

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«БАШКИРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
(ФГБОУ ВО БГМУ Минздрава России)

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Учебное пособие



$$\bar{\mu}(s, \varphi) = \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(s \cos \varphi - y' \sin \varphi, s \sin \varphi + y' \cos \varphi) dy'$$

Уфа — 2022

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«БАШКИРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
(ФГБОУ ВО БГМУ Минздрава России)

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Учебное пособие

*Рекомендовано Координационным советом по области образования
«Здравоохранение и медицинские науки» в качестве учебного пособия для
использования в образовательных учреждениях, реализующих основные
профессиональные образовательные программы высшего образования
специалитета по направлению подготовки 31.05.01 «Лечебное дело»*

Уфа

2022

УДК 53:61(075.8)

ББК 22.3+53.6

Ф 50

Рецензенты:

Д.м.н., профессор, заведующий кафедрой физики и математики Российского национального исследовательского медицинского университета имени Н.И. Пирогова *Мачнева Т.В.*

Д.м.н., профессор кафедры общей хирургии с курсом лучевой диагностики ИДПО и заведующий отделом лучевой диагностики клиники Башкирского государственного медицинского университета *Байков Д.Э.*

Д.ф.-м.н., профессор, заведующий кафедрой общей физики Башкирского государственного университета *Балапанов М.Х.*

Физические основы визуализации медицинских изображений:

Ф 50 учебное пособие / С.И. Хажина, В.В. Войтик, А.А. Кудрейко, М.Х. Зелеев, З.Д. Юсупова.— Уфа: ФГБОУ ВО БГМУ Минздрава России, 2022.—143 с.

ISBN 978-5-907209-36-7

Учебное пособие составлено на основании рабочей программы (2021 г.), действующего учебного плана и в соответствии с требованиями ФГОС ВО 3++ по специальности 31.05.01 — Лечебное дело.

Изложенный материал рекомендован для обучающихся первого курса в качестве основного источника литературы для освоения дисциплины. В пособии представлены важнейшие знания по физике ультразвуковых исследований, рентгеновской компьютерной томографии, магнитного резонанса, позитронно-эмиссионной томографии и их применению в медицинской диагностике. Издание иллюстрировано схемами и рисунками, заимствованными из литературы на которую ссылаются авторы издания, а также из общедоступных ресурсов интернета, не содержащих указаний на авторов этих материалов и каких-либо ограничений для заимствования. Даны вопросы к собеседованию, примеры тестовых заданий, перечень основной и дополнительной литературы, вопросы для самоконтроля знаний, а также эталоны ответов к тестам.

Предназначено для самостоятельной аудиторной работы по дисциплине «Физические основы визуализации медицинских изображений» обучающихся по специальности 31.05.01 — Лечебное дело.

УДК 53:61(075.8)

ББК 22.3+53.6я7

© Хажина С.И., Войтик В.В., Кудрейко А.А.,
Зелеев М.Х., Юсупова З.Д., 2022

ISBN 978-5-907209-36-7

© ФГБОУ ВО БГМУ Минздрава России, 2022

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение	5
Глава 1. Ультразвуковая диагностика	6
1.1. Ультразвуковые волны	8
1.2. Взаимодействие ультразвуковых волн с веществом	13
1.3. Источники ультразвука	14
1.4. Механическое действие	16
1.5. Тепловое действие	17
1.6. Химическое действие	17
1.7. Биологическое действие на клеточном уровне	18
1.8. Ультразвуковые методы диагностики	18
1.8.1. Эхография	19
1.8.2. Доплерография	22
1.8.3. 3D УЗИ	24
1.9. Контрольные вопросы	25
Глава 2. Термография. Формирование медицинских изображений	26
2.1. Инфракрасное излучение. Понятие о термографии	26
2.2. Законы теплового излучения тел	27
2.3. Источники теплового излучения, используемые в лечебных целях	33
2.4. Инфракрасное излучение и его биологическое действие	33
2.5. Термографы. Виды термографии	35
2.6. Ультрафиолетовое излучение и его действие на организм	37
2.7. Контрольные вопросы	39
Глава 3. Физические основы применения ионизирующего излучения в диагностике. Рентгенодиагностика	40
3.1. Рентгеновское излучение. Рентгеновская трубка	41
3.2. Действие рентгеновского излучения на вещество	45
3.3. Прохождение рентгеновских лучей сквозь вещество	47
3.4. Формирование рентгеновских изображений	48
3.5. Математическая задача КТ-томографии. Методы её решения	50

3.6. Преобразование Радона	52
3.7. Метод рентгеновской компьютерной томографии	54
3.8. Современные рентгеновские компьютерные томографы	57
3.9. Контрольные вопросы	63
Глава 4. Магнитно-резонансная томография	65
4.1. Введение в МРТ	65
4.2. Понятие магнетизма	68
4.3. Ядерный магнетизм	73
4.4. Механизм контрастирования в МРТ	84
4.5. Спиновое эхо	92
4.6. Формирование МРТ изображений	101
4.7. Диагностические возможности МРТ и создание лучшего контраста	109
4.8. Контрольные вопросы	113
Глава 5. Радионуклидная диагностика	114
5.1. Взаимодействие античастиц	114
5.2. Сцинтиграфия	115
5.3. Однофотонная эмиссионная компьютерная томография	116
5.4. ПЭТ томограф	117
5.5. Детекторы	122
5.6. Контрольные вопросы	124
Заключение	125
Глоссарий	126
Тестовые задания	130
Контрольное задание	138
Эталоны ответов к тестовым заданиям	139
Рекомендуемая литература	140

ВВЕДЕНИЕ

Современному врачу необходимы знания диагностического оборудования, позволяющие правильно выбрать метод исследования и последующего лечения. Сегодня большинство медицинских физиков работают в сотрудничестве с врачами-онкологами и занимаются вопросами лучевой диагностики и терапии.

Помимо медицинских знаний, медицинская физика включает в себя физику, фармацевтику, биологию, химию, математику, информатику, все отрасли техники, связанные с разработкой устройств, используемых в диагностике и лечении. Охватываемый медицинской физикой спектр применения включает в себя методологию визуализации изображений, анализ *in vitro*, метаболическую радиотерапию, а также медицинские исследования и методы диагностики с использованием радиоактивных индикаторов.

Относительный вклад всех этих приложений значительно менялся на протяжении многих лет, хотя в настоящее время методология визуализации играет ведущую роль в медицинских исследованиях.

Данное пособие направлено на предоставление обучающимся медицинских вузов серии материалов, главным образом, из областей физики, связанных с теоретическими основами методов визуализации изображений. Предлагаемые к освоению методы выбраны врачами-онкологами в соответствии с их непосредственным интересом к медицинской физике.

Основная цель учебного пособия — научить студентов быть компетентными в стандартных профессиональных задачах, касающихся визуализации медицинских изображений и сформировать следующие компетенции:

УК–1 Способность осуществлять критический анализ проблемных ситуаций на основе системного подхода, вырабатывать стратегию действий.

ОПК–4 Способность применять медицинские изделия, предусмотренные порядком оказания медицинской помощи, а также проводить обследование пациента с целью установления диагноза.

ГЛАВА 1. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ДИАГНОСТИКА

Все известные методы неразрушающего исследования внутреннего строения объекта (если не рассматривать внешние поля) используют волны различной природы: методы, применяющие механические волны (таблица 1), как например, ультразвук или поток когерентных элементарных частиц или электромагнитные волны различных диапазонов (рис. 1). В силу этого обстоятельства чрезвычайно большое значение приобретает изучение обучающимся волновых процессов. Волновые явления имеют общие закономерности независимо от их физической природы и механизма возникновения.

Таблица 1

Шкала механических волн определённой частоты

Частота (Гц)	Наименование диапазона	Источники волн
0,5–20	Инфразвуковой	Цунами, тоны сердца
20–2·10 ⁴	Звуковой	Голос, фонокардиограмма
2·10 ⁴ –10 ⁵	Низкочастотный ультразвуковой	Звуки, издаваемые дельфинами, летучими мышами; магнитострикционные излучатели
10 ⁵ –10 ⁷	Среднечастотный ультразвуковой	Пьезоэлектрические излучатели
10 ⁷ –10 ⁹	Высокочастотный ультразвуковой	

Волну можно определить как некоторый сигнал x , распространяющийся в пространстве. В гармонической волне сигнал x записывается в виде:

$$x = A \sin(\omega t - kr + \varphi_0), \quad (1)$$

где A — амплитуда волны, k — волновое число, ω — циклическая частота волны, φ_0 — начальная фаза колебаний. Плоскость, в которой лежат вектор амплитуды A и волновой вектор k даёт представление об ориентации колебаний волны в пространстве. Вектор k определяет направление распространения волны. При этом амплитуда волны A (точнее её квадрат) с

точностью до коэффициента пропорциональности даёт представление об объёмной плотности её энергии. Кроме круговой частоты ω и волнового вектора k , можно ввести также обычную частоту ν :

$$\nu = \frac{\omega}{2\pi} \quad (2)$$

и длину волны λ :

$$\lambda = \frac{2\pi}{|k|} \quad (3)$$

Длина волны и её частота связаны соотношением:

$$V = \lambda\nu \quad (4)$$

где V — скорость волны. Для ультразвуковой волны V — это скорость звука в среде, а для электромагнитной волны V — это скорость света c .

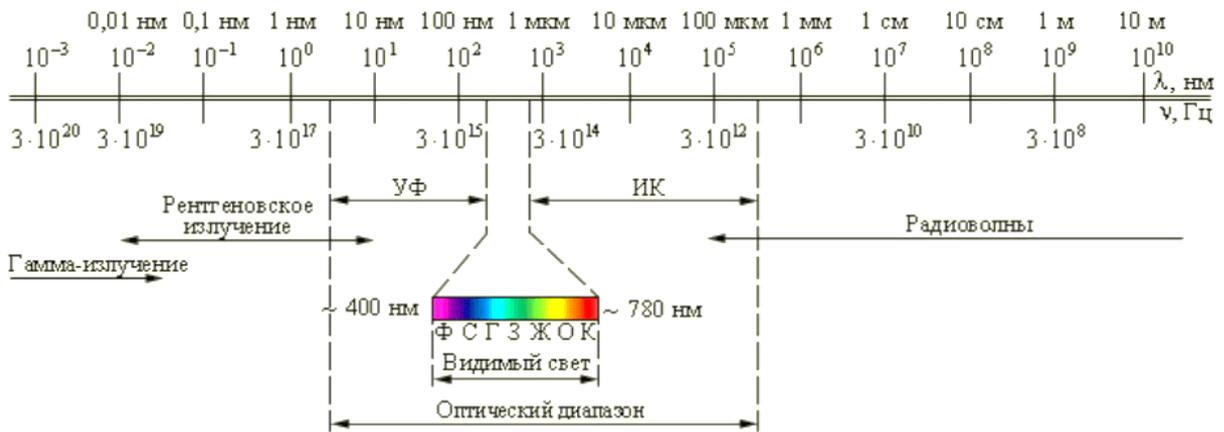


Рис. 1. Шкала электромагнитных волн определённой длины и частоты (<http://bourabai.kz/toe/em-scale.htm>)

Ультразвуковая диагностика (УЗД, УЗИ, сонография, ультрасонография) — метод лучевой диагностики, при котором используются высокочастотные звуковые (ультразвуковые) волны для получения изображения внутренних органов человеческого тела.

Эхо-импульсный метод основан на таком же принципе, что и гидролокатор или радар. Если импульс ультразвуковой волны излучается передатчиком, то при распространении волны в среде, предметы, находящиеся в ней, будут отражать часть энергии обратно к передатчику. Время, необходимое для возврата эхо является мерой расстояния до объекта. Для ульт-

тразвуковой волны, направляемой в тело человека, границами раздела между различными органами будут являться источниками эхо-сигнала в разное время. При известной скорости волны, времена возвращения эхо-сигнала могут быть переведены в расстояние от передатчика. Если положение и ориентация передатчика-приемника известны, то эхо-сигналы могут быть применены для модуляции интенсивности двумерного отображения. Таким образом, можно получить изображение структур органов внутри тела человека.

1.1. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ ВОЛНЫ

Ультразвуком (УЗ) называют механические колебания и волны в упругих средах в диапазоне частот от 20 кГц до 10 ТГц. Ультразвуковые колебания не воспринимаются человеческим ухом. Частоты ультразвука условно подразделяют на три области:

- УЗНЧ — ультразвук низких частот — ($2 \cdot 10^4 - 10^5$ Гц);
- УЗСЧ — ультразвук средних частот — ($10^5 - 10^7$ Гц);
- УЗВЧ — ультразвук высоких частот — ($10^7 - 10^{10}$ Гц).

Верхний предел определяется межмолекулярными расстояниями и зависит от рода вещества, его агрегатного и термодинамического состояния. Верхний предел УЗ колебаний граничит с гиперзвуковыми колебаниями (до 10^{13} Гц). Низкочастотные ультразвуки обладают способностью хорошо распространяться в воздушной среде. Ультразвуки высокой частоты практически в воздухе не распространяются. Поэтому области использования УЗСЧ и УЗВЧ относятся почти исключительно к жидким и твердым телам.

УЗ волны бывают продольные и поперечные. В жидкостях и газах УЗ волна распространяется в направлении колебательного движения частиц, т.е. является продольной. При распространении продольной волны в среде возникают последовательно области сжатия и разрежения частиц среды. В твердых телах и плотных биотканях, помимо продольных

деформаций, возникают также и упругие деформации сдвига, обуславливающие появление поперечных волн. В этом случае частицы совершают колебания перпендикулярно направлению распространения волны.

При распространении механической волны (рис. 2) колеблются не только частицы, расположенные вдоль направления распространения, а совокупность частиц, заключенных в некотором объёме. Распространяясь от источника колебаний, волновой процесс охватывает всё новые и новые части пространства. Фронт волны представляет собой ту поверхность, которая отделяет часть пространства, уже вовлечённую в волновой процесс, от области, в которой колебания ещё не возникли.

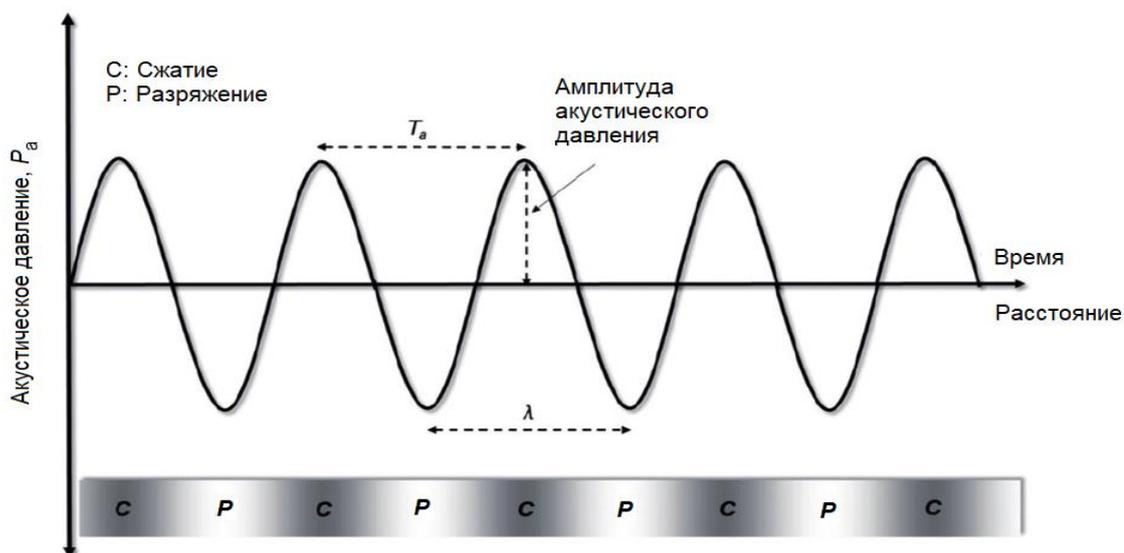


Рис. 2. Графическое представление ультразвуковой волны

Ультразвуковые волны могут быть сферическими, плоскими и др., что определяется видом волновой поверхности. Длина волны УЗ значительно меньше длины звуковой волны. Длина звуковых волн в воздухе лежит в пределах от 22 м (частота 16 Гц) до 1,7 см (частота 20 кГц). В воде длина волны при частоте звука 1 кГц — 1,4 м, а при частоте УЗ 1 МГц — 1,4 мм. Длины волн ультразвуковых колебаний при высоких частотах приближаются к длинам волн света. Так, в воздухе при частоте 10^8 Гц длина волны ультразвука составляет величину ~ 3 мкм. В то же время длины волн электромагнитных колебаний, воспринимаемых

человеческим глазом как свет, лежат в пределах 0,4–0,8 мкм. Поэтому УЗ пучок, во многих случаях, можно рассматривать как геометрический луч и применять к нему те же законы, которые применяются в геометрической оптике. Скорость распространения ультразвука в тканях человека и животных колеблется приблизительно от 1490 до 1610 м/с, т.е. почти не отличается от скорости распространения ультразвука в воде.

В медицинской ультразвуковой диагностике короткий импульс (около 0,5 мкс и частотой от 2 до 15 МГц) генерируется с помощью пьезоэлектрического преобразователя.

Длина волны определяет такую характеристику диагностических УЗ систем, как разрешающая способность — минимальное расстояние между двумя объектами, при котором они регистрируются на экране прибора как отдельные структуры. Существует физический предел разрешающей способности, т.е. значение, которое в принципе не может быть превзойдено в системе, использующей волны для получения информации. Этот предел близок по величине к 0,25 длины волны. Ультразвуковые волны с частотой 5 МГц и выше сильнее затухают при распространении в биологических тканях, что существенно снижает глубину исследований на высоких частотах. Для исследования структур, располагающихся глубоко, используется низкочастотный ультразвук (2,5 – 3,5 МГц).

Интенсивности ультразвуковых волн, применяемых в медицине, подразделяются на три интервала:

- малая 0,05–0,6 Вт/см²;
- средняя 0,6–1,2 Вт/см²;
- большая от 1,2 Вт/см²;
- в биологических исследованиях до 1000 Вт/см².

Применение ультразвука различной интенсивности представлено в таблице 2, которая показывает, что в медицинской практике используются интенсивности УЗ, различающиеся в 10⁷ раз. Для диагностики чаще всего используют УЗ с частотой 2–4 МГц. Луч УЗ волны с такой частотой

позволяет зарегистрировать отстоящие друг от друга объекты на расстоянии около 1 мм. В таком случае говорят, что разрешающая способность составляет 1 мм. Таким образом, чем больше частота УЗ луча, тем больше разрешающая способность, но проникающая способность будет уменьшаться. Например, для кардиологических исследований у взрослых людей используется частота 2,25–3,5 МГц.

Таблица 2

Сравнительные характеристики УЗ сигналов при различных частотах

Частота	Интенсивность	Время экспозиции	Применение
0,1–1 МГц	до 2 Вт/см ²	минуты	Терапия
1–10 МГц	0,1–50 мВт/см ²	минуты	Диагностика
2,5–3,5 МГц для исследования органов брюшной полости и забрюшинного пространства, а также полости малого таза используется частота			
около 7,5 МГц — для исследования щитовидной железы			
1–10 МГц	до 1 кВт/см ²	секунды	Хирургия

Отражение.

Распространение ультразвуковых колебаний подчиняется законам геометрической оптики. В однородной среде они распространяются прямолинейно и с постоянной скоростью. На границе различных сред с неодинаковой акустической плотностью часть лучей отражается, а часть преломляется, продолжая прямолинейное распространение. Чем выше градиент перепада акустической плотности граничных сред, тем большая часть ультразвуковых колебаний отражается. Отражение зависит от угла падения луча (рис. 3) (наибольшее при перпендикулярном направлении) и частоты ультразвуковых колебаний (при более высокой частоте большая часть отражается).

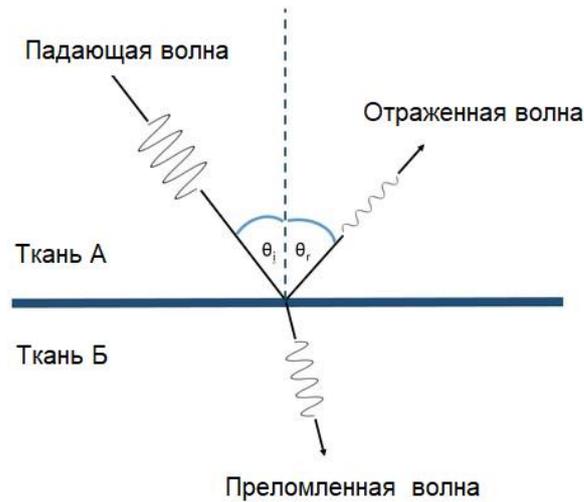


Рис. 3. Распространение звуковой волны на границе раздела двух сред

Ультразвуковые волны на границе раздела сред характеризуется коэффициентом отражения:

$$K_{\text{отр}} = \frac{I_{\text{отр}}}{I_{\text{пад}}}, \quad (5)$$

где $I_{\text{отр}}$ — интенсивность отраженной волны, $I_{\text{пад}}$ — интенсивность падающей волны.

Энергия (E) падающей ультразвуковой волны распределяется между преломлённой и отражённой волнами. Энергия отраженной ($K_{\text{отр}}$) и преломленной ($E_{\text{прел}}$) волн рассчитываются через коэффициент отражения $K_{\text{отр}}$ ($0 < K_{\text{отр}} < 1$):

$$E_{\text{отр}} = K_{\text{отр}} \cdot E, \quad (6)$$

$$E_{\text{прел}} = (1 - K_{\text{отр}}) \cdot E. \quad (7)$$

Ультразвуковое давление.

При распространении УЗ волны в среде возникают в области сжатия и разрежения. Возникающее при этом переменное давление (единица измерения — Па = Н/м²) называется звуковым, и оно имеет следующую зависимость:

$$p = p_0 + A \rho c \omega \cdot \cos \left[\omega \left(t - \frac{x}{c} \right) \right], \quad (8)$$

где p_0 — давление в среде в отсутствие волны, A — амплитуда переменного звукового давления.

Между интенсивностью (единица измерения — Вт/м²) и звуковым давлением существует связь:

$$I = \frac{p^2}{2\rho v}, \quad (9)$$

где ρ — плотность среды.

1.2. ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ВОЛН С ВЕЩЕСТВОМ

Если препятствие на пути прохождения волны менее $\approx \lambda/4$, то волна от него не отражается, и за ним не возникает тени, а наблюдается *явление дифракции*.

Ультразвуковая волна способна отражаться от объектов при условии, что их величина составляет не менее $\lambda/4$. «Непрозрачное» тело размером 0,2 м. не будет препятствием для звуковой волны с длиной 1 м, но станет преградой для УЗ волны с длиной 1 мм, при этом возникнет отражённая УЗ волна, а за телом возникнет УЗ тень.

Если в процессе прохождения УЗ через объект волны пересекаются, то в результате наложения волн друг на друга в различных участках среды наблюдается их усиление или ослабление — *интерференция*. Результат интерференции будет зависеть от соотношения фаз колебаний в данном месте среды. Если ультразвуковые волны достигают определенного участка среды в одинаковых фазах ультразвуковых колебаний — в этом месте увеличивается. Если в противофазе, то уменьшается.

Если в среде имеются неоднородности, то происходит *рассеяние УЗ*, которое может существенно изменить простую картину распространения ультразвука и, в конечном счете, также вызвать затухание волны в первоначальном направлении распространения. При прохождении УЗ в тканях с его последующим отражением и возвращением в приёмник следует учитывать не только поглощение той или иной тканью, но и рассеяние, как на самих тканях, так и на разделяющих их границах.

Если среда, в которой происходит распространение ультразвука, обладает вязкостью и теплопроводностью, то при распространении УЗ волны происходит её поглощение, то есть по мере удаления от источника её энергия уменьшается. Преобладающая часть поглощенной тканью энергии преобразуется в тепло, меньшая часть вызывает необратимые структурные изменения. Известно, что 2/3 энергии ультразвука поглощается на молекулярном уровне и 1/3 на уровне микроскопических тканевых структур. Поглощение зависит также от частоты ультразвуковых колебаний — поглощение при повышении частоты быстро увеличивается. Это объясняется неоднородностью тканей. Например, наименьшее поглощение наблюдается в жировом слое и почти вдвое больше в мышечной ткани. Серое вещество мозга в два раза больше поглощает ультразвук, чем белое. Мало поглощает ультразвук спинномозговая жидкость. Наибольшее поглощение наблюдается в костной ткани. Интенсивность УЗ при прохождении через ткани убывает по экспоненциальному закону:

$$I = I_0 e^{-\mu h}, \quad (10)$$

где I — интенсивность УЗ волны на глубине проникновения h , I_0 — интенсивность УЗ волны у поверхности вещества, μ - коэффициент поглощения, который зависит от плотности и вязкости среды, а также от частоты УЗ волны. Кроме того, возможно аномальное поглощение энергии ультразвуковых колебаний в некоторых диапазонах частот — это зависит от особенностей молекулярного строения данной ткани.

1.3. ИСТОЧНИКИ УЛЬТРАЗВУКА

Для создания ультразвука высоких частот 1–10 МГц используются пьезоэлектрические излучатели. Пьезоэлектрические излучатели могут генерировать ультразвук с частотой до 50 МГц. Сущность эффекта состоит в том, что при деформации пластины из некоторых кристаллов (кварца, сегнетовой соли, турмалина, фосфорнокислого аммония, керамических материалов на основе титаната бария и др.) на её гранях возникают

противоположные по знаку электрические заряды. Образующиеся при этом заряды прямо пропорциональны прикладываемой к кристаллу силе. Причём в случае приложения к противоположным граням таких кристаллов разности потенциалов на них образуются разноимённые электрические заряды, под действием которых он деформируется. Это явление в отличие от предыдущего («прямого») назвали «*обратным пьезоэлектрическим эффектом*».

Применяемые в УЗ устройствах датчики содержат пьезоэлектрические кристаллы, способные преобразовывать электрическую энергию в механическую и наоборот. Прямой пьезоэлектрический эффект используется в приемниках ультразвуковых волн.

Обратный пьезоэлектрический эффект применяется для излучения УЗ механических волн. Схемы прямого и обратного пьезоэлектрического эффекта показаны на рис. 4:

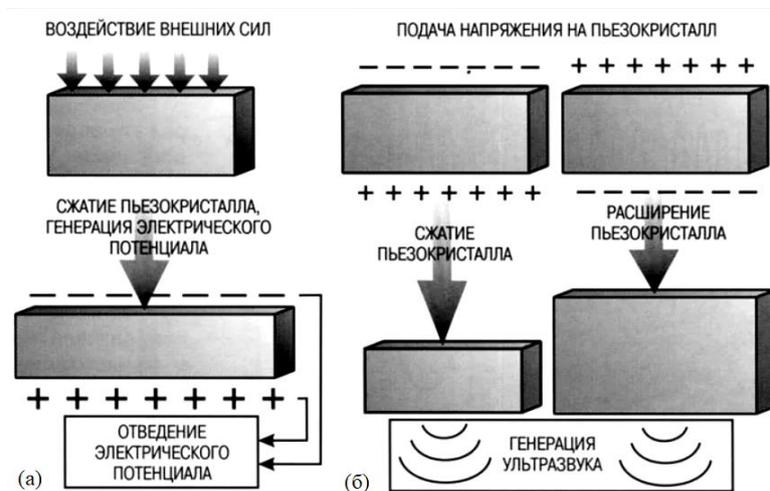


Рис. 4. Схема прямого (а) и обратного (б) пьезоэлектрического эффекта

С одной стороны кристалла находится прослойка вещества, поглощающего УЗ, который распространяется в направлении, противоположном требуемому. На стороне, обращенной к объекту, помещена УЗ линза. Используются различные кристаллы, генерирующие УЗ разной частоты (1–10) МГц, имеющие разный диаметр, фокусное

расстояние 6–14 см. Выбор кристалла зависит от задачи исследования. В некоторых случаях применяются сложные источники, состоящие из нескольких сотен мелких пьезокристаллов, работающих в одинаковом режиме. Это позволяет создавать УЗ пучок высокой плотности энергии. УЗ волны, используемые в медицине для диагностики, имеют частоту 2–10 МГц, соответственно, длину волны в жидкости $\lambda = (0,5–1,5)$ мм, что позволяет создавать узкий УЗ луч способный производить очень точную локацию биологических структур и органов.

1.4. МЕХАНИЧЕСКОЕ ДЕЙСТВИЕ

Механическое действие объясняет применение УЗ в медицине для диагностики и лечения, что обусловлено переменным акустическим давлением в тканях и заключается в вибрационном микромассаже тканей на клеточном и субклеточном уровнях. Это происходит за счет изменения проводимости ионных каналов мембран клеток и усиления микропотоков метаболитов в цитозоле и органоидах, повышения проницаемости клеточных и внутриклеточных мембран, вследствие деполимеризующего действия на гиалуроновую кислоту (несульфированный гликозаминогликан, входящий в состав соединительной, эпителиальной и нервной тканей). Наблюдается разрыв лизосом, выход ферментов, активация мембранных энзимов и, как результат, активация обменных процессов, тисотропные (разрыхление соединительной ткани), тиксотропный (переход геля в золь) эффекты. Высокочастотные механические колебания усиливают проницаемость гистогематических барьеров.

При воздействии УЗ на биологические объекты частицы среды совершают интенсивные колебательные движения, при этом, например, в жидкостях (мягких тканях) при интенсивности УЗ 1 Вт/см^2 на частоте 1 МГц амплитуда смещений составляет 0,2 мкм, амплитуда колебательной скорости 12 см/с. При малой интенсивности эти колебания обуславливают

микромассаж структурных элементов ткани, что способствует улучшению обмена веществ.

1.5. ТЕПЛОВОЕ ДЕЙСТВИЕ

Прохождение УЗ в средах сопровождается их нагреванием вследствие превращения механической энергии в тепловую в результате поглощения ультразвука. Кроме того, образование тепла обусловлено физическим явлением, называемым «эффектом пограничных поверхностей». Сущность его заключается в усилении действия ультразвука на границе раздела двух сред. Усиление теплового эффекта связано с отражением колебаний от пограничных поверхностей: чем больше отражение, тем больше выражено действие.

При распространении УЗ в биологических средах происходит поглощение энергии волны и переход её в теплоту. Тепло накапливается на границах различных сред, в тканях больше всего поглощающих УЗ-энергию (нервная, костная) и в местах с недостаточным кровоснабжением, так как кровь отводит тепло.

1.6. ХИМИЧЕСКОЕ ДЕЙСТВИЕ

При образовании кавитационных полостей на пограничных поверхностях возможно возникновение электрических зарядов. При захлопывании каверн молекулы среды движутся с большой скоростью и испытывают взаимное трение. В результате этого молекулы среды могут возбуждаться и ионизироваться, так как возможен разрыв молекулярных связей. Это приводит к образованию ионов и радикалов. В частности, ионизация молекул воды приводит к образованию гидроксильных радикалов и атомарного водорода.

В химическом отношении продукты распада ионизированных молекул воды крайне активны. Именно их большой активностью обусловлен ряд общебиологических эффектов, проявляющихся под

влиянием УЗ: окисляющее действие УЗ, распад белков, ускорение химических реакций, изменение рН среды и др.

1.7. БИОЛОГИЧЕСКОЕ ДЕЙСТВИЕ НА КЛЕТОЧНОМ УРОВНЕ

Интенсивные воздействия УЗ волн приводят к разнообразным биологическим эффектам, физическая природа которых определяется совместным действием механических, тепловых и физико-химических явлений, сопутствующих распространению УЗ. Биологическое действие определяется интенсивностью УЗ и длительностью облучения, и оно может оказывать как положительное, так и отрицательное влияние на жизнедеятельность организмов. Например, действие УЗ с интенсивностью, превышающей порог кавитации, используют для разрушения в жидкости бактерий или вирусов. При образовании акустических потоков может происходить перемешивание внутриклеточных структур. Микропотоки могут отрывать от клеточных мембран биологические макромолекулы (ферменты, гормоны), изменять поверхностный заряд мембран, оказывая этим влияние на жизнедеятельность.

Многие внутриклеточные ферменты активируются ионами калия. Но при повышении интенсивности УЗ более вероятным становится эффект подавления ферментативных реакций в клетке, поскольку в результате деполяризации клеточных мембран концентрация ионов калия во внутриклеточной среде уменьшается, а ионов натрия возрастает.

1.8. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ

В ультразвуковой диагностике используется как отражение волн (эхо) от неподвижных объектов (частота волны не изменяется), так и отражение от подвижных объектов (частота волны изменяется — эффект Доплера). Поэтому ультразвуковые диагностические методы делятся на эхографические и доплерографические. Ультразвуковое просвечивание основано на различном поглощении ультразвука разными тканями

организма. При исследовании внутреннего органа в него направляют ультразвуковую волну определенной интенсивности и регистрируют интенсивность прошедшего сигнала датчиком, расположенным по другую сторону органа. По степени изменения интенсивности воспроизводится картина внутреннего строения органа.

1.8.1. Эхография

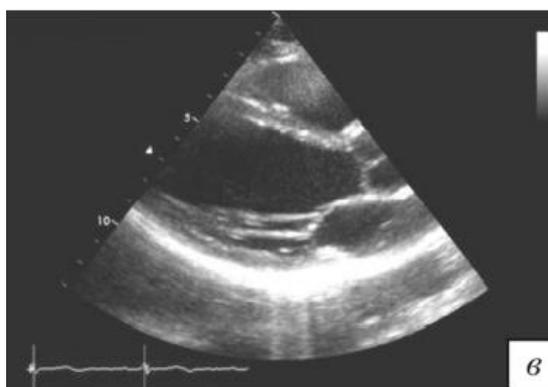
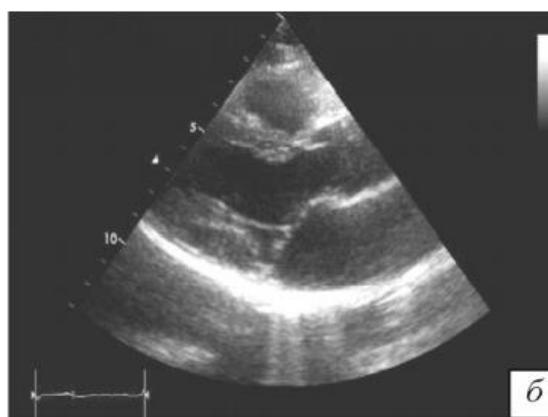
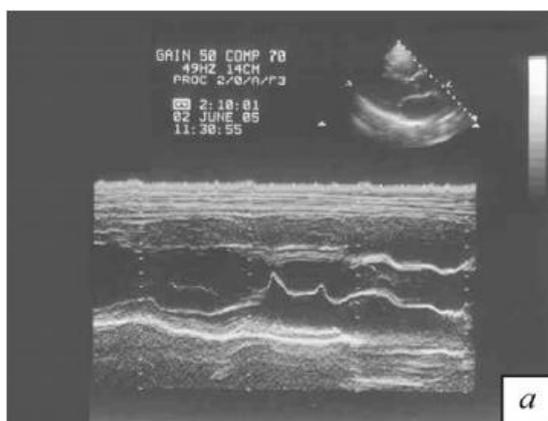
Метод исследования структуры и функции органов и получения изображения среза органов, соответствующего реальным размерам и состоянию. В эхографии различают эхолокацию и УЗ сканирование. *Эхолокация* — это метод регистрации интенсивности отражённого сигнала (эхо) от границы раздела фаз.

Общие принципы формирования эхосигналов от границ исследуемых тканей и органов схожи с известными принципами радиолокации и гидролокации. На исследуемый объект воздействуют короткими УЗ импульсами, энергия которых сконцентрирована вдоль узкого луча. Импульс, распространяясь в среде от источника УЗ, дойдя до границы раздела сред с разными волновыми сопротивлениями, отражается от границы и попадает на приёмник УЗ (датчик). Энергия отражённого импульса тем больше, чем больше разность волновых сопротивлений этих сред. Зная скорость распространения импульса и время, за которое импульс прошёл расстояние до границы сред и обратно, можно вычислить расстояние от источников УЗ до этой границы. Ультразвуковое сканирование — перемещение ультразвукового пучка, направленного на объект во время исследования. Сканирование обеспечивает регистрацию сигналов последовательно от разных точек объекта; изображение возникает на экране монитора и регистрируется в памяти прибора и может быть воспроизведено на фотобумаге или пленке. Изображение можно подвергать математической обработке, измеряя величину разных элементов объекта. Яркость каждой точки на экране находится в прямой зависимости от интенсивности эхо-сигнала. Изобра-

жение на экране монитора представлено обычно 16-ю оттенками серого цвета или цветной палитрой, отражающими акустическую структуру тканей. На рис. 5 представлены различные режимы сканирования в УЗИ.

Для формирования двумерного изображения необходимо сканировать его в разных направлениях. При сканировании (УЗИ глаза) яркость экрана соответствует интенсивности эхо-сигнала, сопоставленного на графике зависимости от положения тела в плоскости сканирования. Датчик сканирования посылает узкий луч в ткань. Направление луча быстро изменяется, чтобы покрыть веерообразную область тела. Это может быть сделано с помощью колеблющейся или вращающейся головки преобразователя (часто содержащей три преобразователя), с помощью матрицы преобразователей, которые получают импульсы последовательно или с помощью фазированной матрицы преобразователей, которые излучают одновременно.

Принцип работы последовательной импульсной или фазированной решетки можно понять, обратившись к рис. 6. Пусть пять преобразователей являются импульсными; полукруги показывают направление распространения постоянной фазы от каждого генератора. Прямые линии показывают фронт распространяющейся волны.



(а) — пример характерной А-эхограммы в режиме М (офтальмология, гистология) и встроенное изображение типа В, т.е. по вертикали регистрируются структуры сердца по глубине, по горизонтали — развертка движения структур сердца во времени; А-сканирование — простейший и исторически первый режим отображения информации. Сохранение фазовой информации в режиме А-сканирования имеет потенциальную ценность для гистологии, т.е. методов детальной оценки основных характеристик биологических тканей. М (или ТМ) сканирование — развитие А-режима для отображения движущихся биологических структур.

(б, в) — полное секторное двухмерное изображение сердца (В-режим) при положении зонда в IV межреберье у левого края грудины в разные фазы сердечного цикла: б — систола левого желудочка, в — диастола левого желудочка. В-сканирование — основа почти всех современных средств ультразвуковой визуализации. В этом режиме сканирования 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.

Рис. 5. Изображение работы сердца в режиме М и В (*Kane S.A., Gelman B.A. Introduction to physics in modern medicine. — CRC Press, 2020*)

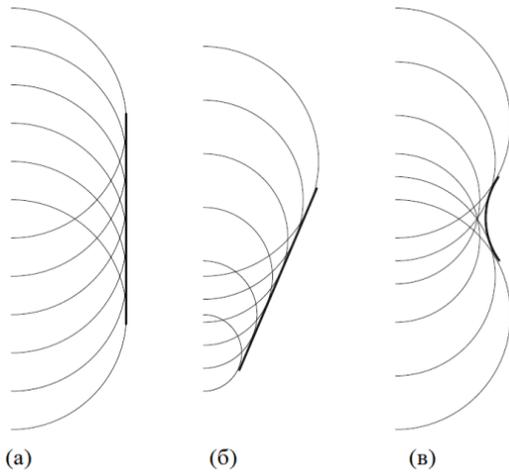


Рис. 6. Принцип работы фазированной решетки или решетки с задержкой импульсов: (а) показано, что все пять преобразователей одновременно испустили волну. Сигналы от каждого преобразователя складываются вдоль плоского волнового фронта, идущего вправо; (б) показано, что верхний преобразователь первым испустил волну. Далее, другие генераторы последовательно испустили волновой импульс в более позднее время; (в) — внешние преобразователи первыми испустили волновой импульс.

При распространении УЗ волны в ткани, каждый преобразователь пульсирует позже, чем предыдущий. Это позволяет сфокусировать луч. Такой принцип применяется для управления или концентрации чувствительности к рассеянной волне во время сканирования.

1.8.2. Доплерография

Данная методика ультразвукового исследования основана на использовании эффекта Доплера. Сущность эффекта состоит в том, что от движущихся объектов ультразвуковые волны отражаются с измененной частотой. Этот сдвиг частоты пропорционален скорости движения биологических структур — если движение направлено в сторону датчика, то частота увеличивается, если от датчика — уменьшается.

Если генератор излучает ультразвук с частотой f_r , а изучаемый объект движется со скоростью v , то, частота УЗ f_n зарегистрированная приёмником (датчиком) может быть найдена по формуле:

$$f_n = \frac{f_r(C + v)}{C}. \quad (11)$$

Разность частот волн, излучаемых генератором и воспринимаемых приёмником, f_d называется доплеровским сдвигом частоты. В медицинских исследованиях доплеровский сдвиг частот рассчитывается по формуле:

$$f_d = \frac{2f_r v}{c}, \quad (12)$$

где f_r — исходная частота генератора. По сдвигу частоты определяется скорость движения исследуемого объекта. Стандартное изображение, получаемое аппаратом УЗИ в режиме Доплера, показано на рис. 7.

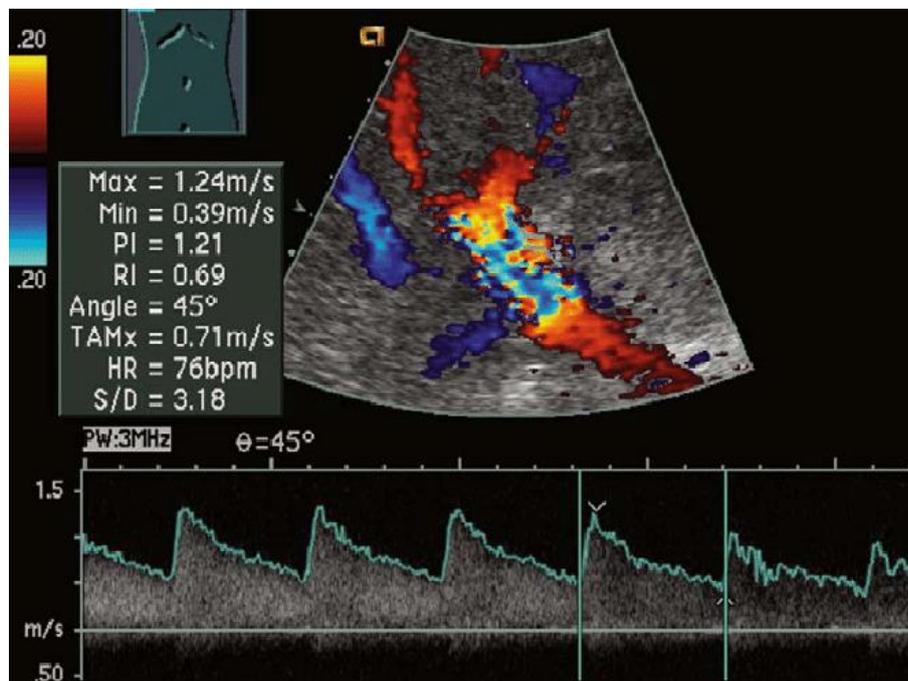


Рис. 7. Стандартное изображение, полученное аппаратом УЗИ в режиме Доплера

При доплеровских методах используют как непрерывное излучение, так и импульсные сигналы. В непрерывном режиме одновременно работают источник и приёмник излучения. В импульсном режиме также используется один датчик на излучение и приём. Он периодически короткое время

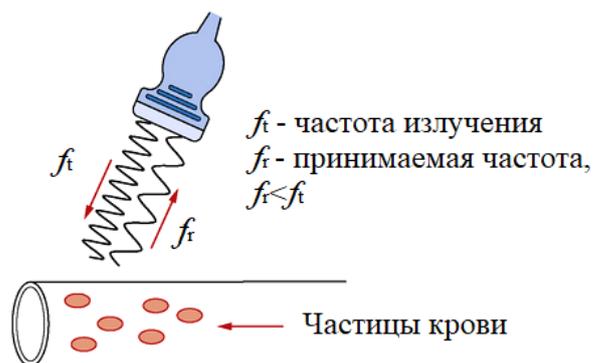


Рис. 8. Эффект Доплера в диагностике кровотока

работает как излучатель, а в промежутках между излучением, как приемник. Пространственное разрешение достигается благодаря излучению коротких УЗ импульсов.

Если скорость объекта $v_{об}$ намного меньше скорости УЗ волны $v_{уз}$, то доплеровский сдвиг частоты F относительно частоты исходной волны f запишется в виде:

$$F = 2f \cos \theta \frac{v_{об}}{v_{уз}}, \quad (13)$$

здесь θ — угол между направлением потока и направлением УЗ луча (рис. 8). Удвоение сдвига частоты возникает из-за того, что объекты сначала играют роль движущихся приемников, а затем движущихся излучателей. К примеру, если скорость УЗ в ткани равна 1540 м/с, а частота УЗ зондирующего сигнала 5–10 МГц, то скорость кровотока может составлять 1–100 см/с, а доплеровский сдвиг частоты будет составлять 10^2 – 10^4 Гц, т.е. доплеровский сдвиг частоты будет проявляться в звуковом диапазоне.

Доплерография эффективно используется в диагностике кровотока и заболеваний сердца. При этом определяется зависимость изменения частоты прошедшего сигнала от скорости движения эритроцитов или подвижных тканей сердца. Данный метод используется также для исследования магистральных сосудов головы (транскраниальная доплерография).

1.8.3. 3D УЗИ

Трёхмерное ультразвуковое исследование, более известное как 3D УЗИ, в последние годы становится всё более распространённым. Это связано с преимуществами, которыми обладают такие сканеры — улучшенная визуализация, измерение объёма и сокращение времени обследования.

На рис. 9 представлена одна из множества доступных блок-схем ультразвуковой визуализации.

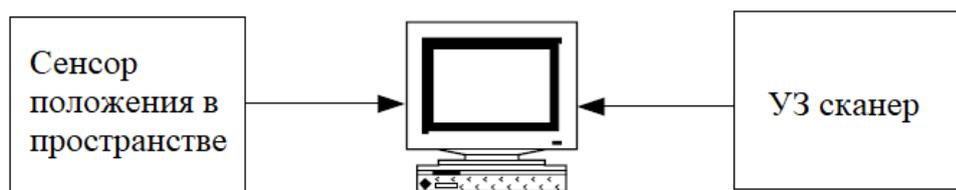


Рис. 9. Блок-схема обработки сигналов

Для создания трехмерных ультразвуковых изображений применяют ультразвуковой аппарат, способный генерировать двухмерные изображения. Для получения сигналов о точном положении поверхности органа используется сенсор, установленный на ультразвуковом датчике. Эхо с различной глубины отображается в виде вертикальных пиков на горизонтальной линии, отображающей глубину. Интенсивность эха определяет высоту или амплитуду каждого пика. Эта информация загружается в компьютер, который обрабатывает её и генерирует трехмерное изображение.

1.9. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Колебательное движение и его характеристики.
2. Превращение энергии при колебательном движении.
3. Волны. Характеристики волн.
4. Источники звука. Звуковые колебания. Характеристики звука.
5. Звуковые волны. Характеристики звуковой волны.
6. Свойства звуковых волн (отражение, эхо, дифракция).
7. Что называется ультразвуком, инфразвуком?
8. Источники и приемники ультразвука.
9. Прямой и обратный пьезоэлектрический эффект.
10. Продольные и поперечные механические волны.
11. В чем состоит эффект Доплера для механических волн?
12. В чем заключается явление магнитострикции?
13. Взаимодействие ультразвука с веществом.
14. Как влияет ультразвук на живые системы?

ГЛАВА 2. ТЕРМОГРАФИЯ. ФОРМИРОВАНИЕ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

2.1. ИНФРАКРАСНОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ. ПОНЯТИЕ О ТЕРМОГРАФИИ

Каждый объект в природе, один в большей степени, другой в меньшей, испускает и поглощает световые волны. Это излучение зависит от температуры объекта. Таким образом, по спектру излучения можно судить о том, какую температуру данный объект имеет. Это обстоятельство очень удобно в том случае, если непосредственное измерение температуры объекта по тем или иным причинам невозможно. Например, по спектру солнечного излучения можно судить о температуре солнечной короны. Испускает и поглощает излучение (оно называется тепловым или инфракрасным) и человек.

Температура тела человека, как правило, отличается от нормы при заболеваниях. Любое изменение температуры в результате патологического процесса является диагностическим признаком для определения болезни, даже если человек ещё не знает об этом. Регистрация температуры, разумеется, не требует нарушения его кожных покровов и безвредна для человека.

Метод определения температуры различных участков тела человека по его инфракрасному излучению для диагностики заболеваний называется термографией (рис. 10). Совершенная безвредность термографии очевидна. В будущем она может стать методом профилактического массового обследования населения. Погрешность определения температуры прибором весьма низкая и достигает у современных приборов не более $0,01^{\circ}\text{C}$. Метод термографии появился с работы канадского учёного Р. Лаусона. Он в 1956 году направил в печать данные о практике использования инфракрасных приборов для диагностики болезней. Р. Лаусон первый отметил местное возрастание интенсивности излучения тепла от злокачественного образования на участке кожи молочной железы.

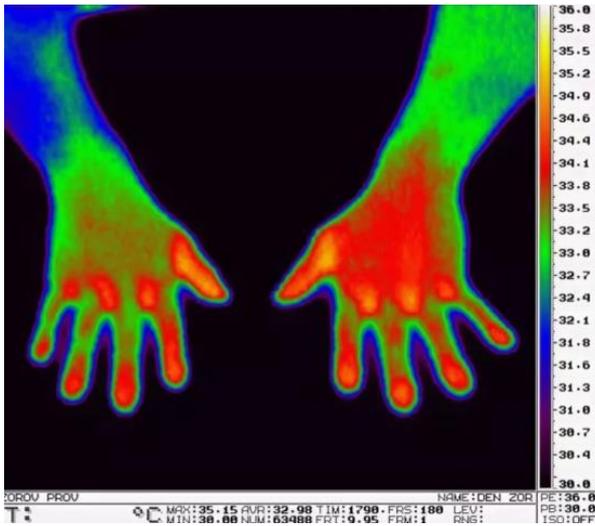


Рис. 10. Термография: выраженная гипотермия правой конечности. Разница температур — $1,7^{\circ}\text{C}$ (Ткаченко Ю.А., Голованова М.В., Овечкин А.М. Клиническая термография (обзор основных возможностей), Нижний Новгород — 1998.)

2.2. ЗАКОНЫ ТЕПЛООВОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ТЕЛ

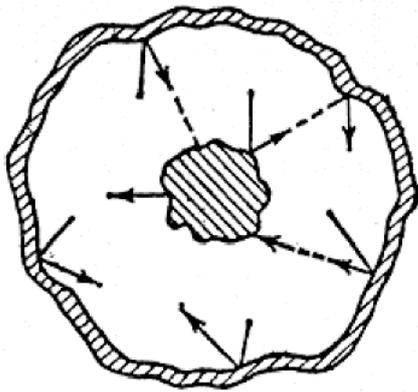


Рис. 11. Излучение, которое находится в равновесии

Равновесное излучение. Пусть излучающее тело находится внутри непроницаемой полости с идеально отражающей поверхностью (рис. 11). Внутри оболочки находится вакуум. Если излучение отразилось от оболочки, то упав на тело, оно частично или полностью поглотится им. Опыт утверждает, что тепловое излучение является уникальным, в том смысле,

что оно единственное, которое находится в равновесии с излучающими телами. Все другие виды излучения являются неравновесными. Возможность теплового излучения быть в равновесии с излучающими телами определяется тем обстоятельством, что интенсивность излучения увеличивается при росте температуры. Предположим, что между телом и излучением (рис. 11) равновесие случайно нарушилось, и тело внезапно стало излучать больше энергии, чем принимать. Тогда внутренняя энергия тела станет уменьшаться, что послужит причиной к уменьшению температуры. Далее это приведёт к уменьшению количества энергии, которое телом излучается. Как только количество излучаемой телом энергии станет равным

количеству принимаемой энергии температура тела перестанет убывать. Если же равновесие нарушилось в другую сторону и величина излучаемой энергии стала меньше, чем поглощаемой, то это послужит причиной роста температуры тела. Она будет увеличиваться до установления точного баланса между излучаемой и поглощаемой энергией. Итак, нарушение равновесия в системе «тело-излучение» приводит к появлению обратного действия, восстанавливающего равновесие. Поэтому из всех видов излучения тепловое является единственным равновесным.

Закон Кирхгофа. Для описания теплового излучения давайте применим величину потока энергии, измеряемую в ваттах. Энергетической светимостью тела dR называется поток энергии, излучаемый единицей поверхности излучающего тела по всем направлениям (в пределах телесного угла 2π). Спектр излучения является сплошным, т.е. излучение состоит из многих волн с различными частотами ω . Пусть поток энергии, излучаемый единицей поверхности тела в интервале частот $d\omega$, будет обозначаться как dR_ω . Если интервал $d\omega$ будет малым, то поток dR_ω есть:

$$dR_\omega = r_\omega d\omega. \quad (14)$$

Величина r_ω получила название испускательной способности тела. Из опыта видно, что испускательная способность и температура тела сильно связаны между собой. Таким образом, r_ω является функцией температуры и частоты. Следовательно, энергетическая светимость зависит от температуры. Если известна испускательная способность тела, то энергетическую светимость определяет равенство:

$$R = \int dR_\omega = \int_0^\infty r_\omega d\omega. \quad (15)$$

Предположим на малую площадку на поверхности тела падает поток лучистой энергии $d\Phi'_\omega$, образованный электромагнитными волнами, частота которых находится в интервале $d\omega$. Некоторая часть из этого потока $d\Phi'$ будет поглощаться телом. Отношение

$$a_{\omega} = \frac{d\Phi'_{\omega}}{d\Phi_{\omega}} \quad (16)$$

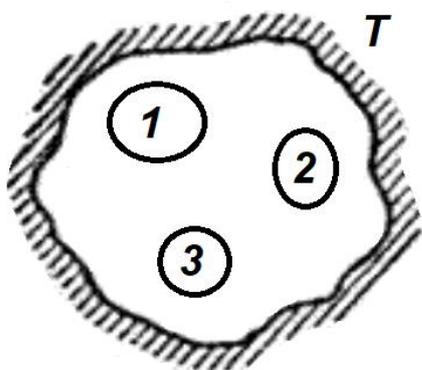
получила название поглотительной способности тела. На поглотительную способность тела влияет его температура. Поэтому, a_{ω} зависит от частоты и температуры. Из определения (16) видно, что величина a_{ω} меньше или равно единице. Если излучение всех частот полностью поглощается телом,

$$a_{\omega} = 1, \quad (17)$$

то такое тело называют абсолютно черным. Тело будет серым, если

$$a_{\omega T} = a_T = \text{const} < 1. \quad (18)$$

Испускательная и поглотительная способности тела связаны между



собой. Рассмотрим, например, следующий опыт. Пусть внутри замкнутой полости, имеющей постоянную температуру T , находятся несколько тел, которые не касаются друг друга (рис. 12), так, что единственным способом обмена энергией между оболочкой и ними является излучение. Эксперимент утверждает, что такая система спустя некоторое время будет в состоянии теплового

Рис. 12. Закон Кирхгофа

равновесия. Все тела получают одинаковую температуру, равную температуре оболочки T . Если тело, имеет меньшую испускательную способность r , то оно теряет в единицу времени с единицы поверхности меньше энергии, чем тело, которое имеет большую r . Вследствие того, что общая температура и энергия тел не изменяется, то тело, испускающее меньше энергии, должно и меньше поглощать, т. е. обладать меньшей a_{ω} . Итак, чем меньше испускательная способность тела r_{ω} , тем меньше и его поглотительная способность a_{ω} . Следовательно, справедливо равенство:

$$\left(\frac{r_{\omega}}{a_{\omega}}\right)_1 = \left(\frac{r_{\omega}}{a_{\omega}}\right)_2 = \left(\frac{r_{\omega}}{a_{\omega}}\right)_3 = \dots = f(\omega, T), \quad (19)$$

где разные тела имеют индексы 1, 2, 3 и т. д.

Отношение испускательной и поглощательной способностей не зависит от природы тела, оно является для всех тел одной и той же, (универсальной) функцией частоты (длины волны) и температуры:

$$\frac{r_{\omega}}{a_{\omega}} = f(\omega, T). \quad (20)$$

Этот закон получил название закона Кирхгофа. При переходе от одного тела к другому величины r_{ω} и a_{ω} могут изменяться очень сильно, но их отношение является одинаковым для всех тел. Другими словами, тело, сильнее поглощающее некоторые лучи, будет эти лучи сильнее и испускать. Для абсолютно черного тела, $a_{\omega} = 1$. Поэтому, из формулы (17) следует, что r_{ω} для такого тела равна $f(\omega, T)$. Итак, универсальная функция Кирхгофа $f(\omega, T)$ является ничем иным, как испускательной способностью абсолютно черного тела.

Абсолютно черных тел не существует. Например, сажа или платиновая чернь имеют поглощательную способность a_{ω} близкую к единице, лишь в ограниченном интервале частот; в далекой инфракрасной области их поглощательная способность будет меньше единицы. Однако модель, очень близкая по своим свойствам к абсолютно чёрному телу возможна. Это почти замкнутая оболочка, имеющая малое отверстие (рис. 13). Свет, падающий в отверстие, прежде чем выйти обратно, многократно отразится

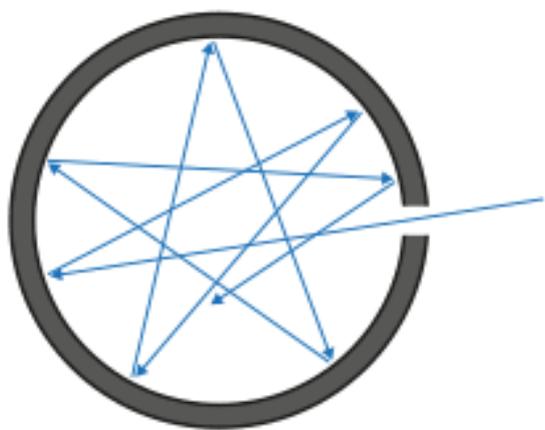


Рис. 13. Модель АЧТ Михельсона

от стенок полости. При каждом отражении часть энергии будет поглощаться. Таким образом, практически все излучение любой частоты будет поглощено этой полостью. Согласно закону Кирхгофа, испускательная способность этой модели очень близка к функции Кирхгофа $f(\omega, T)$. Таким образом, если температура стенок полости T будет постоянна, то выхо-

дящее из отверстия излучение будет близким по спектральному составу к излучению абсолютно черного тела при той же температуре. Если это излучение с помощью дифракционной решетки разложить в спектр и измерить интенсивность различных участков спектра, можно будет найти вид функции $f(\omega, T)$ из опыта. При этом площадь под кривой $f(\omega, T)$ является энергетической светимостью абсолютно черного тела при данной температуре.

Закон Стефана–Больцмана. Теория излучения абсолютно черного тела имеет гигантское значение в анналах физики — она привела к понятию фотонов — мельчайших частиц света. Задача об излучении чёрного тела долгое время (около полувека) находилась в центре внимания физиков всего мира. Попытки получить теоретически функцию $f(\omega, T)$ не приводили к успеху. Стефан (1879), рассматривая данные опыта, пришел к мнению, что энергетическая светимость R любого тела пропорциональна четвертой степени абсолютной температуры. Однако его выводы, как показал эксперимент, были ошибочны. Больцман (1884), исходя из законов термодинамики, вывел формулу для энергетической светимости абсолютно черного тела:

$$R = \int_0^{\infty} f(\omega, T) d\omega = \sigma T^4, \quad (21)$$

где σ — постоянная величина, T — абсолютная температура. Таким образом, вывод Стефана для любых тел (с абсолютно черными телами он не производил опыты), оказался верным лишь для абсолютно черных тел. Равенство (21) между энергетической светимостью абсолютно черного тела и его абсолютной температурой называется законом Стефана–Больцмана, а коэффициент пропорциональности σ называется постоянной Стефана–Больцмана. Её значение из опыта есть:

$$\sigma = 5,7 \cdot 10^{-8} \frac{\text{Вт}}{\text{м}^2 \cdot \text{К}^4}. \quad (22)$$

Закон Вина. Вильгельм Вин (1893) установил, что функция спектрального распределения имеет вид:

$$f(\omega, T) = \omega^3 F\left(\frac{\omega}{T}\right), \quad (23)$$

где F — неизвестная функция отношения частоты к температуре. Отсюда следует, что

$$\lambda_m T = b, \quad (24)$$

где λ_m , есть длина волны, соответствующая максимуму функции распределения по длинам волн. Это равенство называется законом смещения Вина. Значение константы b из опыта равно:

$$b = 2,90 \cdot 10^{-3} \text{ м} \cdot \text{К}. \quad (25)$$

Формула Планка. Законы Стефана–Больцмана и Вина есть частные законы излучения чёрного тела. Они не дают представление о распределении энергии по частоте при различной температуре. Уравнение, описывающее полученные экспериментально кривые излучения чёрного тела, не удалось получить на основе классической электромагнитной теории света. Оно было получено М. Планком лишь на основе гипотезы, что нагретые тела излучают энергию не непрерывно, а отдельными порциями, т.е. квантами. Формула Планка имеет вид:

$$\varepsilon_\lambda = \frac{2\pi h c^2}{\lambda^5} \cdot \frac{1}{e^{\frac{hc}{kT\lambda}} - 1}, \quad (26)$$

где $h = 6,62 \cdot 10^{-34} \text{ Дж} \cdot \text{с}$ — постоянная Планка; $k = 1,38 \cdot 10^{-23} \text{ Дж/К}$ — постоянная Больцмана. Опытные данные по распределению энергии в спектрах излучения чёрного тела при всех значениях температур и длин волн замечательно согласуются с формулой Планка. Из формулы Планка при соответствующих преобразованиях следуют как закон Стефана–Больцмана, так и закон Вина.

2.3. ИСТОЧНИКИ ТЕПЛОВОГО ИЗЛУЧЕНИЯ, ИСПОЛЬЗУЕМЫЕ В ЛЕЧЕБНЫХ ЦЕЛЯХ

Солнце есть основной источник теплового излучения и света для Земли. Поток энергии Солнца, падающий на 1 м^2 площади земной атмосферы равен 1350 Вт . Данное число называется солнечной постоянной. Общее количество энергии, переданное нашей планете от Солнца в год, равно $3,84 \cdot 10^{24} \text{ Дж}$. Эта энергия превышает в десятки тысяч раз всю энергию, полученную на Земле от всех других источников. При прохождении через атмосферу поток энергии излучения несколько уменьшается; солнечная постоянная в зависимости от состояния атмосферы (облачность) и высоты Солнца над горизонтом также уменьшается, и в наиболее благоприятных условиях составляет $900\text{--}1120 \text{ Вт}$. Изменяется и спектральный состав излучения. Ультрафиолетовое излучение с длиной волны менее 290 нм поглощается озоновым слоем верхних слоёв атмосферы, а часть инфракрасного излучения — водяным паром.

Для измерения интенсивности теплового излучения применяются приборы, называемые актинометрами. Основу приборов составляет термобатарея — система из нескольких термопар, соединённых последовательно и расположенных так, что исследуемое излучение действует на их рабочие спаи. Рекомендованное количество солнечной радиации используется для солнцелечения (гелиотерапии), и, кроме того, как средство закаливания человека. Искусственные источники теплового излучения: лампы накаливания (соллюкс) и инфракрасные излучатели применяются в лечебных целях.

2.4. ИНФРАКРАСНОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ И ЕГО БИОЛОГИЧЕСКОЕ ДЕЙСТВИЕ

Инфракрасным (ИК) называется излучение, находящееся в спектральной области между радиоизлучением коротких длин волн ($\lambda \approx 1\text{--}2 \text{ мм}$) и видимым светом имеющим красную границу ($\lambda = 740 \text{ нм}$). Нагретые твёрдые и жидкие тела испускают непрерывный ИК-спектр. При малой темпе-

ратуре тел мала также и их энергетическая светимость, поэтому не все тела могут быть применяться в качестве источников ИК-излучения. Поэтому вместе с тепловыми источниками ИК-излучения применяются ещё и ртутные лампы высокого давления, а также лазеры, которые не имеют сплошного спектра. Солнце, как уже упоминалось, является также мощным источником ИК-излучения. Около половины его излучения является инфракрасным.

Влияние ИК-излучения на организм человека определяется его тепловым действием. Нагрев ткани увеличивает клеточную биологическую активность, ускоряет размножение, увеличивает подвижность лейкоцитов и их способность поглощать инородные микроорганизмы, увеличивает скорость обменных процессов. Первичное действие ИК-излучения на живой организм начинается с его действия на кожу, проникая в глубину на 2-3 см, проникая через подкожный жировой слой в расположенные под ним органы. Повышение температуры кожи усиливает деятельность ферментов, расщепляющих белки, в результате чего в крови появляются продукты распада белков. ИК-излучение имеет свойство сильно поглощаться водой и увеличивать испарение. Этим оно оказывает высушивающее действие на влажную поверхность. Поэтому ИК-излучение используется при лечении мокнущих экзем, ожогов, обморожений и т.п. Следует отметить, что ИК-излучение может оказывать и вредное действие при больших интенсивностях излучения. Особо вредно оно при воздействии на глаза, так как тепловое излучение сильно поглощается хрусталиком и стекловидным телом. По этой причине может возникнуть катаракта, отслоение сетчатки и т.п. При работе с ИК-излучением необходимо надевать защитные очки.

2.5. ТЕРМОГРАФЫ. ВИДЫ ТЕРМОГРАФИИ

Для измерения и регистрации ИК-излучения применяются приёмники двух видов: тепловые и фотоэлектрические. К первому типу относятся термометры, радиометры, термоэлементы, превращающие тепловое излучение в электрический ток. Приёмники второго типа — фотоэлементы, фотосопротивления и электронно-оптические преобразователи, превращающие тепловое излучение в изображение, наблюдаемое на экране электронно-лучевой трубки.

Для измерения интенсивности теплового излучения применяются приборы, называемые актинометрами. Основу приборов составляет термобатарея — система из нескольких термопар, соединённых последовательно и расположенных так, что исследуемое излучение действует на их рабочие спаи. Обнаружить и зарегистрировать ИК-излучение можно также фотопластинками и фотоплёнками со специальным фоточувствительным слоем. Термография бывает *бесконтактной* и *контактной*. В бесконтактной термографии применяются особые аппараты — термографы или тепловизоры, которые регистрируют в инфракрасной области спектра тепловое излучение (рис. 14). Они обеспечивают высокую температурную чувствительность и точность измерения температуры.

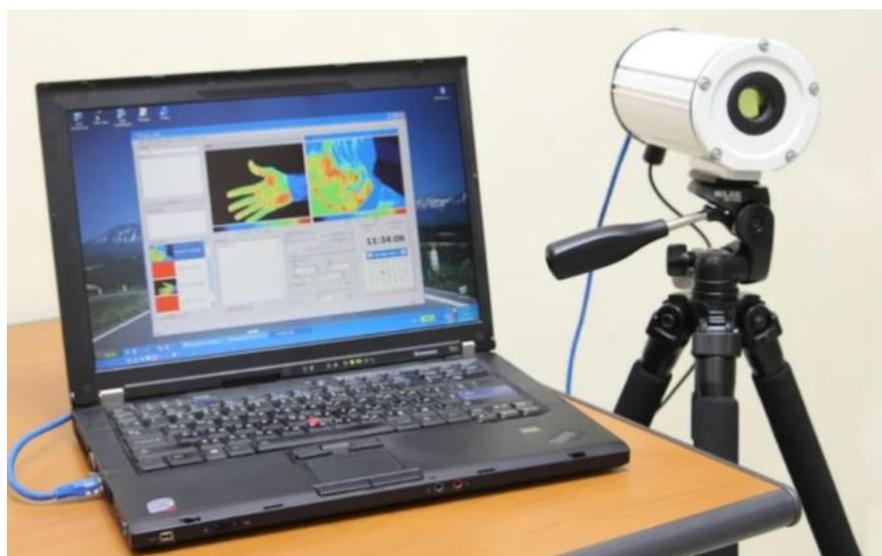


Рис. 14. Тепловизор (Ткаченко Ю.А., Голованова М.В., Овечкин А.М. *Клиническая термография (обзор основных возможностей), Нижний Новгород — 1998*)

Если какой-либо участок тела имеет пониженную температуру, то поток излучения от него меньше, чем в норме. Эта разница преобразуется термографом в электрический сигнал. Этот сигнал с электронно-оптического преобразователя усиливается и подаётся в виде развёртки на телевизионную систему. Визуализированное на экране «тепловое» изображение предметов является чёрно-белым или цветным. Это термограмма. Части тела, имеющие разные температуры, отличаются на изображении либо цветом, либо интенсивностью света, если изображение чёрно-белое. Термограмма может быть напечатана на электрохимической бумаге или фотоплёнке. Разновидностью бесконтактной термографии является также термометрия и термоскопия. В термометрии измеряется температура поверхности тела. Она осуществляется с помощью цветовой градуированной шкалы и эталонного излучателя (рис. 15). В термоскопии происходит визуализация на экране тепловизора.

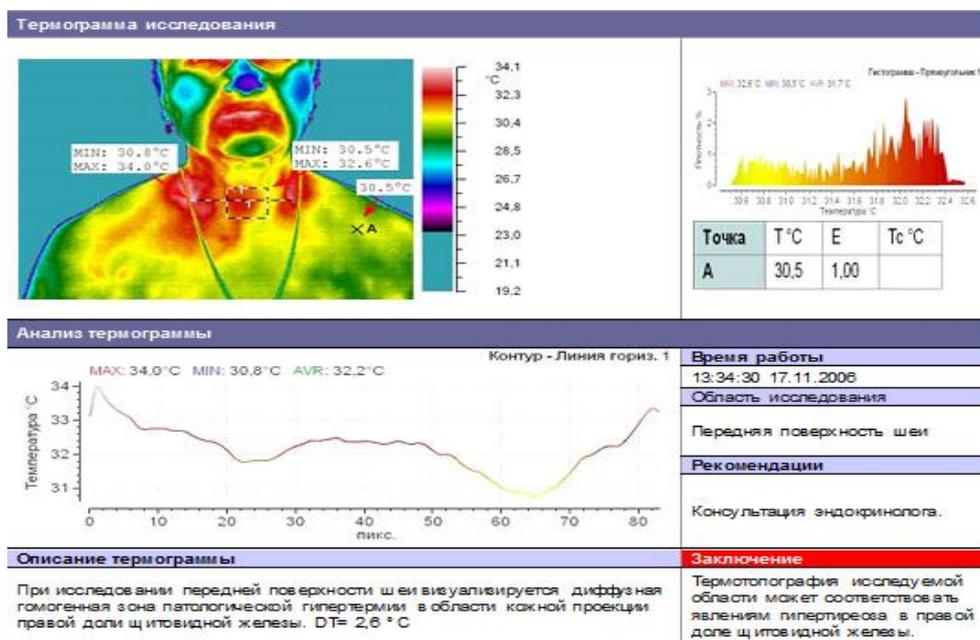


Рис. 15. Вид стандартной термограммы (Ткаченко Ю.А., Голованова М.В., Овечкин А.М. Клиническая термография (обзор основных возможностей), Нижний Новгород — 1998)

В медицинской сфере контактная термография стала применяться в 1970-х годах. При контактной или жидкокристаллической термографии на тело человека помещают индикаторы — пластины, пасты или пленки с жидкокристаллическим соединением. Холестерические жидкие кристаллы являются оптически анизотропными и обладают свойством спиральной симметрии. Другими словами, эти кристаллы обладают хиральностью (закрученностью). Холестерики ярко окрашены, и малейшее изменение температуры (до тысячных долей градуса) приводит к изменению шага спирали и, соответственно, к изменению окраски жидких кристаллов. Поэтому легко визуально определить локальные отличия температур (рис. 16).

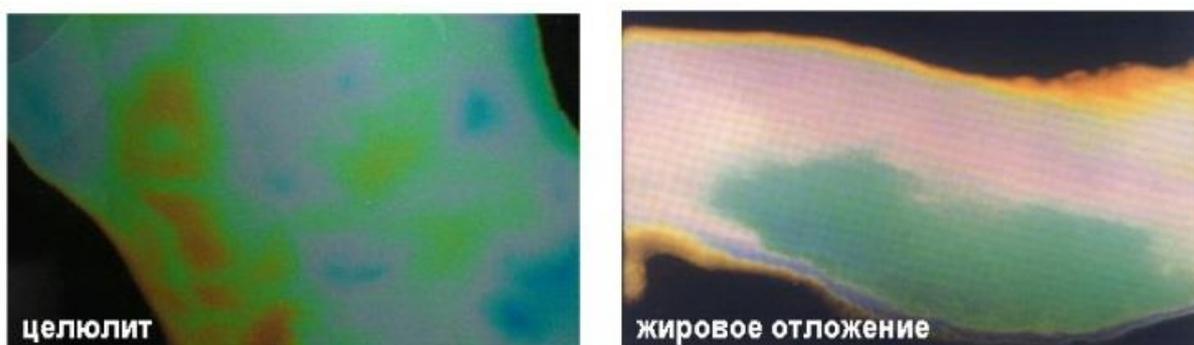


Рис. 16. Изображения жировых отложений (Ткаченко Ю. А., Голованова М. В., Овечкин А. М. *Клиническая термография (обзор основных возможностей)*, Нижний Новгород — 1998)

2.6. УЛЬТРАФИОЛЕТОВОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ И ЕГО ДЕЙСТВИЕ НА ОРГАНИЗМ

Электромагнитное излучение, находящееся в спектральной области между длинноволновой частью рентгеновского излучения ($\lambda=10$ нм) и фиолетовой границей видимого света ($\lambda=400$ нм) называется ультрафиолетовым (УФ). В области меньше 200 нм, УФ-излучение сильно поглощается всеми телами, в том числе и тонкими слоями воздуха, поэтому для медицины оно малоинтересно. Остальная часть УФ-спектра условно делится на три области: А (400–315 нм), В (315–280 нм) и С (280–200 нм). Самым мощным источником теплового УФ-излучения является Солнце. На грани-

це земной тропосферы УФ-излучение составляет 9% его общей мощности. Большую мощность и более коротковолновое излучение имеется только у возбуждённых в электрическом разряде паров металлов или у газов, испускающих линейчатые УФ-спектры. Из искусственных источников УФ-излучения самые распространённые — это газоразрядные ртутные лампы. Они подразделяются на лампы с низким давлением паров ртути, высоким и сверхвысоким. Баллоны этих ламп сделаны из кварца, так как обычное стекло сильно поглощает ультрафиолетовое излучение. Для измерения УФ-излучения применяются фотоэлектрические приёмники: фотоэлементы, фотоумножители. Люминесцирующие вещества и фотопластинки являются индикаторами УФ-света.

Основное биологическое действие УФ-излучения на живой организм определяется не тепловыми эффектами, которые ничтожно малы, а фотохимическими реакциями, происходящими с биополимерами — белками и нуклеиновыми кислотами. Изменения в нуклеиновых кислотах, в молекулах ДНК, влияют на процессы жизнедеятельности клеток, на их рост и деление и могут привести их к гибели и к гибели одноклеточных организмов — бактерий (область С). УФ-излучение обладает бактерицидным действием и используется для обеззараживания воздуха в закрытых помещениях. Такая санация воздушной среды используется в операционных и перевязочных, что сильно увеличивает хирургическую антисептику. Действие ультрафиолетового излучения на живой организм начинается с его поглощения в коже. Проникая до нескольких миллиметров, радиация вызывает при этом сложную биологическую реакцию, сопровождающуюся покраснением кожи — эритемой (область В). В зародышевом слое эпидермиса начинается сложная цепь биохимических и физиологических процессов. Процессы фотолиза (биохимические реакции) под действием фотонов УФ-излучения создают активные продукты (гистамин и др.), которые вызывают расширение сосудов, отёк кожи и другие типичные признаки эритемы. Вслед за эритемой наступает пигментация кожи — загар.

2.7. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Почему в облачную погоду зимой на улице тепло?
2. Для чего спецодежду сталеваров покрывают прочным слоем фольги?
3. Почему в горах можно загореть значительно быстрее?
4. Осенью в садах белят стволы, а иногда и ветви деревьев. Для чего это делают?
5. Ртутные лампы ультрафиолетового излучения делают из кварцевого, а не из обычного стекла. Для чего?
6. Перечислите способы передачи теплоты от одного тела к другому.
7. Что собой представляет тепловое излучение?
8. Является ли спектр лампочки накаливания непрерывным?
9. Может ли быть равновесным излучение, возникающее за счёт химических реакций? Если не может, то почему?
10. Что собой представляет инфракрасное излучение? Объясните его природу и свойства.
11. В чем специфичность ультрафиолетового излучения?
12. Что такое спектральная плотность энергетической светимости?
13. Что такое монохроматический коэффициент поглощения?
14. Какие тела называются черными, абсолютно черными. Серыми?
15. Сформулируйте законы Кирхгофа и Стефана-Больцмана.
16. Почему закон Вина называется законом смещения?
17. Объяснить смысл формулы Планка.
18. Каково значение излучения Солнца? Его характеристика.
19. Какие тепловые источники применяются в медицине для лечебных целей?
20. Биологическое действие ИК-излучения и его применение.
21. Биологическое действие УФ-излучения и его применение.
22. В чем заключается метод термографии?
23. Что такое тепловизоры?
24. Какие виды термографии вы знаете?
25. Как и когда термография возникла?
26. Какие преимущества использования термографии вы знаете?
27. Какие основные недостатки термографии?

ГЛАВА 3. ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИМЕНЕНИЯ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ В ДИАГНОСТИКЕ. РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКА

В настоящее время влияние протонного и нейтронного излучения на вещество ещё слабо изучено, и это излучение мало используется на практике. Поэтому в качестве ионизирующего излучения мы разберём исключительно рентгеновское. Перед наукой, изучающей взаимодействие рентгеновского излучения и вещества, стоят три основные задачи. *Первая (прямая) задача* затрагивает наиболее простые закономерности взаимодействия и прохождения излучения через вещество. Если известна внутренняя структура объекта, то установленный закон ослабления рентгеновского излучения в принципе позволяет предсказать, какой будет картина излучения в любой поперечной плоскости. *Второй задачей науки*, изучающей взаимодействие излучения с веществом, являются вопросы, касающиеся возникновения рентгеновского излучения и его возможных видов. Мы начнём с первых двух задач. *Третья задача (математически сложная)* является обратной задачей, и заключается в воссоздании пространственного распределения плотности внутренних органов по известному двумерному изображению.

Физический принцип действия рентгеновского аппарата базируется на способности рентгеновских лучей проникать сквозь ткань организма. Прохождение рентгеновского излучения через биологическую ткань описывается законом ослабления ионизирующего излучения. Пьер Бугер установил, что в каждом следующем слое однородной среды одинаковой толщины поглощается одинаковая доля потока энергии излучения, дошедшего до него

$$\frac{dI}{I} = -\mu dx. \quad (27)$$

Отсюда связь между интенсивностью света I , которое прошло через слой поглощающего вещества толщиной x , и интенсивностью падающего на него света I_0 есть

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad (28)$$

где I_0 — интенсивность падающего излучения, μ — линейный коэффициент ослабления или коэффициент поглощения. На этот коэффициент влияет длина волны излучения λ и природа вещества (атомный номер Z и плотность ρ).

Таким образом, рентгеновское излучение, проходя через однородный слой вещества, ослабляется по экспоненте. Этот закон называется законом Бугера.

3.1. РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ. РЕНТГЕНОВСКАЯ ТРУБКА

Рентгеновским излучением называются электромагнитные волны в спектральной области от 100 нм до 10^{-3} нм. Это излучение было открыто немецким физиком В. Рентгеном в 1895 г.

Со стороны коротких волн рентгеновское излучение перекрывается γ -излучением. Со стороны длинных волн оно граничит с ультрафиолетовым. В медицине применяется довольно узкий спектр рентгеновского излучения. Используемая длина волны от 0,006 нм до 1 нм. Энергия фотонов излучения, которые используются в медицине, в среднем от 60 до 200 кэВ. Это излучение взаимодействует с мягкими тканями (состоят из элементов H, C, N, O с атомным номером Z от 1–8) и костями (минеральное вещество кости состоит из элементов P, Ca с Z от 15–20).

Первичное рентгеновское излучение может рассеяться на объекте и стать *вторичным*. Однако необходимо учитывать, что, как первичное, так и вторичное, рентгеновское излучение опасно для здоровья человека и от него необходимо соответствующим образом защищаться.

Свойства рентгеновских лучей такие же, как и обычные. Для них характерны все свойства, используемые в оптике. Рентгеновские лучи могут

испытывать дифракцию, интерференцию и обладают поляризацией. Они могут отражаться и преломляться. Электрические и магнитные поля не оказывают на них никакого воздействия. Значит, рентгеновские лучи не несут с собой электрический заряд.

Рентгеновское излучение по способу возбуждения делится на характеристическое и тормозное (рис. 17). Для получения излучения, имеющего короткую длину волны необходимо, чтобы электрон имел большую начальную скорость и быстро тормозился. При этом условия торможения электрона могут существенно различаться. Соответственно и энергии квантов излучения будут различными. Поэтому, тормозное излучение всегда имеет сплошной спектр (См. рис. 17, (в)).

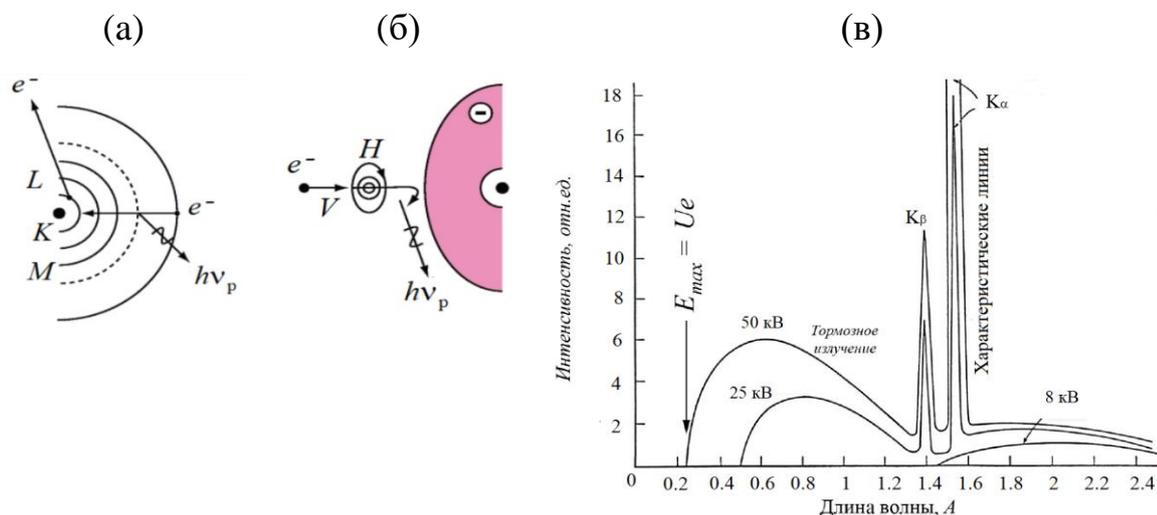


Рис. 17. Схемы возбуждения рентгеновского излучения: (а) характеристического и (б) тормозного; (в) спектр тормозного и характеристического рентгеновского излучения

В рентгенкабинетах излучение получают в рентгеновской трубке. Её устройство показано на рис. 18. Она представляет собой стеклянную колбу с двумя электродами — катодом К и анодом А. На нить накала направляют малое переменное напряжение $\sim U_h$ (~ 10 В). Нить нагревается и излучает электроны. Анод представляет собой металлический стержень, на конце которого находится пластинка из металла с высоким атомным номером, например вольфрам. Трубка представляет собой вакуумную стеклянную

колбу (давление внутри около $10^{-7} - 10^{-6}$ мм рт. ст.) с катодом К и анодом А. Анод иногда называется антикатодом и его основание делается из массивного медного стержня. Его необходимо охлаждать для отвода тепла, которое образуется при столкновении с электронами. Поэтому у него имеется водяное охлаждение. Катод является излучателем электронов. Он сделан в виде спирали накала. Нагреваемый катод (К) излучает электроны. Анод (А) имеет наклонную поверхность, чтобы получившееся рентгеновское излучение направить под углом к оси трубки.

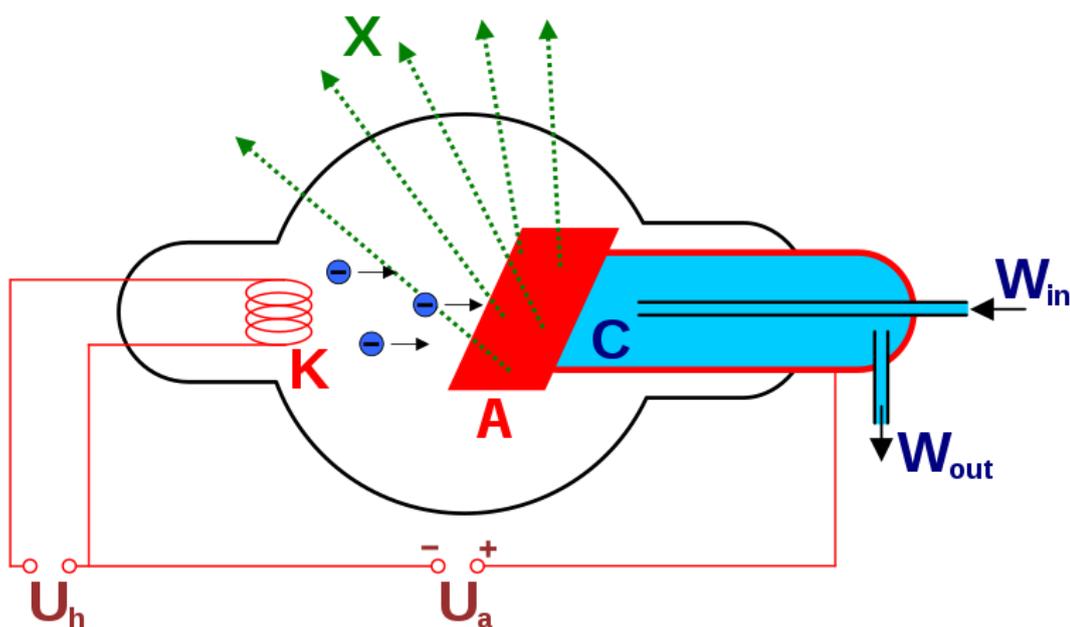


Рис. 18. Устройство рентгеновской трубки: X — рентгеновские лучи; К — катод; А — анод; С — теплоотвод; U_h — напряжение накала катода; U_a — ускоряющее напряжение; W_{in} — впуск водяного охлаждения; W_{out} — выпуск водяного охлаждения

Рабочий участок у анода является полированной зеркальной поверхностью и называется зеркальцем. Между катодом и анодом достаточно высокое напряжение: $U_A = 20-100$ кВ (см. подписи к графику, изображённом на рис. 17, (в)). Электроны, ускоряемые электрическим полем в трубке, с высокой скоростью бомбардируют поверхность анода. При этом возникает рентгеновское излучение, которое получило название тормозного. При напряжении на аноде 50 кВ электроны разгоняются до половины скорости света.

Мощность рентгеновского излучения будет больше, если электрон будет быстрее тормозиться, не успевая нагревать анод. Это означает, что атомный номер вещества зеркальца должен быть как можно более высоким (рис. 19). Поэтому зеркальце обычно изготовлено из тугоплавкого металла с высоким атомным числом, например вольфрама. Изменение напряжения накала катода изменяет нагрев нити накала и количество испускаемых им электронов. Итак, в целом поток энергии тормозного рентгеновского излучения пропорционален силе тока I в цепи трубки, квадрату напряжения U между катодом и анодом, и атомному номеру Z вещества анода

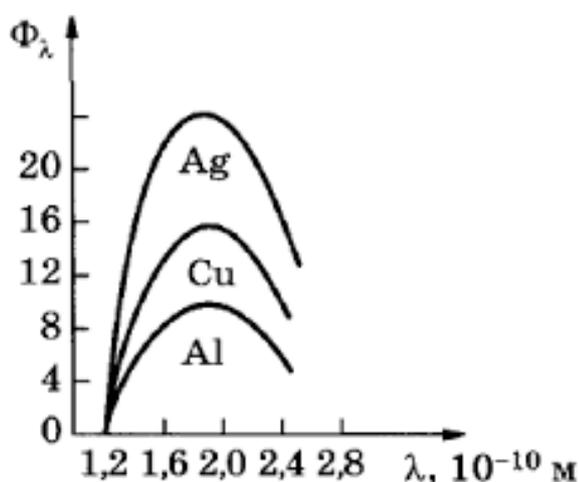


Рис. 19. При изменении вещества анода мощность тормозного излучения возрастает пропорционально атомному номеру элемента

$$\Phi = kZU_A^2 I, \quad (29)$$

где Z — порядковый номер материала анода, U_A — напряжение на аноде; I — анодный ток рентгеновской трубки, $k = 10^{-9}$ Вт/А · В². Если увеличивается ток трубки I , то увеличивается поток рентгеновского излучения Φ . Принято называть излучение менее 1 нм — жестким, а длиннее этого значения — мягким. Жесткое излучение имеет высокие энергии фотонов, мягкое — малые энергии. Чем жестче излучение, тем глубже оно проникает в ткани организма. Из выражения (29) вытекает, что рост напряжения на аноде U_A делает излучение более жестким. Одновременно растёт и поток излучения Φ . В медицине применяется рентгеновское излучение с энергией фотонов от 60 до 200 кэВ. Оно действует на биологическую ткань, состоящую из элементов с атомными номерами Z от 8 — мягкие ткани и до 20 — костная ткань. В этих условиях происходят как фото-, так и комптон-эффекты, доля которых зависит от исходной энергии фотонов.

3.2. ДЕЙСТВИЕ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА ВЕЩЕСТВО

Воздействие рентгеновского излучения на биологические объекты зависит от результата соударения рентгеновского фотона с электронами молекул и атомов вещества. При падении на объект рентгеновского излучения оно в основном проходит вглубь тела, где, взаимодействуя с электронами атомов вещества, рассеивается и поглощается. Частично оно может проходить тело насквозь. В малой степени оно отражается от поверхности объекта. При этом в зависимости от результата сравнения энергии ионизации $A_{и}$ (т.е. энергии, которая требуется для отрыва электрона от атома или молекулы) и величины энергии $h\nu$ фотона возможны три основных процесса: когерентное рассеяние, комптон-эффект и фотоэффект.

Когерентное рассеяние (рис. 20) появляется, если энергия фотона рентгеновского излучения $h\nu$ меньше, чем $A_{и}$,

$$h\nu < A_{и}, \quad (30)$$

где $A_{и}$ — энергия ионизации.

Это означает, что фотонам не хватает энергии, чтобы ионизировать атом. Как говорят, фотоны испытывают упругое рассеяние. То есть у них изменяется только направление движения, но энергия, а, следовательно, и частота, остаётся постоянной.

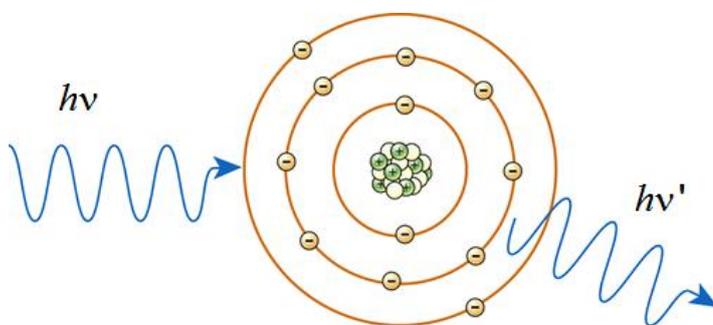


Рис. 20. Схема когерентного рассеяния рентгеновского излучения на атоме

Комптон-эффект (рис. 21). А.Х. Комптон, наблюдая рассеяние высокоэнергичных рентгеновских лучей (1922 г.), выявил уменьшение проникающей способности рассеянного пучка по сравнению с проникающей способностью падающего излучения. Другими словами, длина волны рассеянного рентгеновского излучения оказывается больше, чем у падающего. Изменение длины волны рентгеновского излучения в результате рассеяния называют некогерентным или комптон-эффектом. Данный эффект появляется, если энергия фотона рентгеновского излучения $h\nu$ больше энергии ионизации $A_{и}$,

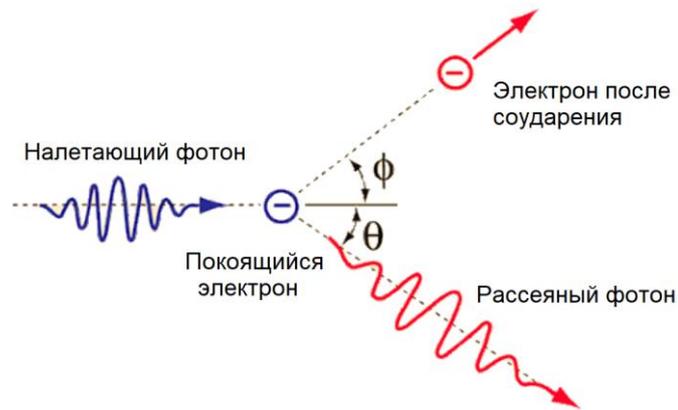


Рис. 21. Схема комптон-эффекта

$$h\nu > A_{и}. \quad (31)$$

Причиной этого явления есть то, что энергия $h\nu$ фотона расходуется тремя путями: на образование нового рассеянного фотона с меньшей энергией $h\nu'$, на отрыв электрона от атома и на сообщение электрону кинетической энергии E_k :

$$h\nu = h\nu' + A_{и} + E_k. \quad (32)$$

Почти всегда $h\nu' \gg A_{и}$, и эффект Комптона может существовать на свободных электронах. Поэтому можно приближённо записать:

$$h\nu \approx h\nu' + E_k. \quad (33)$$

Фотоэффект (рис. 22). При фотоэффекте атом поглощает фотон рентгеновского излучения. Из него вылетает электрон и атом ионизируется. Происходит фотоионизация. Если энергия фотона очень мала для ионизации, то фотоэффект может наблюдаться и без вылета электронов. При этом атом становится возбуждённым.

Эти три процесса взаимодействия рентгеновского излучения с веществом являются первичными. Они могут вызвать вторичные процессы, которые приводят к ионизации или возбуждению атомов и молекул. При этом снова возникает рентгеновское излучение (вторичное), но уже с меньшей энергией.

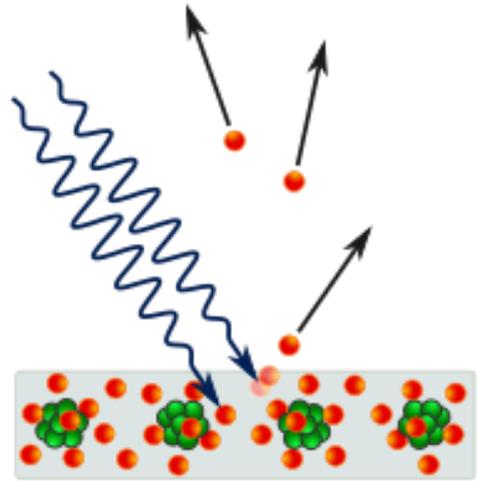


Рис. 22. Явление фотоэффекта в молекулах

3.3. ПРОХОЖДЕНИЕ РЕНТГЕНОВСКИХ ЛУЧЕЙ СКВОЗЬ ВЕЩЕСТВО

То обстоятельство, что коэффициенты ослабления рентгеновского излучения (массовый и линейный) значительно отличаются для костной и мягких тканей является физической основой принципа визуализации рентгеновского излучения. Плотность вещества сильно влияет на линейный коэффициент ослабления, поэтому используется понятие массового коэффициента ослабления μ_m :

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}, \quad (34)$$

где ρ — плотность вещества, μ — линейный коэффициент ослабления рентгеновского излучения. Массовый коэффициент ослабления зависит от длины волны рентгеновского излучения λ и атомного номера вещества Z , в котором происходит поглощение:

$$\mu_m = k\lambda^3 Z^3. \quad (35)$$

В формуле (35) множитель λ^3 означает, что чем меньше длина волны и чем больше энергия фотона, тем у излучения больше проникающая способность. Чем больше атомный номер вещества Z , по сравнению с мягкой тканью, тем сильнее в нем ослабляется рентгеновское излучение. Напри-

мер, в костной ткани ($Ca_3(PO_4)_2$) рентгеновское излучение ослабляется в 68 раз. На рентгенснимках это отмечается в виде светлых участков.

Медицинская рентгенодиагностика основывается на эффекте ослабления рентгеновского излучения веществами с различными коэффициентами ослабления (34) и (35). В рентгенодиагностике применяются два базовых метода: рентгеноскопия и рентгенография.

Рентгеноскопия — это метод визуализации костных структур в реальном времени на сцинтилляционном экране и применяющий рентгеновские лучи. *Сцинтилляторы* — это вещества, излучающие свет при поглощении ионизирующей радиации, в данном случае рентгеновского излучения. Во время рентгеноскопии рентгеновские лучи всё время испускаются и принимаются экраном. При этом получается динамическое изображение. Это позволяет провести оценку функционирования отдельных органов в динамике.

Рентгенография базируется на применении рентгеновских лучей для визуализации внутренних структур прямо в организме пациента. Лучи проходят сквозь тело человека и поглощаются детектором, расположенным за пациентом — пленкой, чувствительной к рентгеновским лучам, или цифровым детектором при КТ. Пациенту вводятся контрастные вещества с большой величиной атомного номера Z , с тем, чтобы обеспечить как можно точнее разграничение между структурами. Данные различия обеспечивают получение контрастных двухмерных изображений органов в организме пациента.

3.4. ФОРМИРОВАНИЕ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

При реальном рентгеновском обследовании возникает так называемый теневой эффект (рис. 23) Сначала рентгеновский луч с интенсивностью I_0 попадает в точку O , входит в ткань с показателем поглощения μ_1 и проходит в ней расстояние x_1 . Далее в точке A луч попадает в орган μ_2 ,

проходит по нему расстояние x_2 и в точке В - выходит из него. Затем лучу встречается орган μ_3 — расстояние x_3 и так далее.

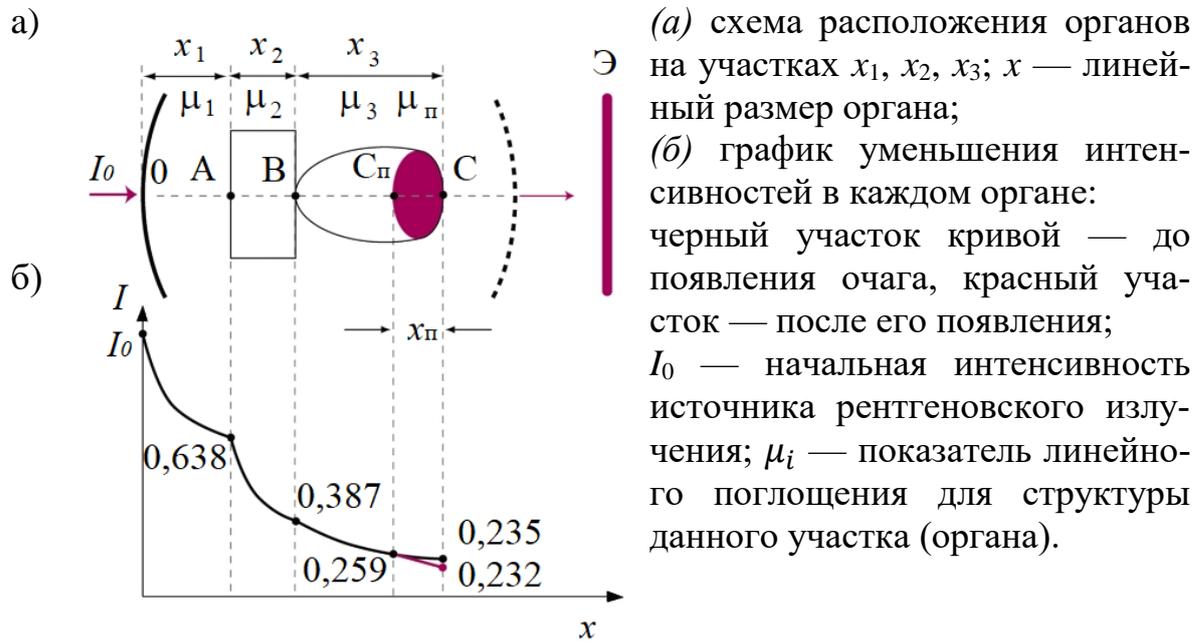


Рис. 23. Получение изображения при компьютерной томографии.

Э — экран (или пленка) рентгеновской установки, буквами показаны границы структур: от C_{Π} до C — патологический очаг.

От точки C до экрана поглощение не учитывается

Предположим, что $\mu_1 = 0,15 \text{ см}^{-1}$ (ткань), $\mu_2 = 0,5 \text{ см}^{-1}$ (кость), $\mu_3 = 0,1 \text{ см}^{-1}$ (орган) и $x_1 = 3 \text{ см}$, $x_2 = 1 \text{ см}$ и $x_3 = 5 \text{ см}$, тогда величины интенсивностей в граничных точках будут: $I_A = 0,638$, $I_B = 0,387$, $I_C = 0,235$ от начальной интенсивности (рис. 23, (б)). При этом участие третьего органа в общее рентгеновское изображение примет по величине только $0,15I_0$. Разумеется, что на снимке он будет плохо различим. Пусть, именно в третьем органе появляется патологический очаг размером 1 см, у которого значение μ_3 возрастет на 10% и станет равным $\mu_3 = 0,11 \text{ см}^{-1}$. Именно появление такого очага и интересует врачей. Тогда в третьем органе $\mu_3 = 0,1 \text{ см}^{-1}$ на длине 4 см (от точки В до точки C_{Π}), а на оставшемся 1 см (от C_{Π} до C) $\mu_{\Pi} = 0,11 \text{ см}^{-1}$. Распределение интенсивностей рентгеновского излучения будет следующим: $I_A = 0,638$, $I_B = 0,387$, $I_{C_{\Pi}} = 0,259$ и $I_C = 0,232$.

Орган с большим на 10% коэффициентом ослабления поменяет интенсивность луча всего лишь на 0,9% от его итоговой величины. При этом его участие в общей рентгенограмме составит лишь 0,002. При перемене μ_3 в полтора раза ($0,15 \text{ см}^{-1}$) изменения к итоговой величине будут равны 4,7%, а общий вклад составит 0,01. При перемене μ_3 на 100% (в 2 раза) участие очага в общем изображении возрастет до 0,02, что уже позволит его выявить.

В конкретной обстановке, когда фотоны просвечивают живого человека, вся ситуация существенно затрудняется. Первое, множеством биологической ткани, через которые проходит луч. Второе, нередко ничтожным отличием коэффициентов μ соседних тканей (μ мышечной ткани – $0,180 \text{ см}^{-1}$, а μ крови — $0,178 \text{ см}^{-1}$) и, самое главное, маленькими отличиями этих коэффициентов в возникших эпицентрах образований, которые требуется распознать доктору. Разумеется, что рост коэффициентов ослабления или объёма новообразований, возникших после заболевания, будет помогать увеличению теневого эффекта и искажению рентгеновского изображения. Рост начальной интенсивности рентгеновских лучей I_0 крайне неприятен, так как это обязательно приведёт к увеличению лучевой нагрузки на больного.

Рентгеновские установки непрерывно модернизируются, контраст и пространственное разрешение увеличиваются, но проблема теневого эффекта на рентгенограмме осталась не решённой в русле этого подхода.

3.5. МАТЕМАТИЧЕСКАЯ ЗАДАЧА КТ-ТОМОГРАФИИ. МЕТОДЫ ЕЁ РЕШЕНИЯ

Приступим сейчас к третьей задаче, о которой мы упоминали. Одним из самых интересных и перспективных вариантов рентгенографии, основывающийся на нетривиальном математическом преобразовании, является метод рентгеновской томографии.

История томографии.

Изучение распределения некоторой физической величины внутри объекта представляет собой значительный интерес. Решить эту проблему пытался ещё В.К. Рентген. Его метод диагностики был основан на зондировании тела рентгеновскими лучами и регистрации прошедшего излучения. Таким образом, во весь рост встала задача получения неискажённого изображения любого изолированного сечения объекта — томограммы. Это стало возможным лишь с появлением компьютерной томографии. Она представляет собой двухэтапный метод исследований. Первый шаг заключается в том, что объект зондируется рентгеновским излучением с самых разных направлений, и прошедшее излучение регистрируется, т.е. запоминаются наборы проекций. Второй шаг представляет собой математическую задачу. Вся полученная информация обрабатывается согласно математическому алгоритму в компьютере. Полученная томограмма является косвенной, то есть результатом вычислений. Очевидно, что это предъявляет высокие требования к математическому алгоритму и к компьютеру.

Компьютерной томографией называется процесс восстановления внутренней структуры объекта по известным его проекциям. Данная задача принадлежит к числу так называемых некорректных задач интегральной геометрии и являлась объектом исследования около полувека. Интегральная геометрия зародилась в работе великого австрийского математика Иоганна Карла Августа Радона чешского происхождения. На основе закона П. Бугера, в 1917 г. австрийский математик Иоганн Радон разработал систему теорем («преобразования Радона»). Они легли в основу математического аппарата получения изображений внутренних органов, которая заключается в восстановлении функции $\mu(x)$ послойного поглощения на плоскости по её известным интегралам вдоль всех возможных прямых на этой же плоскости. Упрощённый смысл теорем Радона следующий. Если у нас имеется ряд проекций, отображений исследуемого объекта на некоторые плоскости, то, сделав некоторые математические преобразования,

можно получить исходное распределение оригинальных фрагментов объекта. Оказывается, что чем больше количество таких проекций, тем выше точность восстановленного объекта. Имея бесконечное множество проекций, можно полностью восстановить объект.

Но реализовать написанную им формулу на практике стало возможным только с приходом компьютерной эры. Работы И. Радона в начале 60-х годов были продолжены и развиты в трудах советского учёного И.М. Гельфанда. Интегральная геометрия изучает преобразование функции, заданной на одном геометрическом объекте, к функции, заданной на другом геометрическом объекте. Такое преобразование похоже на проецирование, поэтому полученную функцию называют проекцией. Обратной задачей интегральной геометрии является восстановление функций по их интегральным характеристикам.

3.6. ПРЕОБРАЗОВАНИЕ РАДОНА

В предыдущем разделе мы изучали закон Бугера. По этому закону для неоднородного тела

$$I = I_0 e^{-\int \mu dl}, \quad (36)$$

где l есть длина отрезка произвольной прямой, функция $\mu = \mu(r)$ — линейный коэффициент ослабления рентгеновского излучения, зависящий от свойств вещества. Экспоненциальный закон (36) выполняется для рентгеновского излучения с очень большой точностью, поэтому практическое использование разработанных математических алгоритмов осуществлялось именно в рентгеновской компьютерной томографии. Таким образом, в науке о рентгеновском излучении большую роль играет интеграл

$$\check{\mu} = \int \mu(r) dl, \quad (37)$$

так как именно с его помощью вычисляется ослабление интенсивности излучения. Интеграл (37) фактически и является прямым преобразованием Радона, а функция $\check{\mu}$ называется проекцией функции $\mu(r)$ или её радонов-

ским образом. При этом необходимо помнить, что интеграл (37) зависит от 4 постоянных: от двух углов, задающих направление прямой интегрирования и от двух декартовых координат, определяющих положение её точечной проекции в плоскости поперечного сечения. Интеграл (37) иногда называется луч-суммой. Однако можно существенно упростить этот интеграл, если рассматривать его не в пространстве, а на плоскости. Соответственно, функцию $\mu(r)$ будем считать функцией двух координат (x, y) . При этом луч-сумма будет зависеть всего от двух переменных: угла φ , задающего направление прямой интегрирования (рис. 24), и постоянной s , определяющей положение её точечной проекции.

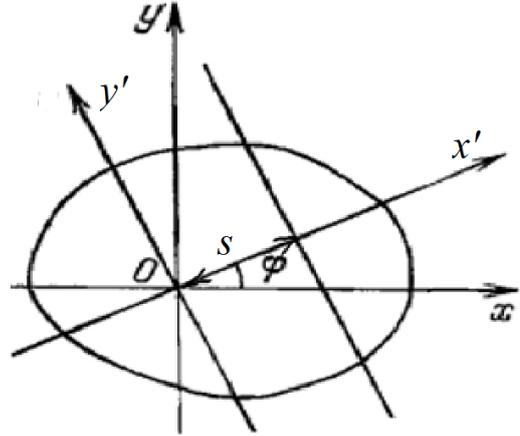


Рис. 24. Схема кругового сканирования с параллельными проекциями

Угол φ , изменяется в пределах от 0 до 2π . Но эти границы можно существенно сократить в два раза, поскольку обратное направление к уже исследованному можно не рассматривать. Рассмотрим повернутую систему координат (x', y') . Учитывая, что в этой системе координат любая точка (x, y) есть

$$\begin{aligned} x &= x' \cos \varphi - y' \sin \varphi, \\ y &= x' \sin \varphi + y' \cos \varphi \end{aligned}$$

получим интеграл (37) в виде

$$\check{\mu}(s, \varphi) = \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(s \cos \varphi - y' \sin \varphi, s \sin \varphi + y' \cos \varphi) dy'. \quad (38)$$

Этот интеграл и есть радоновский образ функции $\mu(x, y)$ — прямое преобразование Радона. Для целей компьютерной томографии необходимо, однако, иметь формулу (алгоритм) восстановления исходной функции $\mu(x, y)$ по её радоновскому образу. Для этой цели надо решить интегральное уравнение (38) относительно $\mu(x, y)$.

3.7. МЕТОД РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Рассмотрим метод получения послойного изображения в КТ с помощью упрощённой модели процесс первичного получения информации и последующего восстановления изображений в рентгеновском компьютерном томографе. Если вычислить коэффициенты ослабления рентгеновского излучения в любом месте человека (независимо от расположения и свойств структур), то это позволит создать его снимок. Части рассматриваемых биологических тканей нашего организма показаны четырьмя соседними квадратами 1, 2, 3 и 4. Все квадраты похожи по размеру. Сторона квадрата равна x . Каждый из этих квадратов обладает своим, отличающимся от других коэффициентом ослабления рентгеновского излучения. Пусть их коэффициенты будут соответственно μ_1 , μ_2 , μ_3 и μ_4 .

Расположим рентгеновские лучи интенсивности I_0 так, чтобы каждый прошёл через два квадрата: I_1 — через квадраты 1 и 2, I_2 — через квадраты 3 и 4, I_3 — через 3 и 1 и, наконец, I_4 — через 4 и 2. Этот порядок имитирует рентгеновское облучение соседних мест ткани с отличающимися свойствами, т.е. с различающимися показателями ослабления μ_1 , μ_2 , μ_3 и μ_4 . Конечно, интенсивности падающих лучей одинаковы и равны I_0 . Пусть интенсивности выходящих лучей равны соответственно I_1 , I_2 , I_3 и I_4 . Из закона ослабления рентгеновского излучения $dI = -\mu I dx$ следует, что:

$$\ln \frac{I}{I_0} = -\mu x. \text{ Тогда для рассматриваемой модели на рисунке 25 получим:}$$

$$\begin{aligned} - \ln \frac{I_1}{I_0} &= (\mu_1 + \mu_2) x, \\ - \ln \frac{I_2}{I_0} &= (\mu_3 + \mu_4) x, \\ - \ln \frac{I_3}{I_0} &= (\mu_3 + \mu_1) x, \\ - \ln \frac{I_4}{I_0} &= (\mu_4 + \mu_2) x. \end{aligned} \tag{39}$$

Таким образом, мы имеем систему из четырех уравнений, которые показывают распространение четырех рентгеновских лучей через надлежащие пары квадратов (или фрагментов органа).

В данной системе уравнений:

- I_0 — известно, поскольку задается самим исследователем как параметр томографа;
- I_1, I_2, I_3 и I_4 — измеряются детекторами на выходе и поэтому тоже известны;
- x — размер квадрата (фрагмента ткани) - известен, поскольку задается;
- μ_1, μ_2, μ_3 и μ_4 — неизвестны, поскольку являются свойствами изучаемого органа.

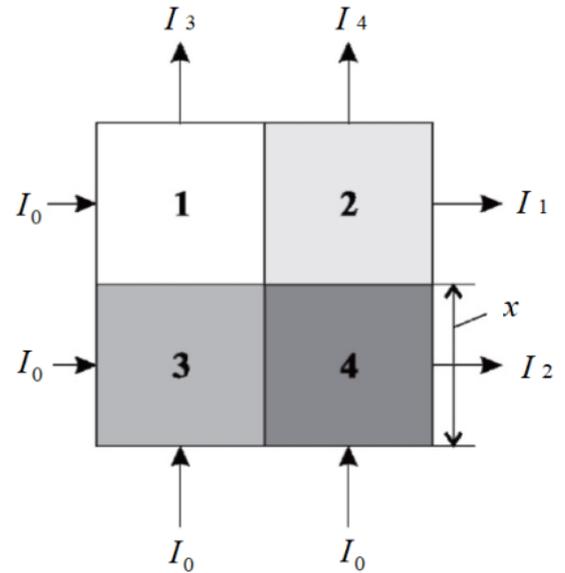


Рис. 25. Схема модели восстановления изображений; I_0 — начальная интенсивность рентгеновского излучения; I_1 — интенсивности выходящих лучей соответственно

Имеющаяся система из четырех уравнений с четырьмя неизвестными имеет одно решение: коэффициенты μ_1, μ_2, μ_3 и μ_4 . В томографах первых поколений существовала аналогичная программа. В них требовалось получить изображение данного слоя, т.е. решалась задача на плоскости. Поэтому в томографе вычислялась матрица из 2048×2048 элементов (по нашей модели — квадратов) по осям x и y . Больного размещали на специальной кушетке, которая могла по команде врача пошагово перемещаться по оси z относительно источника рентгеновского излучения и детекторов, расположенных в плоскости xu . Сначала рентгеновский луч ступенчато сканировал орган по оси y (по вертикали), а потом таким же образом по оси x (по горизонтали). Всего имелось $2048^2 = 4194304$ элементов, каждый из которых имел своё значение коэффициента μ . По этой причине, имелось такое же количество уравнений и неизвестных. Система таких уравнений решалась на мощных, быстродействующих компьютерах. В памяти компьютера регистрировались вычисленные значения коэффициентов ослабления μ .

Как же эти коэффициенты представлялись в виде изображений? Такая задача решалась таким образом. Последовательным числовым значе-

ниям коэффициентов μ ставили в соответствие определённые яркости точек изображения на мониторе. Для этого создали «шкалу яркостей», которая включала в себя максимальное количество реализуемых на мониторе оттенков яркости. Каждому малому участку шкалы поставили в соответствие некоторую группу близких по числовым значениям коэффициентов: большие коэффициенты окрасили светлыми точками, меньшим значениям коэффициентов приписали более темные оттенки и т.д. В результате на экране компьютера получили картину, которая соответствовала внутреннему слою изучаемого органа. Потом кушетку вместе с больным ступенчато перемещали на некоторый шаг Δz относительно плоскости xy и всю процедуру повторяли снова, получая изображение следующего слоя. При этом каждому пикселю на экране монитора сопоставляется рассчитываемый компьютером коэффициент ослабления излучения тканей, выражаемый в единицах Хаунсфилда (*Hounsfield Units, или HU*). На изображении среза каждый пиксель отображается каким-то оттенком серого в зависимости от *HU* и настроек окна.

Для практического применения в компьютерной томографии живых организмов (в том числе человека) была выбрана шкала единиц Хаунсфилда. Это было удобно поскольку их биологические ткани в значительной степени состоят из связанной воды. По определению рентгеновская плотность дистиллированной воды была принята за 0 *HU*. Для материала *X* величина *HU* определяется по формуле:

$$HU_X = \frac{\mu_X - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}} - \mu_{\text{air}}} \cdot 1000 \quad (40)$$

где μ_{water} и μ_{air} — линейные коэффициенты ослабления для воды и воздуха при стандартных условиях.

пирамида височной кости	+3000
кортикальная кость	+1000
мягкие ткани	+40-+80
вода, ликвор	0
жир	-100
воздух	-1000

Рис. 26. Сравнительная шкала Хаунсфилда для некоторых тканей

Итак, одна единица Хаунсфилда соответствует 0,1% разницы в ослаблении излучения между водой и воздухом, или примерно 0,1% коэффициента ослабления воды, так как коэффициент ослабления воздуха практически равен нулю. *HU* является главной характеристикой изображения по плотности и в современных КТ колеблется от -1000 до +3000 ед. Шкала Хаунсфилда (рис. 26) начинается со значения -1000 *HU* для воздуха, жир занимает значения от -120 до -90 *HU*, печень — 60–70 *HU*, кровь — 50–60, костная ткань — 250 и выше.

3.8. СОВРЕМЕННЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ КОМПЬЮТЕРНЫЕ ТОМОГРАФЫ

Рентгеновские компьютерные томографы, или просто компьютерные томографы (КТ), — это совокупность оборудования, созданной для безопасного получения послойных изображений внутреннего расположения органов человека или организма в целом (рис. 27). В комплекс КТ входят один или два источника рентгеновского излучения, детекторы излучения, высокопроизводительные компьютеры, специализированное программное обеспечение распознавания образов и построения изображений, системы расположения человека и установки ко-



Рис. 27. Современный компьютерный томограф

ординат съёма информации, специализированные помещения с системами регистрации для медицинского персонала.

К началу XXI века изготовлено пять поколений рентгеновских компьютерных томографов. Принцип получения изображений с использованием плоских преобразований Радона, хотя и совершенствовался (А. Cormack), но в целом сохранился во всех поколениях. Различия в поколениях заключаются в технологиях съёма информации, в росте быстродействия, в новых улучшенных математических алгоритмов восстановления, в существенном улучшении качества рентгеновского источника (монохроматичность, направленность пучка), в увеличении чувствительности детекторов, в переходе к цветному изображению и других модернизациях. На рис. 28 показана схема получения рентгеновских изображений. В непо-

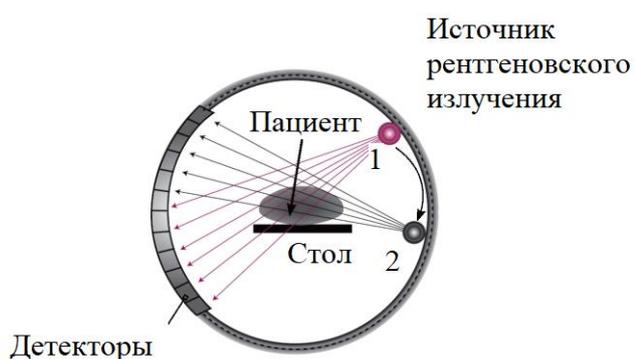


Рис. 28. Схема получения отображений в рентгеновском компьютерном томографе

кушетке лежит пациент так, чтобы исследуемый орган попадал в плоскость кольца. Источник, находясь в положении 1, включается на малое время экспозиции (сотые доли секунды), и излучает пучок рентгеновских лучей в разных направлениях. Максимальный угол расхождения пучка определяется размерами исследуемого органа и мощностью излучения. Лучи (стрелки на рисунке) проходят через обследуемый орган и попадают на группу детекторов. Детекторы трансформируют величину интенсивности луча в пропорциональные значения выходного электрического сигнала. Сигналы с детекторов направляются в компьютер.

движном кольце диаметром 1,2 м помещён источник рентгеновского излучения — рентгеновская трубка. По всему кругу расположены от 1000 до нескольких тысяч неподвижных детекторов — датчиков интенсивности рентгеновского луча. В центре кольца на специальной

Поэтому, за время одной экспозиции в компьютер направляются данные сразу с нескольких десятков детекторов. Затем источник поворачивается по кругу на 3° (Положение 2 на рис. 28) и снова производит «съемку» объекта таким же веером рентгеновских лучей, повторяя предыдущую операцию. Итак, источник за 1 с обходит весь круг, совершая 120 съемок органа веерными лучами. На этом получение первичной информации от одного слоя органа заканчивается. Стол с пациентом сдвигается на один шаг по горизонтали внутрь кольца на расстояние между слоями изображения. И далее весь цикл повторяется столько раз, сколько требуется получить слоев исследуемого органа. Строго коллимированный пучок рентгеновского излучения проходит только через ту плоскость, которая интересует врача. При этом регистрация рассеянного излучения сведена к минимуму, что значительно улучшает визуализацию тканей, особенно мало контрастных. Уменьшение фиксации рассеянного излучения при компьютерной томографии делается коллиматорами, один из которых находится на выходе рентгеновского пучка из трубки, а другой — перед сборкой детекторов. Полученная информация обрабатывается компьютером, записывается в его память, и на мониторе строится черно-белое или цветное изображение слоя органа. Рентгеновская трубка дает тормозное излучение с широким спектром. Чем шире спектр излучения, тем хуже качество восстановленного изображения, поэтому одной из проблем модернизации томографов является необходимость получения монохроматического луча. Другая ключевая проблема заключается в росте чувствительности детекторов.

Детекторы — это сцинтилляторы с фотоумножителями или фотодиодами. Чем выше чувствительность детекторов, тем короче экспозиция, тем меньше лучевая нагрузка на пациента. Описанные типы томографов позволяли получать одно изображение слоя органа толщиной 1–2 мм за 1 с пределом пространственного разрешения 0,5–0,2 мм (рентгенограмма имеет контраст (15–10%) и предел разрешения около 5 мм). Для сравнения на

рис. 29 представлены примеры рентгенограммы и томограммы грудной клетки. На рис. 30 приведена томограмма рака лёгкого и его описание.

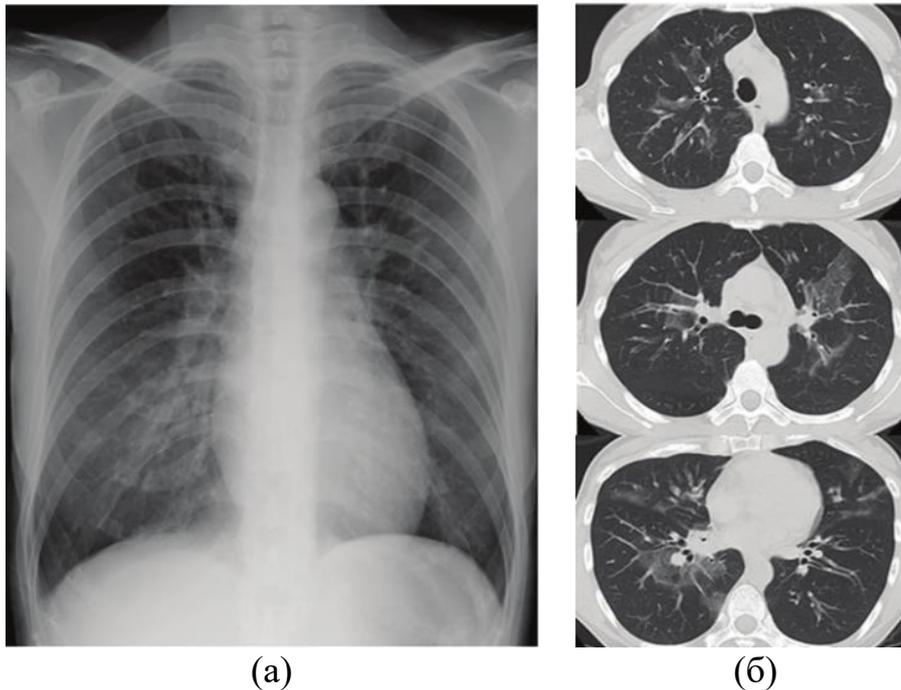


Рис. 29. Рентгенограмма (а) и томограмма (б) грудной клетки (Kane S.A., Gelman B.A. *Introduction to physics in modern medicine*, CRC Press, 2020)

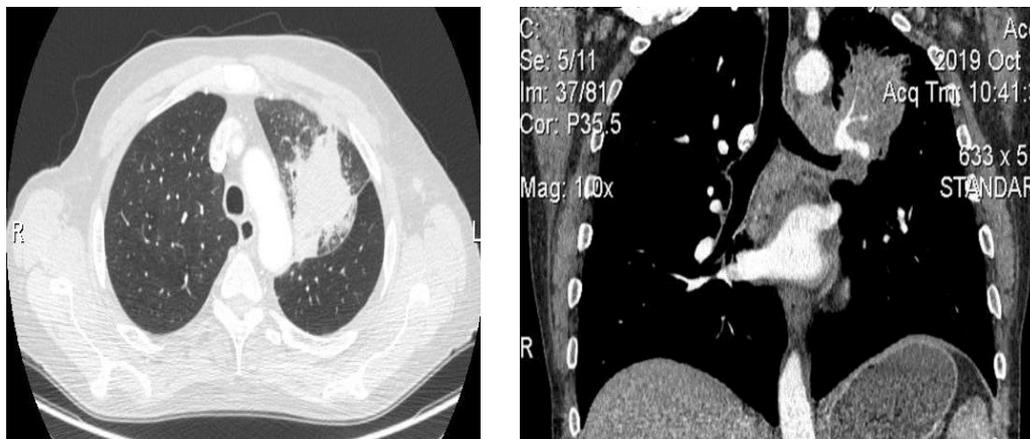


Рис. 30. Центральный рак легкого. В S1+2,3 верхней доли левого легкого определяется образование с нечеткими неровными контурами, плотностью +29 ед. *HU*, с обтурацией верхушечных сегментарных бронхов, при контрастировании неоднородно накапливает контрастное вещество до +64 ед. *HU*, с сужением верхнедолевой ветви левой легочной артерии. По периферии образования участки уплотнения легочной ткани и участки по типу «матового стекла». *Mts* в внутригрудные лимфоузлы (Kane S. A., Gelman B. A. *Introduction to physics in modern medicine*, CRC Press, 2020)

Начиная с 1988-х годов, внедряется новая технология томографов четвёртого поколения. Это спиральные томографы (рис. 31). Спиральное сканирование заключается в одновременном выполнении двух действий: непрерывного вращения источника рентгеновского луча вокруг тела пациента и непрерывного поступательного движения стола с пациентом вдоль оси сканирования z через кольцо. Тогда траектория движения источника луча относительно движения стола с пациентом примет форму спирали. Скорость движения стола определяется целями исследования и задаёт шаг спирали и область сканирования тела пациента. В отличие от обычной компьютерной томографии, при спиральном сканировании конечная точка среза не совпадает с исходной в силу перемещения объекта во время сканирования. Быстрая ротация излучающей трубки в спиральных томографах, отсутствие интервалов между циклами излучения для продвижения стола в следующую позицию значительно сокращают время исследования.

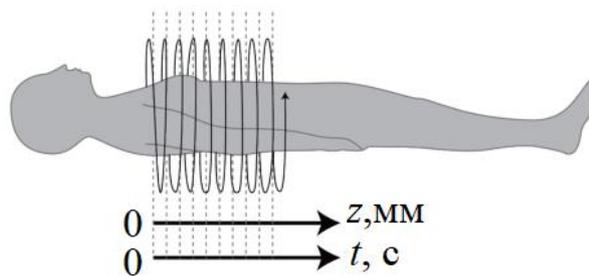


Рис. 31. Схема работы мультиспирального томографа

Пятое поколение КТ томографов — это четырехспиральные многослойные компьютерные томографы (МСКТ) (1998 г.), у которых скорость обработки изображения даёт возможность в реальном времени наблюдать процессы в головном мозге и сердце. При этом существенно сокращается время обследования. Таким образом, четырёхспиральные МСКТ томографы пятого поколения на сегодняшний день в восемь раз быстрее, чем обычные спиральные КТ томографы четвертого поколения. В 2004–2005 годах были представлены 32-, 64- и 128-срезовые МСКТ томографы, в том числе — с двумя рентгеновскими трубками. Сегодня же в некоторых клиниках уже имеются 320-срезовые компьютерные томографы. Особенностью подобной системы является возможность сканирования целого органа (сердце, суставы, головной мозг и т.д.) за один оборот рентгеновской трубки, что значительно сокращает время обследования, а также возможность сканировать сердце даже у пациентов, страдающих аритмиями. Современный МСКТ совершает оборот источника за 0,42 с, давая толщину одного среза до 0,6 мм с пространственным разрешением до 0,17 мм, т.е.

такой томограф может сканировать практически все тело человека за одно обследование. На рис. 32–35 приведены примеры рентгенограмм, сделанных на современных томографах.



Рис. 32. КТ коленного сустава. Гонартроз, субкортикальная костная киста б/берцовой кости



Рис. 33. КТ-ангиография сосудов нижних конечностей. (Изображения предоставлены клиникой БГМУ)



Рис. 34. Мультипланарная реконструкция при КТ — МПР — 2D



(а)



(б)

Рис. 35. (а) КТ головного мозга до введения контрастного вещества; (б) КТ головного мозга с болюсным усилением (Изображения предоставлены клиникой БГМУ)

3.9. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Назовите область спектра волн, относящихся к рентгеновскому излучению.
2. Сформулируйте закон Бугера.
3. Что называется коэффициентом пропускания?
4. Где генерируется рентгеновское излучение?
5. Что такое рентгеновское излучение? Какие виды рентгеновского излучения вы знаете?
6. Какими свойствами обладает рентгеновское излучение?
7. Чему равен поток рентгеновского излучения от рентгеновской трубки?
8. Какие типы взаимодействия рентгеновского излучения с веществом вы знаете?
9. Что является регистрирующим устройством при КТ?
10. Расскажите об эффекте затенения изображения сечения. В каких проекциях получают изображение при КТ?
11. Расскажите об истории КТ.
12. Формула прямого преобразования Радона.
13. Какие алгоритмы обратного проецирования вы знаете?
14. Метод получения послойного изображения в КТ.
15. Шкала единиц Хаунсфилда.
16. Расскажите о современных рентгеновских томографах.
17. Почему трудно строить рентгеновские микроскопы? Ответ: рентгеновские лучи практически невозможно фокусировать обычными линзами.
18. Где будет стоять космическая станция на Луне: на поверхности Луны или в толще грунта? Почему? Ответ: под поверхностью. Грунт защищает от солнечного излучения.

19. Зачем рентгенологи на работе надевают очки, перчатки и специальные фартуки, в которых находятся соединения свинца? Ответ: для безопасности. Спецдежда защищает от проникающей радиации.

20. Что дает тень гуще на рентгенограмме: медь или алюминий? Ответ: медь, как элемент, обладающий более высокой атомной массой, и, соответственно, более высокой плотностью.

21. Почему вредно сидеть прямо перед телевизором? Ответ: кинескопы телевизоров являются источниками ионизирующего излучения.

ГЛАВА 4. МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ

4.1. ВВЕДЕНИЕ В МРТ

Ни один из рассмотренных нами методов визуализации не может обеспечить изображения с сочетанием высокого пространственного разрешения и отличного контраста мягких тканей, необходимых для исследования, например, повреждённого сустава (рис. 36). Тем не менее, МРТ может отображать даже мягкие ткани с четкими очертаниями.

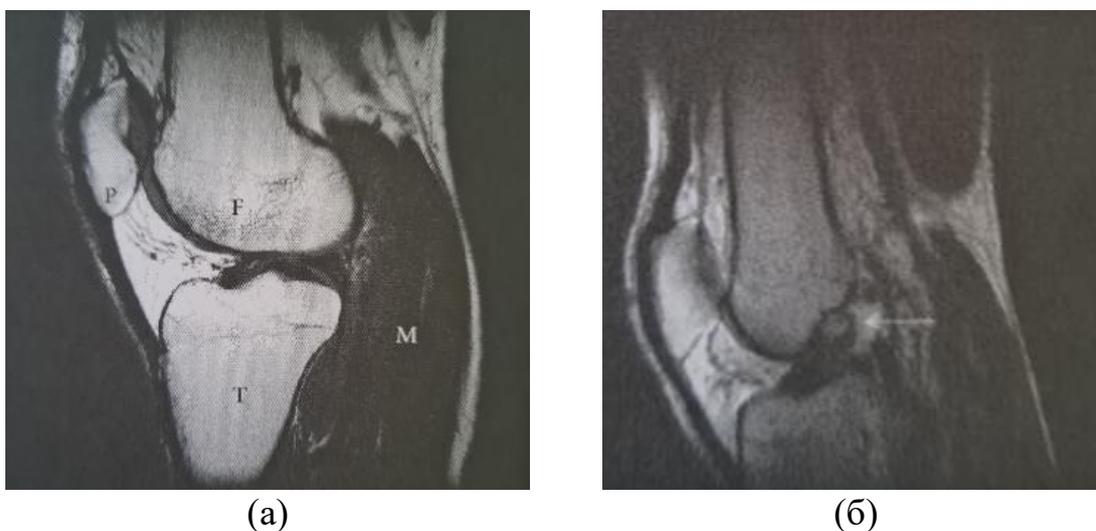


Рис. 36. Анатомические особенности, которые можно легко различить, включают бедренную кость (F, бедренную кость), большеберцовую кость (T, опорную кость голени), надколенник (P, коленную чашечку), различные мышцы ноги (M) и детальную структуру хряща и других мягких тканей в самом коленном суставе: (а) сагиттальная МРТ коленного сустава, демонстрирующая высокое пространственное разрешение и превосходный контраст мягких тканей; (б) многие спортивные травмы можно визуализировать с помощью МРТ, например, разрывы важнейших связок (указано стрелкой), соединяющие бедренную и большеберцовую кости (Kane S.A., Gelman B.A. *Introduction to physics in modern medicine*, CRC Press, 2020)

МРТ собирает данные для изображения тела неинвазивно, поэтому его можно использовать как для диагностики травмы, так и для отслеживания процесса выздоровления и восстановления, что может определить течение заболевания. Сканеры МРТ превосходны во многих других областях медицины. Поскольку, в методе МРТ достигается возможность разли-

чить типы тканей мозга, он стал важным инструментом для обнаружения опухолей головного мозга, диагностики инсультов и выявления изменений в мозге, связанных с рассеянным склерозом и эпилепсией.

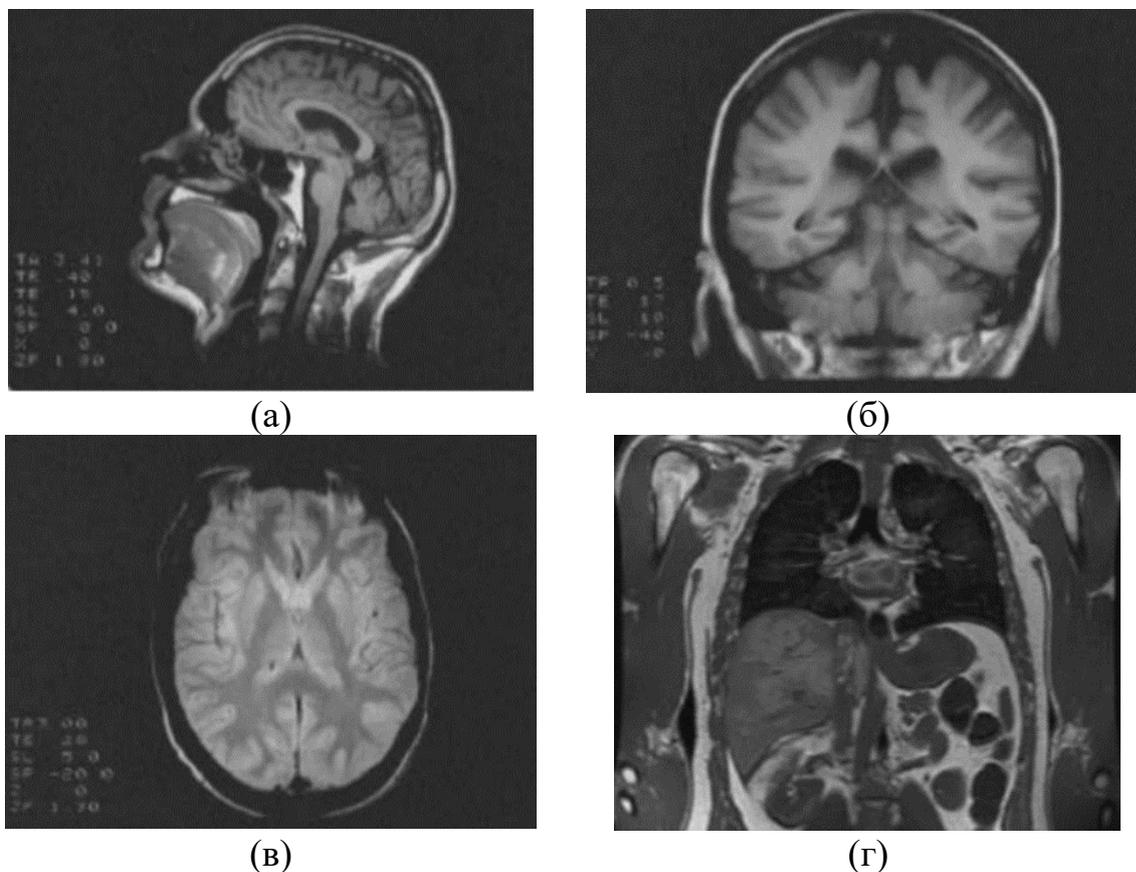


Рис. 37. Проекция МРТ-сканирования: (а) сагиттальная; (б) фронтальная и (в) аксиальное поперечное сечение тела (в данном случае голова и мозг); (г) МРТ сканирование брюшной полости и грудной клетки показывает превосходный контраст мягких тканей.

Напротив, КТ геометрически ограничена измерением аксиальных изображений (*Kane S. A., Gelman B. A. Introduction to physics in modern medicine, CRC Press, 2020*)

Метод МРТ можно использовать для всего организма, поскольку никакие структуры не закрываются костью или воздухом, а пространственное разрешение 0,5 мм или меньше сравнимо с наилучшими из других доступных томографических методов. Новые механизмы, определяющие контраст в МРТ, позволяют разрешать типы мягких тканей и различать изменения, связанные с метаболизмом тела, патологическими состояниями и динамическими процессами. МРТ обычно позволяет получить поперечные сечения в любой анатомической плоскости (рис. 37).

Методы динамической МРТ или функциональной МРТ (фМРТ) сокращают время, необходимое для сканирования до такой степени, что МРТ становится способной отображать функции тела со скоростью, превосходящей КТ, ОФЭКТ и ПЭТ. Благодаря возможности создания снимков бьющегося сердца открываются возможности МРТ-исследований сердца и системы кровообращения без рентгеноконтрастных красителей и ионизирующего излучения. Доступность сканеров фМРТ привела к расцвету исследований, в которых фМРТ используется для картирования функций мозга во время различных умственных действий.

Сканеры МРТ работают с использованием магнетизма для определения концентрации и химического окружения молекул, таких как вода и жир, в различных частях тела. Используя простые аналогии с обычными магнитами возможно понять основные принципы МРТ с помощью математических вычислений. Тело само по себе естественным образом радиоволны не излучает. Сделать это тело может, только если поместить его в поле сильного магнита, воздействуя радиоволнами только на определённой частоте. Вода, жир и другие молекулы в организме действуют как многочисленные крошечные радиостанции, передающие сигнал с разной частотой, когда их помещают в сканер МРТ. Сила их излучательного сигнала показывает концентрацию, присутствующую в тканях. Поэтому, «настроив» приемники только на одну частоту, мы можем определить, например, сколько воды или жира находится в исследуемом месте. Чтобы понять уникальные возможности и ограничения применения МРТ, мы должны изучить основы магнетизма и магнитные свойства атомного ядра. Затем мы узнаем об особых свойствах организма, которые позволяют МРТ видеть тонкие различия в тканях организма и о том, как составляется пространственная карта тела.

4.2. ПОНЯТИЕ МАГНЕТИЗМА

Поскольку одно и то же явление лежит в основе МРТ и повседневного применения магнитов в компасах, электродвигателях, начнем с рассмотрения свойств дипольного стержневого магнита, имеющего базовую структуру, показанную на рис. 38. Каждый стержневой магнит имеет два конца с разными магнитными свойствами — северный и южный полюсы (эта номенклатура возникает из-за того, что сама Земля действует как огромный дипольный магнит).

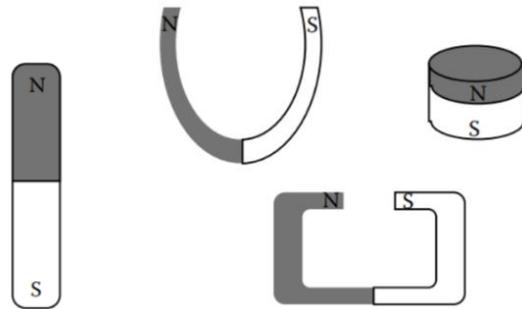


Рис. 38. Дипольный магнит

Характеристика магнита, называемая дипольным моментом, используется для описания величины и направления магнетизма диполя; его направление определяется так, чтобы указывать с юга на северный полюс. Наиболее подходящая конфигурация с наименьшей энергией для двух дипольных магнитов показана на рис. 39 (а), когда они ориентированы в противоположных направлениях, в то время как одинаковые полюсы приобретают кинетическую энергию и отталкиваются (рис. 39 (в)). Другой, наблюдаемый эффект, состоит в том, что два дипольных магнита имеют предпочтительную ориентацию, которую они принимают при сближении. При возможности их свободного движения, они испытывают силы, которые вращают их на месте с северным полюсом рядом с южным полюсом другого магнита. Таким образом, действие по скручиванию магнитов в эту ориентацию накапливает энергию системы, которая принимает высокоэнергетическое состояние (рис. 39(б)). Этот процесс добавления энергии к магнитной системе путем ее переориентации в более высокое энергетическое состояние, а затем высвобождение этой энергии, в процессе релаксации до своего самого низкого энергетического состояния, лежит в основе МРТ.

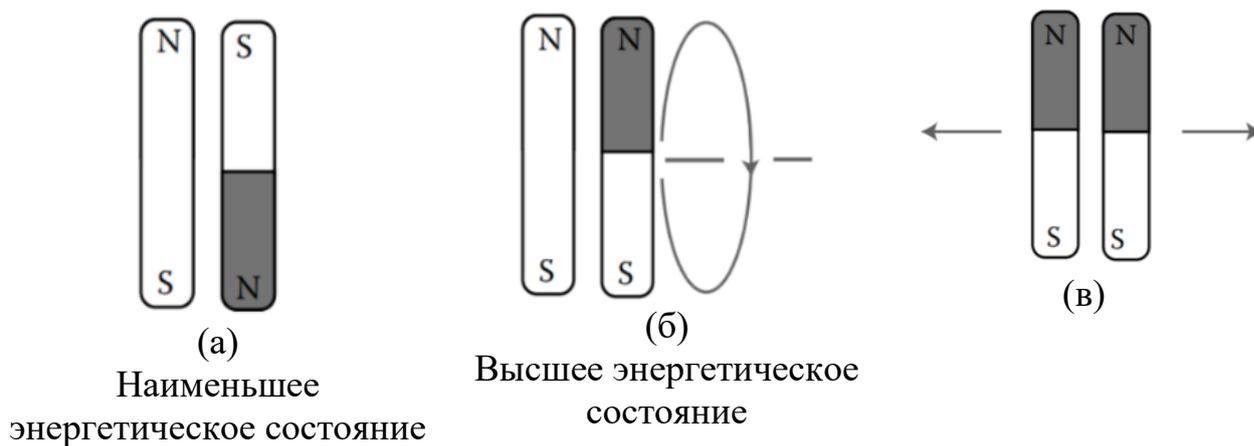


Рис. 39. Особенности взаимодействия двух дипольных магнитов:
 (а) подобные полюса отталкиваются, а противоположные притягиваются;
 (б) крутящий момент (вращательная сила) должен быть приложен так, чтобы повернуть два диполя в их конфигурацию с наибольшей энергией; (в) если два диполя в конфигурации с высокой энергией (северный полюс и южный полюс в непосредственной близости) не могут вращаться, то они испытывают силы, которые разгоняют их друг от друга. Это преобразует энергию, хранящуюся в их магнитной конфигурации, в энергию движения

Взаимодействие между магнитами описывается магнитным полем, обладающим энергией и имеющим внутреннюю структуру, которая отображается с помощью силовых линий (рис. 40 (а)). Единицы измерения величины магнитного поля: гаусс (Гс) – для малых полей и тесла (Тл) — для гораздо больших полей; одна тесла равна 10 000 Гс. Магнитное поле Земли на поверхности составляет примерно 1 Гс (10^{-4} Тл). Современные магниты МРТ, способные к расширенной визуализации, обычно используют поля 1,5 Тл (15 000 Гс).

Высокие поля более 4 Тл используются в сканерах функциональной МРТ, низкие поля могут также давать хорошие изображения и используются в некоторых системах. Магнитное поле, которое присутствует в МРТ-сканере и постоянно во времени, называется статическим. На это статическое поле накладываются флуктуирующие поля (изменяющиеся со временем) с гораздо меньшей напряженностью. Если поместить северный и южный полюсы близко друг к другу, получится область, в которой величина и направление магнитного поля будут однородными. Дипольный магнит в

направлении, показанном компасом в таком поле, не обладает крутящим моментом — это будет конфигурация с наименьшей энергией, а конфигурация со стрелкой компаса, повернутой на 180, будет состоянием с наибольшей энергией (рис. 40 (б)). Однако такая геометрия магнитного поля используется в «открытых» сканерах МРТ, которые обеспечивают менее тесную область, чем стандартные сканеры (рис. 40 (в)).

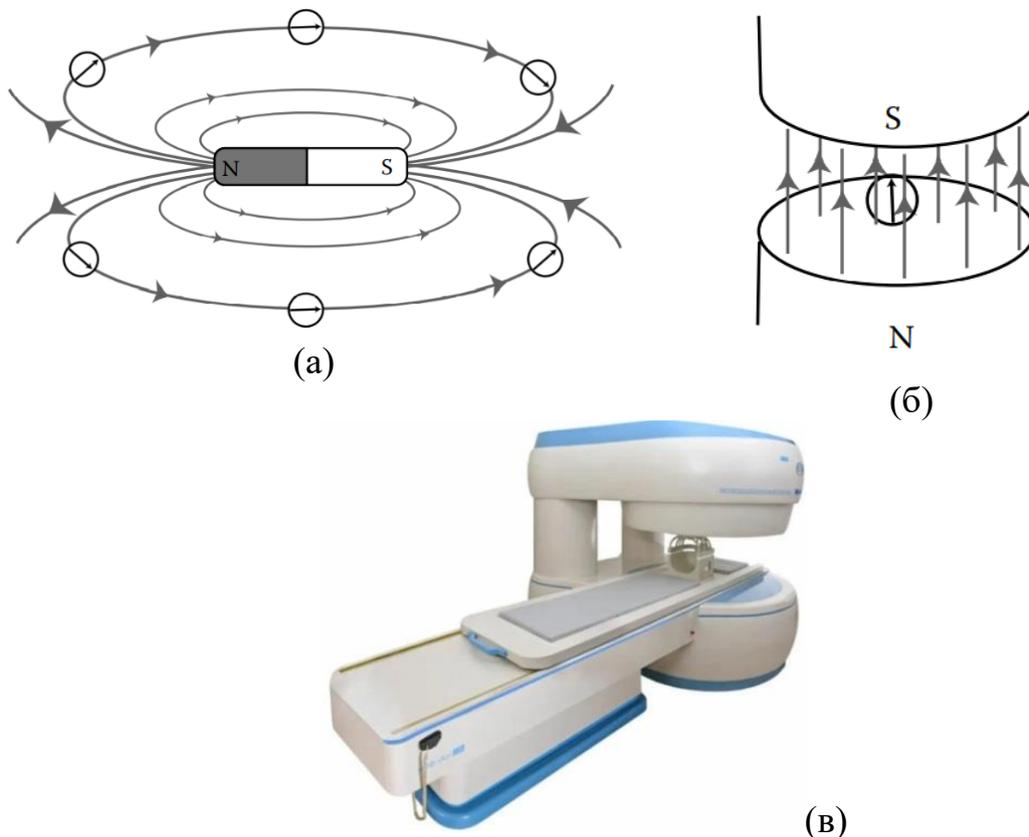


Рис. 40. (а) магнитные поля, окружающие дипольный магнит, имеют показанную ориентацию, при этом силовые линии поля в определенном месте лежат параллельно направлению компаса в этой точке. Напряженность магнитного поля максимальна там, где силовые линии сгруппированы наиболее близко друг к другу, в данном случае на концах диполя. Проведены лишь некоторые из всех возможных линий поля. Все линии, идущие от любого полюса, возвращаются обратно к противоположному полюсу; (б) магнитные поля, используемые для МРТ, должны быть однородными по величине и ориентации. Одна из конфигураций для достижения этого — использование дипольного магнита с близко сближенными полюсами; (в) «Открытый» МРТ-сканер с геометрией магнитного поля, показанной на (б)

Вместо этого в большинстве МРТ-сканеров используются электромагниты (магниты, образованные из проводов, по которым проходят электрические токи) для создания магнитных полей. Электрическая конфигурация, необходимая для создания дипольного электромагнита, представляет собой прохождение электрического тока по обмотке (рис. 41 (а)). Если ток циркулирует по проволочной петле с ориентацией, показанной на рис. 41 (а), то его магнитные свойства будут идентичны свойствам постоянного дипольного магнита (См. рис. 40 (а)). Чтобы создать однородное магнитное поле, необходимое для МРТ, многие токоведущие петли провода намотаны в спираль, чтобы сформировать соленоидный магнит (рис. 41 (б)).

Направление электрического тока

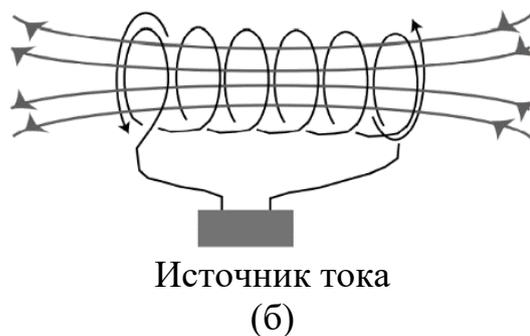
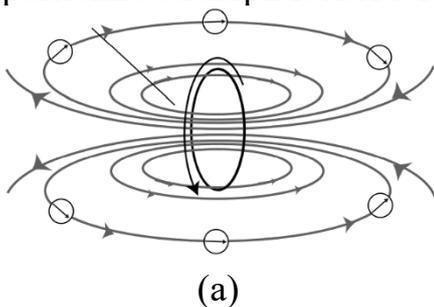


Рис. 41. (а) проволочная петля, по которой протекает электрический ток (поток электрического заряда), имеет магнитное поле, напоминающее магнитное поле дипольного стержневого магнита (Сравните с рис. 40 (а)); (б) если вместо этого используется длинная спираль из проволоки, напряженность магнитного поля внутри этого соленоидного магнита будет очень однородной по величине и направлению; (в) стандартный сканер МРТ, использующий соленоидный магнит

Эта конфигурация используется потому, что результирующее магнитное поле внутри отверстия (центральное отверстие цилиндрического магнита) очень однородно как по направлению, так и по величине. Характерная цилиндрическая форма большинства МРТ-сканеров определяется таким соленоидным магнитом (рис. 41 (в)). Для сканирования всего тела используются гигантские магниты длиной примерно 2 метра.

Сверхпроводящие магниты для МРТ. Большой поток электрического тока, используемый для генерации огромных магнитных полей для МРТ, может вызвать заметный нагрев, если используются обычные металлические провода. Значительная электрическая мощность требуется для восполнения энергии, теряемой на тепло, а также для охлаждения проводов. Однако магниты МРТ могут избежать этой проблемы, используя замечательный эффект, называемый сверхпроводимостью.

В обычном металле, таком как медь, электроны, которые текут для генерации тока, можно рассматривать как сталкивающиеся с ядрами атомов металла в постоянном тепловом движении. Эти столкновения передают энергию атомам, увеличивая их среднюю энергию случайного теплового движения и, следовательно, повышая температуру металла в результате эффекта, называемого джоулевым нагревом. Этот эффект имеет множество практических применений, поскольку это принцип, по которому работают электрические нагревательные устройства. Напротив, в сверхпроводимости взаимодействия между электронами и ядрами вызывают искажения в положении ядер, облегчающие прохождение электронов. Это совместное движение электронов и ядер приводит к отсутствию столкновений и нагреву. Поскольку при движении электронов энергия не теряется, электрический ток будет циркулировать бесконечно без потребности в дополнительной электроэнергии. Провода, изготовленные из сплавов сверхпроводящих металлов ниобия и титана, могут переносить ток в магнитах МРТ. Чтобы эти провода оставались в сверхпроводящем состоянии, их необходимо поддерживать при температуре ниже — 250° С, используя охлаждающую

ванну с жидким гелием. Сверхпроводящие магниты дают поля, которые практически идеально постоянны, без флуктуаций и с уменьшением всего на несколько гаусс (10^{-4} Тл) каждый год.

4.3. ЯДЕРНЫЙ МАГНЕТИЗМ

Что произойдет, если мы сломаем дипольный стержневой магнит пополам? Было бы разумно ожидать, что в результате получится один фрагмент северного полюса и один фрагмент южного полюса. Удивительно, но возникают два новых диполя, как бы тщательно мы ни делили исходный магнит (рис. 42 (а)). Если мы далее разделим новые диполи, произойдет то же самое: мы получим диполи меньшего размера. Фактически, то же самое явление продолжается, если мы продолжаем делить, пока наши магниты не будут состоять из отдельных атомов. Изучая отдельные атомы, мы обнаружили бы, что даже электроны и компоненты ядра — протоны и нейтроны, по сути своей, являются дипольными магнитами (рис. 42 (б)).

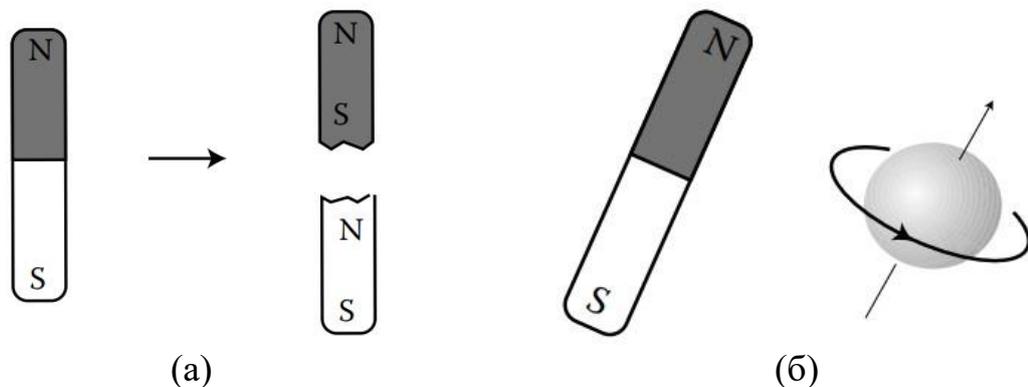


Рис. 42. Ядерный магнетизм: (а) если стержневой магнит разделить на две части, каждый фрагмент становится новым диполем. Изолированных северных или южных полюсов в природе не наблюдается; (б) крошечные субатомные частицы, такие как протоны, нейтроны и электроны, действуют как крошечные дипольные магниты. Ориентация их магнитных моментов определяется ориентацией спина частицы

Во многих экспериментах электроны, протоны и нейтроны ведут себя как вращающиеся вокруг собственной оси. Следовательно, количественная характеристика, называемая спином, определяет величину и

направление оси, вокруг которой они вращаются. Поскольку спин также связан с ориентацией их магнитного момента, эти два термина часто используются при описании магнетизма атомов. Для обоснования этой взаимосвязи можно использовать простую механическую аналогию: вращающаяся заряженная частица действует как крошечный электромагнит, потому что ее вращение вызывает электрический ток с соответствующим магнитным моментом.

Несмотря на то, что большинство материалов не проявляют своих магнитных свойств, их субатомные составляющие всегда магнитны. Многие явления, связанные с магнетизмом, являются следствием конфигурации магнитных моментов электронов в материалах. Внутри большинства атомов и молекул магнитные моменты электронов спарены в пределах каждой атомной орбитали, так что их магнитные поля компенсируются. Эти материалы называются диамагнитными. Магнитные поля практически не влияют на диамагнитные материалы; вода и почти все химические вещества в организме попадают в эту категорию. Парамагнетизм возникает в атомном диполе, когда одна или несколько орбиталей заполнены только одним электроном. Когда эти атомные диполи помещаются в поле другого магнита, они ориентируются вдоль силовых линий внешнего поля, таким образом, увеличивая общее магнитное поле. Пигмент меланин и некоторые химические вещества организма, содержащие железо, парамагнитны. Постоянные магниты также имеют неспаренные электроны и, следовательно, магнитные моменты. Однако, только в определенных случаях, взаимодействия между неспаренными электронами способствуют ориентации их диполей в одном направлении, создавая магнитное поле, даже при отсутствии внешнего магнита. Эта ситуация приводит к ферромагнетизму; ферромагнитные материалы используются для создания постоянных магнитов.

Однако МРТ обнаруживает магнетизм атомных ядер, а не электронов. Если ядро атома содержит четное число протонов, их магнитные мо-

менты полностью компенсируются, и то же самое верно и для нейтронов (рис. 43).

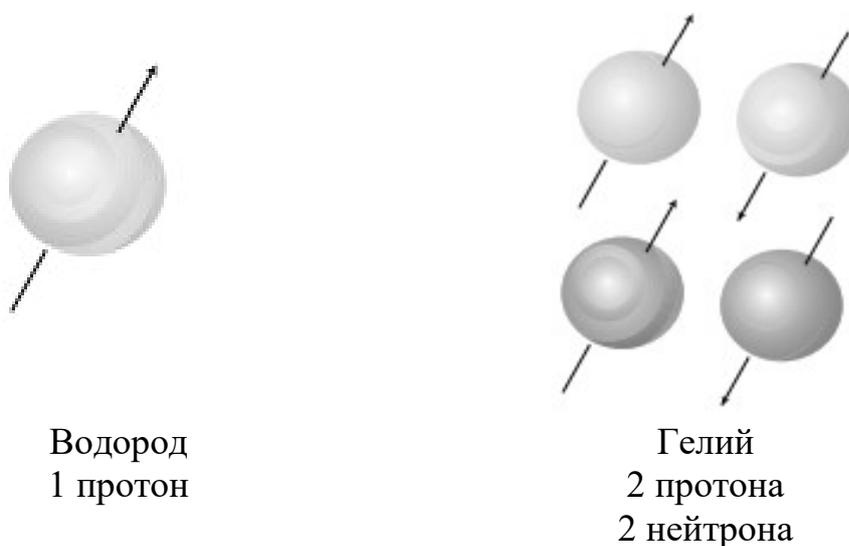


Рис. 43. Спины в ядерных диполях. Ядра некоторых элементов, таких как гелий, имеют чётное число протонов и нейтронов. Спины в этих элементах компенсированы и дают суммарный нулевой спин, поэтому эти ядра не действуют как магнитные диполи. Напротив, ядро водорода с одним протоном действует как ядерный дипольный магнит

Примеры ядер с нулевым спином включают наиболее распространенные изотопы гелия (He_4 , 2 протона, 2 нейтрона), углерода (C_{12} , $p=6$, $n=6$), кислорода (O_{16} , $p=8$, $n=8$) и кальция (Ca_{40} , $p=20$, $n=20$). Однако если ядро имеет нечетное количество протонов или нейтронов, спин остается от неспаренных нуклонов. Ядра, обладающие спином: водород (H_1 , $p=1$, $n=0$), фосфор ($p=15$, $n=16$) и углерод (C_{13} , $p=6$, $n=7$). Такие МР-активные ядра приобретают магнитный момент и могут ориентироваться во внешнем магнитном поле.

В отсутствие магнитного поля спин ядра имеет одинаковую энергию для любой ориентации. Однако квантово-механическая природа ядра проявляется, когда его помещают в магнитное поле, подобное тому, которое создается сканером МРТ. Для большинства ядер ограниченный выбор ориентаций, соответствующих разным энергиям — либо вращение вверх (спин-ап) или параллельно-либо противоположная: вращение вниз (спин-даун) или антипараллельно магнитному полю. Более того, из-за эффектов

квантовой механики ядерный магнитный момент не полностью выравняется с магнитным полем, а лежит под фиксированным углом к нему. Энергетическая диаграмма для различной ориентации ядра показывает, как присутствие внешнего магнитного поля создает два энергетических уровня (возможные значения энергии ядра) (рис. 44).

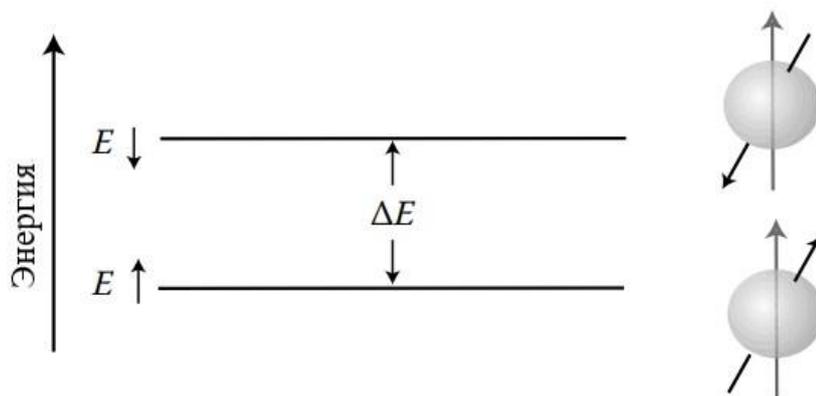


Рис. 44. Диаграмма уровней энергии для ядра со спином, помещенного в однородное магнитное поле величиной B . Для данного значения B ядра, ориентированные параллельно (спин вверх) и антипараллельно (спин вниз), имеют разные энергии, причем нижняя (более благоприятная) конфигурация, соответствующая ориентации спина вверх. Разность энергий, ΔE , требуется, чтобы перевернуть ядро между ориентациями

Ядерный магнитный момент может менять своё направление, поглощая или излучая энергию, точно равную разнице энергий ΔE (между состояниями) пропорциональной величине магнитного поля (рис. 45). Эта разница в энергии зависит от магнитного поля, а также от состава атомного ядра. Точное значение этой разницы энергий определяется как:

$$\Delta E = 2 * 2,79 * \mu_n B, \quad (41)$$

где B — величина магнитного поля в Тл, а число $\mu_n = 5,05 \cdot 10^{-27}$ Дж / Тл, называется ядерным магнетонном; коэффициент 2,79 — экспериментально определенная величина, свойственная протону; для ядер других изотопов при вычислении разности энергий использовалось бы другое число.

Энергия фотонов, соответствующая разнице в ориентации ядерных магнитных моментов, находится в радиочастотном (РЧ) режиме электромагнитного спектра, поэтому ядерные магнитные моменты, излучая или поглощая энергию РЧ-фотонов, могут переориентироваться.

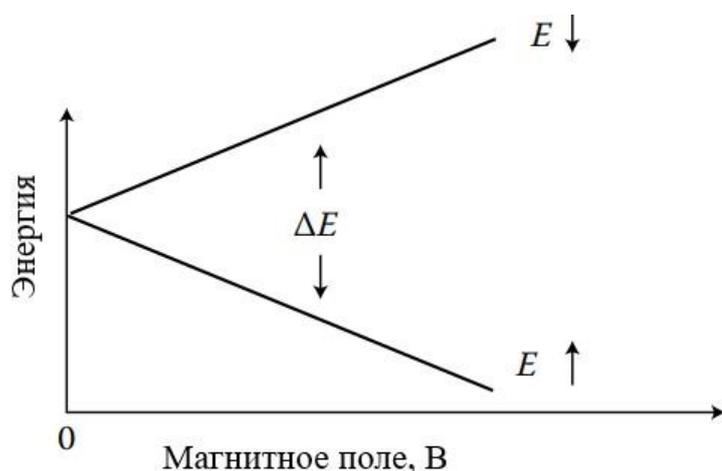


Рис. 45. Разность энергий ΔE пропорциональна B , поэтому большая разница энергий достигается для более сильных магнитных полей

Помимо этого, также учитываются флуктуирующие электрические и магнитные силы, возникающие при прохождении радиочастотной волны. С энергией возмущений связана частота — характеристика этих фотонов. Радиочастота показывает, сколько раз в секунду колеблющееся магнитное поле, связанное с радиоволной, колеблется в течение всего цикла (рис. 46).

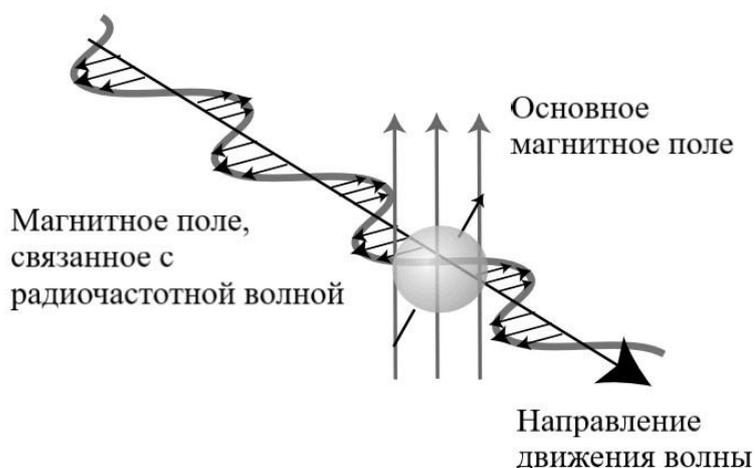


Рис. 46. Магнитное поле, связанное с радиочастотной волной, колеблется как в пространстве, так и во времени. Показано направление магнитного поля и возбуждающей радиочастотной волны в МРТ-сканере

Частота радиоволны определяет, как она взаимодействует с ядерными магнитными моментами. Поскольку ядра обладают как определенной энергией, так и частотой, на которой они поглощают и излучают радиоволны. Когда система реагирует преимущественно на одну частоту, мы го-

ворим, что она проявляет резонанс. Время между колебаниями определяет резонансную частоту. Следовательно, избирательное поглощение ядерными магнитными моментами, волн только определенной частоты называется ядерным магнитным резонансом (ЯМР).

Ядерные диполи также имеют резонансную частоту (называемую частотой Лармора), на которой они естественным образом колеблются. Чтобы визуализировать их более сложное поведение, представьте аналогичное движение игрушечного волчка. Если поставить волчок без вращения, он упадет из-за силы тяжести, направленной вниз. Однако если сначала установить вращение волчка, он будет вести себя совсем по-другому. Вместо того, чтобы заставить его упасть, сила тяжести вызывает прецессию волчка — то есть ось, вокруг которой он, вращаясь, медленно движется по конусу (рис. 47 (а)). Точно так же ядерный диполь не ориентируется полностью вдоль внешнего магнитного поля, а скорее лежит под углом по отношению к направлению поля. Магнитное поле, направленное вверх и действующее на вращающееся ядро, заставляет диполь прецессировать с определённой резонансной частотой (рис. 47 (б)).

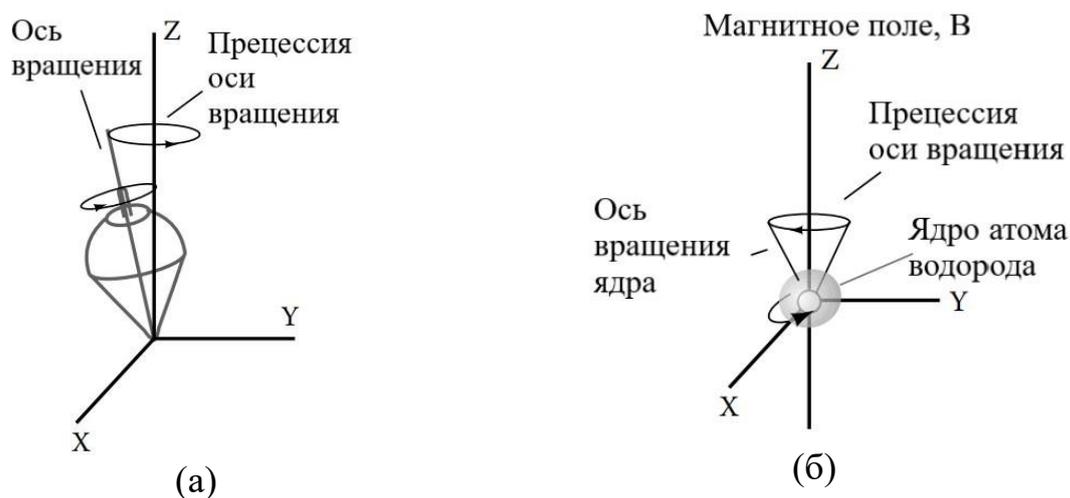


Рис. 47. (а) прецессия волчка под действием силы тяжести при вращении. Во время прецессии ось, вокруг которой вращается волчок, вращается, образуя конус; (б) прецессия спина ядра относительно направления внешнего магнитного поля на своей резонансной (ларморовой) частоте

Одиночный прецессирующий диполь сам генерирует изменяющееся во времени магнитное поле, которое распространяется от ядра в виде радиочастотной волны. Однако ядра в теле не излучают спонтанно радиоволны, когда их помещают в магнитное поле. Это связано с тем, что магнитные диполи внутри определённой области ориентированы случайным образом, так что их флуктуирующие магнитные поля в среднем компенсируются (рис. 48).

Если обозначить через f ларморову частоту фотона, которая может вызвать переориентацию спина, то:

$$f = \frac{\Delta E}{h} = 2 \cdot 2,79 * \frac{\mu_n B}{h} \quad (42)$$

где $h = 6,63 * 10^{-34}$ Дж·с – постоянная Планка. Данное выражение справедливо для протонов; для других ядерных частиц коэффициент 2,79 должен быть заменен другим значением. Выражение (42) связывает энергию, поглощаемую при переходе между различными уровнями энергии и частоту поглощенных фотонов. Самый простой случай — ядро атома водорода, содержащее единственный протон (будем называть ядра атомов водорода протонами.) Для водорода в магнитном поле $B = 1$ Тл ларморова частота составляет 42,5 МГц (напомним, что частота и энергия напрямую зависят от напряженности магнитного поля). Таким образом, фотоны с ларморовой частотой 42,5 МГц будут иметь энергию, необходимую чтобы вызвать переходы между противоположными спиновыми состояниями протона.

Резонансная частота ядра пропорциональна разнице энергий между ориентациями спина вверх и вниз, поэтому она зависит от исследуемого ядра и пропорциональна величине магнитного поля. Для протонов в магнитном поле 1,5 Тл резонансная частота составляет 64 МГц. Более низкие частоты 26 МГц обнаружены для ядер P^{31} и 17 МГц для Na^{23} . (Для сравнения: диапазон FM от 88 до 108 МГц и диапазон частот AM от 0,54 до 1,60 МГц).

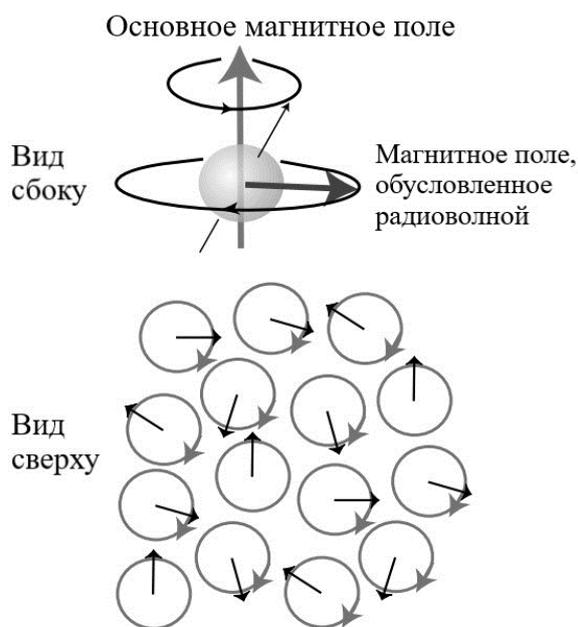


Рис. 48. Перед РЧ-импульсом ядра в теле прецессируют таким образом, что в среднем их диполи ориентированы параллельно основному магнитному полю. Поскольку каждое ядро прецессирует со случайной ориентацией, перпендикулярной основному полю, нет среднего изменяющегося во времени магнитного поля для всей области. Это означает, что до РЧ импульса тело не излучает радиоволн

В МРТ для передачи электромагнитного излучения РЧ в организм человека во время сканирования используются радиопередатчики. Радиочастотные волны проникают глубоко, и так как вода и другие химические вещества тела поглощают относительно мало энергии, то сигналы могут легко передаваться в тело и из него. Попав внутрь, небольшая часть РЧ-фотонов с соответствующей резонансной частотой поглощается ядрами. Этот процесс, называемый возбуждением, приводит как к поглощению энергии радиочастотной волны, так и к переориентации ядерных спинов.

Что происходит с ядром, когда на него действует как основное магнитное поле, так и осциллирующее поле РЧ-волны? Чтобы визуализировать его реакцию, рассмотрите рис. 48. Радиочастотные волны, используемые для возбуждения МРТ, обладают полем ориентированным перпендикулярно основному магнитному полю сканера – это создается с помощью правильно ориентированного радиопередатчика, встроенного в сканер МРТ. Колебания радиочастотных волн во времени приводят к постоянному вращению направления магнитного поля (рис. 49). Это второе флуктуирующее поле добавляется к основному магнитному полю, но его величина слишком мала, чтобы существенно изменить резонансную частоту. Однако это создает дополнительную силу на диполь, которая имеет тенденцию от-

клонять его на большие углы. Если радиочастотная волна не колеблется на резонансной частоте, эта сила в среднем равна нулю. Для волн на резонансной частоте отклоняющие силы постоянно усиливаются и, по мере прецессии спин ядра, постепенно отклоняется (рис. 49).

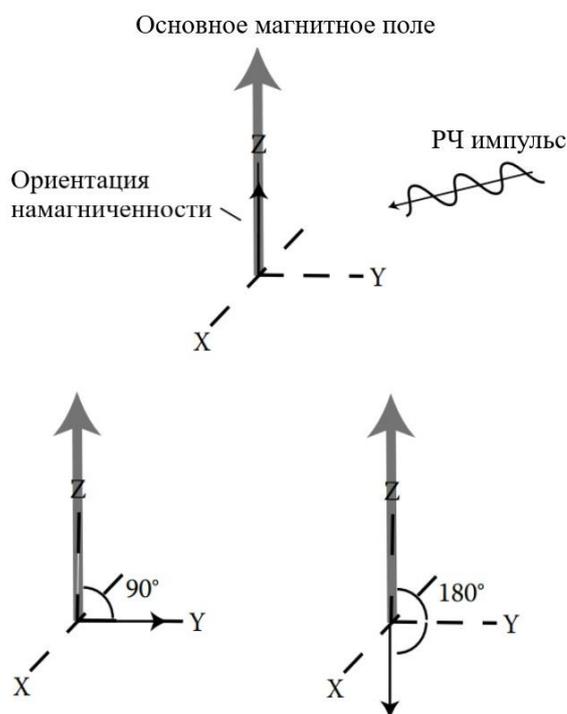


Рис. 49. РЧ-волна может быть сгенерирована так, что ее магнитное поле в фиксированной точке вращается на радиочастоте волны. Когда частота РЧ-волны совпадает с резонансной частотой ядра, магнитные силы из-за волны заставят диполь опрокинуться во время длительности РЧ-волны. Если волна выключается после того, как диполь наклонен перпендикулярно основному полю, это называется радиочастотным импульсом 90° . Для переворота спина на 180° требуется удвоенная длительность РЧ-импульса.

Угол наклона спина (называемый углом переворота спина) зависит от того, как долго радиочастотная волна воздействует на него; сканеры МРТ часто используют импульсы, которые поворачивают диполь точно на 90° или 180° . Мы называем возбуждающий радиочастотный сигнал импульсом, потому что он обычно включается только на короткий период времени. Применяя достаточно длинный импульс РЧ, может быть достигнут любой угол переворота спина.

После выключения РЧ-импульса ядра продолжают прецессировать на резонансной частоте. Если этот процесс происходит внутри сканера МРТ, магнитные поля всех ядер в определенной области тела пациента колеблются синхронно. Ядра действуют как радиопередатчики, их колеблющееся магнитное поле генерирует новый радиочастотный сигнал именно

на резонансной частоте. Мы называем излучаемую РЧ-волну сигналом свободной индукции, чтобы отличить ее от первоначальной возбуждающей РЧ-волны, которая вызвала прецессию.

РЧ-сигнал свободной индукции (часто называемый просто «сигналом») обнаруживается сканером МРТ с помощью радиоприемника. Приемная антенна состоит из катушек проволоки, размещенных рядом с телом. Радиочастотный сигнал индуцирует внутри антенны, изменяющиеся во времени напряжения, которые можно измерить, чтобы определить частоту и величину сигнала свободной индукции. Сканеры имеют встроенные приемные катушки, но для некоторых приложений обработки изображений используются специальные приемные антенны. Они состоят из проводов, покрытых пластиковой изоляцией и прокладкой. Такие поверхностные катушки размещаются непосредственно на корпусе человека над исследуемыми частями тела (рис. 50). Эти поверхностные катушки «слушают» только транслируемые ядра в полусферической области непосредственно под ними. Их непосредственная близость к телу позволяет им более эффективно принимать радиочастотный сигнал для получения более качественного МР-изображения из поверхностно расположенных тканей.

Сила сигнала свободной индукции пропорциональна количеству ядер, которые реагируют на возбуждающее РЧ поле. Поскольку разные ядра имеют собственные резонансные частоты, то и регистрируется только определенная резонансная



Рис. 50. Поверхностные катушки – специальные приемные антенны, предназначены для сбора радиочастотных сигналов от небольшой области тела непосредственно под катушкой. Их использование позволяет сканировать с более высоким разрешением определенные части тела, такие как голова или суставы

частота одного химического компонента. Ядра водорода наиболее часто используются для МРТ, поскольку большинство тканей тела примерно на 75% состоят из воды. Поскольку каждая молекула воды имеет два атома водорода, это делает её идеальным природным кандидатом для изучения всего тела. Молекулы жира также содержат много атомов водорода и являются ещё одним источником сигнала. Скелет прозрачен для МРТ, так как минерализованная кость содержит только 10% воды, а основные изотопы её кальция и кислорода не имеют суммарного магнитного диполя. Можно легко исследовать даже костный мозг и спинной мозг, поскольку кости не закрывают другие структуры.

Метод ЯМР чувствителен к расположению атомов внутри молекул, т. к. обнаруживает небольшие изменения магнитных полей из-за диполей других атомов. Одно из основных приложений, ЯМР-спектроскопия (называемая МР-спектроскопией при проведении в организме), анализирует химическую структуру путем обнаружения различных резонансных частот, характерных для водорода в различных химических средах в лаборатории или в организме человека. Химический сдвиг определяется как разница в резонансной частоте между изолированным водородом и его значением при связывании с определенным атомом внутри молекулы. Химический сдвиг между протонами жира и воды составляет всего 220 Гц из 63,9 миллиона Гц для 1,5 Тл, что соответствует миллионным долям для измеряемых разностей частот. Аппараты ЯМР для химического анализа могут регистрировать эти тонкие изменения только с помощью однородного магнитного поля.

Радиоволны различных частот, испускаемые в ЯМР-спектрометрах, поглощаются в виде энергии на каждой частоте крошечным образцом химического вещества. Частоты поглощения указывают на химические элементы, с которыми связан водород.

4.4. МЕХАНИЗМ КОНТРАСТИРОВАНИЯ В МРТ

ЯМР представляется идеальным методом для исследования тела: нужно только измерить химический сдвиг во всём организме, чтобы определить концентрацию воды, жира, белков и т. д., а затем использовать эту информацию для картирования внутренней формы и структуры органов. К сожалению, эту простую концепцию нельзя использовать для создания подробных изображений. Однородные поля, используемые для определения очень малых химических сдвигов, трудно поддерживать по всему телу; не менее важно, что МР-спектроскопия сама по себе не дает пространственной информации о местонахождении химических веществ.

Сканеры МРТ работают, одновременно измеряя сигналы только от одного химического вещества, почти всегда это ядра атома водорода и для определения их локализации происходит регистрация изменений напряженности магнитного поля. Таким образом, можно было бы предположить, что сигналы, измеренные в МРТ, определяют только локальную плотность протонов (концентрацию водорода). Однако это возвращает нас к проблеме, с которой сталкиваются рентгеновские снимки: практически все мягкие ткани имеют очень похожие значения концентрации воды (и, следовательно, протонов). Хотя изображения протонной плотности действительно играют роль в МРТ, магнитные свойства тканей человека часто оказываются более важными. Клетки в основном прозрачные, поэтому они не раскрывают большую часть своей структуры под микроскопом. Для решения этого вопроса использовали красители — химические вещества, используемые для того, чтобы сделать видимыми структурные различия. Однако причина того, что окрашенные участки были обнаружены на практике только в одной части клетки, не была известна. И здесь актуально исследование магнитных свойств. Большая область МРТ включает в себя измерение специфических магнитных величин, которое проводится для преодоления ограничений изображений протонной плотности, а не тех, которые имеют непосредственное и очевидное физиологическое значение. Однако,

связав эти измерения с известной структурой и формой органа и узнав, как они соотносятся с болезненными состояниями, врачи научились интерпретировать эти, казалось бы, произвольные снимки.

Теперь вернемся к обсуждению того, что на самом деле измеряется в МРТ. Еще раз представьте, что отклоняете стрелку компаса от ее предпочтительного положения с помощью стержневого магнита, а затем наблюдаете, как она восстанавливается. Сначала стрелка колеблется на резонансной частоте. Затем эти колебания постепенно затухают со временем, оставляя магнит направленным вдоль локального поля (рис. 51). Время, необходимое магниту для достижения фиксированного процента от его предпочтительной ориентации, называется временем релаксации. МРТ широко использует времена релаксации, которые часто являются более чувствительным зондом химической среды, чем сама плотность протонов.

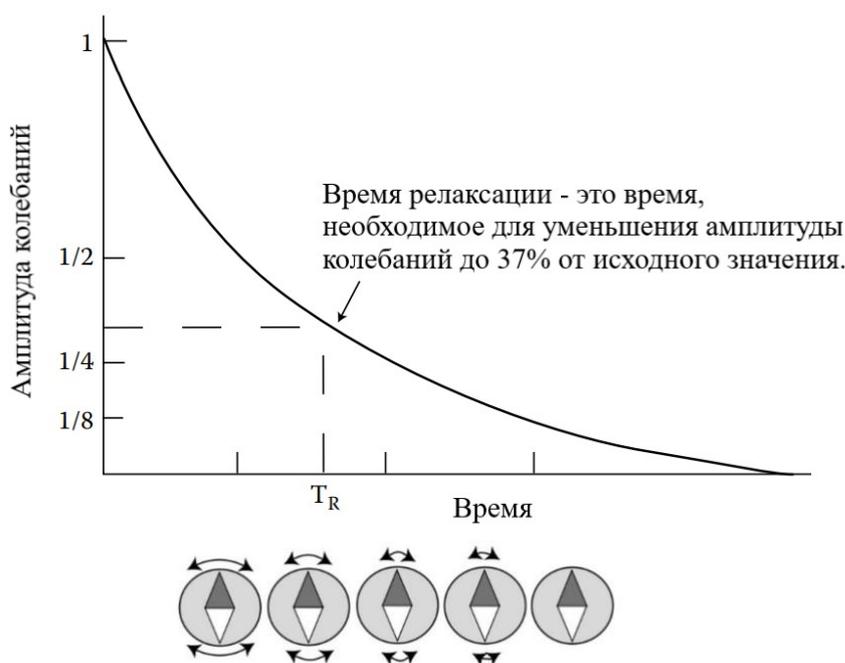


Рис. 51. Пример времени релаксации в магнитных системах. Стрелка компаса, отклоненная от ее предпочтительной ориентации, будет колебаться в этом положении. Время релаксации — спад амплитуды колебаний со временем

До сих пор мы рассматривали, как радиочастотные сигналы влияют на отдельные магнитные диполи. Однако сканер МРТ может возбуждать и

обнаруживать радиочастотные сигналы от многих ядер только одновременно. По этой причине необходимо определить величину, называемую намагниченностью, определяемую как суммарный магнитный диполь в области, содержащей множество микроскопических диполей. Простая аналогия — представьте, что к доске прибито много магнитов в разных ориентациях. Затем компас отреагирует на этот массив магнитов, как на воображаемый магнит с диполем, задаваемым намагниченностью всей платы (рис. 52).

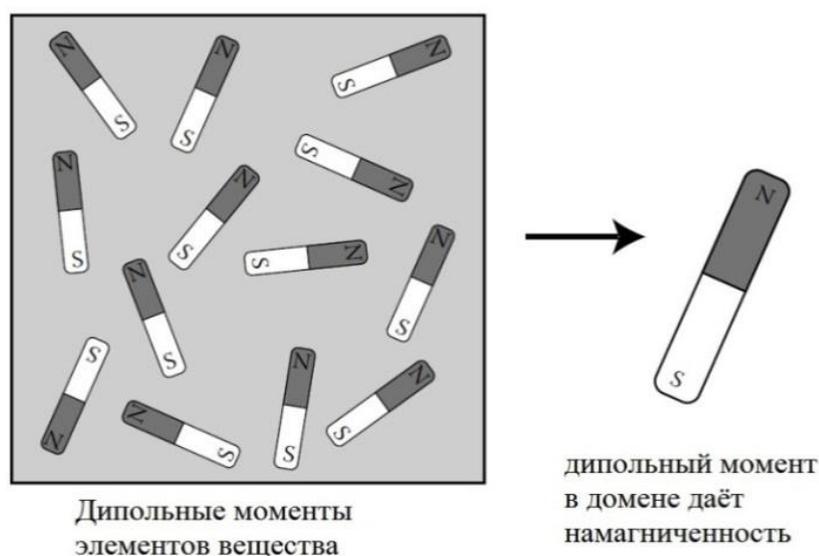


Рис. 52. Намагниченность (справа) даёт эффективный дипольный момент набора диполей в области материала, например, ткани тела (слева)

Если ядра ориентированы случайным образом, их магнитные дипольные вклады в общее магнитное поле сокращаются, так что намагниченность точно равна нулю на больших расстояниях. Это всегда наблюдается в организме, когда магнитное поле отсутствует, поэтому все человеческие ткани обычно имеют нулевую намагниченность. Магнит сканера МРТ индуцирует намагниченность внутри тела, которая направлена в том же направлении, что и основное поле. Это связано с тем, что вращающие моменты, действующие на отдельные магнитные диполи, стремятся выровнять их по направлению внешнего поля. Однако эта намагниченность не является результатом полного выравнивания всех ядерных диполей внутри тела. Ядерные магнитные диполи в тканях тела всегда переворачи-

ваются из-за их случайных тепловых движений даже в очень сильном магнитном поле – точно так же, как многие компасы на вибрирующем столе будут качаться во всех направлениях, лишь с небольшим смещением в направлении магнитного поля Земли. Фактически, поле в 1 Тл способно выровнять только 1 из каждых 290000 ядер. Этот крошечный дисбаланс дает намагниченность, обнаруживаемую при МРТ.

Стрелка компаса просто вращается в плоскости, но намагничивание в тканях организма прецессирует гораздо сложным образом. В результате необходимо использовать более одного времени релаксации, чтобы описать его спад до естественного состояния. Рассмотрим влияние РЧ-импульса, который изменяет ориентацию намагниченности на 90° от ее начального значения (рис. 53 (а)). Ядра, возбужденные этим радиочастотным сигналом, постепенно переориентируются, пока все снова не будут ориентированы вдоль направления основного поля. Время, необходимое для завершения этой переориентации на 63%, называется T1, временем продольной релаксации (рис. 53) (Продольное означает расположение вдоль или параллельно основному магнитному полю).

Процессы, приводящие к продольной релаксации, не управляются статическими магнитными полями (например, из-за небольших неоднородностей в основном магните). Однако магнитное поле вокруг ядра содержит флуктуирующие вклады от других атомов в непрерывное тепловое движение, и эти магнитные поля могут сократить T1. Чтобы вернуть ядра к их предпочтительной ориентации, требуются флуктуации в локальном магнитном поле на резонансной частоте. (Таким образом, значение T1 действительно зависит от величины основного магнитного поля, поскольку это значение определяет ларморову частоту.) В то время как изменяющиеся магнитные поля вокруг ядра будут наблюдаться на всех частотах, небольшой вклад в энергию будет именно на резонансной частоте. Затем ядро может поглощать эту энергию, быстрее возвращаясь к своей предпочтительной ориентации и тем самым, сокращая T1. Таким образом, значение T1 может существенно зависеть от локального окружения протона внутри тела.

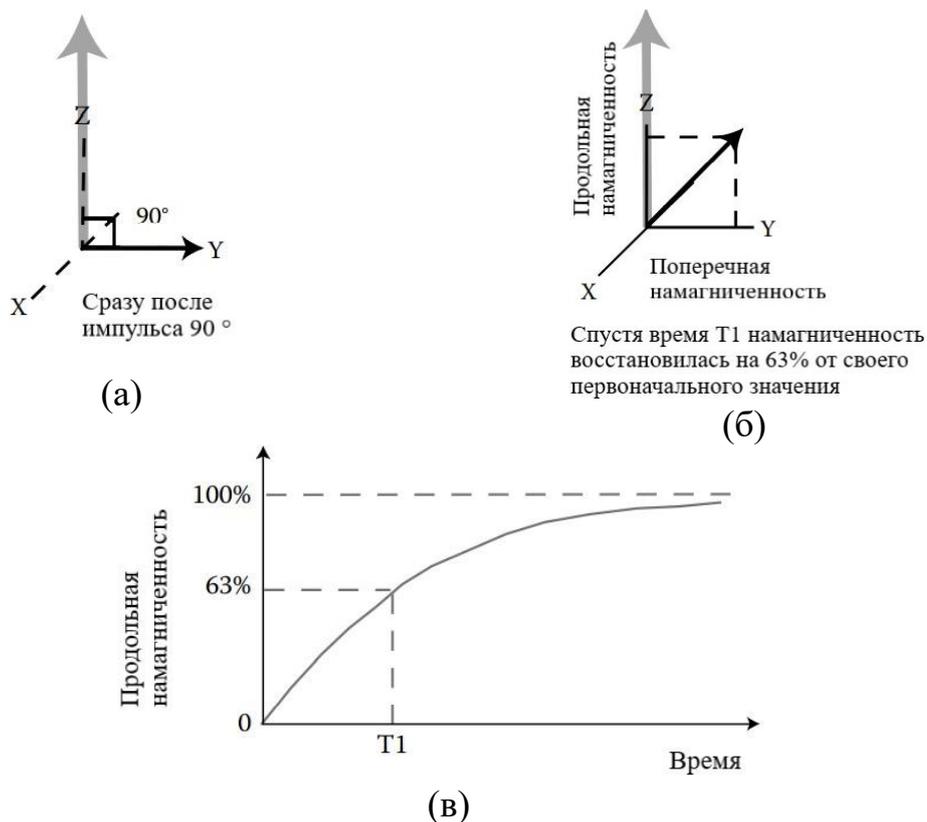


Рис. 53. Намагничивание будет вдоль основного поля сканера: (а) после РЧ-импульса 90° максимальная поперечная намагниченность, перпендикулярная основному полю; (б) после времени релаксации T_1 восстанавливается 63% исходной ориентации вдоль основного поля; (в) спад продольной намагниченности до исходного значения, показывающий графическое значение времени T_1 .

В таблица 3 приведены некоторые времена релаксации, характерные для различных тканей тела. Например, молекулы воды маленькие и подвижные. Их быстрое движение исключает сильные взаимодействия на ларморовой частоте, которые способствовали бы быстрому спаду продольной намагниченности. В результате чистая вода имеет длинное время T_1 в диапазоне от 2,5 до 3 секунд, и аналогичные значения обнаружены для водных жидкостей в кистях и спинномозговой жидкости в головном мозге и центральной нервной системе. Однако значения T_1 для большинства тканей короче и значительно различаются по всему телу. Например, водород в жире имеет T_1 всего 260 миллисекунд при 1,5 Тл, потому что длинные цепочечные молекулы жира движутся медленнее и более эффективно взаимодействуют с окружающей средой. Белки, поверхности внутри клеток и сетчатые белковые гели могут ограничивать тепловое возбужде-

ние соседних молекул, сдвигая больше движений на более низкие частоты, тем самым, давая больше движений на резонансной частоте.

Подобные эффекты позволяют чрезвычайно малым концентрациям других химических веществ в организме вызывать значительную разницу в T1 даже между тканями с очень похожим содержанием воды, обеспечивая отличный источник контраста между мягкими тканями.

Таблица 3

Время T1 и T2 релаксации для различных тканей тела

Тип ткани	Эффективная плотность протонов	T1* (мс)	T2 (мс)
Жир	1,00	260	80
Серое вещество	0,8	900	100
Белое вещество	0,7	780	90
Спинномозговая жидкость	1,0	2400	160
Мышцы	0,75	870	45
Печень	0,75	500	40

*T1 зависит от магнитного поля; показаны значения для поля 1,5 Тл.

В то время, когда продольная составляющая растет, поперечная составляющая намагниченности, которая перпендикулярна основному полю — сокращается (рис. 53 и рис. 54). Когда система полностью расслаблена, поперечная составляющая равна нулю (рис. 53 (в)). Может показаться очевидным, что время T2 для поперечной релаксации должно просто равняться T1, поскольку рост T1 влечет за собой уменьшение T2. Действительно, два времени могут иметь примерно одинаковое значение, поскольку поперечная намагниченность уменьшается, когда продольная часть возвращается в нормальное состояние. Однако в организме T2 может быть намного короче, чем T1, таким образом, этот механизм контраста обеспечивает способ различения тканей тела.

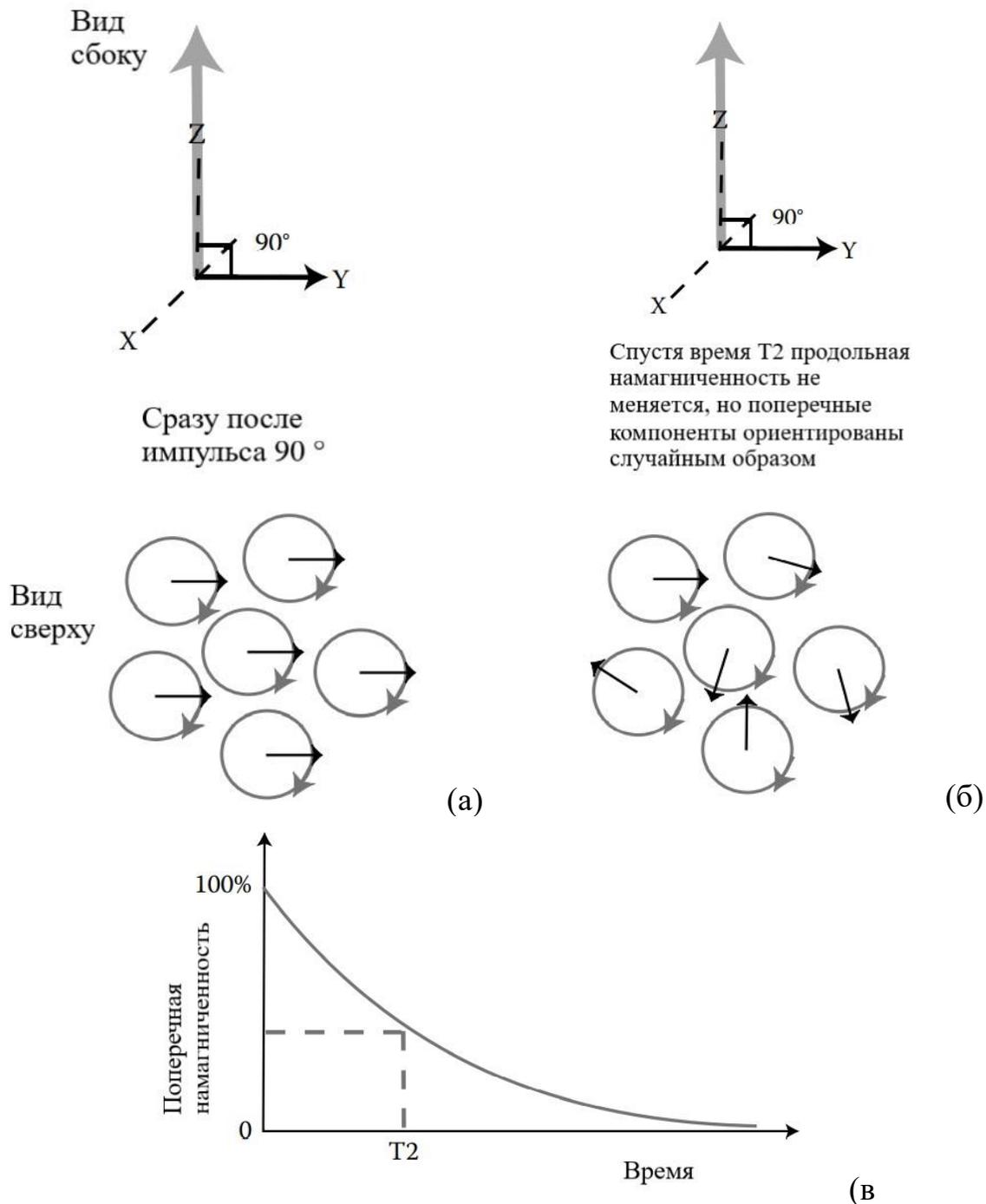


Рис. 54. (а) ориентация спинов сразу после РЧ-импульса под углом 90° , показывающая равномерное направление прецессии в плоскости; (б) через время T_2 поперечные компоненты теряют когерентность в своих ориентациях в плоскости, даже если продольная намагниченность относительно не изменяется. В результате, сигнал свободной индукции уменьшается по мере того, как ориентации магнитных моментов в плоскости становятся неупорядоченными, а поперечная намагниченность уменьшается со временем; (в) по истечении времени затухания T_2 в несколько раз происходит спад поперечной намагниченности от ее первоначального значения (после 90° РЧ-импульса) до нуля

Чтобы понять, чем T_2 может отличаться от T_1 , рассмотрим рис. 54. Сразу после 90-градусного РЧ-импульса все ядра в области прецессируют синхронно, и они продолжали бы делать это, если бы резонансная частота была одинаковой для каждого спина (рис. 54 (а)). Однако что, если локальные изменения магнитного поля заставят резонансную частоту изменяться повсюду? Затем вращения постепенно выходили из строя, некоторые вращались быстрее, некоторые — медленнее. По прошествии некоторого времени они будут ориентированы случайным образом (станут декогерентными) (рис. 54 (б)). Полный радиочастотный сигнал, обнаруживаемый приемной антенной, содержит вклады от каждого ядра. Сначала сигналы от каждого ядра усиливаются, давая большой стартовый радиочастотный сигнал. Однако после того, как они вышли из строя, для каждого радиочастотного сигнала, испускаемого ядром с одной ориентацией, другой с точно противоположной ориентацией излучает прямо противоположный сигнал. В среднем сигналы, хотя ядра все еще прецессируют, область больше не излучает сигнал. Время, за которое сигнал уменьшится на 63% от исходного значения, определяет T_2 (рис. 54 (в)). Таким образом, неожиданно сигнал может затухать быстрее, чем можно было бы ожидать от одного только T_1 .

Время T_2 также зависит от химического окружения протона из-за изменений магнитного поля, индуцированного локальными атомными диполями. И атомы, и структура их организации имеют значение. Например, вода имеет очень длинное T_2 от 2,5 до 3 секунд, но замороженная вода имеет такое короткое T_2 , что сигнал не может быть обнаружен. Поскольку многие протоны в организме имеют такие короткие значения T_2 , что от них не поступает сигнал, т. е. плотность протонов, измеренная с помощью МРТ, на самом деле является лишь частичной концентрацией водорода. В отличие от процессов поглощения энергии, необходимых для переориентации спинов, в процессе продольной релаксации и выходе спинов из резонанса, энергия не теряется и не приобретает. Это также означает, что

любая частота, вызванная тепловым взаимодействием, может способствовать сокращению T_2 , поэтому в целом T_2 намного короче, чем T_1 .

Колеблющиеся магнитные поля, создаваемые химическим окружением водорода, также укорачивают T_2 , что характерно для различных типов тканей. К сожалению, это интересное сокращение T_2 обычно подавляется вариациями из-за несовершенства основного магнитного поля. Поскольку эти изменения не имеют ничего общего с телом, время релаксации, возникающее в результате изменений внешнего магнитного поля, носит другое название: T_2^* . В отличие от T_2 , T_2^* возникает только из-за вариаций поля, которые не меняются во времени, и этот факт используют сканеры МРТ для измерения T_2 .

Различные типы сканирования МРТ дают изображения, построенные путем измерения либо плотности протонов (концентрации водорода), либо одного из этих времен релаксации; считается, что изображения взвешиваются в зависимости от используемого измерения. T_1 -взвешенные изображения показывают различия между тканями с разными значениями T_1 . Если орган имеет практически одинаковое значение T_1 повсюду, вместо этого может быть построено T_2 -взвешенное изображение. (Фактически, точное определение значений T_1 и T_2 зависит от основной напряженности поля, что еще больше усложняет метод). Чтобы увидеть, как эти абстрактные концепции используются для построения реального МР-изображения, рассмотрим один из основных методов измерения МР-контраста.

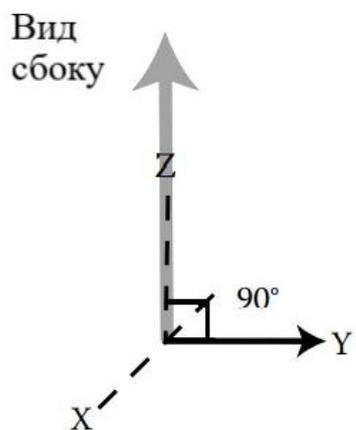
4.5. СПИНОВОЕ ЭХО

Для измерения времён T_1 или T_2 в большинстве методов визуализации пользуются последовательностями импульсов, при этом многие РЧ-импульсы излучаются и обнаруживаются как серия импульсов. Чтобы получить информацию о T_1 и T_2 , измеряются сигналы свободной индукции, излучаемые после нескольких возбуждающих РЧ-импульсов. Один из широко используемых методов импульсной последовательности называется

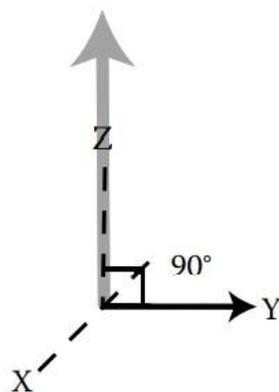
спин-эхо-визуализацией. Изучив этот метод, вы получите представление об общих идеях, лежащих в основе МРТ (обратите внимание, что «эхо», о котором идет речь, имеет только одно название с понятием, которое используются в ультразвуковой визуализации; физика спин-эхо и эхо механической волны сильно отличаются).

Первый шаг в визуализации спинового эха включает использование возбуждающего РЧ-импульса, который переворачивает спины на 90° (рис. 55 (а)). После окончания импульса спины прецессируют в ориентации, показанной на рис. 50 (а). Затем спины быстро расходятся веером и становятся декогерентными со временем релаксации $T2^*$, определяемым статическими вариациями магнитного поля (рис. 55 (б)). Таким образом, хотя изначально они излучают большой радиочастотный сигнал, этот сигнал быстро падает до нуля со временем релаксации $T2^*$.

На следующем этапе используется РЧ-импульс для поворота спинов в противоположном направлении, т.е. на 180° (см. рис. 55 (в)). Однако этот переворот также полностью меняет направление прецессии спинов. Те постоянные изменения в статическом магнитном поле, из-за которых спины смещались в первую очередь, теперь заставляют их снова сходиться в упорядоченную группу. Иными словами, спины ведут себя аналогично гоночным автомобилям, которые могут одновременно покинуть стартовую линию, но по мере движения с разной скоростью распределяются поразному. Полностью изменяя свою скорость, автомобили возвращаются на старт, выстраиваясь в линию. Когда спины снова сходятся в единой группе, их отдельные РЧ-сигналы усиливаются и дают большой чистый РЧ-сигнал, называемый спин-эхом (рис. 55 (г; д)). Время, прошедшее между исходным импульсом и эхом, называемое TE , определяется синхронизацией 180° -градусного импульса.

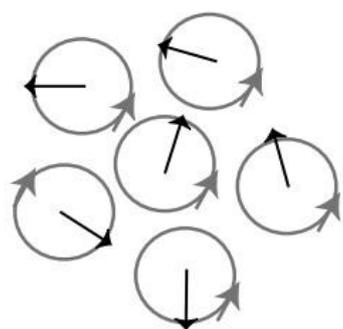
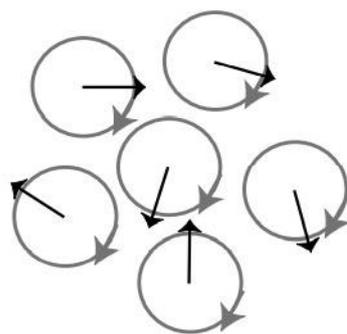
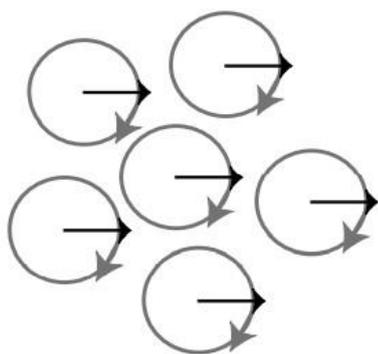


Сразу после
импульса 90°

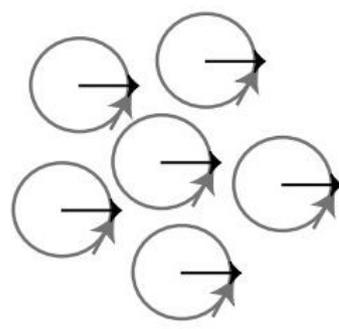


Спустя время T_2 продольная
намагниченность не
меняется, но поперечные
компоненты ориентированы
случайным образом

Вид
сверху



После импульса 180°



Спин-эхо

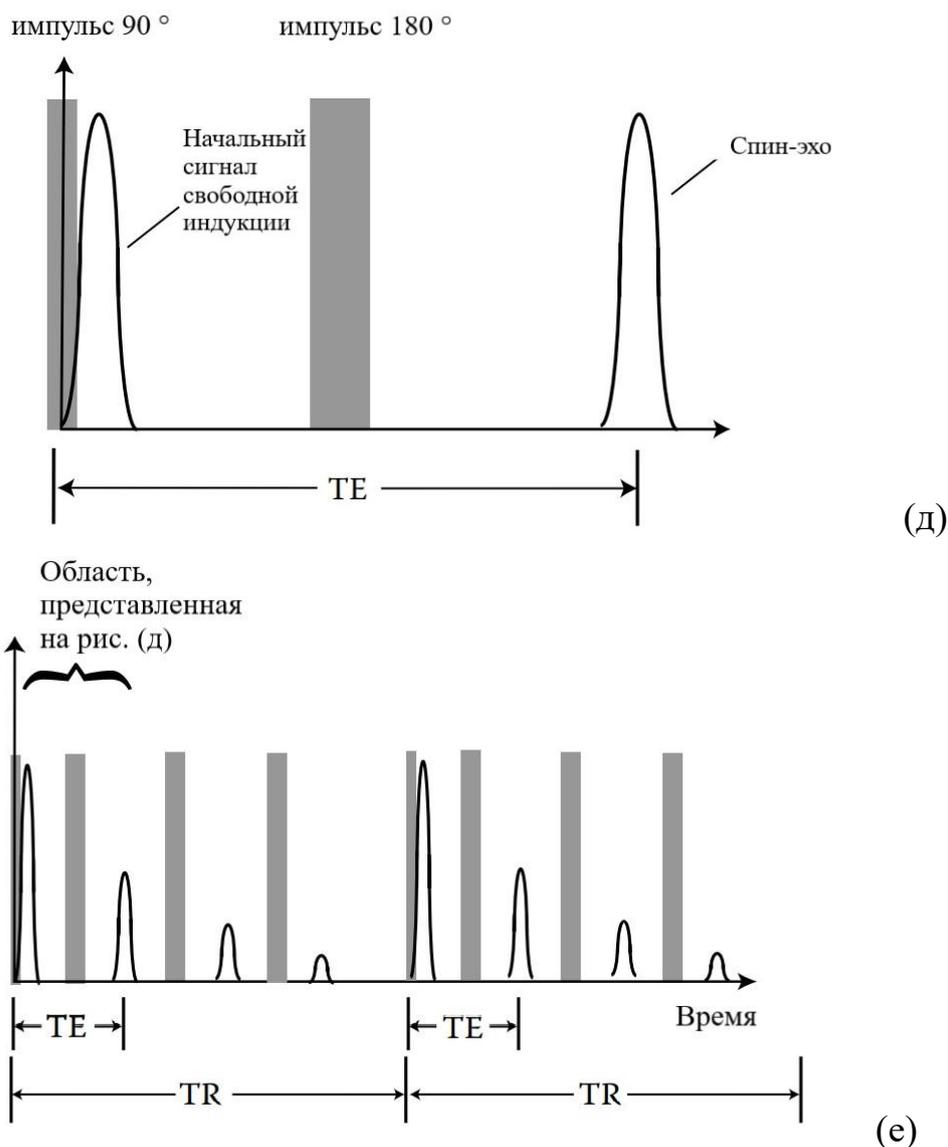


Рис. 55. Этапы визуализации спин-эхо: (а)–(г) показывают ориентации спинов. (а) сразу после 90° импульса спины ориентированы перпендикулярно основному магнитному полю и прецессируют в том же направлении; (б) по прошествии некоторого времени эффект спада поперечной намагниченности приводит к постепенной потере ориентации спинов в плоскости; (в) затем используется 180° импульс, чтобы повернуть вращения в противоположном направлении. Это также приводит к прецессии спинов с противоположной ориентацией; (г) в результате более быстрые вращения и более медленные вращения прецессируют, чтобы снова сходиться в своем первоначальном направлении за время TE. Результирующий усиленный сигнал называется спин-эхо; (д) схематически проиллюстрированы временные последовательности используемых импульсов и полученных сигналов; (е) иллюстрация импульсных последовательностей, используемых при визуализации спин-эхо. Время повторения TR и время до эхо-сигнала TE показаны в зависимости от различных применяемых РЧ-импульсов и генерируемых сигналов

Конечно, в случае процессов в ядрах, связанных со временем релаксации T_2 — это случайные ускорения и замедления спинов. Эти эффекты не отменяются 180° -градусным импульсом, поэтому, фактически, спины снова сходятся не в одном направлении, а в небольшом разбросе направлений, определяемом T_2 . Эта ситуация больше соответствует гонке на моторных лодках, в которой волны и изменяющиеся течения сталкиваются с моторными лодками в случайном порядке. Даже если моторные лодки развернут свои двигатели, эти случайные эффекты приведут к разбросу местоположений по их возвращению на стартовую линию.

Так как спины не полностью восстанавливают свою исходную ориентацию, радиочастотный сигнал, излучаемый эхом, имеет меньшую интенсивность, чем исходный, на величину, которая зависит как от T_E , так и от T_2 (рис. 55 (e)). Эхо-сигнал будет довольно интенсивным если T_2 намного длиннее T_E ; слабое эхо получается, если спины к моменту генерации эхо-сигнала, в значительной степени, потеряли синхронность (то есть T_2 меньше T_E).

После того, как сгенерировано спин-эхо, вращения снова расходятся. Еще один 180° -градусный импульс можно использовать для их повторной группировки во второй эхо-сигнал, и этот процесс можно повторить несколько раз. Последовательно более слабые радиочастотные сигналы, излучаемые эхом, в первую очередь дают значение T_2 . T_E должно быть выбрано короче, чем T_2 , чтобы можно было наблюдать несколько эхо-сигналов.

Интенсивность исходного радиочастотного сигнала, испускаемого ядрами, является мерой отклика количества атомов водорода, поэтому её можно использовать для построения карты протонной плотности. Например, МР-изображение отображается с использованием шкалы серого цвета, которая придает яркую интенсивность областям тела, соответствующим более высоким начальным сигналам, следовательно, более высокой плотности протонов; тёмные оттенки будут соответствовать областям, излуча-

ющим меньшие сигналы и имеющим более низкую протонную плотность. С другой стороны, изменение мощности сигнала между исходным излучаемым сигналом и эхом дает измерение T2. Поэтому изображение, взвешенное по T2 может отображаться в шкале серого цвета. Например, области короткого времени T2 проявляются темными на T2-взвешенном изображении, потому что быстрое затухание сигналов дает слабое эхо; и наоборот, длинное T2 дает более сильные сигналы и, следовательно, соответствует ярким областям на T2-взвешенном изображении.

Этот метод также можно применить для формирования T1-взвешенных изображений. Последовательности импульсов мало зависят от T1, потому что T2 намного короче. Чтобы измерить только эффекты T1 релаксации, вторая последовательность импульсов генерируется через время повторения TR после первой последовательности эхо-сигналов (рис. 55 (е)). Рассмотрим два крайних случая, дающих понимание результирующих сигналов. Если T1 короче по сравнению с TR, то ситуация в начале следующей импульсной последовательности по существу идентична исходному состоянию спинов, потому что у ядер было достаточно времени, чтобы вернуться в свое нормальное состояние. Поэтому подобная последовательность эхо-сигналов с одинаковой интенсивностью возникает во второй раз. Напротив, для длинного T1 спины всё ещё прецессируют под большими углами, но со случайным разбросом поперечных намагниченностей в начале следующей последовательности. Они не могут значительно поглощать и излучать РЧ-волны и, таким образом, производят слабое эхо; эта ситуация также объясняется тем, что спины были насыщены более ранним импульсом. T1-взвешенные изображения, представляют эту информацию, для определения отображаемой яркости областей на изображении, используя относительную интенсивность эхо-сигналов между последовательностями. Короткие значения T1 соответствуют ярким областям, а значения с длинным T1 представляются темными оттенками.

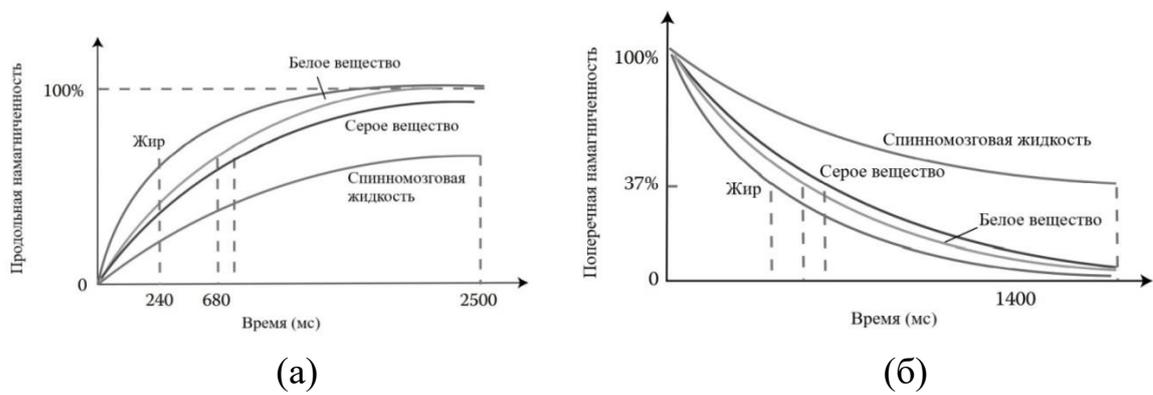
Для подведения итогов, рассмотрим, как выбрать значения TR и TE для получения изображений, взвешенных по плотности протонов, T1 или

T2. Использование длинного TR и короткого TE приводит к изображениям, взвешенным по плотности протонов, если используемый TR длиннее, чем все процессы T1-релаксации. В результате этого, процессы T1-релаксации могут быть завершены, и контраст T1 отсутствует. Выбор короткого времени TE, чем соответствующие значения T2, означает, малое влияние процессов T2-релаксации. Следовательно, сила сигнала зависит только от плотности протонов.

Выбор короткого TR и короткого TE дает изображения, взвешенные по T1. Как и в предыдущем примере, короткое значение TE снижает контраст из-за T2. TR выбирается, например, так, чтобы он лежал между двумя интересующими временами T1, чтобы различать две ткани, обеспечивая при этом оптимальную интенсивность сигнала. Потому что ткань с более коротким периодом T1 восстанавливается до следующей последовательности импульсов, в то время как ткань с более длительным временем T1 все еще остается насыщенной.

Наконец, T2-взвешенные изображения выполняются с использованием длинных значений TR и длинных TE (но с $TE < TR$). Выбор достаточно длинного TR гарантирует, что контраст T1 не измеряется, в то время как TE выбирается между интересующими временами T2. Ткани со значениями T2 намного меньше TE будут генерировать слабый сигнал по сравнению с тканями, у которых T2 длиннее TE. (Возможность, когда TE длиннее TR, не используется.).

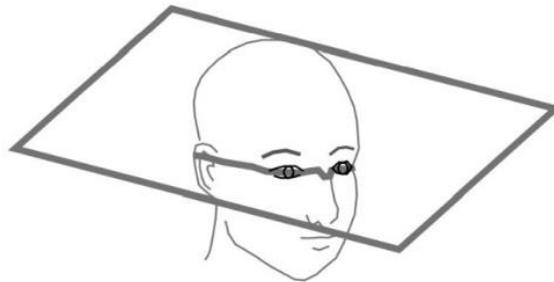
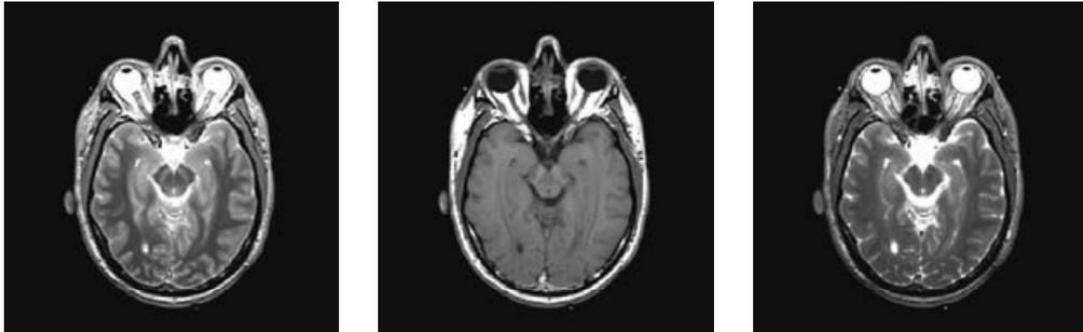
Пример механизма получения контраста в МРТ. Чтобы понять, механизм получения контраста на типичном МРТ-изображении, рассмотрим рис. 56 на котором для различных тканей головного мозга на графиках (а) и (б), соответственно, показаны продольная и поперечная намагниченности с учетом затухания по времени. Легко видеть, что намагниченность (и, следовательно, сигналы свободной индукции) варьируются по времени между тканями. Это приводит к различиям в контрасте между мягкими тканями на типичном МРТ-изображении головного мозга.



Протонная плотность

T1

T2



(в)

Рис. 56. (а) спад продольной намагниченности со временем. Изменение T1 для различных тканей и жидкостей в головном мозге; (б) затухание поперечной намагниченности со временем. Изменение T2 для различных тканей и жидкостей в головном мозге. Разные уровни контрастности будут достигнуты в зависимости от того, используется ли T1 или T2 для генерации контраста МР-изображения; (в) изображения головы, сделанные в аксиальной плоскости. Для создания МР-изображений, взвешенных по плотности протонов (слева), T1 (в центре) и T2 (справа), использовались разные механизмы контраста. Различие в контрасте мягких тканей является результатом выбора метода визуализации (*Kane S. A., Gelman B. A. Introduction to physics in modern medicine, CRC Press, 2020*)

На рис. 56 (в) взвешенные протонная плотность, T1 и T2 одного и того же сечения головы (ориентация, показанная на вставке). Одни и те же ткани, но изображения различаются по внешнему виду. Например, желудочки головного мозга содержат спинномозговую жидкость (с относитель-

но длинным $T_1 = 2400$ миллисекунд и $T_2 = 160$ миллисекунд). Эти области проявляются яркими (с высокой интенсивностью сигнала) на T_2 -взвешенном изображении, поскольку их значение больше, чем другие значения T_2 в головном мозге (таблица 3, рис. 56(б)). На том же рисунке они относительно темные (низкая интенсивность сигнала на T_1 -взвешенных изображениях), т.к. их значение T_1 также больше, чем у других тканей (таблица 3 и рис. 56 (б)). Относительно низкая плотность также приводит к появлению темноты (низкой интенсивности) на изображении, взвешенном по протонной плотности. Поскольку в пораженных тканях часто наблюдается аномально высокий уровень жидкости, эта характеристика жидкости является важным ключом к идентификации патологии.

Точные значения TE и TR настраиваются для создания изображений с различными типами взвешивания. Например, для T_1 -взвешенного изображения TE выбирается очень коротким, чтобы минимизировать влияние различных значений T_2 , также несколько значений TR могут использоваться для лучшего определения T_1 . Время для полного сканирования должно учитывать естественную способность системы в восстановлении своих диполей до равновесия. На практике, для полной релаксации, TR должно быть равным нескольким секундам, чтобы быть в несколько раз больше самого длинного значения T_1 . Это ограничивало скорость проведения МРТ-сканирования.

Ускорить сканирование позволили несколько новых методов МРТ, в которых возбуждается только часть доступной намагниченности, иногда в сочетании с углами поворота менее 90° , что приводит к более быстрому восстановлению вращения. К этой категории относятся методы турбо МРТ. Однако, уменьшая время сканирования, эти методы также снижают количество сигналов, собираемых для каждого среза, что приводит к возрастанию шумов и низкокачественным изображениям.

В современной МРТ используется множество других методов, но большинство из них основаны на идеях, описанных выше. Далее рассмотрим, как расширить методику взвешенных параметров для построения пространственных карт по всему телу.

4.6. ФОРМИРОВАНИЕ МРТ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Как и в КТ, изображения МРТ по своей сути представляют собой изображения поперечного сечения тела, построенные из объемных пикселей, называемых вокселями — элементов реальной ткани человека (рис. 57).

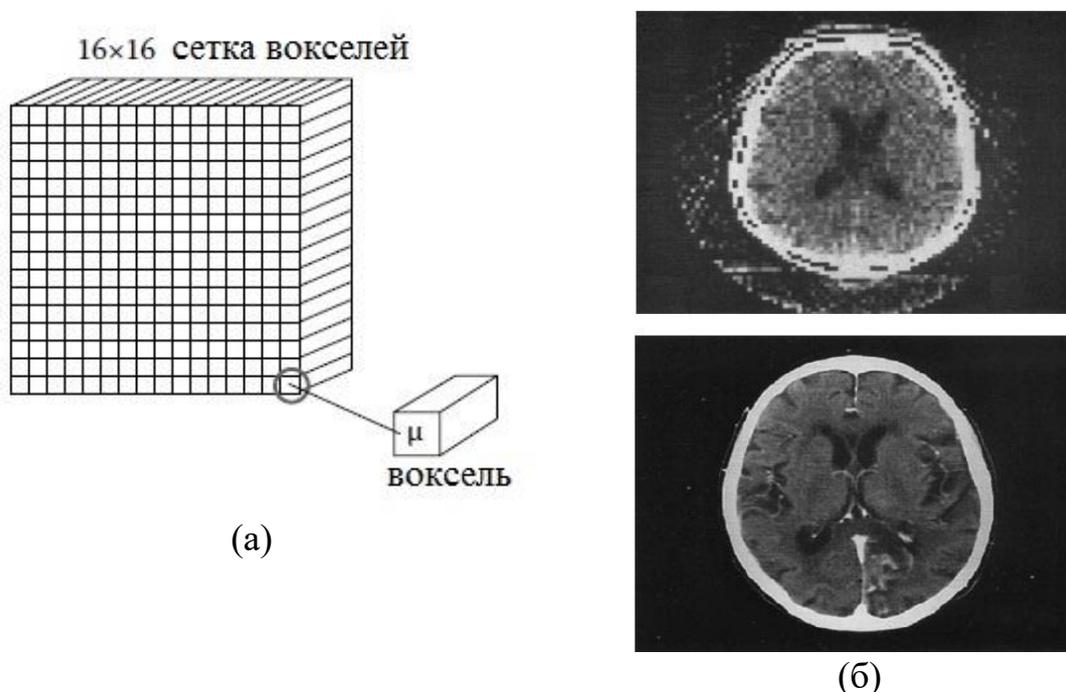


Рис. 57. Построение изображения из вокселей: (а) воксели представлены матрицей изображения; (б) поперечные изображения головного мозга с низким (вверху) и высоким (внизу) разрешением. Отдельные пиксели видны на более раннем изображении с низким разрешением, но менее заметны на современном изображении с высоким разрешением (*Kane S.A., Gelman B.A. Introduction to physics in modern medicine, CRC Press, 2020*)

Матрицы изображений, используемые для МРТ, могут иметь различное количество вокселей для одного и того же поля зрения, с низкими значениями (64×64 , 128×128), дающими грубое пространственное разрешение, и гораздо большими числами (256×256 , 512×512 или 1024×1024), что дает очень хорошее пространственное разрешение. Как и в случае с компьютерной томографией, существует компромисс между пространственным разрешением и шумностью изображения. Однако увеличение пространственного разрешения в МРТ не происходит за счет увеличения дозы ионизирующего излучения. Пространственное разрешение современных МРТ-сканеров зависит от размера матрицы, от нескольких миллиметров (сканирование для спектроскопии или функциональной визуализации) до

миллиметра и менее 0,25 мм (для микроМРТ мелких частей тела или мелких животных).

Ранее было рассмотрено формирование контраста в МРТ, а теперь изучим, получение пространственной информации. Поскольку в МРТ-сканерах природа излучений сильно отличается от КТ, то, как протон сигнализирует о своем местонахождении в организме и как эта информация преобразуется в изображение? В других типах изображений можно определить фактические траектории звуковых волн, рентгеновских лучей или γ -лучей, а затем использовать их для вычисления пространственной информации и восстановления изображения. Однако МРТ регистрирует радиочастотный сигнал, излучаемый самими атомами водорода, и этот сигнал генерируется всей областью тела. Возбуждающие радиоволны не могут создаваться в виде коллимированных лучей, позволяющих формировать изображения в виде проекций, как в радиографии. Как тогда определить, откуда в организме приходят радиочастотные сигналы?

Чтобы понять ответ, сначала подумайте, что произойдет, если само магнитное поле будет изменяться по всему телу. Резонансная частота также изменяется, потому что она зависит от магнитного поля. В результате протоны поглощают и излучают радиочастотные волны на разных резонансных частотах, которые зависят от величины поля в каждой области тела. МРТ использует этот эффект, плавно изменяя силу магнитного поля по всему телу, как показано на рис. 58 (а). В градиенте поля направление магнитного поля везде одинаково, но его величина меняется. Используя для возбуждения только очень небольшой диапазон РЧ, сканер может стимулировать только протоны в тонком срезе, где их резонансные частоты совпадают с частотой возбуждения (рис. 58 (а)); области, непосредственно прилегающие к срезу, имеют слишком высокие или слишком низкие резонансные частоты для поглощения энергии возбуждающих РЧ волн. На практике эти градиенты довольно крошечные, со значениями, дающими изменение всего 0,01% на каждый см для магнита 1,5 Тл, но они обеспечивают высокую степень пространственной локализации в одном измерении. Таким образом, предельные размеры отображаемого среза относятся к

диапазону используемых возбуждающих радиочастот и градиенту магнитного поля, а не к длине волны радиочастотного излучения.

Чтобы обозначить места внутри тела, градиенты могут быть сгенерированы в МРТ по трём направлениям: с головы до пят (направление Z), справа налево (направление X) и спереди назад (направление Y). Рассмотрим, как можно использовать градиенты для дальнейшей локализации сигналов МРТ в организме, подробно рассмотрев одну из возможных схем визуализации.

1. При визуализации сначала используется градиентное поле вдоль Z-направления (градиент выбора среза), чтобы изолировать только один срез тела путем избирательного поглощения возбуждающим РЧ (рис. 58 (а)).

2. Когда и Z-градиент, и возбуждающая РЧ выключены, только диполи внутри этого среза прецессируют и излучают сигналы с резонансной частотой, определяемой только основным магнитом.

3. Затем на короткое время применяется градиент вдоль (например) направления X. Так как это приведет к тому, что спины в разных положениях по оси X будут вращаться с разными частотами, углы вращения будут постепенно поворачиваться в разные положения внутри среза (рис. 58 (б)). Эти разные углы называются фазовыми сдвигами, поэтому градиент называется градиентом фазового кодирования. Градиент быстро отключается, и вращения везде возобновляют прецессию с одинаковой частотой, но с разными фазами.

4. Теперь градиент выбора частоты применяется, например, в направлении Y (рис. 58 (с)), снова слегка сдвигая резонансные частоты внутри среза, как вибрирующая гитарная струна, меняющая высоту тона при затягивании. Этот градиент остается включенным до конца измерения. Теперь каждая линия в срезе прецессирующей ткани имеет различную характеристическую частоту радиочастотного излучения. Если бы существовал метод выделения каждой частоты в сбивающем с толку гудении, излучаемом множеством прецессирующих диполей, можно было бы определить сигнал только для этой линии.

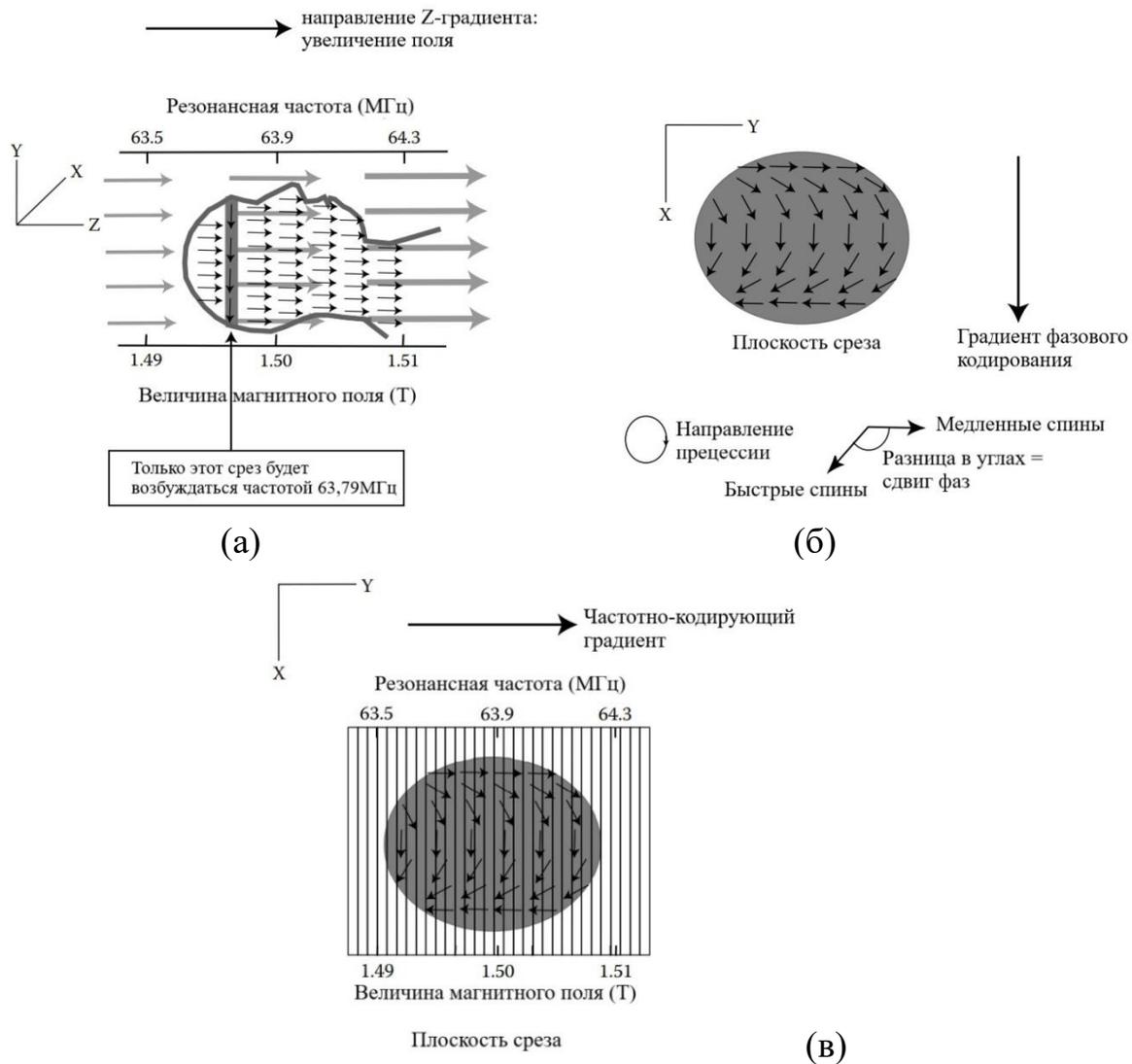


Рис. 58. Схемы этапов картирования тела в МРТ: (а) градиент магнитного поля в направлении Z приводит к увеличению величины поля в том же направлении, что и основное магнитное поле. Следовательно, резонансная частота также увеличивается в этом направлении. Этот эффект позволяет локализовать радиочастотное возбуждение в одном срезе тела. Например, если используется возбуждающий радиочастотный сигнал с частотой 63,79 МГц, то только протоны в одном срезе с этой резонансной частотой будут возбуждены и, следовательно, будут излучать радиочастотные сигналы. (Величина градиента преувеличена по сравнению с фактическими значениями, используемыми при визуализации.) После возбуждения РЧ и Z -градиент отключаются; (б) Второй градиент в направлении X сдвигает частоты так, что протоны в разных положениях внутри среза прецессируют с разными частотами. Этот градиент фазового кодирования приводит к изменению фазы протонов вдоль оси X ; (в) Частотно-кодирующий градиент вдоль направления Y приводит к различным значениям частот РЧ сигналов, обнаруживаемых из каждой линии в пределах среза. Расположение каждого вокселя в плоскости среза кодируется по фазе и частоте излучаемых РЧ сигналов

В самом деле, точно так же, как музыкант может различать различные музыкальные ноты на слух, компьютеры могут быть запрограммированы на разделение различных частот, излучаемых каждой линией в пределах среза, и могут анализировать величину сигнала, излучаемого на каждой частоте (Очень простой пример этого — способность радиотюнеров настраиваться на частоту вещания только одной радиостанции одновременно.). Однако вместо того, чтобы слушать частоту каждой линии отдельно, сканеры МРТ контролируют все излучаемые частоты одновременно. Таким образом, сигналы, представляющие интерес для построения изображения, могут быть собраны сразу, разделенные положением в направлении Y .

Радиочастотные сигналы от каждой линии измеряются только как общий вклад от этой части среза, и разные фазы не могут быть напрямую разделены, чтобы изолировать каждый участок линии вдоль X -направления. Однако разные фазы вращения в каждой строке действительно влияют на общую мощность сигнала сложным образом. Чтобы получить информацию по этому, оставшемуся направлению, весь цикл может быть повторен:

- 1) включается Z -градиент и возбуждается тот же самый срез;
- 2) отключаются Z -градиент и сигнал возбуждения;
- 3) градиент фазового кодирования применяется в пределах среза на короткое время, но так, чтобы повернуть спины на другую величину;
- 4) затем снова применяется тот же градиент частотного кодирования.

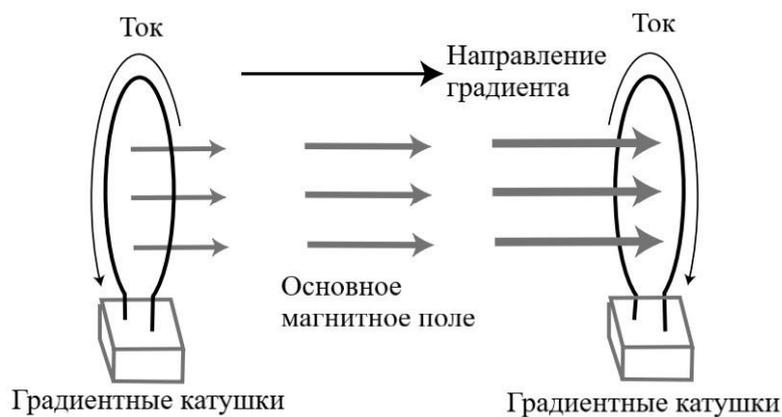
И снова сигналы на разных частотах измеряются отдельно, что дает информацию о каждой строке в образце. Используя сигнал, излучаемый каждой линией для множества различных значений градиента фазового кодирования, можно вычислить пространственную информацию вдоль оставшегося X -направления.

Описанные выше процедуры приводят к созданию только одного среза. Изображение поперечного сечения другой области тела можно

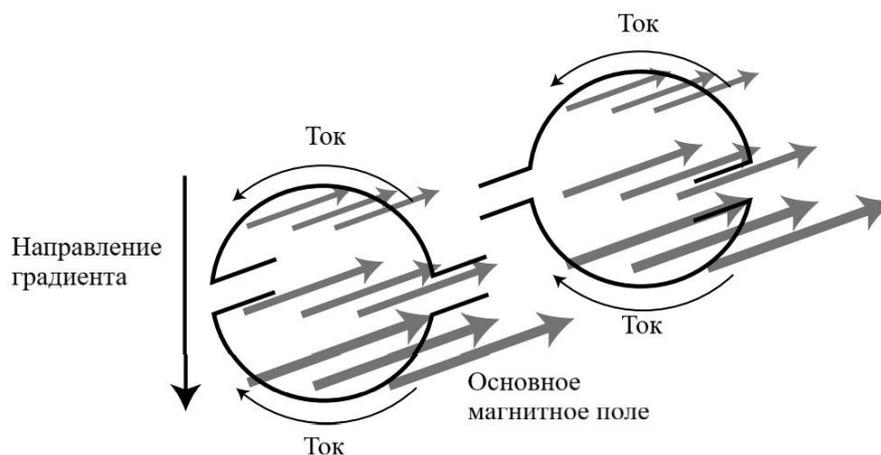
скомпилировать, используя этап (1) (этап выбора среза), чтобы изолировать другую плоскость внутри тела для сканирования, затем повторяя этапы (2)–(4), чтобы сопоставить новый фрагмент.

Таким образом, общее время сканирования для этой схемы визуализации включает несколько измерений, при этом для каждого среза требуется один полный набор из нескольких измерений. Каждое измерение должно позволить ядерным диполям полностью восстановиться, что занимает секунды на отдельное измерение спинового эха. Для восстановления одного поперечного сечения требуется большое количество измерений, точное количество которых определяется количеством вокселей. Помимо возможности полной релаксации спина, сбор сигналов в течение более длительного времени дает менее зашумленные изображения. Таким образом, спин-эхо-визуализация может занять несколько минут, чтобы собрать достаточно информации для восстановления детального изображения поперечного сечения хорошего качества.

Для создания градиентных магнитных полей требуются специальные электромагниты, по одному на каждое направление. Градиентные катушки, используемые для создания Z-градиентов, могут просто состоять из круглых проволочных катушек, концентричных с катушками основного магнита (рис. 59 (а)). Ток в одной катушке циркулирует с ориентацией, что и в основном соленоидном магните, поэтому его поле добавляется к основному магнитному полю, в то время как ток второй катушки циркулирует в противоположном направлении, уменьшая напряженность поля. Для наложения градиентов в других направлениях необходимо использовать более сложную схему. Полукруглые седловидные катушки создают градиенты по осям X и Y (рис. 59 (б)). В создании градиента поля в этих магнитах прямые участки не играют роли. Как показано на круглые катушки подается питание, так что токи текут, создавая повышенное поле за счет одного седлового магнита и уменьшенное поле из-за другого. Эти два вклада приводят к градиенту в направлении, перпендикулярном направлению основного магнитного поля.



(а)



(б)

Рис. 59. Иллюстрация ориентации поля градиентных катушек, необходимой для создания градиентов в направлениях: (а) Z (вдоль направления основного магнитного поля) и (б) направлениях, перпендикулярных основному магнитному полю

Громкие шумы, характерные для сканеров МРТ, возникают из-за сил, создаваемых постоянно меняющимися градиентами поля. Взаимодействие между движущимися зарядами в проводе с током и магнитным полем создает силу на проводе с ориентацией, показанной на рис. 60 (а). (Тот же эффект используется для создания движений в электродвигателях и громкоговорителях.) Градиентная катушка с током, текущим в направлении, показанном на рис. 60 (б), испытывает силы, направленные радиально наружу, и эти силы резко меняются при быстром включении градиентов и выключении много раз в секунду. Звук возникает, когда катушки изгибаются в ответ на изменяющиеся силы.

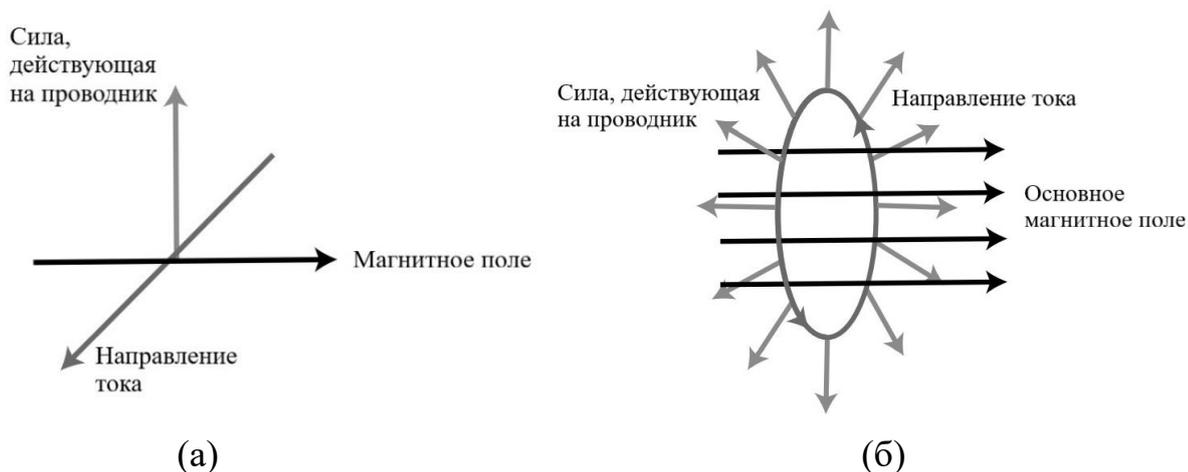


Рис. 60. (а) направление силы, действующей на проводник в магнитном поле. Сила, пропорциональна как току, так и величине магнитного поля; (б) на градиентные катушки действуют силы в результате взаимодействия между их токами и основным магнитным полем. Изменяющиеся во времени деформации, вызванные этими силами, вызывают громкие хлопки, слышимые во время МРТ

Толщина срезов, используемая при формировании изображения, определяется диапазоном частот, возникающих в возбуждающем сигнале, а селективный градиент в срезе даёт изменением резонансной частоты. Более сложным способом определяются размеры вокселей, в зависимости от того, как извлекается информация об изображении. При описании анатомии, меняя порядок наложения градиентов, срезы можно ориентировать в любой желаемой плоскости, включая стандартные аксиальные, фронтальные и сагиттальные плоскости (рис. 37). Эта гибкость в выборе углов обзора составляет главное преимущество МРТ перед КТ, поскольку только возможные пути рентгеновского излучения диктуют получение аксиальных изображений КТ. Трёхмерные изображения также могут быть собраны из снимков МРТ, что обеспечивает дополнительную гибкость при отображении анатомических и функциональных изображений (рис. 61).

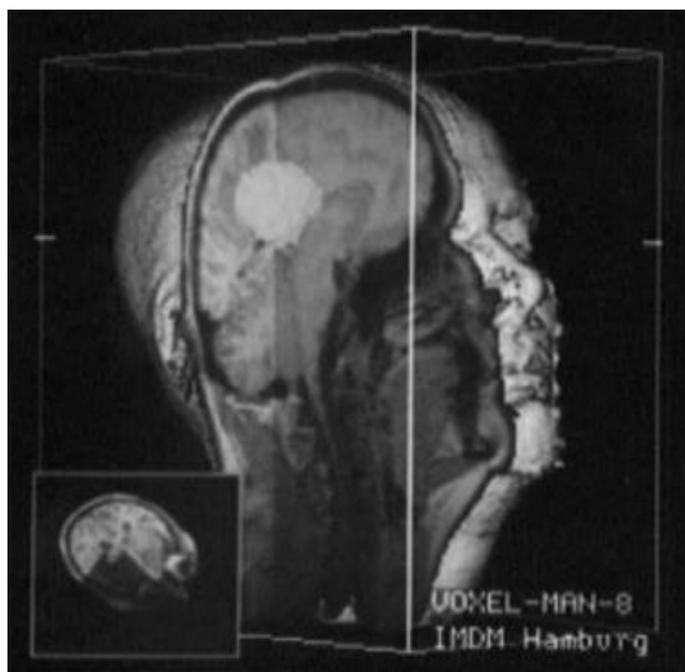


Рис. 61. Трехмерное МРТ-изображение головы, построенное на основе серии сканирований. (*Kane S. A., Gelman B. A. Introduction to physics in modern medicine, CRC Press, 2020*)

4.7. ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ВОЗМОЖНОСТИ МРТ И СОЗДАНИЕ ЛУЧШЕГО КОНТРАСТА

МРТ может гибко отображать изображения в любой плоскости, различные методы взвешивания изображений могут дать лучший контраст мягких тканей, чем КТ, он не использует ионизирующее излучение, контрастные вещества для МРТ являются более безопасными, чем те, которые используются при рентгеновской визуализации, кости и заполненные воздухом пространства не закрывают другие ткани, а также МРТ предлагает возможности для визуализации крупных кровеносных сосудов даже в трех измерениях.

Одним из главных достоинств МРТ является то, что она часто не требует введения посторонних контрастных веществ в организм, потому что многие ткани тела можно отличить по плотности их протонов или временам релаксации T1 или T2. В некотором смысле, встречающиеся в организме химические вещества, содержащие ядра с чистым спином, играют роль радиоактивных меток при визуализации радионуклидов. Однако даже при проведении МРТ контрастные вещества желательны в большом диапа-

зоне приложений, в основном, для получения дополнительной информации при визуализации функций организма.

Примечательно, что сама кровь может служить эффективным контрастным веществом. Кровь в системе кровообращения забирает свежий кислород, проходя через легкие. Затем сердце качает кровь по артериям, чтобы снабдить ткани кислородом, необходимым для преобразования пищи в энергию. Наконец, обедненная кислородом кровь возвращается к сердцу по венам. Белок крови гемоглобин, отвечающий за транспортировку кислорода по телу, содержит атом железа, который связывает кислород. Магнитные свойства атома железа существенно зависят от того, связан ли гемоглобин с кислородом (оксигемоглобин, который не является парамагнитным) или не связан с кислородом (дезоксигемоглобин, который является парамагнитным). Свежая артериальная кровь из легких на 95% насыщена кислородом, тогда как кровь, возвращающаяся по венам, содержит только 70% оксигемоглобина. Точно так же застойная кровь в основном содержит дезоксигемоглобин.

Напомним, что парамагнетики выравниваются по внешнему магнитному полю так, чтобы увеличить общее поле. Поскольку их магнетизм является результатом неспаренных электронов, он создает эффекты почти в 1000 раз более сильные, чем эффекты ядерного магнетизма. Таким образом, дополнительные магнитные поля из-за дезоксигемоглобина могут значительно сократить время релаксации в крови. Поскольку эти взаимодействия влияют только на ядра, расположенные совсем рядом, основной эффект заключается в сокращении локальных значений T_2 , уменьшении сигнала МРТ от областей с высокими концентрациями деоксигенированной крови. Эти эффекты могут быть использованы для обнаружения кровотока и, следовательно, для составления карты активности мозга.

Другой метод, связанный с потоком, обеспечивает контраст за счет прохождения крови, текущей снаружи внутрь среза изображения. Например, во время РЧ-возбуждения градиентным эхо-импульсом спины в плоскости изображения становятся насыщенными (рис. 62 (а)). Полученные таким образом изображения можно объединить в единое трехмерное изоб-

ражение кровеносных сосудов, что позволяет исследовать кровеносные сосуды с помощью магнитно-резонансной ангиографии (рис. 62 (б)).

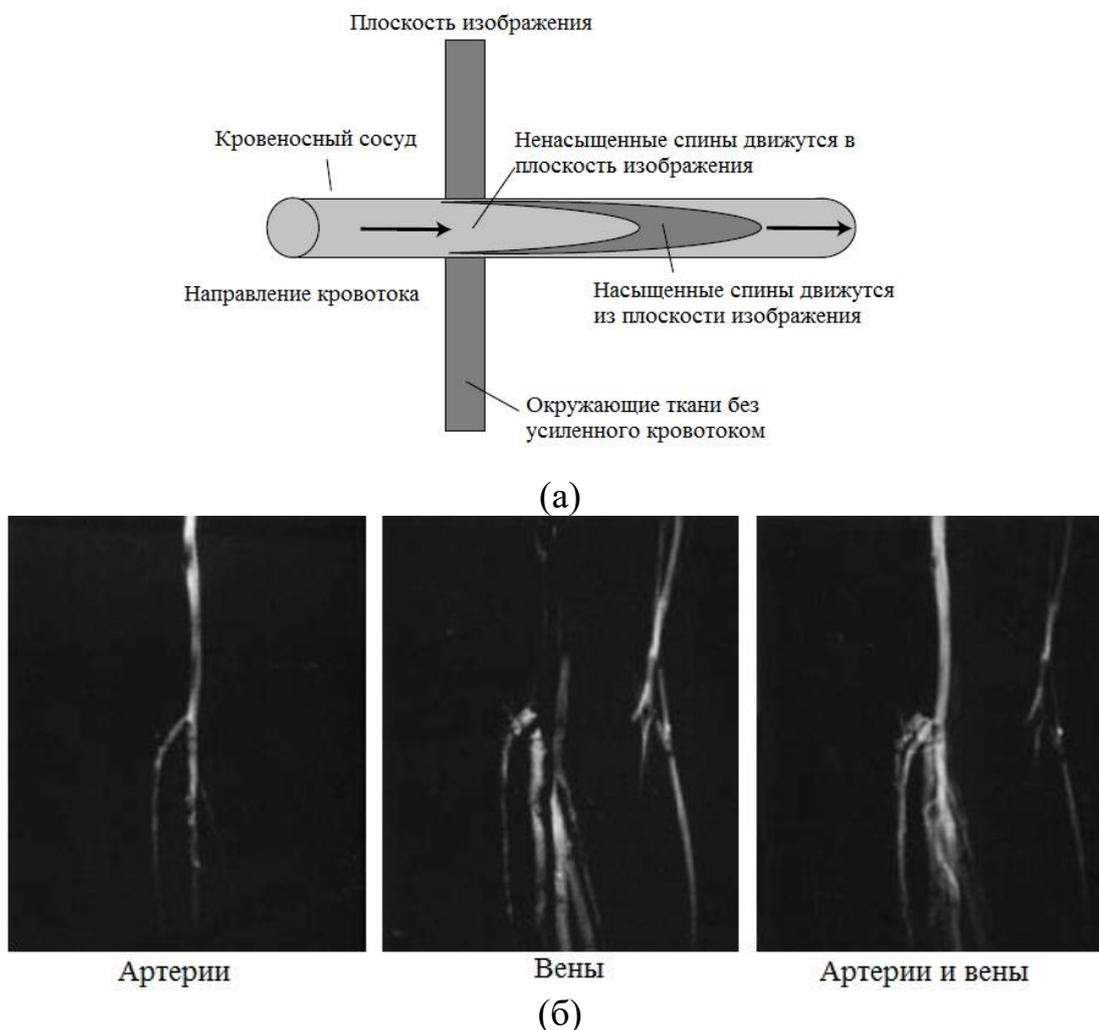


Рис. 62. МРТ кровотока: (а) спины во время РЧ-возбуждения градиентным эхо-импульсом, связанные с потоком в плоскости изображения становятся насыщенными. Однако кровоток вносит ненасыщенные (полностью расслабленные) спины в плоскость изображения между РЧ-импульсами, которые перемещают область крови, содержащую насыщенные спины, из среза. Ненасыщенные спины, переносимые в срез потоком крови, производят более сильный сигнал, чем соседние ткани, так что области с наибольшей интенсивностью сигнала соответствуют внутренней части кровеносных сосудов; (б) процессы визуализации контрастного потока используются при составлении изображений кровеносной системы. Затем трехмерные карты областей максимальной интенсивности сигнала могут быть накоплены в изображения в магнитно-резонансной ангиографии (MRA) (Kane S. A., Gelman B. A. *Introduction to physics in modern medicine*, CRC Press, 2020)

МРТ-изображения кровеносной системы могут быть получены относительно неинвазивно и собраны в трехмерные изображения основных кровеносных сосудов и сердца. МРТ может одновременно обеспечивать количественные измерения функции сердца, полученные с помощью радиоизотопной визуализации, а также давать подробную анатомическую информацию.

В дополнение к неинвазивным методам, описанным выше, МРТ также может использовать чужеродные индикаторные соединения, аналогичные радиофармацевтическим препаратам для КТ. Однако вместо радиоактивных меток контрастные вещества для МРТ включают магнитные атомы. Например, обычно используемый элемент, гадолиний (Gd), является сильно парамагнитным из-за своих семи неспаренных электронов. Атом Gd может принимать несколько химических элементов, которые окружают его клеткой химических связей, называемой хелатным соединением. Чрезвычайно сильные локальные флуктуации магнитного поля, вызванные даже мельчайшими концентрациями таких атомных парамагнетиков, укорачивают T1 в непосредственной близости от них.

Контрастные вещества для МРТ могут использоваться для визуализации рака, для изучения системы кровообращения, для исследования функции почек и во многих других областях. Контрастные вещества могут повысить способность МРТ выявлять инсульты и опухоли головного мозга, потому что контраст будет распространяться везде, где был нарушен гематоэнцефалический барьер (рис.63).

Так же, как и при рентгеновской визуализации, этот метод можно использовать для картирования функции органа, такого как почка, путем определения концентрации и времени пространственного распределения контрастного вещества.

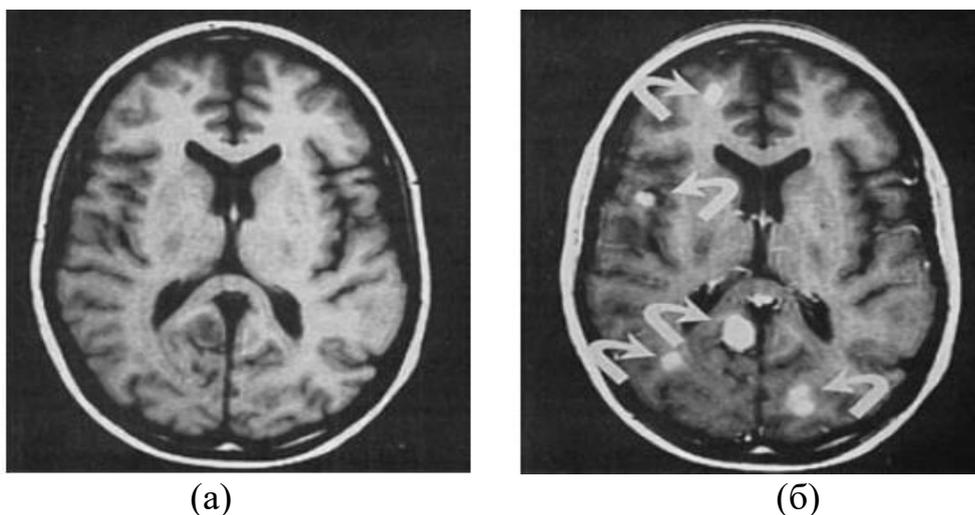


Рис. 63. T1-взвешенные изображения мозга, показанные в осевом поперечном сечении. Парамагнитный хелат гадолиния даёт эффект усиления контраста. Слева (а) — сканирование без контрастного вещества. На правом изображении (б), сделанном у того же человека с контрастированием хелата гадолиния, яркие пятна (стрелки) указывают на наличие метастаз головного мозга, которые распространились из существующей опухоли (*Kane S.A., Gelman B.A. Introduction to physics in modern medicine, CRC Press, 2020*)

4.8. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Общая характеристика метода МРТ, его физические основы.
2. Принципы ядерно-магнитного резонанса и характеристики его регистрации в медицине.
3. Основные элементы магнитно-резонансного томографа.
4. Спин-спиновая релаксация.
5. Спин-решеточная релаксация.
6. Принципы получения изображений при проведении МРТ.
7. Диагностические возможности магнитно-резонансной томографии. Методы МРТ.
8. Контрастные вещества в МРТ.
9. Сравнение методов КТ и МРТ.
10. Достоинства и недостатки метода МРТ.
11. Биологическое действие магнитных полей и противопоказания к МРТ.

ГЛАВА 5. РАДИОНУКЛИДНАЯ ДИАГНОСТИКА

Успехи атомной и ядерной физики в 1960-е годы, выделение стабильных изотопов привели в медицину новые технологии. ПЭТ — метод медицинской визуализации, основанный на применении радиофармпрепаратов (РФП) меченных изотопами и вводимые в организм путем инъекции водного раствора.

Физический смысл использования радионуклидов в диагностике заключается в том, что разные их виды по-разному поглощаются органами и тканями. Изотопы подбираются так, что их период полураспада было сравнительно больше общей времени, в течение которого они успевают распределяться в определенном органе или области тканей и времени на проведения исследований соответствующего органа врачом. При проведении исследования определенного органа радионуклид подбирается таким образом, чтобы его концентрация в ткани с патологией оказалась выше, чем для здоровой ткани. Зная, что интенсивность излучения от накопленных радионуклидов пропорционально их концентрации в исследуемом органе, мы можем создать диагностическую карту распределения радионуклидов в соответствующем органе или, используя математический аппарат, создать его объемное изображение для выявления патологии.

5.1. ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ АНТИЧАСТИЦ

Для объяснения физических принципов ПЭТ необходимо изучить взаимодействие частиц с античастицами. Античастицами называют элементарные частицы, которые обладают рядом основных характеристик как частиц, так и некоторыми характеристиками этих частиц с противоположным знаком (например, электрический заряд).

Рождение античастиц происходит в столкновениях частиц вещества, разогнанных до энергий, превосходящих порог рождения пары: частица-античастица. В лабораторных условиях античастицы рождаются при взаи-

модействиях элементарных частиц на ускорителях. В естественных условиях античастицы рождаются при взаимодействии первичных космических лучей с веществом.

Столкновение любой частицы с её античастицей может приводить к их аннигиляции. Термин «аннигиляция» означает «исчезновение». *Аннигиляция* — это один из видов взаимопревращения элементарных частиц. Процесс происходит превращением пары частица-античастица в другие элементарные частицы или фотоны. Например, при столкновении позитрона и электрона образуется два γ -кванта: $e^- + e^+ = 2\gamma$. Материя в этом процессе не уничтожается, а переходит из одной формы в другую. Процесс аннигиляции происходит с сохранением энергии, импульса и зарядов (рис. 64).

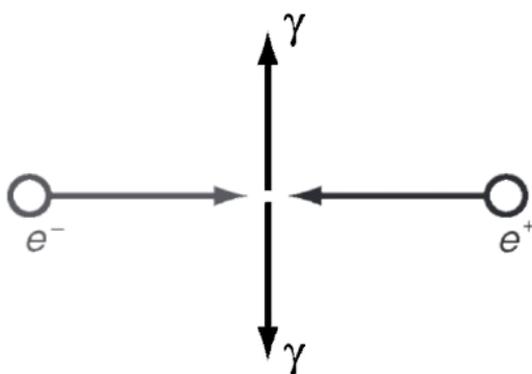


Рис. 64. Схема аннигиляции электрона и позитрона

В этой реакции энергия покоя электрона и позитрона превращается в энергию двух фотонов. Образующиеся при этом фотоны разлетаются в противоположенные стороны. Это явление используется в позитронно-эмиссионных томографах.

5.2. СЦИНТИГРАФИЯ

Сцинтиграфия — это метод функциональной визуализации, заключающийся во введении в организм радиоактивных изотопов и получении двумерного изображения путём определения локализации источника через испускаемого ими излучения в организме человека. Основным показанием для этого исследования является поиск метастазов в костной ткани, при некоторых видах опухолей, таких как рак предстательной железы, рак молочной железы, рак почек и другие. При проведении сцинтиграфии в кровь пациента вводится небольшое количество вещества с радиоактивной мет-

кой, которое накапливается в поврежденных тканях. Излучение от препарата меченой радиоактивной меткой регистрируется специальным чувствительным прибором — гамма-камерой. На мониторе гамма-камеры создается «фотографическое» изображение исследуемого органа человека.

Аналогичный принцип регистрации γ -фотонов от изотопов используется в однофотонной эмиссионной томографии для создания трехмерных томограмм с помощью вращающихся детекторов.

5.3. ОДНОФОТОННАЯ ЭМИССИОННАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ

Пациенту предварительно вводят радиофармпрепарат (РФП), содержащий маркер, например, метастабильный технеций — ^{99m}Tc . Изначально ядра технеция ^{99m}Tc находятся в возбужденном метастабильном состоянии. При переходе в более стабильное состояние — в технеций ^{99}Tc эти ядра излучают гамма-фотоны: $^{99m}\text{Tc} \rightarrow ^{99}\text{Tc} + \gamma$

^{99}Tc (Технеций-99) — радиоактивный нуклид химического элемента технеция с атомным номером 43 и массовым числом 99. Активность одного грамма этого нуклида составляет приблизительно 633,5 МБк, период полураспада 211,1 тысяч лет.

Период полураспада технеция (^{99m}Tc) составляет 6 ч, что вполне позволяет проводить серию исследований пациентов. Регистрация γ -квантов производится в специальном устройстве — коллиматоре, который состоит из детекторов гамма — квантов, расположенных в некоторой определенной плоскости.

В режиме сканирования гамма-камера медленно перемещается вдоль тела пациента и в результате получается цветное изображение всего тела. Такие исследования проводят для обнаружения метастазов в костных структурах.

5.4. ПЭТ ТОМОГРАФ

Основная идея ПЭТ томографа основывается на реакции аннигиляции пары электрон — позитрон, описанной выше (рис. 64). Для реализации этой реакции в организм или в исследуемый орган необходимо инжектировать позитроны e^+ (электроны e^- всегда присутствуют в организме в свободном состоянии в избыточных количествах). С этой целью в организм вводятся РФП, содержащие радионуклиды, распадающиеся с излучением позитрона e^+ . К таким ядрам относятся, например, ядра галлия — ^{68}Ga :
 $^{68}\text{Ga} \rightarrow ^{68}\text{Zn} + e^+$.

Радиофармацевтический препарат (РФП) — это химическое соединение, содержащее в своей молекуле радиоактивный нуклид, избирательно накапливающийся в каком-либо органе и являющийся источником радиоактивного излучения, чаще всего γ -излучения. Это вещество разрешено для введения в кровь, дыхательные пути, пищеварительный тракт человека с диагностической целью.

В методе ПЭТ, кроме галлия, для получения позитронов может быть использован еще ряд короткоживущих радионуклидов: ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F . В практике исследований на ПЭТ применяют фтордезоксиглюкозу — FDG^{18} . Этот препарат является аналогом глюкозы, но в нем стабильный фтор заменен его радиоактивным изотопом с периодом полураспада 110 мин. Известно, что опухолевые клетки поглощают в 19 раз больше глюкозы, чем нормальные, поэтому FDG накапливается, прежде всего, именно в опухолевых образованиях, что делает метод ПЭТ весьма информативным. Перспективным является применение РФП — H_2O^{15} . Его период полураспада — всего 2 мин, что снижает лучевую нагрузку на пациента в сотни раз. Но столь короткое время полураспада усложняет технологии его изготовления. В частности, приходится устанавливать специальные медицинские циклотроны в помещении ПЭТ центра.

Для регистрации гамма-квантов используют коллиматоры. Коллиматор состоит из детекторов гамма-квантов, расположенных в некоторой определенной плоскости.

Конструкция коллиматоров позволяет регистрировать лишь те гамма-кванты, которые одновременно попадают на противоположные детекторы. Детекторы имеют размеры, порядка $6 \times 20 \times 12$ мм. Поэтому достигается высокое пространственное разрешение.

Используя систему коллиматоров, расположенных в одной плоскости, но под разными углами по отношению к излучателю, выделяют исследуемое сечение — слой органа или его фрагмента, изображение которого необходимо получить врачу.

Во время исследования детекторы находятся в одной плоскости по отношению к телу, поэтому регистрируются только γ -кванты, распространяющиеся в этой плоскости. Принцип действия ПЭТ-томографа представлен на рис. 65. Разрешение ПЭТ-томографа определяется длиной свободного пробега позитрона в ткани организма.

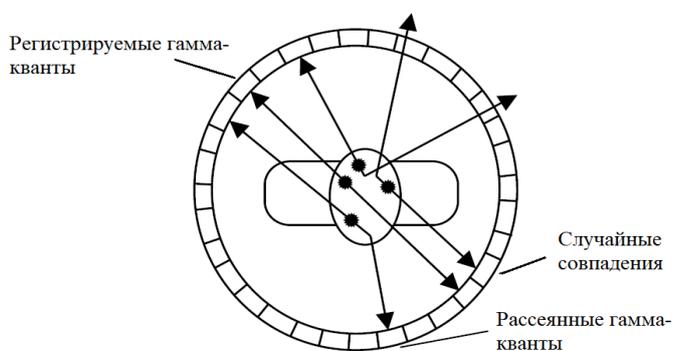


Рис. 65. Схема регистрации гамма-квантов

Как видно из рисунка при аннигиляции возможно появление случайных совпадений и рассеянных гамма-квантов (темные точки на рисунке), которые дают шумовую составляющую регистрируемого сигнала.

В общем виде ПЭТ включает следующие части:

- сцинтилляционно-детектирующее устройство, осуществляющее преобразование γ - или β -излучения в энергию квантов света, а затем - в электрические сигналы;
- усилитель электрических импульсов, поступающих со сцинтилляционно-детектирующего устройства;

- амплитудный анализатор импульсов — устройство, дифференцирующее сигналы, поступающие с усилителя;
- устройство регистрации и представления информации — преобразователь сигналов в цифровую, графическую или визуальную информацию;
- специализированный или универсальный компьютер для управления процессом сбора и обработки данных.

Сцинтилляционно-детектирующее устройство состоит, как правило, из сцинтиллятора и фотоэлектронного умножителя (ФЭУ). Чаще всего в современных гамма-камерах используются твердые сцинтилляторы на основе оптически прозрачных монокристаллов йодида натрия или калия, активированных таллием или теллуром. γ -кванты, попадая в кристалл, передают ему свою энергию, в результате чего возникает свечение (флюоресценция), называемое сцинтилляцией. Это очень слабое свечение регистрируется с помощью высокочувствительного устройства — фотоэлектронного умножителя, преобразующего световые импульсы в электрические сигналы. Эти сигналы усиливаются встроенным усилителем и поступают на вход амплитудного анализатора (дифференциального дискриминатора). Число импульсов в единицу времени, или частота их следования, зависит от интенсивности излучения и, таким образом, от количества нуклида, находящегося в поле зрения детектора.

Основные параметры, определяющие качество позитронного эмиссионного томографа — чувствительность и разрешающая способность. Высокая чувствительность имеет большое значение для достижения более высокого соотношения сигнал / шум. Качество изображений и реконструированных образов в позитронном эмиссионном томографе во многом зависит от числа зарегистрированных импульсов в единицу времени (достижение нужной статистической достоверности диагностической информации). В позитронном эмиссионном томографе чувствительность и разрешающая способность зависят от двух конструктивных факторов: эффективности

детектора и схемы компоновки детекторов. Кроме того, разрешающую способность лимитируют два следующих физических фактора:

1. Длина свободного пробега позитрона до столкновения с электроном является случайной величиной. Средняя длина пробега для разных элементов колеблется в пределах нескольких миллиметров. Поэтому даже при абсолютно точном измерении координат аннигиляции положение точки, из которой вылетел позитрон, может быть определено с погрешностью, равной средней длине свободного пробега позитрона.

2. Неколлинеарность траектории фотонов (отклонение от угла 180°), обусловленная остаточной кинетической энергией позитрона в момент столкновения с электроном.

Факторами, лимитирующими разрешающую способность позитронного эмиссионного томографа, являются также шумы, вызванные случайными совпадениями и рассеянным излучением.

Случайные совпадения. Когда на один из детекторов попадает γ -квант, вырабатывается запускающий импульс, который открывает электронный канал на время τ (длительность — 4–10 нс). Если за время τ противоположный детектор также зарегистрирует γ -квант, это будет означать факт совпадения событий. Случайные совпадения возникают, если два γ -кванта от разных аннигиляций регистрируются внутри промежутка, принятого за интервал совпадения. Регистрация только одного γ -кванта происходит при низкой квантовой эффективности детектора (один из γ -квантов проходит через детектор без взаимодействия и не регистрируется) и в случае, когда аннигиляция находится в поле зрения лишь одного детектора. Если два подобных акта аннигиляции регистрируются двумя разными детекторами в течение времени τ , то отличить их от истинного совпадения уже невозможно. В этом случае линия, соединяющая два детектора, не отвечает истинной аннигиляции и дает вклад в шумовую составляющую (Рис. 4.2). Уровень шумов, вызванных случайными совпадениями, можно уменьшить конструктивными решениями и программными методами.

Комптоновское рассеяние. Комптоновское рассеяние «размывает» изображение, ухудшает пространственное различие, контрастность, точность количественного картирования распределения РФП. Совпадение рассеянных γ -квантов возникает в том случае, когда один или оба γ -кванта испытывают рассеяние в объекте и регистрируются по методу совпадений. При этом линия, соединяющая детекторы, не проходит через точку аннигиляции. Метод дискриминации по энергии в данном случае не совсем эффективен при отсеке рассеянных с энергией 511 кэВ квантов, поскольку изменению угла рассеяния на 30° отвечает изменение энергии всего на 60 кэВ, что меньше величины разрешения по энергии для большинства сцинтилляционных детекторов, работающих в этом диапазоне энергий. Поскольку угол комптоновского рассеяния мал, точки совпадений, вызванные рассеянным излучением, концентрируются вблизи их истинного положения. Количество совпадений, вызванных рассеянным излучением, пропорционально квадрату скорости счета.

Коррекция рассеяния проводится в процессе реконструкции изображений. Проводят предыдущую оценку вклада комптоновского рассеяния путем фантомных измерений линейного источника в рассеивающей среде и без него. Потом производят его вычитание из зарегистрированного изображения по пиксельно. Другой подход в решении этой проблемы базируется на введении информации о рассеянии в виде соответствующей математической модели непосредственно в алгоритм реконструкции. Поэтому одной из основных задач по разработке ПЭТ-систем является достижение максимальной чувствительности к истинным совпадениям и уменьшение до минимума числа случайных совпадений и рассеянных γ -квантов, зарегистрированных при данных условиях визуализации.

Неоднородность ослабления излучения в теле пациента влияет не только на точность картирования (в глоссарий) пространственного распределения активности РФП, но и на качество визуализации анатомических

структур, снижая контрастность и пространственное разрешение. С целью нивелирования этого эффекта предложено два подхода.

1. Исследуемый объект представляется моделью однородной поглощающей среды, и вводится соответствующая функция ослабления излучения непосредственно в алгоритм реконструкции или в процедуры пред- или постреконструкционной обработки.

2. Проводятся трансмиссионные измерения с целью картирования распределения неоднородности ослабления в участке тела, который визуализируется путем эмиссионных измерений.

Для улучшения разрешающей способности ПЭТ-системы вводят поправки на пробег позитрона от места эмиссии к месту аннигиляции. Проводят пост- или предреконструктивную реставрацию изображений с учетом инвариантности функции распределения пробега позитронов. Эту поправку можно не вводить при работе с ^{18}F (длина свободного пробега позитрона небольшая), но она важна при применении радионуклидов ^{68}Ga и ^{82}Rb , у которых большой пробег позитронов в тканях. Среди других поправок нужно отметить поправки на неколлинеарность траектории аннигиляционных γ -квантов и на радиоактивный распад ультракороткоживущих радионуклидов.

5.5. ДЕТЕКТОРЫ

Детекторы, применяющиеся в ПЭТ, должны иметь высокую эффективность детектирования аннигиляционных γ -квантов и малое время свечивания сцинтилляции. В первых томографах применялись традиционные сцинтилляционные кристаллы NaI (Tl) . Но эти сцинтилляторы имеют ряд недостатков: гигроскопичность, сравнительно низкую эффективность регистрации аннигиляционных γ -квантов, высокий уровень рассеянного излучения.

Поэтому предложено применять в ПЭТ в качестве детектора германат висмута ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$, сокращенно — BGO). В монокристалле BGO цен-

трами сцинтилляции являются ионы Bi^{3+} , поэтому он не нуждается в активации. Он имеет высокую плотность ($7,13 \text{ г/см}^3$), что обеспечивает его высокую чувствительность (приблизительно в 3 раза выше по сравнению с NaI (Tl)). BGO не гигроскопичен, не нуждается в дополнительной изоляции от влаги, поэтому детекторы могут иметь малые размеры и вплотную размещаться друг возле друга. Время высвечивания сцинтилляции в этом монокристалле 300 нс, что делает его вполне пригодным для применения в ПЭТ. Недостатком монокристалла BGO является более низкий световыход: он не превышает 20% по отношению к детектору, изготовленному из NaI (Tl) .

Детекторы современных позитронных эмиссионных томографов построены из отдельных детекторных блоков. Типичный современный детекторный блок состоит из 64 кристаллов BGO , которые соединены с четырьмя фотоэлектронными умножителями. В одном из самых современных позитронном эмиссионном томографе *ECAT EXAT HR+ (Siemens)* размер одного детектора составляет $4,05 \times 4,39$ см при толщине 3 см. Толщина детектора 3 см обеспечивает регистрацию 95% γ -излучения с энергией 511 кэВ. Фторид цезия (CsF) и фторид бария (BaF_2) имеют очень малое время высвечивания сцинтилляции (соответственно 5 нс и 750 пс), что делает их пригодными для использования в качестве детектора в ПЭТ-системах.

Среди перспективных материалов для детектора ПЭТ следует выделить оксиортосиликат лютеция (LSO). Его плотность — $7,4 \text{ г/см}^3$, время высвечивания сцинтилляции — 40 нс, световыход — 75% по отношению к аналогичному параметру кристалла NaI (Tl) . Применение LSO в качестве детектора позволит увеличить чувствительность в несколько раз по сравнению с BGO . Наиболее перспективным и развивающимся методом томографии является комплекс ПЭТ/КТ-томографы. Они совмещают преимущества рентгеновского томографа — высокую разрешающую способность и ПЭТ-методики, позволяющей регистрировать функциональное состояние органа и даже целого организма.

ПЭТ-исследование включает в себя производство изотопа, подготовка его к форме, пригодной для воздействия на людей, транспортировку к месту использования, получение ПЭТ данных, их обработку, а затем интерпретацию. Достаточно сложной является система производства радиоизотопов: получение изотопов на циклотроне; создание биологического синтезатора, присоединяющего их к молекулам; автоматизацию процесса на базе компьютерной техники.

5.6. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Назовите предпосылки для создания ядерной медицины.
2. Виды β -распада?
3. Что такое ПЭТ?
4. Какое явление лежит в основе ПЭТ?
5. Что такое радионуклиды и радиофармпрепараты?
6. Назовите преимущества и возможности ПЭТ.
7. Этапы ПЭТ.
8. Детекторы ПЭТ.
9. Предназначение позитронно-эмиссионного томографа.
10. Какие недостатки устраняются при использовании комбинированных с ПЭТ методов?
11. Математический аппарат лежащий в основе количественных измерений в ПЭТ?
12. Клиническое применение ПЭТ.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Областью знаний биофизики является достаточно широкий круг проблем. Практически каждая ветвь физики внесла в неё свой вклад. В настоящее время границы между физикой и техникой довольно размыты. Каждая глава могла оказаться намного больше, но мы попытались преподнести читателю на качественном уровне физические законы, необходимые для понимания метода визуализации изображений. В данном пособии также показаны основные принципы и последние достижения визуализации изображений.

ГЛОССАРИЙ

Аннигиляция (лат. *annihilatio* «полное» уничтожение; отмена) — реакция превращения частицы и античастицы при их столкновении в какие-либо иные частицы, отличные от исходных. В рассматриваемом явлении происходит не уничтожение материи, а лишь превращение одной формы материи в другую. При таком превращении сохраняется как общая масса и энергия системы частиц, так и ее импульс, заряд и момент количества движения.

Волны — изменение некоторой совокупности физических величин (характеристик некоторого физического поля или материальной среды), которое способно перемещаться, удаляясь от места его возникновения, или колебаться внутри ограниченных областей пространства.

Гамма-излучение (*гамма-лучи, γ -лучи*) — вид электромагнитного излучения, характеризующийся чрезвычайно малой длиной волны — менее $2 \cdot 10^{-10}$ м и, вследствие этого, ярко выраженными корпускулярными и слабо выраженными волновыми свойствами. Относится к ионизирующим излучениям, то есть к излучениям, взаимодействие которых с веществом способно приводить к образованию ионов разных знаков.

Гиромагнитное отношение (*магнитомеханическое отношение*) — отношение дипольного магнитного момента элементарной частицы (или системы элементарных частиц) к её механическому моменту.

Звук — упругие волны, распространяющиеся в любой среде и воспринимаемые человеческим ухом, имеющие частоту от 20 до 20 000 Гц.

Изотопы — это те вещества, у которых атомы имеют одинаковое число протонов в ядре, а отличаются лишь числом нейтронов.

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ — метастабильный ядерный изомер технеция-99 (^{99}Tc).
Медицинский радиоизотоп для диагностических процедур.

Импульс волновой — однократное возмущение, распространяющееся в пространстве или в среде.

Длина волны, λ — расстояние между ближайшими частицами, колеблющимися одинаковым образом (в одинаковой фазе) (рис. 66), $\lambda = vT$ (м), где v — скорость распространения волны.

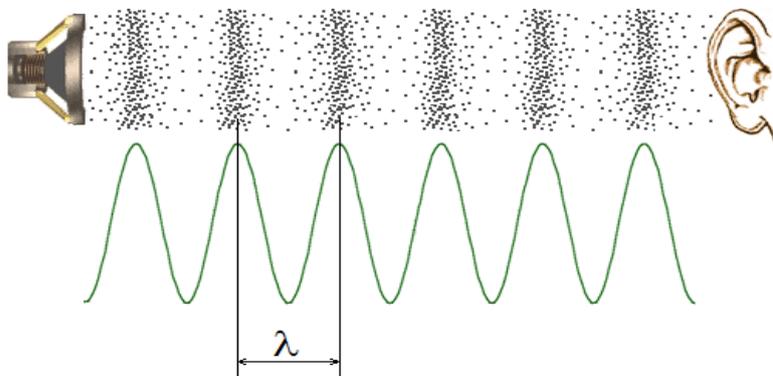


Рис. 66. Схематическое изображение звуковой волны

Интенсивность — средняя мощность, переносимая волной через единичную площадку, расположенную перпендикулярно направлению распространения волны; плотность потока энергии, то есть количество энергии, проходящей за единицу времени через единицу площади.

Инфразвук — звуковые волны, имеющие частоту ниже воспринимаемой человеческим ухом (менее 16 Гц).

Картирование — сбор информации для построения модели или графического отображения процесса.

Колебания — повторяющийся в той или иной степени во времени процесс изменения состояний системы около точки равновесия.

Магнитное поле — это особая форма материи, которая существует независимо от нас и обнаруживается с помощью проводников с током или магнитных стрелок.

Свойства магнитного поля:

1. Магнитное поле порождается только движущимися зарядами, в частности электрическим током.

2. В отличие от электрического поля магнитное поле обнаруживается по его действию на движущиеся заряды (заряженные тела).

3. Магнитное поле материально, т. к. оно действует на тело, следовательно, обладает энергией.

4. Магнитное поле обнаруживается по действию на магнитную стрелку.

Магнитный момент — векторная величина, характеризующая вещество как источник магнитного поля. Макроскопический магнитный момент создают замкнутые электрические токи и упорядоченно ориентированные магнитные моменты атомных частиц. У микрочастиц различают орбитальные магнитные моменты (напр., у электронов в атомах) и спиновые, связанные со спином частицы. Магнитный момент тела определяется векторной суммой магнитных моментов частиц, из которых тело состоит.

Период колебаний, T — время одного полного колебания.

Позитрон (от англ. *positive* «положительный» + *electron* «электрон») — античастица электрона. Относится к антивеществу, имеет электрический заряд $+1$, спин $1/2$, лептонный заряд — 1 и массу, равную массе электрона.

Позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ) — это лучевой томографический метод исследования внутренних органов человека, основанный на введении в организм радиоактивных изотопов в индикаторных количествах, способных накапливаться в поврежденных тканях, обладающих высокой метаболической активностью.

Преобразование Радона — интегральное преобразование функции многих переменных, родственное преобразованию Фурье. Важнейшее свойство преобразования Радона — обратимость, то есть возможность восстанавливать исходную функцию по её преобразованию Радона.

Пьезоэлектрический эффект — эффект возникновения поляризации диэлектрика под действием механических напряжений (*прямой пьезоэлектрический эффект*). Существует и *обратный пьезоэлектрический эффект* — возникновение механических деформаций под действием электрического поля.

Радиоактивность — способность ядер атомов радиоактивных изотопов распадаться с выделением освободившейся при распаде энергии в виде α , β и γ -излучения.

Радионуклид — радиоактивный атом с данным массовым числом и атомным номером A для изомерных атомов — и с определенным энергетическим состоянием атомного ядра.

Радионуклидные методы исследования — методы визуализации функционального и, отчасти, анатомического состояния органов и тканей, при помощи излучения, полученного от введенного внутрь РФП.

Радиофармацевтические препараты (РФП) — диагностические или лечебные средства, содержащие радиоактивные нуклиды.

Резонанс — явление резкого возрастания амплитуды вынужденных колебаний, которое наступает при приближении частоты внешнего воздействия к некоторым значениям (резонансным частотам), определяемым свойствами системы.

Спин — собственный момент импульса элементарной частицы или системы, образованной из этих частиц, напр. атомного ядра.

Сцинтилляторы — вещества, обладающие способностью излучать свет при поглощении ионизирующего излучения.

Удельное акустическое сопротивление — величина, равная отношению амплитуды звукового давления в среде к колебательной скорости ее части при прохождении через среду звуковой волны

Упругие волны — волны, распространяющиеся в жидких, твёрдых и газообразных средах за счёт действия упругих сил. При распространении таких волн в среде перемещаются малые упругие колебания.

Частота колебаний, f — число колебаний в единицу времени. $f = 1/T$, (Гц).

Ядерно-магнитный резонанс (ЯМР) — явление резонансного поглощения радиочастотной электромагнитной энергии веществом с ненулевыми магнитными моментами ядер, находящимся во внешнем постоянном магнитном поле.

ТЕСТОВЫЕ ЗАДАНИЯ

Учебный процесс направлен на формирование у студентов следующих компетенций: УК–1, ОПК–4.

Выберите один правильный ответ.

Тестовые задания к главе 1. Ультразвуковая диагностика

1. УЛЬТРАЗВУК — ЭТО ЗВУК, ЧАСТОТА КОТОРОГО НЕ НИЖЕ (ОПК–4)

- а) 15 кГц
- б) 20000 Гц
- в) 1 МГц
- г) 30 Гц
- д) 20 Гц

2. СКОРОСТЬ РАСПРОСТРАНЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКА ВОЗРАСТАЕТ, ЕСЛИ (УК–1)

- а) плотность среды возрастает
- б) плотность среды уменьшается
- в) упругость возрастает
- г) плотность, упругость возрастают
- д) плотность уменьшается, упругость возрастает

3. СКОРОСТЬ РАСПРОСТРАНЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКА ОПРЕДЕЛЯЕТСЯ (ОПК–4)

- а) частотой
- б) амплитудой
- в) длиной волны
- г) периодом
- д) средой

4. ИМЕЯ ЗНАЧЕНИЯ СКОРОСТИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКА И ЧАСТОТЫ, МОЖНО РАССЧИТАТЬ (УК–1)

- а) амплитуду
- б) период
- в) длину волны
- г) амплитуду и период

д) период и длину волны

5. СКОРОСТЬ РАСПРОСТРАНЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКА В ТВЕРДЫХ ТЕЛАХ ВЫШЕ, ЧЕМ В ЖИДКОСТЯХ, Т.К. ОНИ ИМЕЮТ БОЛЬШУЮ (ОПК–4)

- а) плотность
- б) упругость
- в) вязкость
- г) акустическое сопротивление
- д) электрическое сопротивление

6. УЛЬТРАЗВУК ОТРАЖАЕТСЯ ОТ ГРАНИЦЫ СРЕД, ИМЕЮЩИХ РАЗЛИЧИЯ В (УК–1)

- а) плотности
- б) акустическом сопротивлении
- в) скорости распространения ультразвука
- г) упругости
- д) скорости распространения ультразвука и упругости

7. ДЛЯ ТОГО ЧТОБЫ РАССЧИТАТЬ РАССТОЯНИЕ ДО ОТРАЖАТЕЛЯ, НУЖНО ЗНАТЬ (ОПК–4)

- а) затухание, скорость, плотность
- б) затухание, сопротивление
- в) затухание, поглощение
- г) время возвращения сигнала, скорость
- д) плотность, скорость

Тестовые задания к главе 2. Термография.

Формирование медицинских изображений

1. ЭНЕРГЕТИЧЕСКОЙ СВЕТИМОСТЬЮ НАЗЫВАЕТСЯ (УК–1)

- а) энергия излучения, испускаемая 1 м^2 поверхности
- б) интенсивность света, излучаемая 1 м^2 поверхности
- в) поток излучения, испускаемый 1 м^2 поверхности

2. ИСПУСКАТЕЛЬНОЙ СПОСОБНОСТЬЮ ТЕЛА НАЗЫВАЕТСЯ (УК–1)

- а) произведение энергетической светимости на ширину узкого интервала спектра
- б) отношение энергетической светимости узкого участка спектра к ширине этого участка
- в) отношение ширины узкого участка спектра к энергетической светимости тела

3. ПРАВИЛЬНОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЗАКОНА КИРХГОФА (УК–1)

- а) при одинаковой температуре отношение поглотательной способности тела к энергетической светимости одинаково для любых тел, в том числе и для чёрных
- б) при одинаковой температуре отношение испускательной способности к поглотательной способности тела одинаково для любых тел, в том числе и для чёрных
- в) при одинаковой температуре отношение испускательной способности тела к длине волны излучения одинаково для любых тел, в том числе и для чёрных

4. КАКОЙ ИНТЕРВАЛ ДЛИН ВОЛН СООТВЕТСТВУЕТ ИК-ИЗЛУЧЕНИЮ (ОПК–4)

- а) (380–760) нм
- б) (10^{-2} –0,4) мкм
- в) (740– 10^6) нм

5. КАКОЙ ИНТЕРВАЛ ДЛИН ВОЛН СООТВЕТСТВУЕТ УФ — ИЗЛУЧЕНИЮ (ОПК–4)

- а) (10–400) нм
- б) (380– 10^6) нм
- в) 760 нм–2 мм

6. ВЫРАЖЕНИЕ ЗАКОНА СТЕФАНА-БОЛЬЦМАНА (ОПК–4)

- а) $R = \sigma T^4$
- б) $R = 4\sigma T$
- в) $r_\omega = \sigma T^4$

7. ВЫРАЖЕНИЕ ЗАКОНА ВИНА (ОПК–4)

а) $\lambda_{\max} = \frac{b}{T}$

б) $\lambda_{\max} = bT$

в) $\lambda_{\min} = bT$

**Тестовые задания к главе 3. Физические основы применения
ионизирующего излучения в диагностике. Рентгенодиагностика**

1. В КАКИХ МЕТОДАХ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ ИСПОЛЬЗУЮТСЯ
РЕНТГЕНОВСКИЕ ЛУЧИ (ОПК–4)

- а) КТ
- б) термография
- в) МРТ
- г) УЗД

2. РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ ЭТО (УК–1)

- а) жесткое электромагнитное излучение
- б) поток заряженных частиц
- в) гамма — излучение
- г) направленный поток электронов

3. К РЕНТГЕНОВСКОМУ ИЗЛУЧЕНИЮ ОТНОСИТСЯ ОБЛАСТЬ ВОЛН
ДЛИНОЙ (УК–1)

- а) от 80 до 0,0001 нм
- б) от 400 до 0,76 мкм
- в) от 380 до 10 нм
- г) от 100 до 0,001 нм

4. РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ ГЕНЕРИРУЕТСЯ (ОПК–4)

- а) в повышающем трансформаторе
- б) в кенотроне
- в) на рентгеновском экране
- г) в рентгеновской трубке

5. СВОЙСТВА РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ (ВЫБЕРИТЕ НАИБОЛЕЕ ПОДХОДЯЩИЙ ВАРИАНТ ОТВЕТА) (ОПК–4)

- а) невидимо, распространяется прямолинейно, обладает большой проникающей способностью
- б) невидимо, распространяется прямолинейно, обладает малой проникающей способностью
- в) распространяется диффузно, сильно поглощается средой
- г) электромагнитное излучение видимой области спектра

6. ХАРАКТЕРИСТИЧЕСКОЕ РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ ВОЗНИКАЕТ ПРИ (ОПК–4)

- а) торможении электрона электростатическим полем атомного ядра и атомарных электронов вещества анода
- б) переходах между энергетическими уровнями внутренних оболочек в результате выбивания электронов
- в) торможении электрона электростатическим полем атомного ядра вещества катода
- г) торможении электрона электростатическим полем атомарных электронов вещества анода

7. ЧТО ЯВЛЯЕТСЯ РЕГИСТРИРУЮЩИМ УСТРОЙСТВОМ ПРИ КТ (ОПК–4)

- а) сцинтилляционные датчики
- б) пьезоэлектрические кристаллы
- в) рентгеновская пленка
- г) флуоресцирующий экран

Тестовые задания к главе 4. Магнитно-резонансная томография

1. РЕЛАКСАЦИЯ В МРТ (ОПК–4)

- а) потеря поперечной составляющей намагниченности за время T_2 и увеличение продольной составляющей намагниченности за время T_1
- б) жесткое электромагнитное излучение за время T_2 и увеличение продольной составляющей намагниченности за время T_1
- в) непрерывное изменение плотности магнитного потока B_0 при постоянной частоте
- г) гамма — излучение

2. ХИМИЧЕСКИЙ СДВИГ — ЭТО (УК–1)

- а) сдвиг атома под действием химии
- б) смещение частоты проявления ядра под действием химического окружения
- в) смещение константы экранирования

3. УКАЖИТЕ ВСЕ ВЕРНЫЕ УТВЕРЖДЕНИЯ (УК–1)

- а) в ядре сосредоточена практически вся масса атома; размер атома – это и есть размер самой дальней электронной оболочки
- б) практически вся масса атома сосредоточена в его электронной оболочке; размеры атома во много раз меньше размеров электронной оболочки; размеры атома – это и есть размеры электронной оболочки
- в) масса атома примерно пополам делится между ядром и электронной оболочкой; размеры атома во много раз больше размеров электронной оболочки
- г) размеры атома во много раз больше размеров электронной оболочки; в ядре сосредоточена практически вся масса атома

4. НАИБОЛЕЕ ИНФОРМАТИВНЫМ МЕТОДОМ ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ ГОЛОВНОГО МОЗГА ЯВЛЯЕТСЯ (ОПК–4)

- а) компьютерная томография
- б) ангиография
- в) рентгенография в 2-х проекциях
- г) МРТ

5. КАК ИЗМЕРИТЬ ЛУЧЕВУЮ НАГРУЗКУ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ МРТ? (ОПК–4)

- а) лучевая нагрузка отсутствует
- б) в рентгенах
- в) в бэрах
- г) в зивертах

6. ПРОТИВОПОКАЗАНИЕМ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ МАГНИТНОЙ-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ ЯВЛЯЕТСЯ (УК–1)

- а) бессознательное состояние больного
- б) состояние после лучевой терапии осложненное лейкопенией

- в) ранний послеоперационный период
- г) наличие кардиостимулятора

7. НАПРЯЖЕННОСТЬ МАГНИТНОГО ПОЛЯ В АППАРАТАХ МРТ ИЗМЕРЯЕТСЯ В ЕДИНИЦАХ (ОПК–4)

- а) Ампер
- б) Тесла
- в) Ватт
- г) Джоуль

Тестовые задания к главе 5. Радионуклидная диагностика

1. ЕДИНИЦЕЙ АКТИВНОСТИ НУКЛЕОТИДА ЯВЛЯЕТСЯ (УК–1)

- а) Беккерель/кг
- б) Рентген (Р)
- в) Беккерель (Бк)
- г) Кюри (К)

2. ПРИ ПОЗИТРОННОМ β - РАСПАДЕ ПРОИСХОДИТ (УК–1)

- а) превращение одного из протонов в нейтрон
- б) превращение одного из нейтрона в позитрон
- в) превращение одного из позитрона в электрон
- г) превращение нейтрино в антинейтрино

3. ДОЗИМЕТРОМ ЯВЛЯЕТСЯ ПРИБОР ДЛЯ (ОПК–4)

- а) измерения экспозиционной дозы рентгеновского или γ - излучения
- б) измерения поглощенной дозы рентгеновского излучения
- в) измерения экспозиционной дозы γ - излучения
- г) измерения поглощенной дозы рентгеновского или γ - излучения

4. ЕДИНИЦЕЙ ИЗМЕРЕНИЯ МОЩНОСТИ ДОЗЫ ИЗЛУЧЕНИЯ ЯВЛЯЕТСЯ (УК-1)

- а) 1 Вт
- б) 1 Дж/кг
- в) 1 рад/с
- г) 1 Р/с

5. ПОД РАДИОАКТИВНОСТЬЮ ПОНИМАЕТСЯ (ОПК–4)

- а) переход ядер в устойчивое положение

- б) испускание ядрами электромагнитного излучения
- в) самопроизвольный распад неустойчивых ядер с испусканием других ядер или элементарных частиц
- г) излучение или поглощение энергии атомами

6. ЭКВИВАЛЕНТНАЯ ДОЗА ИЗМЕРЯЕТСЯ (УК–1)

- а) Гр/с
- б) бэр
- в) Р
- г) Зв

7. ПОЧЕМУ ВОЗНИКАЕТ НЕОБХОДИМОСТЬ ПРОИЗВОДСТВА ИЗОТОПОВ ПРИ МЕТОДЕ ЭМИССИОННОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ НА МЕСТЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ (ОПК–4)

- а) метод эмиссионной КТ предполагает использовать только изотопы водорода
- б) метод эмиссионной КТ предполагает использовать изотопы с ультракороткими временами полураспада
- в) метод эмиссионной КТ предполагает использовать изотопы с длинными периодами полураспада
- г) при методе эмиссионной КТ нет необходимости использования изотопов

КОНТРОЛЬНОЕ ЗАДАНИЕ

Для подготовки к зачёту заполните таблицу.

Определение метода	Определение физического явления лежащего в основе метода	Взаимодействие с веществом (Что оказывает воздействие на человека? С чем взаимодействует в организме человека? Что регистрируется?)	Свойства полученного изображения	Применение (в диагностике чего)
МРТ	Ядерно-магнитный резонанс- (формулировка определения)	Регистрация излучения в результате взаимодействия с протонами, находящимися	Функциональное	Постановки первичного диагноза; МРТ с контрастом дает возможность: определить границы распространения опухоли; уточнить количество, размеры и локализацию метастазов;
УЗИ				
РКТ				
ПЭТ				
ОФЭКТ				

ЭТАЛОНЫ ОТВЕТОВ К ТЕСТОВЫМ ЗАДАНИЯМ

Глава 1		Глава 2		Глава 3		Глава 4		Глава 5	
<i>Вопрос</i>	<i>Ответ</i>								
1	б	1	в	1	а	1	а	1	а
2	д	2	б	2	а	2	б	2	а
3	д	3	б	3	г	3	а	3	а
4	д	4	в	4	г	4	г	4	в
5	б	5	а	5	а	5	а	5	в
6	б	6	а	6	б	6	г	6	в
7	г	7	а	7	а	7	б	7	б

РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА

Основная:

1. Медицинская и биологическая физика [Электронный ресурс]: учебник / А.Н. Ремизов. — 4-е изд., испр. и доп. — Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2018. — Режим доступа: ЭБС «Консультант студента» <http://www.studmedlib.ru/book/ISBN9785970446232.html>
2. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика: учебник / А.Н. Ремизов. — Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2016. — 656 с.
3. Антонов В.Ф. Физика и биофизика: учебник. / В.Ф. Антонов, Е.К. Козлов, А.М. Черныш. — Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2015. — 472 с.

Дополнительная:

1. Ливенцев Н.М. Курс физики / Н.М. Ливенцев. — Санкт-Петербург: Лань, 2012. — 672 с.
2. Черняев А.П. Физические методы визуализации в медицинской диагностике: учебное пособие / А.П. Черняев, Д.В. Волков, Е.Н. Лыкова. — Москва: ООП физического факультета МГУ, 2019. — 112 с.
3. Hobbie R.K. Sound and Ultrasound. In: Intermediate Physics for Medicine and Biology / R.K. Hobbie, B.J. Roth. — Springer, Cham, 2015. — 629 p.
4. Черняев А.П. Физические методы визуализации в медицинской диагностике: учебное пособие / А.П. Черняев, Д.В. Волков, Е.Н. Лыкова. — Москва: ООП физического факультета МГУ, 2019. — 112 с.
5. Атьков О.Ю. Ультразвуковое исследование сердца и сосудов / О.Ю. Атьков, Т.В. Балахонова, С.Г. Горохова. — Москва: ЭКСМО, 2015. — 456 с.
6. Zhou Y. Principles and Applications of Therapeutic Ultrasound in Healthcare / Y. Zhou. — Boca Raton: CRC Press, 2015. — 378 p.

7. Физика и биофизика. Руководство к практическим занятиям: учебное пособие / В.Ф. Антонов, А.М. Черныш, Е.К. Козлова, А.В. Коржуев. — Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2013. — 336 с.
8. Kalaitzakis E. Therapeutic Endoscopic Ultrasound / E. Kalaitzakis, P. Vilmann, M.S. Bhutani. — Springer International Publishing, 2020. — 277 p.
9. Bouakaz A., Zeghimi A., Doinikov A. A. Sonoporation: Concept and Mechanisms // Therapeutic Ultrasound. Advances in Experimental Medicine and Biology, vol. 880 / Escoffre J. — Moscow: Bouakaz A. Springer, Cham, 2016. — pp. 175-189.
10. Moros E. Physics of Thermal Therapy. Fundamentals and Clinical Applications / E. Moros. — Boca Raton: CRC Press, 2013. — 375 p.
11. Хижняк Л.Н. Диагностические возможности матричной инфракрасной термографии. Проблемы и перспективы / Л.Н. Хижняк, Е.П. Хижняк, Г.Р. Иваницкий // Вестник новых медицинских технологий. — 2012. — Т. XIX, № 4. — С. 170–176.
12. Морозов А.М. Медицинская термография: возможности и перспективы / А.М. Морозов, Е.М. Мохов, В.А. Кадыков, А.В. Панова // Казанский медицинский журнал. — 2018. — Т. 99, № 2. — С. 264–270.
13. Маевский Е.И. Настоящее и будущее инфракрасной термографии / Е.И. Маевский, Л.Н. Хижняк, С.В. Смуров, Е.П. Хижняк // Известия института инженерной физики. — 2015. — Т. 35, № 1. — С. 2–12.
14. Егранов А.В. Методы экспериментальной физики конденсированного состояния: Взаимодействие ионизирующих излучений с веществом: учебное пособие / А.В. Егранов. — Иркутск: Иркутский университет, 2013. — 114 с.
15. Takahashi S. Illustrated Computer Tomography: A Practical Guide to CT Interpretations / S. Takahashi, S. Sakuma, Kaneko. — Moscow: Springer Science & Business Media, 2012. — 308 p.
16. Чадов В.Б. О некоторых примерах для иллюстрации метода Радона / В.Б. Чадов // Инженерный вестник. — 2015. № 9. — С. 1011–1015.

17. Волков В.А. Ряды Фурье. Интегральные преобразования Фурье и Радона: учебно-методическое пособие / В.А. Волков. — Екатеринбург: Уральский федеральный университет, 2014. — 32 с.
18. Meredith W.J. Fundamental Physics of Radiology / W.J. Meredith, J.V. Massey: Elsevier Science, 2013. — 718 p.
19. Бекман И.Н. Радиационная и ядерная медицина: физические и химические аспекты: учебное пособие / И.Н. Бекман. — Щёлково: Мархотин П.Ю., 2012.
20. Антонов В.Ф. Физика и биофизика. Руководство к практическим занятиям [Электронный ресурс]: учеб.пособие / В.Ф. Антонов [и др.]. — Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2013. — Режим доступа: ЭБС «Консультант студента» <http://www.studmedlib.ru/book/ISBN9785970426777.html>
21. Kane S.A. Introduction to physics in modern medicine / S.A. Kane, B.A. Gelman. — CRC Press, 2020.

Хажина Светлана Ильдаровна
Войтик Виталий Викторович
Кудрейко Алексей Альфредович
Зелеев Марат Хасанович
Юсупова Зульфия Дамировна

**Физические основы визуализации
медицинских изображений**

Учебное пособие

Подписано к печати 25.03.2022 г.
Отпечатано на цифровом оборудовании
с готового оригинал-макета, представленного авторами.
Формат 60x84 1/16. Усл.-печ. л. 8,31.
Тираж 130 экз. Заказ № 21.

450008, г. Уфа, ул. Ленина, 3,
Тел.: (347) 272-86-31, e-mail: izdat@bashgmu.ru
ФГБОУ ВО БГМУ Минздрава России