

Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова
Физический факультет



БИБЛИОТЕКА МЕДИЦИНСКОГО ФИЗИКА

А.П. Черняев, Д.В. Волков, Е.Н. Лыкова

ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ В МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ

Учебное пособие

*Рекомендовано методической комиссией
отделения ядерной физики
физического факультета МГУ*

Москва
2019

УДК 61:53(075.9)

ББК 53.6

Ч 49

Ч 49 Черняев А.П., Волков Д.В., Лыкова Е.Н.

Физические методы визуализации в медицинской диагностике: Учеб. пособие — М.: ООП физического факультета МГУ, 2019. — 112 с. — (Серия «Библиотека медицинского физика»)

ISBN 978-5-6042768-0-8

Серия основана в 2017 году.

Редакционная коллегия: д. ф.-м. н. А. П. Черняев (главный редактор); д. б. н. В. В. Розанов (зам. главного редактора); д. т. н. Б. Я. Наркевич; к. ф.-м. н. С. М. Варзарь; к. ф.-м. н. А. В. Белоусов; к. ф.-м. н. П. Ю. Борщеговская; к. ф.-м. н. У. А. Близнюк; к. т. н. М. В. Желтоножская; Е. Н. Лыкова

Пособие предназначено для студентов, аспирантов, докторантов и специалистов, обучающихся по программе переподготовки Медицинская физика. Также может быть полезным для медицинских физиков, рентгенлаборантов и врачей, работающих в отделениях лучевой диагностики. В данном пособии рассматриваются современные методы визуализации: история их развития, физические основы, область применения и классификация получаемых изображений. Представлены их ограничения и недостатки. В приложении приведены актуальные статистические данные по использованию методов в клинической практике в России.

УДК 61:53(075.9)

ББК 53.6

ISBN 978-5-6042768-0-8

© Коллектив авторов, 2019

Содержание

Введение	4
Глава 1. Рентгенодиагностика.....	17
1.1. Физические механизмы взаимодействия рентгеновского излучения с веществом.....	18
1.2. Рентгеновские приборы	28
1.3. Методы рентгенодиагностики	31
1.4. Компьютерная томография.....	36
Глава 2. Магнитно-резонансная томография.....	54
2.1. Физические основы МРТ	54
2.2. Конфигурация МР-томографа.....	61
2.3. Виды и качество изображений.....	67
Глава 3. Радионуклидная диагностика.....	73
3.1. Физические основы радионуклидной диагностики.....	75
3.2. Гамма камера	80
3.3. Однофотонная эмиссионная компьютерная томография.....	86
3.4. Позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ).....	89
3.5. Позитронно-эмиссионная томография, совмещенная с КТ или МРТ	98
Заключение.....	101
Контрольные вопросы	102
Задачи	106
Литература.....	108
Приложение.....	109

Введение

Исследование строения вещества привело к открытию проникающих излучений. Ю. Плюккером в 1859 г. были открыты катодные лучи, а в 1895 г. В. Рентген обнаружил, что при попадании их на анод возникают X-лучи или рентгеновское излучение¹. В 1896 г. А. Беккерелем открыта радиоактивность некоторых видов вещества, а в 1897 г. Д. Томсон установил, что катодные лучи состоят из элементарных частиц — электронов. В 1899 г. Э. Резерфордом были открыты частицы, составляющие радиоактивные лучи. С этого времени, особенно после открытия В. Рентгеном возможности получать снимки костной ткани животных и человека, началось использование ионизирующих излучений в медицине.

Уже через две недели после сообщения В. Рентгена открытое им X-излучение в США применили в медицине для исследования переломов костей. Уже в начале 1896 года ученые документировали повреждающее действие на кожу рентгеновского излучения, а в ноябре того же года Леопольд Фройнд провел спланированное облучение волосяного невуса². В 1901 г. А. Данлос использовал радиоизотопы при лечении больного туберкулезом, а в 1903 году А. Белл стал предполагать в опухоли или около нее препараты радия.

Возможности новых «лучей» не остались без внимания со стороны физиков и врачей России. В первых числах января

¹ Рентгеновским излучением считается электромагнитное излучение с энергией от 30 эВ до 250 кэВ.

² Волосяной невуc — аномалия развития: избыточное разрастание волос на ограниченном участке, иногда с наличием недоразвитых или неправильно сформировавшихся волосяных фолликулов.

1896 года В. Рентген разослал отписки своей статьи коллегам в несколько стран, в том числе в Московский университет приват-доценту физики П. Н. Лебедеву. В конце месяца П. Н. Лебедев прочитал лекцию «Об открытых Рентгеном X-лучах», сопровождая ее показом рентгенограмм, которые сделал в ходе совместных с Н. В. Доброхотовым и Н. Н. Георгиевским опытов. В феврале 1896 года в Петербургском университете И. И. Боргман во время доклада получил два рентгеновских снимка, а В. Н. Тонков в Медико-хирургической академии доложил о рентгенологическом изучении роста костей. В том же году в Военно-медицинской академии был воспроизведен опыт А. Беккереля. Одним из первых исследованием радиоактивности в России стал заниматься изобретатель радио А. С. Попов, который в 1902 году создал прибор для измерения «напряжения электрического поля атмосферы с помощью ионизационного действия солей радия». Через год профессор физики Московского университета А. П. Соколов исследовал радиоактивность минеральных вод Кавказа. В дальнейшем им был организован первый в стране учебный практикум по радиоактивности. Начало применения радиоизотопов в отечественной медицине также связано с Московским университетом, при котором осенью 1903 года был образован Московский онкологический институт (в настоящее время МНИОИ имени П. А. Герцена). В нем практиковалось лечение с использованием препаратов радия, которые институту подарили лично Мария и Пьер Кюри. Первой крупной монографией, посвященной радиобиологии и медицинской радиологии, стала книга русского ученого Е. С. Лондона «Радий в биологии и медицине» (1911).

В начале двадцатого века рентгеновские аппараты уже устанавливали на кораблях для обследования раненых. В 1918 г. в России была образована первая рентгенологическая клиника. Рентгеновское излучение быстро нашло

применение не только в диагностике, но и в терапии онкологических заболеваний. Примерно до начала тридцатых годов прошлого века проникающие излучения получали в рентгеновских трубках и из естественных источников. Энергия используемого в медицинских целях рентгеновского излучения составляла от 100 эВ до 200 кэВ. С начала XX века количество рентгеновских установок в разных странах стало увеличиваться нарастающими темпами.

30-е годы. На рубеже конца 20-х-30-х гг. зарождалась и ядерная медицина³, использующая радиоактивные изотопы для диагностики и терапии. Впервые в клинической практике радионуклиды были применены в 1927 году, когда Блумгарт и Вейс использовали газ радон для оценки гемодинамики у больных сердечной недостаточностью. Первое применение радиоизотопа ^{131}I для диагностики заболеваний щитовидной железы относится к концу тридцатых годов, когда Герцем был впервые задействован радиоизотоп ^{131}I для диагностики заболеваний щитовидной железы.

Достижения физики ускорителей создали фундамент для более широкого применения радиоактивных изотопов. В начале тридцатых годов Э. Лоуренсом был построен резонансный кольцевой ускоритель — циклотрон. Он вместе с С. Ливингстоном показали возможность наработки на циклотроне радиоизотопов. Именно на циклотронах было открыто большинство искусственных радиоактивных изотопов, нашедших применение в ядерной медицине и лучевой терапии, в том числе и первый радионуклид $^{99\text{m}}\text{Tc}$, а также хорошо известный ^{60}Co , синтезированные на циклотроне в Беркли Д. Ливингудом и Г. Сиборгом в 1938 году. Эти работы стали преддверием эры ядерной медицины, игра-

³ Ядерной медициной называют направление, включающее такие ядерно-физические технологии в медицине, которые базируются на использовании радиоактивных изотопов.

ющей существенную роль в развитии лучевой диагностики и терапии, в первую очередь, для лечения опухолей.

40-годы. Широкое терапевтическое использование изотопов и развитие ядерной медицины связано с пуском первого ядерного реактора в США в 1942 году, когда появилась возможность интенсивной наработки разнообразных радиоактивных изотопов и их поставки потребителям. Время начала поставок изотопов, относящееся к 1946 г., считается датой зарождения современной ядерной медицины, использующей для диагностики и терапии радиоактивные излучения изотопов.

В 1945 г. две независимые группы американских физиков под руководством Феликса Блоха (Стэнфордский университет) и Эдварда М. Парселла (Гарвардский университет) наблюдали явление ядерного магнитного резонанса (ЯМР)⁴ в твёрдых телах и впервые зарегистрировали сигналы ЯМР, продемонстрировав явление ЯМР в блочных материалах, за что оба в 1952 были удостоены Нобелевской премии по физике.

50-е годы. Помимо этого, в диагностике стали развивать методы получения изображений органов человека с помощью радиофармпрепаратов. В 1949 г. Коуплендом и Бенжамином была предложена идея принципиально нового диагностического прибора — гамма-камеры, представляющей собой двухкоординатный сканер с сцинтилляционными счетчиками. Основной вклад в развитие этого метода сканирования и создание гамма-камер, начиная с 1952 г., внесли Энгер и Мэллард.

Первый прототип позитронно-эмиссионного томографа появился также в 1952 г. в Массачусетском госпитале. Он

⁴ В 1937 году Изидор Раби впервые исследовал явление ЯМР в молекулярных пучках. В 1944 г. Раби получил Нобелевскую премию по физике. В России первые работы по ЯМР принадлежат Е.Н. Завойскому (Казанский государственный университет).

имел два детектора на основе йодистого натрия, расположенных друг против друга, и позволял получать изображения, основанные как на обнаружении совпадения событий, так и на дисбалансе. Однако проводимые на нем исследования ещё нельзя было назвать томографическими, так как в итоге врачи получали всего одно двумерное изображение, а не их последовательность.

Серьёзной проблемой в развитии диагностической техники была низкая скорость обработки информации. С появлением вычислительной техники эта проблема была снята, а одной из последующих задач диагностики стало получение трехмерных изображений. Развитие этих методов диагностики с использованием компьютерной техники в режиме реального времени легло в основу однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ) развитие которой относится к середине шестидесятых годов (1963–1964 гг.).

Все эти исследования сформировались в медицинскую специальность — радиологию. В эти годы новая научная дисциплина, занимающаяся внедрением ядерно-физических технологий в медицинскую практику, стала называться медицинской физикой. В шведском университете в г. Упсала первых специалистов — медицинских физиков выпустили в 1955 году.

60-е годы. В 1960–70 годы среди диагностического оборудования одними из наиболее эффективных медицинских приборов стали гамма-камеры, действующие на основе радиоактивных изотопов. В клиниках они были основным техническим средством визуализации изображений злокачественных образований.

Решающий вклад был сделан в современную диагностику. В основе этих явлений лежали открытие ядерного магнитного резонанса (ЯМР), на принципе которого были созданы магнитно-резонансные томографы (МРТ). Создание

быстрых компьютеров, позволяющих обрабатывать большое число рентгеновских снимков, стало основой для создания компьютерных томографов (КТ).

В 1968 г. советские ученые Э. Л. Андроникашвили и Г. М. Мревлишвили показали различия в состояниях воды между опухолевой и здоровой тканью в ЯМР экспериментах.

Хотя первые томографы, основанные на явлении ЯМР, были созданы за рубежом, идея получения такого изображения принадлежит советскому физическому В. А. Иванову. Изобретение, предложенное им в 1960 г. было основано именно на явлении магнитного резонанса и, по мнению автора, должно было использоваться в медицине. В марте 1960 г. В. А. Иванову было выдано авторское свидетельство Государственным комитетом СССР по делам изобретений и открытий.

Метод компьютерной томографии в 1961 г. предложил американский нейрорентгенолог Вильям Ольдендорф⁵, а в 1963 математик Алан Кормак (США) провел лабораторные эксперименты по рентгеновской томографии и показал выполнимость реконструкции изображения. Первая вполне качественная томограмма головного мозга человека получена в 1972 году.

70-е годы. Это десятилетие ознаменовано решающими открытиями в сфере компьютерной и магнитно-резонансной томографии.

В 1972 г. химик Пол К. Лаутербур (Государственный университет Нью-Йорка) сформулировал принципы ЯМР ото-

⁵ Впервые задача реконструкции изображения была рассмотрена в 1917 году австрийским математиком Иоганном Радоном, который вывел зависимость поглощения рентгеновского излучения от плотности вещества на некотором луче зрения. Данная задача на много лет была отложена в сторону, и лишь в 1956–58 гг. советские учёные С. И. Тетельбаум, Б. И. Корнблюм и А. А. Тютин из Киевского политехнического института разработали первую систему реконструкции рентгеновских медицинских изображений.

бражения, предложив использовать переменные градиенты магнитного поля для получения двумерного МР-изображения. В своем ставшем классическим эксперименте Лаутербур использовал переменные градиенты магнитного поля для того, чтобы зафиксировать и разделить сигналы от двух малых образцов воды, находящихся в пробирках диаметром 1 мм. Таким образом было получено первое ЯМР изображение.

В 1973 инженер-исследователь Годфри Хаунсфилд⁶ (Великобритания) разработал первую на западе коммерческую систему — сканер головного мозга английской фирмы ЕМI. Он позволял получать изображения с разрешением 80x80 пикселей (размер пиксела 3 мм). Получение одного изображения требовало 4,5 минуты на сбор данных и 1,5 минуты на реконструкцию.

В 1974 университете штата Пенсильвания Майкл Тер-Погосян создал первый ПЭТ-сканер — PENN-ПЭТ. Он состоял из шести датчиков, расположенных вокруг отверстия для пациента в виде шестиугольника диаметром 50 см. PENN-ПЭТ имел разрешение 5,5 мм и был менее сложен и дорог, чем системы с кольцом детекторов.

В 1975 г. Ричард Эрнст (Швейцария) предложил использовать в МР томографии фазовое и частотное кодирование и Фурье преобразования, метод, который используется в МРТ в настоящее время. В 1991 г. за достижения в области импульсной МР томографии Эрнст был удостоен Нобелевской премии по химии.

В 1976 Сэр Питер Мэнсфилд (Великобритания) предложил эхо-планарное отображение (ЕРI), самую общую быструю ЯМР методику⁷. Однако только в 1987 г. усовершенствование

⁶ В 1979 Г. Хаунсфилду и А. Кормаку за выдающийся вклад в развитие КТ была присуждена Нобелевская премия в области медицины.

⁷ В 2003 г. Пол К. Лаутербур и Сэр Питер Мэнсфилд получили Нобелевскую премию в области физиологии и медицины за изобретение магнитно-резонансной томографии.

оборудования сделало возможным получение EPI изображений в клинической практике примерно за 30 мс.

В 1977 компания Siemens выпустила первый whole-body рентгеновский компьютерный томограф SOMATOM, позволяющий проводить сканирование всего тела пациента. Это достигалось, во-первых, за счет большого 54 см зазора и, во-вторых, за счет быстрой компьютерной обработки. За одно вращение компьютер обрабатывал 92 000 измеренных величин и создавал изображение. Siemens SOMATOM относился ко третьему поколению КТ-томографов, в которых рентгеновская трубка может совершать непрерывное вращение вокруг пациента. и позволял получить изображение одного 4 мм среза за 2.5 с в быстром режиме.

КТ-томографы третьего поколения быстро распространились в клинической практике и стали стандартом в исследованиях лучевой диагностики.

С 1979 г. некоторые ведущие фирмы начали выпускать компьютерные томографы четвертого поколения. В этих аппаратах детекторы (1100–1200 штук) расположены по кольцу и не вращаются. Во время сканирования движется только рентгеновская трубка, что позволяет уменьшить время получения томограммы до (1–1,5) с при повороте трубки на 360°.

На рубеже 70-х-80-х гг. XX века эксперименты по потреблению опухолями глюкозы, меченой радиоактивными изотопами углерода и фтора, которые испытывали β^{\pm} -распад, привели к идее диагностики патологий в теле человека по регистрации на совпадение двух фотонов, возникающих при аннигиляции позитронов. Эти работы и заложили основы позитронной эмиссионной томографии⁸ (ПЭТ).

⁸ В 1931 году Ворбург обнаружил, что злокачественные опухоли отличаются повышенным уровнем потребления глюкозы. В 1977 году Соколов предложил измерять локальный уровень метаболического потребления глюкозы в

80-е годы. Успехи, достигнутые с помощью КТ в диагностике различных заболеваний, способствовали быстрому техническому совершенствованию аппаратов и значительному увеличению числа их моделей. В 1980 г. только в США было зарегистрировано 2030 томографов.

В начале 1980-х появились электронно-лучевые томографы (томографы пятого поколения). В них поток электронов создается неподвижной электронно-лучевой пушкой, расположенной за томографом. Высокая скорость получения изображений томографами пятого поколения позволяет проводить кинематографическое сканирование сердца в режиме реального времени.

В 1988 году фирма Siemens выпустила первый спиральный компьютерный томограф SOMATOM Plus. Технология спирального сканирования позволила значительно сократить время, затрачиваемое на КТ-исследование, и существенно уменьшить лучевую нагрузку на пациента. Так, 3D-визуализация травм лица на спиральном томографе занимала 26 минут, в то время как на пошаговом — 63 минуты.

90-е годы. В 1992 году, компанией Elscint Co был предложен метод многосрезовой КТ — МСКТ. Главным отличием такой томографии стало наличие не одного, а двух и более детекторов в томографе четвертого поколения. В том же году был представлен первый двухсрезовой МСКТ томограф, обладающий двумя рядами детекторов, а в 1998 году — четырехсрезовой с 4-мя рядами соответственно. Помимо количества детекторов также было увеличено число оборотов

мозгу крыс с помощью дезоксиглюкозы меченой радиоактивным изотопом углерода. Фелпс в 1979 году предложил измерять тот же параметр у людей с помощью дезоксиглюкозы меченой радиоактивным изотопом фтора ^{18}F (фтородезоксиглюкозы). Фтородезоксиглюкоза (ФДГ) является аналогом глюкозы на нескольких этапах ее метаболизма, но, в отличие от глюкозы, метаболизм ФДГ прекращается преждевременно и ее продукт накапливается в тканях. Радиоактивный изотоп ^{18}F ($T = 109$ мин) распадается, испуская позитрон, β^+ . Эти работы и заложили основы позитронной эмиссионной томографии.

трубки до двух раз в секунду, что сделало возможным еще больше снизить время обследования и повысить качество изображения.

Развитие физических методов в эти годы связано с успешными разработками установок, позволяющих совмещать два или три метода томографии. Онкохирург Руди Эгели (Rudi Egeli) из Женевского университета предложил разместить в зазорах между датчиками ПЭТ-сканера оборудование для проведения компьютерной томографии. Его идеи реализовала группа Дэвида Таунсенда разработала ПЭТ/КТ томограф, в котором ПЭТ-визуализация молекулярных процессов была совмещена со структурным КТ-изображением.

Первый позитронно-эмиссионный томограф для исследования «всего тела» в России начал функционировать в 1997 году на базе Российского научного центра радиологии и хирургических технологий.

Методы лучевой терапии были совмещены с методами диагностики в аппарате томотерапии⁹. Суть установки заключается в том, что вместо источника рентгеновского излучения, применяемого в компьютерном томографе, используется небольшой ускоритель электронов. Он объединяет в одном аппарате возможности диагностики компьютерного томографа и радиохирургического уничтожения онкологических очагов пучками тормозных фотонов из ускорителя электронов.

XXI век. К началу двадцать первого века достижения ядерных технологий в медицинской диагностике привели к широкому распространению диагностической и исследовательской техники (гамма-камер, ОФЭКТ, КТ, МРТ, ПЭТ, а всевозможные модификации рентгеновских установок в большом количестве действуют почти во всех странах мира.

⁹ Этот метод был изобретен в США в 1990 г., а впервые на практике спиральная томотерапия начала применяться с 2002 г.

Ядерно-физические методы в медицине к настоящему времени сформировались в три крупных направления: лучевую терапию, ядерную медицину и лучевую диагностику (рис. 1).

Наиболее емкой по количеству действующей медицинской техники стала лучевая диагностика. Она включает в себя как радионуклидную, так и рентгеновскую и магнитно-резонансную диагностику. Это различные виды томографов (МРТ, ОФЭКТ, КТ, ПЭТ) и гамма-камеры. Таких установок без учета рентгеновских установок примерно 85%. Количество используемых в ядерной медицине диагностических приборов (гамма-камер и ОФЭКТ) не уменьшается, несмотря на то, что мощную конкуренцию им создают компьютерные и ПЭТ томографы.

В ядерной медицине развито большое число методик использующих радиоактивные изотопы. Таких изотопов для медицины производится более 50 видов. Для их производства используются циклотроны с энергией 4–30 МэВ, а также научные и промышленные реакторы.

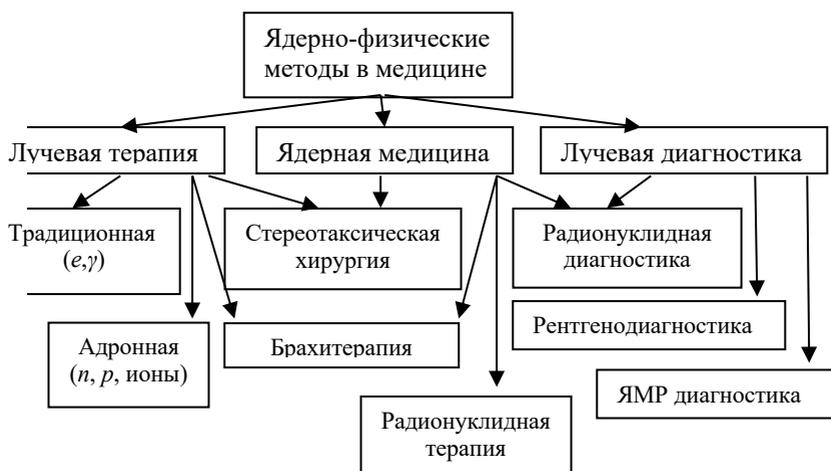


Рис. 1. Структура ядерно-физических технологий, действующих в медицине

В последние годы все большее внимание уделяется контролю за величиной дозы в процессе облучения (в режиме реального времени), разрабатываются методы определения переданной дозы в процессе облучения. Совмещение лучевой терапии и лучевой диагностики осуществляется, например, при томотерапии. Для повышения качества диагностики создаются комплексы совмещающие, например, два вида томографии — ПЭТ и КТ, и даже три — ОФЭКТ+ПЭТ+КТ. В центрах диагностики для подготовки высокоточного и эффективного плана обследования пациентов одновременно используют магниторезонансный (МРТ), компьютерный (КТ) и позитрон-эмиссионный (ПЭТ) томографы.

На данный момент в мире существует примерно 10–11 млн. единиц установок, приборов и устройств, использующих ионизирующие излучения. К источникам ионизирующих излучений относятся приборы, оборудование, использующие рентгеновское излучение, искусственные и естественные радиоактивные изотопы, а также ускорители заряженных частиц. Основную часть составляют рентгеновские приборы и различные типы источников с радиоактивными изотопами — соответственно ~36% и ~62%. Всей остальной техники, создающей и использующей ионизирующие излучения, по количеству единиц мало (~2%), но эта техника чрезвычайно высокотехнологичная и очень дорогостоящая (конечно, о стоимости реакторов речь даже не идет). Одних приборов для лучевой диагностики действует более 94 тысяч. Они включают в себя более 40 тысяч компьютерных томографов и 30 тысяч магнитно-резонансных томографов, а также 19 тысяч ОФЭКТ и гамма-камер, более 4 тысяч ПЭТ-сканеров.

В России в диагностике работает около 140 гамма-камер и ОФЭКТ, компьютерных томографов (КТ) — 1000, МРТ томографов — 500, функционирует 7 центров ПЭТ томографии, в состав которых входит циклотрон, и еще 22 ПЭТ сканера.

В России в ядерной медицине используется 45 видов изотопов, из них в стране производится лишь 25. Действует 5 центров радионуклидной терапии, 4 центра радионуклидной диагностики и 130 отделений радиационной терапии.

Реальные изменения в качестве обслуживания населения России произойдут, когда широкая сеть медицинских учреждений будет оснащена всей высокотехнологичной аппаратурой, позволяющей использовать самые современные возможности лучевой диагностики. Кроме того, должны произойти качественные изменения в подготовке врачей. Они должны уметь обращаться с этой сложной аппаратурой и полноценно расшифровывать результаты исследований, получаемых на ней. Это сделает диагностику основных заболеваний человека существенно более ранней и достоверной, причем не только в крупных научно-исследовательских и клинических центрах, но и в обычных поликлиниках и районных больницах. Именно сюда обращается подавляющее большинство больных при возникновении каких-либо тревожных симптомов. От уровня работы именно этих лечебно-диагностических учреждений в конечном итоге зависит ранняя и своевременная диагностика, а следовательно, во многом и результаты лечения подавляющего большинства болезней.

Глава 1.

Рентгенодиагностика

Радиационные технологии в медицине можно условно разделить на три больших направления: лучевую терапию, ядерную медицину и лучевую диагностику. Однако границы между ними весьма условны, поскольку одной из актуальных задач современной медицинской физики является совмещение в одной установке и диагностических и терапевтических возможностей, т.е. осуществление контроля за ходом облучения в реальном времени. Кроме того, изотопы используются и в лучевой терапии и диагностике, и в ядерной медицине.

В отдельное самое распространенное направление радиационных технологий, действующих в медицине, выделим направление, связанное с рентгеновским излучением. Несмотря на то, что оно базируется на законах физики атома, эти же законы действуют и в физике ядра. А граница энергий излучений атома и ядра весьма условна.

Рентгеновское излучение¹⁰ очень широко используется в диагностике, но также применяется и в терапии онкологических заболеваний. В диагностических целях широко используются методы рентгенологического исследования — рентгеноскопия, рентгенография, рентгеновская компьютерная томография (РКТ или КТ),. Структура использования рентгеновского излучения представлена на рис.1.1.

¹⁰ Рентгеновское излучение — это электромагнитное ионизирующее излучение, занимающее спектральную область между γ -излучением и ультрафиолетовой областью. Оно представляет собой фотоны низких энергий от единиц до ~ 250 кэВ, длина волны которых лежит в диапазоне 10^{-12} – 10^{-8} м, а частота составляет 10^{16} – 10^{20} Гц.

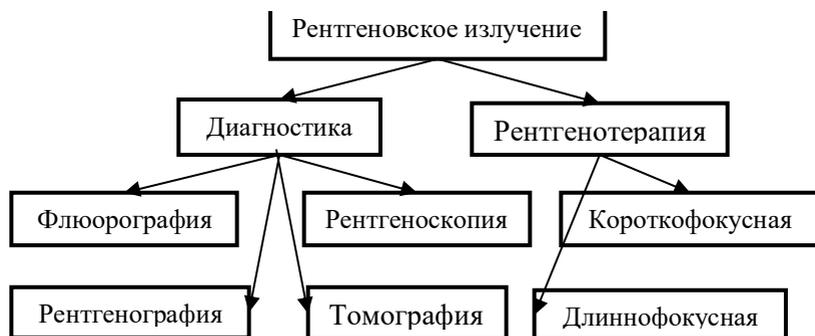


Рис.1.1. Структура рентгеновских методов в медицине

1.1. Физические механизмы взаимодействия рентгеновского излучения с веществом

С веществом рентгеновское излучение взаимодействует либо в результате когерентного рассеяния, фотоэффекта, либо в результате комптоновского эффекта.

Воздействие на ткани человека ионизирующего излучения существенно зависит от типа частиц, проходящих через ткань, и их энергии. При этом основной причиной радиационных эффектов в веществе является поглощение им энергии ионизирующих частиц. Ее мерой в дозиметрии считается поглощенная доза.

Любое вещество, в том числе и биологическая ткань, при прохождении частиц одной и той же энергии на разных глубинах поглощает различную долю энергии ионизирующих частиц. Такая зависимость называется глубинным распределением дозы, она определяется типом частиц и их энергией.

Максимальное значение дозы рентгеновского излучения приходится на поверхность облучаемого вещества, в том

числе и биологической ткани. При облучении ее другими пучками частиц, максимум дозы смещается вглубь ткани с ростом энергии частиц.

При взаимодействии с веществом электроны испытывают торможение в кулоновском поле атомных ядер или атомных электронов, осуществляют ионизацию атомов, либо неупруго рассеиваются на нем, что приводит к переходам между оболочками атома. Поэтому возникает рентгеновское излучение двух видов — тормозное и характеристическое.

Тормозной спектр. Рентгеновское излучение имеет широкий спектр энергий фотонов, и поэтому его относят к тормозному виду излучения. Спектр тормозного рентгеновского излучения не зависит от природы вещества анода. Спектр сплошной и начинается с некоторой граничной длины волны тормозных фотонов λ_0 :

$$\lambda_0 = \frac{hc}{eU}, \quad (1.1)$$

где U — напряжение, приложенное между анодом и катодом рентгеновской трубки.

Граничная длина волны λ_0 определяется фотоэффектом — минимальной величиной энергии фотона, позволяющей вырвать с поверхности катода электрон с нулевой кинетической энергией:

$$h\nu_0 = eU, \quad (1.2)$$

где $\nu = c/\lambda_0$ — частота тормозных фотонов, которые попадают на анод рентгеновской трубки.

Тормозной спектр представляет собой зависимость интенсивности излучения (I) от длины волны, частоты или энергии фотонов. Интенсивность рентгеновского излучения определяется соотношением

$$I = \frac{d^2W}{dtdS}. \quad (1.3)$$

В этом выражении определенное число фотонов с энергией (W) проходит в единицу времени (t) через единичную поверхность (S), расположенную нормально к направлению распространения излучения. Отношение интенсивности рентгеновских лучей dI , заключенных в узком интервале длин волн от λ до $\lambda + d\lambda$ к этому интервалу, называется плотностью (спектральной плотностью) интенсивности. Спектральная плотность интенсивности рентгеновского излучения $I_\lambda = I(\lambda)$ описывается соотношением

$$I_\lambda = \frac{dI}{d\lambda}. \quad (1.4)$$

Интенсивность пучка рентгеновского излучения вычисляется из плотности рентгеновского спектра (1.4):

$$dI = \int_{\lambda_{\min}}^{\infty} I_\lambda d\lambda. \quad (1.5)$$

Тормозные фотоны возникают в результате упругого рассеяния упругого рассеяния, фото- и комптон-эффектов. Сечение образования тормозных фотонов представляет

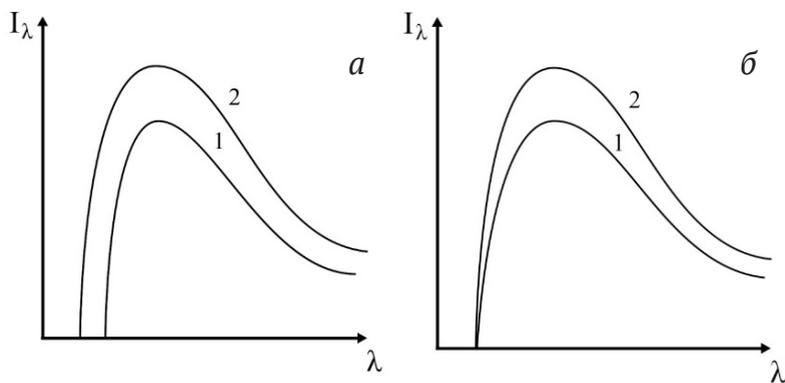


Рис. 1.2. Спектры рентгеновского излучения:
а) при различных напряжениях ($1 - U_{1,2} - U_2 > U_1$) на аноде;
б) при различных токах ($1 - I_{1,2} - I_2 > I_1$)

сумму сечений этих механизмов. При разных энергиях их соотношение меняется.

На рис. 1.2, б представлены спектры рентгеновского излучения для разных напряжений на аноде и токах в рентгеновской трубке.

Сечение упругого рассеяния является примерно постоянной величиной и дает существенный вклад в интервале энергий фотонов 30–170 эВ:

$$\sigma_{\text{коз}} = \frac{8\pi}{3} r_e^2 = 0.66 \cdot 10^{-22} \text{ см}^2, \quad (1.6)$$

где $r_e = e^2/mec^2$ — классический радиус электрона.

При малых энергиях фотонов (от 170 эВ до ~ 50 кэВ), что соответствует рентгеновскому излучению, доминирует сечение фотоэффекта на К-оболочке $E \sim mec^2$, которое можно описать приближенным выражением

$$(\sigma_{\text{фот}})_K = 1.09 \cdot 10^{-16} \cdot Z^5 [13.61 E_\gamma]^{7.2}. \quad (1.7)$$

При энергиях 50 кэВ $< E_\gamma < 250$ кэВ с фотоэффектом конкурирует комптоновское рассеяние. В этом случае при $E_\gamma \ll mec^2$ сечение взаимодействия фотона с атомным электроном описывается выражением

$$\sigma_{\text{комт}} = \frac{8\pi}{3} \frac{e^4}{m_e^2 c^4} \left(1 - 2 \frac{E_\gamma}{m_e c^2} \right) \approx \sigma_{\text{коз}} \left(1 - 2 \frac{E_\gamma}{m_e c^2} \right). \quad (1.8)$$

Характеристическое рентгеновское излучение. При поглощении фотона атом может испустить электрон с одной из своих внутренних оболочек или перейти в возбужденное состояние. В частности, в возбужденном состоянии атом может испустить характеристическое рентгеновское излучение — фотоны, которые возникают при переходе на внутренних оболочках атома с более высокого энергетического состояния на свободное низкое состояние. Такие переходы электронов приводят к возникновению

рентгеновского излучения с определенной дискретной длиной волны, спектр имеет не сплошную форму, а набор дискретных линий (рис.1.3, б). Поэтому на сплошной спектр накладываются узкие пики, характеризующие переходы между оболочками атома. Так, например, спектр тяжелых элементов содержит большое число линий, которые группируются в пять серий. Для легких ядер таких серий будет одна-две. Серии обозначаются буквами *K*, *L*, *M*, *N*, *O* и т.д. В *K*-оболочке содержится одна линия, или уровень энергии, в *L*-оболочке — три линии (L_I , L_{II} и L_{III}); в *M*-оболочке — пять (M_I – M_V); в *N*-оболочке — семь (N_I – N_{VII}); в *O*-оболочке — пять (O_I – O_V) и т.д. Это соответствует оболочкам атома, как видно на рис.1.4.

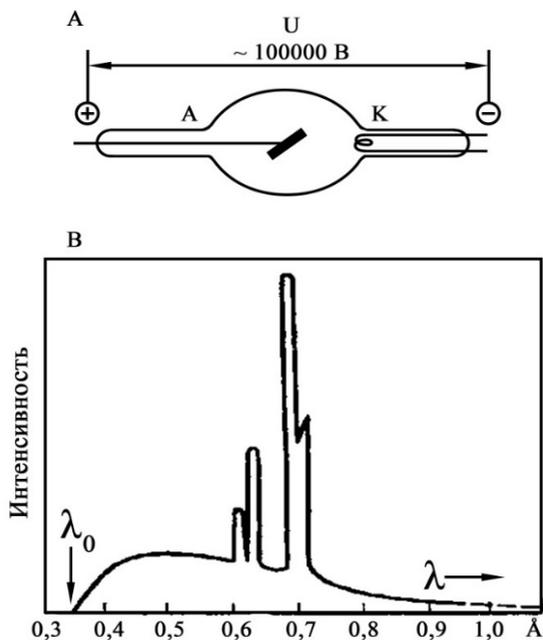


Рис.1.3. Рентгеновская трубка (А) и спектр рентгеновского излучения (Б)

Если, например, в атоме «выбиваются» электроны K -оболочки, то при возвращении его в стабильное состояние на K -оболочку переходят электроны с L -оболочки. Количество таких переходов определяется квантовыми числами: главным квантовым числом n , орбитальным числом l и спином s . Чтобы переход произошел, уровни должны отличаться хотя бы одним квантовым числом. Как видим, из рис. 1.4, с L -оболочки возможны два перехода, с M - и N -оболочек по одному. Поэтому K_{α} -линии соответствуют первые два перехода (близко лежащие линии), K_{β} -линии соответствует переход с M -оболочки.

Напряжение, при котором происходят переходы между оболочками атома, называется напряжением возбуждения. Например, возбуждение K -серии для титана происходит при напряжении $U_k \approx 5$ кВ, а для меди — при $U_k \approx 9$ кВ.

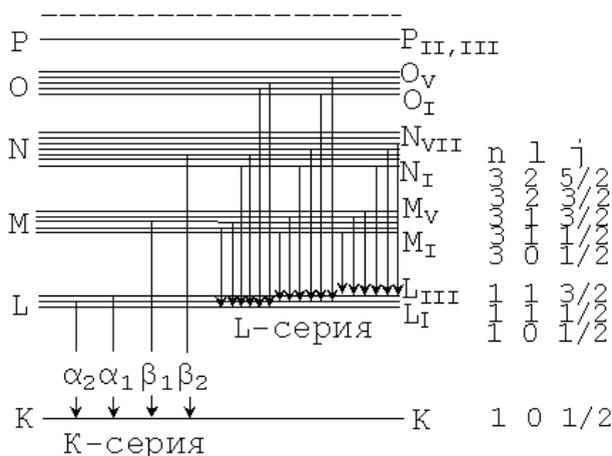


Рис. 1.4. Диаграмма уровней энергии и переходов, приводящих к испусканию K - и L -серий характеристического излучения

В случае безызлучательного перехода между оболочками атом испускает электрон (называемый оже-электроном).

С увеличением напряжения граница спектра λ_0 смещается в сторону больших длин волн. Максимумы линейчатого спектра в этом случае не смещаются. Соответствующие им длины волн характеризуют химический элемент.

Энергия электрона на некоторой оболочке атома определяется зависимостью

$$E(n, l, j) = R \frac{M_z}{M_z + m_e} hc \left[\frac{(Z - \sigma_1)^2}{n^2} + \frac{\alpha^2 (Z - \sigma_2)^4}{n^4} \left(\frac{n}{j + \frac{1}{2}} - \frac{3}{4} \right) \right], \quad (1.9)$$

где $R = \frac{2\pi^2 e^4 m_e}{h^3 c}$ — постоянная Ридберга; h — постоянная Планка; α — постоянная тонкой структуры; M_z , Z — масса и заряд ядра атома; n , l , j — главное, орбитальное и внутреннее квантовые числа соответственно; σ_1 , σ_2 — постоянные полного и внутреннего экранирования.

В более простом виде выражение (1.9) представляет собой закон Мозли¹¹, который описывает зависимость длины волны характеристического излучения от заряда атома химического элемента:

$$\frac{1}{\sqrt{\lambda}} = \chi(Z - \sigma) \quad (1.10)$$

где $\chi = \sqrt{R \left(\frac{1}{n_{нач}^2} - \frac{1}{n_{кон}^2} \right)}$, λ — длина волны характеристического рентгеновского излучения, σ — постоянная экранирования.

Получить закон Мозли можно из следующих соображений. Пренебрегая в (1.9) множителем $M_z/(M_z + m_e)$, который

¹¹ В 1914 г. Г. Мозли обнаружил, что график зависимости $\sqrt{\frac{1}{\lambda}}$ от Z представляет собой прямую линию.

близок единице, и опуская второе слагаемое, пропорциональное квадрату постоянной тонкой структуры, получаем выражение, приближенно описывающее энергию уровня:

$$E = Rhc \frac{(Z - \sigma_1)^2}{n^2} \quad (1.11)$$

Энергия испущенного фотона определяется разностью энергий начального i и конечного f уровней атома:

$$\varepsilon = E_i - E_f = Rhc \left(\frac{(Z - \sigma_{i1})^2}{n_i^2} - \frac{(Z - \sigma_{f1})^2}{n_f^2} \right) \quad (1.12)$$

Если подобрать некую среднюю константу экранирования, которая не нарушит данного равенства, то

$$\varepsilon = Rhc (Z - \sigma)^2 \left(\frac{1}{n_i^2} - \frac{1}{n_f^2} \right),$$

или

$$\sqrt{\varepsilon} = (Z - \sigma) \sqrt{Rhc \left(\frac{1}{n_i^2} - \frac{1}{n_f^2} \right)}. \quad (1.13)$$

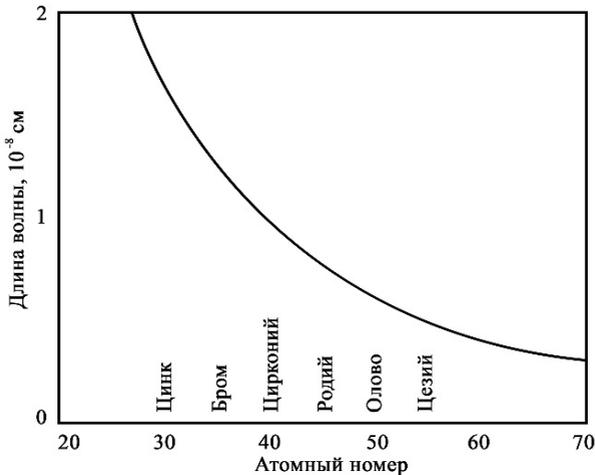


Рис.1.5. Иллюстрация действия закона Мозли

Учитывая, что энергия фотона связана с длиной волны $\varepsilon = hc/\lambda$, получаем соотношение для закона Мозли (1.9):

$$\frac{1}{\sqrt{\lambda}} = \chi(Z - \sigma), \text{ где } \chi = \sqrt{R \left(\frac{1}{n_i^2} - \frac{1}{n_f^2} \right)}.$$

На рис. 1.5 приводится зависимость длины волны характеристического рентгеновского излучения от заряда атомов мишени (закон Мозли). Поскольку характеристическое рентгеновское излучение состоит из нескольких практически дискретных спектральных линий (их число и интенсивность определяются видом материала, из которого сделан анод) с помощью фильтров можно выделить наиболее интенсивные из них. Фильтры представляют собой тонкую фольгу или пластинки из разного вещества, поглощающего фотоны низких энергий. Выбрав материал анода и фильтров, можно получить источник почти монохроматического излучения с определенным значением длины волны. Длины волн характеристического излучения обычно лежат в диапазоне от $2.285 \cdot 10^{-8}$ см для хрома до $0.558 \cdot 10^{-8}$ см для серебра.

Поскольку рентгеновское излучение, возникающее в рентгеновской трубке, всегда неоднородно по своей энергии, для получения более или менее однородного пучка, используют фильтры, поглощающие «мягкие» лучи. Для излучений малой энергии применяют фильтры из легких металлов (алюминий, латунь толщиной 0.5–3.0 мм). Для излучений больших энергий (180–200 кВ) однородность излучения достигается применением фильтров из тяжелых металлов (цинк, медь толщиной 0.5–2 мм). Однако интенсивность отфильтрованного тормозного спектра уменьшается.

Характеристический спектр накладывается на отфильтрованный тормозной спектр существенно меньшей интенсивности. Хотя в этом случае интенсивность получаемого рентгеновского излучения существенно снижается.

Основная идея работы рентгеновской аппаратуры заключается в том, что массовый и линейный коэффициенты ослабления значительно отличаются для разных тканей. Величина массового коэффициента ослабления (с учетом действия всех механизмов взаимодействия рентгеновского излучения с веществом) хорошо описывается выражением

$$\mu = k\sigma = k \frac{Z^3}{E_\gamma^3}, \quad (1.14)$$

где E_γ — энергия фотона, k — коэффициент пропорциональности. Как видим, он сильно зависит от энергии фотона и заряда ядер вещества Z , т.е. пропорционален кубу заряда ($\sim Z^3$) и обратно пропорционален кубу энергии фотона ($\sim 1/E_\gamma^3$).

Зависимость поглощения излучения от Z очень важна с практической точки зрения. Например, коэффициент поглощения костей, которые состоят из фосфата кальция, почти в 150 раз превышает коэффициент поглощения мягких тканей ($Z = 20$ для кальция и $Z = 15$ для фосфора). Потому при прохождении рентгеновских лучей через тело человека кости четко выделяются на фоне мышц и соединительной ткани.

Пример.1. Сравнить поглощение фотонов одинаковой энергии кальцием и водой.

Решение. Используя формулу (1.14), получим отношение массовых коэффициентов ослабления кальция и воды:

$$\frac{\mu_{\text{Ca}}}{\mu_{\text{воды}}} = \frac{Z_{\text{Ca}}^3}{Z_{\text{воды}}^3} = \frac{20^3}{2 \cdot 1^3 + 1 \cdot 8^3} \approx 16. \quad (1.15)$$

Определенные непрозрачные смеси вводят в кровяное русло для того, чтобы исследовать состояние кровеносных сосудов, почек и т.п. Как контрастное вещество в этом случае используют йод, атомный номер которого 53.

Известно, что ткани пищеварительных органов имеют такую же величину коэффициента поглощения, как и дру-

гие мягкие ткани. Но тень пищевода, желудка и кишечника можно различить, если пациент примет внутрь контрастное вещество — сернокислый барий (для бария $Z = 56$). Он непрозрачен для рентгеновских лучей (т.е. сильно поглощает фотоны рентгеновского диапазона) и часто используется для рентгенологического обследования желудочно-кишечного тракта.

Пример.2. Какую концентрацию бария следует ввести в воду, чтобы поглощающая способность воды увеличилась в два раза?

Решение. Отношение массовых коэффициентов ослабления бария и воды:

$$\frac{\mu_{\text{Ca}}}{\mu_{\text{воды}}} = \frac{n_{\text{Ba}}}{n_{\text{воды}}} \frac{Z_{\text{Ba}}^3}{Z_{\text{воды}}^3} = \frac{n_{\text{Ba}}}{n_{\text{воды}}} \frac{56^3}{2 \cdot 1^3 + 1 \cdot 8^3} \approx \frac{n_{\text{Ba}}}{n_{\text{воды}}} 340.$$

Полученное соотношение свидетельствует о том, что достаточно небольшой доли бария — ~3 г бария на 1 л. При этом поглощение рентгеновских лучей возрастет в два раза.

1.2. Рентгеновские приборы

Рентгеновская трубка. Рентгеновское излучение получают в рентгеновской трубке, представляющей собой электронную лампу-диод (рис. 1.4, а). В ней электроны испускаются катодом, разогретым до высокой температуры. Они ускоряются электрическим полем, возникающим между катодом и анодом. К последнему подводится высокое напряжение. При соударении электронов с анодом, представляющим собой металлическую мишень, они тормозятся. Часть их энергии, для каждого электрона различная, превращается в излучение. Большая часть энергии электронов рассеивается в виде тепла. Поэтому анод необходимо искусственно охлаждать.

Анод в рентгеновской трубке делается из металла, имеющего высокую температуру плавления, например, из вольфрама. Причиной применения рентгеновского излучения в диагностике и терапии послужила их высокая проникающая способность. В первое время после открытия рентгеновское излучение использовалось по большей части, для исследования переломов костей и определения местоположения инородных тел (например, пуль и осколков) в теле человека.

Устройств и приборов, использующих в своей основе рентгеновское излучение, миллионы. Самый распространенный среди них рентгеновский аппарат. Их в обычной поликлинике бывает больше десятка.

Рентгеновский аппарат¹². Физический принцип действия рентгеновского аппарата основан на способности рентгеновского излучения проникать сквозь тело человека. Он базируется на законе экспоненциального ослабления ионизирующего излучения, по которому интенсивность I моноэнергетического пучка фотонов при прохождении тонкого слоя однородной среды толщиной x уменьшается по закону:

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad (1.16)$$

где μ — линейный коэффициент ослабления пучка фотонов (1.10), I_0 — интенсивность излучения при $x = 0$ на входе в вещество. При этом массовые коэффициенты поглощения разных тканей отличаются друг от друга. Это проявляется в том, в какой степени разные ткани пропускают рентгеновское излучение. Их поглощение зависит от сечения взаимодействия фотонов с атомными электронами и ядрами. Чем выше заряд атома, тем сильнее ткань поглощает рентгеновские лучи (говорят, что сечение поглощения велико). На экране

¹² Рентгеновские лучи были открыты В. Рентгеном в 1895 г., в 1901 г. он получил за свое открытие Нобелевскую премию.

эти области выглядят темнее. Чем ниже заряд, или если в ткани существует полость, тем светлее изображение на пленке или экране.

Рентгеновские аппараты по назначению делятся на диагностические и терапевтические, а по условиям эксплуатации — на стационарные, передвижные и переносные.

К настоящему времени отечественная промышленность производит практически всю номенклатуру изделий, в том числе и для общей рентгенодиагностики: маммографы, цифровые флюорографы, передвижные кабинеты на шасси автомобилей для цифровой рентгенографии и маммографии, хирургические рентгеновские аппараты типа «С-дуга», некоторые виды цифровых преобразователей рентгеновского изображения, а также магнитно-резонансные томографы на постоянных магнитах. На российском рынке рентгеновской диагностической техники соотношение ее различных видов представлено в приложении 1.

Более 60% объема всех закупок медицинского оборудования приходится на рентгенодиагностические комплексы и компьютерные томографы, примерно равные доли имеют ангиографы, флюорографы и маммографы. Оставшаяся часть поделена поровну между такими видами рентгеновских аппаратов, как аппарат рентгеновский С-дуга и аппарат рентгеновский передвижной.

Все компьютерные томографы поставляются из-за рубежа, причем 70% от основных поставщиков этого оборудования из США (35%), из Японии (18%), и из Нидерландов (13%). Ангиографы также не производят в нашей стране. Их поставляют: США — 34%, Нидерланды — 21%, Япония — 7%. Российские компании поставляют в учреждения здравоохранения значительную долю флюорографов (около 70%), рентгенодиагностических комплексов (~40%), передвижных рентгеновских комплексов (~41%),

рентгеновских аппаратов с С-дугой (~30%), а также 24% маммографов. Российское рентгеновское оборудование составляет 26% общего объема в денежном выражении и примерно 44% в количестве единиц.

В России основная доля рентгеновских аппаратов (почти 80%) на 1 января 2017 г. действует в медицинских целях (52 040 единиц). Для сравнения, в 2002 г. действовало 36782 рентгеновских диагностических аппаратов разного назначения.

В среднем, по стране, в медицине один рентгеновский медицинский аппарат приходится на 3200 жителей, а в Москве и Санкт-Петербурге — на 2000 жителей.

1.3. Методы рентгенодиагностики

В настоящее время применяют несколько методов диагностики с помощью рентгеновских лучей (рентгенодиагностика). К ним относятся рентгеноскопия, флюорография, рентгенография и компьютерная рентгеновская томография.

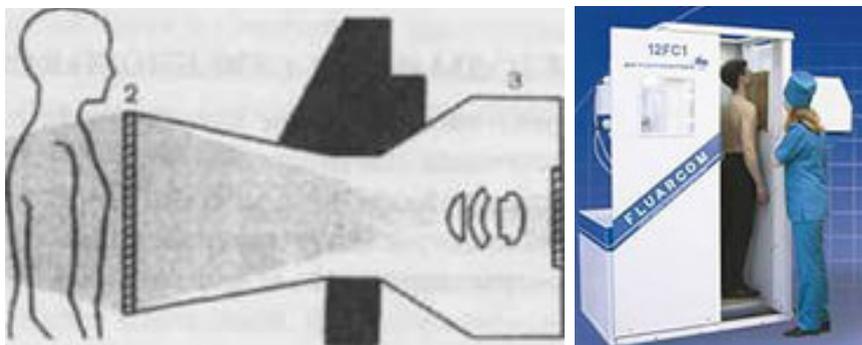


Рис.1.6. Иллюстрация простейшей схемы рентгеновской флюорографии (слева); внешний вид современного рентгеновского диагностического аппарата (справа)

Флюорография¹³. В простейшем рентгеновском аппарате, используемом для флюорографии, снимок получают только с одного направления (на рис. 1.6 при одном положении детектора и рентгеновского источника). В этом случае положение рентгеновской трубки фиксировано. Этот метод используют, как правило, для предварительного исследования состояния внутренних органов пациентов с помощью малых доз рентгеновского излучения. Он используется для проведения массовых профилактических исследований органов грудной клетки.

Рентгеноскопия¹⁴ представляет собой просвечивание грудной клетки или брюшной полости пациента непосредственно за флуоресцирующим рентгеновским экраном.

В этом случае рентгеновский прибор состоит из источника рентгеновских лучей (рентгеновской трубки) и флуоресцирующего экрана. Пучок рентгеновских лучей, генерируемый рентгеновской трубкой, пройдя сквозь тело больного, попадает на флуоресцирующий экран и формирует теневое позитивное изображение, соответственно неодинаковой плотности исследуемых органов и тканей (рис. 1.6, а). Врач наблюдает это теневое изображение. Такой метод дает возможность изучить функциональное состояние некоторых органов. Например, врач непосредственно может пронаблюдать движения легких, прохождение контрастного вещества по желудочно-кишечному тракту.

Современная методика рентгеноскопии, при которой с помощью аппарата производится просвечивание, называется *рентгенотелевидением*. Она основана на использовании

¹³ Флюорография — фотографирование рентгеновского изображения с экрана, осуществляемое с помощью специальных приспособлений. Применяется при массовых обследованиях различных органов — чаще легких.

¹⁴ Рентгеноскопия — получение рентгеновского изображения на экране, которое позволяет врачу исследовать органы в процессе их работы — дыхательные движения диафрагмы, сокращение сердца, работа желудка и т.д.

электронно-оптического усиления. Изображение выводится на экран монитора. Данная методика в значительной степени устраняет недостатки обычной рентгеноскопии. Появилась возможность регулировать яркость и контрастность изображения, увеличилось разрешение изображения, а также улучшились условия работы персонала в рентгеновском кабинете.

Рентгенография¹⁵(радиография рентгеновскими лучами). Это метод исследования с помощью рентгеновских лучей, в ходе которого изображение записывается на фотографическую пленку. Она имеет нитроацетатную основу, покрытую тонким слоем светочувствительной эмульсии — желатина, содержащую мельчайшие кристаллики галогенида серебра в невозбужденном (не засвеченном) состоянии. Эмульсия чувствительна не только к рентгеновским лучам, но и к дневному свету.

Фотографии делаются обычно с двух направлений в двух перпендикулярных плоскостях. Этот метод имеет некоторые преимущества. Рентгеновские фотографии содержат больше деталей, чем изображение на флуоресцентном экране, и потому они являются более информативными. Они могут быть сохранены для дальнейшего анализа. Общая доза излучения меньше, чем применяемая в рентгеноскопии. Рентгенография по сравнению флюорографией и рентгеноскопией более совер-



Рис.1.7. Аппарат для рентгенографии

¹⁵ Рентгенография — метод, который используют для получения готового изображения какой-либо части тела с помощью рентгеновского излучения на чувствительном материале.

шенный метод, позволяющий увидеть изображение с двух сторон. На рис. 1.7 представлена установка для рентгенографии. Она включает в себя стол и два рентгеновских аппарата, которые производят снимки во взаимно перпендикулярных направлениях. При рентгенографии рентгеновская трубка располагается на расстоянии 100–120 см от объекта.

Современная рентгенография — цифровая. В аппарате существует устройство для перевода аналогового изображения в цифровое. Снимок выводится на экран дисплея. Это позволяет оценить плотности потемнений различной степени и определить границу между ними, т.е. улучшает разрешение при анализе снимка.

Еще один современный метод — *электрорентгенография*, идея которого та же, что и при работе ксерокопировального аппарата. В этом методе вместо рентгеновской пленки используется селеновая пластина, заряженная однородным электрическим зарядом. Под действием рентгеновских лучей, прошедших сквозь тело пациента, электрический потенциал пластины локально изменяется пропорционально плотности тканей. Возникает скрытое электростатическое изображение.

Пластину опыляют порошком ферромагнетика (заряженного обратным знаком), частицы которого распределяются на поверхности пропорционально сохранившемуся заряду, и на пластине появляется видимое изображение. Последнее контактным способом переносят на обычную бумагу или запоминают в памяти компьютера. Получаемое изображение обладает существенно лучшим разрешением по плотности снимка и позволяет видеть мягкие ткани.

Обычно в рентгенодиагностике удается достигнуть разрешения 0.5 мм, а в лучших установках — до 0.02 мм.

Качество рентгеновских снимков определяется тремя основными величинами: напряжением, подаваемым на рентгеновскую трубку, силой тока и временем работы трубки.

В зависимости от исследуемых областей человеческого организма эти величины могут изменяться в широких пределах. Для разных органов и тканей существуют средние значения этих величин. Для увеличения точности анализа снимка каждого рентгеновского аппарата составляется индивидуальная таблица значений, которые корректируются при выполнении исследований. Качество анализа рентгеновских снимков зависит от умения адаптировать таблицу средних значений к конкретному пациенту.

Качество снимка также снижает динамическая нерезкость, т.е. размытие снимка может быть связано с движением пациента во время облучения. Определенную проблему представляет собой вторичное излучение. Оно формируется в результате отражения рентгеновского излучения от различных объектов. Для фильтрации рассеянного излучения применяют фильтрационные решетки, состоящие из чередующихся полос прозрачного и поглощающего рентгеновское излучение материала. Такой фильтр отсеивает вторичное излучение, но он также ослабляет основной пучок, что приводит к увеличению времени облучения. Размеры решеток зависят от размеров пациента и органа, подвергающегося рентгенографии.

Контрастная рентгенография — метод, основанный на введении специальных контрастных веществ. Он предназначен для более детального изучения отдельных органов. Методика применяется, когда простые способы рентгенодиагностики не дают необходимых диагностических результатов. Примерами рентгеноконтрастных методик могут служить ангиография и урография.

Пример.3. Йод часто используется для рентгенологического обследования кровеносных сосудов. Во сколько раз в этом случае увеличится ослабление, если энергия рентгеновских лучей 100 кэВ. Сколько см³ йода надо добавить

в 0,4 л водного раствора, чтобы поглощение рентгеновский фотонов увеличилось в 1.4 раза?

Решение. Массовый и линейный коэффициенты ослабления для разных тканей для энергии фотонов 100 кэВ описываются формулой (1.14). Их значение сильно зависит от энергии фотона:

$$\mu = k \frac{Z^3}{E_\gamma^3},$$

где E_γ — энергия фотона, Z — заряд ядер вещества, k — коэффициент пропорциональности.

Для одинаковых энергий рентгеновского излучения отношение массовых коэффициентов ослабления бария и воды составляет

$$\frac{\mu_{\text{Ba}}}{\mu_{\text{воды}}} = \frac{Z_{\text{Ba}}^3}{Z_{\text{воды}}^3} = \frac{53^3}{2 \cdot 1^3 + 1 \cdot 8^3} \approx 286.$$

Отношение плотности йода и воды составляет

$$\frac{\rho_{\text{Ba}}}{\rho_{\text{воды}}} = \frac{4.9 \text{ г/см}^3}{1.0 \text{ г/см}^3} = 4.9.$$

Концентрация бария должна быть $286/1.4 = 200$ раз меньше:

$$m_{\text{Ba}} = \frac{m_{\text{воды}}}{200} = 2 \text{ г}.$$

1.4. Компьютерная томография

Появление компьютерной томографии (КТ) было обусловлено идеей получения не одного, а ряда снимков, выполненных под разными ракурсами, и определения по ним путём математической обработки плотностей исследуемого

вещества в ряде сечений. Преимуществами КТ по сравнению с различными методами рентгенодиагностики стали:

- отсутствие теневых наложений на изображении;
- более высокая точность измерения геометрических соотношений.

Идеология конструкции, и прежде всего скорость получения и обработки информации в разных типах компьютерных томографов за полвека с момента начала их разработки претерпели значительные изменения. В их эволюции можно выделить пять поколений. Но все они объединены общей физической идеей.

Физика компьютерной томографии. Компьютерная томография базируется на законе экспоненциального ослабления ионизирующего излучения (1.11). Основной смысл компьютерного томографа (КТ) — это быстрое получение большого числа рентгеновских снимков при движении источника вокруг объекта (обрабатывается более 30 снимков за 1 с). Метод основан на измерении и сложной компьютерной обработке разности ослабления рентгеновского излучения различными по плотности тканями (зависимость линейного коэффициента поглощения μ в рентгеновском диапазоне от состава и плотности вещества).

Поскольку для рентгеновского излучения экспоненциальный закон выполняется с высокой степенью точности, это позволило разработать математические алгоритмы восстановления плотности тканей по измерениям интенсивности рентгеновского излучения. Они были использованы в рентгеновской компьютерной томографии¹⁶. По ним с использованием математических методов решения обратных задач, восстанавливается структура тканей, сквозь которые проходило рентгеновское излучение. Снимки

¹⁶ Такие алгоритмы для поглощающих сред были разработаны австрийским математиком И. Радоном в 1917 г.

с разных сторон складываются, создавая изображение одного среза тканей.

Суть компьютерной томографии математически можно проиллюстрировать так. В компьютерной томографии рентгеновская трубка и система коллимирования создают узкий веерообразный пучок лучей, рассеиваемых всеми элементарными объемами (вокселями) исследуемого слоя (рис. 1.8). Суммарный линейный коэффициент ослабления пучка фотонов коэффициент рассеивания при прохождении излучения через набор вокселей составляет

$$\mu_{\Sigma} = \mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_N \quad (1.17)$$

где $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \dots, \mu_n$ — коэффициенты ослабления пучка в каждом из элементарных объемов.

Поскольку детекторы регистрируют интенсивность излучения, прошедшего через весь исследуемый объект, мы можем оценить по полученным данным только μ_{Σ} :

$$I = I_0 e^{-\mu_{\Sigma} x} = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_N) x} \quad (1.18)$$

Найти коэффициенты поглощения для каждого вокселя, необходимые для восстановления изображения, можно с помощью метода обратного проецирования (решения обратной задачи), предполагающего получение информации о характере поглощения рентгеновского излучения с многих направлений. Рассмотрим слой, состоящий из четырех элементарных объемов (рис.1.8).

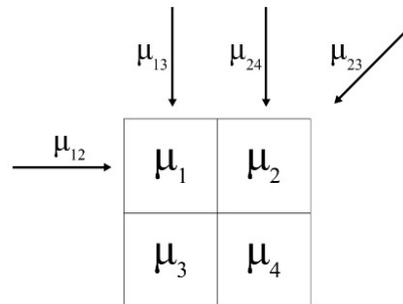


Рис. 1.8. Схема получения данных при компьютерной томографии

Рассматриваемый слой подвергается облучению с че-

тырех направлений. Как видно из рис.1.8, в этом случае мы получаем ряд различных значений суммарных коэффициентов μ_{12} , μ_{23} , μ_{13} , μ_{24} , которые можно записать в виде системы уравнений:

$$\begin{cases} \mu_1 + \mu_2 = \mu_{12}, \\ \mu_2 + \mu_3 = \mu_{23}, \\ \mu_1 + \mu_3 = \mu_{13}, \\ \mu_1 + \mu_4 = \mu_{14}. \end{cases} \quad (1.19)$$

Решая уравнения (1.19), мы получаем коэффициенты ослабления для элементарных объемов. Таким образом можно оценить пропускающую способность ткани на разной глубине и по ней судить о ее структуре. В реальности изображения в компьютерной томографии состоят из значительно большего числа микрообъемов (пикселей) и восстанавливать приходится коэффициенты рассеивания из соответствующего их числу количества уравнений (рис.1.8). В современных томографах цифровая матрица получаемого изображения чаще всего имеет размерность 512×512 или 256×256 пикселей, и решать приходится столь объемные по числу неизвестных уравнения.

Выходные данные компьютерного томографа обычно даются в единицах Хаунсфилда (HU). У современных томографов эти числа лежат в пределах от 1024 до 3071 HU. Соотношение между коэффициентом линейного ослабления материала μ_i и соответствующей единицей Хаунсфилда имеет вид

$$H = \frac{\mu_i - \mu_{\text{воды}}}{\mu_{\text{матер}}} \cdot 1000 \quad (1.20)$$

Компьютерная обработка изображения позволяет различать более ста степеней изменения плотности исследуемых

Таблица 1.1

Плотность различных тканей в единицах Хаунсфилда

Ткань	Плотность, НУ	Ткань	Плотность, НУ
кость, в среднем	+1000	серое вещество мозга	+20–40
свернувшаяся кровь	+55–75	кровь	+13–18
селезенка	+50–70	спинномозговая жидкость	+15
печень	+40–70	опухоль	+5–35
поджелудочная железа	+40–60	желчный пузырь	+5–30
почка	+40–60	вода	0
аорта	+35–50	орбиты	–25
мышцы	+35–50	жир	–100
белое вещество мозга	–36–46	легкие	–150–400
мозжечок	+30	воздух	–1000

тканей — от 0 для воды до 100 и более для костей, что дает возможность дифференцировать различия нормальных и патологических участков тканей в пределах 0.5–1%. Эту характеристику считают разрешением рентгеновского томографа, оно в 20–30 раз выше обычной рентгеновской установки.

Простейшим примером компьютерного томографа служат рентгеновские аппараты, в которых рентгеновская трубка меняет положение, двигаясь по окружности. С каждого направления получается отдельный снимок. Затем в устройстве (3) все снимки суммируются и в результате их обработки получают изображение одного среза тела

человека, показанное на рис.1.9. Изображение среза мы видим на экране пульта. Этот прибор занимает промежуточное место между простым рентгеновским аппаратом и рентгеновским томографом. Такая схема представляет простейший вариант компьютерного томографа, выполняющего исследование в одной плоскости. Принцип действия пошагового рентгеновского томографа показан на рис. 1.9, б. На нем показан один слой томограммы.

Хаунсфилд для визуальной и количественной оценки плотности тканей ввел специальную шкалу. Она описывала ослабление рентгеновского излучения в разных тканях, визуализируемых методом компьютерной томографии. Это позволяло визуализировать ткани на мониторе компьютера. Средний показатель шкалы Хаунсфилда соответствовал плотности воды, отрицательные — тканям менее плотным, чем вода, положительные — более плотным тканям.

Развитие компьютерной томографии связано с использованием разного числа детекторов. Увеличение их числа позволяло за одно и то же время снять большее число проекций. Разные органы, кости и другие непрозрачные для рентгеновских лучей участки могут затенять другие части тела человека. Поэтому необходимо перемещать источник рентгеновского излучения, чтобы делать снимки с разных сторон.

Физические принципы компьютерных томографов разного поколения. В томографах первого поколения, появившихся в 1973 г., имелась одна остронаправленная рентгеновская трубка и один детектор, которые синхронно передвигались вдоль рамы (рис. 1.9). Измерения проводились в 160 положениях трубки, затем рама поворачивалась на угол 1° и измерения повторялись. Сами измерения длились около 4,5 минут, а обработка полученных данных

и реконструкция изображения на специальном компьютере занимали 2,5 часа.

Томографы второго поколения имели уже несколько детекторов, работающих одновременно, а трубка излучала не остронаправленный, а веерный пучок (рис. 1.10). Также как и томограф первого поколения он использовал параллельное сканирование, но угол поворота трубки увеличился до 30° . Общее время измерений, необходимых для получения одного изображения, значительно сократилось и составляло 20 секунд. Первый советский компьютерный томограф относился к томографам второго поколения¹⁷.

В томографах третьего поколения (середина 1970-х гг.) трубка излучала широкий веерный пучок лучей, направленный на множество детекторов (около 700), расположенных по дуге (рис. 1.11). Усовершенствованная конструкция сделала возможным непрерывное вращение трубки и детекторов на 360° по часовой стрелке за счет использования кольца скольжения при подведении напряжения. Это позволило

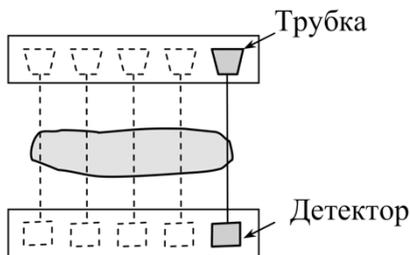


Рис. 1.9. Схематическое изображение рентгеновских томографов первого поколения

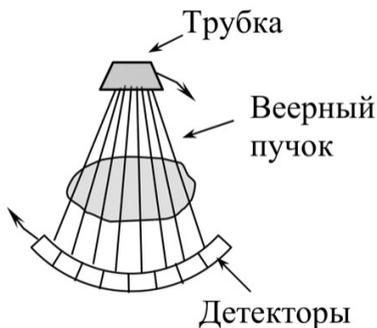


Рис. 1.10. Схематическое изображение рентгеновских томографов второго поколения

¹⁷ Первый отечественный медицинский рентгеновский томограф СРТ-1000 был разработан в 1978 г. под руководством И.Б. Рубашова.

устранить стадию перемещения трубки и сократить время, необходимое для получения одного изображения до 10 секунд. Такие томографы позволили проводить исследования движущихся частей тела (легких и брюшной полости) и сделали возможным разработку спирального алгоритма сбора данных. Все современные медицинские компьютерные томографы относятся к третьему поколению и выше.

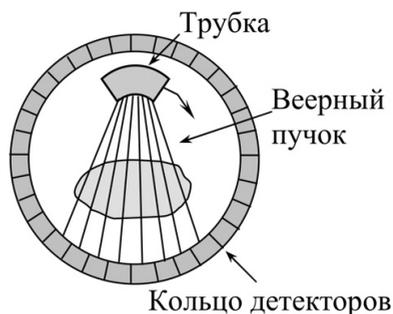


Рис. 1.11. Схематическое изображение рентгеновских томографов третьего поколения

В томографах четвертого поколения имелось сплошное неподвижное кольцо детекторов и излучающая веерный пучок лучей рентгеновская трубка, вращающаяся вокруг пациента внутри кольца (рис. 1.12). Время сканирования для каждой проекции сократилось до 0,7 с, а качество изображения улучшилось.

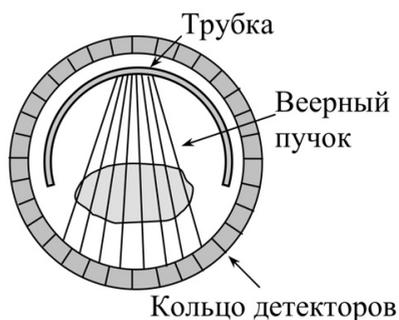


Рис. 1.12. Схематическое изображение рентгеновских томографов четвертого поколения

В начале 1980-х появились электронно-лучевые томографы (томографы пятого поколения). В них поток электронов создается неподвижной электронно-лучевой пушкой, расположенной за томографом (рис. 1.13). Проходя сквозь вакуум, поток фокусируется и направляется электромагнитными катушками на вольфрамовую мишень, представляющую собой дугу окружности (около 210°), на-

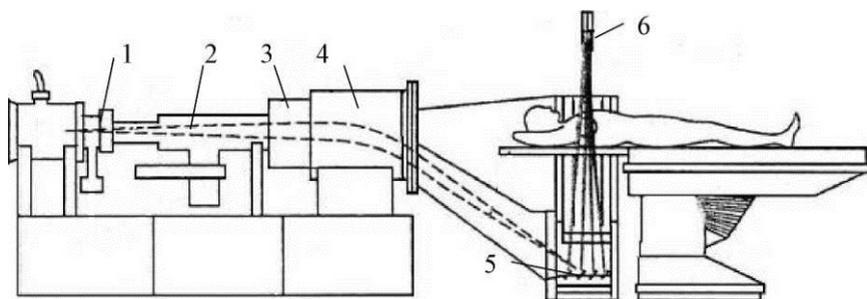


Рис. 1.13. Схематическое изображение рентгеновских томографов пятого поколения

ходящуюся под столом пациента. Мишени расположены в четыре ряда, имеют большую массу и охлаждаются проточной водой, что решает проблемы теплоотвода. Напротив мишеней установлена неподвижная система быстродействующих твердотельных детекторов, имеющая форму дуги 216° . Данные томографы используются при исследованиях сердца, т.к. позволяют получать изображение за 33 мс со скоростью 30 кадров/с, а число срезов не ограничено теплоемкостью трубки. Такие изображения не содержат артефактов, вызванных пульсацией сердца, но имеют более низкое соотношение сигнал/шум.

Мультиспиральная (многосрезовая) компьютерная томография (МСКТ) — это направление КТ впервые представлено в 1992 году. Отличие МСКТ томографов от спиральных томографов в том, что по окружностям располагается не один, а два и более рядов детекторов. Рентгеновское излучение одновременно регистрируется детекторами, расположенными на разных рядах. Это позволяет получить объемное изображение. В 1992 году появились томографы с двумя рядами детекторов, в 1998 году — четырёхсрезовые, а настоящее время число таких рядов достигает сотни. Количество оборотов рентгеновской трубки увеличилось с одного до двух.

В последнее десятилетие активно разрабатываются многосрезовые КТ-сканеры, в которых детекторы расположены в несколько рядов, что позволяет одновременно получать несколько срезов с различным положением по оси z . Следует отметить, что можно реконструировать срез с толщиной большей, чем установленная в процессе сканирования, но не наоборот. Современные многосрезовые КТ-сканеры имеют до 256 рядов детекторов и обеспечивают высокое изотропное разрешение изображений, позволяя реконструировать полученные данные в произвольных плоскостях и повысить информационную составляющую проведенного исследования.

В 2005 году фирмой Сименс были разработан и представлен аппарат с двумя источниками рентгеновского излучения (рис. 1.14), который является одним из продолжений технологии МСКТ. В эти же годы количество срезов при одном обороте выросло до 32, а затем до 64, 128, а некоторых случаях и до 320. В этом случае существенно сокращено время исследования, а также уменьшена лучевая нагрузка от рентгеновского источника.

Все поколения томографов преследуют цель — увеличение скорости и качества обработки снимков. Последние годы получили распространение более совершенные методы компьютерной томографии, которые также можно отнести к компьютерным технологиям пятого поколения. В компьютерной томографии высокого разрешения (КТВР) достигается лучшее пространственное разрешение. В методе осуществляются тонкие срезы (1–2 мм) и высокоскоростной алгоритм обра-

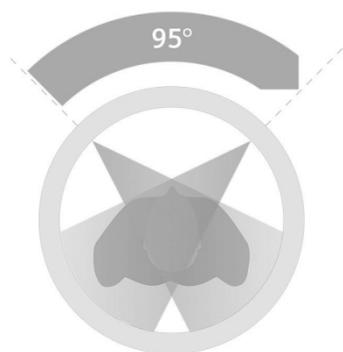


Рис. 1.14. КТ с двумя источниками

ботки данных. Небольшой шаг срезов позволяет детальнее исследовать внутренние органы пациента. Он применяется в основном при визуализации легких. В модификации этого метода (низкодозной компьютерной томографии высокого разрешения) уменьшают токи пучка электронов в рентгеновской трубке. Это соответственно уменьшает разрешающую способность и диагностическую точность методики, но при этом уменьшает и дозовую нагрузку на пациента. Поэтому такой подход эффективен при повторных исследованиях.

Конфигурация компьютерного томографа. В состав любого КТ-сканера входят следующие основные блоки:

1. гантри со столом пациента и блоками управления;
2. высоковольтный генератор;
3. вычислительная система;
4. консоль оператора.

Гантри — это подвижная кольцевая часть томографа. Как показано на рис. 1.15 гантри совершает обороты в направлении R вместе с расположенной на нем рентгеновской трубкой T. X обозначает направление рентгеновских лучей. Детекторы D могут быть либо расположены на гантри (третье поколение томографов), либо неподвижно установлены на кольце томографа.

Внутри гантри расположены блоки, обеспечивающие сбор данных: рентгеновская трубка и коллиматоры, детекторы и система сбора данных, контроллер трубки (контроллер движения ротора), генератор высоких частот, встроенный микрокомпьютер (регулирующий напряжение и ток на трубке), компьютер, обеспечивающий обмен данными с консолью.

Рентгеновские трубки в современных КТ-системах имеют мощность 20–60 кВт при напряжении 80–140 кВ. При максимальных значениях мощности во избежание перегрева трубки такие системы могут работать ограниченное

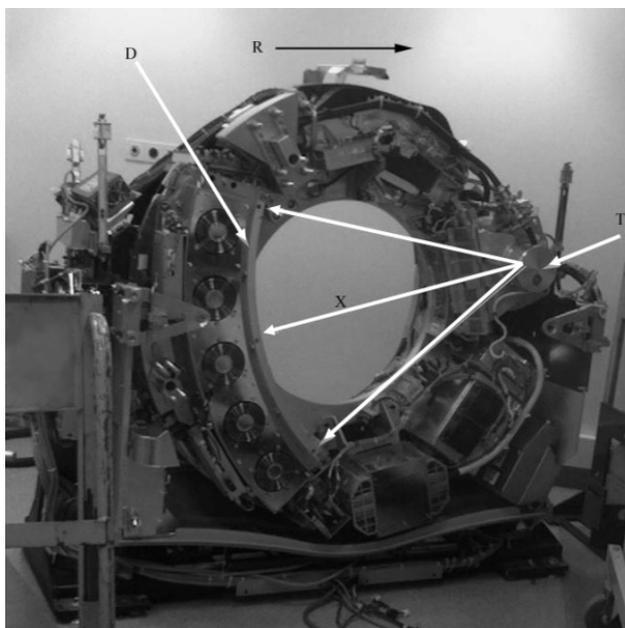
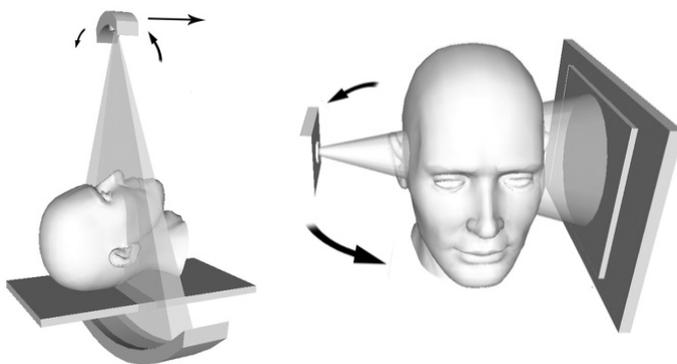


Рис. 1.15. КТ-сканнер без кожуха: Т — рентгеновская трубка;
X — направление веерного пучка; D — детекторы;
R — направление вращения гантри

время; эти ограничения определяются свойствами анода и генератора. Современные системы с несколькими рядами детекторов и эффективным использованием ресурса трубки практически сняли эти ограничения. Сила тока на трубке также может устанавливаться в пределах от 10 мА до 440 мА, что позволяет добиться оптимального соотношения между качеством изображения (уровнем шума) и дозой облучения пациента.

Коллиматоры пучка расположены непосредственно перед источником излучения (рентгеновской трубкой); они создают равномерный пучок лучей и позволяют снизить дозу воздействия на пациента. Традиционно используется коллиматор, создающий веерный пучок (рис. 1.16), однако



**Рис. 1.16. Веерный пучок (слева),
конусный пучок рентгеновского излучения (справа)**

в последнее время также используется модификация с конусным пучком (рис. 1.16) — конусно-лучевая КТ¹⁸. Технология с конусным пучком применяется при проведении лучевой терапии и маммографии. Представляется перспективным использование аппаратов конусно-лучевой КТ для диагностики переломов и иной костно-мышечной патологии в случае использования малой области сканирования.

Коллиматоры детекторов расположены непосредственно перед детекторами и служат для снижения излучения рассеивания и сокращения артефактов изображений. Эти коллиматоры служат для определения толщины среза (ограничения области, рассматриваемой датчиками) и качества профиля среза.

Фильтры обеспечивают равномерное распределение фотонов в поперечном сечении рентгеновского луча и уменьшают суммарную дозу облучения, поглощая более мягкое излучение. Обычно они сделаны из алюминия, графита или тефлона.

¹⁸ Первый прототип сканера для конусно-лучевой КТ (КЛКТ) был разработан и описан уже в 1982 г. для ангиографических исследований и впоследствии широко использовался в интервенционной рентгенографии при проведении сосудистых и внесосудистых манипуляций.

В компьютерном томографе рентгеновская трубка совместно с системой коллимирования создает узкий веерообразный пучок лучей, угол расхождения которого составляет 30° – 50° . Ослабление рентгеновского луча при прохождении через объект регистрируется детекторами, преобразующими регистрируемое рентгеновское излучение в электрические сигналы. Затем эти аналоговые сигналы усиливаются электронными модулями и преобразуются в цифровые импульсы. Обычно в КТ используются два типа детекторов — люминесцентные и газовые.

Компьютер осуществляет реконструкцию изображения, решая более 30 000 уравнений одновременно. В современных томографах программное обеспечение для обработки изображений во многом определяет их клиническую производительность и информативность регистрируемых данных и составляет $1/3$ общей стоимости сканера.

Существует два способа сбора данных в компьютерной томографии: пошаговое и спиральное сканирование (рис. 1.17).

Самым простым способом сбора данных является пошаговая КТ, для которого можно выделить две основные стадии: накопление данных и позиционирование пациента. На стадии накопления данных (1 с или менее) пациент

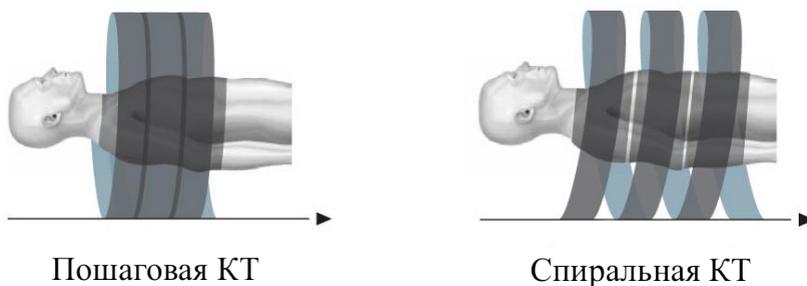


Рис. 1.17. Пошаговая и спиральная КТ

остаётся неподвижным и рентгеновская трубка вращается относительно пациента для накопления полного набора проекций в предварительно определенном месте сканирования. На стадии позиционирования пациента (более 1 с) данные не накапливаются, а пациент перемещается в следующее положение сбора данных. Изображение реконструируют по полному набору данных.

Более сложным является винтовое (спиральное) сканирование¹⁹, которое стало возможным благодаря появлению конструкции гантри с кольцом скольжения, позволяющим трубке и детекторам вращаться непрерывно.

Достоинство спиральной КТ заключается в непрерывном накоплении данных, осуществляемом одновременно с движением пациента через раму. Расстояние перемещения пациента за оборот рамы соответствует скорости движения стола. Поскольку данные накапливаются непрерывно, рабочий цикл в спиральной КТ близок к 100%, а отображение изображаемого объема происходит быстрее. Обычно при реконструкции изображений в спиральной КТ используются алгоритмы интерполяции, которые позволяют выделить из общего набора данные, необходимые для построения изображения отдельного среза при каждом положении стола.

Качество изображений. Качество получаемого изображения и разрешающая способность метода (и не только многослойной компьютерной томографии) зависит от правильности выбора таких параметров, как коллимация, напряжение, сила тока. Например, изображение, снятое при напряжении 80 кВ более зашумленное, чем снятое при 140 кВ. Учитывая, что с повышением кВ повышается проникающая способность излучения, при диагностике полных пациентов

¹⁹ Первой идею спирального сканирования запатентовала японская фирма TOSHIBA в 1986 г. В 1989 группа ученых под руководством Т. Katakura выполнила первое клиническое исследование на спиральном КТ.

следует использовать более жесткое излучение. Поскольку, величина шума на снимке с ростом силы тока уменьшается, при исследовании объектов с высокой плотностью (например, плечевой пояс) целесообразно использовать большие токи. При исследовании мягких тканей можно уменьшить ток, и, следовательно, снизить дозу.

Тем не менее, на данный момент не существует универсального критерия качества изображения. Это вызвано субъективностью реакции наблюдателя. Поэтому при оценке качества изображения пользуются отдельными, частными критериями, каждый из которых отражает определенную особенность формируемого изображения:

- пространственное разрешение,
- контраст,
- уровень шума,
- пространственная однородность.

С целью контроля качества изображений раз в день перед исследованиями на каждом КТ-сканере производится сканирование фантома²⁰ (рис. 1.18).

Фантом состоит из нескольких модулей, необходимых для проверки (или калибровки) позиционирования, толщины среза, точности КТ-чисел, контрастного и пространственного разрешений.

Точность позиционирования (совмещения) проверяется по стальным шарикам, впаянным в середину боковой поверхности на 3, на 6, на 9 и на 12 часов относительно центра модуля (обозначены сплошными стрелками на рис.1.19).



Рис. 1.18. Фантом для калибровки КТ-сканеров

²⁰ Фантом — специально сконструированный объект из элементов разной плотности, используемый для калибровки систем томографа (рис.1.18).

Толщина слоя определяется с помощью двух групп проволочных вставок, размещенных в теле модуля с продольным шагом 0,5 мм (обозначены пунктирными стрелками на рис.1.19).

Точность определения чисел Хаунсфилда проверяется по пяти тестовым цилиндрам (нумерация как на рис.1.19):

1. полиэтилен – 95HU;
2. костно-эквивалентный («кость») +955HU;
3. воздух – 1000HU;
4. акрил +120HU;
5. «вода» 0HU.

Модуль для проверки контрастного разрешения состоит из наборов цилиндров различных диаметров, имеющих около 0,6% (6HU) разницы контраста по сравнению с фоновым материалом, имеющим значение индекса Хаунсфилда около 90HU (рис. 1.20).

Модуль для проверки однородности индекса Хаунсфилда и контроля уровня шума состоит из однородного тканеэквивалентного материала. В тело модуля вставлены два шарика Ø0,28 мм на расстоянии

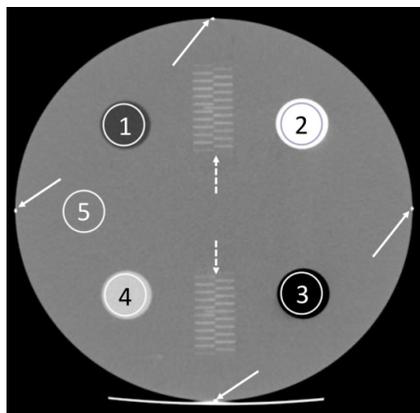


Рис.1.19. КТ-изображение фантома для калибровки КТ-сканеров. Сплошными стрелками обозначены стальные шарики, пунктирными – проволочные вставки, цифрами – тестовые цилиндры

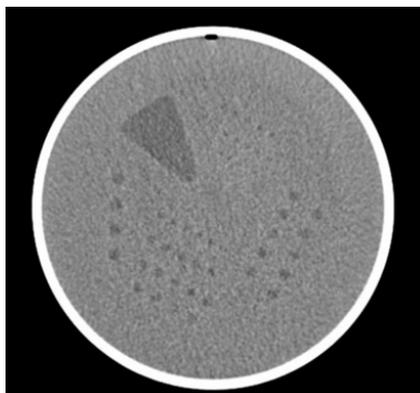


Рис. 1.20. КТ-изображение фантома для проверки контрастного разрешения

100 мм друг от друга для проверки точности измерения расстояния.

Модуль для определения пространственного разрешения содержит восемь тестовых полосок: 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, и 12 пар линий /см, располагающихся в областях 15x15 мм (рис. 1.21).

Глубина расположения вставок по продольной оси от поверхности модуля 38 мм. Вставки выполнены из алюминия и создают очень высокий контраст по сравнению с фоновым материалом.

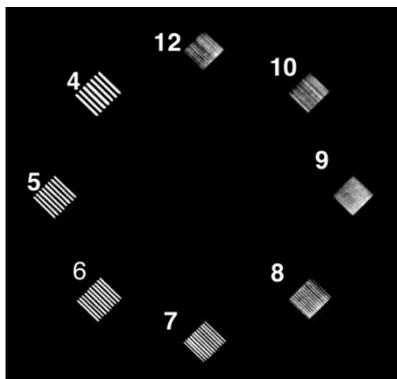


Рис. 1.21. КТ-изображение фантома для проверки пространственного разрешения

по сравнению с фоновым материалом.

Глава 2.

Магнитно-резонансная томография

2.1. Физические основы МРТ

Метод магнитно-резонансной томографии базируется на явлении ядерного-магнитного резонанса (ЯМР). ЯМР — это избирательное поглощение веществом электромагнитных волн определенной частоты, обусловленное изменением ориентации магнитного момента частиц вещества. ЯМР — квантовый эффект, который наблюдается, когда на вещество действуют взаимно перпендикулярно магнитное поле и слабое радиочастотное поля.

В основе ядерного магнитного резонанса лежит взаимодействие частиц, обладающих ненулевым ядерным спином с магнитным полем. Первым шагом к открытию ЯМР стало открытие спина²¹. Знаменитые опыты О. Штерна и У. Герлаха были выполнены в 1922 году. Для изучения магнитных свойств электрона пучок атомов серебра пропускали через неоднородное магнитное поле, направленное поперечно к скорости атомов (рис. 2.1). Атомы серебра имеют один неспаренный электрон. Магнитный момент атома (благодаря неспаренному электрону) должен испытывать в неоднородном магнитном поле и всевозможных

²¹ В 1925 г. в физику было введено новое фундаментальное понятие спина. Это понятие было введено Уленбеком и Гаудсмитом, работавшими летом 1925 г. у Эренфеста в Лейдене.

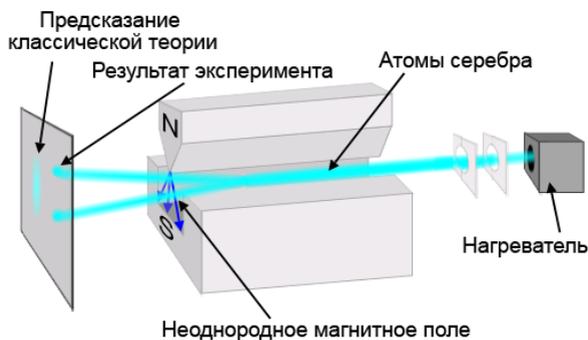


Рис. 2.1. Схема опыта Штерна-Герлаха

ориентациях магнитного момента действие силы в одном направлении. Распределение пучка атомов серебра вокруг его центра, по логике, должно быть симметричным и равномерным. Вместо ожидаемого равномерного распределения пучок расщепился на две составляющие с одинаковой интенсивностью. Объяснение этого потребовало введение четвертого квантового числа — спина s . Расщепление на два пучка происходит в случае полуцелого спина. Оказалось, что в зависимости от направления спина атомы оказываются в разном энергетическом состоянии.

Расщепление уровней атома в магнитном поле называют эффектом Зеемана²² (рис.2.2). В этом случае энергетические уровни ядра, обладающего магнитным моментом m , расщепляются в магнитном поле на подуровни. Каждому из подуровней соответствует определенная ориентация магнитного момента относительно внешнего магнитного поля B . Электромагнитное поле определенной (резонансной) частоты вызывает квантовые переходы между этими подуровнями, которые определяются различными значениями магнитного квантового числа m_i .

²² Эффект Зеемана был открыт 1896 г.

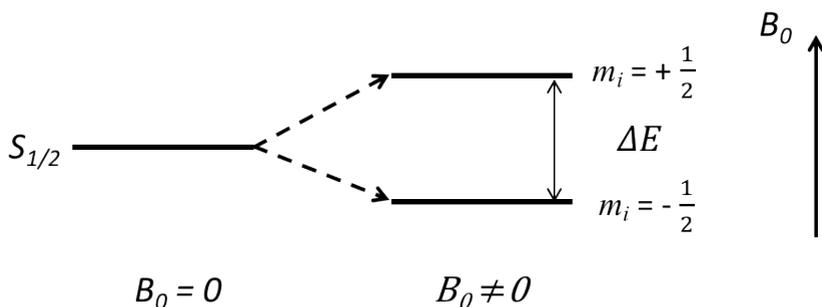


Рис. 2.2 Эффект Зеемана для уровня $S_{1/2}$

То же происходило и с ядрами атомов. Оказалось, что спин простейшего ядра водорода — протона также равен $s = 1/2$.

Суть экспериментов И. Раби²³ заключается в попытке перевести ядра атомов из состояния с низкой энергией в состояние с высокой энергией путем передачи энергии в радиочастотном диапазоне. В эксперименте пучок помещался в сильное магнитное поле. Для эффективного поглощения радиочастота сигнала должна иметь определенное резонансное значение. Она называется частотой резонанса или частотой Лармора. Ядро атома можно представить в виде волчка, который с резонансной частотой прецессирует вокруг направления внешнего магнитного поля.

Частоту прецессии определяют из уравнения Лармора:

$$\omega_0 = \gamma B_0, \quad (2.1)$$

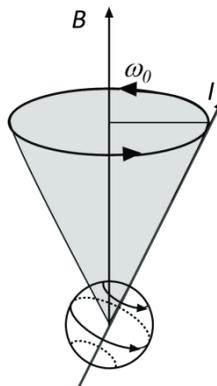


Рис. 2.3. Модель ядра атома, демонстрирующая взаимодействие с внешним магнитным полем B

²³ Ядерный магнитный резонанс был открыт в 1938 г. И. Раби, за что в 1944 г. он был удостоен Нобелевской премии.

где ω_0 — угловая частота Лармора; γ — гиромагнитное отношение, характеризующее отношение механических и магнитных свойств ядер и зависящее от их свойств; B_0 — напряженность магнитного поля, в котором находится ядро. По сути, ядерный магнитный резонанс — это эффект Зеемана для ядер.

Физические основы МРТ основываются на использовании ядерного магнитного резонанса и определяются магнитными свойствами атомных ядер. Выбор протонов в качестве объекта исследования обусловлен следующими соображениями. Биологическая среда — это в основном ядра атомов водорода ^1H (протоны). Они обладают ядерным полуцелым спином — собственным механическим моментом вращения \vec{I} , который обуславливает появление магнитного момента $\vec{\mu}$ ядра (рис. 5.2, а).

Ядро водорода (т.е. протон) имеет две важных характеристики: электрический заряд и спин. Его магнитный момент μ пропорционален квантовому числу I , обычно называемому ядерным спином:

$$\mu = \gamma I. (2.2)$$

Вторым физическим законом, положенным в основу МРТ, является наличие у ядер (как и у атомов) квантовой характеристики — спина. Протоны имеют полуцелый спин $s = 1/2$, что является причиной существования только двух уровней, отличающихся спином.

При отсутствии внешнего поля спины и магнитные моменты протонов ориентированы хаотически. Если поместить протон во внешнее магнитное поле, то его магнитный момент будет либо сонаправлен, либо противоположно направлен магнитному полю, причём во втором случае его энергия будет выше.

Поэтому для протонов существует два конуса прецессии: один — для ядер в состоянии с низкой энергией и другой —

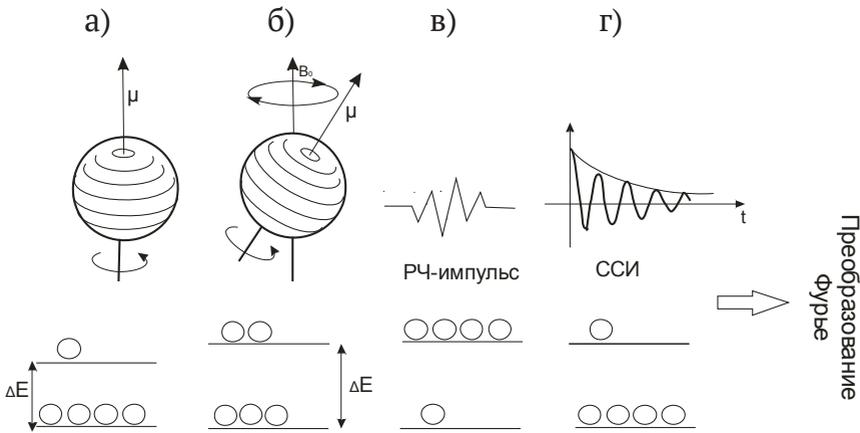


Рис.2.4. Принцип приема и передачи сигнала в МРТ – томографе

для ядер в состоянии с высокой энергией. Физический принцип действия томографа иллюстрируется на рис.2.4.

В отсутствие магнитного поля, как видно на рис. 2.4 а, протон вращается вокруг своей оси с магнитным моментом. Если ядра помещены в магнитное поле, они прецессируют вокруг направления магнитного поля, как показано на рис. 2.4 б. При этом, в состоянии равновесия большее количество спинов (N_+) будет находиться в состоянии с меньшей энергией, чем в состоянии с большей энергией (N_-).

Разность между количеством двух групп протонов невелика — при комнатной температуре в магнитном поле 0.25 Тл составляет один протон на миллион. Тем не менее, эта разница задает намагниченность образца, которая определяется как суммарный вектор намагниченности M :

$$M = \sum_{i=0}^{\infty} \mu_i \quad (2.4)$$

В состоянии равновесия вектор суммарной намагниченности направлен параллельно примененному магнитному полю B_0 и называется равновесной намагниченностью M_0 .

В этом состоянии проекция вектора намагниченности на магнитное поле B_0 (Z -составляющая) M_z равна M_0 . Еще M_z называется продольной намагниченностью. В данном случае, поперечной (M_x или M_y) намагниченности нет.

Сигнал ядерного магнитного резонанса возникает, как уже отмечалось, в результате взаимодействия радиоволн с веществом. Для того чтобы вызвать переход ядра с нижнего энергетического уровня на верхний, необходимо воздействовать на систему.

Радиоволны можно рассматривать как кванты энергии. Действие радиочастотного импульса (радиочастотного поля B_1) иллюстрируется на рис.2.4 в, оно приводит к квантовому переходу ядер с более низкого энергетического уровня в возбужденное состояние (на более высокий энергетический уровень). Переход осуществляется при поглощении квантов энергии (радиосигнала частоты ω_0), равных разности энергий между двумя уровнями. Согласно соотношению для Ларморовской частоты (2.1) энергия перехода из низшего энергетического состояния в верхнее состояние пропорционально величине магнитного поля:

$$\Delta E = \hbar\omega_0 = \gamma\hbar B_0 \quad (2.3)$$

При отключении радиосигнала (рис.2.4 г) происходит процесс релаксации: протоны возвращаются в прежнее состояние и излучают энергию ΔE , что соответствует ЯМР-сигналу, который регистрируется приемным трактом томографа. При этом образованный магнитными моментами ядер суммарный вектор намагниченности M_z возвращается в исходное состояние M_0 . Таким образом, после окончания действия радиочастотного импульса продольная составляющая намагниченности M_z возвращается в состояние M_0 , а поперечная намагниченность M_{xy} приобретает нулевое значение. Во время этого процесса,

называемого релаксацией, резонировавшие ядра излучают слабые электромагнитные волны²⁴.

Количественное математическое описание процесса релаксации было предложено Ф. Блохом:

$$M_z(t) = M_0 (1 - e^{-t/T_1}) \quad (2.4)$$

$$M_{xy} = M_{xy}(0) \cdot e^{-t/T_2} \quad (2.5)$$

где T_1, T_2 — времена продольной и поперечной релаксации соответственно.

Блох объяснил эволюцию вектора намагниченности M (зависимость $M(t)$) следующим образом. После выключения поля B_1 ядерные спины прецессируют с собственными ларморовскими частотами, которые несколько различаются между собой из-за влияния локальных полей, создаваемых соседними магнитными моментами. Вследствие наличия некоторого разброса ларморовских частот относительные фазы прецессии различных спинов изменяются, в результате чего уменьшается суммарная намагниченность в поперечной плоскости M_{xy} . Характерное время уменьшения поперечной намагниченности называется временем спин-спиновой релаксации T_2 . Для учета влияния неоднородности магнитного поля ΔB в процессе затухания сигнала индукции вводится также постоянная T_2^* :

$$1/T_2^* = 1/T_2 + \gamma \Delta B \quad (2.6)$$

Установление равновесного значения M_z происходит в результате обмена энергией между системой ядерных спинов и окружающими атомами, ионами или молекулами вещества — решеткой. Поэтому время T_1 также принято называть временем спин-решеточной релаксации.

²⁴ Это явление называется спадом свободной индукции.

2.2. Конфигурация МР-томографа

МР-томограф состоит из следующих основных блоков: магнита, градиентных и радиочастотных катушек, охлаждающей системы, систем приема, передачи и обработки данных, системы экранирования.

Магнит является основной частью МР-томографа, создающей сильное устойчивое магнитное поле. Большинство современных магнитов, выпускаемых различными производителями, являются сверхпроводящими.

Магниты бывают следующих видов: постоянные, резистивные, сверхпроводящие и комбинированные.

Постоянные магниты состоят из сплавов, которые обладают свойствами ферромагнетиков. Они не требуют энергии и систем охлаждения для поддержания магнитного поля. В больших объемах удается создать магнитные поля до 0.35 Тл. В маленьких объемах в магнитах на сплавах

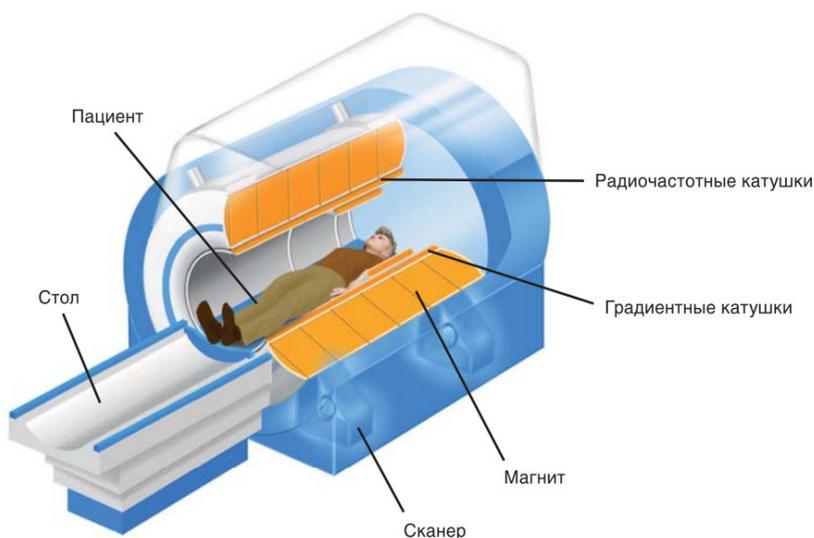


Рис. 2.5. Схема МР-томографа

удается достигнуть магнитных полей до 3 Тл. Создание новых сплавов — один из перспективных путей развития томографов.

Недостатками томографов на постоянных магнитах являются: значительная масса и высокая стоимость магнита, неоднородность магнитного поля, невозможность отключения магнитного поля в случае непредвиденной ситуации.

Электромагниты (их обычно называют резистивными магнитами) представляют собой катушку — соленоид из небольшого количества витков большого сечения. Магнитное поле, создаваемое вдоль оси соленоида, пропорционально числу витков провода $B \sim N$:

$$B_{\text{соленоида}} = NB = \frac{N\mu_0 I}{2r}, \quad (2.7)$$

где $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ Тл·м/А — константа, называемая магнитной проницаемостью вакуума.

По катушкам пропускают сильный электрический ток. Такие электромагниты потребляют большое количество энергии, сильно нагреваются, поэтому в них используется мощная система охлаждения. В таких магнитах удается достичь напряженности магнитного поля до 0.6 Тл, при небольшом весе МР-томографа (до 5 т). Важное преимущество резистивных магнитов — возможность выключения в любой момент. Однако эффективность их невысока, поскольку значительная часть затраченной электроэнергии расходуется на нагревание. В связи с этим на резистивных МР-томографах должна быть установлена мощная система охлаждения. Следовательно, они зависят от непрерывной подачи электроэнергии.

Магниты со сверхпроводящими обмотками применяются в томографах с величиной магнитного поля свыше 0.5 Тл. В сверхпроводящих магнитах обмотка катушки, создающей

магнитное поле, состоит из сверхпроводящих сплавов²⁵. Обмотка катушки помещается в сосуд с жидким гелием при температуре 4.2 К, который, в свою очередь, окружен охлаждающим контуром с жидким азотом при температуре 77.4 К. Такие магниты потребляют мало электроэнергии и позволяют без потерь пропускать большие токи, поскольку вблизи абсолютного нуля электрическое сопротивление проводов стремится к нулю. Однако в этом типе томографов большие затраты уходят на жидкий гелий.

Ограничение величины напряженности магнитного поля сверхпроводящих магнитов не установлены. В них получают магнитные поля до 27 Тл, а для исследования всего тела человека — до 7 Тл. Благодаря сильному магнитному полю в данных томографах проводят функциональную томографию.

Более 90% томографов имеют сверхпроводящие обмотки магнита. В медицинской практике обычно используются томографы с магнитными полями от 0.5 до 3 Тл, которых достаточно для проведения подавляющего числа клинических исследований.

Гибридные магниты — это электромагниты с железным сердечником, в которых магнитная энергия резистивного магнита сосредоточена в зазоре между двумя полюсными наконечниками, сделанными из мягкого железа. Напряженность поля таких магнитов достигает величины 0.4 Тл, масса составляет от 10 до 15 т.

Внутри магнита расположены градиентные катушки, предназначенные для создания контролируемых изменений

²⁵ Для этих целей используются металлы (Nb, Tc, La, V, Ta), сопротивление которых при абсолютном нуле резко падает и они становятся сверхпроводниками. В магнитно-резонансных томографах обычно используется провод из ниобий-титанового сплава длиной в несколько километров. Провод защищают от так называемого квенча (от англ. *quench*). Под ним понимают резкую потерю сверхпроводимости из-за быстрого повышения сопротивления сверхпроводящего магнита в результате выкипания жидкого гелия.

главного магнитного поля B_0 по осям X, Y и Z и пространственной локализации сигнала. Градиентные катушки благодаря своей конфигурации создают управляемое и однородное линейное изменение поля в определенном направлении, имеют высокую эффективность, низкую индуктивность и сопротивление.

Шиммирующие катушки — это катушки с малым током, создающие вспомогательные магнитные поля для компенсации неоднородности главного магнитного поля томографа, вызванной дефектами магнита или присутствием внешних ферромагнитных объектов.

Радиочастотная (РЧ²⁶) катушка представляет собой одну или несколько петель проводника, создающих магнитное поле B_1 , необходимое для поворота спинов на 90° или 180° во время импульсной последовательности, и регистрирующих сигнал поперечной намагниченности от спинов внутри тела. Совершенная катушка создает однородное магнитное поле без существенного излучения.

По характеру выполняемых операций РЧ катушки можно разделить на три основные категории: приемо-передающие, только принимающие и только передающие РЧ сигнал. Приемо-передающие катушки служат излучателями поля B_1 и приемниками РЧ энергии от отображаемого объекта. Только передающая катушка используется для создания поля B_1 , только принимающая катушка используется в сочетании с предыдущей для обнаружения или приема МР сигнала от спинов отображаемого объекта. Любая отображающая катушка должна резонировать или эффективно накапливать энергию на частоте Лармора. Резонансная частота РЧ

²⁶ Радиочастотный диапазон — электромагнитные волны с частотами от 0,03 Гц до 3 ТГц. В клинической практике обычно работают в диапазоне от 5 до 130 МГц.

катушки определяется индуктивностью (L) и емкостью (C) индуктивно-емкостной цепи по формуле

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad (2.8)$$

Настройка катушек для каждого пациента производится регулировкой напряжения на переменном конденсаторе РЧ катушки. Это изменяет его емкость и, соответственно, резонансную частоту катушки.

Комнату сканирования окружает клетка Фарадея — электрически проводящий экран (медная сетка или листы алюминия), уменьшающий влияние внешних радиоволн на работу МР-томографа и предотвращающий выход РЧ волн за пределы процедурной комнаты.

В зависимости от напряженности основного магнитного поля МР-томографы делятся на несколько типов: томографы с ультранизким магнитным полем (0.02–0.01 Тл), с низким полем (0.1–0.3 Тл), со средним полем (0.3–0.6 Тл), с сильным полем (0.6–3 Тл). Для фундаментальных исследований созданы томографы с индукцией магнитного поля до 10–15 Тл и выше.

МРТ с низким полем используют резистивные или постоянные магниты. Преимущество этих томографов заключается в малом количестве противопоказаний. Их недостатком является небольшое разрешение, невысокое качество снимков и длительное время сканирования.

Оптимальными считаются томографы со средним и сильным магнитным полем от 0.5 до 1.5 Тл. Высокие магнитные поля позволяют достичь хорошего разрешения и качества снимков. В последнее десятилетие в клиническую практику вводятся томографы с уровнем магнитного поля до 7 Тл.

Для МР-томографии разработаны различные импульсные последовательности, которые, в зависимости от цели исследования, определяют вклад того или иного параметра

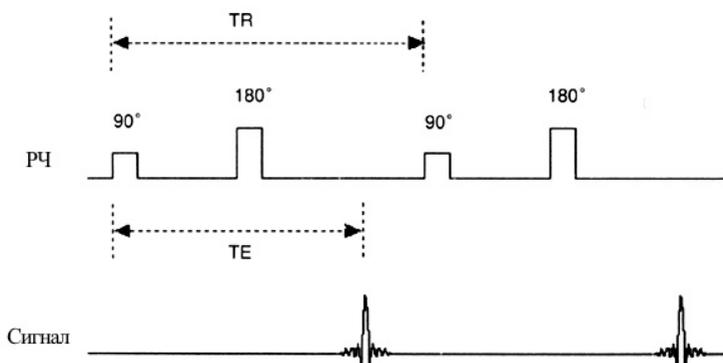


Рис. 2.6. Схема импульсной последовательности

в интенсивность изображения исследуемых структур для получения оптимального контраста между нормальными и измененными тканями.

Импульсной последовательностью (ИП) называют набор определенных PЧ импульсов²⁷, которые обычно многократно повторяются во время сканирования, интервал между которыми, их амплитуда и форма определяют характеристики изображений. Основными параметрами ИП являются время появления эхо-сигнала (TE) и период повторения последовательности (TR) (рис. 2.6). Обычно временные интервалы в последовательностях задаются в мс.

Импульсные последовательности можно классифицировать следующим образом:

1. Спин-эхо²⁸ последовательности (спин-эхо, SE).

Изображения, полученные с помощью ИП спин-эхо, как правило, менее чувствительны к неоднородностям магнит-

²⁷ Стандартными PЧ импульсами являются так называемые 90° и 180° PЧ импульсы. После их воздействия на систему вектор суммарной намагниченности отклоняется от положения равновесия на 90° и 180° соответственно.

²⁸ Спин-эхо (SE, spin echo) последовательность это наиболее часто используемая ИП, изобретенная Карром и Парселом на заре МР-томографии и основанная на обнаружении спинового эха.

ного поля и парамагнетикам. Они характеризуются меньшими геометрическими искажениями, и, соответственно, более резкими контурами. Недостатком базовой методики спин-эхо является продолжительное время сканирования, поэтому были придуманы различные модификации.

2. Градиент-эхо последовательности (градиент-эхо, GRE).

ИП градиентное эхо позволяет получать изображения в течение более короткого времени, чем ИП SE. Основным недостатком ИП является более высокая чувствительность к неоднородностям магнитного поля и парамагнетикам.

3. Последовательности с выборочным подавлением сигналов (Inversion Recovery, IR).

Последовательность инверсия-восстановление позволяет получать сильный контраст между тканями, имеющими разное время T1 релаксации. Существуют разные виды IR ИП: для удаления сигнала от движущейся жидкости используется FLAIR (Fluid Attenuation Inversion Recovery); STIR (Short T1 Inversion Recovery) чувствительна к стационарным (не движущимся) жидкостям.

2.3. Виды и качество изображений.

Интерпретация интенсивности сигнала — главная проблема в МР томографии. Интенсивность сигнала является сложной функцией, зависящей от параметров ткани (плотности протонов, T1 и T2 релаксации) и параметров TR и TE используемой ИП. Поэтому в клинической МР-томографии были введены термины T1, T2 и PD взвешенные изображения (ВИ).

Термин T1 ВИ используется для описания контраста между тканями, вызванного различиями значений продольной релаксации T1. Для этого параметры ИП выбираются следующим образом $TR < T1$ (500 мс) и $TE < T2$ (30 мс).

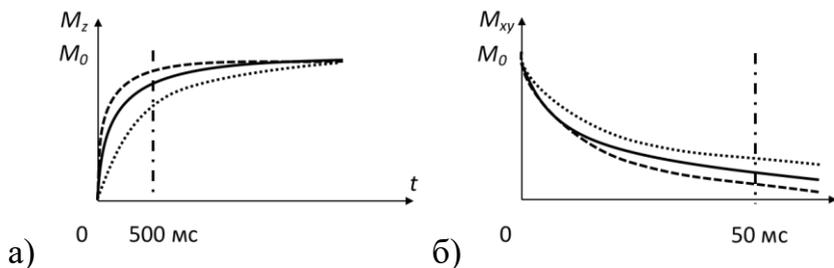


Рис. 2.7. Зависимость продольной M_z (а) и поперечной намагниченностей M_{xy} (б) различных тканей от времени

Ткани с коротким T_1 дают яркий сигнал на T_1 ИП. Так, жир имеет более сильный сигнал и будет светлым на T_1 ВИ. Продольная намагниченность воды, наоборот, до РЧ импульса меньше, поэтому меньшая поперечная намагниченность после импульса даст меньший сигнал. В связи с этим вода будет темная на T_1 ВИ.

Термин T_2 ВИ используется для описания контраста между тканями, вызванного различиями T_2 значений. Параметры ИП в этом случае выбираются так: $TR > T_1$ (2000 мс) и $TE < T_2$ (100 мс) и $(1 - \exp(-TR/T_1)) = 1$ для TR/T_1 много больше 1. Поэтому контраст T_2 изображений усиливается TR , сравнимым с временем T_1 ткани (чтобы уменьшить вклад T_1 в контраст) и TE между самыми длинным и коротким T_2 ткани.

Например, жир имеет более короткое время T_2 релаксации, чем вода и затухает быстрее воды. Т.к. поперечная намагниченность жира мала, он дает слабый сигнал (темный на T_2 изображении). T_2 взвешенность сильнее при более длинном TE . Вода имеет большую T_2 постоянную и поэтому даёт сильный T_2 сигнал (яркая на T_2 изображении).

Вкратце характеристики контраста изображения зависят от выбранных значений TR и TE следующим образом:

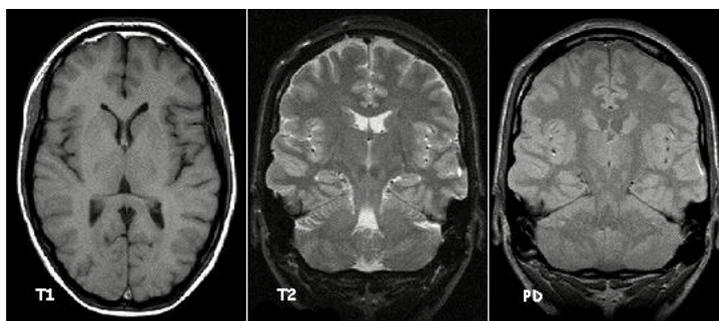


Рис. 2.8. Слева направо T 1-взвешенное, T 2-взвешенное и взвешенное по протонной плотности изображения

- короткие TR (менее 1000 мс) и TE (менее 25 мс) — T1 взвешенное изображение;
- длинные TR (более 1500 мс) и TE (более 60мс) — T2 взвешенное;
- средние значения TR (1000–1500 мс) и TE (25–60 мс) дают изображение протонной плотности.

Времена релаксации зависят от величины магнитного поля, поэтому конкретное время обычно указывается в привязке к полю, в котором было проведено измерение (табл. 3.1).

Таблица 3.1
Времена релаксаций тканей мозга в поле 1.5 Тл

Вещество	Время T1, мс	Время T2, мс
Спинальная жидкость	2500	1400
Белое вещество	780	90
Серое вещество	910	100
Жир	255	84

К показателям качества изображения относят отношение сигнала к шуму SNR, пространственное разрешение, отношение контраста к шуму CNR и отсутствие артефактов.

SNR напрямую зависит от объема воксела, интенсивности сигнала и квадратного корня из числа накоплений и обратно зависит от квадратного корня из полосы пропускания BW. Кроме этого, влияние оказывают величина основного магнитного поля, типа РЧ катушки и другие параметры.

Разрешение метода МРТ в клинической практике обычно бывает порядка 0.5 мм, а в научных исследованиях может достигать до 0.1 мм.

Оценка работы МР-томографа и представление практических методов тестирования производится с помощью специальных устройств для контроля качества изображения, называемых фантомами. В МРТ фантомом является искусственный объект, обычно имеющий определенную внутреннюю структуру и заполненный водой или раствором с парамагнитным соединением.

В МРТ артефакты могут иметь форму вариаций интенсивности сигналов или их ошибочного позиционирования. В ряде случаев артефакты имитируют патологию, для исключения которой приходится повторно проводить обследование или применять другие методы диагностики.

Обычно в зависимости от источника возникновения артефакты в МРТ подразделяют на:

- физиологические;
- вызванные физическими явлениями (химический сдвиг, восприимчивость, металл).
- вызванные неисправностью оборудования;
- неправильные действия оператора.

Физиологические артефакты вызваны естественными процессами, происходящими в теле пациента. На томограмме они проявляются в виде пятен и изображений-призраков,

расположенных вдоль оси кодирования фазы независимо от направления движения. Обычно они вызваны движением жидкостей, дыханием, пульсацией сердца. Уменьшить артефакты можно с помощью кардиологической и респираторной синхронизации. Также для этого могут применяться быстрые методы сканирования.

Артефакты магнитной восприимчивости проявляются в виде ярких пятен или пространственных искажений и возникают от микроскопических градиентов или изменений силы поля вблизи поверхностей веществ с разной магнитной восприимчивостью. Они могут быть вызваны медицинскими устройствами вблизи или внутри отображаемой области. Сильные артефакты обычно видны вокруг ферромагнитных объектов внутри диамагнитных материалов (например, металл в теле человека). Помимо этого, ферромагнитные предметы сильно взаимодействуют с магнитным полем, поэтому МРТ противопоказано людям с металлическими имплантатами.

Наиболее частой ошибкой оператора является артефакт наложения. Он возникает в случае, если выбранная оператором область сканирования меньше, чем отображаемая часть тела возникает артефакт наложения (англ. *aliasing*). Тогда часть тела, лежащая вне области сканирования, проецируется на противоположную сторону изображения в направлении фазового кодирования. Это вызвано тем, что градиенты кодирования фазы масштабируются только для области сканирования,

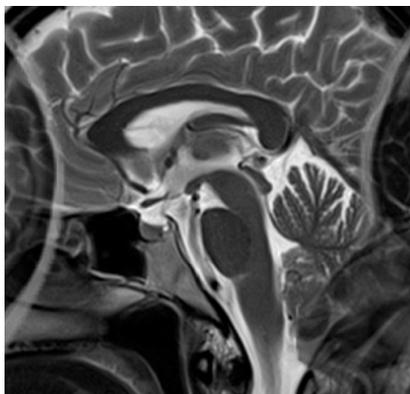


Рис. 2.9. Артефакт наложения на МРТ изображении

поэтому ткани вне области сканирования не кодируются по фазе в соответствии с их положением и дублируют фазы внутри области сканирования, появляясь с противоположной стороны изображения. Для устранения артефакта требуется увеличить область сканирования.

Другими часто встречающимися артефактами являются перекрытия срезов, которые проявляются в виде областей потери сигнала при пересечении нескольких срезов. В таком случае второй получаемый срез включает уже насыщенные спины и на изображении возникают параллельные полосы отсутствия сигнала. Этот артефакт можно устранить, увеличив расстояние между срезами.

Глава 3.

Радионуклидная диагностика

Особую роль в диагностике играют технологии с использованием радиоактивных изотопов, составляющие ядерную медицину²⁹ Основными источниками получения радионуклидов медицинского назначения являются реакторы и ускорители заряженных частиц (циклотроны с энергией 4–30 МэВ разных видов).

В настоящее время для медицины производится более 45 видов радионуклидов. В том числе в диагностических целях используется около 27 видов радионуклидов, в терапевтических целях — около 37. Группу радионуклидов, получаемых генераторным методом, образующихся при распаде β^+ и β^- , а также в результате электронного захвата и изомерных переходов, составляют 20 радионуклидов.

Темпы развития использования радионуклидов в медицине столь велики, что по оценкам экспертов рост мирового рынка продукции и услуг ядерной медицины в 2015 г. достиг 84 млрд. долларов. Только в США в 2014 г. прогноз дохода рынка радиофармпрепаратов, используемых в диагностике и терапии, составил более 8 млрд. долларов.

Радионуклидная диагностика (РНД) является небольшой, но быстро развивающейся частью радиационной ди-

²⁹ Базой для ее развития стал ядерный реактор CP-1, запущенный в 1942 г. Он обеспечил возможность интенсивной наработки разнообразных радиоактивных изотопов и их последующей поставки потребителям. Время начала поставок изотопов, относящееся к 1946 г., условно считается датой зарождения современной ядерной медицины.

агностики. Она стала уникальным высокотехнологичным достижением ученых.

В основе радиационной диагностики лежит использование различных химических соединений, меченных радионуклидами, которые называют радиофармпрепаратами (РФП). Они в настоящее время широко используются не только в онкологии, но и в других областях медицины.

Типичное исследование ядерной медицины включает в себя введение радионуклидов в организм внутривенно в жидкой или агрегированной форме, во время приема пищи в сочетании с пищей, при вдыхании газа или аэрозоля или, что реже, при инъекции радионуклида, который претерпел микроинкапсуляцию. Некоторые исследования требуют маркировки собственных клеток крови пациента радионуклидом (сцинтиграфия лейкоцитов и сцинтиграфия красных клеток крови). Большинство диагностических радионуклидов испускает гамма-лучи, в то время как свойства бета-частиц, разрушающих клетки, используются в терапевтических целях. Радионуклиды, используемые в ядерной медицине, являются производными от продуктов деления в ядерных реакторах. В них производятся радионуклиды с более длинным периодом полураспада, из которых в результате цепочки превращений образуются необходимые для ядерной медицины радионуклиды. На ускорителях, в большей степени циклотронах, производятся радионуклиды с коротким периодом полураспада. В этих же целях используют изотопы, существующие в природе, которые распадаются в специальных генераторах, например молибден/технеций или стронций/рубидий, образуя необходимые для медицинских целей радионуклиды.

3.1. Физические основы радионуклидной диагностики

Физический смысл использования радионуклидов в диагностике заключается в том, что разные их виды по-разному поглощаются органами и тканями. Пример накопления радионуклидов в различных частях тела и органах человеческого организма представлен на рис. 3.2.

Изотопы подбираются так, чтобы их время полураспада было больше времени, в течение которого они распределятся в определенном органе или области тканей, и врач успеет произвести исследования. Более того, необходимо подобрать такой радионуклид, концентрация которого в опухоли будет выше, чем в здоровой ткани. Тогда на диагностическом приборе можно увидеть объем и форму патологии. Если

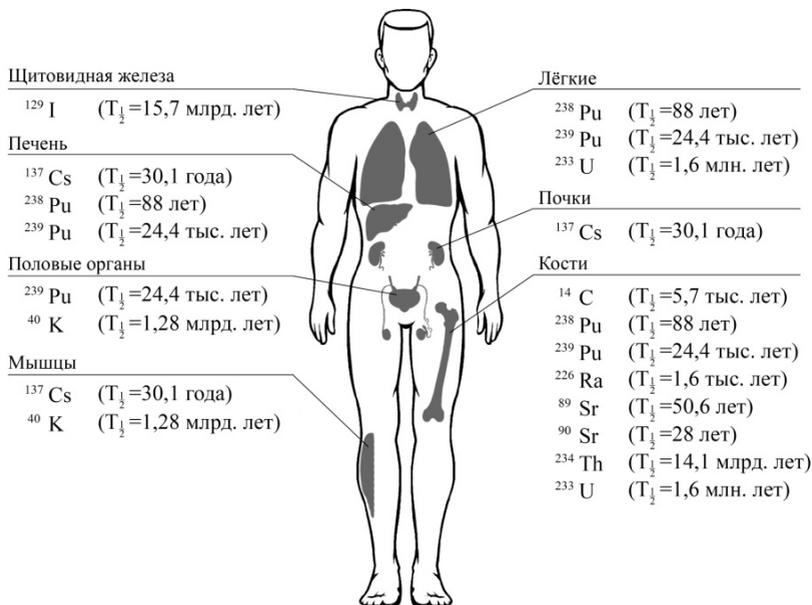


Рис. 3.2. Места накопления радионуклидов в организме человека

время распада радионуклида будет слишком большим, то здоровые ткани пациента будут испытывать лишнюю дозовую нагрузку. Поэтому важно, чтобы радионуклид быстро распадался и легко и полностью выводился из организма. При этом активность радионуклидов должна быть невысокой для уменьшения дозовой нагрузки здоровых тканей.

По сути, приборы радионуклидной диагностики (ГК, ОФЭКТ и ПЭТ) работают на измерении плотности распределения радионуклида в патологических областях. Для диагностики используют радионуклиды, которые испускают фотоны высоких энергий. Чем выше их энергия, тем больше их проникающая способность. Поэтому из внутренних тканей больше фотонов вылетит наружу. Их интенсивность меняется по экспоненциальному закону:

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad (3.1)$$

где μ — линейный коэффициент ослабления, I_0 — интенсивность излучения при $x = 0$ на входе в среду.

Количество фотонов, попавшее в детектор, зависит от глубины расположения точки, откуда вылетают фотоны.

Фотоны высоких энергий создают в тканях потоки вторичных заряженных частиц, быстро останавливаются в веществе. Пробег тяжелых заряженных частиц, например протонов с энергией до 10 МэВ в воде, хорошо описывается выражением

$$R = \alpha E^p. \quad (3.2)$$

где $\alpha = 1.73 \cdot 10^{-3}$, $p = 1.4$.

Физики решают еще одну важную задачу — повышение точности регистрации места, откуда вылетел фотон. Создаются специальные коллиматоры (полые трубки), которые позволяют регистрировать фотоны, вылетевшие только из заданной точки организма (рис. 3.3).

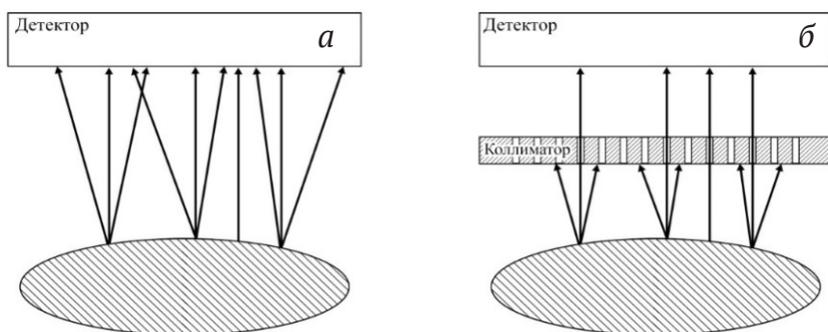


Рис. 3.3. Схема попадания гамма-квантов на сцинтилляционный кристалл при отсутствии (а) и наличии (б) параллельного коллиматора

Остальные фотоны должны поглотиться стенками коллиматора, и не попасть в детектирующий кристалл. Поэтому в снимке гамма-камеры с одного направления будут регистрироваться фотоны, возникшие на разной глубине в тканях. Таким образом, регистрируются фотоны, попавшие в детектор с некоторого отрезка на заданном направлении.

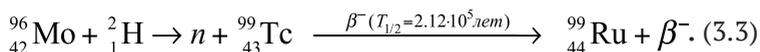
В ГК и ОФЭКТ регистрируются отдельные фотоны, а в ПЭТ — пары фотонов, вылетающих в противоположные стороны.

В создании и развитии радионуклидной диагностики значительна роль радиобиологов и радиохимиков. Сам по себе радионуклид в диагностике практически не применяется. На практике используют различные его химические соединения (в виде некоторого радиофармпрепарата, РФП). Они позволяют доставить радионуклид в патологический очаг, а после исследования быстро вывести его из организма, и так, чтобы доля оставшегося в нем радиоактивного вещества была минимальна.

На основе одного и того же радионуклида может быть создано множество радиофармпрепаратов для диагностики.

Фактические дозы, получаемые пациентом при проведении РНД составляют от единиц микрозиверт (мкЗв) до примерно 40 миллизиверт (мЗв).

После изобретения В. Лоуренсом циклотрона появились искусственные радионуклиды. Первый такой радионуклид ^{99m}Tc был синтезирован в 1937 г. в Беркли, когда мишень из молибдена, облучалась ядрами дейтерия на циклотроне³⁰:



Но их выход был мал, а их наработка обходилась достаточно дорого. Кроме того, технеций получают в реакторах при делении нуклидов ^{232}Th , ^{233}U , ^{238}U , ^{239}Pu , и он может накапливаться в реакторах килограммами за год. Как правило, технеций получают из радиоактивных отходов химическим способом. В реакторе ^{99}Mo — один из продуктов деления урана. Он выделяется и поставляется в радиофармацевтические компании. Радиоактивный $^{99}_{42}\text{Mo}$ распадается с периодом полураспада 2.7 дня, превращаясь сначала в ^{99m}Tc , который затем извлекается из генератора технеция. В дальнейшем $^{99m}_{43}\text{Tc}$ распадается внутри пациента, испуская фотон, который регистрируется гамма-камерой. Он распадается до своего основного состояния $^{99}_{43}\text{Tc}$, которое является согласно (3.3) относительно нерадиоактивным по сравнению с $^{99m}_{43}\text{Tc}$. Технеций стал одним из основных радионуклидов, используемых в радионуклидной диагностике.

Использование в медицине для регистрации фотонов газоразрядных счетчиков, первоначально созданных физиками для регистрации ионизирующих излучений, не позволяло точно определить распределение радиоактивных изотопов в тканях, поскольку они имели низкую эффективность. Эту

³⁰ Затем он был обнаружен 13 июня 1937 г. в Палермо итальянскими учеными К. Перрье и Э. Сегре.

проблему удалось решить после того, когда физики научились выращивать сцинтилляционные кристаллы³¹.

Впервые такой детектор был использован в 1949 г. Б. Кассеном (B. Kassen) для измерения распределения ¹³¹I в тканях. В следующем году он смонтировал сцинтилляционный детектор с кристаллом NaI(Tl), закрепленном на движущемся механизме. Это был первый диагностический прибор для регистрации излучения радионуклидов.

Идея гамма-камеры, принципиально нового диагностического прибора, предложена в 1949 г. Коуплендом и Бенжамином. Основной вклад в развитие этого метода сканирования и создание гамма-камер, начиная с 1952 г., внесли Энгер и Мэллард. Первая гамма-камера была создана американским инженером Энгером в 1966 г. Она состояла из двухкоординатного сканера со сцинтилляционными счетчиками (кристаллами NaI(Tl) толщиной ~12 мм и диаметром более 25 см), системы фотоэлектронных умножителей, а также блока сборки и обработки сигналов со счетчиков. Ее параметры были адаптированы для получения двумерного изображения пространственного распределения РФП в организме человека с достаточно хорошим разрешением.

Таким образом, в 1950-е годы возникла функциональная визуализация внутренних органов человека с использованием радионуклидов, которую в настоящее время, как мы уже знаем, называют радионуклидной диагностикой.

³¹ Метод регистрации заряженных частиц с помощью счета вспышек света, возникающих при попадании этих частиц на экран из сернистого цинка (ZnS), является одним из первых методов регистрации ядерных излучений. В 1903 г. Крукс заметил, рассматривая в темном помещении через увеличительное стекло экран из сернистого цинка, на который попадали частицы, появление отдельных кратковременных вспышек света — сцинтилляций. Было установлено, что каждая из этих сцинтилляций создается отдельной частицей, попадающей на экран. Круксом был построен простой прибор, названный спинтарископом Крукса, предназначенный для счета частиц.

Дальнейшее ее развитие связано с разработкой и широким распространением в конце 1950-х и 1960-х гг. генераторных систем для синтеза непосредственно в медицинских учреждениях радионуклида $^{99m}_{43}\text{Tc}$. Около 90% радиодиагностических исследований во всех странах мира осуществляются с его использованием.

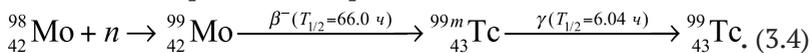
С расширением круга применяемых в медицине изотопов на стыке ядерной физики и медицины возникло новое направление — радиофармацевтика. Она позволила с течением времени создать несколько сотен видов радиофармпрепаратов. Хотя круг их использования на практике весьма ограничен (всего несколько десятков).

3.2. Гамма камера

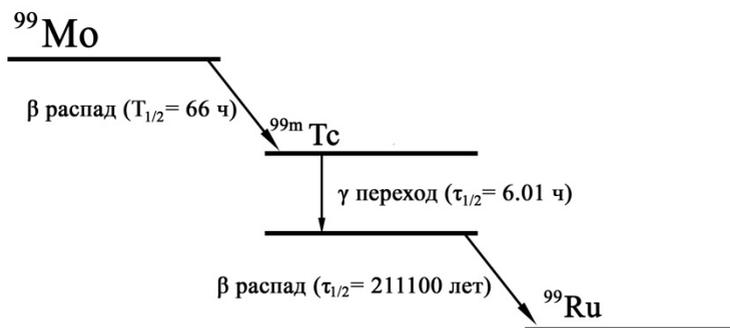
На сегодняшний день гамма-камера³² является одним из основных приборов для получения скинтиграфических изображений. В комплексе с компьютером гамма-камера позволяет проводить все основные виды радионуклидных исследований.

Рассмотрим в качестве примера два радиоактивных изотопа — технеций-99m (^{99m}Tc) и таллий-201 (^{201}Tl), которые используются в гамма-камерах. Они имеют приемлемый для проведения исследований период полураспада, соответственно 6 и 72.9 ч.

Наработка изотопов ^{99m}Tc для гамма-камеры осуществляется облучением медленными реакторными нейтронами молибденсодержащих образцов:



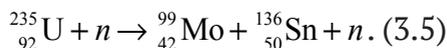
³² Гамма-камера — прибор, регистрирующий распределение g-радиоактивного изотопа, введенного в тело человека в составе радиофармпрепарата, из различных частей и органов тела человека.

Рис. 3.4. Схема распада $^{98}_{42}\text{Mo}$

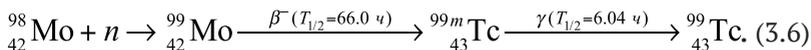
В качестве мишени используют килограммовые количества либо чистого MoO_3 , либо металлического молибдена. Мишень облучают в реакторе в течение одного года и выдерживают для полного распада материнского ядра ^{99}Mo .

В настоящее время более удобным способом является выделение технеция в процессе переработки отработанного ядерного топлива. Технеций является продуктом деления и накапливается при облучении ядерного топлива в реакторе.

Целевая наработка ^{99}Tc ведется переработкой отработанного уранового топлива. Изотоп ^{99m}Tc получают облучением реакторными нейтронами высокообогащенного урана ^{235}U :



Из него извлекается молибден ^{99}Mo , который используется в качестве материнского нуклида в нейтронных генераторах:



Фотоны испускаются в результате распада $^{99m}_{43}\text{Tc}$ с энергиями $E_\gamma = 140.5$ кэВ (98.6%), $E_\gamma = 142.6$ кэВ (1.6%). Схема распада $^{98}_{42}\text{Mo}$ представлена на рис. 3.4.

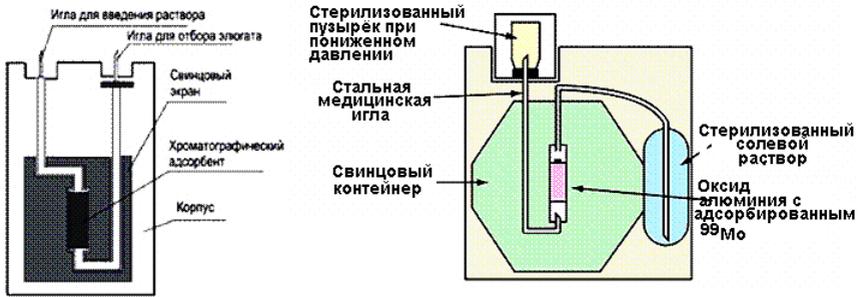
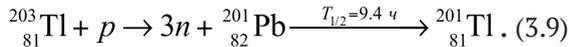
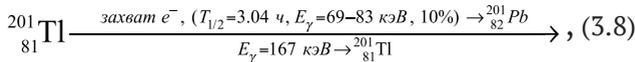
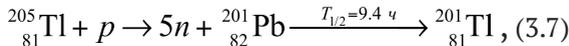


Рис. 3.5. Схема нейтронного генератора

Конструкция нейтронного генератора технеция для медицинских целей представлена на рис. 3.5.

Как видно из рис. 3.5, выделившийся в нейтронном генераторе технеций попадает в ампулу со стерилизованным раствором, который используется в радионуклидной диагностике для введения внутрь пациента.

Другой изотоп $^{201}_{81}\text{Tl}$, широко используемый в диагностике, обычно получают путем облучения таллиевой мишени протонами с энергией выше 30 МэВ:



В результате реакций (3.7)–(3.9) образуется $^{201}_{81}\text{Tl}$, который распадается за 3.04 дня с испусканием фотонов.

Гамма-камера (рис. 3.6) состоит из детектора на базе сцинтилляционного кристалла, коллиматора, фотоэлектронных умножителей, электронной схемы определения положения и величины вспышек, компьютера для получения изображения и консоли оператора. На ней получают двухмерное изображение органов человека.

Испускаемые из органов человека фотоны регистрируются сцинтилляционным детектором NaI (Т1). Он представляет собой монокристаллом NaI (Т 1) толщиной 10–12 мм и диаметром до 500 мм. При энергии фотонов порядка 150 кэВ в них поглощается 90% фотонов. Кристалл хорошо пропускает собственное излучение, возникающее при взаимодействии первичных фотонов с кристаллом. В сцинтилляционном детекторе поглощенные или рассеянные гамма-кванты преобразуются в фотоны видимого излучения, их число пропорционально поглощенной в сцинтилляторе энергии γ -кванта.

Над детектором располагаются фотоэлектронные умножители (ФЭУ), которые регистрируют эти вторичные фотоны. Они представляют собой матрицу, состоящую из большого числа ФЭУ. Для уменьшения потерь света при его прохождении от кристалла NaI (Т1) к ФЭУ применяют оптоволоконные световоды. Их изготавливают из прозрачной пластмассы с коэффициентом преломления, близким к показателю преломления кристалла NaI (Т1) $n = 1,85$.

Фотоумножители преобразуют световую вспышку сцинтиллятора в импульс тока, который регистрируется спектрометрической аппаратурой. Амплитуда импульса пропорциональна поглощенной энергии. От количества ФЭУ в конечном итоге зависит разрешающая способность гамма-камеры.

Важным элементом установки является коллиматор. Он позволяет избежать искажений, получаемых сцинтиграмм

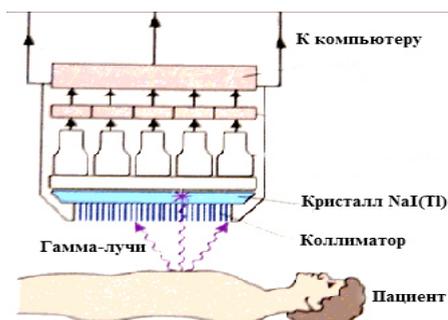


Рис. 3.6. Устройство гамма-камеры

за счет поглощения гамма-квантов, падающих под некоторым углом к центральной оси его отверстий (рис. 3.3). Такие фотоны не попадают на кристалл.

По распределению фотонов определяется распределение изотопов в тканях и с помощью компьютера осуществляется визуализация структуры тканей.

Обычно используют многоканальные коллиматоры, представляющие собой свинцовую пластину с множеством отверстий, через которые происходит проникновение гамма-квантов от объекта к сцинтилляционному кристаллу. Для проведения исследований с радионуклидами, обладающими различными энергиями излучения, используют низко-, средне- и высокоэнергетические коллиматоры. Толщина свинцовых стенок между отверстиями коллиматора должна быть тем больше, чем выше энергия гамма-излучения, предполагаемого для регистрации.

Вероятность взаимодействия γ -кванта с кристаллом зависит от его плотности и толщины, а также от энергии излучения. При поглощении фотона сцинтиллятором возникают фотоны в оптической области спектра (около 10% потерянной энергии). Длина волны излучения 410 нм оказывается оптимальной для регистрации ФЭУ. Высокоэнергетические фотоны покидают пределы кристалла. Длительность световой вспышки в кристалле должна быть минимальной. Для наиболее распространенного в радионуклидной диагностике кристалла NaI (Т1) продолжительность сцинтилляций составляет 0.8 мкс.

Конструктивные особенности гамма-камеры обеспечивают хорошее пространственное разрешение в сочетании с высокой скоростью регистрации γ -излучения.

Пространственное разрешение коллиматора R разреш, имеющего параллельные отверстия, связано с его размерами:

$$R_{\text{разреш}} = \frac{d(L+z)}{L}, \quad (3.10)$$

где L — длина отверстия, d — его диаметр, z — расстояние от источника до коллиматора.

Пространственное разрешение улучшается с увеличением длины отверстий или их числа на единицу площади коллиматора. Чем большее число отверстий меньшего диаметра можно разместить на одной и той же площади, тем выше разрешение. Кроме того весьма существенно то, что пространственное разрешение можно повысить, если уменьшить расстояние между источником и поверхностью коллиматора. Однако при этом число фотонов, попадающих в детектор с каждой точки обследуемой площади, уменьшается, т.е. чувствительность детектора падает. Помимо коллиматоров с параллельными отверстиями существуют и коллиматоры с единственным отверстием малого размера, предназначенные для визуализации малых, приповерхностных органов, а также коллиматоры со сходящимися или расходящимися отверстиями для получения изображений всего тела и органов средних размеров (рис. 3.7).

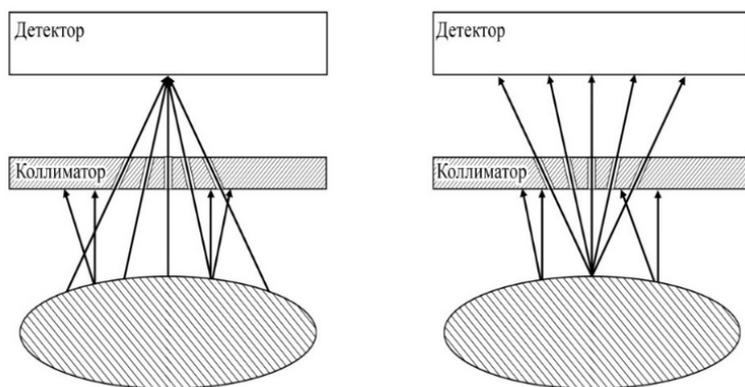


Рис. 3.7. Виды коллиматоров

Среди них наилучшее разрешение дает собирающий коллиматор с большим числом отверстий. Оно достигается за счет уменьшения площади, откуда фотоны попадают в детектор. Рассеивающий коллиматор с большим числом отверстий обеспечивает большую площадь обзора. Однако в этом случае пространственное разрешение уменьшается.

В современных гамма-камерах кристалл обычно имеет удобную для проведения исследований четырехугольную форму и размеры 450×600 мм, обеспечивающие поле зрения не менее 350×510 мм. Толщина кристалла 12.7 мм. Для регистрации сцинтилляций и преобразования их в электрические сигналы, как правило, используют около 60 ФЭУ с диаметром фотокатода 3 и 2 дюйма. Помимо преобразования сцинтилляционных вспышек в электрические сигналы в ФЭУ происходит их усиление примерно в 10^6 раз.

В мире в настоящее время в медицине насчитывается примерно 19 000 гамма-камер (в США более 13 000), а у нас в стране примерно 240 единиц.

Гамма-камеры с развитием вычислительной техники получили дальнейшее развитие. На их основе были созданы и успешно используются более совершенные диагностические приборы — однофотонные эмиссионные компьютерные томографы (ОФЭКТ).

3.3. Однофотонная эмиссионная компьютерная томография

Традиционные гамма-камеры производят двумерное плоское изображение трехмерных объектов. Структурная информация в третьем измерении, глубине, затушевывается суперпозицией всех данных вдоль этого направления. Хотя изображение объекта в разных проекциях (передней, задней,

боковой и наклонной) дает некоторую информацию о глубине исследуемой структуры, точное установление глубины расположения объекта выполняется томографическими сканерами. Поэтому с появлением вычислительной техники одной из основных задач стало получение трехмерных диагностических изображений. Совершенствование гамма-камер и разработка новых программ для ЭВМ, а также рост их быстродействия привели к созданию на рубеже 1970–1980-х гг.³⁵ приборов нового типа для радионуклидной диагностики — однофотонных эмиссионных компьютерных томографов (ОФЭКТ). В ОФЭКТ, в отличие от гамма-камеры осуществляется множество снимков, по которым строится трехмерное изображение объекта.

В ОФЭКТ системах применяют подвижную установку гантри. На ней крепятся детектор и коллиматоры, которые вращаются по круговой, эллиптической или повторяющей контур тела траектории. Некруговые траектории позволяют детектору быть ближе к телу пациента, таким образом, увеличивая пространственное разрешение.

ОФЭКТ изображения исследуемой области строятся по серии (обычно 64) плоских снимков. Компьютер позволяет создать из них трехмерные изображения объекта.

Главное преимущество ОФЭКТ состоит в возможности визуализировать в виде плоскостных сечений распределение радиофармпрепарата, введенного в тело человека.

По сравнению с исследованиями на гамма-камере восстановленное ОФЭКТ изображение свободно от наложений на исследуемый орган соседних органов, что чрезвычайно важно для диагностики. Внешний вид современного ОФЭКТ с двумя детекторами показан на рис. 3.8.

ОФЭКТ устроен следующим образом. Он имеет два детектора, расположенных относительно друг друга под углом 180°

³⁵ Развитие ОФЭКТ началась в 1963–1964 гг.

или 90° , хотя в настоящее время оптимальным вариантом считается использование четырех детекторов. На поверхности диафрагмы перед детекторами в ОФЭКТ имеются небольшие отверстия. Диафрагма имеет определенные коллиматоры аналогично гамма-камере (рис. 3.3). Тем самым обеспечивается высокое пространственное разрешение, которое составляет ~ 1.5 мм. Чувствительность детектора позволяет регистрировать импульсы на уровне 12 отсчетов в секунду, что соответствует дозе ~ 1 мкКи. К числу ведущих производителей и поставщиков гамма-камер (ГК) и ОФЭКТ относятся фирмы «Siemens», «General Electric», «Philips», «Sopha Medical». Цена установок с двумя детекторами — 600 тыс. долларов США и более.

Для расширения анатомической информации при проведении радионуклидной диагностики

в последние годы разработаны совмещенные ОФЭКТ/КТ системы, позволяющие одновременно проводить радиоизотопные и рентгеновские компьютерно-томографические исследования общего назначения в кардиологии, онкологии и неврологии. Здесь за счет возможности быстрого совмещения скинтиграфических и КТ изображений достигается существенное повышение точности диагностики.

С середины 1980-х годов подавляющее большинство диагностических процедур ($\sim 80\%$) в гамма-камерах и ОФЭКТ выполняется с использованием препарата ^{99m}Tc . Однако используют и другие радиоизотопы. В табл. 3.1 приведены

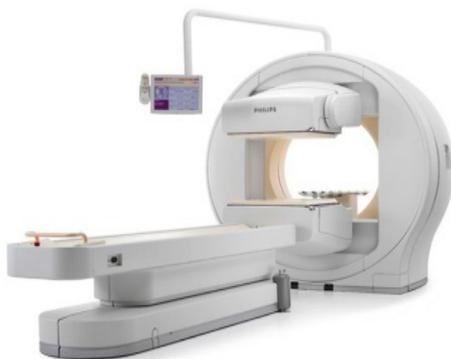


Рис.3.8. Однофотонный эмиссионный компьютерный томограф фирмы Philips

некоторые изотопы, используемые в радионуклидной диагностике и места их преимущественного распределения в теле человека.

Таблица 3.1

**Характеристики изотопов,
используемых в ОФЭКТ-диагностике**

Изотоп	$T_{1/2}$	Орган
^{201}Tl	73 ч	сердце
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	6 ч	сердце, легкие, почки, кости, костный мозг
^{67}Ga	78 ч	сердце
^{131}I	8 дн.	легкие, головной мозг, почки, печень и др
^{189}Au	28.7 м	печень, лимфоузлы
^{111}In	2.8 дн.	печень

В исследованиях сердца на гамма-камерах и ОФЭКТ используют ^{201}Tl , пирофосфат $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{67}Ga . Галлий, например, накапливается в воспалительных очагах в сердце, что проявляется в исследованиях. Сцинтиграфия щитовидной железы проводится с помощью препаратов ^{131}I или $^{99\text{m}}\text{Tc}$, что позволяет диагностировать в ней узловые образования.

3.4. Позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ)

Одним из современных примеров использования ядерной физики в медицине³⁴ является позитронно-эмиссионный

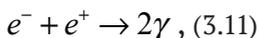
³⁴ Первое применение радиоизотопа ^{131}I для диагностики заболеваний щитовидной железы относится к концу 1930-х гг. Ранние разработки устройств визуализации в 1950-х гг. представляли собой сканеры с двухкоординатным сканированием и сцинтилляционные камеры. В клинической практике эти типы устройств стали широко использоваться к середине 1960-х гг. Именно с этого периода камера Энгера (гамма-камера) становится одним из основных технических средств визуализации с помощью изотопов.

томограф³⁵. Если рентгеновская, и магнитно-резонансная томография проявляют структуру органа на стадии ее патологического изменения, то ПЭТ способен зарегистрировать изменения в обменных процессах, которые этому предшествуют, помогая самому раннему распознаванию патологических сдвигов задолго до появления морфологических изменений.

Полный ПЭТ центр включает в себя ПЭТ сканер и ускоритель циклотрон с энергией до 18 МэВ, на котором нарабатываются короткоживущие изотопы, излучающие позитроны.

Действие прибора основано на следующих основных физических идеях. Во-первых, на ускорителях в ядерных реакциях осуществляется превращение химических элементов, т.е. получают изотопы, испускающие позитроны. Во-вторых, используется их аннигиляция при взаимодействии с электронами. В-третьих, применяются схемы совпадений, регистрирующие фотоны, одновременно попавшие в кристаллы. В-четвертых, используются кристаллы с высокой эффективностью регистрации фотонов.

Физические механизмы в ПЭТ выглядят следующим образом. При распаде радиоактивные изотопы испускают позитрон, который проходит в окружающих тканях расстояние, равное 1–3 мм, теряя энергию при соударении с молекулами и атомами биологической ткани. В момент остановки позитрон, взаимодействуя с электроном, аннигилирует в реакции



превращаясь в два фотона с энергией 0.511 МэВ, которые разлетаются в противоположные стороны. Эти фотоны

³⁵ Первые ПЭТ сканеры с множеством детекторов были созданы в начале 1960-х гг. в нескольких научных центрах и представляли собой системы с кольцом из 32 датчиков и разрешением более 2 см.

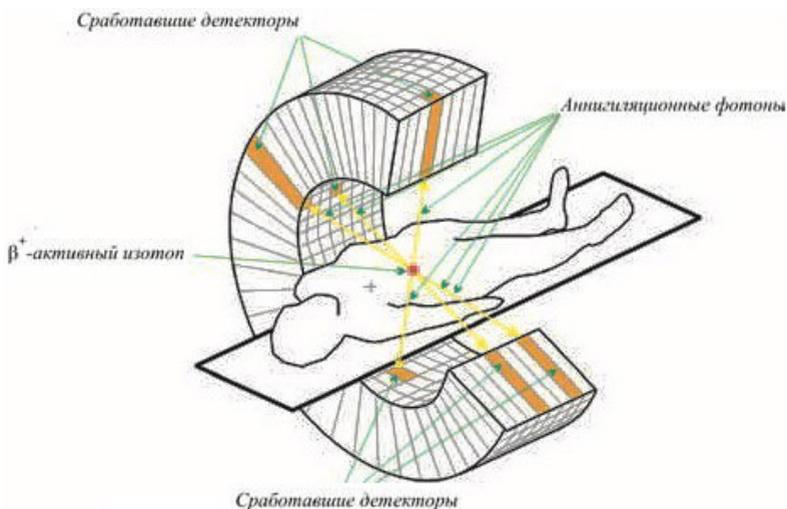


Рис. 3.9. Принцип действия ПЭТ томографа

регистрируются кристаллами — сцинтилляционными счетчиками. При попадании фотонов в кристаллы, называемые сцинтилляторами, происходит вспышка света, которая регистрируется фотодиодами, а затем сигнал усиливается схемой умножения. Среди всех вспышек специальными электронными схемами отбираются те пары фотонов, сигналы от которых поступили одновременно (такие схемы получили название схем совпадений). Принцип действия ПЭТ томографа представлен на рис. 3.9.

Основной элемент ПЭТ — детектор, состоящий из большого числа сцинтилляционных кристаллов, среди которых каждые два противоположно расположенных кристалла попарно включены в схему совпадений.

Множество детекторов образует кольцо диаметром 80–100 см и шириной 10–20 см. Для снижения влияния внешнего излучения, наружная поверхность кольца детекторов имеет свинцовый экран. Большинство сканеров может работать как в посрезовом режиме, когда аксиальная

коллимация создается тонкими вольфрамовыми кольцами, называемыми септами, так и в трехмерном режиме, когда септа втягивается и совпадение регистрируется между всеми возможными парами детекторов.

Все фотоны, зарегистрированные только одним из противоположащих детекторов, или с интервалом, превышающим время достижения фотонами обоих детекторов, выбраковываются специальными электронными схемами совпадения.

В качестве материала детекторов для ПЭТ обычно применяется германат висмута. Он за счет высокой плотности обеспечивает в три раза большую чувствительность по сравнению с кристаллами NaI (Tl). Детекторы имеют небольшие размеры, порядка $6 \times 20 \times 12$ мм. Поэтому достигается высокое пространственное разрешение. В этом случае удается численно оценить активность накопленного радиофармпрепарата в малых ($\sim 1 \text{ см}^3$) объемах тканей.

Высокая энергия фотонов, образующихся при аннигиляции позитронов, позволяет на практике не учитывать поглощение в тканях.

При размещении набора таких детекторов вокруг источника излучения (тела пациента), можно определить направление линии, вдоль которой происходит аннигиляция, а путем измерения интервала времени между сцинтилляциями на первом и втором парных детекторах определить место локализации этого источника. Время, в течение которого схема совпадений регистрирует фотоны, составляет 10 пс.

ПЭТ исследование включает в себя производство изотопа, подготовка его к форме, пригодной для воздействия на людей, транспортировка к месту использования, получение ПЭТ данных, их обработка, а затем интерпретация.

Достаточно сложной является система производства радиоизотопов: получение изотопов на циклотроне; создание биологического синтезатора, присоединяющего их

к молекулам; автоматизация процесса производства на базе компьютерной техники.

В мире создана целая индустрия медицинских циклотронов средних энергий и высокоэффективных мишеней, позволяющих получать необходимые значимые активности (более 10 Ки) короткоживущих бета активных изотопов.

Синтез РФП требует высокого уровня автоматизации. Это обусловлено требованиями радиационной безопасности. Эти нормы предусматривают поэтапный автоматический контроль процесса синтеза как основной фактор, гарантирующий качество полученного РФП. Поэтому диагностика с использованием ПЭТ томографа, сложное и дорогостоящее исследование.

Для ПЭТ исследований используются изотопы легких элементов, входящих в естественный состав тела или близкие к ним по атомному номеру. В ПЭТ применяются позитрон-излучающие изотопы элементов, которые в результате β^+ -распада испускают позитроны (β^+ -распад). Характеристики изотопов ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O и ^{18}F представлены в табл. 3.2.

Таблица 3.2

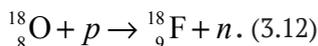
**Характеристики радионуклидов,
используемых в ПЭТ-диагностике**

Радионуклид	Ядерная реакция получения	Период полураспада, мин	Макс. энергия излучения, МэВ	Средний пробег позитрона в воде, мм
^{11}C	$^{14}\text{N}(\text{p}, \alpha)^{11}\text{C}$	20.4	0.960	1.7
^{13}N	$^{16}\text{O}(\text{p}, \alpha)^{13}\text{N}$	9.96	1.198	2.0
^{15}O	$^{14}\text{N}(\text{d}, \text{n})^{15}\text{O}$ $^{15}\text{N}(\text{p}, \text{n})^{15}\text{O}$	2.03	1.732	2.7
^{18}F	$^{18}\text{O}(\text{p}, \text{n})^{18}\text{F}$ $^{20}\text{Ne}(\text{d}, \alpha)^{18}\text{F}$	109.8	0.633	1.4

Оптимальными характеристиками для использования в ПЭТ обладает радиоактивный изотоп ^{18}F . У него наибольший период полураспада и наименьшая энергия испускаемых позитронов. Это позволяет получать ПЭТ изображения высокой контрастности при низкой дозовой нагрузке на пациентов. С другой стороны, низкая энергия позитронов, испускаемых ядрами ^{18}F , обеспечивает высокое пространственное разрешение ПЭТ изображений. Пространственное разрешение определяется пробегом позитронов в биологической ткани до момента их аннигиляции с электроном. Чем меньше энергия позитронов, тем меньше их пробег, и, следовательно, лучше пространственное разрешение. Однако наличие скорости у части позитронов в момент их аннигиляции приводит к отклонению угла разлета фотонов от 180° и несколько увеличивает неопределенность в расположении точки аннигиляции.

Кроме того, большой период полураспада ^{18}F позволяет обеспечить возможность транспортировки радиофармпрепаратов (РФП)³⁶, изготовленных на его основе, из централизованного места производства в клиники и институты, имеющие ПЭТ сканеры, а также расширить временные границы ПЭТ исследований и синтеза радиофармпрепаратов.

Для производства ^{18}F используют циклотроны с энергиями до 18 МэВ. Выбор энергии ускорителя обусловлен реакцией, необходимой для превращения стабильного изотопа кислорода $^{18}_8\text{O}$ в изотоп $^{18}_9\text{F}$:



³⁶ Эти вещества называются радиофармпрепаратами (РФП). Они предназначены для наблюдения и оценки физиологических функций отдельных внутренних органов. Характер распределений РФП в организме определяется способами его введения, а также такими факторами, как величина кровотока объема циркулирующей крови и наличием того или иного метаболического процесса.

Изотоп $^{18}_8\text{O}$ представляет собой примесь 0.2% в кислороде, выделенном из воздуха. Затем $^{18}_9\text{F}$ используется для создания радиофармпрепарата фтордезоксиглюкозы.

При получении $^{11}_6\text{C}$ в ядерной реакции $^{14}_7\text{N} + p \rightarrow ^{11}_6\text{C} + \alpha$ изотоп углерода при облучении газовой смеси может оказаться в составе химических соединений CO_2 или CH_4 . Из них может быть получен целый ряд других, более сложных соединений. Достоинством изотопа $^{11}_6\text{C}$ является то, что он входит в состав соединений, из которых состоит биологическая ткань.

В медицине ПЭТ широко используется для диагностики различных заболеваний, особенно неврологических, онкологических и сердечно-сосудистых. Радиоактивные изотопы вводятся в тело человека. ПЭТ позволяет осуществлять раннюю диагностику различных, прежде всего онкологических заболеваний до появления структурных изменений, что существенно улучшает прогноз и качество лечения.

Математическую обработку результатов измерений обеспечивает программное обеспечение томографа. В томографе регистрируются угловые и линейные значения, суммирование которых дает двумерную картину распределения изотопа в теле человека. Для восстановления изображения необходимо получить распределение изотопа $g(x_1, x_2)$ внутри отображаемого объекта. Обозначим коэффициент аттенюации тела человека $f(x_1, x_2)$. По смыслу — это коэффициент поглощения, измеряемый в компьютерной томографии.

Поскольку регистрация аннигиляционных фотонов происходит, противоположно расположенными детекторами, то излучающий изотоп и эти детекторы расположены на одной линии (рис. 3.11). Эта линия, соединяющая детекторы и объект, используется для восстановления распределения изотопов в тканях $f(x_1, x_2)$. Таким образом, существует возможность определения совпадений на нескольких

углах (расходящийся пучок). Интенсивность излучения I , регистрируется детекторами вдоль прямой линии L . Это описывается выражением

$$I = \int_L e^{-\int_{L(x)} f ds} g d\tau, \quad (3.13)$$

где τ — отрезок вдоль линии L , $L(x)$ — участок линии L между точкой (x_1, x_2) , описывающей положение изотопа, и детектором.

Поскольку в ПЭТ при аннигиляции позитрона испускается два фотона, направленные в противоположные стороны, и они регистрируются одновременно, то выражение (3.13) можно переписать в виде

$$I = \int_L e^{-\int_{L_+(x)} f ds - \int_{L_-(x)} f ds} g d\tau. \quad (3.14)$$

В исследованиях измеряется интенсивность излучения I и функция $f(x_1, x_2)$, описывающая коэффициент поглощения (аттенюации). Цель обратной задачи, восстановление по этим данным вид функции $g(x_1, x_2)$. Эта математическая задача идентична задаче компьютерной томографии, рассмотренной выше. Отличительной особенностью получаемых и анализируемых в ПЭТ изображений является их представление в цветном виде. Цвет или степень яркости каждого пикселя пропорциональны концентрации изотопа в соответствующей точке объекта, что создает более наглядную и удобную для анализа картину.

Важным аспектом клинической ПЭТ является необходимость в быстром и эффективном программном и аппаратном обеспечении. После завершения сбора информации, программное обеспечение должно позволять формировать предварительные изображения до ухода пациента. Конечные изображения при стандартных исследованиях должны быть

готовы в течение одного часа после окончания исследования, что требует максимальной автоматизации процесса.

Для проведения измерений могут использоваться: кольцо или набор колец из нескольких сцинтилляционных детекторов. Так, например, ПЭТ сканер «Neuto ECAT III» для исследования головного мозга состоит из 8 колец диаметром 62 см, содержащих 320 кристаллов. Считывание информации с каждого блока из 32 кристаллов осуществляется четырьмя ФЭУ по методу совпадений сигналов на детекторах соседних колец, что позволяет одновременно получать 15 томографических срезов с шагом 6.5 мм. Более современные ПЭТ сканеры имеют до 16 плоскостей колец, что обеспечивает суммарно 31 поперечную плоскость. Разрешение составляет около 5 мм по всем направлениям. С дискретизацией 3 мм можно проводить исследования без изменений положений детекторов. Современный ПЭТ сканер «ECAT 47» имеет 24 кольца диаметром 82 см с 9216 кристаллами. Внешний вид ПЭТ сканера показан на рис. 3.10.



Рис. 3.10. Современный ПЭТ сканер

Тем не менее динамика развития метода ПЭТ и его внедрения в повседневную клиническую практику очень высока, несмотря на большую стоимость процедур. Так, в 2002 г. в мире насчитывалось около 150 ПЭТ центров. В 2005 г. их количество увеличилось на порядок и к 2010 г. планировалось создание 4000 центров.

3.5. Позитронно-эмиссионная томография, совмещенная с КТ или МРТ

Для повышения информативности ПЭТ исследований и решения проблемы пространственной ориентации при мелкоочаговых и метастатических поражениях в настоящее время разработаны комбинированные ПЭТ/КТ сканеры, включающие ПЭТ сканер и КТ томограф. На рис. 3.13 представлен комбинированный ПЭТ/КТ сканер.

Конструктивно ПЭТ/КТ сканер представляет собой позитрон-эмиссионный и компьютерный томографы, размещенные в одном гантри (обычно КТ расположен перед ПЭТ). Современные ПЭТ/КТ сканеры имеют апертуру гантри 70 см и ширину 100 см. Сканеры могут использоваться как вме-



Рис. 3.11. Комбинированный ПЭТ/КТ сканер Philips «GeminiGXL»

сте, так и независимо друг от друга. КТ сканер может быть многосрезовым с пошаговым или спиральным режимами сбора данных и различными скоростями вращения трубки; ПЭТ сканер может работать в двух или трехмерном режимах. Первым этапом сбора данных является получения базового изображения, служащего для задания границ области ПЭТ/КТ исследования. КТ изображения получают при энергии рентгеновского излучения 100–140 кэВ и различных силах тока в зависимости от цели исследования. Затем пациент перемещается в ПЭТ сканер и позиционируется в то же анатомическое положение. Сбор данных на этом этапе занимает 3–5 мин, затем ПЭТ изображения восстанавливаются с учетом коррекции по КТ изображениям. Полученные КТ изображения обычно имеют матрицу 512×512 , а ПЭТ — 128×128 .

Одновременное получение функциональной и анатомической информации позволяет повысить качество исследования за счет улучшения качества изображения и повышения точности определения локализации образований до 98%.

Существуют также и комбинированные установки ПЭТ/МРТ (рис. 3.12.).

Процедура проведения ПЭТ/МРТ длится дольше ПЭТ/КТ (~ 40 минут), но при этом, одновременно с МРТ сканированием может проводиться сбор данных для ПЭТ.

По результатам сравнительных исследований статистически значимой разницы в диагностической эффективности ПЭТ/КТ и ПЭТ/МРТ обнаружено не было. Однако, стоит подчеркнуть разную направленность методов МРТ и КТ. Магнитно-резонансная томография лучше визуализирует мягкие ткани, что позволяет точнее определить расположение опухолей головы, шеи, малого таза. Компьютерная томография лучше подходит для диагностики опухолей легких и органов средостения и поражения лимфатических узлов данной анатомической области.



Рис. 3.12. Комбинированный ПЭТ/МРТ сканер Siemens «BiographmMR»

Заключение

Все методы визуализации в медицинской диагностике имеют физические основания. Знание этих основ позволяет подобрать наиболее информативный метод под определенные клинические задачи. Так, для периодического скрининга заболеваний достаточно прохождения флюорографии или маммографии. Рентгеновская компьютерная томография дает более детальную информацию при малом времени сканирования, но при этом увеличивается дозовая нагрузка на пациента. Магнитно-резонансная томография не имеет ограничений в количестве сеансов сканирования и позволяет лучше дифференцировать мягкие ткани. Однако важно помнить, что МРТ противопоказана людям с металлическими имплантатами. Визуализация сосудов может быть проведена с помощью компьютерной или магнитно-резонансной ангиографии. Однофотонная эмиссионная компьютерная томография применяется в онкологии и кардиологии. Позитронно-эмиссионная томография является стандартом в определении метастазов опухолей. Совмещение этих методов с КТ или МРТ позволяет соотнести очаги накопления радиофармпрепаратов с внутренними структурами организма. При этом ОФЭКТ или ПЭТ изображение обычно представляется в цветовой шкале, а КТ или МРТ изображение — в градациях серого.

Таким образом, существующие методы визуализации в медицинской диагностике дополняют друг друга и могут быть использованы для комплексного обследования пациента. Далее в таблице перечислены основные методы диагностики, область их применения и примеры изображений.

Контрольные вопросы

1. Какие виды электромагнитных колебаний применяются в лучевой диагностике?
2. Опишите устройство и принцип работы рентгеновской трубки.
3. Перечислите основные свойства рентгеновского излучения.
4. Перечислите основные и специальные методы исследования.
5. Укажите принципы рентгеноскопии, рентгенографии, флюорографии.
6. Опишите механизм возникновения тормозного рентгеновского излучения.
7. Сравните спектры теплового излучения и тормозного рентгеновского излучения. В чем их сходство и различия?
8. Во сколько раз максимальная энергия кванта рентгеновского тормозного излучения, возникающего при напряжении на трубке 80 кВ, больше энергии фотона, соответствующего зеленому свету с длиной волны 500 нм?
9. Выведите формулу для минимальной длины волны непрерывного рентгеновского спектра.
10. Как зависит коэффициент ослабления рентгеновского излучения в веществе от энергии фотона?
11. Как меняется интенсивность моноэнергетического пучка фотонов при прохождении тонкого слоя однородной среды толщиной x ?
12. Какой из методов флюорография или рентгенография имеет лучше чувствительность по разрешению?

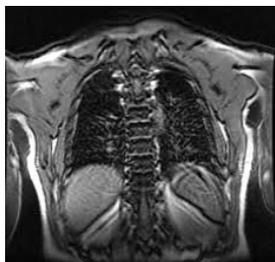
13. Каким органам соответствуют затемнения на рентгенограмме, а каким просветления?
14. Как принято называть светлые участки на рентгенограмме? А как темные?
15. Какие величины нужно знать, чтобы посчитать средний градиент рентгеновской пленки?
16. Для визуализации каких органов используется сернокислый барий?
17. Опишите эволюцию КТ-сканеров.
18. Какие блоки входят в состав любого КТ-сканера?
19. Что такое гантри?
20. Какое типичное напряжение на рентгеновских трубках в КТ-сканерах?
21. Какой угол расхождения пучка луча КТ?
22. Что связывает преобразование Радона?
23. Запишите преобразование Радона и приведите поясняющий рисунок.
24. Что такое воксел?
25. В каком диапазоне лежат числа Хаунсфилда? Чему соответствует нуль шкалы?
26. Чем отличается конусно-лучевая КТ от мультиспиральной?
27. Какие основные причины появления артефактов на КТ изображении?
28. Что такое ЯМР?
29. На каких изотопах проводятся исследования в магнитной томографии?
30. Как связана резонансная частота с величиной магнитного поля?
31. Напишите уравнения, которыми описывается изменение намагниченности в образце после приложения поля В1? Как оно должно быть направлено?
32. От чего зависит время релаксации T_2^* ?
33. Для чего нужны шиммирующие катушки?

34. Какими параметрами определяется резонансная частота РЧ катушки?
35. Как происходит сбор данных в МР-томографии? Что такое К-пространство? Как связаны К-пространство и МР-изображение?
36. Перечислите основные параметры импульсной последовательности.
37. Как регистрируется спиновое эхо?
38. Для чего нужна последовательность инверсия-восстановление?
39. Какие преимущества и недостатки имеет последовательность градиентное эхо?
40. Что такое ангиография?
41. Какие типы изображений могут быть получены в МРТ?
42. Как соотносятся времена релаксации T_1 и T_2 у спинномозговой жидкости и жира?
43. Перечислите основные импульсные последовательности, применяемые в МРТ.
44. Укажите преимущества и ограничения МРТ.
45. Какие изотопы могут быть зарегистрированы методом ПЭТ?
46. Какое изображение не может быть получено в сцинтиграфии?
47. Какие изотопы могут быть зарегистрированы методом ОФЭКТ? Для визуализации каких органов они используются?
48. Какой порядок периода полураспада у изотопов, использующихся в ОФЭКТ?
49. Какой тип детекторов используется в ПЭТ?
50. Какие особенности ПЭТ и ОФЭКТ являются общими и принципиально отличают их от КТ?
51. Какие новые возможности открывает объединение в одной установке ПЭТ и КТ?

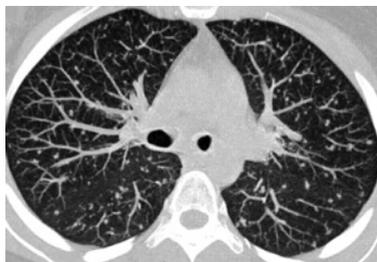
52. Что такое DICOM?

53. Как соотносятся PACS, HIS и RIS?

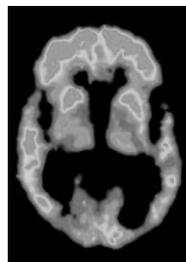
54. Какими методами получены приведенные ниже изображения?



A



B



C

Задачи

Задача 1. В гамма-камере для диагностики используется изотоп $^{99}_{43}\text{Tc}$, который испускает фотоны с энергией $E_\gamma = 140.5$ кэВ (98.6%). Толщина человеческого тела в среднем составляет 25 см. Во время процедуры технеций вводится в кровь, и после его распределения по телу регистрируются вылетающие из тела фотоны. Во сколько раз уменьшится интенсивность пучка фотонов, которые регистрируются детектором? Насколько еще уменьшится интенсивность фотонов, если учесть, что расстояние по воздуху от тела человека до детектора 50 см?

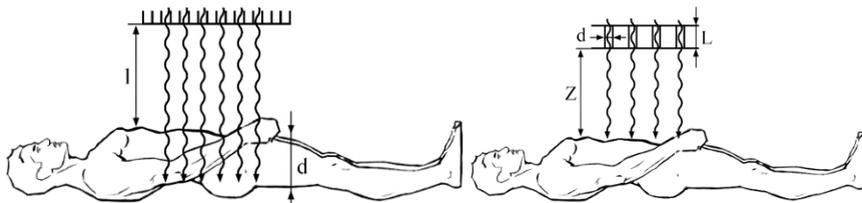


Рис. к задаче 1 (слева), к задаче 2 (справа).

Задача 2. Оценить пространственное разрешение гамма-камеры, имеющей отверстия коллиматора диаметром $d = 0.01$ мм с длиной $L = 5$ мм, если исследуемый орган располагается на расстоянии 50 см от коллиматора. Каким образом легче всего улучшить разрешение гамма-камеры?

Задача 3. В ПЭТ применяются позитрон-излучающие изотопы элементов ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O и ^{18}F , которые в результате β^+ -распада испускают позитроны. Используя эмпирическую

формулу расчета пробега электронов с энергией $E_e > 0.8$ МэВ в алюминии: $R = 0.542E_e - 0.133$ (г/см²), оценить пробеги позитронов в теле человека и, следовательно, разрешение томографов.

Задача 4. На какую частоту радиоволн настроен медицинский МР-томограф, использующего магнитное поле 3 Тл, используются для сканирования объекта? Указать ответ в МГц. Почему наиболее распространены исследовательские МР-томографы с полями 4.7 и 9.4 Тл?

Задача 5. Сернистый барий часто используется для рентгенологического обследования желудочно-кишечного тракта. Во сколько раз в этом случае увеличится ослабление, если энергия рентгеновских лучей 100 кэВ?

Задача 6. При проведении ПЭТ/КТ пациентам вводится радиофармпрепарат из расчета 5 МБк/кг. Какую активность нужно наработать выходе циклотрона, чтобы ввести требуемую дозу пациенту весом 75 кг? Время наработки до введения 2 часа.

Литература

1. А. П. Черняев Ядерно-физические методы в медицине. — КДУ, Университетская книга, Москва, 2016.
2. М. Я. Марусина, А. О. Казначеева Современные виды томографии / Санкт-Петербург, Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, 2006.
3. Н. В. Анисимов, С. С. Батова, Ю. А. Пирогов Магнитно-резонансная томография: управление контрастом и междисциплинарные приложения / Под ред. проф. ЮА Пирогова, Москва: МАКС Пресс, 2013.
4. Л. Д. Линденбратен, И. П. Королюк Медицинская радиология / Москва, Медицина, 2000.
5. С. К. Терновой, А. Б. Абдураимов. И. С. Федотенков Компьютерная томография, ГЭОТАР-Медиа, 2008.
6. Как А. С., Slaney M., Wang G. Principles of computerized tomographic imaging //Medical Physics. — 2002. — Т. 29. — № 1. — С. 107–107.
7. Hsieh J. et al. Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. — Bellingham, WA: SPIE, 2009.
8. <https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside-r.htm>.
9. <https://mriquestions.com/index.html>.
10. Fogelman I., Gnanasegaran G., Van der Wall H. (ed.). Radionuclide and hybrid bone imaging. — Springer, 2013.
11. Kim E. E. et al. (ed.). Clinical PET: principles and applications. — Springer Science & Business Media, 2013.
12. Климанов В. А., Беляев В. Н. Физика ядерной медицины. Часть 2. Учебное пособие. М.: НИЯУ МИФИ, 2012. — 248 с.
13. Bailey D. L., Humm J. L. Nuclear medicine physics: a handbook for teachers and students. — IAEA, 2014.

Приложение

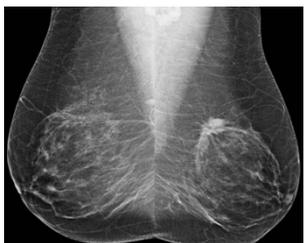
Примеры изображения различных методов диагностики (МД) и области их применения (ОП)



МД: Флюорография
ОП: Скрининг легочных заболеваний



МД: Рентгенография
ОП: Диагностика



МД: Маммография
ОП: Скрининг заболеваний молочных желез



МД: РКА

ОП: Диагностика сосудов



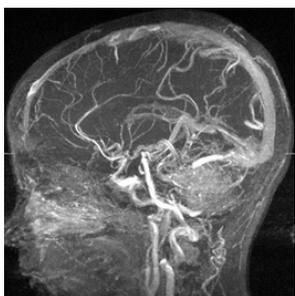
МД: КТ

ОП: Экстренная диагностика
мозга, локализация
новообразований



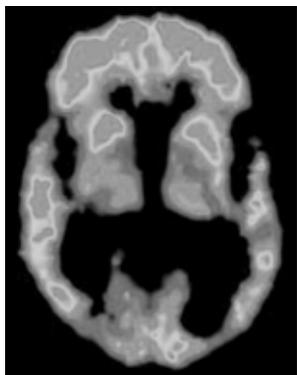
МД: МРТ

ОП: Визуализация мягких
тканей



МД: МРА

ОП: Функциональная
диагностика сосудов



МД: ОФЭКТ
ОП: Кардиология и онкология



МД: ПЭТ/КТ
ОП: Выявление метастазов,
неврология



МД: ПЭТ/МРТ
ОП: Преимущества ПЭТ/КТ при
меньшей дозовой нагрузке

Роль рентгенодиагностики в мире и России



Рис.П1. Радиационные технологии в мире



Рис.П2. Радиационные технологии в России



Рис. П3. Рентгеновская диагностическая техника