усиления не требуется.

Пластмассовые и жидкие сцинтилляторы. Быстрые нейтроны взаимодействуют с материалом сцинтиллятора в реакциях упругого рассеяния на ядрах (в основном углерода и водорода). Нейтроны деления или (α , n) реакций вызывают сцинтилляции за счет реакций отдачи на ядрах водорода. Это происходит вследствие того, что при упругом рассеянии на протоне нейтрон может передать ему 100 % своей энергии, в то время как при упругом рассеянии на ядре ^{12}C ему может быть передано не более 28 % энергии нейтрона. Кинетическая энергия протонов отдачи поглощается сцинтиллятором и, в конечном итоге, преобразуется в тепло и видимый свет. Свет может быть собран фотоэлектронным умножителем, оптически соединенным со сцинтиллятором, и преобразован в электрический сигнал.

Пластмассовые и жидкие органические сцинтилляторы, применяемые для регистрации быстрых нейтронов, характеризуются коротким временем формирования отклика. Быстрота отклика особенно важна при регистрации совпадений, когда соотношение действительных и случайных совпадений может иметь существенное влияние на статистическую точность измерений.

Основным недостатком органических сцинтилляторов при проведении неразрушающего нейтронного анализа является их высо-

кая чувствительность к гамма-излучению. Вероятность регистрации ими нейтронов и гамма-квантов примерно одинакова, а спектры амплитуд импульсов от излучений обоих типов с одинаковой энергий перекрываются. Поэтому амплитуда импульса сама по себе дает немного информации о типе частицы. Вместе с тем, с некоторыми органическими сцинтилляторами может использоваться электроника, позволяющая методом дискриминации по форме импульса осуществлять эффективное разделение между сигналами от нейтронов и гамма-квантов.

7.5. Применение элементарных частиц в медицине

Атомные и ядерные методы исследования вещества представляют собой обширную область приложений ядерной физики и физики элементарных частиц. Свойства атомных ядер и частиц, применение для исследований специальных ядерных методов наблюдения обеспечивают высокую чувствительность, избирательность и точность, что особенно важно для оперативной и объективной диагностики, выбора эффективного курса лечения, контроля этапов лечебной технологической цепочки в режиме реального времени.

В настоящее время фундаментальная физика представляет медицине и биологии различные методы исследования. Среди них ядерные резонансные методы, которые были частично рассмотрены в гл. 2. Здесь можно отметить также использование ядерного квадрупольного резонанса (ЯКР). Это – частный случай ЯМР в кристаллах, который наблюдается для атомных ядер, обладающих квадрупольным электрическим моментом, характеризующим отклонение распределения электрического заряда ядра от сферической формы. Неоднородное электрическое поле внутри кристалла по-разному ориентирует ядерный магнитный «волчок» относительно кристаллографических осей за счет взаимодействия с квадрупольным моментом, радиочастотное магнитное поле вызывает вынужденные переходы между этими ориентациями, зависящие от свойств кристаллов.

Можно отметить также метод резонансной гамма-флюоресценции – эффект Мессбауэра, или ядерный гамма-резонанс. Особенностью этого метода является то, что если атомное ядро, излучающее гамма-кванты, прочно связано в образце – твердом теле, то

возникающая отдача воспринимается не самим ядром, а всем образцом, масса которого несравнимо больше массы ядра. В этом случае потеря энергии гамма-излучения не происходит и ядро всегда находится в резонансе со «своим» излучением. Этим обеспечивается очень высокая точность измерений. Методом ядерного гамма-резонанса, например, исследована структура гемоглобина.

Электронный структурный анализ. Электронография. Этим термином называют метод исследования структуры вещества, основанный на измерении рассеяния ускоренных электронов образцом вещества. Расположение и интенсивность рассеянных пучков определяется структурой и составом образца.

Нейтронोगрафия, нейтроноскопия. Это совокупность методов изучения строения вещества в конденсированном состоянии с помощью рассеяния нейтронов низких энергий. Нейтронोगрафия применяется для изучения многих форм конденсированных сред вплоть до биологических макромолекул.

Метод аннигиляции позитронов в веществе. Химия позитрония. Двигаясь в веществе, позитроны замедляются, в конце пробега, взаимодействуя с электронами атомов вещества, аннигилируют, т.е. излучают энергию в виде гамма-квантов. Изучение этого процесса позволяет получить, в частности, информацию о кинетике некоторых химических реакций.

Позитроний – водородоподобная система, состоящая из электрона и позитрона. Свойства позитрония зависят от свойств вещества, в котором он находится. Это позволяет использовать позитроний для исследования физико-химических свойств вещества, исследовать быстрые химические реакции.

7.5.1. Электронные микроскопы

Электронный микроскоп – еще один яркий пример использования элементарных частиц для получения изображений микроскопических объектов. С помощью электронного микроскопа, в котором вместо световых лучей используются ускоренные до энергий 30 – 100 кэВ пучки электронов, можно наблюдать и фотографировать многократно (до 10^6 раз) увеличенное изображение объекта.

Физические основы электронно-оптических приборов были заложены почти за сто лет до появления электронных микроскопов

ирландским математиком У.Р. Гамильтоном, установившим существование аналогии между прохождением световых лучей в оптически неоднородных средах и траекториями частиц в силовых полях. Целесообразность создания электронного микроскопа стала очевидной после выдвижения в 1924 г. гипотезы о волнах де Бройля, а технические предпосылки были заложены немецким физиком Х. Бушем, который исследовал фокусирующие свойства симметричных электромагнитных полей и разработал магнитоэлектронную линзу (1926 г.).

Комптоновская длина волны $\lambda_{\text{компт}}$ для частицы массы m_0 определяется формулой:

$$\lambda_{\text{компт}} = h/m_0c.$$

Для электрона: $\lambda_{\text{компт}} = 3,85 \cdot 10^{-13}$ м, для нуклона $\lambda_{\text{компт}} \approx \approx 0,2 \cdot 10^{-15}$ м. Для движущихся частиц справедлива формула де Бройля:

$$\lambda = h/mv.$$

Отметим, что видимые фотоны имеют длину волны $\sim (0,4 - 0,7) \cdot 10^{-6}$ м, что на шесть-семь порядков больше, чем комптоновская длина волны электрона. Это означает, что с помощью электронных пучков можно разрешить объекты, размеры которых на шесть порядков меньше.

Первый магнитопросвечиваемый электронный микроскоп (ПЭМ) был построен немецкими учеными М. Кнолль и Руска в 1931 г. Затем в 1938 (Германия) и 1942 (США) были построены первые сканирующие (растровые) электронные микроскопы (СЭМ), работающие по принципу сканирования (перемещения) от точки к точке тонкого электронного пучка (зонда) по объекту.

ПЭМ обладают самой высокой разрешающей способностью (РС), превосходя по этому параметру световые микроскопы в несколько тысяч раз. РС у ПЭМ составляет $2 - 3$ А (10^{-10} м). При благоприятных условиях можно сфотографировать отдельные тяжелые атомы. За счет снижения сферических аберраций объектива магнитоэлектрические линзы полностью вытеснили электростатические в ПЭМ-х.

ПЭМ подразделяют на три группы: ПЭМ с высокой разрешающей способностью, т.е. $(2 - 3) \cdot 10^{-10}$ м; упрощенные ПЭМ и ПЭМ с повышенным ускоряющим напряжением.

ПЭМ с высокой разрешающей способностью. Это приборы многоцелевого назначения. С помощью дополнительных устройств и приставок в них можно наклонять объект в равных плоскостях на больше углы к оптической оси, охлаждать, деформировать его, осуществлять рентгеновский структурный анализ, электрографические исследования и др. Энергия ускоренных электронов достигает 100 кэВ. Это позволяет изучать объекты толщиной от десяти до нескольких тысяч ангстрем. Внутри прибора создается вакуум 10^{-4} Па. Принципиальная схема электронного микроскопа показана на рис. 7.9.

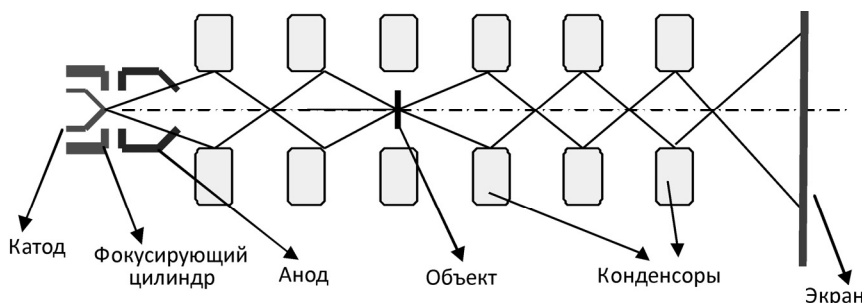


Рис. 7.9. Принципиальная схема электронного микроскопа

Пучок электронов, источником которых служит нагретый катод, формируется в электронной пушке и затем дважды фокусируется первыми парами конденсаторов, создающими на объекте электронное «пятно» малых размеров (при регулировке диаметр пятна может меняться от 1 до 20 мкм). После прохождения сквозь объект часть электронов рассеивается и задерживается апертурой диафрагмы. Нерассеянные электроны проходят через отверстие диафрагмы и фокусируются в предметной плоскости промежуточной линзы. Здесь формируется первое увеличенное изображение. Последующие линзы создают второе, третье и т.д. изображения. Последняя проекционная линза формирует изображение на флуоресцирующем экране, который светится под воздействием электронов. Увеличение электронного микроскопа равно произведению увели-

чений всех линз. Степень и характер рассеяния электронов неодинаковы в различных точках объекта, так как толщина, плотность и химический состав объекта меняются от точки к точке. Соответственно, изменяется число электронов, прошедших через диафрагму, а следовательно, и плотность тока на изображении. Возникает амплитудный контраст, который преобразуется в световой контраст на экране. Изображение фокусируется плавным изменением тока, возбуждающего поля объектива. Под экраном электронного микроскопа расположен магазин с фотопластинками.

Упрощенные ПЭМ. Предназначены для научных исследований, в которых не требуется высокая РС, а также при предварительных просмотрах объектов, в рутинных исследованиях, для учебных целей и т.п. Они более просты по конструкции, их отличают меньшее ускоряющее напряжение и более низкая стабильность. РС этих приборов – от 6 до 15 Å.

ПЭМ с повышенным ускоряющим напряжением (с энергией электронов до 200 кэВ). Эти приборы отличаются конструкцией электронной пушки. Используется линейный ускоритель. Сверхвысоковольтные электронные ускорители имеют размер 5 – 15 м с ускоряющим напряжением до 1,5 МВ.

Исследуемые в ПЭМ образцы должны быть очень тонкими, поскольку именно их толщина определяет размер деталей на изображении. Требуемые сверхтонкие пластины либо вырезают по довольно сложным методикам, либо изготавливают другими, специальными методиками (например, «ионное фрезерование» и т.д.).

Электронный луч, «просвечивая» тонкий слой вещества, позволяет получать прямое изображение дефектов или неоднородностей кристаллической структуры во внутренней части образца. Анализ дифракционных картин дает возможность установить периодичность атомных структур, а также ориентацию кристаллов. Разрешающая способность новейших ПЭМ уже составляет около 0,2 нм, что подводит нас к получению фотографий отдельных атомов и молекул.

Сканирующие электронные микроскопы (СЭМ). В них магнитные отклоняющие катушки развертывают зонд по заданной площади на объекте. При взаимодействии зонда с объектом возникает несколько видов излучений – вторичные и отраженные электроны; электроны, прошедшие сквозь объект (если он – тонкий);

рентгеновское излучение (тормозное и характеристическое); световое излучение и т.д. Любое из этих излучений может регистрироваться соответствующим детектором. Излучение преобразуется в электрические сигналы, которые после усиления подаются на электронно-лучевую трубку и модулируют ее пучок. Развертка пучка производится синхронно с разверткой электронного зонда в СЭМ, и на экране наблюдается увеличенное изображение объекта.

Развитие техники сканирующих электронных микроскопов долгое время отставало от развития просвечивающих. Однако за последние годы техника СЭМ развивалась исключительно высокими темпами, в результате чего достаточно быстро появилось много типов специализированных СЭМ (высокого разрешения для исследования полупроводников, с повышенной точностью контроля длины волны и т.д.), а их разрешающая способность уже достигла 0,5 нм.

Сканирующие электронные микроскопы бывают эмиссионные и зеркальные. В эмиссионных – электроны создаются самим объектом при его нагревании, бомбардировке первичным пучком электронов, освещении и при наложении сильного электрического поля, вызывающего электроны из объекта. В зеркальных – формируется изображение на зеркале при отражении электронов от поверхности объекта.

В качестве примера на рис. 7.10 приведены изображения, получаемые с помощью электронного микроскопа.



Рис. 7.10. Электронно-микроскопические изображения митохондрий в гепатоцитах крыс (*а* – увеличение в 8 000 раз; *б* – в 20 000 раз)

Перспективы развития электронных микроскопов. Повышение разрешающей способности в изображениях непериодических объектов до $1 \text{ \AA}$ и более позволит регистрировать не только тяжелые, но и легкие атомы и визуализировать органический мир на атомном уровне. Для создания электронных микроскопов с подобным разрешением повышают ускоряющее напряжение, разрабатывают электронные линзы с аберрациями, в частности криогенные линзы, в которых используется эффект сверхпроводимости при низких температурах, разрабатывают методы исправления аберраций электронных микроскопов и т.д. Исследования механизма формирования частотно-контрастных характеристик изображений в электронных микроскопах привели к разработке методов улучшения и реконструкции изображения, которые осуществляются аналогично тому, как это делается в световой оптике, где подобные методы основаны на фурье-преобразованиях.

Следует отметить, что электронные микроскопы являются сложными приборами, для использования которых требуется наличие систем вакуумного обеспечения. Кроме того, для получения хороших изображений необходима тщательная подготовка исследуемых образцов, которые для ПЭМ должны быть очень тонкими, поскольку их толщина во многом определяет размер деталей на изображении.

7.5.2. Сканирующие зондовые микроскопы

Говоря о современных микроскопах нельзя не упомянуть об устройствах, называемых сканирующими зондовыми микроскопами (СЗМ), среди которых стоит отметить сканирующий туннельный микроскоп (СТМ) и атомарно-силовой микроскоп (АСМ). Характерной особенностью этих микроскопов является то, что они сканируют поверхность исследуемого образца при помощи зонда или щупа в виде крошечной металлической иголки. Такие микроскопы обладают повышенной разрешающей способностью (по сравнению с обычными электронными микроскопами) по отношению к «вертикальной» координате изучаемого объекта. В частности, они могут создавать изображение «профиля» поверхности твердого тела с точностью до размеров отдельного атома или молекулы. Например, уже самый первый сканирующий туннельный

микроскоп, созданный в 1981 г. в Цюрихе (Швейцария) сотрудниками лаборатории фирмы ИБМ Г. Бинингом и Г. Рорером, позволял фиксировать положение конкретных атомов. В таких микроскопах атомарная структура изучается за счет регистрации туннельного тока, протекающего между зондом и изучаемым участком поверхности. Величина туннельного тока определяется структурными особенностями этой поверхности, имеющими атомарные размеры, вследствие чего по измерениям туннельного тока при сканировании можно «построить» соответствующее изображение.

Поскольку в этом методе измеряется электрический ток, его можно применять только для исследования электропроводящих материалов и поверхностей, что, конечно, существенно ограничивает возможности исследований. Однако уже в 1986 г. была разработана конструкция так называемого атомарно-силового микроскопа (АСМ), который позволяет получать изображения и материалов-изоляторов. В АСМ измеряются силы взаимодействия между атомами зонда и атомами поверхности (радиус действия этих сил также соответствует атомарной точности).

СЗМ могут использоваться не только для изучения поверхности с атомарной точностью, но и для работы в других режимах (например, для измерения электрического или магнитного полей, распределения электростатического потенциала поверхности и т.п.). Их применение уже стимулировало значительный прогресс в исследованиях разнообразных полупроводниковых, металлических и биологических материалов. Помимо этого в последнее время технику СЗМ стали использовать и для сверхточной обработки поверхностей материалов и для целенаправленной манипуляции отдельными атомами и молекулами, что открывает исключительно заманчивые перспективы и в научных, и в технологических исследованиях (совершенно новые возможности обработки вещества, модификации свойств поверхности, повышение точности обработки и многое другое).

Сканирующий туннельный микроскоп (СТМ). Принцип действия СТМ основан на туннельном эффекте, позволяющем наблюдать и даже контролировать положение отдельных атомов, т.е. работать с точностью до нескольких ангстрем. Его общая схема показана на рис. 7.11.

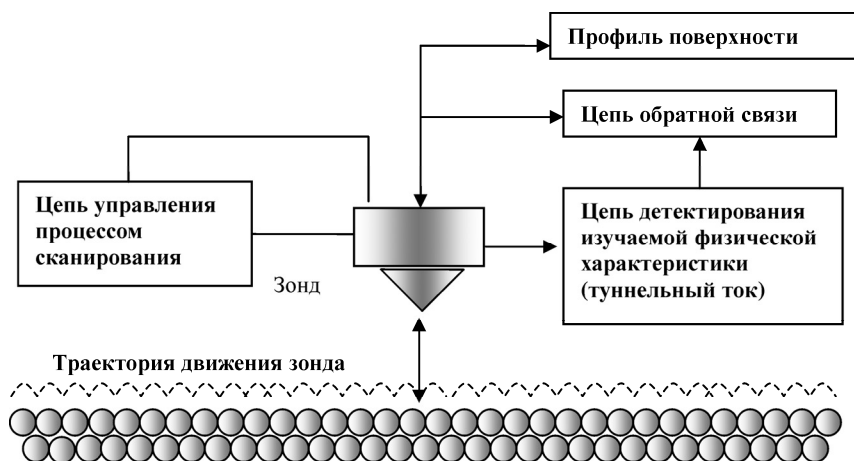


Рис. 7.11. Принцип работы СЗМ

Главным элементом СТМ выступает очень тонкий металлический зонд (иногда его называют щупом или просто иглой),двигающийся вдоль поверхности. Между зондом и поверхностью приложено электрическое напряжение, в результате чего возникает туннельный ток, величина которого позволяет фиксировать неоднородности или иные особенности исследуемой поверхности. При этом зонд должен находиться на расстоянии 1 мкм (10^{-6} м) от образца, что является условием возникновения и поддержания туннельного тока. При более малых расстояниях возникает сильный электрический ток обычного типа, а при больших – туннельный ток становится исчезающе малым. Положение зонда определяется некоторым фиксированным значением туннельного тока. Сканируя исследуемую поверхность, подобно лучу в электронной трубке телевизора, экспериментатор получает высокоточную картину состояния поверхности. При идеальной «остроте» (когда на его острие будет находиться один единственный атом) точность описания будет соответствовать отдельным атомам. Небольшие изменения величины туннельного тока могут означать, например, изменения ориентации атома на поверхности и т.п.

Главный принцип действия СЗМ заключается в сохранении постоянного расстояния между зондом и исследуемой поверхностью. В реальных установках экспериментаторы применяют пьезо-

элементы из специальной керамики, в которой изменения приложенного электрического напряжения вызывают механическое сжатие. Технические проблемы работы СТМ обусловлены тем, что движение зонда вдоль поверхности должно регистрироваться и контролироваться с исключительно высокой, атомарной точностью.

Типичные изображения поверхности, полученные с помощью СТМ, показаны на рис. 7.12 и 7.13.

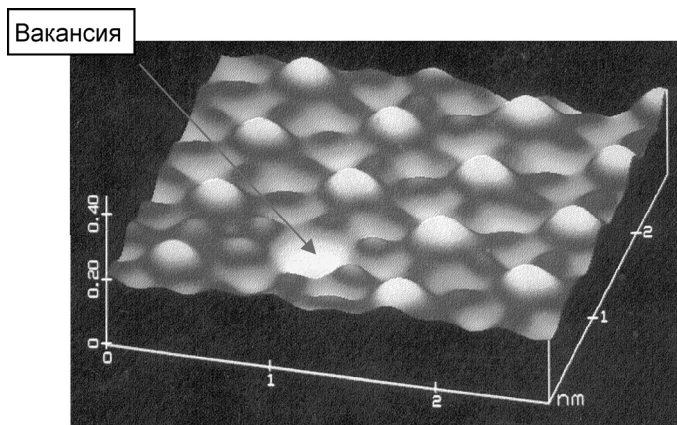


Рис. 7.12. Атомы йода на поверхности кристалла платины

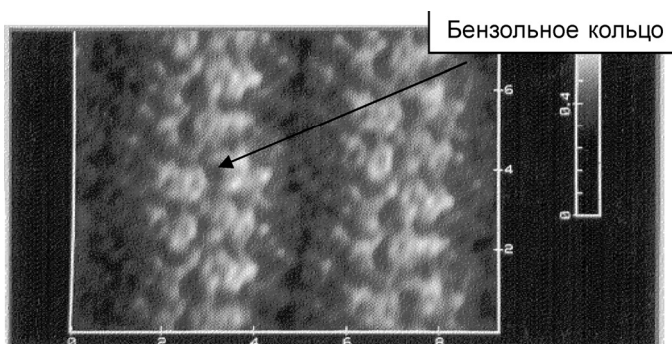


Рис. 7.13. Изображение жидкого кристалла на графите.
Наблюдаются бензольные кольца

Атомарно-силовой микроскоп. Сканирующие туннельные микроскопы могут применяться только для изучения поверхности

электропроводящих материалов. Этот существенный недостаток методики стимулировал дальнейшие разработки, в результате чего уже в 1986 г. одновременно в двух исследовательских центрах (в лаборатории фирмы ИБМ и в Стэнфордском университете США) был создан новый тип электронного микроскопа, позволяющий изучать поверхность материалов-изоляторов. В этом устройстве, получившем название атомарно-силового микроскопа (АСМ), используются измерения межатомарных сил. В АСМ зонд прикреплен к концу плоской пружины и его положение определяется величиной межатомных сил, возникающих между острием зонда и атомами поверхности. Таким образом, в этом приборе измеряемой физической величиной выступают непосредственно силы взаимодействия между атомами, величина которых определяется «шероховатостью» конкретного участка поверхности в точке измерения. Эти силы являются «отталкивающими» по характеру, а их величина может быть выражена в привычных нам единицах силы – ньютонах (в данном случае наноньютонах). В остальном принцип действия атомарно-силового микроскопа (рис. 7.14) остается таким же, как и в СТМ.

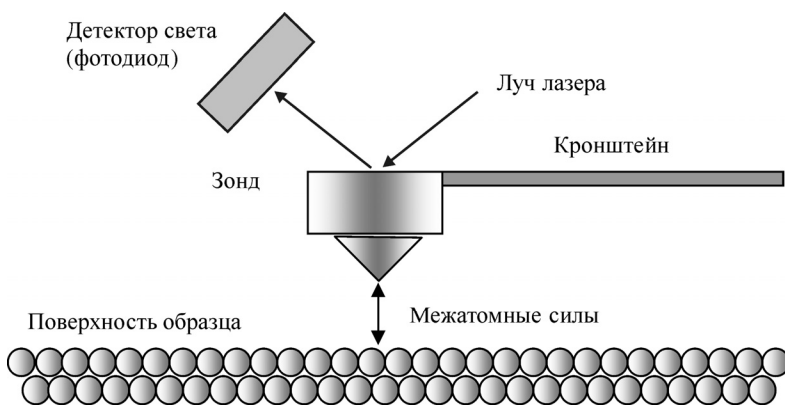


Рис. 7.14. Принцип работы АСМ

Величина межатомных сил, возникающих между острием зонда и атомами конкретного участка поверхности, соответствует степени изгиба пластины-кронштейна, которую можно измерить с высокой точностью, регистрируя отраженный пластиной лазерный луч при помощи обычного оптического детектора (фотодиода).

АСМ позволяет получать изображение поверхности с очень высокой точностью (вплоть до ангстремов), превышающей точность сканирующих туннельных микроскопов. Это объясняется тем, что в АСМ нет ограничений на близость острия зонда исследуемой поверхности, так как АСМ применяют для изучения материалов-диэлектриков, в которых токи не возникают. Изобретение АСМ стало очень важной вехой в изучении атомарной структуры токо-непроводящих материалов вообще.

Точность АСМ может быть повышена за счет улучшения характеристик материала кронштейна. Возникающие в кронштейне слабые упругие напряжения регистрируются с достаточно высокой точностью (около 1 нН), что соответствует атомарному уровню разрешения для структуры. Типичные изображения, полученные с помощью АСМ, приведены на рис. 7.15.

Информация о поверхности проводящих материалов, получаемая с помощью АСМ, может рассматриваться как дополнительная по отношению к результатам измерений сканирующим зондовыми микроскопом, и это создает дополнительные возможности для анализа и сравнения данных. В последнее время АСМ стали применять в экспериментах по измерению некоторых других характеристик поверхности (например, магнитных или электростатических сил, а также адсорбционных и иных параметров).

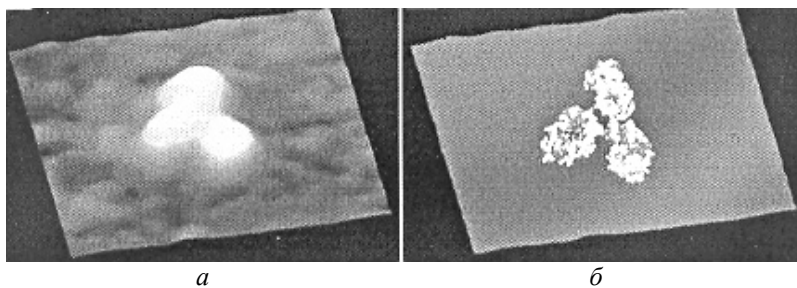


Рис. 7.15. Изображения иммуноглобулина (биологическая макромолекула), полученные с помощью АСМ (аморфная (а) и кристаллическая (б) структуры)

Подводя итог краткому обзору ЭМ и СЗМ, необходимо отметить, что сегодня эти микроскопы активно применяются во многих областях фундаментальных и прикладных исследованиях. Можно

отметить значительные успехи нанотехнологии, которые во многом определяются успешным использованием в этих работах различных микроскопов.

Применение в медицине достижений нанотехнологии. На основе нанотехнологических достижений сегодня создаются различные биодатчики и устройства, с помощью которых может осуществляться длительный контроль и мониторинг условий существования живых организмов, а также воздействия на них разнообразных физических и химических факторов.

Пленочные или объемные биодатчики микроскопических или нанометровых размеров могут вводиться внутрь живых организмов, а также «присоединяться» к заданным органам на различные воздействия. Например, имеется нанодатчик, который может осуществлять в автоматическом режиме химический анализ тканей, преобразовывать получаемую информацию и передавать ее по назначению.

Сегодня хорошо известны разнообразные вещества, ответственные за так называемое «молекулярное распознавание», в частности к ним относятся антитела, обладающие высокой специфичностью (т.е. избирательностью), что и позволяет им осуществлять свои функции в организме. Применение вводимых в организм даже простейших биодатчиков (в сочетании с веществами, способными к молекулярному распознаванию) могло бы, например, способствовать диагностике раковых заболеваний на самой ранней стадии развития, что играет огромную роль в лечебном процессе.

С другой стороны, известно, что многие опасные болезни (в том числе рак, сахарный диабет и т.д.) обусловлены генетическими факторами. Сейчас уже очевидно, что в достаточно короткое время будут созданы и усовершенствованы так называемые ДНК-чипы, позволяющие легко осуществить анализ генетической информации, присущей отдельному человеку, и проводить лечебный курс, соответствующий генетическому типу конкретного пациента. Завершение проекта «Геном человека» сделало принципиально возможным «считывание» генетической информации отдельного человека, что сразу позволяет поставить задачу создания «индивидуальных» лекарственных препаратов (в соответствии с этой информацией).

Сегодня изучается функциональное назначение одиночных биологических макромолекул, осуществляется их визуализация, манипулирование одиночными биологическими макромолекулами (растягивание модулярных белков и РНК, скручивание, разрывание, спиралей ДНК и т.д.). Анализ генетической информации позволяет говорить и о возможности создания препаратов с «узконаправленным», точечным эффектом. Тем самым возникает медицина, основанная на индивидуальном подходе к отдельному пациенту.

Уже давно осуществляются попытки организации так называемой «адресной» доставки лекарств в организм, при которой препарат переносится в нужные органы или ткани при помощи молекул-носителей (система DDS – Drag Delivery System). Более того, в настоящее время две крупные японские медицинские организации (Центр изучения женских и детских болезней при Токийском университете и Токийский университет Рикадай) проводят испытания «носителя», получившего название «высокомолекулярная мицелла», который имеет размеры около 40 нм и по структуре напоминает модель вируса. В экспериментах мышам вкалывают указанную высокомолекулярную мицеллу, которая является «носителем» нового антиракового препарата (адримидин). Попадая в раковые клетки, препарат способствует их гибели.

Нанотехнология также связана с медицинскими исследованиями в области омолаживания организма и его «регенерации» и изучения эмбриональных стволовых клеток (ESC – embryonic stem cells). Стволовые клетки, как известно, способны в развитии превращаться в органы организма. Процессы превращения связаны с механизмами самосборки клеточных структур. Аналогичные процессы сегодня наблюдаются и развиваются при создании наноструктур в электронике, основанной на нанотехнологии.

7.5.3. Протонная и ионная лучевая терапия

Данный вид лучевой терапии представляет собой процесс облучения различных опухолей и, прежде всего, злокачественных пучками ускоренных протонов или ионов, под действием которых раковые клетки погибают.

Основная задача данного метода лечения заключается в снижении лучевой нагрузки на здоровые ткани и уменьшении тяжести

постлучевых осложнений, но в тоже время в повышении дозы облучения самой опухоли. Следует отметить, что незначительное увеличение дозы на 20 % в мишени приводит к 10 %-му повышению вероятности успеха – к «ликвидации» или стабилизации роста опухоли. Переход от рентгеновского и гамма-излучения к протонам и ионам был всегда направлен на решение именно этой задачи, причем применение протонных и ионных пучков позволяет решить ее наиболее эффективно.

При использовании пучков протонов или ионов в отличие от рентгеновского и гамма-излучений, пронизывающих все тело пациента, энергия, теряемая заряженными частицами на ионизацию, определяется законом торможения заряженных частиц в веществе (рис. 7.1, кривая Вульфа – Брэгга). Схема распределения дозовой нагрузки вдоль распространения различных видов излучения в биологической ткани показана на рис. 7.16.

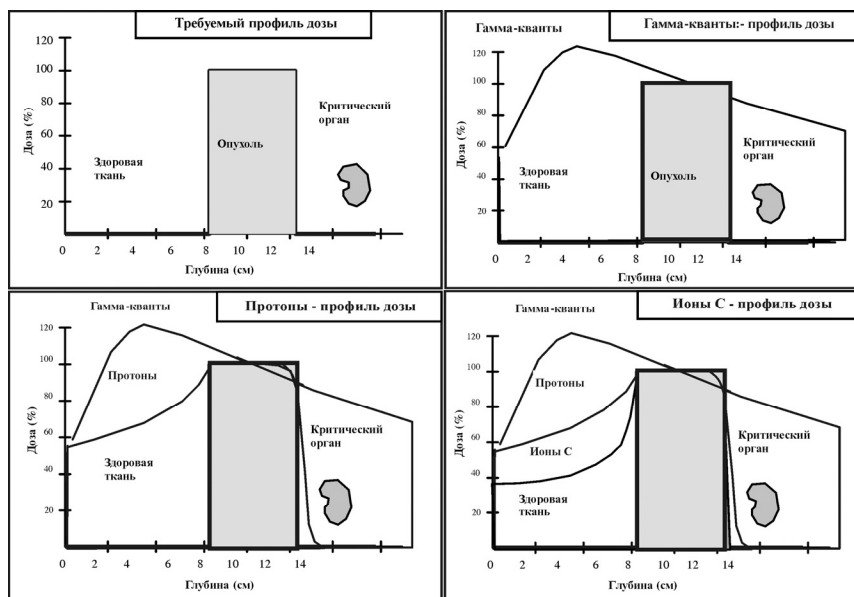


Рис. 7.16. Сравнение различных видов лучевой терапии рака

Из рис. 7.16 следует, что наименьшая дозовая нагрузка на здоровые ткани и критические органы достигается при протонной и особенно при ионной (ядра углерода) лучевой терапии злокачест-

венных опухолей. По сравнению с традиционно применяемым гамма-излучением удастся не только снизить уровень лучевой нагрузки на здоровые ткани примерно вдвое, но и обеспечить высокую равномерность дозы по всему объему опухоли. Таким образом, применение протонных и ионных пучков открывает принципиально новые возможности в лучевой терапии, уменьшая лучевую нагрузку на здоровые ткани, что практически сводит к нулю риск постлучевых осложнений.

Первые опыты по терапии онкологических больных протонами были проведены в конце 50-х – начале 60-х годов в Беркли (США) и Упсала (Швеция). В России эти работы начались уже в 1965 г. в ИТЭФ (Москва), затем в 1967 г. в ОИЯИ (Дубна) и в 1975 г. в ЛИЯФ (Гатчина). С 1954 г. в мире начали применять протонное излучение для лечения онкологических заболеваний в экспериментальных центрах протонной терапии, сооружаемых на базе ускорителей, изначально созданных для проведения исследований в области фундаментальной физики. За эти годы был получен большой опыт лечения больных, главным образом, с внутричерепными новообразованиями, внутриглазными опухолями, опухолями простаты, шейки матки и некоторыми другими, которые составляют 5 – 6 % в структуре онкологической заболеваемости. Это лечение проводится более чем в 20 лечебных центрах, созданных на базе физических ускорителей. Дальнейшие перспективы этого метода связаны с нарастающим процессом создания специализированных госпитальных центров протонной лучевой терапии, первый из которых был запущен в 1990 г. в Лома Линде (США).

К 1990 г. в мире работало 13 экспериментальных центров протонной терапии; три из них – в России (табл. 7.1).

Таблица 7.2

**Список научных центров лучевой терапии, работающих в России
(на момент 2007 г.)**

Центр	Год обнаружения первого больного	Число больных	Доля в мировом опыте, %
Дубна, ОИЯИ	1967	442	1
Москва, ИТФЭ	1969	3833	9
ЦНИИРРИ, ЛИЯФ	1974	1281	3
Всего	–	5556	14

Накопленный к восьмидесятым годам прошлого столетия физико-технический опыт и успешные результаты лечения позволили приступить к строительству в развитых странах клинических (уже не экспериментальных) центров протонной лучевой терапии. Все они сооружаются при крупных онкологических клиниках и отделениях. Первый центр был введен в строй в 1990 г. в г. Лома Линда, Калифорния, США. Важнейшей технической новацией в клинических центрах явилось ГАНТРИ – устройство, позволяющее облучать лежащего больного с любого направления (рис. 7.17).



Рис. 7.17. ГАНТРИ со стороны машинного отделения (Япония, Мицубиси)

До 1990 г. такого устройства не было ни в одном экспериментальном центре протонной терапии. Больные облучались горизонтальными пучками с зафиксированной в пространстве осью. Это нововведение дало в руки лучевых терапевтов мощное оружие, где сохранились все технические возможности традиционного гамма-облучения и использовались преимущества протонного излучения. Сегодня клинические центры, темп строительства которых во всем мире невероятно высок, без этого устройства не сооружаются. В современных клинических центрах протонной лучевой терапии, оснащенных ГАНТРИ и лучевыми установками на горизонтальных пучках, вообще говоря, можно облучать опухоли любых форм, размеров и локализаций.

Сегодня для 30 % онкологических больных протонная или ионная лучевая терапия является либо безальтернативным, либо значительно более эффективным методом лучевой терапии, нежели гамма-облучение. Причем эта 30 %-ная сфера эффективного использо-

вания протонной лучевой терапии постоянно растет, по мере того, как лучевые терапевты разрабатывают все новые и новые методики протонного лучевого лечения, расширяя спектр локализации опухолей, облучаемых протонами.

Так, в ИЯФ им. Г.И. Будкера разработан типовой протонно-ионный ускорительный комплекс для терапии рака.

Основные характеристики протонно-ионного комплекса для терапии рака

Комнаты облучения, фикс./гантри:

протоны..... 1 – 4

углерод..... 1 – 4

Энергия частиц, МэВ:

протоны..... 50 – 250

углерод..... 100 – 430

Скорость набора дозы, Гр/мин 5

Максимальный размер

поля облучения, см 20×20

Однородность дозы, %..... ± 4

Метод облучения Активное сканирование

Точность доставки пучка, мм ± 5

Периметр синхротрона, м 78

Метод облучения Активная сканирующая
система синхронизированная
с дыханием пациента

Интенсивность за цикл:

протоны..... $10^8 - 10^{11}$

углерод..... $10^7 - 10^{10}$

В качестве источника ионов в подобных ускорительных комплексах часто используют специальные лазерные установки, с помощью которых удастся получить, например, атомы углерода с зарядом + 5 или + 6. Одна из таких установок показана на рис. 7.18.

Каждая развитая страна стремится создавать свое собственное медицинское оборудование для клинических центров протонной лучевой терапии. По распоряжению Правительства Москвы создается первый в стране клинический Центр протонной лучевой терапии при ГКБ им. С.П. Боткина. Проектирование центра ведется в соответствии с общемировой тенденцией развития этого направления.

Техническую основу водимого здесь лечебного комплекса составляет малогабаритный протонный синхротрон. При энергии ускоренных протонов до 230 МэВ новая установка будет потреблять всего 50 кВт, а размеры кольца с наружным диаметром 5 м позволят установить ее в помещение площадью не более 63 м. Данный комплекс будет значительно превосходить все существующие мировые аналоги по техническим характеристикам. Помимо ускорителя и четырех протонных лучевых установок, центр оснащается:

- установками традиционной конвенциональной лучевой терапии (рентгеновское излучение, пучки электронов, гамма-излучение);
- аппаратурой для диагностики и предлучевой подготовки больных (топометрии);
- современным аппаратно-программным комплексом для планирования облучения и информационным центром;
- сопутствующими технологиями.

Сооружение первого в России клинического центра протонной лучевой терапии создает условия для его тиражирования в других регионах России, в первую очередь в г. Санкт-Петербург, где накоплен большой опыт протонной лучевой терапии и имеется прекрасная клиническая база, а также для экспорта. Минимальная потребность России в ближайшие годы составляет 5 – 7 клинических центров. В Японии в рамках национальной программы предусматривается сооружение 15 префектурных клинических центров протонной терапии (по числу регионов в стране).

График ввода в эксплуатацию таких медицинских центров за период 1988 – 2015 гг. приведен в табл. 7.3.

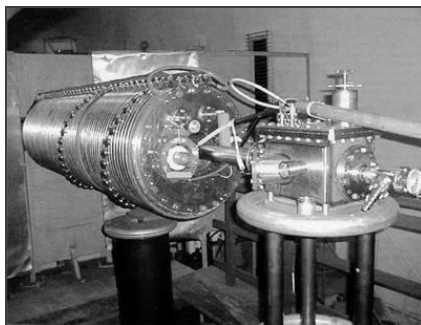


Рис. 7.18. Лазерный источник ионов углерода обеспечивает получение ионов с зарядом + 5 или + 6

Таблица 7.3

**Рост числа экспериментальных и клинических центров
лучевой терапии по годам**

Категория центра	Год				
	1988	1990	2005	2006	2015
Экспериментальные центры	11	13	20	22	22
Клинические центры	–	1	12	20	35
Всего	11	14	32	42	57

7.5.4. Нейтронная терапия

Нейтронная терапия – вид корпускулярной лучевой терапии, осуществляемый с помощью нейтронного излучения. При взаимодействии нейтронного излучения с веществом преобладают процессы, приводящие к ионизации с высокой линейной передачей энергии, поэтому его называют также плотноионизирующим. Это обстоятельство обуславливает определенные особенности биологического действия нейтронного излучения.

Идея создания генератора нейтронов для внутритканевой и внутрисполостной терапии принадлежит Л. Форману (IFT, США) и К.Е. Велшу (Университет Стони Брук, США). Они предложили создать генератор нейтронов с мишенью, расположенной на конце длинного ионопровода игольчатой формы, аппликатора. Этот аппликатор, при внутрисполостном облучении, через катетер будет вводиться в прямую кишку или во влагалище таким образом, чтобы обеспечить непосредственный контакт нейтронообразующей мишени с опухолью. Предполагается, что таким способом можно будет достаточно эффективно лечить рак прямой кишки, предстательной железы и шейки матки. Длина аппликатора для проведения внутрисполостного облучения должна быть 150 – 200 мм, а его диаметр должен составлять приблизительно 10 мм. Как для внутрисполостной, так и для внутритканевой терапии генератор нейтронов должен быть рассчитан на поток нейтронов не менее 10^9 нейтр./с.

ВНИИА им. Н.Л. Духова разработаны генераторы с запаянными трубками для радиоонкологии (ИНГ-14 и ГНТ5-67). Этот генератор предназначен для дистанционной, контактной и интероперационной терапии. Он обеспечивает поток быстрых нейтронов до

5×10^{10} нейтр./с. Нейтронообразующая мишень генератора заземлена и находится на фланце нейтронного блока. Плотность потока нейтронов на поверхности мишени достигает 10^{10} нейтр./см² · с. Генератор обеспечивает непрерывный режим облучения в течение многих часов.

В нейтронной терапии наибольшее распространение в последние годы XX в. получили источники нейтронов, основанные на использовании циклотронов. Они позволяют получать быстрые нейтроны с энергиями 35 – 50 МэВ, для которых распределение доз по глубине ткани приближается к распределению доз для высоковольтного рентгеновского излучения. Циклотроны с нейтронообразующими мишенями – стационарные, сложные в управлении и в эксплуатации установки, имеющие высокую стоимость. Эти недостатки существенно ограничивают внедрение циклотронов в широкую медицинскую практику лечения онкологических больных. Имеется опыт применения в лучевой терапии нейтронных пучков исследовательских атомных реакторов, однако их использование ограничено центрами, обладающими необходимой инфраструктурой.

Для внутрисполостной терапии используются изотопные высокоинтенсивные источники нейтронов с активностью 10^9 нейтр./с и более. Например, Китайская Народная Республика (КНР) завершила создание 25-ти систем брахитерапии на быстрых нейтронах с Cf-252, в первую очередь, для лечения рака шейки матки, языка и слизистой оболочки полости рта. Внутрисполостную и внутритканевую нейтронную терапию проводят с помощью ²⁵²Cf, являющегося источником смешанного нейтронного и гамма-излучения. Получены хорошие результаты использования ²⁵²Cf при раке шейки матки.

В то же время использование в медицинских учреждениях изотопных источников нейтронов такой высокой активности представляет значительные риски и трудности. Гораздо более перспективным является использование в лучевой терапии управляемых, компактных и безопасных в выключенном состоянии электрофизических источников излучения – генераторов нейтронов с запаянными ускорительными трубками. Важным достоинством генераторов нейтронов с запаянными трубками является, в конечном итоге, их доступность как источников излучения для многих медицинских учреждений. Благодаря своей компактности, простоте в эксплуата-

ции, относительно низкой стоимости терапевтические установки с генераторами нейтронов могут найти применение во многих медицинских учреждениях, имеющих отделения для лечения онкологических больных. Имеется также возможность размещения такой терапевтической установки на передвижной платформе.

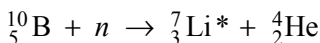
Всероссийский НИИ автоматики им. Н.Л. Духова более 50 лет разрабатывает генераторы нейтронов с запаянными ускорительными трубками. Кроме ВНИИА, ни одна фирма, компания или страна не производит такого многообразия типов генераторов со столь широким спектром параметров и характеристик.

В настоящее время во ВНИИА проводятся разработки специализированных генераторов нейтронов для лечения онкологических больных. Эти разработки проводятся совместно с Медицинским радиологическим научным центром Российской академии медицинских наук (МРНЦ РАМН), где обоснована возможность и целесообразность клинического применения генераторов нейтронов для этих целей и где с 2000 г. ведутся дозиметрические и биологические исследования, направленные на адаптацию нейтронных генераторов для лучевой терапии.

Актуальной является задача создания портативных генераторов нейтронов для основных видов лучевой терапии. При этом компактность установки, возможности повышения плотности потоков нейтронов и стабильности работы нейтронных генераторов позволяют рассматривать их в перспективе в качестве источников как для дистанционной лучевой терапии, так и для брахитерапии, включая контактную, внутриволостную и интраоперационную лучевую терапию.

7.5.5. Нейтрон-захватная терапия

Идея метода нейтрон-захватной терапии была сформулирована G.L. Locher (Franklin Institute at Pennsylvania) в 1936 г., спустя 4 года после открытия нейтрона. Согласно этой методике следует вначале ввести в раковые клетки препарат, содержащий стабильный изотоп бора ^{10}B , а затем подвергнуть его облучению потоками тепловых нейтронов. В результате ядерной реакции образуются атомы лития, α -частицы (ядра гелия) и γ -кванты (рис. 7.19):



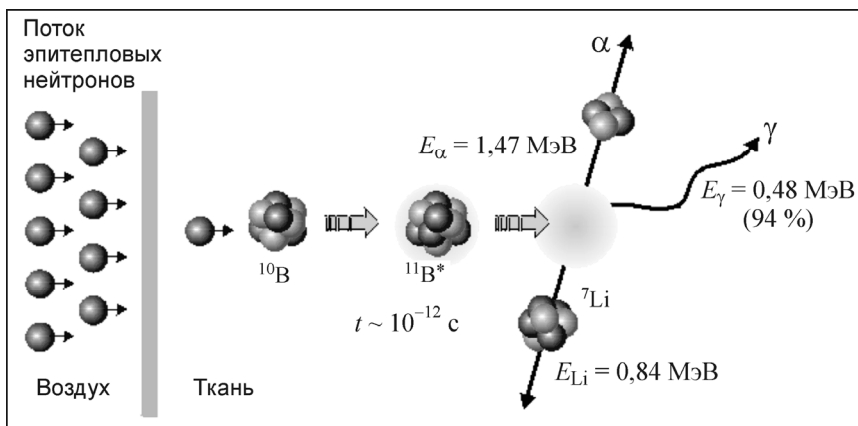
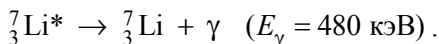


Рис. 7.19. Схема взаимодействия нейтрона с изотопом бора

Так как энергия гамма-квантов составляет не более 17 % всей выделяющейся энергии, основное лечебное действие оказывают α -частицы и ядра ${}^7\text{Li}$. Они обладают маленькой длиной пробега (5 мкм), которая соизмерима с размером клетки, и создают высокую плотность ионизации вдоль трека, что способствует гибели находящихся в этой области раковых клеток. Следовательно, предложенный метод (он получил название бор-нейтронзахватной терапии) можно использовать для уничтожения раковых клеток, при этом здоровые клетки практически не разрушаются.

Атомы возбужденного лития излучают гамма-квант с энергией 0,48 МэВ с вероятностью 94 %:



Эти гамма-кванты можно использовать для определения поглощенной дозы в опухоли непосредственно при проведении сеанса нейтрон-захватной терапии.

Выбор изотопа бора-10 определяется тем фактором, что изотопы имеют очень большое сечение захвата тепловых нейтронов ($\sigma \sim 3000 - 5000 \text{ б}$), что на 4 – 7 порядков выше, чем атомы углерода, водорода, кислорода, азота, входящие в состав биологических молекул, из которых построены все клетки. Таким образом, губительное для тканей вторичное излучение не будет оказывать на них разрушающего действия.

Из общих соображений понятно, что препараты, вводимые в ткани живого организма, должны быть водорастворимы и не токсичны. Поэтому исследователи в начале 50-х годов сосредоточили свое внимание на борной кислоте и ее производных, так называемых препаратах первого поколения. Однако в клинических испытаниях они оказались неэффективными, прежде всего, потому что не обеспечивали необходимую концентрацию атомов бора в опухолях. Нужны были соединения бора с большим числом его атомов в молекуле, способные проникать в раковые клетки и задерживаться там, но не обладающие выраженной биологической активностью.

Поиск таких соединений неизбежно приводит к полиэдрическим гидридам бора, среди которых наиболее известен ортокарборан (рис. 7.20).

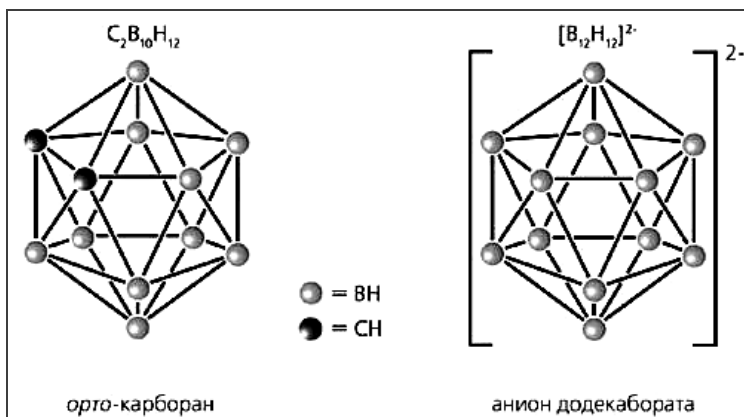
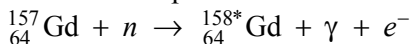


Рис. 7.20. Каркасные бороводороды

В настоящее время превращения карборана изучены весьма детально. Оказалось, что карборан является не лучшим фармпрепаратом для нейтрон-захватной терапии, поскольку имеет ряд недостатков: химическая модификация карборана существенно усложняет и удорожает синтез целевых соединений, а в ряде случаев приводит к появлению нежелательной побочной биологической активности. Наиболее предпочтительными оказывались амино- ($-NH_2$), изоцианатные ($-NCO$), карбоксильные ($-COOH$) и изотиоцианатные ($-NCS$) группы.

Успех лечения во многом определяется достижением необходимой терапевтической концентрации ^{10}B в клетках опухоли, которая в значительной степени зависит от количества атомов бора в молекуле. Сегодня уже получена молекула из 22 атомов бора. Ее легко модифицировать, введя необходимые функциональные группы или через атомы бора, или через незадействованные атомы углерода в карборановом фрагменте.

Следует отметить, что аналогичные исследования проводятся также с атомами гадолиния (Gd), которые имеют также большое сечение захвата тепловых нейтронов.



Работы в области нейтрон-захватной терапии активно проводятся в ряде российских институтов. В частности, в Государственном научном центре «Институт биофизики» ведутся исследования по созданию отечественных бор-нейтронозахватных препаратов, в Онкологическом научном центре РАМН проводятся предклинические испытания на собаках со спонтанной меланомой, в Московском инженерно-физическом институте (государственном университете) – МИФИ – на медицинском пучке исследовательского реактора (рис. 7.21) проводится облучение тепловыми нейтронами многообразных биологических образцов и осуществляются предклинические испытания на разных животных (в основном, на мышах и собаках).



Рис. 7.21. Исследовательский реактор МИФИ

Сам метод нейтрон-захватной терапии, несмотря на его давнюю историю, в нашей стране еще не испытан на людях, но опробован на собаках. Так, спаниель с опухолью на верхней губе (рис. 7.22) был полностью излечен путем введения лечебного препарата и дальнейшего облучения тепловыми нейтронами на реакторе МИФИ. Сегодня эта спасенная собака не менее знаменита, чем разрекламированная на весь мир клонированная овечка Долли. Можно надеяться, что технология бор-нейтронозахватной терапии займет достойное место в клинической практике.



Рис. 7.22. Собака до (а) и после (б) бор-нейтронозахватной терапии

Следует отметить, что бор-нейтронозахватную терапию можно использовать для лечения не только онкологических заболеваний, но и иных патологий, например ревматоидного артрита, которым страдает более 1 % взрослого населения планеты. Предполагают, что такой способ может составить конкуренцию современным хирургическим методам или даже полностью их заменить.

8.1. Общие характеристики УЗ и его медицинские применения

Ультразвук (УЗ) – упругие колебания и волны, частота которых превышает (15 – 20) кГц. Это нижняя граница области ультразвуковых частот. Верхняя же частотная граница УЗ обусловлена физической природой упругих волн, которые могут распространяться лишь в материальной среде, т.е. при условии, что их длина волны, по крайней мере, больше длины свободного пробега молекул в газах или межатомных расстояний в жидкостях и твердых телах. В связи с этим верхняя граница частот УЗ в газах при нормальном давлении оценивается величиной 10^9 Гц; в жидкостях и твердых телах она достигает (10^{12} – 10^{13}) Гц. Частотный спектр акустических волн приведен на рис. 8.1, где отмечены также области его применения в медицине.

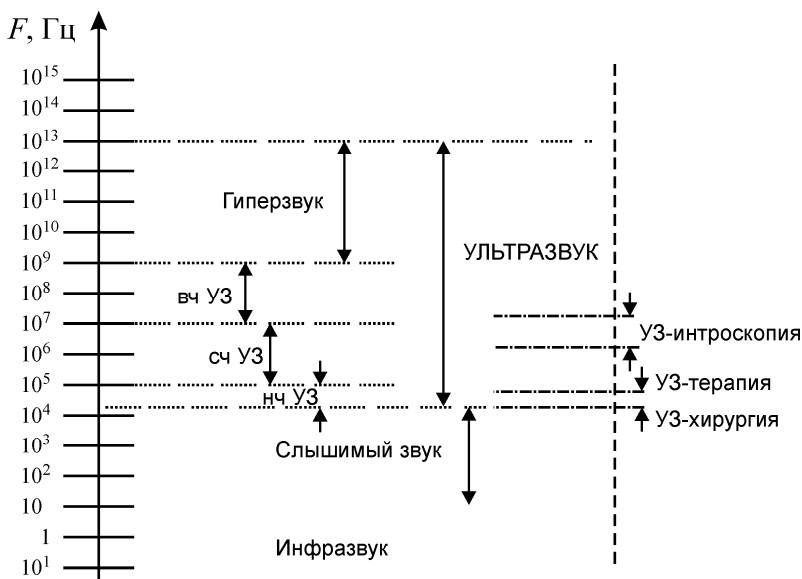


Рис. 8.1. Частотный спектр акустических волн и соответствующие его отдельным участкам области применения УЗ в медицине

В зависимости от длины волны и частоты УЗ обладает специфическими особенностями излучения, приема, распространения и применения, поэтому область ультразвуковых частот удобно подразделить на три подобласти: низкие частоты ($1,5 \cdot 10^4 - 10^5$) Гц, средние ($10^5 - 10^7$) Гц и высокие ($10^7 - < 10^9$) Гц. Упругие волны с частотами ($10^9 - 10^{13}$) Гц принято называть *гиперзвуком*, а упругие колебания с частотами ниже нижней границы слышимого звука (< 20 Гц) – *инфразвуком* (рис. 8.1).

Восстановить строгую хронологию открытия ультразвука в настоящее время чрезвычайно трудно. Тем не менее, очевидно, что история научного открытия и практического применения ультразвука непосредственно связана с изучением биоакустической эхолокации в природе.

История биологической эхолокации ведет свое начало с 70-х годов XVIII в. и связана с именем итальянского ученого-энциклопедиста Л. Спаланцини. В возрасте 64-х лет в 1793 г. он заинтересовался способами пространственной ориентации у животных, ведущих ночной образ жизни. Полагая первоначально, что необыкновенная острота зрения помогает летучим мышам избегать препятствий в полной темноте, он скрупулезно проводил опыты с использованием оптически непрозрачных и прозрачных головных колпаков для летучих мышей, а также и с их ослеплением. При этом за один год он узнал об ориентации летучих мышей столько же, сколько другие исследователи за 140 лет после его смерти.

В феврале 1794 г. швейцарский энтомолог, орнитолог и ботаник Ш. Жюрин, руководствуясь результатами опытов Спаланцини, провел ряд экспериментов с летучими мышами и пришел к выводу, что их органы слуха принимают на себя функции зрения, давая возможность своевременно обнаруживать препятствия и избегать их. Весной того же года Спаланцини, проведя скрупулезнейшие опыты в этом направлении, пришел к такому же выводу, что и Жюрин. Незадолго до смерти в 1799 г. Спаланцини сделал свой основной вывод: летучие мыши могут прекрасно обходиться без зрения, но всякое серьезное повреждение слуха для них равносильно гибели.

Однако ни Спаланцини, ни Жюрин не смогли дать достоверного объяснения установленным ими фактам, тем более что полет летучих мышей считался абсолютно беззвучным. Поэтому их выводы о

преобладающей роли слуха в ориентации летучих мышей, казавшиеся в ту пору абсурдными, не только не нашли сторонников, но и были преданы забвению более, чем на 100 лет.

В то же время звуковая акустика (диапазон слышимого человеком звука) развивалась со времен Леонардо да Винчи (1452 – 1519 гг.) и Галилео Галилея (1564 – 1642 гг.). Огромный вклад в ее развитие внес лорд Рэлей (1842 – 1919 гг.), открывший в том числе и так называемые поверхностные акустические волны (волны Рэлея), широко используемые в высокочастотном ультразвуковом диапазоне в современной акустоэлектронике.

Собственно же открытие ультразвука тесно связано с созданием соответствующих преобразователей (источников и приемников) этого диапазона упругих колебаний. Можно сказать, что ультразвуковые преобразователи родились в воде. В 1826 г. на Женевском озере впервые было использовано резонансное устройство (церковный колокол) для излучения звука в воду. В дальнейшем подводные колокола, по своей форме несколько отличавшиеся от церковных (в связи с тем, что акустическое сопротивление воды почти в 3000 раз превышает акустическое сопротивление воздуха), использовались для измерения глубин и других навигационных целей. В качестве гидрофонов (приемников звука под водой) в то время использовались угольные микрофонные капсулы, заключенные в металлический корпус. В 1907 г. появился электродинамический генератор Фессендена, который был применен для подводной сигнализации в звуковом диапазоне.

Ультразвуковые волны, научные представления о которых уже имели место, в особенности в связи открытием в 1880 г. братьями Кюри обратного пьезоэлектрического эффекта, в те времена совсем не использовались. В соответствии с открытием братьев Кюри приложение переменного электрического напряжения к некоторым (пьезоэлектрическим) кристаллам вызывает упругие колебания этих кристаллов и связанных с ними механических систем, что при использовании высокочастотных электронных генераторов обеспечивает возможность возбуждения и излучения упругих волн слышимого диапазона частот (ультразвуковых волн).

Однако первые предложения об использовании ультразвука для подводной локации были высказаны в 1912 г. французским инженером Максимом (изобретателем известного пулемета, названного

его именем) в связи с гибелью «Титаника», натолкнувшегося на айсберг. Кстати, Максимом было высказано и предположение о наличии звуковой локации у летучих мышей, однако он ошибочно считал, что летучие мыши используют для этих целей низкочастотный звук (с длиной волны в воздухе ≈ 24 м и частотой ≈ 15 Гц).

Реализованы же на практике идеи подводной ультразвуковой эхолокации были французским ученым Ланжевенем только в 1916 г. во время первой мировой войны с целью обнаружения немецких подводных лодок. Создание ультразвуковых подводных преобразователей Ланжевена (излучателей и приемников ультразвука), представлявших собой кристаллы кварца, зажатые между двумя металлическими пластинами, излучавшими и принимавшими отраженный подлодками ультразвук, в максимальной степени было обусловлено открытием обратного пьезоэффекта братьями Кюри.

Несколько позже, в 1933 г. были изобретены и магнитострикционные звуковые и ультразвуковые вибраторы.

В 1937 – 1938 гг. в связи с появлением качественной аппаратуры, регистрирующей ультразвуковые колебания, американскими учеными Пирсом и Гриффином была экспериментально подтверждена выдвинутая еще в 1920 г. гипотеза английского физиолога Хартриджа об использовании летучими мышами для пространственной ориентации методом эхолокации именно ультразвукового диапазона акустических волн. В этих экспериментах была установлена сложная структура ультразвуковых сигналов, используемая летучими мышами для ориентации в пространстве, в частности импульсный характер зондирующих ультразвуковых сигналов с изменяемым периодом следования импульсов по мере приближения к зондируемому препятствию. Именно такие последовательности акустических сигналов в настоящее время и используются в ультразвуковой медицинской интроскопии и диагностике.

В период 1947 – 1960 гг. были созданы искусственные поликристаллические материалы (пьезокерамика), обладающие подчас лучшими по сравнению с естественными пьезоэлектриками параметрами, в частности большим коэффициентом электромеханической связи, и допускающие изготовление ультразвуковых преобразователей практически любой геометрической конфигурации. Стало возможным изготовление и практическое использование широ-

кополосных ультразвуковых преобразователей, в том числе излучающих и детектирующих импульсные последовательности ультразвуковых сигналов с коэффициентом полезного действия (КПД) $\approx (50 - 90) \%$.

Применять ультразвук в медицине стали с начала 40-х годов. Применения эти были связаны с ультразвуковой медицинской диагностикой внутренних органов. Впервые ультразвуковое обследование больного с целью выявления опухоли головного мозга было произведено в 1942 г. Исследование же органов брюшной полости началось несколько позже, с 1951 г.

Ультразвуковая медицинская диагностика базируется на получении информации о биологической среде с помощью методов ультразвуковой визуализации тканей, в основе которых лежат физические эффекты, связанные с влиянием биологической ткани на основные параметры акустического поля. Многочисленные эксперименты показали, что ультразвук обладает высокой плотностью энергии. Он способен проходить через плотные вещества, в том числе человеческое тело. При этом звуковые волны легко реагируют на малейшие изменения в структуре объекта. Ультразвуковая волна отражается от границы двух сред с различным акустическим сопротивлением, например крови и мозга, крови и мышц, мышц и жировой ткани, мышцы и кости и т. д.

Этот принцип эхолокации и был главным образом использован в ультразвуковой диагностике. Исследуемый орган подвергается воздействию направленного пучка ультразвука. Проходя через ткани человека, ультразвук встречает на своем пути препятствия, которыми являются границы органов, структурные элементы этих органов или участки поражения. Отразившись от границы двух сред, ультразвуковой луч преобразуется в электрический сигнал и воспринимается электронным прибором. В качестве источников и приемников ультразвуковых колебаний применяют почти исключительно пьезоэлектрические преобразователи, которые могут служить как источником ультразвуковых колебаний, так и воспринимающим их устройством, т.е. детектором.

Простейший ультразвуковой аппарат имеет всего один пьезопреобразователь. Он посылает «ультразвук» в виде коротких импульсных сигналов, а в перерыве между ними воспринимает отраженные сигналы. Итоговая информация при этом получается в ви-

де одиночных импульсов на электронно-лучевой трубке. Расстояние между импульсами характеризует дистанцию между отражающими элементами объекта. Если перемещать ультразвуковой преобразователь над поверхностью тела пациента (так называемое сканирование) или использовать одновременно несколько рядом расположенных преобразователей, то можно получить двухмерное изображение отражающих ультразвук неоднородностей. Приборы, работающие по этому принципу сканирования, являются ультразвуковыми томографами, так как они дают, по существу, изображение поперечного сечения тканей – томограммы, поскольку расстояние до исследуемого сечения того или иного органа однозначно задается временем прихода отраженного ультразвукового импульса.

До начала 70-х годов XX в. ультразвуковая биолокация занимала относительно скромное место в медицинской диагностике. Но в 70-е годы было создано принципиально новое поколение ультразвуковых аппаратов. Вместо одноэлементных преобразователей стали применять многоэлементные, что сразу сократило время обследования и позволило одновременно осматривать большой участок тела. Кроме того, в конструкцию ультразвуковых аппаратов внесли принципиальное новшество: стали использовать широкодиапазонную многоуровневую систему промежуточной памяти с последующим выводом изображения на телемонитор, что позволило получать градационное, или «серошкальное», изображение, похожее на обычную полутоновую телевизионную картинку.

Для накопления сигналов и запоминания изображения стали применять компьютеры с системой цифровой памяти, что позволило не только синтезировать и хранить изображение, но и обрабатывать его по специальным программам: фильтровать, сглаживать, подчеркивать контуры, определять площадь и т. д. При этом резко возросло пространственное разрешение прибора.

Возросшая скорость регистрации и анализа ультразвуковых изображений привела к появлению ультразвуковых систем, работающих в реальном масштабе времени, т.е. способных изучать структуру и функцию таких движущихся органов, как сердце или крупные сосуды.

Более того, использование специфических физических эффектов, связанных с относительно низкой скоростью распространения

ультразвука, в частности эффекта Доплера, заключающегося в закономерном изменении частоты ультразвукового сигнала, отраженного от движущегося объекта, позволяет фиксировать и измерять кровоток в сосудах, распределение скорости кровотока по сечению сосудов и т.д. Ультразвуковые сканеры по своей способности выявлять болезненные процессы несколько уступают рентгеновской и магниторезонансной компьютерной томографии, однако стоимость ультразвукового аппарата, даже самого сложного, в 10 – 20 раз меньше компьютерного томографа. Кроме того, значительно проще и дешевле его эксплуатация.

Но самое главное преимущество ультразвукового сканирования в том, что оно не связано с ионизирующим излучением, т.е. практически безвредно. Поэтому в отличие от рентгенологического и радионуклидного методов томографии его можно широко применять в педиатрии и акушерстве. В настоящее время ультразвуковая биолокация значительно потеснила рентгенологию и радиологию во многих областях медицины.

Распространение ультразвука в биологической среде характеризуется, однако, не только зависимостью параметров ультразвукового поля от свойств среды, но также и воздействием ультразвука на саму биологическую среду, способным вызывать целенаправленные изменения свойств последней. Эти биофизические ультразвуковые эффекты послужили основанием и для других медицинских применений ультразвука, таких, как ультразвуковая терапия, физиотерапия и даже хирургия.

Колебания частиц среды в ультразвуковой волне вызывают своеобразный микромассаж тканей, поглощение УЗ – локальное нагревание их; одновременно под действием УЗ происходят и физико-химические превращения в биологических средах. При умеренной интенсивности звука эти явления не вызывают необратимых повреждений, а лишь улучшают обмен веществ и, следовательно, способствуют жизнедеятельности организма. Они находят применение в ультразвуковой терапии и физиотерапии.

При больших интенсивностях ультразвука может иметь место и разрушение тканей, что находит применение в ультразвуковой хирургии. Для хирургических операций целесообразно использовать фокусированный УЗ, который позволяет производить локальные разрушения в глубинных структурах, например, мозга, дробления

камней в почках, без повреждения окружающих тканей. В хирургии применяются также ультразвуковые инструменты, рабочий конец которых имеет вид скальпеля, пилки, иглы и т. п. Наложение ультразвуковых колебаний на такие, обычные для хирургической практики, инструменты придает им новые качества, существенно снижая требуемое усилие и, следовательно, травматизм операции; кроме того, проявляются кровоостанавливающий и обезболивающий эффекты. Воздействие мощного УЗ на биологические ткани применяется также и для разрушения микроорганизмов в процессах стерилизации медицинских инструментов и лекарственных веществ, для получения фармакологических препаратов, для решения разнообразных задач в биологической и медицинской лабораторной технике. Для более детального знакомства с медицинскими применениями ультразвука и, прежде всего, с методами и техническими средствами ультразвуковой медицинской интроскопии и диагностики необходимо иметь ясное представление об основных свойствах ультразвука, его характерных особенностях, а также об эффектах взаимодействия ультразвука с биологической средой.

8.2. Параметры ультразвукового поля и основные законы распространения УЗ-волн

Ультразвуковые волны по своей природе не отличаются от упругих волн слышимого диапазона, а также от инфразвуковых волн. В газах и жидкостях распространяются только продольные волны, а в твердых телах – продольные и поперечные (сдвиговые) волны.

Распространение ультразвука подчиняется основным законам, общим для упругих волн любого диапазона частот, обобщенно называемых обычно акустическими волнами, и описывается в первом приближении волновым уравнением, общим для всех частот. Такое волновое уравнение может быть записано для различных параметров ультразвукового поля, т.е. совокупности пространственно-временных распределений величин, характеризующих рассматриваемое звуковое возмущение.

Параметры ультразвукового поля. К числу важнейших из этих параметров относятся:

- *звуковое давление p* (переменная часть давления, возникающая в среде при прохождении звуковой волны);

- *колебательная скорость частиц среды* v (скорость, с которой движутся частицы среды около своих положений равновесия при прохождении звуковой волны);
- *колебательное смещение частиц среды* ξ (смещение частиц среды относительно среды в целом, обусловленное прохождением звуковой волны);
- *интенсивность звука* I (плотность потока энергии звука);
- *скорость звука* c в среде.

Все перечисленные параметры при отсутствии скачков их значений от точки к точке среды оказываются сильно связанными между собой. Поэтому, зная решение волнового уравнения для одного из них, можно однозначно записать решения и для других параметров. В частном случае гармонического акустического поля решение волнового уравнения для звукового давления имеет вид

$$p(x, t) = p_0 \cos [\omega(t - x/c) + \varphi], \quad (8.1)$$

где c – скорость звука; t – время; $k = \omega/c$ – волновое число для круговой частоты $\omega = 2\pi f$; φ – фазовый сдвиг; p_0 – амплитуда звукового давления, при этом параметры v и ξ даются соотношениями:

$$v = (1/j\omega\rho) \nabla p; \quad \xi = [v/(-j\omega)] = (1/\rho\omega^2) \nabla p, \quad (8.2)$$

где ρ – плотность среды; j – мнимая единица.

Наряду с приведенными соотношениями параметры звукового поля должны удовлетворять определенным граничным условиям, т.е. требованиям, налагаемым физическими свойствами границ в среде распространения ультразвука: поверхностей, ограничивающих среду; поверхностей, ограничивающих помещенное в среду препятствие; поверхностей раздела различных сред, т.е. характеризующихся различными *акустическими импедансами* $Z = \rho c$.

Законы распространения ультразвука. К основным законам распространения ультразвука относятся законы *отражения* и *преломления звука* на границах различных сред, законы *дифракции* и *рассеяния звука* при наличии препятствия и неоднородностей в среде и неровностей на границах, законы волноводного распространения в ограниченных участках среды (*нормальные волны*). Существенную роль при этом играет соотношение между длиной волны звука λ и характерным для условий его распространения геометрическим размером D – поперечным размером источника

звука или препятствия на пути волны, размером неоднородностей среды, поперечного сечения волновода и т.п.

Отражение и преломление ультразвука на границе раздела двух сред. При $D > \lambda$ распространение звука вблизи препятствий происходит в основном по законам геометрической акустики, т. е. для описания отражения и преломления звуковых волн на границе раздела двух сред можно пользоваться законом Снелля, который для изотропных сред будет характеризоваться следующими соотношениями:

$$\alpha = \alpha_1; \quad c_1/\sin \alpha = c_2/\sin \alpha_2, \quad (8.3)$$

где c_1 и c_2 – скорости звука в граничащих средах; α , α_1 и α_2 – углы падения, отражения преломления акустических волн.

При этом коэффициент отражения, равный отношению интенсивностей отраженной и падающей ультразвуковых волн, имеет вид

$$R = I_{\alpha_1} / I_{\alpha} = \left\{ \frac{Z_2 - Z_1 \{1 - [(c_2/c_1) \sin \alpha]^2\}^{1/2}}{Z_2 + Z_1 \{1 - [(c_2/c_1) \sin \alpha]^2\}^{1/2}} \right\}^2, \quad (8.4)$$

где $Z_1 = \rho_1 c_1$ и $Z_2 = \rho_2 c_2$ – акустические импедансы сред.

Явления дифракции и рассеяния ультразвука. Степень отклонения от геометрической картины распространения ультразвука и необходимость учета дифракционных явлений определяются параметром: $P = (\lambda r)^{1/2}/D$, где r – расстояние от точки наблюдения до объекта, вызывающего дифракцию. Вблизи поршневого излучателя звука, при $P \ll 1$ («ближняя», или «прожекторная» зона), акустическое поле в основном образовано пучком плоских волн, а дифракционные эффекты выражаются только в размывании границ пучка. По мере удаления от излучателя дифракционные эффекты усиливаются, и при $P \sim 1$ поле теряет характер плоской волны и представляет собой сложную интерференционную картину. На еще больших расстояниях, при $P \gg 1$ («дальняя» зона), пучок превращается в сферически расходящуюся волну с интенсивностью, убывающей обратно пропорционально квадрату расстояния, и с угловым распределением интенсивности, не зависящим от расстояния; в этой области поле снова подчиняется законам геометрической акустики.

Аналогично размыванию пучка в прожекторной зоне размывается и звуковая тень позади препятствия, большого по сравнению с длиной волны; в области $P \gg 1$ тень практически исчезает. За препятствием же с размерами порядка длины волны и меньше звуковая тень практически не образуется (происходит «огибание» препятствия).

Таким образом, результатом дифракции звука является расхождение ультразвуковых пучков по мере удаления от излучателя или после прохождения отверстия в акустическом экране, а также загигание звуковых волн в область тени позади препятствий, больших по сравнению с λ , а также отсутствие тени позади препятствий, малых по сравнению с λ . Звуковые поля, создаваемые дифракцией исходной волны на препятствиях, помещенных в среду, на неоднородностях самой среды, а также на неровностях и неоднородностях границ среды называют *рассеянными волнами*, а сами эти дифракционные эффекты объединяют понятием явления *рассеяния акустических волн*.

Скорость распространения ультразвука. Скорость распространения ультразвуковых волн в неограниченной среде определяется характеристиками упругости и плотностью среды. В газах и жидкостях, где звук распространяется только в виде объемных волн растяжения-сжатия (продольных волн), причем этот процесс происходит адиабатически, выражение для скорости звука может быть дано в следующей форме:

$$c = (K_{\text{ад}}/\rho)^{1/2} = 1/(\beta_{\text{ад}}\rho)^{1/2}, \quad (8.5)$$

где $K_{\text{ад}}$ и $\beta_{\text{ад}}$ – адиабатический модуль всестороннего сжатия и адиабатическая сжимаемость соответственно.

В изотропных твердых телах скорость звука определяется плотностью и модулями упругости вещества. В неограниченной твердой среде распространяются как продольные, так и сдвиговые (поперечные) волны. При этом скорости звука c_l и c_t продольной и поперечной волн даются выражениями:

$$\begin{aligned} c_l &= \{[E(1-\sigma)]/[\rho(1+\sigma)(1-2\sigma)]\}^{1/2}; \\ c_t &= \{E/[2\rho(1+\sigma)]\}^{1/2}, \end{aligned} \quad (8.6)$$

где E – модуль Юнга; σ – коэффициент Пуассона, причем всегда $c_l > 2^{1/2} c_t$. Для гармонических волн скорость звука выражается через частоту f или $\omega = 2\pi f$ и длину волны λ или волновое число k следующим образом: $c = \omega/k$ и $c = \lambda f$. Скорость гармонических волн называют также *фазовой*.

В ограниченных средах на скорость распространения волн влияет наличие и характер границ, что приводит к частотной зависимости скорости, т.е. к *дисперсии скорости звука*, когда гармонические волны, хотя и сохраняют свою форму, но их фазовые скорости оказываются различными для разных частот. В этих случаях используют понятие *групповой скорости звука* u , представляющей собой скорость огибающей профиля квазигармонической волны. Групповая скорость u связана с фазовой скоростью соотношением:

$$u = c + k (dc/dk) = c - \lambda (dc/d\lambda). \quad (8.7)$$

Различие между фазовой и групповой скоростью звука приводит к существенному различию между временной и пространственной формами волны, что не имеет места в недиспергирующих средах.

Понятие групповой скорости позволяет также выяснить основные черты изменения широкополосного акустического сигнала при распространении в диспергирующей среде, что важно при оценке характеристик распространения коротких акустических импульсов с гармоническим (монохроматическим) заполнением.

Затухание ультразвука. По мере распространения ультразвуковой волны в данном направлении ее амплитуда и интенсивность уменьшаются, т.е. имеет место затухание звука. Обусловлено это как расхождением фронта волны с удалением от источника звука (увеличением апертуры (поперечного сечения) ультразвукового пучка), так и наличием механизмов потерь в среде, связанных с рассеянием и поглощением звука, т.е. переходом звуковой энергии в другие формы и, в первую очередь, в тепловую.

Затухание звука приводит к появлению в уравнении волны дополнительного экспоненциального множителя $e^{-\alpha x}$, в котором коэффициент α , приведен к единице длины пути. В частности, уравнение для колебательного смещения частиц среды монохроматической ультразвуковой волны будет иметь вид

$$\xi(x, t) = \xi_0 e^{-\alpha x} e^{-j\omega(x/c - t)}, \quad (8.8)$$

где x – расстояние от источника звука; t – время; α – коэффициент затухания по амплитуде: $\alpha = -(20/x) \lg(p/p_0)$, где p и p_0 – звуковое давление на расстоянии x от источника и у самого источника звука соответственно. При этом $\alpha = \alpha_s + \alpha_a$, где α_s и α_a – коэффициенты рассеяния и поглощения по амплитуде соответственно.

На всех частотах как слышимого, так и неслышимых диапазонов имеет место так называемое классическое поглощение, обусловленное сдвиговой вязкостью (внутренним трением) и теплопроводностью среды. Кроме того, почти во всех средах существует дополнительное (релаксационное) поглощение, обусловленное различными релаксационными процессами в веществе, т.е. процессами восстановления термодинамического равновесия среды, нарушаемого сжатиями и разрежениями в ультразвуковой волне, и часто существенно превосходящее «классическое» поглощение. Важнейшими являются при этом механизмы молекулярной, в том числе структурной и термической, а также электронной и химической (в жидкостях) релаксации. Каждый тип релаксации характеризуется своей частотой релаксации f_R , при которой $\lambda\alpha_a = \max$. Релаксация всегда сопровождается поглощением звука и дисперсией скорости звука.

Относительная роль рассеяния и поглощения при затухании звука зависит как от свойств среды, в которой звук распространяется, так и от характеристик самой волны и, в первую очередь, от ее частоты. Так, в газах и жидкостях коэффициент затухания пропорционален f^2 . При этом повышение температуры ведет к уменьшению времени релаксации, а повышение внешнего давления – к уменьшению коэффициента поглощения. Частотные зависимости коэффициента затухания более сложны для твердых тел. Например, в поликристаллических твердых телах с размерами зерен d коэффициент затухания звука на низких частотах пропорционален f^4 и d^3 ; с ростом частоты в интервале $0,3\lambda < d < \lambda$ коэффициент α_s пропорционален f^2 и d^2 , а при дальнейшем повышении частоты α_s пропорционален f и $1/d$ при $\lambda \ll d$.

8.3. Характерные особенности ультразвука

Хотя физическая природа УЗ и управляющие его распространением основные законы те же, что и для звуковых волн любого диапазона частот, тем не менее, ультразвук обладает рядом характерных особенностей. В основном эти особенности обусловлены свойствами когерентности ультразвука и малостью длин волн $\lambda = c/f$, в свою очередь обусловленной малостью скоростей распространения акустических волн. Так, для диапазона высоких ультразвуковых частот (100 кГц – 10 МГц) длины волн УЗ в воздухе составляют (34 – 0,34) мкм, в воде (150 – 1,5) мкм и в стали (500 – 5) мкм; для самой низкочастотной области УЗ длины волн не превышают в большинстве случаев нескольких сантиметров.

8.3.1. Направленность ультразвука

Одной из наиболее характерных особенностей, обусловленной отмеченным обстоятельством, является высокая *направленность ультразвука* – свойство, заключающееся в наличии пространственной избирательности, т.е. способности излучать (принимать) звуковые волны в одних направлениях в большей степени, чем в других. Направленность излучателей и приемников ультразвука описывают чаще всего характеристикой направленности.

Характеристикой направленности источника ультразвука $D(u)$ называют отношение звуковых давлений, развиваемых излучателем в дальней зоне на одном и том же расстоянии r от центра излучателя в направлении, определяемом единичным вектором $\mathbf{u}$ и в некотором фиксированном направлении $\mathbf{u}_0$, т.е. $D(u) = p(u)/p(u_0)$. Обычно направление u_0 выбирают так, чтобы оно совпадало с направлением максимального излучения. Наибольший практический интерес представляет модуль $|D(u)| = R(u)$, называемый также *амплитудной характеристикой направленности*.

Характеристику направленности в сечении некоторой плоскостью, проходящей через направление максимума излучения, представляют в полярной (рис. 8.2, а) или декартовой (рис. 8.2, б) системах координат. В этом случае аргументом характеристики направленности обычно является угол, отсчитываемый от направле-

ния максимального излучения, а амплитудная характеристика направленности представляется в виде функции $R(\alpha)$.

Различают следующие основные области и параметры, характеризующие направленность: главный и добавочные (боковые) максимумы (лепестки), ширина главного максимума по уровню 0,707 (т.е. по направлениям, соответствующим уровню 0,5 по мощности), а также величина добавочных (боковых) лепестков (по отношению к главному).

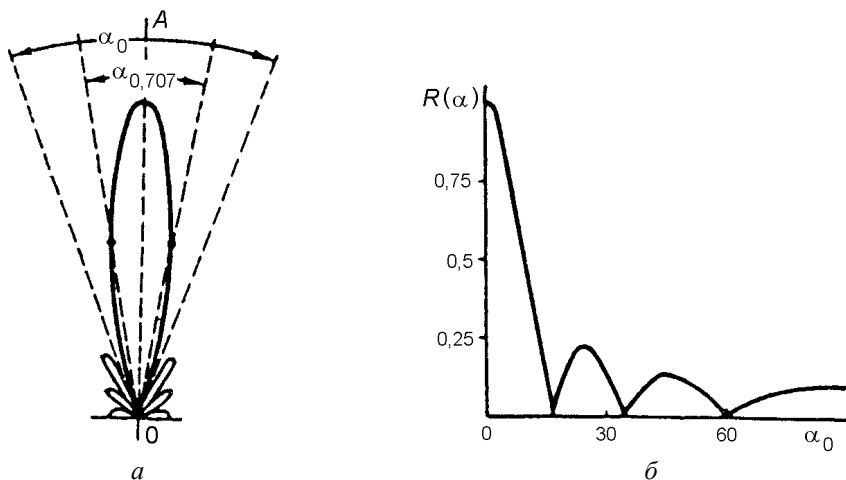


Рис. 8.2. Типичный вид характеристики направленности: a – в полярной системе координат (OA – направление главного максимума; $\alpha_{0,707}$ – угловая ширина главного максимума по уровню 0,707; α_0 – угловая ширина главного максимума по первым нулям характеристики направленности); b – в декартовой системе координат

Характеристики направленности одного и того же обратимого преобразователя в режимах приема и излучения одинаковы, если только амплитудное распределение и внутреннее механическое сопротивление его (с учетом нагрузки с электрической стороны) не меняются. В первом приближении чем больше волновые размеры излучателя (или приемника), т.е. отношение его геометрических размеров к длине волны звука, тем меньше ширина характеристики направленности.

8.3.2. Фокусировка ультразвука

Другой важной характерной особенностью УЗ является *возможность его фокусировки*, т.е. создания волновых фронтов сферической или цилиндрической формы. Фокусировка звука аналогична фокусировке световых волн: в процессе ее происходит концентрация энергии волны, которая достигает максимальной величины в фокусе, совпадающем обычно с центром кривизны сходящегося волнового фронта. При фокусировке звука осуществляется фокусирование звукового давления p , колебательной скорости частиц v и интенсивности звука I .

Для фокусировки звука пользуются фокусирующими системами, которые подразделяются на активные и пассивные. Активная система в простейшем случае представляет собой излучатель ультразвука с вогнутой излучающей поверхностью, который непосредственно создает сходящийся волновой фронт, а пассивная система фокусировки изменяет акустическую длину пути kL (где k – волновое число, L – геометрическая длина пути) таким образом, что преобразует плоский волновой фронт в сходящийся. К пассивным фокусирующим ультразвуком системам относятся *акустические линзы и рефлекторы*, а также *ультразвуковые концентраторы*, хотя последние, вообще говоря, могут быть как пассивными, так и активными. Некоторые разновидности систем и элементов, фокусирующих ультразвук, будут проиллюстрированы ниже при характеристике типов излучателей и приемников ультразвука, а здесь лишь отметим, что реальное практическое воплощение конструкций акустических фокусирующих элементов (линз, рефлекторов, концентраторов и т.д.) во многом оказывается возможным также благодаря малости длины волны ультразвука в сравнении с размерами этих устройств.

8.3.3. Нелинейные ультразвуковые эффекты

К характерным особенностям УЗ следует отнести и различные нелинейные ультразвуковые эффекты, наиболее ярко проявляющиеся при возрастании интенсивности акустических волн.

В ультразвуковом поле большой интенсивности нарушается принцип суперпозиции и возникает взаимодействие волн, приво-

дящее к появлению комбинационных тонов; изменяется форма волны, спектр ее обогащается высшими гармониками и, соответственно, растет поглощение.

Распространение ультразвуковых волн при этом должно описываться нелинейными колебательными уравнениями, решения которых, в частности, для скорости звука и звукового давления имеют вид

$$c = c_0(1 + Bv/c_0)^{(1/B)+1} \quad \text{и} \quad p = c^2(\rho + B^2\rho^2/\rho_0), \quad (8.9)$$

где B – нелинейный параметр среды, численные значения которого для жидкостей лежат в пределах 5,0 – 12,5; c_0 и ρ_0 – скорость звука и плотность среды при малых интенсивностях звука. При этом критерием применимости аппарата линейной акустики и возможности пренебрежения нелинейными эффектами является для плоских волн малость акустического числа Маха $M \ll 1$, где $M = v/c$.

При больших интенсивностях ультразвука становятся заметными так называемые *пондеромоторные силы*, представляющие собой совокупность сил, действующих на вещество или тело, помещенное в звуковое поле, включая как линейные воздействия, в частности звуковое давление, так и в особенности квадратичные эффекты – *радиационное давление*, силы Бьерцнеса, а также *гидродинамические силы*, обусловленные движением среды в ультразвуковом поле, приводящие к появлению радиационного давления, акустических потоков и кавитации.

Радиационное давление. *Радиационное давление* (давление звукового излучения) – постоянное (среднее по времени) избыточное давление на препятствие, помещенное в звуковое поле. Будучи эффектом второго порядка малости по сравнению со звуковым давлением (приблизительно в 100 раз меньше), радиационное давление, тем не менее, действующее на границе раздела двух жидких сред или жидкости и газа, приводит к вспучиванию поверхности раздела, которое при достаточной интенсивности звука переходит в фонтанирование, что используется, в частности, в распылении жидкостей и коагуляции аэрозолей.

Акустические микропотоки. Гидродинамические пондеромоторные силы вызывают появление регулярных течений среды, возникающих в интенсивном звуковом поле – *акустические течения* (*акустические потоки*), всегда имеющие вихревой характер.

Кавитация. При достижении некоторого порогового значения интенсивности ультразвука в жидких средах пондеромоторные силы вызывают явление *кавитации* – образование в жидкости пульсирующих пузырьков (каверн, полостей), заполненных паром, газом или их смесью, которые с ростом интенсивности звука резко захлопываются, порождая сильные гидродинамические возмущения в жидкости и интенсивное излучение вторичных акустических волн, вызывая тем самым так называемую кавитационную эрозию, т.е. разрушение поверхностей твердых тел, граничащих с кавитирующей жидкостью. Различают режимы стабильной (стационарной) и нестационарной (коллапсирующей) кавитации, характеризующиеся соответствующими *порогами кавитации*, определяемыми интенсивностью звуковой волны (в частности, значением звукового давления p) и размерами парогазовых пузырьков в жидкости (рис. 8.3).

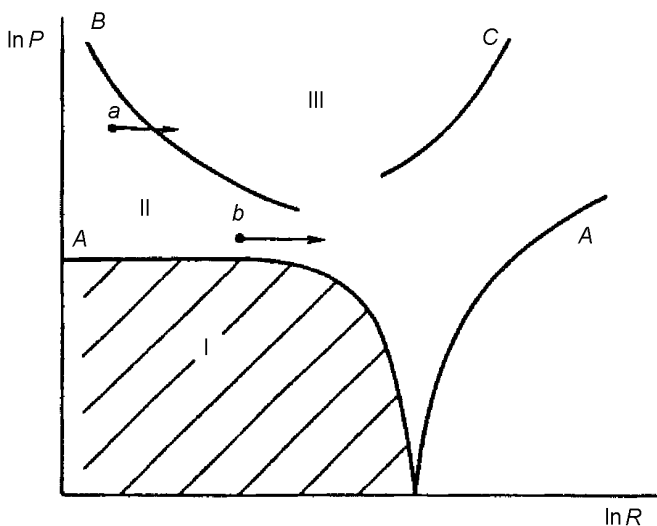


Рис. 8.3 Схематическая диаграмма, показывающая пороги нестационарной кавитации: B , C и порог выпрямленной диффузии A (P – амплитуда звукового давления, R – радиус парогазовых пузырьков)

Процесс кавитации характеризуется тем, что парогазовые пузырьки в жидкости под действием интенсивной ультразвуковой волны начинают расти благодаря так называемой *выпрямленной*

диффузии. Дело в том, что в фазе разрежения, т.е. при пониженном давлении, газ диффундирует из жидкости в пузырьки, а в фазе сжатия – наоборот, но поскольку в фазе разрежения поверхности пузырьков оказываются больше, чем в фазе сжатия, то газ внутрь пузырька диффундирует больше и пузырьки растут. В конечном счете пузырьки достигают резонансных размеров, соответствующих длине волны λ ультразвука. Так, на частоте 1 МГц резонансный размер пузырьков в воде равен 6 мкм. При резонансе амплитуда колебаний (пульсаций) размеров пузырьков очень велика, а режим кавитации стабилен (область II на рис. 8.3). При очень высокой интенсивности ультразвука ($> 300 \text{ Вт/см}^2$ в воде при $f \approx 1 \text{ МГц}$) имеет место режим нестационарной или коллапсирующей кавитации (область III на рис. 8.3), при котором пузырьки резко схлопываются, вызывая кавитационную эрозию. Ниже порогов кавитации (область I на рис. 8.3) все парогазовые пузырьки будут растворяться в жидкости.

8.3.4. Акустический эффект Доплера

Еще одной важной характерной особенностью УЗ является специфика проявления *эффекта Доплера* в акустике. В классической физике под эффектом Доплера понимают изменение частоты колебаний ω или длины волны λ , воспринимаемой наблюдателем при движении источника колебаний и наблюдателя друг относительно друга. В акустике под эффектом Доплера понимают изменение частоты принимаемого звука при движении относительно среды источника или/и приемника звука или тела, рассеивающего звук.

В отличие от эффекта Доплера для электромагнитных волн, обусловленного только относительным движением источника и приемника, изменения частоты акустической волны при движении источника и приемника различны. При этом разность частот принятого ω' и излученного ω_0 сигналов называют *доплеровским сдвигом* частоты $\omega_d = \omega' - \omega_0$.

Так, при приеме ультразвука, рассеянного движущимся телом (и при неподвижных излучателе и приемнике), величина ω_d равна:

$$\omega_d = \omega_0 (v_p/c) [-\cos \theta + \cos \theta^*] / [1 - (v_p/c) \cos \theta^*], \quad (8.10)$$

где c – скорость звука; ω_0 – частота первичной волны, падающей на рассеивающее звук тело; v_p – скорость тела; θ и θ^* – углы между направлением скорости тела и, соответственно, направлением падения первичной волны на тело и направлением от тела к приемнику (рис. 8.4).

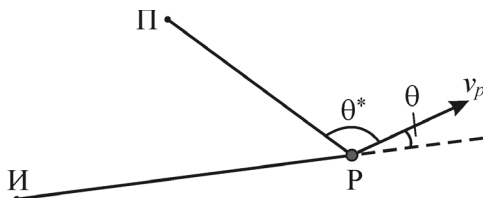


Рис. 8.4. Схема акустического эффекта Доплера для движения приемника звука: И – источник звука; П – приемник звука; Р – рассеивающее тело

Эффектом Доплера можно считать также изменение частоты звука при отражении и прохождении через границу раздела двух сред, которая движется относительно самих сред, остающихся неподвижными. При этом в случае нормального падения звуковой волны с частотой ω_0 на движущуюся границу раздела измененные частоты ω' и ω'' отраженной и прошедшей волн будут равны:

$$\omega' = \omega[1 - (v/c_1)]/[1 + (v/c_1)] \text{ и } \omega'' = \omega[1 - (v/c_1)]/[1 - (v/c_2)], \quad (8.11)$$

где v – скорость границы раздела двух сред (положительной считается ее скорость в направлении падения звуковой волны); а c_1 и c_2 – скорости звука в первой и во второй средах. На величинах же коэффициентов отражения и прохождения движение границы раздела сред не сказывается.

8.4. Источники и приемники ультразвука

Для формирования ультразвукового поля в той или иной среде используются излучатели ультразвука, а для индикации и измерения параметров акустического поля, являющегося результатом взаимодействия ультразвука со средой, – приемники ультразвука.

В медицинских применениях ультразвука используются почти исключительно пьезоэлектрические преобразователи, которые, яв-

ляясь обратимыми, могут выполнять функции как излучателей, так и приемников ультразвука. Выполняются они в виде пластин или дисков из пьезокерамики или кристаллов пьезоэлектриков (кварца, ниобата лития и др.), совершающих продольные резонансные колебания по толщине пьезоэлемента.

8.4.1. Основные типы пьезоэлектрических преобразователей ультразвука

Основные элементы конструкции простейших пьезоэлектрических преобразователей продольных ультразвуковых волн показаны на рис. 8.5. Главный рабочий элемент таких преобразователей выполнен в форме круглого плоского диска из пьезоэлектрического материала (чаще всего из пьезокерамики) с электродами на противоположных гранях диска, подключаемыми к генератору электромагнитного сигнала. Одна из плоских граней диска является активной (излучающей или воспринимающей ультразвук) поверхностью, а другая контактирует с изолирующей средой, которой может быть либо воздух (см. рис. 8.5, *а*), либо так называемая тыльная нагрузка (см. рис. 8.5, *б*).

При сборке преобразователя необходимо обеспечить механическое крепление диска, способ которого в значительной степени определяется конкретным назначением преобразователя. Так, при излучении (и приеме) непрерывных волн или «тональных» импульсов большой длительности на заданной частоте (т.е. узкополосных сигналов) преобразователь должен обладать высокой добротностью. Для ее обеспечения диск закрепляется только в периферийной области, а с тыльной стороны «нагружается на воздух» (см. рис. 8.5, *а*). При излучении же (и приеме) коротких, т.е. широкополосных, импульсов желательно, чтобы преобразователь имел приблизительно равномерную частотную характеристику. С этой целью колебания диска при резонансе демпфируют посредством его соединения с тыльной нагрузкой (см. рис. 8.5, см. *б*), которая в идеальном случае должна быть согласована с преобразователем по акустическому импедансу. Осуществляют такое соединение с помощью заливки из эпоксидной смолы с наполнителем из вольфрамового порошка.

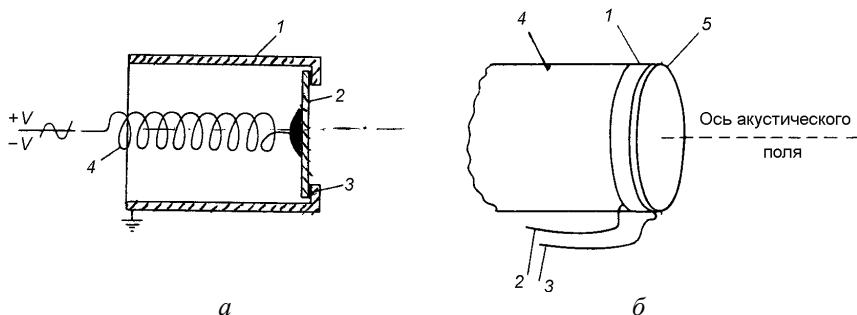


Рис. 8.5. Схема крепления пьезокристалла в излучателе, обеспечивающая воздушную нагрузку тыльной стороны пьезоэлемента (а): 1 – заземленный металлический корпус; 2 – пьезоэлектрический кристалл с серебряными электродами с обеих сторон; 3 – припой; 4 – пружина, прижимающая контакт к обратной стороне пьезоэлемента. Основные элементы плоского круглого преобразователя (б): 1 – пьезоэлемент; 2, 3 – электроды; 4 – тыльная нагрузка; 5 – согласующий слой

Одна из трудностей, возникающих в использовании таких преобразователей при излучении ультразвука в жидкие среды, связана со значительным различием акустических импедансов пьезоэлектрического излучателя и жидкости, что приводит к плохому акустическому согласованию преобразователей и рабочей среды и, как следствие, к увеличению потерь энергии. Для преодоления этого недостатка часто используют один или два четвертьволновых согласующих слоя, наносимых на активную излучающую поверхность преобразователя (см. рис. 8.4, б). Такие слои обеспечивают, кроме того, механическую защиту электродов излучателя и, как правило, изготавливаются из материалов, обладающих хорошей смачиваемостью, для обеспечения лучшего акустического контакта со средой распространения ультразвука.

КПД таких пьезоэлектрических преобразователей при излучении в жидкость и твердое тело в низко- и среднечастотном диапазоне УЗ составляет (50 – 90) %. Интенсивность излучения может достигать нескольких Вт/см² и ограничивается она прочностью и нелинейными свойствами материала активных элементов излучателей. Для увеличения интенсивности и амплитуды колебаний излучателей используют ультразвуковые концентраторы.

8.4.2. Концентраторы ультразвука

В диапазоне средних ультразвуковых частот концентратор представляет собой активную фокусирующую систему, чаще всего в виде пьезоэлектрического преобразователя вогнутой формы, излучающего сходящуюся сферическую или цилиндрическую волну (рис. 8.6, *а*). В таких фокусирующих системах различают фокусное расстояние до геометрического фокуса F_0 , численно равное радиусу кривизны r_0 поверхности излучателя (см. рис. 8.6, *а*), и фокусное расстояние f до волнового фокуса F , где максимальна интенсивность сфокусированного ультразвука (рис. 8.6, *б*).

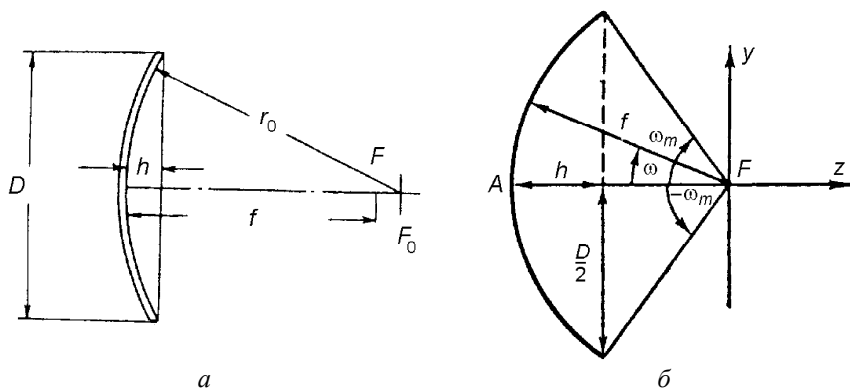


Рис. 8.6. Геометрические параметры, используемые при анализе фокусировки (*а*); параметры волнового фронта, рассматриваемые при анализе фокусировки звука (*б*): f – фокусное расстояние; h – глубина; D – диаметр зрачка; A – вершина; F – фокус; ω_m – угол раскрытия; r_0 – радиус кривизны

Величины угла раскрытия ω_m , фокусного расстояния f и размера зрачка D фокусирующей системы связаны между собой соотношением:

$$D = 2f \operatorname{tg} \omega_m \approx 2f \omega_m, \quad (8.12)$$

причем приближительное равенство справедливо для длиннофокусных излучателей, где угол ω_m мал. В качестве практической безразмерной величины, характеризующей степень фокусировки, обеспечиваемой таким излучателем, используют параметр

$\gamma = D^2/4\lambda r_0$. При этом $\gamma > 2\pi$ отвечает сильной фокусировке, а $0 < \gamma < 2$ – слабой.

На фокусном расстоянии f ширина B ультразвукового пучка в его поперечном сечении может быть оценена соотношением:

$$B = 1,22/(D/2)\gamma = 1,22r_0/(D/2), \quad (8.13)$$

которое, вообще говоря, строго справедливо только для некогерентного излучения. При наличии же высокой пространственно-временной когерентности, что практически всегда имеет место для пьезоэлектрических излучателей, ширина B ультразвукового пучка в фокусе будет еще больше. Заметим также, что выигрыш в поперечной разрешающей способности при возрастании степени фокусировки (или соответствующей величине относительного диаметра зрачка D/r_0) неизбежно сопровождается потерей эффективности фокусировки по глубине пучка УЗ, получение высоких значений которой еще сложнее, чем для поперечного сечения пучка. Тем не менее, в фокусе описанных концентраторов на практике достигается интенсивность ультразвука ($10^5 - 10^8$) Вт/см² на частотах порядка единиц мегагерц, что позволяет эффективно использовать их в целом ряде технических применений.

В низкочастотном ультразвуковом диапазоне применяются и другие типы концентраторов УЗ, а именно, концентраторы-трансформаторы колебательной скорости, выполненные в виде соединяемых с излучающей поверхностью пьезоэлемента резонансных стержней переменного сечения, позволяющие получать амплитуды смещения до (50 – 80) мкм. Такие преобразователи используются в стоматологии.

8.4.3. Фокусирующие ультразвук элементы

Наряду с концентраторами УЗ для увеличения интенсивности и амплитуды ультразвуковых излучателей используют и пассивные фокусирующие ультразвук элементы – акустические линзы.

Акустические линзы – устройства, осуществляющие фокусировку звука посредством изменения длины акустического пути и преломления звука на границе раздела между материалом линзы и окружающей ее средой. Подобно оптическим линзам акустические линзы ограничены двумя рабочими поверхностями и выполняются

из материала, скорость звука в котором c_2 отличается от скорости звука в окружающей среде c_1 . Акустические линзы могут быть изготовлены из твердых веществ, жидкостей или газов. В последних двух случаях жидкость или газ заключают в оболочку, которая должна быть достаточно тонкой, чтобы обеспечить максимальное прохождение энергии ультразвука и незначительное дополнительное отклонение лучей при преломлении.

В зависимости от показателя преломления для звуковых волн $n = c_1/c_2$ акустические линзы называются *замедляющими* при $n > 1$ (рис. 8.7, а) и *ускоряющими* при $n < 1$ (рис. 8.7, б). При выборе материала линзы стремятся к тому, чтобы коэффициент поглощения звука в материале линзы на рабочей частоте был мал, а его волновое сопротивление $Z_2 = \rho_2 c_2$ минимально отличалось от волнового сопротивления окружающей среды $Z_1 = \rho_1 c_1$.

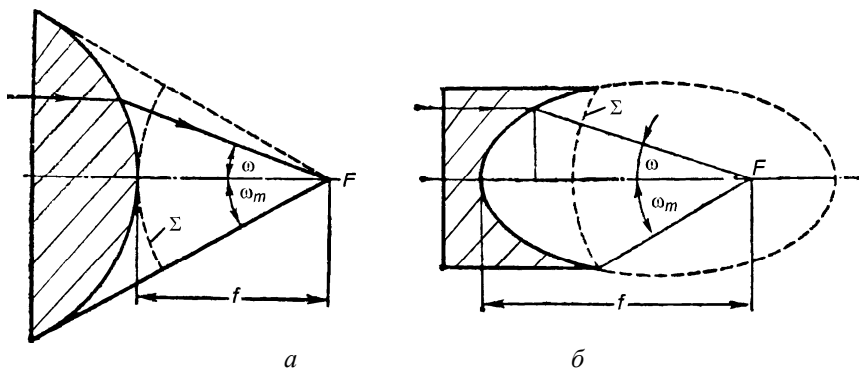


Рис. 8.7. Собирающие акустические линзы: а – замедляющая; б – ускоряющая; Σ – сходящийся волновой фронт; f – фокусное расстояние; ω_m – угол раскрытия фронта; ω – текущий угол; F – фокус

8.4.4. Приемно-излучающие решетки пьезоэлектрических преобразователей

Для получения острой направленности при излучении и приеме УЗ или вообще для формирования некоторой заданной характеристики направленности используют так называемые излучающие и приемные антенны, которые в простейшем случае представляют

собой системы (решетки) излучателей и/или приемников, определенным образом размещенных в пространстве. При использовании в таких решетках преобразователей заданного распределения амплитуды и фазы колебаний в режиме излучения и/или заданного распределения амплитудного и фазового преобразования выходных электрических сигналов в режиме приема их называют *фазированными антенными решетками (ФАР)*.

Практическая реализация ФАР осуществляется разбиением поверхности преобразователя на ряд отдельных элементов и введением относительных фазовых сдвигов между электрическими сигналами, подаваемыми или снимаемыми с этих элементов. Используя соответствующий закон изменения фазы, можно в принципе сформировать волновой фронт любой требуемой формы. С помощью электронной коммутации фазовыми соотношениями можно управлять с высокой скоростью (характерное время переключения – 10^{-6} с). Это позволяет с высоким быстродействием сканировать ультразвуковым пучком по пространству и получать динамическую фокусировку.

Фазированные решетки преобразователей являются более универсальными устройствами формирования пучков УЗ, в том числе фокусированных, поскольку форма создаваемых ими волновых фронтов может отличаться от формы активных поверхностей используемых преобразователей (в отличие от сферической, цилиндрической или конической формы у фокусирующих одноэлементных преобразователей, описанных ранее). Однако стоимость многоэлементных решеток достаточно высока. Кроме того, их характерной особенностью является дискретность требуемого фазового распределения в пределах волнового фронта, что обычно приводит к нежелательным искажениям структуры акустического поля, например к появлению «лепестков решетки». Тем не менее, с учетом данной оговорки фазированные решетки преобразователей можно рассматривать как самостоятельный класс устройств для создания волновых фронтов, форма которых отличается от плоской.

В настоящее время практическое применение находят в основном два типа решеток преобразователей – линейные и кольцевые (рис. 8.8, *а*, *б*). Разработаны решетки преобразователей и третьего типа, представляющие собой двухмерную прямоугольную матрицу отдельных элементов (рис. 8.8, *в*). Однако их чрезвычайная дорого-

визна, обусловленная исключительными технологическими сложностями изготовления, до некоторой степени сдерживает широкое практическое использование таких решеток преобразователей.

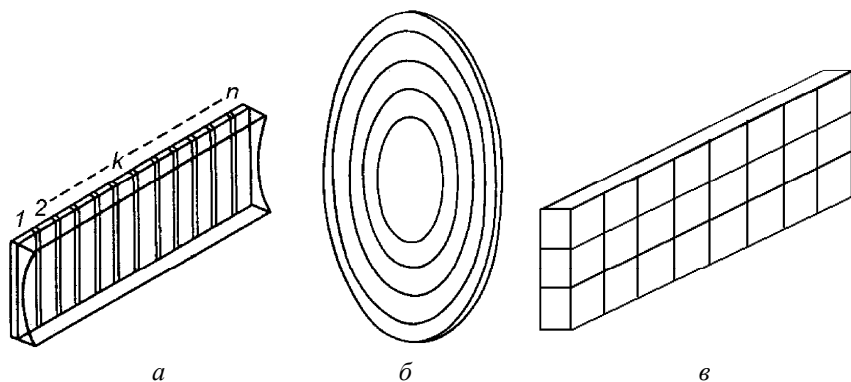


Рис. 8.8. Основные типы решеток преобразователей: *a* – линейная решетка (показана в комбинации с цилиндрической акустической линзой, обеспечивающей фокусировку в направлении, перпендикулярном плоскости сканирования); *б* – кольцевая решетка; *в* – двухмерная решетка

Линейные решетки преобразователей. Широко применяемые линейные решетки (см. рис. 8.8, *a*) обычно изготавливаются в виде последовательности примыкающих друг к другу прямоугольных пьзоэлементов, вырезанных, как правило, из одного и того же образца пьзоматериала. В простейшем случае используется поочередное переключение соседних элементов без введения фазовых сдвигов между ними. Отдельные элементы просто объединяются в группы, например с 1-го по k -й, со 2-го по $(k+1)$ -й, ..., с $(n+1-k)$ -го по n -й. При этом обеспечивается поперечное сканирование несфокусированным ультразвуковым пучком, сформированным k соседними элементами, осуществляемое путем последовательного переключения на одно межэлементное расстояние (рис. 8.9, *a*). Введение же, кроме того, соответствующих фазовых сдвигов между соседними переключаемыми элементами решетки обеспечивает поперечное сканирование уже сфокусированным пучком УЗ (рис. 8.9, *б*).

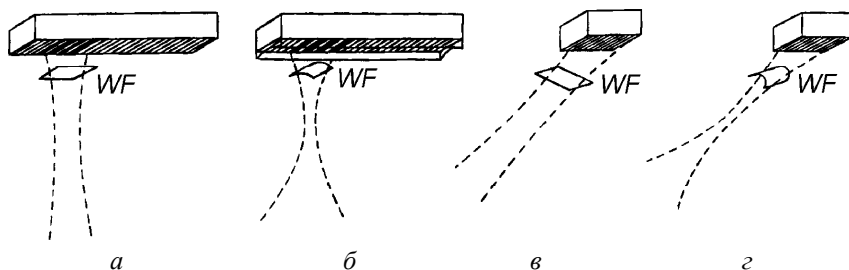


Рис. 8.9. Принципы ультразвукового сканирования, отклонения и фокусировки ультразвукового пучка с помощью многоэлементной решетки преобразователей. Показаны характерные положения волновых фронтов (WF)

Линейные фазированные решетки обеспечивают возможность не только поперечного сканирования, но также и углового сканирования ультразвукового пучка и его динамической фокусировки, принципы реализации которых иллюстрирует рис. 8.9, в, г.

К недостаткам линейных решеток относится то, что формирование заданного профиля пучка и сканирование возможны только в одной плоскости, а именно в плоскости, перпендикулярной продольным осям пьезоэлементов. Для обеспечения фокусировки вне этой плоскости необходимо использовать акустические линзы, как, например, на рис. 8.9, а, или же применять искривленные элементы, создание которых сопряжено с определенными технологическими трудностями.

Кольцевые решетки преобразователей. Кольцевые решетки (см. рис. 8.8, б) также представляют интерес, хотя и не получили столь широкого распространения, как линейные. Преобразователь в виде кольцевой решетки состоит из ряда концентрических кольцевых пьезоэлементов, образующих плоскую или искривленную поверхность. Введение соответствующих фазовых сдвигов между сигналами, излученными или принятыми каждым элементом или одновременно между сигналами обоих этих типов, позволяет в принципе сформировать волновой фронт с круговой апертурой и любой требуемой формой.

На практике часто необходимо, чтобы волновые фронты были сферическими или имели близкую к сферической конфигурацию. Для этой цели используются две различные конструкции кольце-

вых решеток. В первом случае применяется стационарная геометрическая фокусировка без введения каких-либо фазовых сдвигов в пределах апертуры решетки. Фокусировка на оси достигается с помощью акустической линзы или путем придания соответствующей конфигурации самой решетке. Во втором случае между соседними кольцевыми элементами вводятся одинаковые фазовые сдвиги. В результате такая решетка превращается в аналог обычной оптической зонной пластинки Френеля, у которой внешние диаметры колец возрастают в последовательности $1 : 2^{1/2} : 3^{1/2}$ и т.д., причем площади всех колец равны между собой.

Двухмерные решетки преобразователей. Особый интерес представляют двухмерные решетки преобразователей (см. рис. 8.8, в), которые при соответствующем амплитудном и фазовом взвешивании составляющих их пьезоэлементов позволяют обеспечивать двухмерное сканирование акустическим лучом с управляемой динамической фокусировкой. Однако в связи с отмеченными ранее их недостатками на практике двухмерные решетки преобразователей зачастую формируют из нескольких линейных решеток.

8.5. Взаимодействие ультразвука с биологической средой

Взаимодействие ультразвука с любой средой его распространения проявляется как в зависимости параметров акустического поля от свойств этой среды, так и в воздействии ультразвука на характеристики самой среды. Применительно к биологической среде это определяет возможность использования ультразвука как в медицинской диагностике (на основе ультразвуковой интроскопии), так и в ультразвуковой терапии, физиотерапии и хирургии. В диапазоне ультразвуковых частот, применяемых в медицинской акустике, подавляющее число биологических тканей ведет себя аналогично жидкости, в результате проблема интерпретации взаимодействия акустического излучения с биологической средой существенно упрощается в связи с необходимостью учета только продольных акустических волн.

В то же время следует иметь в виду, что реальная биологическая среда (тело человека) является сложным конгломератом весьма неоднородных по своим структуре и свойствам биологических тка-

ней – от жидкости (плазма крови, околоплодная жидкость, спинномозговая жидкость и др.), мягких тканей (печень, почки, сердце, легкие, мышцы, стенки сосудов и др.), жировых тканей и до костных тканей (череп, скелет).

Естественно, что свойства этих тканей оказывают различное влияние как на величину и характер изменения основных параметров акустического поля ультразвуковой волны при ее распространении в них, так и на результаты целенаправленного воздействия ультразвука на биологическую среду, которые для различных типов биологических тканей различаются не только количественно, но и качественно. Результаты взаимодействия ультразвука с биологической средой зависят, кроме того, и от условий этого взаимодействия (*in vitro* или *in vivo*¹), и от целого ряда внешних факторов (температура, давление, влажность и т.д.).

Важнейшую роль при анализе взаимодействия ультразвука с биологической средой играют такие характеристики, как затухание звука, включая рассеяние и поглощение, скорость звука и импеданс среды, а также их частотные зависимости (дисперсия), так как, с одной стороны, они вносят определяющий вклад в процесс формирования ультразвукового изображения внутренних органов тела, а с другой – определяют величину акустической мощности, достигающей данного участка ткани тела и оказывающей на ткань соответствующее воздействие.

8.5.1. Влияние характеристик биологических тканей на параметры УЗ-поля

Результаты экспериментального измерения коэффициентов затухания ультразвука в функции частоты для различных типов биологической ткани приведены на рис. 8.10.

Представленные на этом рисунке зависимости служат лишь для иллюстрации характерных дисперсионных свойств коэффициентов затухания звука в различных типах биологических тканей. Что же касается собственно численных значений коэффициентов затухания звука даже для ткани одного и того же типа, то для

¹ *in vitro* – на биологической среде (биоткани, биожидкости), выделенной из организма; *in vivo* – непосредственно на живом организме.

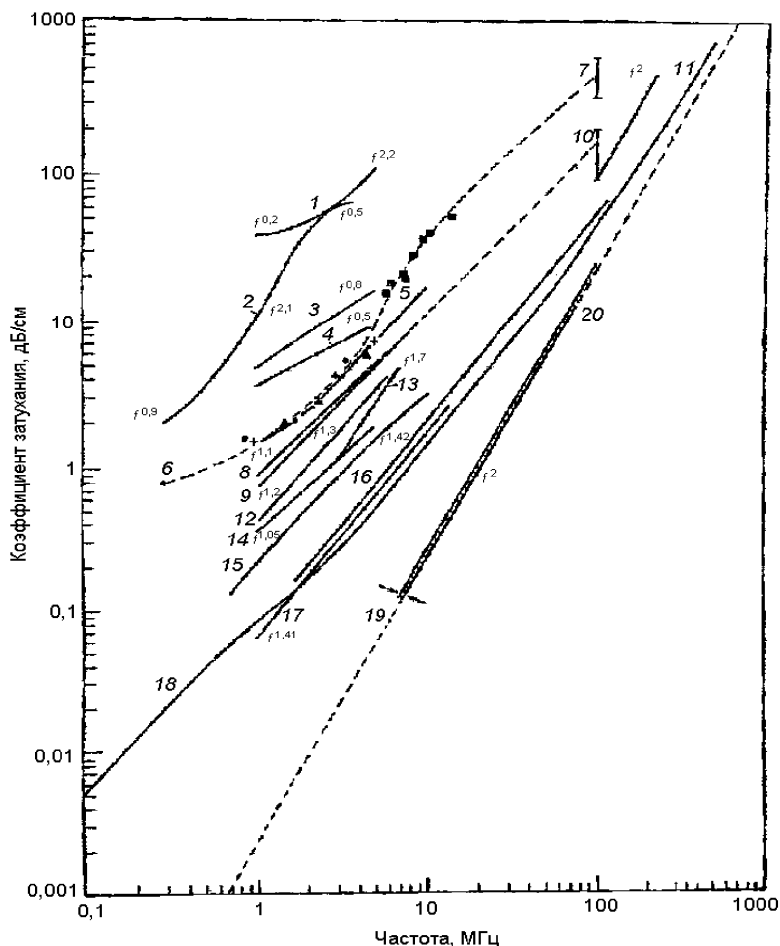


Рис. 8.10. Зависимости коэффициентов затухания звука от частоты в различных тканях и биологических жидкостях: 1 – легкие; 2 – кости черепа; 3 – сухожилия; 4 – кожа; 5 – молочная железа; 6 – скелетная мышца при распространении звука параллельно волокнам; 7 – фиксированная сердечная мышца на частоте 100 МГц; 8 – мозг взрослого человека; 9 – печень на частотах (1 – 10) МГц; 10 – печень на частоте 100 МГц; 11 – почка на частотах 100 и 220 МГц; 12 – селезенка; 13 – семенники; 14 – мозг ребенка; 15 – цельная кровь; 16 – кистозная жидкость молочной железы (9,4 %-ный белковый раствор); 17 – плазма крови; 18 – 10 %-ный раствор гемоглобина при температуре 25 °C; 19 – диапазон значений для раствора аминокислот; 20 – вода

большинства мягких тканей опубликованные данные характеризуются значительным разбросом, причем полученные значения перекрываются даже для тканей различных типов. Последнее обусловлено тем, что на результаты подобных измерений колоссальное влияние оказывают не только выбранные методы измерения, но и такие факторы условий измерения, как степень состаривания образцов ткани, условия консервации, способы хранения тканей (замораживание образцов, химическая фиксация), температура, давление и влажность окружающей среды и др.

В то же время из приведенных на рис. 8.10 зависимостей можно сделать и вполне конкретные и даже количественные выводы. Так, частотная зависимость коэффициента затухания звука для биологической среды имеет степенной характер: $\mu \approx k \cdot f^m$, причем $m \approx 1$ для большинства мягких тканей, а с ростом частоты $m \rightarrow 2$; для костей же $m \rightarrow 4$, почти как для твердых тел.

Что касается вкладов рассеяния и поглощения в затухание звука в биологических тканях, то в диапазоне частот (1 – 10) МГц относительный вклад поглощения составляет $\mu_a/\mu \approx 30\%$. При этом большое затухание ультразвука в легких (кривая 1 на рис. 8.10) обусловлено наличием границ раздела между воздухом и тканью; в крови наличие затухания в большей степени определяется вязкими потерями, а не присутствием интактных клеток; наконец, в организме человека есть такие биологические ткани (околоплодная жидкость, стекловидное тело, хрусталик глаза, кистозная жидкость), в которых при отсутствии патологии рассеяния звука вообще не происходит.

Результаты экспериментальных измерений скорости ультразвука в различных биологических тканях представлены на рис. 8.11, где для справки приведены также соответствующие данные для ряда сред небиологического характера. Как следует из этого рисунка, значения скоростей звука в мягких тканях и биологических жидкостях лежат в сравнительно узком интервале (на рис. 8.11 они показаны с увеличением масштаба в правой части диаграммы). Значительные диапазоны изменения величин скорости звука для биологических тканей даже одного и того же типа, как и в случае измерения затухания, обусловлены влиянием условий измерения, погрешностями, связанными в данном случае с оценкой длины

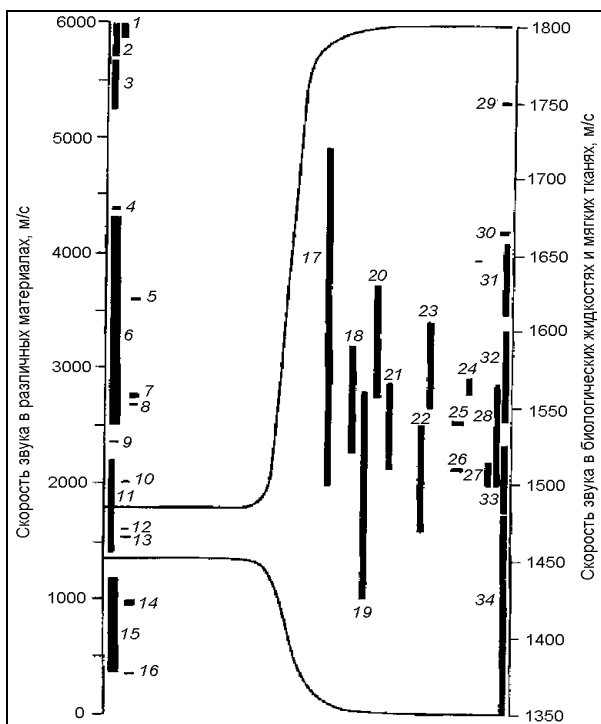


Рис. 8.11. Диапазоны изменения скорости звука в различных биологических средах. Слева для сравнения представлены соответствующие данные для ряда сред небиологического характера. Значения скорости звука в мягких тканях и биологических жидкостях, лежащие в сравнительно узком интервале, показаны с увеличением масштаба на диаграмме справа. Ряд данных получен на тканях, взятых у млекопитающих разного биологического вида; измерения проводились в диапазоне частот (1 – 10) МГц, температура колебалась в интервале от 20 до 37 °С. Все измерения были выполнены либо *in vivo*, либо на свежееудаленных образцах тканей: 1 – сталь; 2 – кварц; 3 – стекло; 4 – латунь; 5 – зубы; 6 – костная ткань; 7 – плексиглас; 8 – нейлон; 9 – полистирол; 10 – полиэтилен; 11 – желчный камень; 12 – натуральный каучук; 13 – желатин (10 %); 14 – силиконовый каучук марки КТУ; 15 – легкие; 16 – сухой воздух; 17 – кожа; 18 – селезенка; 19 – молочная железа; 20 – мышечная ткань; 21 – мозг; 22 – стекло-видное тело и влага передней камеры; 23 – печень; 24 – почки; 25 – грудное молоко; 26 – околоплодная жидкость; 27 – спинно-мозговая жидкость; 28 – физиологический раствор; 29 – сухожилия; 30 – хрящи; 31 – хрусталик глаза; 32 – кровь; 33 – вода; 34 – жировая ткань

акустического пути, дифракционными потерями, конструктивными особенностями излучателей и приемников ультразвука и т.д. Тем не менее, на основе опытных данных по измерениям скорости звука (см. рис. 8.11) можно выделить три основных типа биологических тканей: ткани легкого (малая скорость звука обусловлена высоким газосодержанием), костные ткани (близкие по свойствам к твердым телам) и все остальные жидкие среды и мягкие ткани (водоподобные).

Усредненные экспериментальные значения скорости ультразвуковых волн в различных биологических (и некоторых небологических) средах, а также плотности этих сред и их относительные импедансы Z/Z_0 (акустические сопротивления относительно импеданса Z_0 воды) сведены в табл. 8.1.

Таблица 8.1

**Скорость ультразвуковых волн в различных средах
и акустические сопротивления соответствующих сред**

Среда	Скорость звука, м/с	Плотность ρ_c/ρ_v (относительно воды)	Акустическое сопротивление Z_c/Z_v (относительно воды)
Воздух (при нормальных условиях)	343	$1,2 \cdot 10^{-3}$	$0,3 \cdot 10^{-3}$
Дистиллированная вода	1480	1,0	1,0
Легкие	400 – 1200	–	–
Жировая ткань	1350 – 1470	0,95	0,86 – 0,94
Мозг	1520 – 1570	1,03	1,06 – 1,09
Кровь	1540 – 1600	1,06	1,04 – 1,08
Печень	1550 – 1610	1,06	1,11 – 1,14
Мышечная ткань	1560 – 1620	1,07	1,13 – 1,18
Почка	1560	1,07	1,13 – 1,18
Мягкие ткани	1540	1,06	1,11
Костная ткань	2500 – 4300	1,2 – 1,8	2,2 – 5,0
Камни печени	1400 – 2200	–	0,8 – 1,6

Различия скорости звука в мягких тканях и биологических жидкостях невелики и в большинстве таких тканей, за исключением

жировой, скорость звука в них превышает скорость звука в воде, причем наибольшая скорость звука наблюдается в мышечной ткани, в то время как в жировой ткани скорость звука меньше скорости звука в воде.

Большое различие в скоростях звука и плотностях между мягкими тканями и костями, а также мягкими тканями и тканями легких приводит к очень сильному рассеянию, в том числе отражению ультразвука на границах (за счет рассогласования акустических импедансов тканей на границах их раздела). Численные значения коэффициентов обратного отражения $K_{отр}$ ультразвуковых волн на границах раздела биологических сред иллюстрирует табл. 8.2.

Таблица 8.2

Коэффициент отражения ультразвука на границах некоторых биологических тканей

Граница сред	$K_{отр}$, %
Кровь – мышца	1,5
Кровь – почка	2,1
Кровь – печень	2,7
Мышца – жир	10,9
Печень – камни печени	0 – 17,0
Мышца – кость	64,0
Мозг – кость черепа	66,0
Воздух – мягкие ткани	99,95

Результаты проведенных исследований, частично иллюстрируемые рис. 8.11, показывают, что значения скорости звука в некоторых биологических тканях человеческого организма можно использовать как определенный диагностический параметр. Так, скорости звука существенно различаются в желудочном соке здоровых пациентов и пациентов с патологией желудочно-кишечного тракта (гастрит, язва, рак), что связывают с изменениями концентрации белков и полипептидов. Наряду с величиной скорости звука в биологических тканях важным информативным параметром является также и дисперсия скорости звука, которая, например, в костной ткани достигает (1 – 12) % в диапазоне частот (1 – 3) МГц. Информативным параметром может служить также и зависимость

скорости звука в биологических тканях от температуры. Так, жировая ткань отличается от других типов тканей не только самым низким значением скорости звука, но и отрицательным значением температурного коэффициента скорости (ТКС), в то время как у нежировых тканей $\text{ТКС} > 0$.

Важно отметить, что скорость звука часто оказывается более информативным параметром при выявлении нормы и патологии тканей по сравнению с коэффициентами затухания или обратного рассеяния, так как последние в определенной степени сами зависят от скорости звука. Например, при диагностике заболеваний печени скорость звука является наиболее информативным параметром, давая достоверное различие для нормальной ткани печени, печени с ожирением и печени, пораженной циррозом. Влияние патологии на скорость звука изучено и для других тканей. Так, патологии мозга характеризуются увеличением скорости звука.

8.5.2. Воздействие ультразвука на биологическую среду

Известно, что облучение ультразвуком может приводить к специфическим изменениям в живых клетках и тканях. Впервые это было обнаружено еще в 1916 г. при морских испытаниях ультразвуковых гидролокационных устройств Ланжевена – наблюдались специфические поражения рыб. Физические эффекты, которые действительно или предположительно ответственны за взаимосвязь между воздействием ультразвука и соответствующими биологическими эффектами по механизмам их действия можно разделить на две большие группы: *тепловые* и *нетепловые*.

В текучих средах (и там, где размеры биологических молекул малы) энергия поля ультразвуковой волны не приводит к специфическим химическим или биологическим изменениям и быстро превращается в тепло. В средах же менее текучих (или содержащих гигантские молекулы) могут проявляться и нетепловые механизмы воздействия ультразвука. Среди нетепловых эффектов важнейшим является кавитация. Кроме того, к ним относятся радиационное давление, акустические потоки, трансформация акустической энергии в энергию поля сдвиговых напряжений стационарного течения жидкости или энергию компонентов химических реакций и др.

Тепловые механизмы воздействия ультразвука на биологические ткани и соответствующие им биологические эффекты. Энергия, переносимая ультразвуковым пучком в вязкой среде, как известно, теряется на затухание. При этом если вся энергия, теряемая пучком, идет на нагрев ткани, то выделяющееся при этом тепло в единицу времени будет:

$$Q \approx \rho C(dT/dt), \quad (8.14)$$

где ρ и C – плотность и теплоемкость ткани; dT/dt – скорость нагрева ткани. Например, при интенсивности ультразвука $I = 1$ Вт/см² ($dT/dt \approx 2,88$ °C/мин).

Наибольший нагрев испытывает поверхность кости и надкостница. В мягких тканях, окружающих твердые включения (кости), продольные акустические волны могут частично трансформироваться в сдвиговые, которые еще быстрее поглощаются в мягких тканях. Последнее может приводить к локальному перегреву надкостницы, богатой нервными окончаниями, вызывая при этом болевые ощущения.

Нетепловые механизмы воздействия ультразвука на биологическую среду и соответствующие им биологические эффекты. Наибольшее число публикаций на эту тему связано с изучением влияния на биосреду кавитационных явлений и отчасти влиянием акустических течений и стоячих акустических волн.

Кавитация. Со стадией стабильной кавитации в биологической среде связано возникновение акустических микропотоков и высоких сдвиговых напряжений. В стадии же коллапсирующей кавитации при схлопывании парогазовых пузырьков в биологических тканях могут возникать высокие локальные температура и давление, а также преобразование энергии ультразвука в излучение света (сонолюминисценция) или химические реакции.

При превышении порога коллапсирующей стадии кавитации начинается лизис (разрушение) клеток, повреждение их мембран, а оставшиеся целыми клетки теряют способность к репродукции. В тканях млекопитающих при этом наблюдаются нарушения их сплошности и кровотока.

Радиационное давление. Ультразвук оказывает силовое воздействие на стенки сосудов, в которых распространяется, а также на любую неоднородность, попадающую в его акустическое поле. Пространственный период этой силы пропорционален $\lambda/2$, и, таким

образом, она может быть ответственна за явление стаза клеток крови, при котором эритроциты под действием поля стоячих акустических волн собираются в хорошо заметные скопления. При исследованиях *in vivo* оказалось, что сгустки эритроцитов удерживаются в узлах акустического поля постоянно, хотя плазма крови продолжает при этом течь. После выключения ультразвука сгустки эритроцитов рассасываются. Наиболее же чувствительны к ультразвуку тромбоциты, в результате при гемолизе крови возможно образование тромбов. Облучение ультразвуком кровеносных сосудов при наличии стоячих волн вызывает повреждения облученной стороны плазматических мембран, что ведет к повреждениям стенок сосудов.

Акустические течения. Это однонаправленная циркуляция жидкости, которая может возникать при действии ультразвукового поля на текучую среду. Градиенты скорости, связанные с таким движением среды, могут быть достаточно большими, особенно в окрестности границ раздела сред, попадающих в ультразвуковое поле. Сдвиговые напряжения, возникающие при этом, могут вызывать изменения или даже повреждения в биологических тканях. Возникновением акустических течений могут объясняться увеличение теплопередачи биологических тканей, ускорение различных процессов в них и даже срыв клеточных оболочек.

8.5.3. Критерии безопасности применения ультразвука в медицине

Медицинские применения ультразвука связаны с ультразвуковой медицинской диагностикой (в том числе ультразвуковой гистологией, т.е. количественной детализацией основных характеристик биологических тканей), а также с ультразвуковой терапией, физиотерапией и хирургией. Ультразвуковая диагностика базируется на получении информации о биологической среде с помощью методов ультразвуковой визуализации тканей, в основе которых лежат физические эффекты, связанные с влиянием биологической ткани на основные параметры акустического поля. В диагностике, основанной на эхоимпульсном методе, используются частоты $\approx 10^7$ Гц; интенсивность УЗ при этом не превышает $(0,5 - 10) \text{ мВт/см}^2$, что считается вполне безопасным для организма. В

соответствии с рекомендациями Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) безопасными для человека считаются методы эхолокации с интенсивностью ультразвука до 100 мВт/см^2 .

Ультразвуковая терапия и физиотерапия, а также ультразвуковая хирургия базируются на использовании эффектов воздействия ультразвука на свойства биологической ткани, вызывающих соответствующие целенаправленные изменения в последней. В терапевтической ультразвуковой аппаратуре используются частоты от сотен килогерц до нескольких мегагерц, интенсивности – до 1 Вт/см^2 (по рекомендациям ВОЗ допустимы интенсивности ультразвука до 3 Вт/см^2). При больших интенсивностях сильное нагревание и кавитация вызывают разрушение тканей. Этот эффект находит применение в ультразвуковой хирургии. Частоты, применяемые в хирургической фокусирующей аппаратуре, составляют (0,5 – 5) МГц, интенсивности достигают сотен и даже тысяч Вт/см^2 в коротком импульсе.

8.6. Ультразвуковая медицинская интроскопия и диагностика

Среди методов ультразвуковой визуализации наибольшее применение в медицинской диагностике находят эхоимпульсные и доплеровские методы. Более ограниченное применение имеют методы трансмиссионной ультразвуковой визуализации, а также методы акустической микроскопии, применяемые в ультразвуковой гистологии.

8.6.1. Эхоимпульсные методы визуализации и измерения

Общая характеристика эхоимпульсных методов. Существующие методы эхоимпульсной визуализации насчитывают много видов. Тем не менее, все они могут быть охарактеризованы схемой, иллюстрируемой рис. 8.12.

Основным элементом любой такой системы является электроакустический преобразователь, почти исключительно пьезоэлектрический, который служит одновременно для излучения акустических сигналов в среду и приема сигналов, переизлученных мишенью. Для большинства применений эхоимпульсной локации необ-

ходимо перемещение ультразвукового преобразователя в пространстве (сканирование). Это осуществляется с использованием либо механического привода или вручную, либо электронного привода (при применении решеток преобразователей).

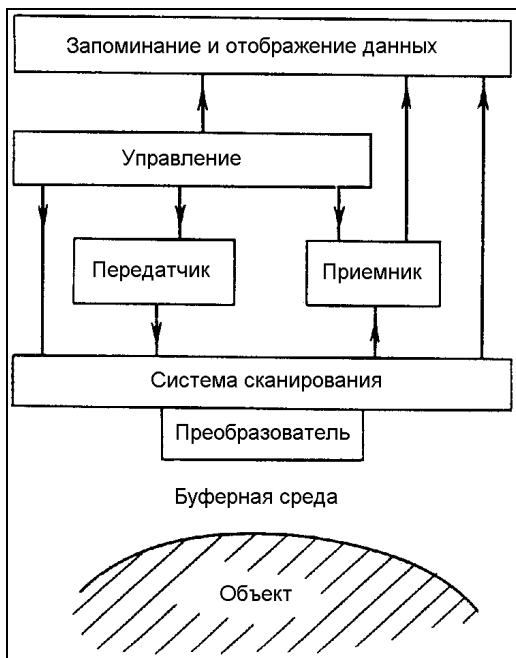


Рис. 8.12. Блок-схема, показывающая взаимосвязь между основными узлами эхоимпульсных диагностических систем

Основные типы медицинских диагностических преобразователей (зондов) для наружного обследования приведены на рис. 8.13, а некоторые типы медицинских ультразвуковых преобразователей для внутритолостного обследования показаны на рис. 8.14.

К основным способам сканирования относятся:

- секторное механическое сканирование, при котором ось УЗ-пучка перемещается по углу так, что зона изображения имеет вид сектора;
- линейное электронное сканирование, при котором УЗ-пучок перемещается параллельно самому себе;

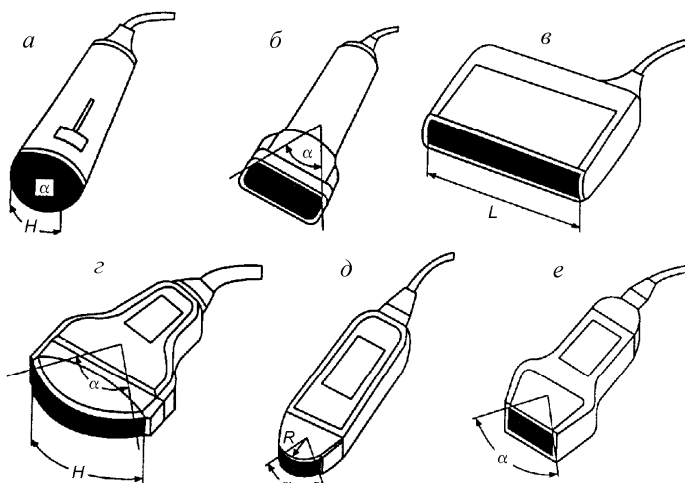


Рис. 8.13. Основные типы ультразвуковых преобразователей (зондов) для наружного обследования: *а, б* – секторные механические (*а* – кардиологический, *б* – с водной насадкой), *в* – линейный электронный, *г* – конвексный, *д* – микроконвексный, *е* – фазированный секторный

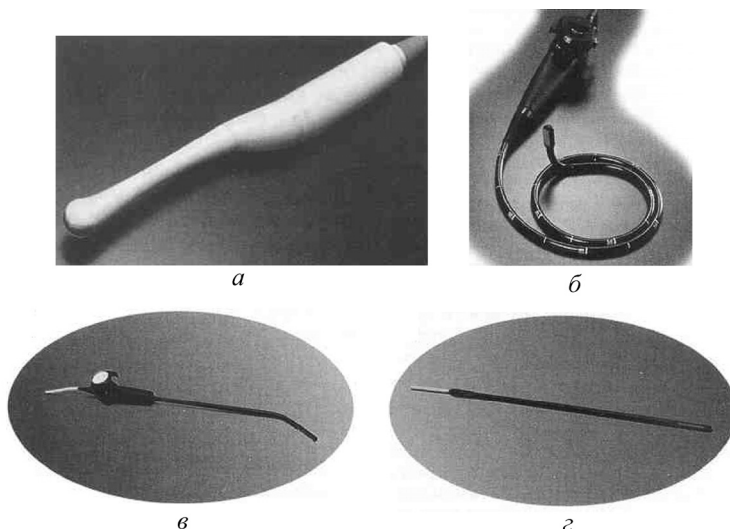


Рис. 8.14. Некоторые типы внутриспостных ультразвуковых преобразователей (зондов): *а* – трансвагинальный микроконвексный; *б* – чреспищеводный; *в, г* – интраоперационные лапароскопические (вводимые в операционное поле)

- конвексное и микроконвексное сканирование, при котором благодаря выпуклой рабочей поверхности преобразователя УЗ-пучок перемещается по углу, формируя секторное сканирование;
- фазированное секторное сканирование, реализация которого и характерный вид эхограммы иллюстрирует рис. 8.15.

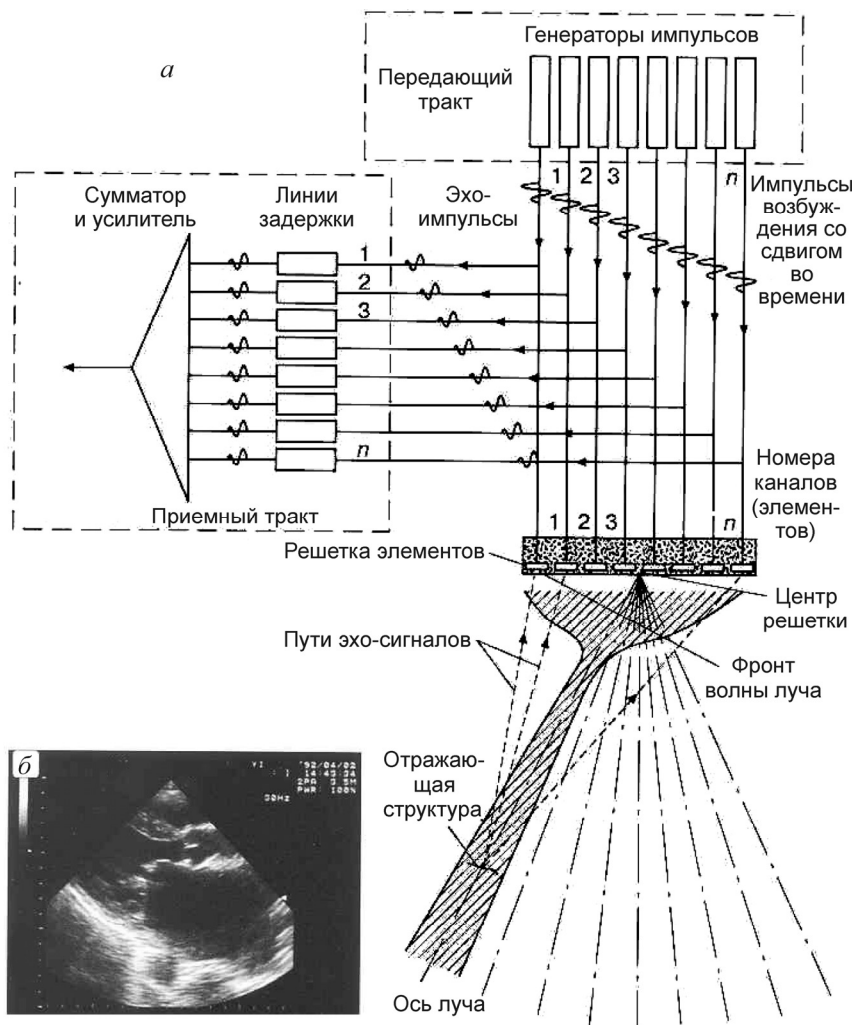


Рис. 8.15. Фазированное секторное сканирование (*a*);
секторная эхограмма (*б*)

Роль передающего тракта («передатчик» на рис. 8.12) состоит в ударном возбуждении преобразователя – обычно коротким радиочастотным импульсом электрического напряжения.

Приемник (см. рис. 8.12) – своего рода элемент сопряжения между излучателем и дисплеем или системой записи информации, получаемой с помощью ультразвука.

Устройством отображения информации (см. рис. 8.12), как правило, служит электронно-лучевая трубка (ЭЛТ), монитор или дисплей.

Процесс передачи информации, извлекаемой из амплитуды и фазы высокочастотного эхосигнала, часто может ограничивать полезность этой информации. Реальные ЭЛТ, а также восприятие наблюдателя, как правило, чувствительны к амплитуде, поэтому требуется преобразовать высокочастотный сигнал в видеосигнал, т.е. удалить информацию о фазе.

В настоящее время общепринятыми являются два основных режима отображения: непосредственное отображение видеосигнала с выхода приемного тракта и отображение сигнала с помощью промежуточного запоминающего устройства (ЗУ). Второй способ имеет то преимущество, что обеспечивает сопряжение параметров сканирования пучка, обусловленных особенностями распространения ультразвука и анатомического строения тела человека, и стандартных телевизионных (TV) устройств.

В любой ультразвуковой видеосистеме основная проблема – управление различными процессами и их координация. При этом многочисленные задачи синхронизации и вычисления координат решает ЭВМ.

Режимы представления эхоимпульсной информации. *А-сканирование* – простейший и исторически первый режим отображения информации. Здесь амплитуда сигнала (радио или видео) – вертикальное отклонение луча ЭЛТ; расстояние от преобразователя (скорость звука) – горизонтальная (временная) развертка. В настоящее время А-режим сканирования продолжает применяться (особенно в радиочастотной форме) при точных измерениях размеров, например в офтальмологии. Сохранение фазовой информации в режиме А-сканирования имеет потенциальную ценность для гистологии, т.е. методов детальной оценки основных характеристик биологических тканей.

ТМ (или М) сканирование – развитие А-режима для отображения движущихся биологических структур. Этот метод разработан в основном для исследования сокращений сердца на интервале времени в несколько кардиоциклов. В этом режиме координаты по дальности считываются по вертикальной оси, а амплитуда видеосигнала модулирует яркость строки, и все получаемые строки с течением времени разворачиваются вдоль горизонтальной оси. Пример характерной А-эхограммы в М-режиме отображения информации показан на рис. 8.16, *а*.

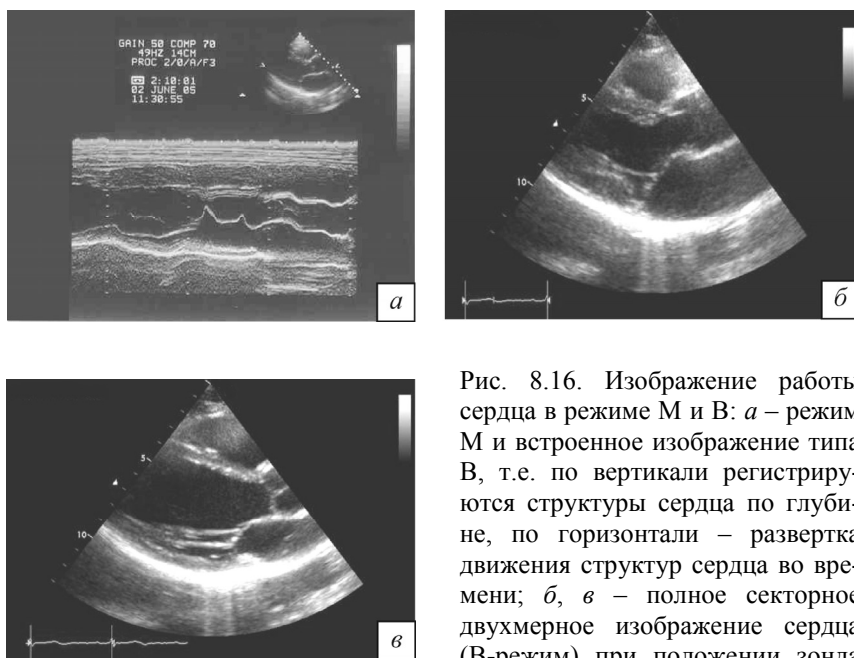


Рис. 8.16. Изображение работы сердца в режиме М и В: *а* – режим М и встроенное изображение типа В, т.е. по вертикали регистрируются структуры сердца по глубине, по горизонтали – развертка движения структур сердца во времени; *б*, *в* – полное секторное двухмерное изображение сердца (В-режим) при положении зонда в IV межреберье у левого края

грудины (парастернальная позиция длинной оси левого желудочка) в разные фазы сердечного цикла: *б* – систола левого желудочка, *в* – диастола левого желудочка. Синхронно осуществляется запись электрокардиограммы (см. далее эхограммы)

В-сканирование – основа почти всех современных средств ультразвуковой визуализации. Этот режим сканирования можно рассматривать как модифицированный А-режим, в котором последовательность импульсов видеосигнала используется для модуляции яркости в плоскости изображения вдоль оси ультразвукового пучка в сечении объекта в данный момент времени. В-сканирование сечения объекта позволяет построить двухмерное изображение, модулированное по яркости. Примером тому может служить приведенное на рис. 8.16, *б*, *в* изображение полного поперечного сечения сердца, полученное с использованием В-режима ультразвукового сканирования.

Широкое применение режима В-сканирования в ультразвуковой диагностике обусловлено, прежде всего, его удобством, несмотря на то, что в качестве информативного параметра при этом используется только амплитуда эхосигнала. Для получения В-эхограмм могут использоваться все перечисленные выше разновидности сканирования ультразвукового пучка (в том числе сфокусированного) – с ручным, механическим или электронным приводом.

Разрешающая способность эхоимпульсных систем визуализации. Разрешающая способность рассматриваемых систем визуализации для поперечного и продольного направлений по отношению к акустической оси преобразователя определяется различными факторами. Для поперечного разрешения главным ограничивающим фактором является дифракция. При этом дифракционный предел d поперечного разрешения (даже при фокусировке) составляет $d = 1,22\lambda L_f/a$, где L_f – фокусное расстояние; a – характерный размер излучателя. Мерой продольного разрешения является эффективная длительность эхосигнала, отраженного от точечной мишени, которая в свою очередь определяется длительностью импульса излученного ультразвукового сигнала.

Численные значения величин поперечного и продольного разрешений для ультразвуковых сканеров среднего класса приведены в табл. 8.3, где указаны также максимальные рабочие глубины проникновения ультразвука в биологические ткани, соответствующие данному пространственному разрешению.

Таблица 8.3

**Пространственная разрешающая способность ультразвуковых
сканеров среднего класса**

Рабочая частота зонда, МГц	Продольная разрешающая способность, мм	Поперечная разрешающая способность, мм	Максимальная рабочая глубина зонда, мм
3,5	0,8	2,5	200
5,0	0,6	1,5	130
7,5	0,4	0,8	70
10,0	0,3	0,4	40

Сложное сканирование и компьютерная реконструкция изображения. Указанные ранее способы сканирования характеризуются тем, что часто в формируемых ими изображениях присутствует специфическая помеха – так называемый спекл-шум, аналогичный спекл-шуму в лазерной оптике, и являющийся следствием когерентности зондирующих пучков ультразвукового излучения.

Наиболее радикальным средством подавления когерентности процесса визуализации, ответственного за спекл-шум, является использование методов сложного сканирования, т.е. зондирования под различными углами с последующим компьютерным синтезом сигнала изображения. Такие методы сканирования стали возможны с появлением решеток преобразователей, что позволило также снять и проблему движения (смещения) тканей при медленном сканировании.

Методы сканирования в реальном времени позволяют отображать движение тканей, давать богатую информацию о физиологии и патологии тканей в организме. Часто важна и возможность получения трехмерного изображения, реализуемая путем регулярного качания плоскости сканирования в протяженной области анатомических структур, так что у оператора создается впечатление трехмерного изображения, например плода, кровеносных сосудов или области патологии. Перспективы здесь связаны с использованием двухмерных решеток (матриц) преобразователей.

8.6.2. Доплеровские методы визуализации и измерения

Общая характеристика доплеровских методов. Частота ультразвука, принятого от движущегося отражателя (или рассеивателя), отличается от частоты излученного ультразвукового сигнала. Смешивая излученный ультразвуковой сигнал с принятым, получают разностный (доплеровский) сигнал, частота которого равна доплеровскому сдвигу частоты ω_d .

Для связанных с движением многих физиологических процессов в организме величина доплеровского сдвига оказывается в диапазоне звуковых частот, что в свое время позволило создать простейшие индикаторы скорости – типа стетоскопа. Подобные устройства были использованы для определения внутриутробного сердцебиения плода и вибраций стенок кровеносных сосудов при измерении артериального давления.

Однако наибольший интерес представляет задача регистрации и измерения параметров кровотока, когда ультразвук рассеивается на форменных элементах крови (эритроцитах). Диагностические возможности ультразвуковых доплеровских измерителей пригодны для визуализации кровотока в сосудах, для измерения кривой скорости артериального кровотока, для измерения распределений скоростей различных элементов крови, для измерения спектра доплеровских частот и т.д.

Простейший и исторически первый доплеровский ультразвуковой прибор излучает непрерывный немодулированный ультразвук и называется *доплеровским прибором непрерывного излучения (ДПНИ)* или *непрерывно-волновым доплеровским локатором*. Его нельзя использовать для различения сосудов, находящихся на разных глубинах, и для измерения профиля скорости крови в сосуде.

Для решения этих задач используют модуляцию излучаемого ультразвукового сигнала, что позволяет выделить информацию о глубине залегания исследуемого объекта (обычно используют амплитудную модуляцию последовательности импульсов и регистрируют выходной сигнал стробированием по времени соответствующих модулированных фрагментов сигнала). Такие приборы называют *импульсно-доплеровскими локаторами*, или *импульсно-волновыми доплеровскими локаторами*.

Комбинация В-сканера, работающего в реальном времени, и импульсного доплеровского лоатора, называемая *дуплексным сканером*, обычно используется для одновременной визуализации сосуда и регистрации кровотока. Импульсно-доплеровские лоаторы могут использоваться и для измерения профиля скоростей кровотока в поперечном сечении сосуда.

Доплеровский прибор непрерывного излучения (ДПНИ). Обычно в ультразвуковом зонде таких приборов совмещаются приемный и излучающий преобразователи, как это показано на рис. 8.17. При этом биссектриса угла φ совпадает с осью так называемого «измерительного объема», т.е. области перекрытия двух ультразвуковых пучков (излученного и рассеянного). Угол $\varphi/2$ достаточно мал, так что в соответствии с рис. 8.4 (см. разд. 8.3), угол $\theta^* \approx \pi - \theta$, и поэтому соотношение (8.10) для доплеровского сдвига частоты ω_d преобразуется к виду

$$\omega_d = -(2\omega_0 V/c) \cos \theta / (1 + (V/c) \cos \theta), \quad (8.15)$$

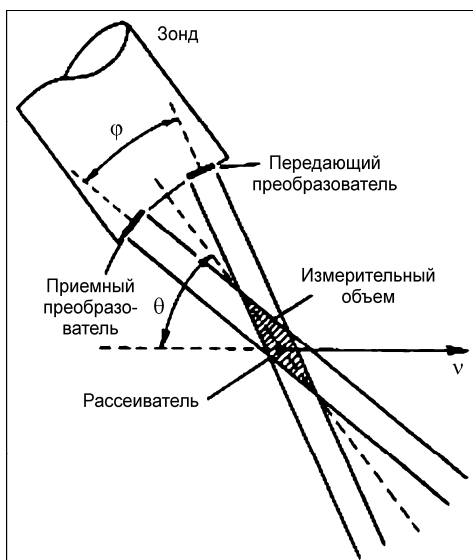


Рис. 8.17. Зонд, передающий и приемный преобразователи и ультразвуковые пучки доплеровского прибора непрерывного излучения

где ω_0 и c – частота излученного ультразвука и скорость его распространения; V – скорость кровотока; θ – угол между вектором скорости кровотока и биссектрисой угла между излученным и рассеянным пучками ультразвука (см. рис. 8.17).

При этом поскольку $0 < \cos \theta < 1$, а $V/c \ll 1$, получаем:

$$\omega_d \approx -(2\omega_0 V/c) \cos \theta. \quad (8.16)$$

Если излученный ультразвуковой сигнал имеет вид $x_t(t) = \cos \omega_0 t$, а принятый сигнал $x_r(t) = \cos[(\omega_0 + \omega_d)t + \Psi]$, где ω_0 – частота излученного ультра-

звука, ω_d – величина доплеровского сдвига в принятом ультразвуковом сигнале, а Ψ – значение фазы, зависящее от расстояния до объекта и фазового сдвига в приемном преобразователе, то сигнал на выходе смесителя ДПНИ будет иметь вид

$$x_{\text{см}}(t) = \frac{1}{2} [\cos(\omega_d t + \Psi) + \cos(2\omega_0 t + \omega_d t + \Psi)]. \quad (8.17)$$

После фильтрации в усилителе низкой частоты сигнала с удвоенной исходной частотой $2\omega_0$ останется лишь доплеровский сигнал:

$$x_d(t) = \frac{1}{2} [\cos(\omega_d t + \Psi)]. \quad (8.18)$$

Поскольку функция $\cos(\omega_d t + \Psi)$ – четная, для выделения информации о направлении кровотока необходимо использовать некоторые дополнительные преобразования, среди которых наиболее эффективным является метод квадратурной демодуляции. В этом методе используются два доплеровских сигнала – синфазный $i(t)$

и квадратурный $q(t)$. При этом если $i(t) = \frac{1}{2} \cos(\omega_d T + \psi)$, а $q(t) = \frac{1}{2} \sin(\omega_d t + \psi)$, то при $\omega_d > 0$ сигнал $q(t)$ будет отставать от $i(t)$ на 90° и наоборот, при $\omega_d < 0$ сигнал $q(t)$ будет опережать $i(t)$ на 90° .

Ультразвуковой сигнал, воспринимаемый приемным преобразователем, содержит не только полезный (информативный) сигнал, образованный рассеянием ультразвука на элементах крови, но и другие сигналы, причем гораздо большей амплитуды, образованные рассеянием на других структурах (на границе жировой и мышечной ткани, на стенках кровеносных сосудов и др.). Эти сигналы (так называемые сигналы «тканевого доплера», см. далее) оказываются на 40 – 50 дБ больше «полезного», характеризующего параметры кровотока, и, кроме того, они сами могут обладать низкочастотным доплеровским сдвигом за счет движения окружающих структур (движения пульсирующих артерий). Чтобы подавить эти сигналы, в усилитель низкой частоты (УНЧ) вводят фильтры верхних частот.

Поскольку внутри измерительного объема имеет место распределение скоростей кровотока в поперечном сечении сосуда, т.е. рассеиватели ультразвука движутся с разными скоростями, то доплеровский сигнал представляет собой суперпозицию доплеровских сигналов, частота каждого из которых соответствует скорости движения конкретного рассеивателя. Таким образом, доплеровский сигнал будет иметь сплошной спектр и частотомер ДПНИ будет давать лишь значение средней из этих частот.

Импульсно-волновой доплеровский измеритель скорости кровотока. Наиболее существенное ограничение ДПНИ – отсутствие пространственного разрешения, т.е. возможности разделить доплеровские сигналы от различных точек в пределах ультразвукового пучка. Невозможно также разделить и скорости в различных точках по сечению сосуда, т.е. невозможно измерять профиль скорости кровотока.

Для решения этой задачи были созданы импульсные измерители скорости кровотока. В этих приборах пространственное разрешение достигается благодаря периодическому излучению коротких (несколько λ) ультразвуковых импульсов (частота их повторения задается синхронизатором, а канал излучения открывается на время длительности импульса) и использованию смесителя, в котором опорным сигналом служит задержанный во времени излученный сигнал (или эквивалентная выборка из принятого сигнала). Последнее обеспечивает разрешение по глубине.

Возможности исследования и измерения параметров кровотока с использованием импульсно-волнового локатора частично иллюстрирует рис. 8.18, *а*. Такое устройство чувствительно к кровотоку лишь внутри некоторой области в пучке (в измерительном объеме, см. рис. 8.18, *б*). При этом время распространения излученного импульса до измерительного объема и обратно равно задержке между выборками излученного и задержанного сигналов. В результате, простым изменением задержки измерительный объем можно перемещать вдоль оси пучка и использовать это для раздельного наблюдения кровотока на различных глубинах или в различных точках по сечению сосуда. Ширина измерительного объема определяется шириной пучка, а длина – длительностью излученного импульса, длительностью опорного импульса и временными характеристиками схемы смесителя.

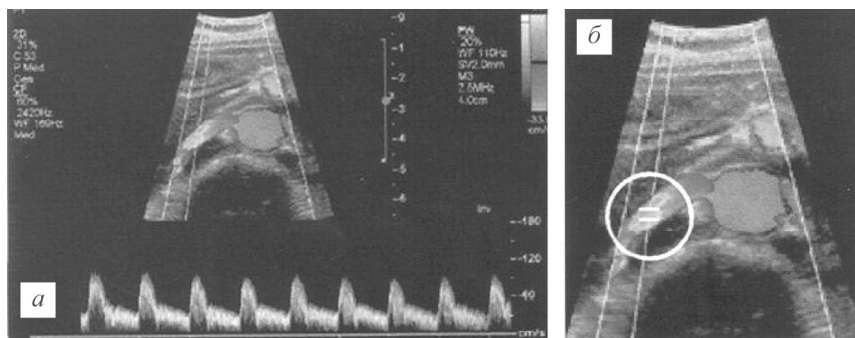


Рис. 8.18. Исследование кровотока в правой почечной артерии с использованием импульсно-волнового доплеровского режима (а) при указанной локализации контрольного (измерительного) объема (б), в котором осуществляется измерение скорости кровотока в артерии

Наряду с такими одноканальными импульсно-волновым доплеровскими приборами, в которых для измерения профиля скоростей необходимо менять глубину зондирования и перемещать ультразвуковой пучок поперек исследуемого кровеносного сосуда, для ускорения этих процедур применяют многоканальные приборы с несколькими одновременно выставляемыми измерительными объемами.

Иллюстрацией развития техники импульсно-волновой доплеровской локации могут служить приборы с измерением спектральных характеристик доплеровского сигнала, блок-схема одного из которых приведена на рис. 8.19, а пример полученных с его помощью результатов исследования кровотока в артерии при так называемом «дуплексном сканировании» (сочетание В-режима сканирования и режима «спектрального доплера») дан на рис. 8.20.

Следующим важным этапом развития техники импульсно-волновой доплеровской локации явились *приборы с использованием цветового картирования изображения*. В таких приборах используется так называемый CFM-режим доплеровской локации, при котором в определенной (выделенной) части серошкального изображения выводится в цвете информация о скорости движения биологических структур (кровотока) в каждом из элементов изображения. В соответствии с направлением скорости элемент изображения окрашивается в красные или синие тона.

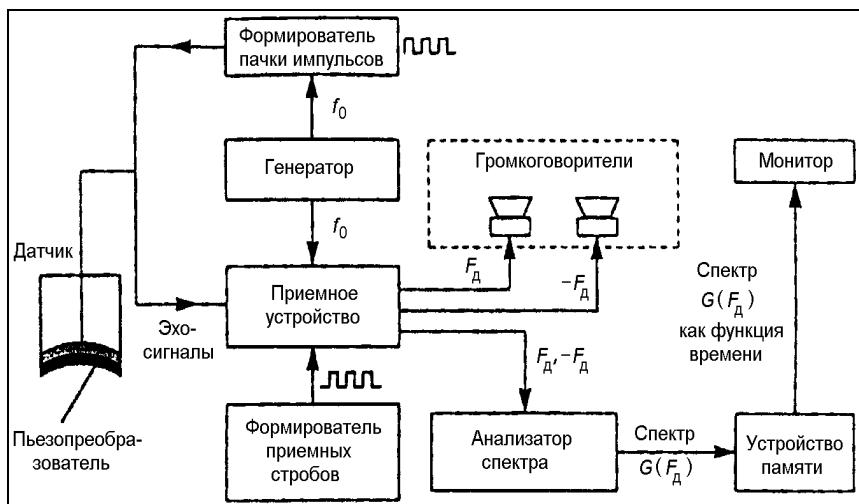


Рис. 8.19. Импульсно-волновой доплеровский локатор со «спектральным доплером»

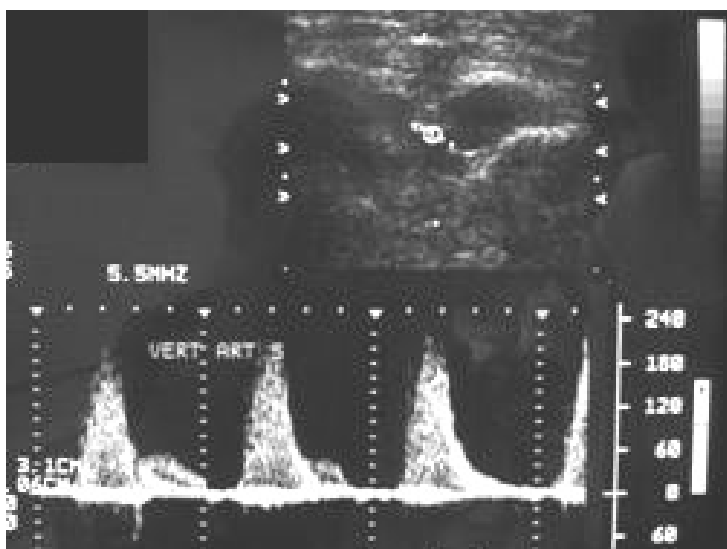


Рис. 8.20. Исследование кровотока в артерии при «дуплексном сканировании»: сочетание В-режима и режима спектрального доплера

При этом изменение цвета от темно-красного до красного, оранжевого и желтого отображает возрастающую величину среднего значения скорости прямого кровотока. Для обратного кровотока в зависимости от величины сдвига цвет меняется от темно-фиолетового до голубого, иногда зелено-голубого и зеленого. Обычно цветовая палитра дается в качестве справочной на экране монитора прибора рядом с акустическим изображением. Примеры эхограмм, полученных с использованием приборов с цветовым доплеровским картированием изображения, даны на рис. 8.21 и 8.22.

Модификациями цветового доплеровского картирования являются *энергетическая доплеровская эхография* или *«энергетический доплер»* и *доплеровская визуализация тканей*, или *«тканевый доплер»*.

Первый из этих режимов позволяет отображать двухмерную картину расположения и формы сосудов, выделяя их одним цветом на фоне обычного серошального изображения в В-режиме сканирования. Метод «энергетического доплера» не дает информации о средней скорости кровотока в отдельных элементах изображения, а регистрирует факт наличия кровотока. В этом смысле он близок к методу рентгеновской ангиографии и позволяет наблюдать такие сосуды со слабым кровотоком, как сосуды почек, яичек, плаценты и т.д.

Режим же «тканевого доплера» используется для регистрации движения тканей, например миокарда, путем отображения на двухмерной картине пространственного распределения скоростей движения отдельных элементов тканей тем же способом, что при цветовом картировании. Принципиальное отличие метода состоит в том, что если при цветовом доплеровском картировании с помощью фильтров исключаются эхосигналы от движущихся стенок сердца и сосудов, то при доплеровской визуализации тканей, наоборот, исключается информация о кровотоке и регистрируется только движение тканей. Обусловлена такая возможность тем, что доплеровский сдвиг частоты у стенок сердца и сосудов существенно меньше, чем у эхосигналов от кровотока. Области применения этого метода включают, прежде всего, исследование физиологической функции миокарда. Примеры эхограмм изображения сердца при исследовании в режиме тканевого доплера даны на рис. 8.23 и 8.24.

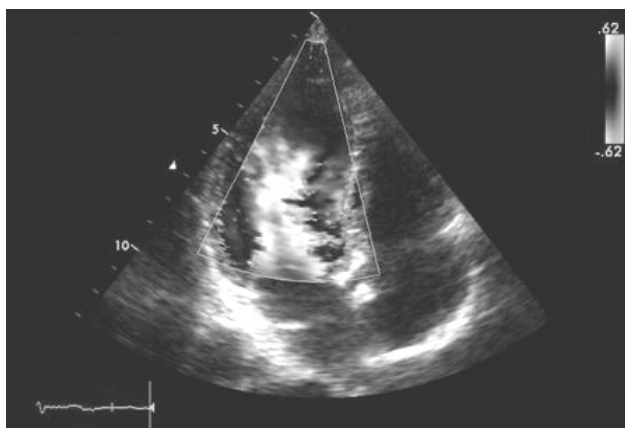


Рис. 8.21. Цветовое доплеровское картирование изображения потока крови в период диастолического наполнения левого желудочка в разные фазы сердечного цикла, о чем на цветном изображении свидетельствует разный цвет и синхронная запись электрокардиограммы. Ультразвуковой зонд расположен в области верхушки сердца («апикальная» позиция четырехкамерного сердца)

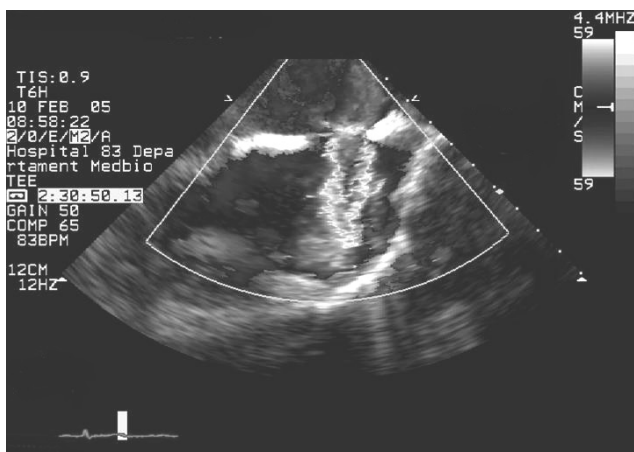


Рис. 8.22. Чреспищеводное эхокардиографическое исследование сердца в режиме цветового доплеровского картирования изображения (ультразвуковой зонд расположен в пищеводе). Спектр кровотока через дефект межпредсердной перегородки (врожденный порок сердца) имеет пеструю окраску, так как скорость потока превышает предел Найквиста, вызывая искажения доплеровского спектра

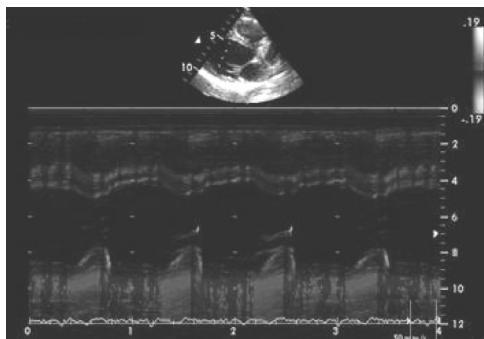
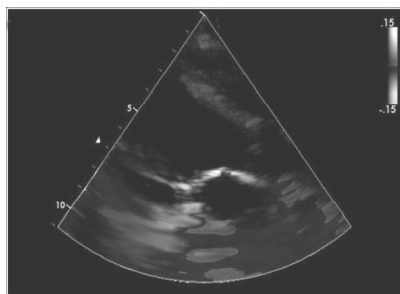
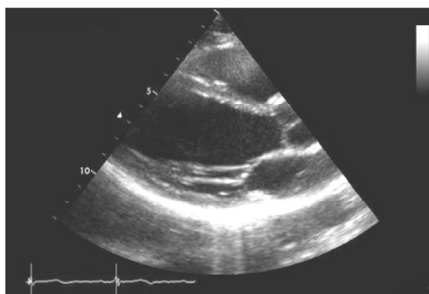


Рис. 8.23. Одномерное цветное доплеровское картирование изображения тканей сердца (тканевый доплер) – развертка цветного изображения структур сердца во времени



а



б

Рис. 8.24. Исследование сердца в режиме двухмерного цветного доплеровского картирования изображения тканей (тканевый доплер) – сигналы от движения миокарда, кодированные цветом (*а*), накладываются на базовое серошкальное изображение (*б*)

8.6.3. Прочие методы ультразвуковой визуализации

По применимости и доступности в медицине в настоящее время главенствуют импульсная эхолокация и доплеровское обследование. Есть, однако, и другие методы и принципы визуализации и исследования биологических тканей, имеющие перспективы в медицинских применениях. К их числу относятся так называемые «теневые» (или трансмиссионные) методы регистрации ультразвуковых изображений, а также такие специфические акустические методы регистрации, как методы акустической микроскопии.

Трансмиссионные или теневые методы. Такие методы ультразвуковой визуализации исторически были первыми методами ультразвуковой интроскопии и представляли собой акустический аналог методов обычной рентгеновской интроскопии. Практическая реализация трансмиссионной ультразвуковой интроскопии связана с размещением исследуемого объекта между излучающим и приемным пьезопреобразователями. При этом всегда возникает проблема качества изображения, обусловленная неоднородностью скорости звука в вышележащих тканях.

В принципе эта проблема устранима путем стробирования по времени прихода первого информативного импульса принимаемого акустического сигнала, однако более эффективным средством повышения качества акустического изображения является использование методов реконструкции изображения, при котором по массиву измеренных значений затухания и/или скорости ультразвука на различных трассах акустического луча восстанавливается томографическое изображение соответствующих информативных параметров.

Тем не менее основным ограничением трансмиссионной ультразвуковой визуализации является невозможность ее применения для диагностики многих внутренних органов, когда на пути зондирующего акустического луча есть кости или заполненные воздухом полости (например, легкие). В этой связи трансмиссионная ультразвуковая визуализация оказывается наиболее приемлемой для исследования молочной железы и в некоторых случаях – щитовидной железы.

Методы акустической микроскопии. Методы подразделяют на две группы: методы, в которых модулированное исследуемым объектом акустическое поле регистрируется в ближней зоне объекта, т.е. на расстояниях, сравнимых с пространственным разрешением, и методы, в которых регистрация изображения осуществляется в дальней зоне. Практическая реализация этих методов связана с использованием сканирующих акустических микроскопов (САМ), создание которых стало реальным благодаря возможности генерации и детектирования ультразвуковых волн очень высоких частот (вплоть до гигагерцового диапазона).

Основное применение методов акустической микроскопии в медицинской диагностике связано с возможностью получения с их

помощью детальной визуальной информации, в том числе и количественной, о распределении величин коэффициентов поглощения и рассеяния, а также скорости ультразвука в образцах биологической ткани. Таким образом, основное применение методов акустической микроскопии связано с ультразвуковой гистологией *in vitro*.

При использовании методов регистрации изображения в ближней зоне параметры модулированного ультразвукового поля измеряются по смещению, вызванному этим полем на оптически зеркальной поверхности, помещенной приблизительно нормально оси акустического пучка. Амплитуды и фазы локальных смещений этой поверхности связаны с коэффициентом затухания и со скоростью ультразвука в прилегающих снизу областях объекта (биологической ткани) и могут быть считаны сканирующим лазерным пучком. В этом случае установку называют сканирующим лазерным акустическим микроскопом (СЛАМ). В таких устройствах на практике достигнуто разрешение ≈ 10 мкм на частоте 220 МГц, что соответствует $\approx 1,5\lambda$ ультразвука в воде. Ниже этого предела проявляются уже ограничения самой лазерной системы считывания (размер светового пятна).

Методы регистрации изображения в дальней зоне реализуются размещением исследуемого препарата биологической ткани в центре заполненной иммерсионной жидкостью сферической полости твердотельного стержня, на противоположащих плоских концах которого размещены излучающий и приемный преобразователи ультразвука. Сферическая полость стержня, заполненная иммерсионной жидкостью, играет роль акустической линзы с фокусом в центре полости, где и помещают исследуемый биологический препарат.

Благодаря очень большому различию скоростей ультразвука в материале стержня и в иммерсионной жидкости (их отношение в системе вода-сапфир составляет 0,135, в то время как для оптики отношение скоростей света в аналогичной системе стекло-воздух не столь мало и составляет $\approx 0,66$) сферические аберрации в акустическом микроскопе пренебрежимо малы даже при относительно большой апертуре пьезопреобразователей. Это обеспечивает возможность достижения очень большой разрешающей способности (лучшей, чем даже в оптике). Так, сканирующий акустический микроскоп с системой сапфир-жидкий аргон на частоте 740 МГц характеризуется разрешающей способностью $\approx 0,17$ мкм, что суще-

ственно превосходит разрешающую способность оптических микроскопов.

Кроме более высокой разрешающей способности, САМы дают совершенно иную информацию по сравнению с оптическими микроскопами. Контраст изображения в САМах, значительно более высокий, чем в оптических микроскопах, формируется вследствие различия упругих характеристик исследуемых биологических сред (акустического коэффициента поглощения, скорости звука и др.). Во многом по этой причине САМы оказываются весьма полезны для детальной количественной оценки основных характеристик биологических тканей и их неоднородностей, т.е. при гистологических исследованиях.

8.6.4. Области применения методов ультразвуковой визуализации в медицинской диагностике

Акушерство. В этой области наиболее прочно укоренились методы эхолокации, как составная часть медицинской практики, со следующими функциями:

- надежное определение положения и размеров плаценты (надежнее статических сканеров);
- оценка развития плода по измерению нескольких параметров (размер головки плода, диаметр живота, длина бедра и др.);
- визуализация лицевых структур плода, в том числе в трехмерном изображении (рис. 8.25);
- раннее обнаружение аномалий плода (аномалий развития плодного яйца и неразвивающейся беременности, анэнцефалия – полное или почти полное отсутствие мозга, гидроцефалия – избыток жидкости в мозге, пороки развития мочевой системы, сердца и желудочно-кишечного тракта, спинальные (позвоночные) дефекты, например *spin bifida*, часто не обнаруживаемые даже биохимическими методами);
- выявление хромосомных аномалий плода на ранних стадиях беременности (до 12 недель) по толщине воротникового пространства.

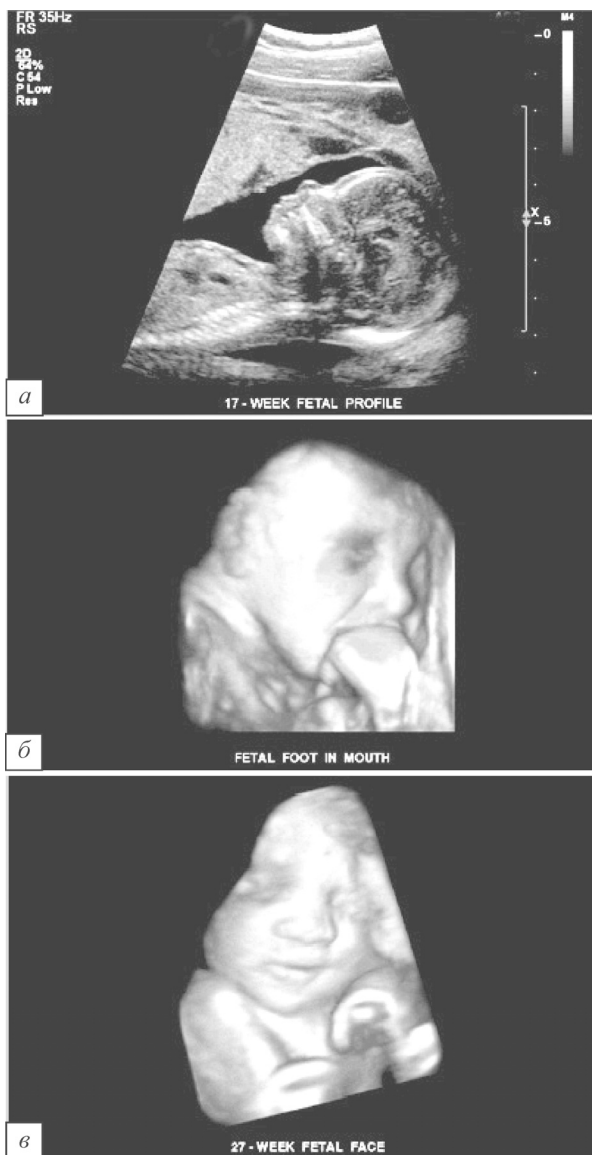


Рис. 8.25. Визуализация лицевых структур плода: *а* – двухмерное изображение плода при абдоминальном, т.е. наружном (через живот беременной) сканировании в В-режиме; *б*, *в* – трехмерное изображение плода в компьютерной обработке

Офтальмология. Из-за небольших размеров глаза и, следовательно, возможности работы с более высокими частотами офтальмология несколько выделяется в ультразвуковой диагностике (и терапии), хотя и здесь основное применение находят методы эхолокации со следующими функциями:

- точное определение размеров глаза;
- исследование патологии и аномалий структур глаза (особенно в случаях их непрозрачности и потому недоступности для оптических исследований);
- доступность исследования областей, лежащих за глазом (орбита).

Исследование внутренних органов. Это также одна из основных областей применения методов ультразвуковой эхолокации, главным образом для обнаружения и распознавания аномалий анатомических структур, в частности:

- обнаружение и распознавание новообразований тканей (доброкачественных или злокачественных);
- диагностика вторичных опухолей печени и дифференциация злокачественных и воспалительных изменений поджелудочной железы (более эффективно, чем статические сканеры);
- исследования заболеваний желчных протоков, желчного пузыря (камни и другая патология);
- исследование цирроза печени и его стадий;
- исследование почек (камни и другая патология), рис. 8.26;
- гинекология (исследования патологии в матке и яичниках), рис. 8.27.



Рис. 8.26. Визуализация гидронефроза почки в В-режиме (расширенные чашечки и лоханка почки представлены анэхогенными (неотражающими ультразвук) структурами)

Рис. 8.27. Визуализация полипа эндометрия (указан стрелкой) внутривлагалищным зондом в В-режиме



Исследование поверхностных и наружных органов. Прежде всего, к ним относятся щитовидная и молочная железы. Несмотря на то, что молочная железа была одним из первых органов, на котором были сделаны первые попытки эхоимпульсной визуализации, наряду с методами эхолокации, здесь возможно применение и трансмиссионных методов ультразвуковой визуализации (как правило, с использованием водяного или иного акустического буфера). При этом реализуются следующие диагностические функции:

- различение плотных и жидких (кистозных) образований;
- различение разных типов плотных образований;
- в перспективе – скрининг для выявления ранних стадий рака молочной железы еще при отсутствии выраженных симптомов.

Следует заметить, что методы исследования молочной железы *in vivo* с измерением времени задержки (или скорости звука) трансмиссионного сигнала оказываются полезны и для измерения толщины кожи, что необходимо при выборе дозы и режима облучения электронами при электронно-лучевой терапии, а также при обследованиях приповерхностных кровеносных сосудов, например сонной артерии. Пример эхограммы опухоли щитовидной железы в сочетании В-режима сканирования и цветного доплеровского картирования дан на рис. 8.28.

Исследование кровеносной системы. Прежде всего, это – исследование сердца и прилегающих магистральных сосудов, а также периферических кровеносных сосудов, в том числе.

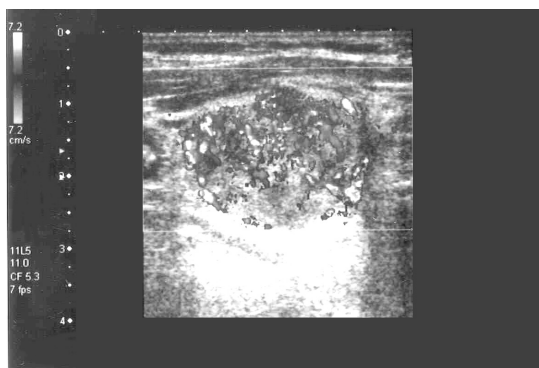


Рис. 8.28. Визуализация опухоли щитовидной железы в сочетании режимов В-сканирования и цветового доплеровского картирования

Для исследования и измерения таких параметров кровеносной системы, как скорость артериального кровотока, распределения скоростей различных элементов крови, распределения скоростей кровотока по сечению сосудов, а также объемного расхода потока крови предпочтительно использование методов импульсно-волновой доплеровской локации, которые, вообще говоря, могут быть применены для визуализации и других физиологических процессов в организме, связанных с движением тех или иных элементов биотканей («тканевый доплер»).

В качестве иллюстрации возможностей подобных исследований на рис. 8.29 и 8.30 приведены результаты визуализации артерии в режиме цветового доплеровского картирования и при так называемом триплексном сканировании, представляющем собой сочетание В-режима сканирования, цветового доплеровского картирования и «спектрального доплера», а на рис. 8.31 – результаты визуализации структур сердца в режиме «тканевого доплера».

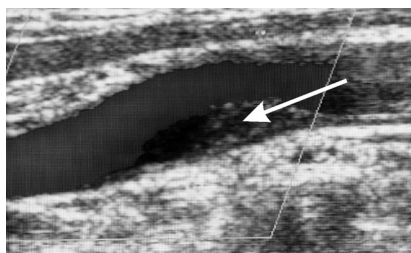


Рис. 8.29. Цветовое доплеровское картирование артерии. Стрелкой указана гетерогенная атеросклеротическая бляшка с наличием мягкого компонента (нестабильная бляшка)

Рис. 8.30. Триплексное сканирование артерии: сочетание режимов В-сканирования, спектрального доплера и цветового доплеровского картирования

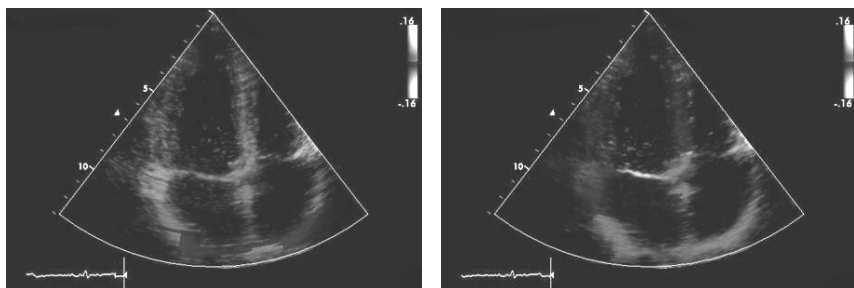
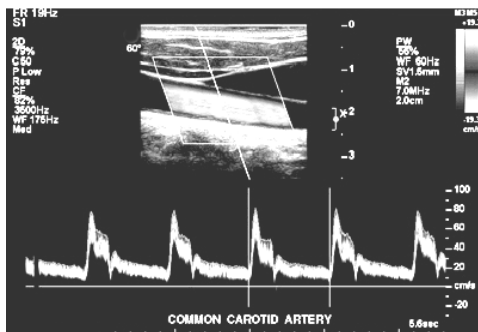


Рис. 8.31. Двухмерное цветное доплеровское картирование ткани в разные фазы сердечного цикла (об этом на цветном изображении свидетельствует различный цвет миокарда: красный цвет — движение к зонду, синий цвет — движение от зонда) и синхронно записанная электрокардиограмма (показана ниже эхограммы). Ультразвуковой зонд расположен в области верхушки сердца (апикальная позиция четырехкамерного сердца)

Неврология. До появления рентгеновской компьютерной томографии исследовать мозг было наиболее сложно, главным образом, из-за физических свойств черепа взрослого человека (поглощающая трехслойная структура с переменной толщиной). Однако еще незатвердевший череп у младенцев не является преградой для ультразвукового исследования, в частности, методами импульсно-волновой эхолокации.

Гистология (бесконтактная детализация основных характеристик биологических тканей). Для гистологических исследований *in vitro* могут быть использованы любые из известных методов ультразвуковой визуализации. При исследованиях *in vivo* предпоч-

тение отдается методам эхоимпульсной локации со сложным сканированием и томографической реконструкцией изображения, а при исследованиях *in vitro* – методам акустической микроскопии (для детального изучения и исследования биологических тканей с высоким разрешением).

В использовании методов акустической микроскопии, в связи с ее особыми информативными возможностями для гистологии, основной акцент должен ставиться не столько даже на высоком пространственном разрешении, сколько на количественной оценке пространственного распределения упругих свойств различных тканей. В частности, рис. 8.32 иллюстрирует возможности акустической микроскопии для получения детальной визуальной информации о нелинейных акустических свойствах объекта (в данном случае препарата ткани почки), не доступного при иных методах визуализации.

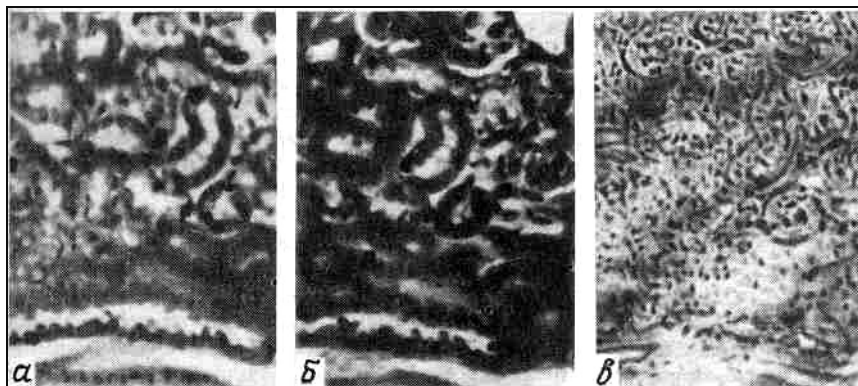


Рис. 8.32. Акустические трансмиссионные микрофотограммы препарата ткани почки, полученные с помощью сканирующего акустического микроскопа: на частотах 450 (а) и 900 (б) МГц, а также на второй гармонике при излучении 450 МГц и приеме на 900 МГц (в). Формирование изображения, по-видимому, происходит благодаря изменениям нелинейности среды распространения ультразвука в объекте

8.6.5. Ультразвуковые диагностические приборы

Количество моделей диагностических ультразвуковых приборов, выпускаемых различными фирмами, достаточно велико, и для того, чтобы ориентироваться в этом многообразии, полезно ввести определенную классификацию таких приборов. Естественно систематизировать ультразвуковые диагностические приборы по функциональным возможностям и назначению, а также по техническому уровню и качеству выполняемых функций. Имея в виду функциональные возможности и назначение, можно выделить универсальные и специализированные ультразвуковые приборы.

Универсальные приборы можно разделить на три основных типа в зависимости от используемых в них режимов работы.

1. *Ультразвуковые сканеры.* Это приборы, предназначенные, прежде всего, для получения двухмерного черно-белого акустического изображения.

2. *Ультразвуковые сканеры со спектральным доплером* (иногда они называются *дуплексными приборами*). Эти приборы отличаются от обычных ультразвуковых сканеров тем, что дополнительно имеют возможность оценивать спектр скоростей кровотока доплерским методом.

3. *Ультразвуковые системы с цветовым доплеровским картированием* (иногда они называются *приборами с цветовым доплером*). Это приборы с максимальным количеством функций. Помимо режимов, которые имеются в сканерах со спектральным доплером, этот класс приборов имеет возможность отображения двухмерного распределения скоростей кровотока, выделяемых цветом на двухмерном серошкалаемом изображении тканей.

К группе *специализированных* ультразвуковых диагностических приборов относятся приборы достаточно ограниченного медицинского применения.

1. *Офтальмологические ультразвуковые приборы (эхеофтальмометры).* Это диагностические приборы для визуализации структур глаза, использующие двухмерное и/или одномерное изображение.

2. *Фетальные мониторы.* Это ультразвуковые приборы, предназначенные для измерения частоты сердечных сокращений (ЧСС) плода доплерским методом.

3. *Приборы для внутрисосудистых исследований.* Это приборы, в которых используются специальные преобразователи для инвазивного обследования сосудов, аналогичные тем, которые иногда входят в состав универсальных ультразвуковых сканеров.

4. *Приборы для транскраниальных обследований (эхоэнцефалоскопы).* Применяются для обследования мозга (обычно через височную область черепа).

5. *Приборы для литотрипсии.* Это приборы, обеспечивающие наведение фокуса ударного воздействия на конкременты, а также контроль за процессом разрушения конкрементов.

8.6.6. Место ультразвука в медицинской визуализации

Ультразвуковая визуализация занимает особое место в медицинской визуализации и в настоящее время принимает характер массового применения (достаточно указать на повсеместную организацию пунктов ультразвукового исследования (УЗИ) даже в общественных местах). Во многом это определяется неоспоримыми преимуществами ультразвуковой визуализации.

Одно из преимуществ ультразвуковых методов визуализации – их безопасность. При уровнях экспозиции, соответствующих данной степени риска для пациента, ультразвук способен обеспечить значительно большее отношение сигнал/шум в изображении, чем ионизирующие излучения.

Другое преимущество применения ультразвука для медицинской визуализации – весьма специфичное взаимодействие с различными структурными элементами биологических тканей. Так, значения коэффициентов обратного рассеяния и затухания у разных, но даже анатомически близких тканей могут существенно отличаться. В результате ультразвуковые способы визуализации, обеспечивая достаточное число градаций контрастности изображения, для некоторых диагностических задач имеют преимущества даже перед рентгеновской визуализацией, где коэффициенты поглощения могут оказаться малочувствительными к гистологическим изменениям тканей.

Еще одно преимущество ультразвуковой визуализации (влияющее на достижение рекордного разрешения по контрасту) – возможность отделить сигналы от интерферирующих с исследуемой

мишенью областей (например, от вышележащих тканей), в частности за счет фокусировки ультразвука.

Наконец, основные требования, предъявляемые к любому виду излучения, применяемому для визуализации, заключаются в том, что распространение его должно быть геометрически предсказуемо, а затухание в исследуемом объекте должно быть не очень велико, причем все это должно иметь место на частотах, на которых направленность излучения (определяемая дифракцией) соответствует необходимому пространственному разрешению (т.е. длина волны λ должна быть меньше изучаемого объекта).

Всем перечисленным требованиям полностью отвечает распространение ультразвука в мягких тканях. Отклонение и деформация ультразвуковых пучков, хотя и имеет место, но не значительно ухудшает качество изображения. Затухание, хотя и существенно, но допускает проникновение ультразвука в мягкие ткани на глубину $\approx 300\lambda$ (в мегагерцовом диапазоне), что обеспечивает высокое отношение сигнал/шум. Высокая направленность ультразвукового излучения обеспечивает разрешение в несколько миллиметров.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящем пособии кратко рассмотрены физические основы и общие методы современной медицинской интроскопии, которые базируются на использовании различных видов излучений. Очевидно, что каждое из рассмотренных направлений медицинской интроскопии включает в себя огромное количество физико-технической и медицинской информации, которую невозможно детально рассмотреть в отдельной книге. По этой причине данное пособие следует рассматривать как введение в общую проблематику современной медицинской интроскопии.

Главная задача пособия состоит в том, чтобы познакомить читателя с современными направлениями медицинской интроскопии и рассказать о возможностях применения достижений физики, математики, электроники и компьютерной техники для решения задач медицинской диагностики и терапии. Надеемся, что после прочтения этой книги у читателя появится интерес и стремление более глубоко изучить тот или иной метод медицинской интроскопии.

Данное пособие ориентировано в основном на студентов старших курсов, специализирующихся в области современных технологий, связанных с медицинской интроскопией, но также будет полезно студентам других специальностей, связанных с регистрацией различных видов излучений и разработкой соответствующей медицинской аппаратуры. Современная ситуация в медицинской интроскопии такова, что для успешной работы в данном направлении необходимо иметь огромный объем знаний, объединяющих многие научные направления.

Сегодня медицинская интроскопия обеспечивает возможность изучения макро- и микрообъектов и процессов, происходящих в них. С каждым годом появляются новые методики, обеспечивающие получение более контрастных изображений с высоким пространственным разрешением. Дальнейшее развитие интроскопии связано с освоением перспективных методов получения трехмерных динамических изображений с помощью электромагнитного, ультразвукового излучений, потоков различных элементарных частиц, а также радиоактивных изотопов. При этом одним из важней-

ших требований является снижение дозовой нагрузки на пациентов.

Использование цифровых методов обработки информации обеспечивает получение изображений в режиме реального времени. Дальнейшее развитие компьютерных технологий сделает возможным формирование четырехмерных изображений (пространство и время), что существенно повысит эффективность медицинской диагностики.

Основные направления развития методов обработки изображений в медицинской интроскопии связаны с созданием мощных компьютерных систем, обеспечивающих высокоинтеллектуальные методы обработки информации, позволяющих давать всестороннее заключение об исследуемом объекте, а также предлагать диагностические рекомендации. Конечно, стремительное развитие компьютерных технологий в значительной степени обеспечивает прогресс в области медицинской интроскопии. Однако не следует забывать, что физическую основу получения интроскопических изображений составляют процессы взаимодействия различных видов излучения с веществом. Именно физика этих взаимодействий обеспечивает возможность получения детальных изображений как внешних, так и внутренних структур исследуемых объектов.

Получение визуальных изображений на уровне генетических структур существенно повысит эффективность диагностики и применения новых технологий лечения, основанных на принципах генной инженерии. Современная медицина уже не может обходиться только обычными рентгеновскими снимками. Требуются более детальные изображения микро- или даже нанобиологических структур. Решение этих задач и есть основное направление развития медицинской интроскопии. На этом пути нас ждут новые методы получения изображений и открытия, которые предоставят новые возможности для проникновения в еще более глубокие области исследуемых объектов, что, в конечном итоге, будет способствовать не только эффективному лечению различных заболеваний, но и предотвращению их развития на начальной стадии. Можно без преувеличения сказать, что медицинская интроскопия сегодня является одним из важнейших инструментов современной медицины и дальнейшее совершенствование методов получения визуальных изображений обеспечивает ее перспективное развитие.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Физический энциклопедический словарь / Под ред. М. Прохорова. М.: Советская энциклопедия, 1983.
2. Савельев И.В. Курс общей физики. Т.2. Электричество и магнетизм. Волны. Оптика. М.: Наука, 1982.
3. Ландау Л.Д., Лифшиц Е.М. Квантовая механика. Нерелятивистская теория. Т.3. М.: Наука, 1989.
4. Физика визуализации изображений в медицине. Т.1 / Под ред. С. Уэбба. М.: Мир, 1991.
5. Мухин К.Н. Экспериментальная ядерная физика. Т.1. М.: Наука, 1983.
6. Власов Н.А. Нейтроны. М.: Наука, 1971.
7. Пассивный неразрушающий анализ ядерных материалов / Д. Райлли, Н. Энслин, Х. Смит, С. Крайнер. М.: Бином, 2004.
8. Линденбратен Л.Д., Королюк И.П. Медицинская радиология. М.: Медицина, 2000.
9. Применение ультразвука в медицине / Э. Миллер, К. Хилл, Д. Бэмбер, Р. Дикинсон, П. Фиш, Г. Хаар. М.: Мир, 1989.
10. Неворотин А.И. Введение в лазерную хирургию. СПб.: СпецЛит, 2000.
11. Физическая акустика / Под ред. У. Мэзона. Т. 1 – 7. М.: Мир, 1966 – 1974.
12. Ультразвук. Маленькая энциклопедия / Под ред. И.П. Галяминой. М.: Советская энциклопедия, 1979.
13. Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике / Под ред. М.М. Митькова. Т.1. М.: Видар, 1996; под ред. М.М. Митькова и М.В. Медведева. Т.2. М.: Видар, 1996; Т.3. М.: Видар, 1997.
14. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы (практическое руководство для пользователей). М.: ВИДАР, 1999.
15. Уйба В.В., Бежина Л.Н., Михайлов В.Н. и др. Ультразвук в медицине: теория и применение: учебное пособие. М.: МИФИ, 2006.
16. Никитаев В.Г., Воробьев И.А., Блиндарь В.Н. Компьютерные системы гематологической диагностики. Введение: учебное пособие. М.: МИФИ, 2006.

С.Е. УЛИН, В.Н. МИХАЙЛОВ, В.Г. НИКИТАЕВ,
А.Н. АЛЕКСЕЕВ, В.Г. КИРИЛЛОВ-УГРЮМОВ,
Ф.М. СЕРГЕЕВ

ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ МЕДИЦИНСКОЙ ИНТРОСКОПИИ

Учебное пособие

Редактор *М.В. Макарова*
Оригинал-макет изготовлен *С.В. Тялиной*

Подписано в печать 00.00.2009. Формат 60×84 1/16.
Уч.-изд. л. 19,25. Печ. л. 19,25. Тираж 000 экз. Изд. № 024-1 Заказ №

*Московский инженерно-физический институт (государственный университет).
Типография МИФИ. 115409, Москва, Каширское ш., 31.*

ДЛЯ ЗАМЕТОК