

Московский государственный университет
имени М.В. Ломоносова
Физический факультет

А.П. Черняев

Физические основы медицинской техники

2014

УДК 621.386
ББК 22.38
Ч 49

Черняев А.П. Физические основы медицинской техники. –
Изд-во Моск. ун-та, 2014.
ISBN 978-5-19-011032-6

Пробный вариант специального курса физики для студентов физических, химических, медицинских, психологических, биологических и других естественнонаучных специальностей. Составлен на основе лекций, читавшихся автором в течение 15 лет на факультете фундаментальной медицины и 6 лет на факультете психологии Московского университета.

Настоящий спецкурс не имеет аналогов в российской учебно-научной литературе. Он адаптирован для восприятия и понимания студентами нефизических и нетехнических специальностей. Представляется полезным для врачей и специалистов, работающих в медицине и стыковых с ней областях науки и отраслях народного хозяйства.

ISBN 978-5-19-011032-6

© Александр Петрович Черняев, 2014.

Оглавление

Предисловие	5
Введение	7
I. Механика	17
1.1. Механика в основе медицинской техники	17
1.2. Измерение давления	19
1.3. Законы гидростатики и гидродинамики	22
1.4. Акустические приборы	24
II. Молекулярная физика и теплота	32
2.1. Измерение температуры	32
2.2. Измерение влажности	36
2.3. Калориметр	37
III. Электричество и магнетизм	39
3.1. Электронно-лучевая трубка	40
3.2. Принцип электрокардиографа	41
3.3. Электрическая активность мозга	44
3.4. Электрофорез	47
3.5. УВЧ терапия	52
3.6. СВЧ терапия	58
3.7. Магнитная физиотерапия	62
3.8. Масс-спектрометр	64
IV. Оптика	67
4.1. Спектрограф	67
4.2. Оптоволоконная техника	69
4.3. Оптическая техника	72
4.4. Люминесцентный микроскоп	77
4.5. Спектроскоп	79
V. Атомная и квантовая физика	82
5.1. Электронный микроскоп	82
5.2. Зондовые микроскопы	87
5.3. Лазеры	91
5.4. Магнитно-резонансный томограф	98
VI. Физика ядра и частиц	103
6.1. Рентгеновские установки	103
6.2. Гамма-камера	111
6.3. ОФЭКТ	114
6.4. Компьютерный томограф	116
6.5. Позитрон-эмиссионный томограф	119
6.6. Брахитерапия	125
6.7. Радиотерапевтические кобальтовые установки	129
6.8. Гамма-нож	132
6.9. Ускорители	136
6.10. Кибер-нож	142
6.11. Томотерапия	145
6.12. Интраоперационная лучевая терапия	149
6.13. Лучевая терапия протонами и ионами	152

Предисловие

Учебное пособие «Физические основы медицинской техники» создано на основе рукописей, по которым автор читал лекции на факультете фундаментальной медицины Московского университета с 1999 по 2014 г. и на факультете психологии с 2008 по 2014 г.

Необходимость подготовки курса лекций обусловлена все большим насыщением медицинских учреждений высокотехнологичной медицинской техникой. Его цель – познакомить студентов с рядом современных сложных диагностических и терапевтических медицинских приборов. Выбор рассматриваемой медицинской техники сориентирован на курс физики, читаемый на факультете фундаментальной медицины.

В книге рассматриваются примеры практического использования в медицине открытий физики. Разъясняется, как тот или иной закон физики используется для конструирования медицинских приборов. Приводятся физические принципы действия большого количества высоко технологичных медицинских приборов и комплексов. Понимание физических принципов действия приборов особенно важно для выпускников медицинских факультетов университетов, поскольку многие из них станут врачами исследователями, внедряющими в медицину достижения мировой науки.

В пособии используется практика построения учебного пособия и опыт чтения лекций в медицинских учебных заведениях ведущих стран мира.

Пособие рассчитано на чтение настоящего курса в течение одного или двух семестров. Оно может быть рекомендовано в качестве учебного пособия для студентов медицинских, биологических и психологических факультетов классических университетов, а также может быть полезно студентам других естественных факультетов университетов и других вузов, где физика не является профилирующим предметом.

Автор благодарит за помощь в подборе, подготовке и оформлении материалов пособия сотрудников кафедры физики ускорителей и радиационной медицины физического факультета МГУ кфмн С.М. Варзаря, кфмн А.В. Белоусова, кфмн У.А. Близнюк, П.Н. Борщеговскую. Он особенно признателен редактору Р.А. Бунатян, благодаря которой многие написанные им пособия и научные статьи вышли в свет.

Автор будет признателен всем, кто высказет пожелания по совершенствованию настоящего пособия. Их следует направлять по адресу: Москва, 119899, Ленинские горы, МГУ, физический факультет, кафедра физики ускорителей и радиационной медицины.

Введение

На всем своем пути формирования и развития физика шла рядом с медициной. Уже в глубокой древности медицина, наряду с лекарствами, использовала такие физические факторы, как механические воздействия, тепло, холод, звук, свет.

Естественнонаучные знания, которые впоследствии легли в основу современной физики накапливались тысячелетиями. Это, например, «золотое правило механики», практическое использование которого помогало поднимать грузы на высоту. Так строились, например, пирамиды. Люди, не зная закона физики, интуитивно понимали, что, прикладывая силу к длинному плечу, можно приподнять тяжелый груз. Законы статики использовались при строительстве зданий в древней Греции и римской империи и многих других цивилизациях. Изобретение колеса позволило при движении преодолевать вместо трения скольжения трение качения, величина которого была существенно меньше. Опять же это происходило интуитивно.

Архимед, проводя взвешивание тела любой формы в воде и воздухе, мог определить во сколько раз единица объема неизвестного вещества тяжелее единицы объема воды. Другими словами, он научился измерять удельный вес вещества. На основе открытого Архимедом закона был создан прибор – денситометр.

Таких примеров можно привести много. Однако временное расстояние между ними было велико, составляя столетия.

Римский врач, анатом и физиолог Клавдий Гален¹ во II в. до н.э. впервые начал читать курс анатомии человека, сопро-

¹ Клавдий Гален (ок. 129–210) – античный врач, философ. Заложил основы науки о теплоте, ввел в науку понятия «температура» и «градус». Создал около 400 трудов по философии и медицине, из

вождая его вскрытием трупов животных. По его книгам учились медицине почти на протяжении тринадцати веков.

В средние века трудно было различить физика и медика, потому что все они были естествоиспытателями. Пять столетий назад Леонардо да Винчи² проводил исследования механики передвижения человеческого тела. Он создал системы анатомических рисунков, изображения органов и тел в поперечном разрезе, использующиеся и в современном обучении медиков.



Леонардо да Винчи

Этот факт дал основание Американской ассоциации медицинских физиков в своем буклете назвать его первым медицинским физиком.

Как правило, естествоиспытатель работал в области математики, физики, химии, биологии и медицины. Однако наиболее плодотворно эти науки стали взаимодействовать с конца XVIII – начала XIX вв., когда физика обогатилась от-

которых до нас дошло около сотни. Описал около 300 мышц человека. Собрал и классифицировал сведения по медицине, анатомии, физиологии и фармакологии, накопленные античной наукой.

² Леонардо да Винчи (15.IV.1452–2.V.1519) – великий итальянский физик, анатом, естествоиспытатель, писатель, художник,

крытиями электричества и электромагнитных волн, исследованиями движения жидкости.

Понятия температуры, массы тела, механические свойства крови как вязкой и текучей жидкости, ряд оптических и акустических понятий и явлений одновременно были введены в обиход, изучались и использовались на практике как физиками, так и врачами того времени. Причем медицина в значительной степени задавала тон развитию физики.



Луиджи Гальвани

Профессор Болонского университета Л. Гальвани³, изучая сокращение мышц лягушки под действием электричества, обнаружил, что сокращение происходит и в случае, когда мышца помещена между двумя различными металлами. Это привело к созданию другим физиком, А. Вольта гальваниче-

³ Луиджи Гальвани (9.IX.1737–4.XII.1798) – итальянский врач, физиолог и физик, один из основателей учения об электричестве и основоположник экспериментальной электрофизиологии. Первым исследовал электрические явления при мышечном сокращении («животное электричество»). Обнаружил возникновение разности потенциалов при контакте разных видов металла и электролита.

ских элементов – хорошо известных в настоящее время батареек.

В Европе и России появляется новый метод врачевания – электролечение. Первые упоминания применения методов электролечения в медицине в России относятся к городу Богородицку Тульской губернии, а также к Старо-Екатерининской больнице в Подмосковье (ныне ГУ МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского). В ней в 1793 г., спустя всего два года после публикации открытия «животного электричества» Гальвани, была применена «электрическая динамо-машина с лечебной целью».

Изучая физику и медицину в 1792–1793 гг. один из самых талантливых современников и фаворитов императрицы Екатерины II, ученый и управляющий по предписанию Екатерины II Богородицкой и Бобриковской волостями А.Т. Болотов собственноручно пишет и издает труды «Краткий электрический лечебник» и «История моего электризования и врачевания разных болезней оным».

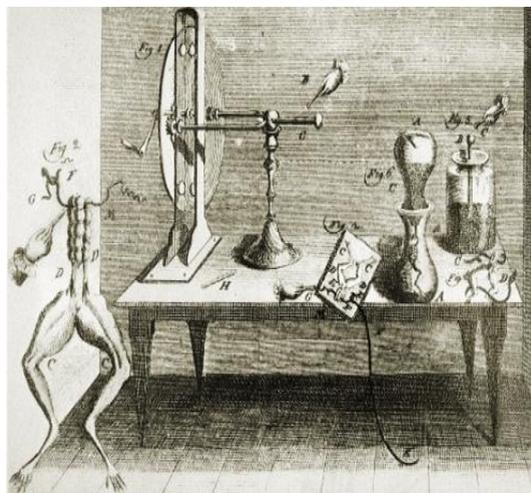
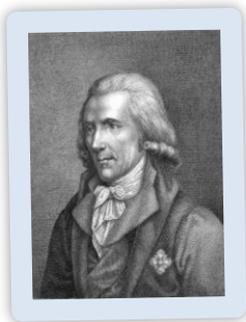


Иллюстрация опыта Луиджи Гальвани

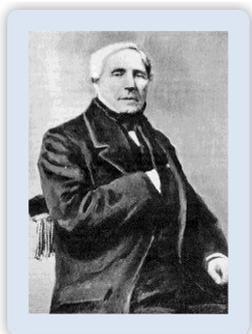
Английский ученый и изобретатель Б. Томсон (1753–1814) впервые показал связь между механической работой и внутренней энергией и рассматривал последнюю как резуль-

тат особого вида движения частиц материи. Томпсон заложил основы теплофизики, предложил конструкцию фотометра для изучения поглощения света веществом, открыл и исследовал явление конвекции в газах и жидкостях. Он изобрел широко используемый в медицине прибор – калориметр, позволяющий точно измерять теплоту, которая выделяется при горении веществ.

Французский ученый Ж.Л. Пуазейль⁴, занимавшийся физическими аспектами кровообращения, установил связь между потоком жидкости, радиусом и давлением. Он впервые применил ртутный манометр для измерения давления крови в артерии животного.



Б. Томсон



Ж.Л. Пуазейль



Т. Юнг

Английский физик и врач Т. Юнг⁵ установил, что аккомодация обусловлена изменением кривизны хрусталика глаза. Он обогатил науку известными исследованиями в физике, особенно исследованиями в волновой теории света и теории упругости. Важная константа в теории упругости называется модулем Юнга. Он предложил принцип суперпозиции волн, объясняющий явление интерференции звука и света. Т. Юнг

⁴ Жан Луи Пуазейль (22.IV.1799–26.XII.1869) – французский врач и физик, занимавшийся физическими аспектами кровообращения и дыхания животных и людей.

⁵ Томас Юнг (13.VI.1773–10.V.1829) – английский физик, врач, астроном.

развил теорию трехкомпонентного цветного зрения, истоки которой связаны с именем М.В. Ломоносова. Много других известных ученых: Г. Мюллер, Г. Магнус, Э. Дюбуа-Реймон, Э. Марей, Г. Дюлонг, Л. Герман, Д. Рэлей – работали на стыке физики и медицины.

Большое число открытий физики ученые практически сразу начинали применять в медицине. Например, линзы использовались для создания очков, микроскопов; электрический ток, электрическое и магнитное поле, как уже отмечалось, стали широко применяться в физиотерапии; на основе использования магнитного поля были разработаны масс-спектрометры и томографы; отличие линейного расширения различных веществ было положено в основу создания приборов для измерения температуры тела – термометров.

Достижения физики позволили создать приборы для измерения артериального давления; кардиографы для обследования сердца; успешно применить лазерное и рентгеновское излучение в диагностике и терапии.

В XX веке физики и медики создали целый ряд ярких достижений современной цивилизации. За создание новой уникальной медицинской техники они многократно удостоивались Нобелевских премий. С начала века рентгеновские лучи, за открытие которых Рентген⁶ в 1901 г. получил Нобелевскую премию по физике, стали неотъемлемой частью любого медицинского учреждения. Открытое им излучение позволило «увидеть» костные ткани на снимках, что стало началом рентгеновской диагностики.

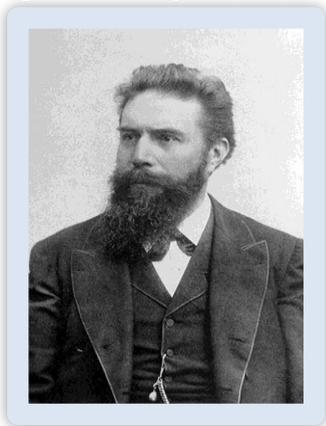
Почти одновременно было сделано другое важнейшее открытие. Французский физик А. Беккерель в 1896 г. во время работ по исследованию фосфоресценции в солях урана случайно открыл радиоактивность. Его открытие послужило отправной точкой для развития ядерной медицины.

Создание лазера (Нобелевская премия по физике 1964 г.) привело к его широкому использованию в различных облас-

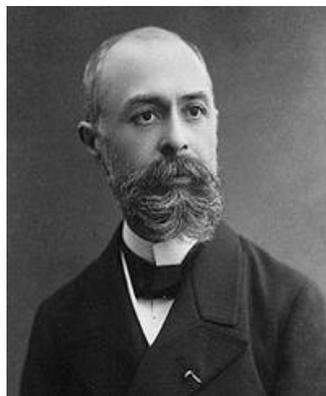
⁶ Вильгельм Рентген (27.III.1845–10.II.1923) – выдающийся немецкий физик. Удостоен Нобелевской премии по физике 1901 г. за открытие рентгеновских лучей.

тях медицины⁷. В 1986 г. за создание первого электронного микроскопа, разработка которого началась еще в 1932 г., физикам Э. Руске и М. Кнолло была присуждена Нобелевская премия.

В медицинскую практику прочно вошло большое число приборов ультразвуковых исследований (УЗИ), использующих отражение звука (эхо), эффект Доплера и т.д.



В. Рентген



А. Беккерель

В XX веке в медицину широко проникли достижения ядерной физики. В конце 1940-х гг. шведским профессором нейрохирургом Л. Лекселлом была предложена идея операций, в которых роль скальпеля играли гамма-лучи, испускаемые радиоактивными источниками. Это стало началом стереотаксической⁸ хирургии.

Создание физиками ядерного реактора привело к зарождению в середине 1940-х гг. ядерной медицины, использующей для диагностики и терапии радиоактивные излучения изотопов. Несколько позже на их основе для диагностики и визуализации внутренних органов был создан новый прибор

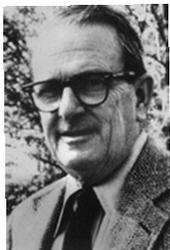
⁷ В мире работают миллионы рентгеновских установок, в медицине и других отраслях народного хозяйства.

⁸ Термин «стереотаксическая хирургия» по смыслу означает «выжигание опухоли пучком частиц» без хирургического вмешательства.

– гамма-камера. Впоследствии для визуализации внутренних органов был создан целый ряд уникальных диагностических приборов – томографов.

Так, после открытия в 1946 г. Блохом и Парселом ядерно-магнитного резонанса (ЯМР), за что они стали лауреатами Нобелевской премии, возникла новая ветвь визуализации изображения. В 1980-е гг. были созданы магнитно-резонансные томографы (МРТ), за что была получена еще одна Нобелевская премия. Всего за МРТ было получено пять Нобелевских премий по физике, химии и медицине.

В 1960-е годы А. Кормак разработал теоретические основы рентгеновского компьютерного томографа, позволяющего с помощью рентгеновского излучения осуществлять послойное сканирование внутренней структуры объекта и получать объемные рентгеновские снимки. В 1972 г. английским физиком Г. Хаунсфилдом был создан первый такой прибор. За этот метод и созданный на его основе прибор в 1979 г. оба они были удостоены Нобелевской премии.



А. Кормак



Г. Хаунсфилд

В настоящее время в медицине широко применяются такие высокотехнологичные физические приборы как лазер⁹, гамма-камера, компьютерные (ОФЭКТ, КТ), МРТ, ПЭТ томографы, установки для стереотаксической хирургии (гамма-

⁹ Лазер был создан советскими физиками одновременно с американскими в 1954 г., за что в 1964 г. была присуждена Нобелевская премия. Лазер нашел широчайшее применение в медицине.

и кибер-ножи), большое количество приборов ультразвукового исследования (УЗИ)¹⁰.

На сложных физических установках – ускорителях элементарных частиц – получают пучки электронов, протонов, высокоэнергичных фотонов для лечения злокачественных образований. На принципе использования ускоренных пучков электронов действуют электронные микроскопы и рентгеновские трубки. Физики в конце XX столетия стали использовать и нейтроны для исследования структуры сложных молекул органического вещества. В мире широко развито применение радиоактивных препаратов в диагностике и терапии. Это направление относится к уже упомянутой ядерной медицине. Таких примеров можно привести большое количество.

Связь физики и медицины была тесной многие столетия. Причем с каждым годом точные науки – физика, математика, химия – все глубже проникают в медицину. Каждое новое достижение в этих науках в первую очередь опробуется в медицине.

Эта связь ярко прослеживается и в Московском университете. Долгие годы уже упоминавшийся ГУ МОНИКИ (Старо-Екатерининская больница в Подмосковье) был лечебной базой московского университета, в ней широко использовалось и развивалось электролечение. И первое официально зарегистрированное медико-физическое общество в России (а возможно и в мире) возникло именно при Московском императорском университете около 1808 г. Оно назы-

¹⁰ Первооткрывателем эхолокации был русский физик Константин Васильевич Шиловский, уроженец города Рязани. В 1990 г. он был исключен из Московского университета за революционную деятельность. Во время первой мировой войны Шиловский и П. Ланжевен разработали сонар, использовавшийся для навигации судов, определения расстояния для цели и поиска подводных лодок. В 1929 г. С.Я. Соколов, крупнейший советский физик-акустик, родоначальник ультразвуковой интроскопии, применил ультразвук для неразрушающего контроля (дефектоскопии) в металлургии. В начале 1940-х гг. ультразвук был применен для изображения внутренних органов человека.

валось «Высочайше утвержденное при Московском Императорском Университете Общество соревнования врачебных и физических наук», позднее – просто «Русское медико-физическое общество». Его основным организатором и первым председателем стал заслуженный профессор анатомии и хирургии Ф. Керестури. Тогда же увидел свет и первый отечественный журнал по медицинской физике «Русский медико-физический журнал», изданный секретарем общества, надворным советником медицины, профессором Иваном Венсовичем. Цель создания журнала и общества, как написано в первом выпуске журнала – «новейшие медико-физические открытия...» и помощь врачам в борьбе с заблуждениями и догмами «...мнимой трансцендентальной медицины».

Современный врач высокого уровня, тем более выпускник Московского университета, должен хорошо разбираться в действующей медицинской технике, иметь хотя бы самые общие представления о принципах, на которых базируется окружающая его медицинская техника, понимать, что же он на ней измеряет, уметь интерпретировать результаты исследований. В современной медицине, широко использующей достижения других естественных наук, ему необходимо понимать и уметь общаться на равных со специалистами других естественных наук – математиками, физиками, химиками. Поэтому студентам медицинских вузов и факультетов нужна физика, а с внедрением все большего числа высокотехнологичного оборудования, должны происходить изменения в программе обучения студентов, а внимание к точным наукам должно возрастать. Так происходит во многих ведущих странах мира, где к физике серьезно относятся как в высших, так и в средних специальных учреждениях.

I. Механика

В настоящем разделе рассматривается несколько примеров использования законов физики для создания медицинских приборов, которые изучаются в курсе общей физики, читаемом автором на факультете фундаментальной медицины. Среди них рассматриваются и установки, используемые в настоящее время (например, вытяжка), и ранее созданная техника (для измерения давления и влажности).

1.1. Механика в основе медицинской техники

Медицинские механические приборы первым предложил и начал использовать еще Леонардо да Винчи. В качестве примера рассмотрим два механических устройства для вытягивания конечностей и позвоночника.

В этот раздел курса включены приборы, действующие на основе законов механики. Так, при вытяжке под действием постоянной силы натяжения шнура происходит вытягивание конечностей. Закрепление поврежденной в результате перелома конечности к шине позволяет оставлять ее в состоянии покоя.

Прибор для вытягивания конечностей после переломов. Срастание костей после перелома, например, ноги может привести к разной длине ног и, как следствие, к хромоте. Поэтому на основе законов статики был сконструирован прибор, позволяющий создавать постоянное напряжение на сломанную ногу. Идея прибора схематично представлена на рис.1.1.1, на котором видно, что он состоит из медицинской кушетки (1), подставки (2) и груза (3). В нем, как видно из рисунка, под действием груза создается натяжение, например, для костей ног. Натяжение веревки с обеих сторон втулки одинаково и равно $T = mg$. Эта сила натяжения и растягивает кость. Трение втулки об ось и веревки о втулку считается малым.

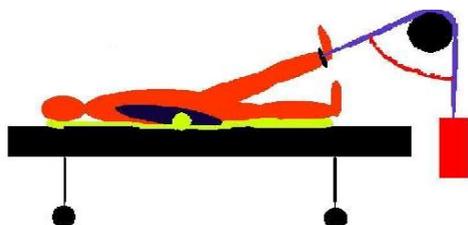
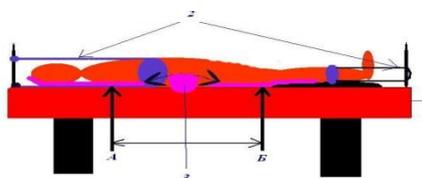


Рис.1.1.1.1. Установка для вытягивания конечностей

Прибор для вытягивания позвоночника. Физическая идея конструкции прибора также использует законы статики. Его общий вид представлен на рис.1.1.2. Прибор включает в себя медицинскую кушетку (1), два вытягивающих стержня с привязными ремнями (2), перемещающийся валик (3), который и создает дополнительное натяжение между позвонками (рис.1.1.2, а). Степень их растяжения задается компьютером. Вдоль стола движется валик, создающий дополнительное напряжение между позвонками. Стержни создают натяжения T_1 и T_2 . Силы натяжения T_1 и T_2 создают общее напряжение в позвоночнике. Они не равны друг другу, поскольку между телом человека и столом прибора существует трение. Под позвоночником перемещается валик 3, который в процессе движения вдоль позвоночника создает дополнительное напряжение T_3 между отдельными позвонками (рис.1.1.2, б). Постепенно, с увеличением общего напряжения, увеличивается и сила вытягивания между позвонками.

а



б

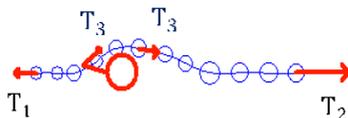


Рис.1.1.2. Установка для вытягивания позвоночника: общий вид (а), вытягивающее действие сил (б)

1.2. Измерение давления

Атмосферное давление. Давление атмосферного воздуха было измерено Торричелли. Он наливал ртуть в трубку, запаянную с одной стороны, и затем помещал ее в открытый сосуд ртути. Высота столба ртути в запаянной трубке составляла 76 см. Как видно из рис.1.2.1, опыт заключался в том, что трубку полностью заполняли ртутью. Затем верхний конец трубки зажимали пальцем, чтобы ртуть не выливалась. Далее трубку переворачивали и, не отпуская пальца, помещали в открытый сосуд с ртутью. Палец отпускали внутри сосуда. Часть ртути выливалась, и в трубке оставался столб высотой 76 см. Это соответствовало внешнему давлению, т.е. давление столба воздуха атмосферы на поверхность открытого сосуда оказывалось равным давлению ртутного столба из трубки, запаянной с одного конца.

Рассчитаем давление атмосферного воздуха. Учитывая, что $\rho_{\text{ртути}} = 13.6 \text{ кг/м}^3$, $g = 9.8 \text{ м/с}^2$, получим

$$P_0 = \rho_{\text{ртути}} gh = 13\,600 \text{ кг/м}^3 \cdot 9.8 \text{ м/с}^2 \cdot 0.76 \text{ м} = 1.013 \cdot 10^5 \text{ Н/м}^2, \quad (1.2.1)$$

$$1 \text{ атм} = 1.013 \cdot 10^5 \text{ Па} = 1.013 \cdot 10^5 \text{ Н/м}^2 = 760 \text{ мм рт.ст.} \quad (1.2.2)$$



Рис.1.2.1. Опыт Торричелли

Для измерения давления изобретено много приборов, в основе которых используются разные физические законы. Рассмотрим конструкции некоторых из них. Физическая идея в конструкции U-образного манометра – уравнивание

избыточного давления столбом воды в трубке, идея двух других приборов (трубки Бурдона и барометра анероидного типа) заключается в изгибе тонких металлических пластинок под действием различного давления воздуха.

U-образный манометр. Измеряемое давление воздуха $P_{\text{изм}}$ (рис.1.2.1) уравнивает столбик воды высотой h и атмосферное давление P_0 :

$$P_{\text{изм}} = P_0 + \rho gh. \quad (1.2.3)$$

Таким простым способом, измеряется давление пара, например, в паровых котлах.

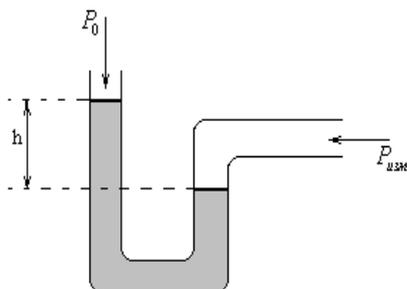


Рис. 1.2.1. U-образный манометр

Трубка Бурдона. В этом приборе тонкая трубка сгибается и разгибается под действием давления и вращает через рычаг стрелку-указатель величины давления (рис.1.2.3).

Стрелкой на рисунке указано направление разгибания трубки. Пунктиром показано положение стрелки при более высоком давлении.

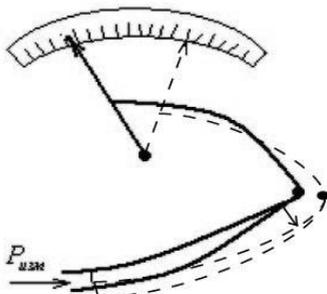


Рис. 1.2.3. Трубка Бурдона, $P_{\text{изм}}$ – измеряемое давление

Барометр анероидного типа. В нем стрелка связана с гибкой крышкой герметической коробки из тонкого металла, из которой откачан воздух. Изменение давления приводит к прогибу или вздутию крышки и соответствующему вращению стрелки, как показано пунктиром на рис.1.2.4. Такие барометры чаще всего используются в быту.

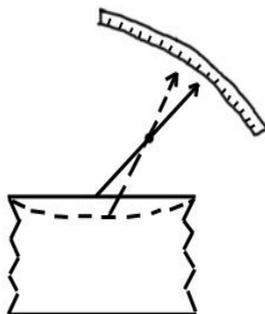


Рис.1.2.4. Барометр анероидного типа

Тонометр для измерения артериального давления. Идея измерения артериального давления заключается в измерении равенства давления воздуха в тонометре и крови.

Прибор, представленный на рис.1.2.5, состоит фонендоскопа с наушниками для прослушивания пульса (1), манометра для измерения давления (2), работающего на принципе барометра анероидного типа (представленного на рис.1.2.4), груши для накачивания воздуха (3) и манжеты (4). Он действует следующим образом. В манжету накачивается воздух. Когда давление в манжете становится равным давлению крови, в трубке фонендоскопа начинаются колебания воздуха (удары). Эти удары продолжаются в течение всего интервала изменения давления крови. В результате выброса крови при сокращении желудочка сердца давление выше, а затем оно уменьшается. Поэтому измеряемое давление имеет интервал.

Верхнее давление крови в артерии называют *систолическим*, а нижнее – *диастолическим*. Верхнее давление определяется моментом, когда давление воздуха в манжете перестает перекрывать течение крови в артерии, и она начинает с шумом прорываться сквозь область перекрытия, образуя

турбулентное течение. Нижнее (диастолическое) давление определяется восстановлением ламинарного течения крови и резким ослаблением прослушиваемых тонов.

О фонендоскопе следует добавить несколько слов. Он используется, не только при измерении давления. Этот прибор представляет один из наиболее древних способов диагностики внутренних органов человека. Он усиливает слышимость шумов внутри организма, широко используется для прослушивания различных внутренних органов человека и в настоящее время он остается неотъемлемым инструментом врача.

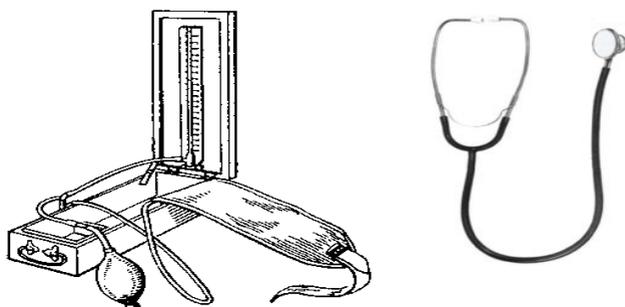


Рис.1.2.5. Тонометр для измерения артериального давления

1.3. Законы гидростатики и гидродинамики

Законы гидродинамики используются для ряда методов измерения величин, используемых в медицине и биологии. Например, коэффициент вязкости связан с наличием бляшек и повышением вероятности образования тромбов в крови. Чем выше вязкость, тем гуще кровь. Движение тела в жидкости, можно связать с распространением в ней частиц лекарственных препаратов. Определение границы, когда кровь переходит из ламинарного состояния в турбулентное, необходимо, например, для измерения артериального давления.

Измерения вязкости. Количественным выражением вязкости является *коэффициент вязкости η* , который определяется по формуле

$$\eta = \frac{FL}{VS}, \quad (1.3.1)$$

где F – сила, необходимая для перемещения одного слоя жидкости относительно другого, S – площадь перемещаемого слоя жидкости, V – скорость перемещения одного слоя жидкости относительно другого, L – ширина слоя. Коэффициент вязкости можно вычислить в эксперименте, представленном на рис.1.3.1, где формула (1.3.1) представлена в виде

$$\frac{F}{S} = \eta \frac{V}{L}.$$

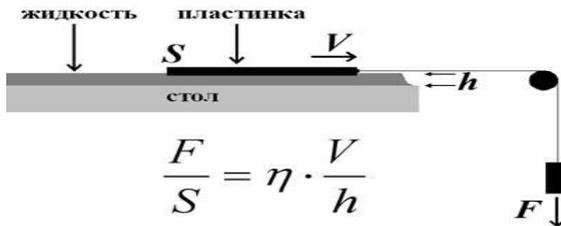


Рис.1.3.1. Эксперимент по измерению вязкости жидкости

Мысленно движение жидкости, например в трубе, можно представить как движение бесконечно большого числа полых трубок, вложенных друг в друга. Каждая трубка движется со своей скоростью, а между собой трубки трутся, т.е. имеет место вязкое трение. Сила трения зависит от площади соприкасающихся поверхностей.

Коэффициент вязкости η в единицах системы СИ составляет

$$[\eta] = \text{Н} \cdot \text{с}/\text{м}^2. \quad (1.3.2)$$

Определение вида течения крови. Рассмотрим пример. Пусть скорость V крови в аорте радиусом $r = 1$ см составляет 30 см/с. Можно ли считать течение крови ламинарным?

$$\begin{aligned} \text{Re} &= \frac{2\bar{v}r\rho}{\eta} = \\ &= 20.3 \text{ м/с} \cdot 0.01 \text{ м} (1.05 \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3) / 4.0 \cdot 10^{-3} \text{ Н} \cdot \text{с}/\text{м}^2 = 1600. \end{aligned}$$

Так как $Re < 2000$, течение крови можно считать ламинарным.

При движении тела в жидкости, например сложной молекулы, вводится другое число Рейнольдса:

$$Re' = vL\rho/\eta, \quad (1.3.3)$$

здесь L – длина тела, v – средняя скорость движения жидкости, ρ – плотность, η – вязкость. При значении числа Рейнольдса $Re' < 1$ течение считается ламинарным.

При движении в жидкости сферы радиусом r , например молекулы, коэффициент вязкого трения определяется соотношением

$$F_{тр} = kV, \quad k = 6\pi r\eta. \quad (1.3.4)$$

Диагностика состояния сосудов. Определим, как влияет на давление крови ΔP сужение сосудов, когда их радиус уменьшится в 2 раза от R_2 до R_1 .

Поток крови в первом и втором случае не изменяется, т.е. $Q_1 = Q_2$, где

$$Q_1 = \pi \frac{\Delta P_1}{8\eta l} R_1^4, \quad Q_2 = \pi \frac{\Delta P_2}{8\eta l} R_2^4.$$

Отсюда отношение давлений:

$$\frac{\Delta P_1}{\Delta P_2} = \left(\frac{R_2}{R_1} \right)^4 = 16. \quad (1.3.5)$$

Таким образом, атеросклероз, приводящий из-за отложения холестерина к сужению сосудов в 2 раза, увеличивает давление в них в 16 раз.

1.4. Акустические приборы

Ультразвуком называют механические колебания и волны с частотой от 20 кГц до 10^{10} Гц. Если размеры источника звука много больше длины ультразвуковой волны, то возникает слабо расходящийся пучок, который широко используется в дефектоскопии и эхолокации¹¹.

¹¹ Пьезоэффект, благодаря которому получают ультразвуковые колебания, был открыт в 1881 г. братьями П. Кюри и Ж.-П. Кюри. Свое применение он нашел во время первой мировой войны, когда

С точки зрения физики ультразвука ткани человеческого тела близки по своим свойствам жидкой среде, поэтому давление на них ультразвуковой волны может быть описано как сила, действующая на жидкость.

В ультразвуковой диагностике основную информацию несут преимущественно продольные волны.

Звуковые волны являются механическими по своей природе, так как в основе их лежит смещение частиц упругой среды от точки равновесия. Именно за счет упругости и происходит передача звуковой энергии через ткань. Упругость – это возможность объекта после сжатия или растяжения вновь приобретать свой первоначальный размер и форму. Скорость распространения ультразвука зависит прежде всего от упругости и от плотности ткани. Чем больше плотность материала, тем медленнее должны распространяться в нем ультразвуковые волны.

В подводных лодках звук, отражаясь от препятствий, позволяет определить наличие препятствия и расстояние до него. В медицине при облучении тканей ультразвуком часть волны отражается от некоторых слоев внутренних тканей, другая часть, преломляясь, проходит внутрь. Короткие ин-

К.В. Шиловский и П. Ланжевен разработали сонар, использовавшийся для навигации судов, определения расстояния для цели и поиска подводных лодок.

В 1929 г. ультразвук для неразрушающего контроля в металлургии (дефектоскопия) применил С.Я. Соколов. Этот крупнейший советский ученый явился родоначальником ультразвуковой интроскопии и автором наиболее часто используемых и совершенно различных по своей сути методов современного звуковидения.

Попытки использования ультразвука в целях медицинской диагностики привели к появлению в 1937 г. одномерной эхоэнцефалографии. Однако лишь в начале 1950-х гг. удалось получить ультразвуковое изображение внутренних органов и тканей человека. С этого момента ультразвуковая диагностика стала широко применяться в лучевой диагностике многих заболеваний и повреждений внутренних органов. Сейчас трудно представить медицинское учреждение, не имеющее УЗИ прибора.

тенсивные импульсы ультразвука используются для дробления камней в органах человека.

Ультразвуковое исследование. Прибор для ультразвукового диагностического исследования работает на физическом принципе отражения и преломления упругих механических волн в тканях. Суть заключается в том, что прохождение волн через объект, огибание препятствий существенно зависит от соотношения длины волны и препятствия. Так, объект габаритом 1 м является препятствием для волны длиной порядка миллиметров и его не заметят волны длиной более метра. Ультразвук разной длины отражается на разных видах тканей. УЗ хорошо отражается на границах тканей. Это позволяет определять их размер, наличие и параметры полостей.

Прибор ультразвукового исследования может работать на непрерывной или импульсной звуковой волне. В первом случае исследуется стоячая волна, возникающая при сложении падающей и отраженной волн. Во втором, измеряется время прохождения ультразвукового импульса до объекта и обратно, т.е. прибор работает на отражении звуковых волн. По времени задержки между посланным и принятым импульсами определяют параметры объекта. Для того чтобы звук не отразился на поверхности тела, головку прибора смазывают маслом. Это позволяет ликвидировать слой воздуха между головкой прибора и телом человека.

Принципиальная схема прибора УЗИ исследования и его конструктивное исполнение представлено соответственно на рис.1.4.2. и 1.4.3. Генератором ультразвуковых волн является передатчик, который одновременно играет роль приемника отраженных эхосигналов. Он работает в импульсном режиме, посылая около 1000 импульсов в секунду. В промежутках между генерированием ультразвуковых волн пьезодатчик фиксирует отраженные сигналы.

УЗИ прибор состоит из источника УЗ и приемника. Приемник УЗ работает на принципе обратного пьезоэффекта, когда электрическое поле приводит к механической деформации стержня и возникновению высокочастотных звуковых колебаний. Для этой цели используют вещества с выражен-

ными пьезоэлектрическими свойствами, например кварц. Если к электродам приложить высокочастотное переменное напряжение, то это приведет к колебаниям кварцевого стержня. УЗ приемник работает на использовании прямого пьезоэффекта, превращающего механические колебания стержня в электрические импульсы. Звук в кварцевом стержне создает упругие волны, которые в результате пьезоэффекта приводят к генерации переменного электрического поля.

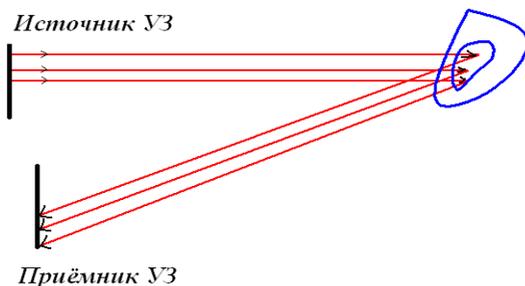


Рис.1.4.1. К объяснению физического принципа действия прибора ультразвукового исследования

На этом принципе работает в *ультразвуковой кардиографии* прибор УЗ исследования сердца. В *эхоэнцефалографии* на этом принципе определяют наличие опухолей и отека головного мозга.

Ультразвук применяется и в УЗ физиотерапии при частоте примерно 800 кГц. Воздействие на организм осуществляется механически и тепловым способом.

Инфразвуком называют механические волны с частотой, меньшей, чем 20 Гц, которую способно воспринимать ухо. Инфразвук издает море, землетрясение, грозовой разряд. Он слабо поглощается и поэтому распространяется на большое расстояние. Этот факт позволяет предсказать землетрясение, определить место подземного ядерного взрыва. Инфразвук¹² оказывает неблагоприятное влияние на функциональное состояние человека.

¹² Существуют гипотезы, согласно которым появление кораблей-призраков в Бермудском треугольнике могло быть связано с воздействием на психику человека низкочастотного инфразвука, воз-

Эффект Доплера заключается в том, что движение источника звука или приемника вызывает изменение высоты звука. Если источник звука и приемник сближаются, то высота звука растет; если же они удаляются друг от друга, то высота звука понижается (рис.1.4.3).

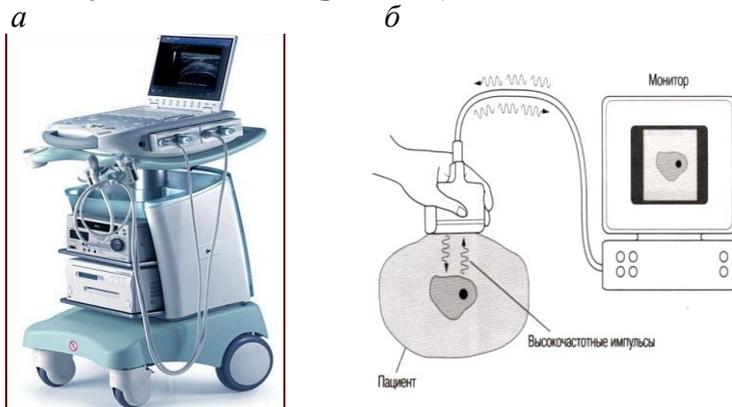


Рис.1.4.2. Общий вид прибора УЗИ (а) и изображение объекта исследований на нем (б)

Длина волны λ' источника звука с частотой f , движущегося к приемнику со скоростью $v_{\text{ист}}$ составляет

$$\lambda' = d - d_{\text{ист}} = (v - v_{\text{ист}})T = \frac{(v - v_{\text{ист}})}{f}. \quad (1.4.1)$$

Учитывая, что

$$f' = \frac{v}{\lambda'}, \quad (1.4.2)$$

получаем частоту приближающегося источника звука:

$$f' = \frac{v}{v - v_{\text{ист}}} f = \frac{f}{1 - \frac{v_{\text{ист}}}{v}}, \quad (1.4.3)$$

аналогично для удаляющегося источника:

никающего во время шторма. Это могло приводить к тому, что моряки под его воздействием покидали суда и погибали.

$$f' = \frac{v}{v + v_{\text{ист}}} f = \frac{f}{1 + \frac{v_{\text{ист}}}{v}}. \quad (1.4.4)$$

Примером действия эффекта Доплера является движение поезда или автомобиля. Если они движутся по направлению к вам, то частота звука, а следовательно и высота тона, будут выше. Если движение происходит от вас, то частота звука и высота тона будут ниже.

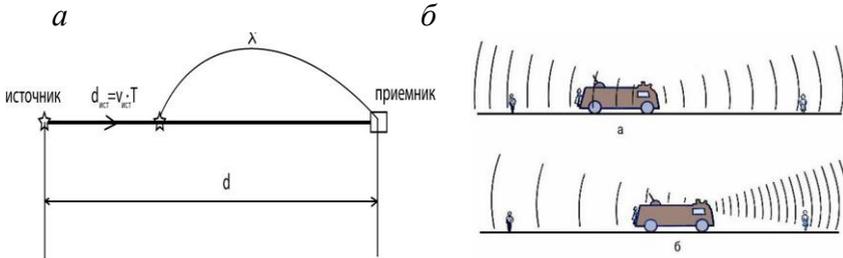


Рис. 1.4.3. К выводу эффекта Доплера (а) и пример действия эффекта Доплера при движении автомобиля (б)

На основе метода ультразвуковой расходомерии можно рассчитать скорость кровотока (эритроцитов).

При движении навстречу друг к другу наблюдателя и источника формула (1.4.4) приобретает вид

$$f'' = \frac{v}{v - v_{\text{ист}}} f' = \frac{v}{v - v_{\text{ист}}} \frac{v + v_{\text{ист}}}{v} f = \frac{v + v_{\text{ист}}}{v - v_{\text{ист}}} f. \quad (1.4.5)$$

Изменение частоты источника f и приемника f'' , называемое доплеровским сдвигом частоты, в этом случае составляет

$$\Delta f = f - f'' = f - \frac{v + v_{\text{ист}}}{v - v_{\text{ист}}} f = \frac{2v_{\text{ист}}}{v - v_{\text{ист}}} f. \quad (1.4.6)$$

Поскольку скорость ультразвука значительно больше скорости движения объекта ($v \gg v_{\text{ист}}$) изменение частоты ультразвука составляет

$$\Delta f = \frac{2v_{\text{ист}}}{v} f. \quad (1.4.7)$$

По изменению частоты ультразвука Δf определяют скорость движения эритроцитов $v_{ист}$, а также скорость движения клапанов и стенок сердца и других органов. В этом последнем случае метод получил название *доплеровской эхокардиографии*, принцип действия которой иллюстрирует рис.1.4.4, а.

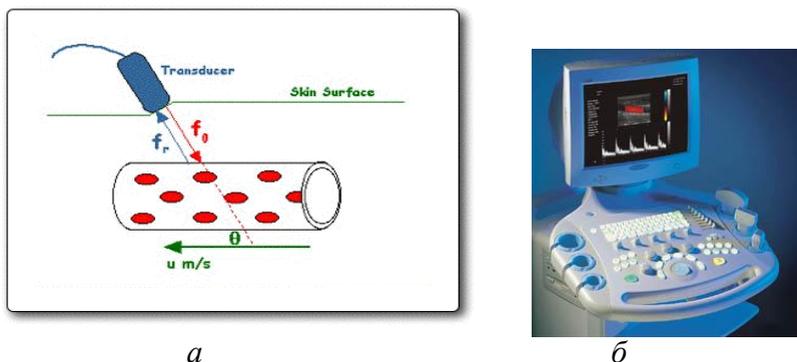


Рис.1.4.4. К объяснению доплеровской эхокардиографии (а) и внешний вид прибора (б)

Эффект Доплера широко применяется в медицинских исследованиях. Так например, в доплеровской эхокардиографии, по изменению частоты отраженного ультразвука судят о динамике движения различных частей сердца (его клапанов и стенок). Кроме того, с помощью ультразвука можно определить скорость движения крови в сосудах, например, при ультразвуковом исследовании сосудов головного мозга рис.1.4.4, б.

Ударные волны. Если источник звука движется со скоростью, большей скорости звука, то возникает эффект, называемый *ударной волной*. Гребни волн налагаются друг на друга и образуют один огромный гребень. Реактивный самолет, преодолевая звуковой барьер, создает мощную звуковую волну.

Ударная волна возникает, по существу, благодаря усиливающей интерференции большого числа волн, которые складываются в единый ударный фронт.

Ударная волна образует конус с вершиной, располагающейся на источнике звука (рис.1.4.5). Угол раствора конуса

θ , как видно из рис.1.4.5, определяется отношением скорости звука к скорости тела:

$$\sin \theta = \frac{v_{\text{зв}}}{v_{\text{т}}}, \quad (5.3.11)$$

где $v_{\text{т}}$ – скорость тела (источника), $v_{\text{зв}}$ – скорость звука в среде. Звук распространяется перпендикулярно волновому фронту.

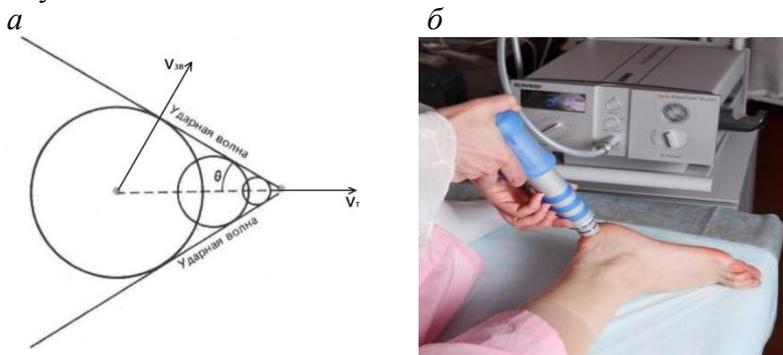


Рис.1.4.5. Ударные волны (а) и медицинский прибор для ударно-волновой терапии (б)

Смысл ударно-волновой терапии заключается в следующем. Специальный аппарат генерирует электрические импульсы, которые преобразуются в звуковые волны очень низкой частоты. Эти волны направляются на патологически измененный участок лица или тела. Проникая в ткани организма и воздействуя на очаги поражения, интенсивные акустические волны во много раз усиливают циркуляцию крови в пораженных местах. Это способствует разрыхлению болезненных участков и постепенному рассасыванию фиброзных очагов (рис.1.4.5).

II. Молекулярная физика и теплота

В этом разделе приводятся примеры действия трех медицинских приборов: обычного градусника, измерителя влажности и калориметра. Без них не возможна работа медицинских учреждений, несмотря на то что созданы эти приборы были очень давно.

2.1. Измерение температуры

Представление о горячем и холодном мы связываем с понятием *температуры*. Температура влияет на многие свойства веществ: плотность, объем, давление, электрическое сопротивление, вязкость, цвет и т.д. Уже в древние времена ученые пытались и не безуспешно теплом лечить различные недуги.

С точки зрения микроскопической теории с ростом температуры атомы колеблются вокруг своего положения равновесия с большей амплитудой (пропорционально ее квадрату). Поэтому когда мы прикасаемся к горячей кастрюле, то колебания атомов стенок кастрюли заставляют сильнее колебаться атомы наших пальцев и мы чувствуем, что кастрюля горячая. У холодного воздуха молекулы двигаются с меньшей средней скоростью. Поэтому мы ощущаем холод.

Измерение температуры осуществляется *термометром*. Первый такой прибор был изобретен в XVII в. Галилеем, в нем ученый использовал расширение газа. Газовый термометр приведен на рис. 2.1.1. Термометр работает при постоянном объеме для разных типов газов. Действие такого при-

бора основано на законе Гей-Люссака¹³, описываемого формулой

$$P = P_0(1 + \alpha t), \quad m = \text{const}, \quad V = \text{const}. \quad (2.1.1)$$

При постоянных объеме и массе ($V = \text{const}, m = \text{const}$) давление в манометре пропорционально температуре: $P \sim T$. По разнице уровней в проградуированных трубках манометра, определяется температура окружающего термометр воздуха. Однако точность такого прибора была не высока, поскольку плотность газа и его объем сильно зависели от температуры.

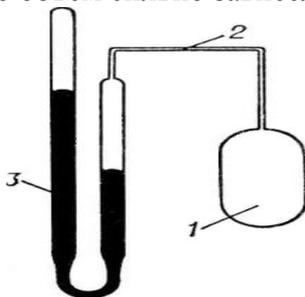


Рис. 2.1.1. Устройство газового термометра:

1 – заполненный газом объем; 2 – капилляр; 3 – манометр

Современные термометры, широко используемые в повседневной жизни, действуют чаще всего на основе закона линейного и объемного расширения жидкостей (ртути, подкрашенного спирта и др.).

Линейное расширение тел определяется соотношением

$$l = l_0(1 + \alpha t), \quad (2.1.2)$$

где α – коэффициент линейного расширения вещества, l_0 – длина при температуре 0°C .

¹³ Гипотеза о пропорциональности давления температуре была высказана французским физиком Г. Амонтонем в 1702 г., а 100 лет спустя другой французский физик Ж.Л. Гей-Люссак получил математическое выражение этого закона. Им же был открыт в 1802 г. закон пропорциональности объема газа и температуры. Однако первым его открыл также французский физик Ж. Шарль, который свои результаты не опубликовал. По инициативе Гей-Люссака, благодаря его благородству, закон стали называть законом Шарля.

Физическая причина возникновения линейного и объемного расширения тел заключается в том, что с ростом температуры увеличивается амплитуда колебаний атомов в веществе относительно друг друга. Поэтому среднее расстояние между ними возрастает. Линейное и объемное расширение тел – по смыслу один и тот же эффект, поскольку расстояние между атомами увеличивается по трем координатам. В случае, когда поперечные размеры тела малы, учитывается их линейное расширение, а расширением тел в поперечном направлении можно пренебречь. В случае, когда размеры тела в трех измерениях сравнимы по величине, рассматривают объемное расширение, определяемое соотношением

$$V = V_0(1 + \beta t), \quad (2.1.3)$$

где β – коэффициент объемного расширения вещества, V_0 – объем системы при температуре 0°C .

Эти коэффициенты связаны между собой соотношением

$$\beta \approx 3\alpha. \quad (2.1.4)$$

Коэффициенты линейного и объемного расширения измеряются в обратных градусах Цельсия $(^\circ\text{C})^{-1}$ или $(\text{град})^{-1}$. Их величины для жидкостей составляют 10^{-3} – 10^{-4} $(^\circ\text{C})^{-1}$, а для твердых веществ 10^{-5} – 10^{-6} $(^\circ\text{C})^{-1}$.

Иногда бывает, что одна стеклянная колба вставлена в другую так, что ее невозможно вытащить. В этом случае обе колбы необходимо нагреть, поместив обе колбы в горячую воду. Внешняя колба в объеме расширится чуть сильнее, чем внутренняя. Тогда удастся вытащить одну колбу из другой.

Принцип действия термометров заключается в том, что жидкость заполняет объем небольшого резервуара, соединенного с тонким капилляром. При нагревании резервуара ртуть или подкрашенный спирт, плотность которых при изменении температуры практически не изменяется, заполняют капилляр. Высота столбика жидкости в капилляре пропорциональна температуре. В более точных термометрах учитывается и расширение стеклянной трубки, в которую заливают жидкость. С ростом температуры, наполняющие его жидкости, ртуть или спирт расширяются быстрее, чем стекло.

Для измерения температуры используется *стоградусная шкала Цельсия*, в которой деление на сто единиц происходит между точками кипения (100°C) и замерзания воды (0°C) (рис. 2.1.2, а). Основной шкалой температур, применяемой в физике, является *абсолютная шкала температур Кельвина*, в которой температура измеряется в кельвинах (К). Эти шкалы связаны соотношением $0^{\circ}\text{C} = 273 \text{ K}$ (рис. 2.1.2, б).

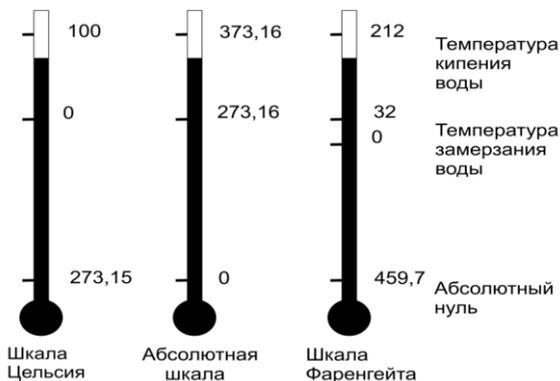


Рис. 2.1.2. Шкалы температуры

Термометры используются в ограниченном температурном интервале из-за изменения свойств используемых для измерения температуры веществ (например, замерзание и испарение ртути на рис. 2.1.3 происходит при температурах -39 и $+357^{\circ}\text{C}$ соответственно). В термометрах для измерения более высоких температур используются также металлические стержни, биметаллические пластинки. Измерение температуры биметаллическими пластинками осуществляется как результат разного коэффициента линейного расширения различных металлов. Пластинки плотно соединяются друг с другом всей плоскостью. Разный коэффициент расширения приводит к изгибу пластинок. Градуируя угол изгиба пластинок можно измерить температуру. В отличие от жидкостей, которые при определенных температурах замерзают или превращаются в газ, биметаллические пластинки позволяют производить измерения температуры в более широком интервале от абсолютного нуля до температуры плавления металлов.

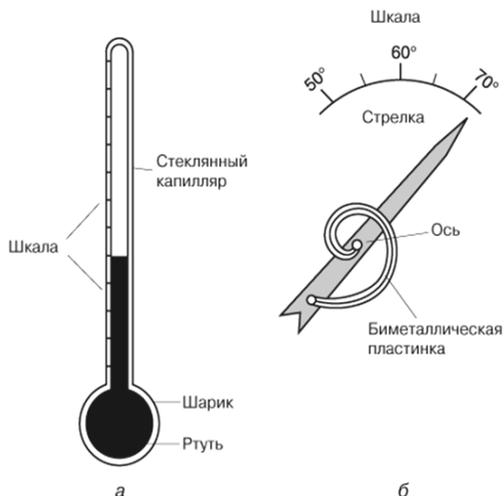


Рис. 2.1.3. Измерение температуры ртутным (а) и биметаллическим (б) термометрами

2.2. Измерение влажности

Влажность воздуха играет важную роль для самочувствия человека. Поэтому ее состояние необходимо контролировать как в медицинских учреждениях, так и в обычных бытовых условиях. Для поддержания определенного уровня влажности используют приборы – увлажнители воздуха.

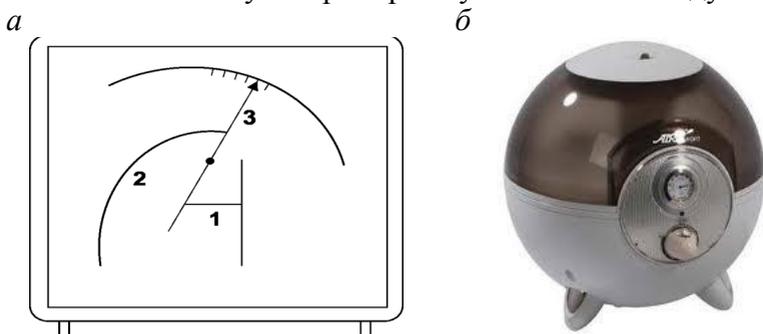


Рис. 2.2.1: а) принципиальная схема гигрометра: 1 – пружина, 2 – материал, изгибающийся при изменении влажности, 3 – стрелка; б) внешний вид гигрометра

Уровень влажности воздуха измеряют с помощью специальных приборов – *гигрометров и психрометров*. Для примера, принцип действия *гигрометра* основан на изменении длины волоса при изменении влажности, принципиальная схема которого представлена на рис. 2.2.1, а. Видно, что стрелка гигрометра прикреплена к волосу и пружинке. При изменении длины волоса во влажном воздухе происходит вращение стрелки 3. Пружинка 2 возвращает ее в исходное положение. Внешний вид бытового гигрометра приведен на рис. 2.2.1, б.

2.3. Калориметр

Калориметр (от лат. *calor* – тепло) – прибор для измерения количества теплоты, выделяющейся или поглощающейся в каком-либо физическом, химическом или биологическом процессе. Принцип работы калориметра основан на тепловом балансе. Он представлен на рис. 2.3.1. По сути, уравнение теплового баланса – это закон сохранения тепловой энергии.

Уравнение теплового баланса: если между телами, находящимися в калориметре, происходит теплообмен, то количество теплоты, отданное всеми остывающими телами, равно количеству теплоты, полученному всеми нагревающимися телами:

$$\sum_{i=1}^n Q_i^{\text{отд}} = \sum_{j=1}^m Q_j^{\text{пол}}. \quad (2.3.1)$$

Работа калориметра заключается в следующем. Калориметрический стакан 2 представляет собой сосуд, состоящий из двух стенок, между которыми располагается теплоизолирующая прокладка 3. Примером может служить широко используемый в быту термос. Сосуд накрыт теплоизолирующей крышкой 4. Ампула с исследуемым веществом 8 помещается в жидкость, которая нагревается. Термометр измеряет изменение температуры в процессе нагревания. Основное требование к калориметру – полная изоляция от внешней среды. Это позволяет точно измерить количество теплоты, полученное или переданное ампулой.

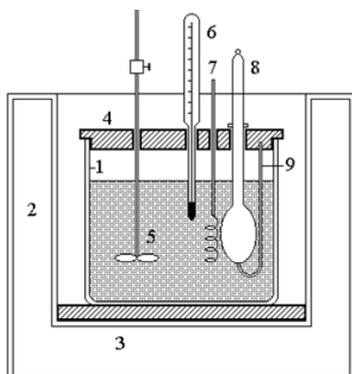


Рис. 2.3.1. Устройство калориметра: 1 – калориметрический стакан; 2 – защитная оболочка; 3 – теплоизолирующая прокладка; 4 – теплоизолирующая крышка; 5 – пропеллерная мешалка; 6 – термометр; 7 – нагреватель; 8 – ампула с исследуемым веществом

Перед проведением измерений калориметр градуируют. Для этого определяют изменение температуры калориметрической системы при сообщении ей известного количества теплоты. В результате градуировки получают значение теплоемкости c калориметрической системы, которая включает в себя все элементы калориметра.

Диапазон температур, при которых работают современные калориметры: от 0.1 до 3500 К. Точность измерения количества теплоты в них достигает $10^{-2}\%$. Внешний вид современного калориметра представлен на рис. 2.3.2.



Рис. 2.3.2. Внешний вид современного калориметра

III. Электричество и магнетизм

В этом разделе приводятся примеры использования законов электричества и магнетизма в создании медицинских приборов. Так, законы движения электрических зарядов стали основой электронно-лучевых трубок, а затем и телевизоров, мониторов компьютеров и многого другого. Применение модели электрического диполя позволило понять и описать работу сердца и его отделов. Создание кардиографов стало важным достижением физики в медицине. Не менее значительным оказалась возможность измерять электрические сигналы из различных отделов головного мозга. Это позволило впервые на практике исследовать превращение образов и эмоционального состояния человека в электрические сигналы. Их анализ позволил сделать первые шаги к пониманию, как работает мозг человека. Приборы для таких исследований получили название *электроэнцефалографов*.

Электролечение в России начало развиваться фактически через несколько лет после создания Л. Гальвани и А. Вольта гальванических элементов. Наиболее активно этот вид лечения развивался в базовой клинике Московского университета (ныне МОНКИ). К электролечению относится множество видов процедур, среди которых наиболее известны электрофорез, глубинное прогревание с использованием электромагнитных сверхвысоких (СВЧ) и ультравысоких (УВЧ) частот. В медицине широко используются электрические разряды в газах. Приборов, действующих на этом принципе, много. Среди них наиболее известные люстра Чижевского и «горный воздух». Хорошо известны в быту различные виды ионизаторов воздуха.

3.1. Электронно-лучевая трубка

Электронно-лучевая трубка лежит в основе осциллографа и телевизора¹⁴, монитора компьютера. Ее создание послужило началу телевидения и в корне изменило жизнь цивилизации на Земле. Она стала неотъемлемой частью процесса визуализации большого количества электронных диагностических медицинских приборов.

Физический принцип прибора основан на использовании поперечных электрических полей. На рис. 3.1.1 представлена схема электронно-лучевой трубки. Фактически осциллограф – это система из трех конденсаторов. Первый конденсатор – это система электродов 1 и 2. Пучок электронов получают при нагреве катода 1— электроны вылетают с его поверхности. На начальном участке происходит ускорение электронов до некоторой разности потенциалов и энергии продольным электрическим полем между двумя электродами – катодом 1 и анодом 2. При расстоянии между электродами d и приложенной к пластинам конденсатора разности потенциалов U энергия, приобретаемая электронами, составляет

$$W = QEd. \quad (3.1.1)$$

На следующем этапе электроны двигаются с постоянной скоростью. Два других конденсатора отвечают за управление пучком электронов. Их отклоняют электрическим полем между парами отклоняющих пластин, представляющими собой два плоских конденсатора – горизонтальный 3 и вертикальный 4. Один конденсатор отклоняет электроны по одной оси координат, второй – по другой. Электрическое поле между пластинами обоих конденсаторов модулируется по амплитуде. После прохождения пучком электронов отклоняющих пластин он движется по криволинейной траектории 5 к люминесцентному экрану.

Экран является одним из сложнейших элементов любого монитора. Он состоит из ячеек, каждая из которых вспыхивает белым светом при попадании в нее электрона. Ячейки,

¹⁴ Телевизор был создан российским ученым В.К. Зворыкиным, начавшим свою научную деятельность в Санкт-Петербурге, но в начале 1920-х гг. эмигрировавшим в США.

куда электроны не попадали, имеют более темный цвет. Обычно экран конструируется как минимум из 625×625 ячеек или больше.

Электронно-лучевая трубка позволяет с помощью пучка электронов 5 формировать изображение 6 на люминесцентном экране 7.

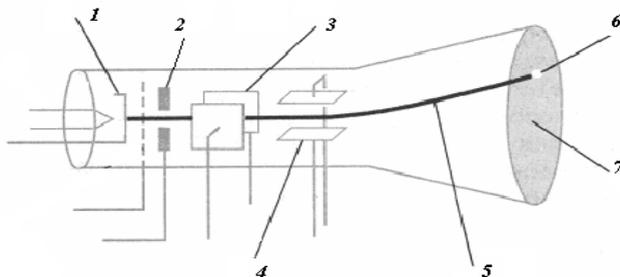


Рис. 3.1.1. Схема электронно-лучевой трубки

3.2. Принцип работы электрокардиографа

Электрокардиограмма. Физическая идея электрокардиограмм – измерение значений потенциала в различных точках тела в зависимости от времени. Эти величины соответствуют динамическим характеристикам различных частей сердца, которое представляется в виде диполя. Напряжение снимается с эквипотенциальных поверхностей. Изменение функций частей сердца приводит к изменению напряжения в точках, где установлены датчики. Теория электрокардиограммы была предложена В. Эйнтховеном.

Модель диполя, описывающая сердце, характеризуется электрическим дипольным моментом M , описываемый формулой

$$M = Ql, \quad (3.2.2)$$

где заряды противоположного знака $+Q$ и $-Q$, расположены на расстоянии l друг от друга.

Модель представлена на рис. 3.2.1. Пунктирные линии на рис. 3.2.1, a несут физический смысл поверхностей равного потенциала. При работе сердца диполь поворачивается, меняет свое положение. Так как электрический дипольный момент сердца меняется со временем, можно получить времен-

ные зависимости напряжения, которые и называют электрокардиограммами. На кардиографе снимаются напряжения эквипотенциальных поверхностей вокруг сердца, которые меняются в процессе работы сердца. Стенки и перегородки сердечных желудочков, как и другие его части, колеблются с разной амплитудой и частотой. Поэтому момент диполя меняет свое направление в пространстве, а суммарное напряжение на эквипотенциальных поверхностях представляет сложную функцию. Затем устанавливается связь между значениями этих напряжений и функциональным состоянием различных частей сердца.

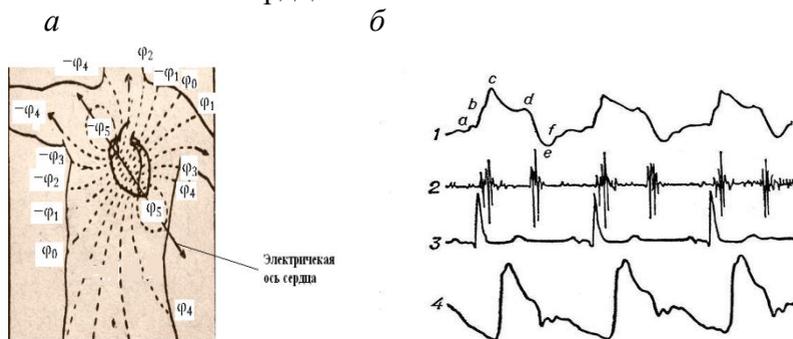


Рис.3.2.1: а) структура эквипотенциальных поверхностей электрокардиограммы; б) виды кардиограмм

На рис. 3.2.1, б приведены виды кардиограмм: 1 – кардиограмма здорового человека, записанная в области верхушки сердца; 2 – фонокардиограмма; 3 – электрокардиограмма; 4 – сфигмограмма сонной артерии. Обозначения на кардиограмме: *a* – систола предсердий; *b* – закрытие митрального клапана; *c* – начало фазы изгнания; *d* – конец фазы изгнания; *e* – открытие атрио-вентрикулярных клапанов; *f* – волна притока (максимум быстрого наполнения желудочков).

Первые электрокардиографы вели запись на фотопленке, затем появились чернильные самописцы. В современных приборах электрокардиограмма записывается на термобумаге и сохраняется в компьютере. Скорость движения бумаги

составляет обычно 50 мм/с. В некоторых случаях скорость движения бумаги устанавливают на 12,5, 25 или 100 мм/с.

В начале каждой записи регистрируется контрольный милливольт. Обычно его амплитуда составляет 10 или, реже, 20 мм/мВ. В современных электрокардиографах применяются различные фильтры сигнала, которые позволяют получать высокое качество электрокардиограммы. Они работают на различных частотах и позволяют учесть искажения формы на разных частотах. Причем сами они вносят лишь незначительные искажения формы полученного сигнала. Низкочастотные фильтры с частотой 0,5–1 Гц уменьшают эффект изменяющейся во времени линии эквипотенциальной поверхности, внося при этом искажения в форму сигнала. Фильтры со средней частотой 35 Гц, называемые антитреморными, предназначены для подавления артефактов, связанных с активностью мышц. Фильтры с частотой 50–60 Гц, называемые режекторными, корректируют сетевые наводки.

Расшифровка ЭКГ. Участки ЭКГ соответствуют различным фазам работы сердца. Обычно на ЭКГ (рис. 3.2.2) выделяют пять максимумов, или зубцов: P, Q, R, S, T. Первый максимум P связан с возбуждением миокарда предсердий. Три максимума QRS описывают динамику работы (систолу) желудочков.

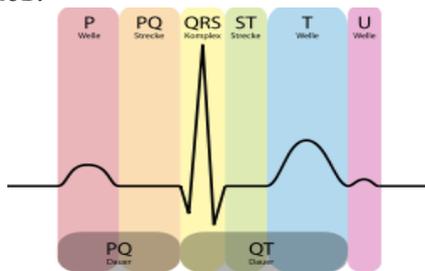


Рис. 3.2.2. Максимумы, или зубцы P, Q, R, S, T на ЭКГ

Совокупность пиков ST и пик T отражают фазу работы желудочков, когда восстанавливается исходный потенциал покоя мембраны клетки. Эти процессы называют реполяризацией миокарда желудочков. Во время прохождения импульса происходит временное изменение молекулярной структуры мембраны, в результате которого ионы могут сво-

бодно проходить через нее. Во время реполяризации ионы диффундируют в обратном направлении для восстановления прежнего электрического заряда мембраны, после чего клетка готова к дальнейшей электрической активности.

При проведении процедуры снятия ЭКГ измеряемые разности потенциалов называются отведениями. Отведения I, II и III накладываются на конечности: I – правая рука – левая рука, II – правая рука – левая нога, III – левая рука – левая нога. С электрода на правой ноге показания не регистрируются, он используется только для заземления пациента. Точки снятия потенциала на груди обозначают буквой V.

В каждой точке снятия потенциала регистрирующий электрод определяет разность потенциалов между ней и точкой, относительно которой измеряются все разности потенциалов (гипотетическим электрическим нулем). Расположение точек снятия потенциала на грудной клетке (электродов V1–V6) представлено на рис. 3.2.3.

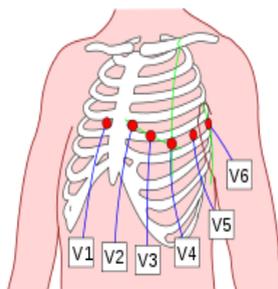


Рис. 3.2.3. Схема установки электродов V1–V6 на грудной клетке

3.3. Электрическая активность мозга

Измерения и анализ временных зависимостей разностей потенциалов электрических полей, генерируемых мозгом, используются для диагностики различных патологий нервной системы, психических расстройств, нарушений сна и т.д.

Электроэнцефалограмма¹⁵ – график изменения разности потенциалов, генерируемых мозгом между различными участками (точками съема) поверхности головы во времени.



Рис.3.3.1. Регистрация ЭЭГ с восьми электродов

Пример регистрации и вид ЭЭГ представлен на рис. 3.3.1. ЭЭГ отражает интегральную электрическую активность нейронов коры головного мозга и распространение волн возбуждения в нейронных сетях. Основными характеристиками ЭЭГ являются средняя частота колебаний, амплитуда и фаза. Суммарная фоновая электрограмма коры и подкорковых образований мозга пациента, состоит из различных по частоте медленных колебаний. В зависимости от частотного диапазона, но также и от амплитуды, формы волны, топографии и типа реакции различают ритмы ЭЭГ, которые также обозначают греческими буквами. На рис. 3.3.2 приведены характерные частоты, регистрируемые при ЭЭГ.

α -ритм	8–13 Гц
β -ритм	14–35 Гц
γ -ритм	35–70 Гц
σ -ритм	0.5–3 Гц
δ -ритм	4–7 Гц

Рис. 3.3.2. Регистрируемые частоты при ЭЭГ

¹⁵ Первая запись биотоков головного мозга была произведена в 1928 г. Гансом Бергером.

Альфа-ритм регистрируется в затылочной области, бета-ритм – в области центрально расположенных извилин; тета- и гамма-ритмы являются патологическими. Для анализа сложной зависимости разности потенциалов от времени используют теорему Фурье. Сложное колебание раскладывают на сумму простых гармонических колебаний, и далее анализируют либо интенсивность той или иной частоты в различных областях головного мозга, либо на каком-то участке коры получают полный набор частот.

Считается, что каждый такой ритм соответствует некоторому определенному состоянию мозга и связан с определенными церебральными механизмами. У бодрствующего взрослого человека доминируют альфа-, бета-, гамма- и дельта-ритмы. При переходе от бодрствования ко сну альфа- и бета-ритмы замещаются более медленными дельта- и тета-ритмами.

Альфа-волны имеют амплитуду 30–100 мкВ. Они симметричны, имеют синусоидальную форму, лучше выражены при закрытых глазах пациента. Преимущественно определяются в затылочно-теменной области. Эти волны нарастают и убывают спонтанно и обычно быстро исчезают, когда пациент сосредоточивает внимание или открывает глаза. Бета-волны имеют амплитуду до 15 мкВ и характерны для лобной области. Дельта-волны и тета-волны имеют амплитуду до 20–40 мкВ.

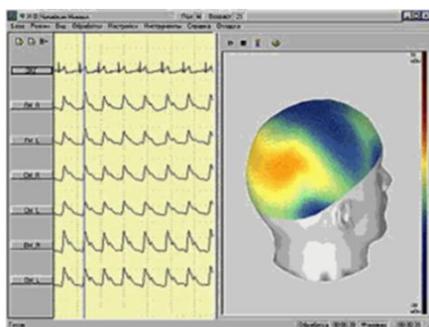


Рис. 3.3.3. Картирование электрической активности мозга

Широко применяется анализ активности головного мозга с помощью метода картирования. Если следят за каким-то определенным ритмом, то исследуют интенсивность или спектральную мощность именно этой частоты, а затем с помощью компьютерной обработки поверхность головы окрашивается разными цветами от красного (максимальная интенсивность) до синего (минимальная). Этот метод помогает наглядно представить результаты исследования (рис. 3.3.3).

Регистрация биоэлектрических потенциалов головного мозга и графическое их изображение фотографическим методом или путем чернильной записи на бумажной ленте производятся специальным прибором – *электроэнцефалографом*. Его основным узлом являются высокочувствительные электронные усилители, позволяющие в реальном времени получать картину изменения колебаний биопотенциалов в разных областях коры больших полушарий, и осциллографические системы регистрации. Современные электроэнцефалографы – это многоканальные приборы (чаще имеющие 8 или 16, а иногда 20 и более усилительно-регистрирующих блоков – каналов), позволяющие одновременно регистрировать биотоки, отводимые от нескольких симметричных отделов головы. Исследование должно проводиться в свето- и звукоизолированном помещении

Электроэнцефалография нашла широкое применение в неврологической клинике. Особенно значимы данные ЭЭГ в диагностике эпилепсии, возможна их определенная роль в распознавании опухолей внутричерепной локализации, сосудистых, воспалительных, дегенеративных заболеваний головного мозга, коматозных состояний.

3.4. Электрофорез

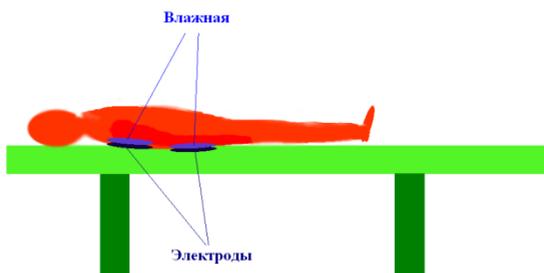
Электрофорез был открыт профессорами Московского университета П.И. Страховым и Ф.Ф. Рейссом в 1809 г., через 17 лет после создания источников тока Л. Гальвани. Он позволяет покрывать мелкими частицами поверхность, обеспечивая глубокое проникновение в углубления и поры. Электрофорез применяют в физиотерапии, для окраски

автомобилей, в химической промышленности, для осаждения дымов и туманов, для изучения состава растворов. В биохимии и молекулярной биологии он применяется для разделения макромолекул. Он базируется на использовании двух законов Фарадея, которые являются частными случаями более общего закона – объединенного закона Фарадея. Он утверждает, что масса вещества, перенесенного через электролит, пропорциональна перешедшему заряду Q :

$$m = \frac{1}{F} \frac{A}{n} Q = \frac{1}{F} \frac{A}{n} It, \quad (3.4.1)$$

где $F = \frac{\chi}{k}$ – постоянная Фарадея, $\chi = \frac{A}{n}$ – электрохимический эквивалент вещества, $Q = It$ – заряд, перенесенный через электролит током I за время t , A – атомная масса вещества, n – его валентность.

Организм человека состоит из биологических жидкостей, в которых много свободных электронов и ионов. Под действием электрического поля они движутся в противоположных направлениях и с разными скоростями, создавая электрические микротоки. Поэтому применение электрического тока в физиотерапии представляется вполне естественным. Лекарственные вещества через биологические растворы под действием напряжения проникают сквозь кожный покров внутрь тела человека. Обычно в физиотерапевтической процедуре к свинцовым электродам прикладывается постоянное напряжение ~ 60 В.



3.4.1. К объяснению электрофореза

Законы электролиза используются и для введения лекарственных веществ через кожу. Этот способ лечения получил название электрофорез. На ткань наносится лекарство. Ткань укладывается на тело человека, например, как показано на рис. 9.5, на спину. Под нее ставится электрод. Второй электрод располагается на другой части тела, например, опять же на спине. К ним подводится слабый постоянный ток, порядка десятков–сотен микроампер. Под действием тока происходит диссоциация молекул раствора, образовавшиеся ионы направляются из раствора к поверхности тела, постепенно осаживаясь на коже и проникая глубоко в поры. Другой пример электрофореза приведен на рис. 3.4.2.

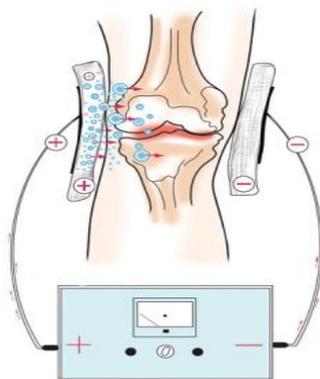


Рис. 3.4.2. Электрофорез сустава

Описанные выше примеры представляют собой так называемый лекарственный электрофорез (ионофорез, ионтофорез). В этом случае лечебное действие оказывает как вводимый лекарственный препарат, так и электрический ток. При этом значительная роль в механизме действия лекарственного электрофореза отводится электрическому току как активному биологическому раздражителю. Примерно 90–92% лекарственного вещества вводится вследствие электрогенного движения, 1–3% за счет электроосмоса и 5–8% в результате диффузии.

В медицине электрические разряды в газах используются широко. В воздухе содержится некоторое количество ионов и свободных электронов и ионов. В воздухе в 1 см^3 в среднем находится около 450 ионов. Такой способ воздействия на организм называют аэроионотерапией. Кратковременное увеличение числа ионов до 1–5 тысяч оказывает благоприятное действие на организм. Для увеличения числа ионов в окружающем нас воздухе используют различные виды электрических разрядов.

Метод физической терапии, называемый аэроионотерапией, используется с античных времен¹⁶. Его лечебным фактором являются положительно или отрицательно заряженные частицы (ионы), образующиеся из атомов или молекул газов, содержащихся в воздухе, или получаемые искусственно с помощью аэроионизаторов.

Аэроионотерапия основана на свойстве атомов и молекул газов, а также взвешенных в воздухе мельчайших частиц различных веществ (аэрозолей) приобретать электрические заряд. Лечебное действие аэроионотерапии связано с повышенной химической активностью полезных аэрозолей и газообразных веществ, прежде всего молекул кислорода, легко приобретающих отрицательный заряд, молекул углекислого газа с положительным зарядом, а также других ионов микроэлементов воздуха, присущих при аэроионотерапии.

Существует два механизма влияния аэроионов на организм человека – через кожу и легкие. Попадая на кожу, поток аэроионов повышает ее газообмен и возбуждает рецепторы структур нервной системы. На долю кожной поверхности приходится менее 1% всего газообмена. Поэтому поступление аэроионов кислорода таким путем очень мало. Аэроионы влияют на рецепторы кожного покрова. Они изменяют тактильную и болевую чувствительность, диаметр капилляров.

¹⁶ В древней Греции великий врач Гиппократ (460–370 гг. до н.э.) подметил, что горный и морской воздух действуют на человека благотворно, исцеляя от многих болезней. Он же первый предложил создавать аэрации – специальные площадки для прогулок. Гиппократ считал, что «...воздух – пастбище жизни и величайший властитель всего во всем».

Основным механизмом действия аэроионов на организм происходит через легкие. В них осуществляется электрообмен между аэросистемой и организмом. Поверхность ячеек легких (альвеол) у взрослого человека составляет около 100 м^2 , что в 50 раз превышает поверхность тела. По мнению А.Л. Чижевского, аэроионы поступают через легкие в кровь в результате диффузии и электростатической индукции.

Приборы, осуществляющие этот процесс, называют ионизаторами. Например, коронный разряд используется для воздействия на нервные окончания волос с целью их укрепления. Кроме того, этот вид разряда используется для создания различных приборов – ионизаторов воздуха.

Люстра Чижевского. Исследования А.Л. Чижевского¹⁷ доказали, что часть молекулярного кислорода воздуха обязательно должна быть ионизирована.

Примером ионизатора воздуха является люстра Чижевского. Из большого числа длинных и тонких элементов создается конструкция, напоминающая елку. На острия подается напряжение, под действием которого производится ионизация воздуха, что приводит к увеличению в нем озона O_3 . На рис. 3.4.3 показана люстра Чижевского.

Принцип действия люстры Чижевского заключается в том, что чем больше кривизна острия, тем сильнее вокруг него электрическое поле. Поскольку на острие подается высокое напряжение, вокруг острия проскакивают искры. Концы иглол люстры начинают светиться, а окружающие острие молекулы воздуха ионизируются и превращаются в молекулы озона. Хорошо известна, основанная на этой же физической идее, физиотерапевтическая процедура «горный воздух».

«Горный воздух». Высокая жизнеспособность жителей гор связана с особым составом воздуха, которым они дышат. Посещая высокогорья, многие ощутили на себе целебную

¹⁷ А.Л. Чижевский (1897–1964) – выдающийся советский ученый, профессор Московского университета, выполнивший множество работ в различных областях науки: истории и археологии, физики, медицины, биологии. Одновременно он был художником и поэтом.

силу горного воздуха, отличающегося в первую очередь пониженным содержанием кислорода. Для поглощения необходимого количества кислорода, который содержит горный воздух, необходимо резко повысить дыхательную активность и активность сердечной циркуляции.

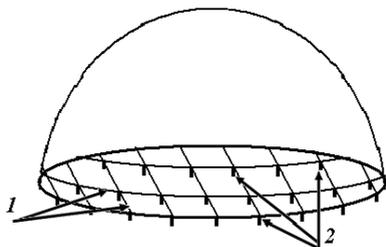


Рис. 3.4.3. Схема люстры Чижевского: на проводниках, имеющих форму сетки (1), располагаются иглки (2), имеющие высокую напряженность электрического поля на остриях

Пониженная насыщенность крови кислородом (гипоксия) вызывает в нашем организме множество позитивных биологических реакций: в крови увеличивается количество красных кровяных телец (эритроцитов) и начинается рост микрокапилляров в длину. Благодаря этому имеющийся в горном воздухе кислород активнее доставляется к мышцам, тканям, мозгу.

3.5. УВЧ терапия

Физический смысл приборов для УВЧ терапии заключается в создании между обкладками конденсатора переменного высокочастотного электрического поля. Ток проходит через тело человека или его часть. Физическая задача заключается в достижении равномерного прогревания в заданном объеме тканей на разных глубинах проникновения излучения. При этом необходимо избежать ожога поверхности тела. Такого рода приборы работают в непрерывном и импульсном режимах.

Непрерывная УВЧ терапия. УВЧ терапия – один из наиболее распространенных методов электролечения. Она представляет собой воздействие на ткани тела больного электрического поля с ультравысокой частотой 25–50 МГц.

Принцип работы УВЧ приборов заключается в следующем. Участок тела пациента располагается между обкладками конденсатора, соединенными проводами с генератором УВЧ колебаний. Между ними происходит колебания высокочастотного электрического поля. При внутриволостных воздействиях один из электродов вводится в полость, а второй располагается около поверхности тела.

При частотах, используемых для УВЧ терапии, передача энергии электрического поля в тканях тела происходит в результате ионной проводимости, а также диэлектрических потерь энергии при возникновении колебаний дипольных белковых молекул. Под действием ВЧ электрического поля происходят изменения в клеточных и молекулярных структурах тканей. Помимо теплового действия (проявляющегося при выраженном ощущении тепла) электрического поля имеет место его специфическое действие, которое связано со слаботепловым и нетепловым действием. В связи с этим УВЧ терапию проводят не только в тепловой, но и слаботепловой и нетепловой дозировке. С увеличением частоты колебаний емкостное сопротивление тканей уменьшается и соответственно увеличивается проходящий через них высокочастотный ток (его реактивная или, другими словами, емкостная часть). Проводимость поверхностных слоев тканей меньше, чем глубоко расположенных. Относительное уменьшение нагрева поверхностных слоев ткани объясняется увеличением емкостной и уменьшению активной составляющей тока. В этом случае высокочастотный ток проходит через отдельные органы, костную ткань и костный мозг, оказывая на них эффективное воздействие.

УВЧ терапия позволяет проводить процедуры при отсутствии соприкосновения между электродом (пластиной конденсатора) и поверхностью тела. Это объясняется тем, что емкостное сопротивление участка цепи, образованного воздушным зазором R_{c_0} (рис. 3.5.1), при УВ частотах соизмеримо с сопротивлением тела больного R и его емкостью C .

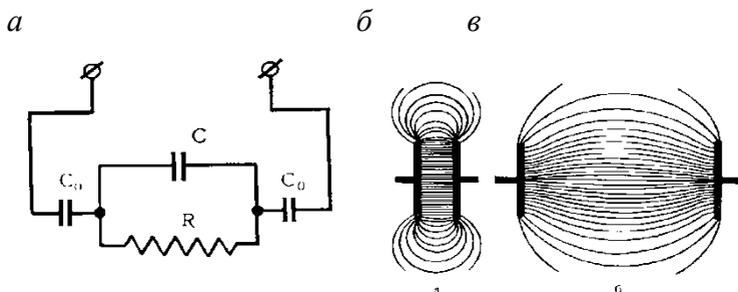


Рис.3.5.1. Эквивалентная электрическая схема электродов при наличии зазора с поверхностью тела человека (а) и напряженность электрического поля между электродами при расстоянии между пластинами б) меньше их диаметра, в) больше их диаметра

Тело человека располагается между обкладками конденсатора, в нашем случае, УВЧ прибора. Напряженность электрического поля между электродами описывают рис. 3.5.1, б и в. При близком расположении электродов, когда расстояние между пластинами меньше их диаметра (рис. 3.5.1, б), она равномерна между электродами. Когда расстояние между ними больше диаметра (рис. 3.5.1, в), напряженность электрического поля ниже ближе к электродам и выше в центре между ними. Нагрев тканей тела в электрическом поле УВЧ пропорционален квадрату напряженности поля. Наличие зазоров позволяет значительно уменьшить нежелательный нагрев поверхностных тканей и лучше прогреть внутренние органы. Область равномерного поля тем больше, чем меньше отношение расстояния между электродами к их диаметру.

При расположении большого между электродами наибольшая напряженность поля возникает вблизи электродов. Поэтому при отсутствии зазоров или при малых воздушных зазорах максимальное выделение тепла происходит на поверхности тела и быстро спадает с глубиной ткани (рис. 3.5.2, а). Для обеспечения более равномерного прогревания глубоко расположенных тканей величину зазоров между поверхностью тела и электродами увеличивают до нескольких сантиметров. Неоднородная часть поля оказывается вне тела, поэтому улучшается равномерность прогревания по глубине (рис. 3.5.2, б, в).

В аппаратах УВЧ терапии напряжение изменяется. Это используется для достижения равномерности прогревания при увеличении зазоров между поверхностью тела и электродами.

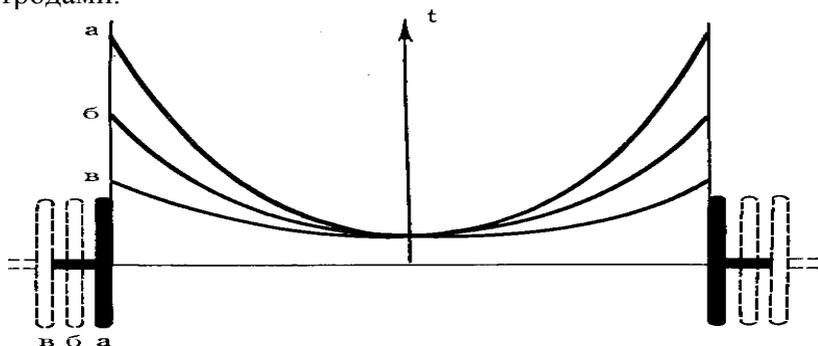


Рис. 3.5.2. Зависимость температуры в ткани от изменения зазоров между телом и электродами

Размер и форма электродов влияет на равномерность прогревания. При установке электрода наклонно к поверхности тела происходит концентрация поля около края электрода, расположенного ближе к телу, в результате чего происходит избирательный прогрев. Такой способ, например, применяется при нагреве складок тела, например, между щекой и носом. При воздействии на неровные поверхности тела на его выступающих частях происходит концентрация поля и перегрев. В этом случае либо увеличивают зазор, либо применяют гибкие электроды, облегающие неровности тела.

Электрод представляет собой металлическую круглую или прямоугольную пластинку, цилиндр или проводник другой формы, изолированный со всех сторон для защиты от ожогов, которые могут иметь место при касании. Обычно электроды имеют жесткую конструкцию и укрепляются на концах электрододержателей аппарата. Наиболее часто применяются жесткие электроды с круглой пластиной различного диаметра. Пример УВЧ аппарата показан на рис. 3.5.3.



Рис. 3.5.3. Аппарат УВЧ терапии УВЧ-60 МедТекс

Используются также жесткие электроды специального назначения – вагинальный, в виде металлического стержня, помещенного внутри пластмассового или стеклянного цилиндрического кожуха, подмышечный, имеющий изолирующий корпус в виде треугольной призмы, с вогнутой сферической поверхностью для воздействия на фурункулы и др.

Помимо жестких электродов применяются гибкие, изготовленные из запрессованной в резину металлической фольги или сетки. Гибкий электрод и прокладки либо фиксируются тяжестью тела больного, либо укрепляются на теле эластичным резиновым бинтом.

Дозировка при УВЧ терапии определяется ощущениями тепла пациентом. Для ориентировки медицинского персонала, особенно важной при нарушениях тепловой чувствительности в аппаратах УВЧ терапии измеряют анодный ток генераторных ламп. Эти измерения являются индикатором настройки аппарата. Непроизвольные движения больного могут привести к расстройству выходного контура и существенному уменьшению передаваемой мощности. Поэтому в процессе проведения процедуры периодически его подстраивают ручкой, выведенной на панель управления аппарата. В современных аппаратах такая подстройка производится автоматически. Контроль настройки может осуществляться также по максимальному свечению неоновой лампы, которая укрепляется на изоляционной ручке и подносится к электродам или их проводам.

Металлические предметы в электрическом поле УВЧ не нагреваются, однако около них, особенно, при наличии острых краев и выступов происходит концентрация силовых линий поля, и как следствие этого могут иметь место местные перегревы и даже ожоги. По этой причине сидение или кровать для больного при проведении процедур УВЧ терапии не должны иметь металлических частей, а кольца, шпильки, иголки и другие металлические предметы, находящиеся у больного, должны быть удалены, если они расположены близко к области воздействия.

Особую осторожность следует соблюдать, если в теле имеются зубные протезы, а также металлические осколки, шrapнeль, оставшиеся в теле в результате ранений, травм. Сырая одежда и ее складки также могут вызвать местные перегревы, поэтому желательно одежду перед процедурой снимать, а влажную кожу осушить.

Импульсная УВЧ терапия. При импульсной УВЧ терапии электрическое поле (рис. 3.5.4) имеет характер коротких импульсов (длительностью несколько микросекунд), что в ~ 1000 меньше длительности импульса в непрерывном режиме. Напряженность электрического поля между электродами оказывается примерно на порядок выше, чем в непрерывном режиме и достигает 10^3 В/м. Мощность в импульсе достигает $1.5 \cdot 10^4$ Вт, что в 40 раз больше средней мощности, которая может быть достигнута аппаратами для непрерывной УВЧ терапии. При этом средняя мощность импульсных колебаний не превышает 15 Вт.

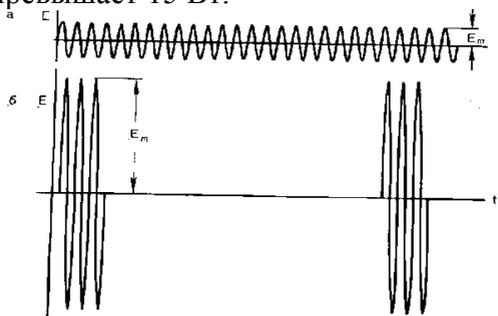


Рис. 3.5.4. Амплитуда колебаний электрического поля в непрерывном (а) импульсном (б) режимах

Тепловые эффекты, обусловленные средней мощностью, при импульсном режиме невелики. В то же время значительные величины напряженности поля в импульсе усиливают специфическое действие поля УВЧ, которое заключается в изменении структуры белковых молекул, концентрации ионов у клеточных мембран, гидратации ионов и молекул. Нетепловые эффекты изменяют деятельность клеток и могут вызвать значительные сдвиги в функциональном состоянии организма. Таким образом, при импульсной УВЧ терапии обеспечивается возможность осуществить интенсивное специфическое действие электрического поля УВЧ без заметного нагрева тела. Конструкция электродов и условия проведения процедур при импульсной УВЧ терапии не отличаются от применяемых при обычной УВЧ терапии.

Емкость, образованная телом пациента и плоскостью конденсаторной пластины электрода, к которой подведена ВЧ энергия, изменяется в пределах 0.5–27 пФ. Такой диапазон дает, например, использование по очереди электродов диаметром 35, 70, 105, 240 мм, конденсаторные пластины которых устанавливаются на расстоянии 5, 10, 20, 25, 30 мм от пациента.

3.6. СВЧ терапия

Микроволны или СВЧ колебания имеют длину от 1 м до 1 мм, частоту колебаний соответственно от 300 до 300 000 МГц. В спектре электромагнитных радиоволн они занимают промежуточное место между волнами ультравысокой частоты (УВЧ) и инфракрасными лучами (ИК). Физические свойства микроволн – это способность проникновения внутрь биологических тканей, а также их отражение, преломление и поглощение биологическими тканями. СВЧ терапия – метод лечения, основанный на использовании энергии микроволн.

Действие микроволн на организм имеет ряд особенностей зависящих от их физических свойств. Микроволны, как и свет, можно сконцентрировать в узкий пучок, что позволяет их локализовать на определенном участке тела.

Механизм действия микроволн на организм складывается из двух факторов. Первичное влияние состоит из теплово-

го и нетеплового воздействия. Тепловое действие проявляется в виде нагрева тканей, которое происходит в результате трения при движении свободных ионов и колебаний дипольных молекул вокруг своей оси. Кроме того выделяется тепло молекулами воды при поглощении ими энергии микроволн. Частота колебаний молекул воды совпадает с частотой СВЧ колебаний. Поэтому наибольшее образование тепла происходит в тканях, содержащих значительное количество воды, например, в крови, лимфе, мышцах. Нетепловое действие микроволн заключается во внутримолекулярных физико-химических и электрохимических изменениях и в структурных перестройках, возникающих под влиянием энергии микроволн в сложных биосистемах. Соотношение теплового и нетеплового компонентов в действии микроволн определяется дозировкой воздействия СВЧ волн. При малой мощности преобладает нетепловой механизм, а при большой мощности – тепловой.

СВЧ терапия оказывает регулирующее, стимулирующее влияние на нервную эндокринную систему, обмен веществ. Под действием микроволн отмечается нормализация тонуса магистральных и периферических сосудов, активация процессов микроциркуляции (ускорения тока крови в капиллярах и их расширение), улучшение окислительно-восстановительных процессов в тканях.

СВЧ терапии условно можно разделить на три диапазона: дециметровый (ДМВ терапия) и сантиметровый (СМВ терапия) и миллиметровый (ММВ терапия). Они соответственно включают в себя диапазоны микроволн: дециметровый (длиной 0.1–1 м), сантиметровый (1–10 см) и миллиметровый (1–10 мм).

Дециметровая терапия (ДМВ терапия) – метод, в котором в медицинских целях применяют дециметровые волны длиной 69, 65 и 33 см (частота электромагнитного поля 433, 460 и 915 МГц соответственно). В нашей стране аппаратура работает на частоте 460 МГц, в Западной Европе – 433 МГц, в США – 915 МГц. При воздействии на тело человека дециметровых волн происходит, в основном, отражение от кожи. В то же время толщина кожи и подкожной жировой клетчат-

ки существенно не влияет на отражение. В результате создаются условия для более равномерного послыного поглощения энергии дециметрового диапазона волн. В среднем ДМВ проникают в ткани человека до 9 см. При воздействиях ДМВ отсутствуют, как правило, условия, при которых могут возникнуть стоячие волны, обуславливающие перегревание кожи и подкожной жировой клетчатки, а также «горячие точки», наблюдаемые иногда при СМВ терапии, что является существенным ее преимуществом.

Сантиметроволновая терапия. В этом методе применяются электромагнитные волны длиной 12.6 и 12.2 см (частота 2375 и 2450 МГц). Физические свойства СМВ близки к частоте инфракрасной области оптического излучения. Поэтому все физические законы, которым подчиняется свет, применимы к этому виду энергии в большей степени, чем при других частотах. Взаимодействие СМВ с тканями сопровождается поглощением, отражением, преломлением, дифракцией и интерференцией. Особенностью СМВ является большая степень отражения (от 25 до 75 %) в зависимости от толщины подкожного жирового слоя, расстояния источника излучения от поверхности тела. Другая особенность этого вида излучения состоит в возможности возникновения в живых тканях стоячих волн из-за отражения электромагнитной волны и наложение ее на падающую волну. Вследствие этого в области, имеющей максимум электромагнитной энергии, может выделяться большое количество тепла, что вызывает перегревание и даже доожог тканей. Такие условия могут возникать в подкожном жировом слое в результате отражения СМВ на границе жир–мышца. Это является одним из недостатков СМВ терапии. Глубина проникновения СМВ в ткани составляет 3–5 см. Интенсивность поглощения СМВ поверхностными слоями тканей человека ведет к значительному их нагреву, более сильному, чем при ДМВ. Первичные механизмы взаимодействия с тканями человека обусловлены осцилляторными и тепловыми компонентами действия. Температура в тканях повышается на 5°C. Минимальная продолжительность воздействия на одну область 2–3 мин. Физиологическое и лечебное действие проявляется в расшире-

нии сосудов, увеличении числа действующих капилляров, усилении кровотока. Это оказывает противовоспалительное рассасывающее действие. Для сантиметровых волн характерно больше (до 60%) отражение от поверхности тела и менее глубокое (в среднем на 5–6 см) проникновение в ткани. Кроме того, эти волны неравномерно поглощаются различными слоями тканей, что может приводить при неточной дозировке к перегреву некоторых участков. Дециметровые волны более равномерно и глубоко (в среднем на 8–9 см) проникают в ткани, вследствие этого ДМВ терапия применяется в лечебной практике более широко.

Миллиметровая волновая терапия (ММВ терапия) основана на использовании электромагнитных волн сверхвысокой частоты от 30 до 300 МГц, что соответствует длине волны 10–1 мм.

В лечебной практике используют нетепловые интенсивности миллиметровых волн, при которых повышение температуры тканей при локальных воздействиях не превышает 0.10 С. Их энергия поглощается молекулами воды, водных растворов, белков, липидов, кислорода, коллагена, мембранами клеток, ДНК. Поглощение энергии ММВ кожей в три раза больше, чем СМВ и ДМВ. Миллиметровые волны проникают в ткани на глубину 0.2–0.6 мм. Они влияют на волокна, расположенные в слоях кожи, и вызывают выделение биологически активных веществ, которые стимулируют изменение проницаемости клеточных мембран. Внешний вид микроволновой медицинской техники представлен на рис. 3.7.1.



Рис. 3.6.1. Внешний вид микроволнового прибора

3.7. Магнитная физиотерапия

В медицине применяются переменные (высоко- или низкочастотные) или постоянные магнитные поля. И те и другие используются как в непрерывном, так и в импульсном режимах. В зависимости от метода импульсы могут иметь различную частоту, длительность и форму.

В основе магнитной физиотерапии лежит использование законов Ампера и Фарадея. В первом случае используется постоянный электрический ток. Закон Ампера для прямолинейного проводника имеет вид

$$B = \frac{\mu_0 I}{2\pi r}, \quad (3.7.1)$$

где μ_0 – константа, называемая магнитной проницаемостью вакуума, которая составляет

$$\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ Тл} \cdot \text{м} / \text{А}. \quad (3.7.2)$$

В центре витка с постоянным током возникает постоянное магнитное поле

$$B = \frac{\mu_0 I}{2 r}. \quad (3.7.3)$$

При использовании соленоида – магнитной катушки, состоящей из N витков, магнитное поле составляет

$$B_{\text{соленоида}} = NB. \quad (3.7.4)$$

Поля вокруг прямолинейного и кругового проводника с током и соленоида представлены на рис. 3.7.1. Воздействие на ткани человека постоянного магнитного поля заключается в создании этим полем электрических токов. Под действием этих токов изменяются физико-химические свойства водных систем организма, а также происходит переориентация крупных ионизированных биологических, в первую очередь, белковых молекул и свободных радикалов. Это приводит к изменению скорости биохимических и биофизических процессов. Происходит переориентация жидких кристаллов, формирующих оболочку клетки и внутриклеточные мембраны, а также изменяется проницаемость мембран.

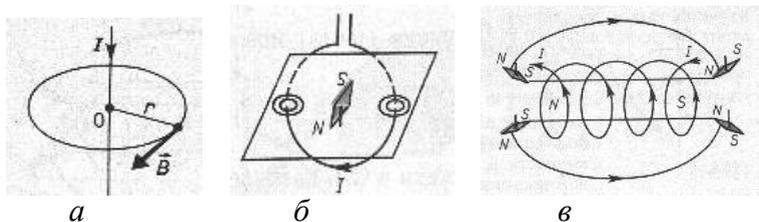


Рис. 3.7.1. Магнитная индукция прямолинейного (*а*), кругового (*б*) токов и соленоида (*в*)

Использование переменного магнитного поля основано на законе электромагнитной индукции Фарадея:

$$\varepsilon_i = -\frac{d\Phi_B}{dt}, \quad (3.7.7)$$

где для постоянного магнитного поля поток магнитной индукции B через площадь контура S описывается выражением

$$\Phi_B = (\mathbf{BS}) = BS\cos\theta, \quad (3.7.8)$$

где θ – угол между нормалью к площадке, через которую проходит магнитный поток и его направлением.

В физиотерапевтических установках для лечения различных заболеваний применяется магнитное поле величиной $\sim 10^{-2} - 10^{-3}$ Тл. Магнитное поле может быть постоянным или переменным. Как видно из рис. 3.7.2, *а*, получают магнитное поле в катушках, намотанных на каркас в виде кольца.

Магнитное поле действует параллельно оси кольца. Количество катушек, используемых в установке, может быть любым. Для лечения артритов сустав может помещаться внутрь каркаса. Катушки могут включаться как все одновременно, так и по очереди или группами. Механизм воздействия магнитного поля на ткани человека выглядит следующим образом. Под действием магнитного поля может усиливаться ток крови в капиллярах, поскольку в крови достаточно много электронов и ионов. На них будет действовать сила Лоренца, усиливая движение крови в капиллярах. Под действием неоднородного магнитного поля может происходить изменение концентрации молекул или ионов. Воздействие магнитного поля уменьшает застойные явления в биологических тканях и улучшает их питание. Усиление колебаний атомов в молекулах ткани приводит также к их прогреванию.

На рис. 3.7.2, б представлен промышленный прибор для физиотерапии на переменном магнитном поле. Он предназначен для лечебного воздействия на конечности больного магнитным полем повышенной частоты. Работает в непрерывном и импульсном режимах. Величина магнитного поля с амплитудой $1.5 \cdot 10^{-3}$ Тл изменяется с частотой 700–1000 Гц. Длительность импульсов и пауз в импульсном режиме 1.5 с.

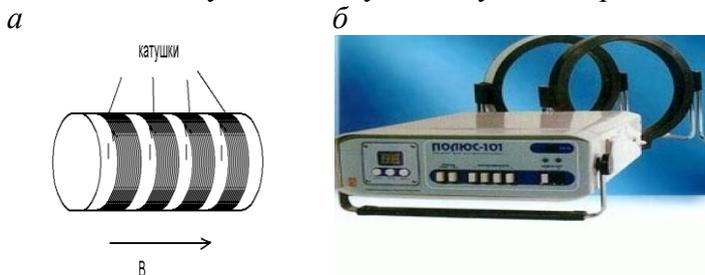


Рис.3.7.2. К объяснению магнитной физиотерапии (а); пример промышленного прибора (б)

3.8. Масс-спектрометр¹⁸

Это уникальный прибор, который был изобретен для измерения массы атомов и молекул. Он получил широкое распространение в физике, химии, биологии, медицине и других естественных науках. Современные масс-спектрометры, работающие в медицине, состоят из нескольких устройств: источника, анализатора и детектора ионов. Источник ионов преобразует составляющие неорганического или органического вещества, т.е. нейтральные молекулы и атомы, в заряженные частицы, как правило, – однозарядные ионы. Анализатор по времени пролета некоторого известного участка траектории разделяет заряженные ионы в масс-спектрометре перед их попаданием в магнит. Детектор, например фотопленка или цифровое устройство, фиксирует попадание ио-

¹⁸ Первым масс-спектрограф создал Дж.Дж. Томсон в 1912 г. На нем он получил масс-спектры молекул кислорода, азота, угарного газа, углекислого газа и фосгена.

нов. Поскольку наличие частиц газа на пути ионов приведет к их рассеянию, в результате которого их траектория изменится и они вообще могут не выйти из анализатора, все элементы масс-спектрометра помещаются в вакуум. На рис. 3.9.1 представлена схема масс-спектрометра.

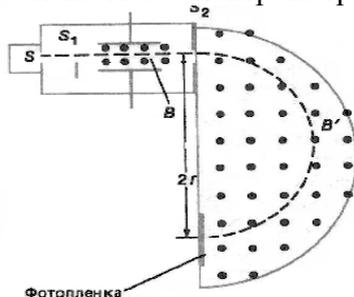


Рис. 3.8.1. Схема масс-спектрометра

Физический принцип действия прибора заключается в следующем. В первой части масс-спектрометра в устройстве B происходит разделение ионов с зарядом q по их скорости. Для этого используются скрещенные, перпендикулярные друг другу, электрическое и магнитное поля. На каждый ион вдоль одной оси действуют сила Лоренца и сила Кулона. Если эти силы равны друг другу, то

$$qvB = qE. \quad (3.8.1)$$

Из уравнения видно, что ионы, имеющие скорость $v = E/B$, пройдя щель S_1 , пройдут область B на рис. 3.8.1 без отклонений, и смогут попасть в щель S_2 . Ионы, для которых соотношение (3.8.1) не выполняется, не попадут в щель S_2 . В области S_2 (во второй части спектрометра) существует только магнитное поле B' , и под действием силы Лоренца, ионы движутся по дуге окружности. Так как

$$\frac{mv^2}{R} = qvB', \quad (3.8.2)$$

масса заряженного иона определяется выражением

$$m = \frac{qBB'R}{E}. \quad (3.8.3)$$

Радиус кривизны их траектории можно измерить, поставив на пути фотопленку, которая засвечивается в тех местах, куда попадают ионы.

На основе масс-спектрометра разработан новый метод исследования состава вещества – масс-спектрометрия. Она включает в себя специализированные методики: масс-спектроскопию, масс-спектрографию, масс-спектральный и масс-спектрометрический анализ. В этом методе определяется отношение массы к заряду ионов, образующихся при ионизации исследуемых веществ. По смыслу – это способ взвешивания компонент вещества. Масс-спектрометрия – один из мощнейших способов качественной идентификации веществ, позволяющий и количественное определение.

Этим методом были измерены массы многих атомов и ядер (таким способом измерены массы более 3000 ядер и частиц, в том числе живущих очень короткое время). Метод позволяет определять состав и количество примесей в веществе. На масс-спектрометрах были открыты атомы одного и того же вещества, имеющие разные массы, которые получили название *изотопов*. Масс-спектрометры широко используются в биологии и медицине для исследования состава, массы органических молекул. Они эффективно работают с разными типами анализируемых образцов: питательными средами, биологическими образцами, гемокультурами.

Без масс-спектрометрии немислим контроль над незаконным распространением наркотических и психотропных средств, криминалистический и клинический анализ токсичных препаратов, анализ взрывчатых веществ.



Рис. 3.8.2. Общий вид медицинского масс-спектрометра

IV. Оптика

Законы оптики на протяжении столетий широко используются в медицине. Очки использовались для чтения с XIII в. Хотя и раньше церковные рукописи священнослужители читали и писали с использованием в качестве лупы каплеы стекла.

Создание оптического микроскопа, вслед за созданием телескопов, позволило увидеть, как устроены микротела: клетки, бактерии, крупные молекулы, структура неорганических тел. Существенный шаг в использовании достижений в оптике в медицинской диагностике стало создание спектрографов и спектроскопов. Это позволило оценить состав и концентрацию в органических структурах различных молекул. Позволило исследовать появление в них различных примесей. Такие исследования стали основой для развития медицинской криминалистики. Прежде всего, медицинские потребности стали причиной для создания других, более совершенных микроскопов.

Развитие оптоволоконной оптике существенно расширило возможности медицинской диагностики и хирургии. Все перечисленные возможности – лишь малая часть достижений оптики, применяемых в современной медицине. Приведем ряд примеров такого использования.

4.1. Спектрограф

Спектрограф действует на использовании призмы для разложения света. Как показали исследования Ньютона¹⁹, угол преломления света зависит от его частоты. Эту зависимость называют спектром.

¹⁹ В 1660-е гг. Ньютон открыл явление разложения белого света на простые цветные лучи, которые далее уже не разлагались. Это явление получило название дисперсии света.

Термин спектр ввел Ньютон в 1671–1672 гг. для обозначения многоцветной полосы, похожей на радугу, которая получается при прохождении солнечного луча через треугольную стеклянную призму. В своем труде «Оптика» (1704) он опубликовал результаты своих опытов разложения с помощью призмы белого света на отдельные компоненты различной цветности и преломляемости, т.е. получил спектры солнечного излучения и объяснил их природу.

Приведем пример. Если пучок белого света пустить на боковую грань трехгранной призмы (рис. 4.1.1), то, преломляясь в стекле по-разному, составляющие белый свет лучи дадут на экране радужную полоску, называемую спектром. В спектре все цвета расположены всегда в определенном порядке.

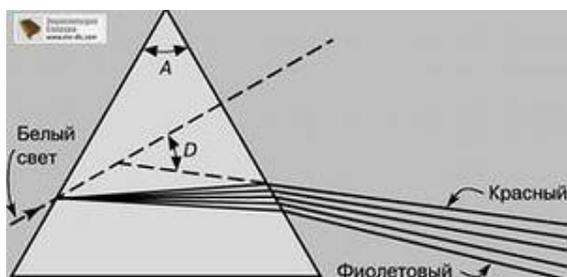


Рис. 4.1.1. Разложение света призмой

Длина волны в спектре уменьшается от красных лучей к фиолетовым примерно от 700 до 400 нм. Между спектрографом и спектроскопом имеется принципиальное различие. Если в спектроскопе спектр рассматривают, в спектрографе его фотографируют. Фотография спектра называется **спектрограммой**. Анализ интенсивности и частот различных линий спектрограммы сравнивается со спектрами известных веществ. Это позволяет установить состав вещества и количество его компонент. В медицине спектрограф применяется для измерения спектров, по которым можно оценить состав и структуру биологических объектов, например сложных молекул. Кроме того можно определить наличие примесей других веществ. Внешний вид учебного медицинского спектрографа представлен на рис. 4.1.2.



Рис. 4.1.2. Учебный медицинский спектрограф

4.2. Оптоволоконная техника

На явлении полного внутреннего отражения строится волоконная оптика (рис. 4.2.1). Для того чтобы весь свет проходил по волокну, коэффициент преломления оболочки волокна должен быть меньше, чем самого волокна, диаметр волокон должен быть очень маленьким. Иначе часть светового пучка в результате преломления будет уходить наружу, и интенсивность светового потока будет уменьшаться. Диаметр волокон составляет микроны, а пучок таких волокон, который содержит от десятков до тысяч волокон, называют *световодом*. Принцип работы оптоволоконной оптики заключается в том, что луч, проходящий в ней, как видно из рис. 4.2.1, постоянно испытывает полное внутреннее отражение. Световод можно изгибать, а лучи при этом все равно полностью отражаются от поверхности раздела двух сред.



Рис. 4.2.1. Отражение света в световоде

Оптоволоконная техника широко используется в медицинской диагностике и терапии. В медицине чаще всего применяются световоды, созданные из кварцевого стекла. Его механическая крепость дает возможность регулировать светопотери в оптическом кабеле.

Используется много волокон диаметром от десятков до сотен микрон.

Лазерная терапия. Световоды используются во всех видах терапии, когда энергию лазерного луча необходимо ввести внутрь человеческого тела, например в пульмонологии, урологии, гинекологии и т.д. Важное свойство световолокна для медицинского использования – его гибкость. Это существенно расширяет возможности применения лазерного луча в терапии. Пучок световолокон используется для подсветки во время операции. Такой пучок называют неупорядоченным. Упорядоченный пучок способен передавать изображение на экран.

Световоды лежат в основе действия приборов лазерной терапии крови (например, МУСТАНГ, МАТРИКС). Световод диаметром 500 мкм и длиной 20 см подключается одним концом к лазеру, а другим вводится через иглу в кровеносные сосуды. Освещение лазерным излучением крови позволяет осуществить ее чистку. Эта процедура в настоящее время широко используется в современных кардиологических центрах и санаториях.

Эндоскопия²⁰. В эндоскопии используются упорядоченные лазерные пучки, которые могут передавать изображение внутренних органов на экран. На этом принципе основан медицинский прибор *эндоскоп*. Этот прибор позволяет осматривать внутренние органы человека. Пучок волокон подво-

²⁰ Первые попытки применения эндоскопии были предприняты уже в конце XVIII в. Однако только в 1806 г. Филипп Боззини, считающийся в настоящее время изобретателем эндоскопа, сконструировал аппарат для исследования прямой кишки и полости матки. Аппарат представлял собой жесткую трубку с системой линз и зеркал, а источником света служила свеча. Этот прибор, к сожалению, ни разу не был использован для исследований на людях. Свечу в эндоскопах сменили на спиртовую лампу, а вместо жесткой трубки стали вводить гибкий проводник. При этом главными осложнениями обследования оставались ожоги. От них медики частично избавились только с изобретением миниатюрных электроламп. Их стали укреплять на конце вводимого в полость аппарата. Возможности эндоскопии существенно расширились со второй половины XX в. с появлением стеклянных волоконных световодов и на их основе – приборов волоконной оптики.

дит свет к внутренним органам, который, отражаясь от поверхности, по другой части волокон возвращается назад. Таким способом можно осматривать, например, желудок, пищевод, бронхи, носоглотку и другие органы без хирургического вмешательства.

В эндоскопии используют кварцевое стекло и обычные стекловолокна. Их диаметр составляет 0.5–1 мм. Для хирургических целей иногда с конца волокна специально удаляют механическую оболочку. Если такое волокно, называемое оголенным, наложить на биологическую ткань контактным способом и обучать ее с небольшой мощностью (~20 Вт), то в некоторой зоне излучение лазера полностью поглощается и, вследствие этого, ткань точечно испаряется. В других случаях на волокно надевают металлические наконечники (так называемые «нагревающие зонды»). С их помощью лазерное излучение превращается в тепло и попадает на ткань направленно через отверстие в зонде. Внешний вид эндоскопа представлен на рис. 4.2.2.



Рис. 4.2.2. Гибкий эндоскоп

Создание современной эндоскопической аппаратуры и микроскопического инструментария привел к возникновению эндоскопической хирургии. Через эндоскоп во внутренние органы, имеющие полости, во время операции вводятся специальные инструменты-манипуляторы, управляемые хирургом. Причем за ходом операции хирург наблюдает в монитор компьютера.

Эндоскопическая хирургия – это наиболее щадящая, мало травматическая, бескровная хирургия, дающая минимальный процент осложнений в послеоперационный период. Возможно, в будущем, она станет наиболее широко используемым методом хирургии.

4.3. Оптическая техника

Ярким примером оптического прибора является человеческий глаз. Он представляет собой замкнутый объем, в который свет попадает через линзу²¹ (рис. 4.3.1). Линза глаза (хрусталик) слабо преломляет световые лучи. Плотность хрусталика $\sim 1.4 \text{ г/см}^3$. Хрусталик обеспечивает тонкую фокусировку глаза. Эта фокусировка достигается сокращением цилиарных мышц, в результате которого происходит изменение кривизны хрусталика и, следовательно, его фокусного расстояния. Способность глаза приспособливаться к изменению расстояния до предмета называют *аккомодацией*.

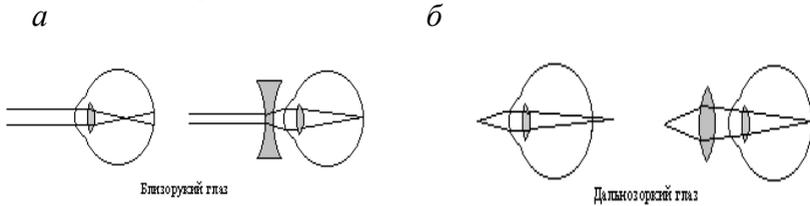


Рис. 4.3.1. Глаз: дефекты близорукости (а) и дальнозоркости (б)

Офтальмологи характеризуют линзу не фокусным расстоянием, а *оптической силой линзы*:

$$D = \frac{1}{F}. \quad (4.3.1)$$

Оптическая сила линзы измеряется в диоптриях: $1 \text{ дптр} = 1 \text{ м}^{-1}$. Фокусное расстояние линзы может иметь разный знак, оптическая сила собирающей линзы является положительной величиной, а рассеивающей – отрицательной.

²¹ Римский трагик Сенека (Seneca) (4 г. до н.э. – 65 г. н.э.), как пишут, «прочитал все книги в Риме», всматриваясь в стеклянный шар воды. Тысячу лет спустя, монахи начали использовать фрагменты стеклянных сфер, которые держали над текстом.

Никто не знает имени человека, который изобрел первую пару очков. В 1266 г. Роджер Бэкон увеличил буквы в книге, прикладывая к ним увеличительное стекло. Но кто первый догадался носить линзы возле глаз? На портрете 1352 г. изображен кардинал Югон в очках, которые состояли из двух обрамленных линз и двух дужек, скрепленных вместе и помещенных возле глаз.

Два наиболее распространенных дефекта зрения – близорукость и дальнозоркость. *Близорукостью*, или миопией, страдает глаз, который может фокусироваться только на близкие объекты. Обычно близорукость обусловлена продолговатым глазным яблоком, но иногда ее причиной бывает чрезмерная кривизна роговицы. И в том и в другом случае изображения далеких предметов фокусируются перед сетчаткой. Используя рассеивающую линзу, которая заставляет параллельные лучи расходиться, можно сфокусировать изображение на сетчатке и тем самым исправить дефект зрения (рис. 4.3.1, *а*). *Дальнозоркостью*, или гиперопией, страдает глаз, который не может фокусироваться на близких объектах. Указанный дефект возникает при слишком коротком глазном яблоке и (реже) при недостаточной кривизне роговицы. Как видно из рис. 4.3.1, *б*, для коррекции дальнозоркости применяют собирающие линзы.

Астигматизм обычно связан с несферичностью роговицы или хрусталика, вследствие чего изображение точечного объекта имеет вид короткой линии. В сферическую роговицу как бы вложен цилиндрический участок. Как показано на рис. 4.3.2, *а*, цилиндрическая линза превращает точку в отрезок прямой, перпендикулярный оптической оси линзы. Глаз, страдающий астигматизмом, например, в вертикальной плоскости, собирает лучи на меньшем расстоянии, чем в горизонтальной плоскости. Астигматизм исправляют с помощью цилиндрической линзы. Если человек страдает астигматизмом, то для него линзы шлифуют в виде комбинации цилиндрических и сферических поверхностей.

Для малых углов все лучи, выходящие из одной точки объекта, собираются линзой в одной точке, служащей ее изображением. Этот результат основан на приближении для малых углов, когда $\sin \theta \approx \theta$. В реальности размеры линз не являются малыми, а отклонения лучей от главной оптической оси происходит на значительные углы. В этом случае изображение точки также оказывается размытым. Это явление носит название *абберации* линзы. Абберации бывают сферические и хроматические.

Если расходящийся пучок света падает на линзу, то параксиальные лучи после преломления пересекаются в точке M (на расстоянии OM от оптического центра линзы), а лучи, более удаленные от оптической оси, – в точке N , ближе к линзе (рис. 4.3.2, б). В результате изображение светящейся точки на экране, перпендикулярном оптической оси, имеет вид расплывчатого пятна. Такие aberrации называют *сферическими*. Хроматическими aberrациями называют aberrации, связанные с зависимостью показателя преломления от длины волны. В этом случае точка превращается в набор концентрических цветных окружностей. Избавляются от нее склеиванием двух линз вогнутой и выпуклой, сделанных из стекла с разным показателем преломления.

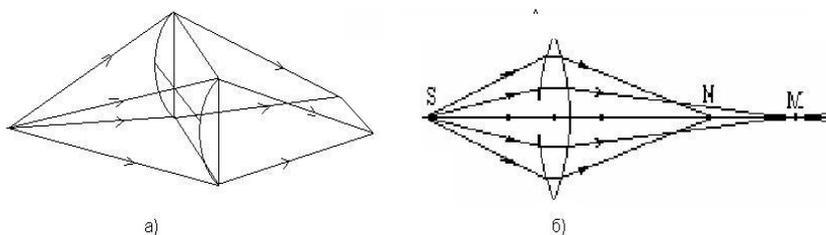


Рис. 4.3.2. К объяснению возникновения астигматизма (а) и сферической aberrации (б)

Среди созданных человеком оптических приборов наиболее широкое распространение получили микроскопы.

Микроскоп. Подобно телескопу, микроскоп (рис. 4.3.3) имеет объектив и окуляр. Изобрели первый микроскоп в 1590 г. голландский мастер очков Ханс Янсен и его сын Захарий Янсен.

Однако принципиальная схема микроскопа (рис. 4.3.3) отличается от схемы телескопа, так как микроскоп предназначен для наблюдения очень близких объектов, т.е. расстояние до объекта в микроскопе малое. Объектив микроскопа имеет небольшое фокусное расстояние. Объект расположен перед объективом, вблизи его фокуса.

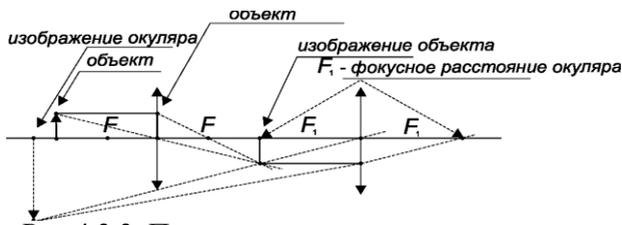


Рис.4.3.3. Принципиальная схема микроскопа

Создаваемое объективом действительное изображение находится за линзой перед окуляром. Расстояние от него до окуляра меньше фокусного расстояния окуляра. Изображение в короткофокусном окуляре оказывается мнимым. Фокусные расстояния подбираются таким образом, чтобы достигнуть максимального увеличения. Под увеличением линзы U понимают отношение углов θ' и θ , под которыми соответственно виден предмет через линзу и без нее на расстоянии лучшего зрения $d_0 = 25$ см:

$$U = \frac{\theta'}{\theta}.$$

Увеличение микроскопа определяется увеличениями его объектива $U_{\text{объектива}}$ и окуляра $U_{\text{окуляра}}$ и определяется с высокой точностью их произведением

$$U = U_{\text{объектива}} \cdot U_{\text{окуляра}}.$$

Микроскоп быстро после своего создания стал одним из основных исследовательских инструментов химиков, биологов и медиков.

В настоящее время широкое распространение в медицине получили оптические микроскопы, совмещенные с цифровой и вычислительной техникой. Один из них – цифровой микроскоп. Оптическая система цифрового микроскопа совмещена со специальной матрицей. Матрица дает возможность трансформировать в электрический сигнал световой поток. Сигнал с матрицы обрабатывается на компьютере. Такой микроскоп дает возможность подключения фото- и видеокамер, а также может быть подключен к монитору и принтеру. Поэтому в наблюдении и анализе может участвовать множество специалистов, а результаты экспериментов могут быть сохранены в памяти компьютера.

Другой пример – USB микроскоп, который подключается непосредственно к компьютеру. Это позволяет выполнять большое количество исследований. Результаты измерений могут быть собраны в виде баз данных.

Сферические зеркала. Вогнутое зеркало на практике действует как увеличительное стекло. Такие зеркала применяются в качестве линз в телескопах, биноклях. Ими пользуются при осмотре больных отоларингологи, офтальмологи. Хорошо известно, что если лампочка карманного фонарика оказывается в фокусе вогнутого зеркала отражателя, то луч света практически не расширяется с расстоянием, и мы можем осветить далекие предметы. Так работают и фары автомобиля, и прожектор.

Для того чтобы изображение было четким, лучи должны сходиться в одной точке. Сферическое зеркало не создает такого четкого изображения, как и плоское зеркало, так как свет разной длины волны отражается от зеркала под различными углами.

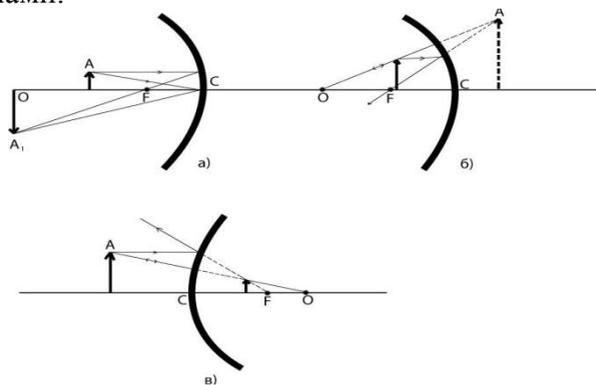


Рис. 4.3.4. Построение изображения предмета в вогнутом (а, б) и выпуклом (в) зеркалах

Утверждение о том, что все лучи проходят через точку, выполняется также лишь приближенно. Это связано с небольшим отличием поверхности сферического зеркала от идеальной сферы. Чем больше размеры зеркала, тем хуже приближение и тем более расплывчатым оказывается изображение. Этот «дефект» сферических зеркал называется *сферической аберрацией*.

4.4. Люминесцентный микроскоп

Принцип действия люминесцентных микроскопов основывается на регистрации флюоресцентного излучения. Люминесценция – это переизлучение света, которое происходит через промежуток времени, больше периода световой волны. Поэтому при люминесценции теряется связь между фазами колебаний поглощенного и излученного света. Это явление может происходить в совокупности атомов или молекул. Люминесцентное излучение может иметь частоту электромагнитных волн в инфракрасном, видимом и ультрафиолетовом диапазонах.

Механизм люминесценции выглядит так. Под действием света атом переходит из основного состояния 1 в возбужденное состояние 3 (рис. 4.4.1). В этом состоянии он живет недолго. Из состояния 3 с большой вероятностью атом переходит в возбужденное состояние 2 , в котором живет существенно дольше. Возвращаясь в основное состояние 1 , он, как правило, испускает фотон с энергией, меньшей первичной энергии поглощенного фотона. Возможен и процесс резонансной люминесценции, когда атом из состояния 3 возвращается в состояние 1 . Однако вероятность такого процесса много меньше, чем через метастабильный уровень.

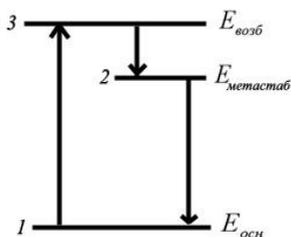


Рис. 4.4.1. К объяснению механизма люминесценции

Люминесцентный микроскоп мало отличается от обычного оптического микроскопа. В нем используется два светофильтра. Один помещается перед источником света. Он пропускает только возбуждающие синие- или ультрафиолетовые лучи. Второй фильтр поглощает эти лучи и пропускает только более длинноволновый свет люминесценции препарата.

та. Его устанавливают в тубусе или на окуляре микроскопа. Источниками света служат ртутно-кварцевые лампы (сверхвысокого давления или лампы накаливания точечного типа).

В видимой области спектра лишь некоторые вещества имеют собственную люминесценцию. Это пигменты, витамины А и В₂, алкалоиды, антибиотики, химиотерапевтические и токсические вещества. Их проникновение в органы и клетки, распределение и превращения прослеживаются с помощью люминесцентного микроскопа. Однако чаще для этих целей используют люминесцентную «окраску» специальными веществами (флюорохромами), избирательно придающими тонким структурам клетки и тканей способность люминесцировать. Внешний вид люминесцентного микроскопа представлен на рис. 4.4.2.

Люминесцентный микроскоп используется для исследования прозрачных и непрозрачных объектов. Это возможно благодаря тому, что люминесцентное излучение по-разному отражается различными поверхностями и материалами. Это позволяет успешно применять его для проведения иммунохимических, иммуноморфологических и иммуногенетических исследований. Люминесцентный микроскоп используется в фармацевтике, ветеринарии и растениеводстве, а также, в биотехнологических отраслях промышленности. Он незаменим в работе экспертно-криминалистических центров и санитарно-эпидемиологических учреждений.



Рис. 4.4.2. Внешний вид люминесцентного микроскопа

4.5. Спектроскоп

Спектроскоп²² – оптический прибор для визуального наблюдения спектра излучения. Он базируется на использовании явления преломления света или его дифракции на дифракционной решетке.

Этот прибор используется для быстрого качественного спектрального анализа веществ в химии, биологии, медицине и т.д. Он позволяет регистрировать очень незначительные примеси различных веществ. В этом приборе световое или любое другое излучение разделяется на составляющие, имеющие различные длины волн. Для этого излучение проходит либо через призму, либо через дифракционную решетку.

Простейшим спектроскопом является призма (рис. 4.5.1). Возникающий после прохождения света через призму спектр рассматривается в окуляр. С помощью флуоресцентного окуляра визуально наблюдают ультрафиолетовый спектр, а также, используя электронно-оптический преобразователь, удается исследовать его ближнюю инфракрасную область.

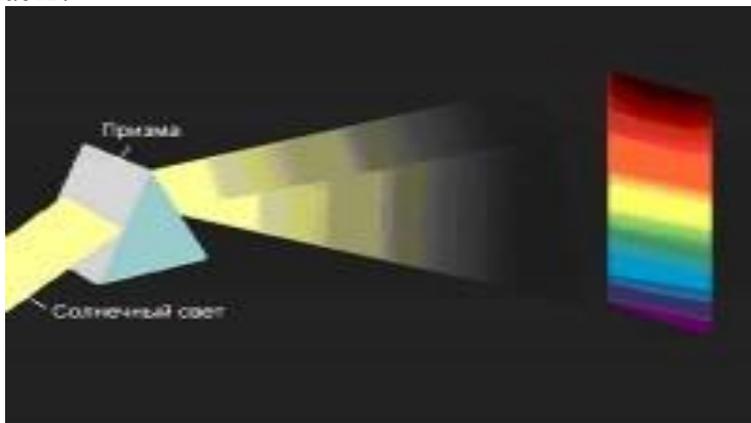


Рис. 4.5.1. Спектрометр на основе призмы

²² Название возникло от слова «спектр» и древнегреческого слова *σκοπέω* – смотрю. Спектроскоп был изобретен Йозефом Фраунгофером в начале XIX в.

Спектроскоп, работающий на основе явления дифракции, позволяет производить очень точные измерения длин волн с помощью дифракционной решетки (рис. 4.5.2, *a*). Он действует на основе явления дифракции.

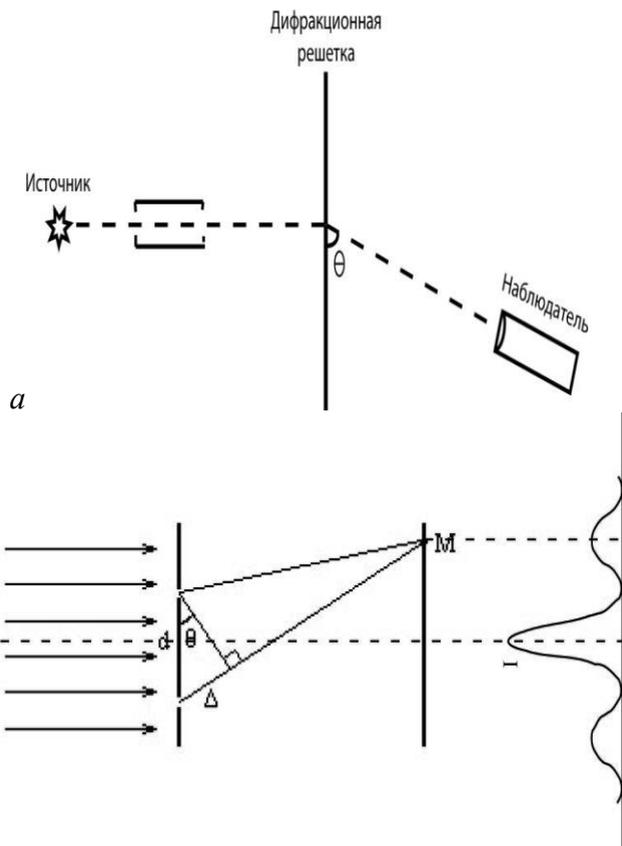


Рис. 4.5.2. Спектроскоп на основе дифракционной решетки (*a*); принцип его действия на условия образования 1-го максимума (*б*)

Свет, входящий в спектроскоп, сводится в тонкий пучок при помощи щели и линзы. Проходя через щели и коллимирующие линзы, он превращается в тонкий пучок параллельных лучей. Далее через узкую щель он попадает на коллиматор. Щель находится в фокальной плоскости. Свет, прошедший через дифракционную решетку, разлагается на спектр.

Зрительная труба рассматривает спектр. На рис. 4.5.2 представлена зависимость интенсивности света от угла отклонения θ от прямолинейного направления. Если угол наклона трубы совпадает с углом направленным на максимум, то наблюдатель увидит яркую полосу. При этом рассматривается первый максимум. По углу θ расположения на экране первого максимума определяют длину волны. С решеткой или призмой соединена шкала, по которой можно определить спектральные длины волн. Точность измерений на дифракционном спектроскопе сравнима с длиной волны света.

Расшифровка спектров получила название спектрального анализа. Суть этого процесса заключается в следующем. У каждого газа свой излученный набор ярких линий определенных цветов. Их цвет соответствует определенным длинам волн. Они находятся всегда в одних и тех же местах спектра. Изменения состояния газа или условий его свечения, например, нагрев или ионизация, вызывают определенные изменения в спектре данного газа.

Учеными составлены таблицы с перечнем линий каждого газа и с указанием яркости каждой линии. Например, в спектре натрия особенно ярки две желтые линии. Установлено, что спектр атома или молекулы связан с их строением и отражает определенные изменения, происходящие в них в процессе свечения.

Например, линейчатый спектр поглощения дают газы и пары, когда за ними находится яркий источник. *Спектр поглощения* состоит из непрерывного спектра, перерезанного темными линиями, которые находятся в тех самых местах, где должны быть расположены яркие линии, присущие данному газу.

Спектральный анализ позволяет установить химический состав паров, излучающих свет или поглощающих его. Количество атомов или молекул, излучающих или поглощающих, определяется по интенсивности линий. Чем больше атомов, тем ярче линия или тем она темнее в спектре поглощения.

V. Атомная и квантовая физика

Проникновение человека вглубь атом позволило создать целый ряд уникальных медицинских приборов. Это электронные микроскопы, которых удалось построить несколько видов. Кроме того возникли зондовые микроскопы. Их разрешение на два-три порядка превысило разрешение оптических микроскопов. Но одно из уникальнейших достижений физики в медицине – магнитно-резонансный томограф. За него ученые получили пять нобелевских премий по физике, медицине и химии. Воплощение человеческой мысли – лазер – получил широкое развитие в медицинской науке и практике. Он стал обычным и привычным методом хирургии и физиотерапии в настоящее время. И эти лишь некоторые из всего спектра приборов, в основе действия которых лежит атомная физика.

5.1. Электронный микроскоп²³

Принцип волнового дуализма был установлен Луи де Бройлем²⁴ в 1923 г. на основании законов симметрии природы. Де Бройль предположил, что если фотоны обладают волновыми и корпускулярными свойствами, то и любые другие

²³ В 1931 г. Р. Руденберг получил патент на просвечивающий электронный микроскоп, в 1932 г. немецкие инженеры М. Кнолль и Э. Руска построили первый прототип современного прибора. Эта работа Руски в 1986 г. была отмечена Нобелевской премией по физике, которую присудили ему и изобретателям сканирующего зондового микроскопа Герду Карлу Биннигу и Генриху Рореру.

²⁴ Луи де Бройль (1892–1987) – французский физик. Получил сначала образование историка, а затем физика в Парижском университете. В 1929 г. за открытие волновой природы электронов де Бройль был удостоен Нобелевской премии по физике. Член французской Академии наук.

частицы, например электроны, наряду с корпускулярными свойствами обладают волновыми. В этом случае частице массой m , движущейся со скоростью v , соответствует длина волны λ , называемая *дебройлевской длиной волны*:

$$\lambda = \frac{h}{mv}. \quad (5.1.1)$$

Принцип волнового дуализма лежит в основе конструкции электронных микроскопов. Поэтому прохождение электронов в них может быть интерпретировано как прохождение света в оптическом микроскопе. Физическая идея электронного микроскопа заключается в регистрации электронов, рассеянных на биологических объектах и, путем решения обратной математической задачи, восстановлении изображения объекта по плотности рассеянных электронов или вторичных фотонов. При этом энергия электронов должна быть такой, чтобы не разрушать молекулярные связи. Скорость электронов v в электронном микроскопе определяется из соотношения

$$\frac{mv^2}{2} = eU, \quad (5.1.2)$$

где U – ускоряющая разность потенциалов. Длину волны электронов λ можно вычислить, подставляя значение скорости из выражения (5.1.2) в формулу (5.1.1). Получим

$$\lambda = \frac{h}{\sqrt{2emU}}. \quad (5.1.3)$$

Для ускоряющего напряжения $U = 100\text{кВ}$ длина волны электронов составляет порядка 0.1 нм, что с учетом всех погрешностей прибора позволяет исследовать объекты размером 0.2 нм. Такое разрешение (порядка 10^{-10} м) недостижимо в оптических микроскопах, в которых пространственное разрешение на два-три порядка хуже. Оптические микроскопы позволяют рассматривать детали объектов до 0.1–0.2 мкм.

Разрешающая способность электронного микроскопа в 1000–10 000 раз превосходит разрешение оптического микроскопа и для лучших современных приборов может составлять порядка ангстрема.

Увеличение в самых сильных оптических микроскопах оказывается в ~ 500 раз хуже, чем в электронных микроскопах, и достигает $\times 1\,000\,000$. Существует несколько видов электронных микроскопов: просвечивающий, растровый и растровый просвечивающий²⁵. Схематическая конструкция, построения изображения и основные элементы двух типов электронных микроскопов (просвечивающего и сканирующего) представлены на рис. 5.1.1.

На рис. 5.1.1, б представлена схема просвечивающего электронного микроскопа, позволяющего получить двухмерное изображение объекта. На рис. 5.1.1, а изображен растровый сканирующий микроскоп, на котором получают трехмерное изображение объекта.

Конструктивно электронный микроскоп состоит из электронной пушки, которая представляет собой ускоритель электронов на низкие энергии от 30 до 200 кэВ, системы электрических и магнитных фокусирующих и рассеивающих линз (играющих ту же роль, что оптические линзы – объектив и окуляр), детектора рассеянных на биологическом образце электронов (фотопластинки или люминесцентного экрана).

Просвечивающий электронный микроскоп²⁶ (ПЭМ) – это установка, в которой изображение от ультратонкого объекта (толщиной порядка 0.1 мкм) формируется в результате взаимодействия пучка электронов с веществом образца с последующим увеличением магнитными линзами (объектив) и регистрацией на флуоресцентном экране. С помощью первой магнитной линзы формируется параллельный пучок электронов, который падает на объект. Электроны проходят сквозь объект, причем они по-разному рассеиваются на каждой из рассматриваемых структур, формируя изображение

²⁵ Кроме них существует растровый туннельный (РТМ) и атомный силовой микроскопы (АСМ). Однако у них несколько другой принцип действия, и они будут рассмотрены в другом разделе.

²⁶ Первый практический просвечивающий электронный микроскоп был построен А. Пребусом и Дж. Хиллиером в университете Торонто (Канада) в 1938 г. с использованием идеи, предложенной ранее М. Кноллом и Э. Руска.

элементов объекта. Их энергия выбирается так, чтобы они не разрушали рассматриваемые элементы объекта. Далее пучок попадает на вторую магнитную линзу – объектив, которая увеличивает изображение. Затем, как в обычном оптическом телескопе, электроны проходят через окуляр. Энергия пучка электронов в просвечивающих микроскопах составляет 80 эВ–200 кэВ, а иногда и до 1 МэВ.

Сканирующий (или растровый) электронный микроскоп²⁷ (РЭМ) основан на отражении электронного пучка от объекта. Принцип работы РЭМ, заключающийся в сканировании поверхности образца сфокусированным электронным пучком, анализе отраженных от поверхности электронов и рентгеновского излучения, возникающего в результате их взаимодействия с веществом.

Изображение поверхности объекта формируется с пространственным разрешением в несколько нанометров, что позволяет получать сведения о составе, строении и некоторых других свойствах приповерхностных слоев исследуемых образцов.

В современных растровых микроскопах используются пучки электронов до энергии 50 кэВ. Наилучшее разрешение в настоящее время составляет 0.12 нм. Увеличение объекта при этом достигает $\times 200\,000$.

Анализ пучка отраженных электронов позволяет получать информацию о рельефе поверхности, о кристаллической структуре приповерхностных слоев, а анализ возникающего в процессе взаимодействия пучка электронов с образцом рентгеновского излучения, позволяет качественно и количественно охарактеризовать химический состав приповерхностных слоев.

Просвечивающий растровый электронный микроскоп (ПРЭМ). Он сочетает идеи обоих описанных выше электронных микроскопов. Некоторые виды просвечивающих электронных микроскопов (ПЭМ), работают в просве-

²⁷ Сканирующий электронный микроскоп был впервые предложен в работах немецкими учеными М. Кнолла и М. Арденне в 1930-е гг., а в 1938 г. Арденне построил такой микроскоп.

чивающем растровом (ПРЭМ) режиме. В них пучок электронов проходит через относительно тонкий образец. В отличие от просвечивающего электронного микроскопа, здесь электронный пучок фокусируется в точку, которая перемещается по объекту.

Изображение в ПРЭМ формируется бегущим пучком, а не пучком, освещающим весь исследуемый участок образца. Поэтому в них используется высокоинтенсивный источник электронов, чтобы изображение можно было зарегистрировать за приемлемое время. В таком источнике электронов создается очень сильное электрическое поле вблизи поверхности заостренной травлением вольфрамовой проволоочки очень малого диаметра. Оно вытягивает из проволоочки электроны без ее нагрева. Яркость такого источника электронов почти в 10 000 раз больше, чем в случае с нагреваемой вольфрамовой нитью. В этом случае удастся сфокусировать в пучок электронов пятно диаметром менее 1 нм, а в некоторых случаях 0.2 нм.

Электроны в ПРЭМ, проходя сквозь тонкие образцы, рассеиваются на малые углы (порядка нескольких градусов) практически без уменьшения своей энергии. Они регистрируются на кольцевом электроде, расположенном под образцом. Сигнал с него сильно зависит от атомного номера исследуемого вещества. Если пучок электронов сфокусирован в точку диаметром менее 0.5 нм, то удастся получить изображение отдельных атомов. Более тяжелые атомы рассеивают больше электронов в направлении детектора, чем легкие. Поэтому получают изображения атомов, начиная с железа.

На электронных микроскопах можно исследовать крупные молекулы, структуру вещества или тканей, а также внутренности вирусов, крупных молекул белка и нуклеиновых кислот. Изменяя напряжение можно варьировать разрешение микроскопа.

Электронные микроскопы широко используются в биологии, медицине, науках о материалах, нанотехнологиях, промышленности.

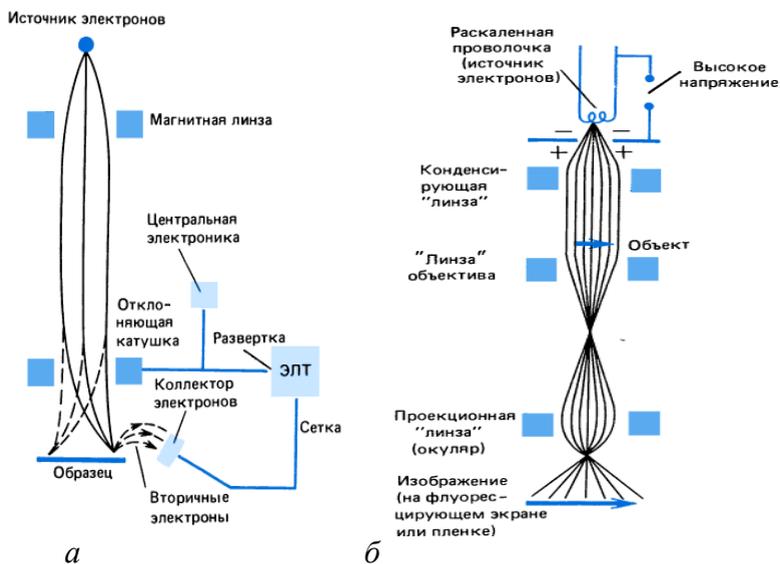


Рис.5.1.1. Схемы растрового (а) и просвечивающего (б) электронных микроскопов. Выпускаются приборы с гарантированной разрешающей способностью 4.5 \AA ; на отдельных уникальных снимках получено разрешение 1.27 \AA , приближающееся к размеру атома

5.2. Зондовые микроскопы

К зондовым микроскопам относится сканирующий туннельный микроскоп (СТМ), атомный силовой микроскоп (АСМ) и ближнепольный оптический микроскоп. Два последних были разработаны позднее сканирующего.

Сканирующий туннельный микроскоп изобретен в 1982 г. в Цюрихе сотрудниками лаборатории ИВМ Г. Биннингом и Г. Рорером²⁸. Он предназначен для измерения рельефа

²⁸ За изобретение нового класса электронных микроскопов – сканирующего туннельного микроскопа Г. Биннинг и Г. Рорер были удостоены Нобелевской премии по физике за 1986 г., которая была разделена между ними и изобретателем просвечивающего электронного микроскопа Э. Руска.

проводящих поверхностей и обладает высоким пространственным разрешением.

Принцип действия сканирующего туннельного микроскопа заключается в следующем. Острая металлическая игла подводится к поверхности образца на расстояние нескольких ангстрем (как правило, менее 10 \AA). На нее подается небольшой потенциал ($0.01\text{--}10 \text{ В}$). В результате между иглой и образцом возникает небольшой ток, который называется туннельным. Величина этого тока экспоненциально зависит от расстояния образец–игла, и при расстояниях $\sim 1 \text{ \AA}$ составляет $1\text{--}1000 \text{ пА}$.

Когда игла движется вдоль поверхности образца, туннельный ток поддерживается постоянным. Измеряется изменение в положении острия, т.е. расстояние от иглы до поверхности образца. При этом показания следящей системы меняются в зависимости от топографии поверхности. Изменения рельефа поверхности фиксируются, и на их основе строится ее структура.

Другой метод предполагает движение иглы на фиксированной высоте над поверхностью образца. В этом случае измеряется изменение величины туннельного тока. По его изменению осуществляют построение топографии поверхности. Схема работы туннельного микроскопа представлена на рис. 5.2.1.

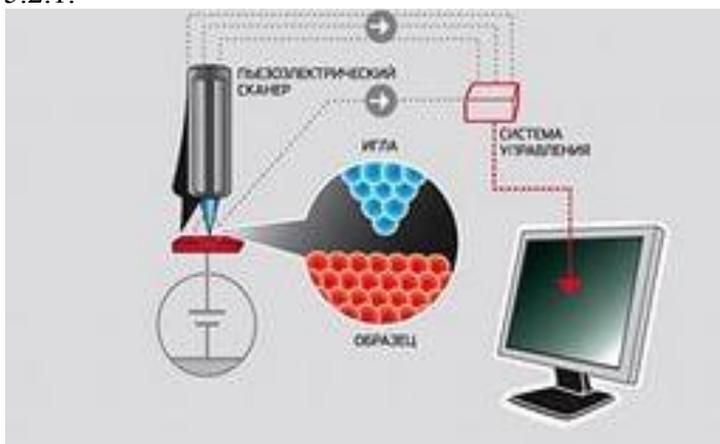


Рис. 5.2.1.Схема работы туннельного микроскопа

Сканирующий туннельный микроскоп включает в себя зонд (иглу), систему перемещения зонда относительно образца по двум трем координатам, регистрирующую систему.

Сканирующий туннельный микроскоп не содержит линз, поэтому изображение не искажается из-за аберраций. Энергия электронов, формирующая изображение, не превышает нескольких электрон-вольт (т.е. меньше энергии типичной химической связи). Это делает возможным неразрушающий контроль объекта. Преимущество СТМ над электронной микроскопией заключается в том, что при высоком разрешении энергия электронов составляет от единиц кэВ до МэВ. Это приводит к образованию радиационных дефектов. Все это делает сканирующий туннельный микроскоп уникальным микроскопом.

Атомно-силовой микроскоп был изобретен в 1986 году Г. Биннигом и К. Гербером в США. Он является следующим этапом в совершенствовании изобретенного ранее сканирующего туннельного микроскопа. Его основное преимущество по сравнению с СТМ – это возможность исследовать рельеф как проводящих, так и непроводящих поверхностей даже через слой жидкости, что позволяет работать с органическими молекулами, являющимися незаряженными поверхностями. В нем игла взаимодействует с поверхностью исследуемого образца, притягиваясь или отталкиваясь от нее, благодаря силам Ван-дер-Ваальса. На больших расстояниях преобладают силы притяжения, на расстояниях порядка $\sim 1 \text{ \AA}$ – силы отталкивания.

Разрешение АСМ сравнимо со сканирующим туннельным микроскопом и просвечивающим электронным микроскопом. Пространственное разрешение атомно-силового микроскопа зависит от размера и кривизны его острия и обычно позволяет различать отдельные атомы или группы атомов.

Преимущества АСМ по сравнению с растровым электронным микроскопом – это возможность получать истинно трехмерный рельеф поверхности. Большинство режимов АСМ могут быть реализованы на воздухе или даже в жидкости. Это открывает возможность изучения биомacroмолекул и живых клеток.

Среди недостатков АСМ следует отметить небольшой размер поля сканирования. РЭМ в состоянии просканировать область поверхности размером в несколько миллиметров с перепадом высот в несколько миллиметров. У АСМ максимальный перепад высот составляет несколько микрон, а максимальное поле сканирования в лучшем случае порядка 150×150 мкм². Другая проблема заключается в том, что при высоком разрешении качество изображения определяется радиусом кривизны кончика зонда, что при неправильном выборе зонда приводит к появлению артефактов на получаемом изображении.

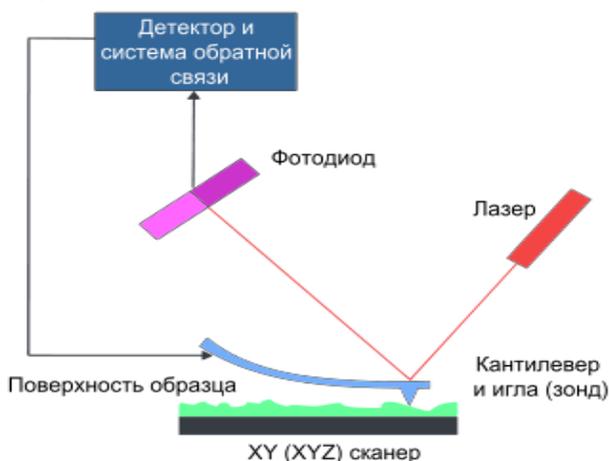


Рис. 5.2.2. Схема работы атомно-силового микроскопа

Выделяют три режима работы атомно-силового микроскопа: контактный, полуконтактный и бесконтактный.

В первом случае острие иглы находится в непосредственном контакте между образцом и поверхностью. Это позволяет обеспечить наилучшее качество сканирования поверхностей с резкими перепадами рельефа. Этот режим мало пригоден для изучения органических материалов, биологических объектов.

В бесконтактном режиме пьезовибратором возбуждаются колебания зонда на некоторой частоте (чаще всего, резонансной). Сила, действующая со стороны поверхности, при-

водит к сдвигу амплитудно-частотной и фазово-частотной характеристик зонда. Поэтому амплитуда и фаза изменяют значения. По ним можно определить рельеф поверхности, например, органических молекул.

При работе в полуконтактном режиме также возбуждаются колебания острия. В нижнем полупериоде колебаний оно касается поверхности образца. Такой метод является промежуточным между полным контактом и полным бесконтактом. Метод позволяет на большинстве исследуемых образцов получать разрешение 1–5 нм.

5.3. Лазеры

Достижения в познании структуры атома, механизмов поглощения и излучения им света привели в середине XX в. к созданию новой области науки – квантовой электроники. Квантовая электроника изучает методы усиления и генерации электромагнитных колебаний с использованием вынужденного излучения квантовых систем. Методы квантовой физики и квантовые приборы широко используются в медицине.

При квантовых переходах атомы и молекулы скачкообразно переходят из одного состояния в другое. Эти переходы связаны с изменением энергии атомных электронов, перемещающихся с одного энергетического уровня на другой (эти процессы обычно называют *квантовыми переходами*).

Различают квантовые переходы: без излучения (когда энергия атома теряется в результате упругого или неупругого столкновения атомов), а также с испусканием или поглощением фотонов. В возбужденном состоянии атом неустойчив и при отсутствии внешнего воздействия переходит в основное состояние с испусканием фотона – кванта света. Такой переход называют *спонтанным*. Он представлен на рис. 5.3.1, а. Время нахождения атома в возбужденном состоянии (так называемое *время жизни* возбужденного состояния) составляет порядка 10^{-8} с. Спонтанное излучение происходит случайным образом, так что атомы излучают не одновременно и независимо друг от друга, что приводит к различию частот и фаз колебаний, а также направления их поляризации.

Следовательно, спонтанное излучение является некогерентным²⁹. Если атом подвергается внешнему воздействию, то его время жизни в возбужденном состоянии сокращается и возникает излучение, которое называют *вынужденным* или *индуцированным*³⁰ (рис. 5.3.1, б).

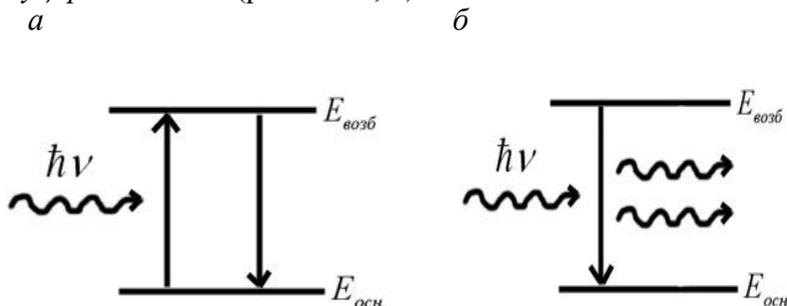


Рис. 5.3.1. Спонтанный переход атома в возбужденное состояние и обратно в основное (а) и вынужденный переход атома из возбужденного состояния в основное (б)

Такое излучение света атомом происходит при воздействии на него кванта света, частота которого совпадает с частотой самопроизвольного испускания света атомом. При этом атом переходит на более низкий уровень и к первичному фотону добавляется фотон, испущенный атомом.

Если каким-либо способом перевести в возбужденное состояние множество атомов, а при определенных условиях сбросить их одновременно в основное состояние, можно существенно увеличить интенсивность излучения.

Излучаемая атомами или молекулами энергия в зависимости от частоты или длины волны формирует *спектр*³¹ ис-

²⁹ Когерентными называют источники излучения одинаковой частоты и разность фаз которых является постоянной величиной.

³⁰ Понятие вынужденного излучения было введено А. Эйнштейном в 1916 г.

³¹ По виду спектра можно идентифицировать атомы и молекулы, по интенсивности спектральных линий определяют их состав и концентрацию с точностью до 10^{-5} – 10^{-6} %. По спектрам определяют строение атома или молекулы, структуру энергетических уровней.

пускания, а поглощенная – *спектр поглощения*. *Интенсивность* излученной или поглощенной энергии определяется числом переходов, происходящих в секунду с одинаковой энергией фотонов.

В обычном веществе число возбужденных атомов много меньше, чем невозбужденных. Оно определяется распределением Больцмана и, следовательно, с ростом энергии уровня число атомов в таких возбужденных состояниях спадает экспоненциально. Даже если число таких атомов было бы равно числу невозбужденных атомов, то при прохождении электромагнитного излучения через вещество при обычных условиях усиления проходящего излучения не происходило бы вследствие его сильного поглощения в веществе.

В 1954 году в СССР советские физики А.М. Прохоров и Н.Г. Басов, а также независимо от них в США Ч. Таунс, Д. Гордон и Х. Цейгер впервые создали квантовый генератор, в котором вынужденное излучение преобладало над поглощенным³² излучением. В результате генерировалось мощное электромагнитное излучение в области частот радиодиапазона. Созданный ими генератор получил название «мазер»³³. В 1960 г. американский ученый Т. Мейман создал квантовый генератор, действующий в оптическом диапазоне. Новый генератор получил название лазер³⁴.

Для создания квантовых генераторов необходимо, чтобы процесс вынужденного излучения преобладал над процессом поглощения, т.е. найти способ одновременного перевода множества атомов в возбужденное состояние, число которых в течение достаточно длительного времени превышало бы число невозбужденных атомов. Такой способ был предложен в 1940 г. советским физиком Фабрикантом.

³² За эти работы Ч. Таунс, А.М. Прохоров и Н.Г. Басов в 1964 г. получили Нобелевскую премию.

³³ Мазер представляет собой аббревиатуру английского выражения «microwave amplication by stimulate demission of radiation», что в русском переводе означает «усиление микроволн с помощью вынужденного излучения»

³⁴ Лазер имеет ту же самую аббревиатуру английского выражения для слова «свет» – «light».

Суть способа заключается в том, что у некоторых атомов или молекул среди возбужденных состояний существуют такие, в которых атомы могут находиться существенно дольше, чем в обычных возбужденных состояниях. Такие состояния называют *метастабильными*.

Примером такого вещества может служить рубин – кристалл оксида алюминия Al_2O_3 , в котором 0.05% атомов алюминия Al замещены ионами хрома Cr.

При облучении рубина сине-зеленым светом (с помощью специальной мощной лампы-вспышки) ионы хрома возбуждаются и из основного состояния, которому соответствует энергетический уровень 1 (рис. 5.3.2), переходят в возбужденное состояние 3. Через очень короткий промежуток времени порядка 10^{-8} с большинство ионов хрома самопроизвольно переходят с энергетического уровня 3 на метастабильный уровень 2, в котором они могут находиться около 10^{-3} с (в 10^5 раз дольше, чем в обычном возбужденном состоянии).

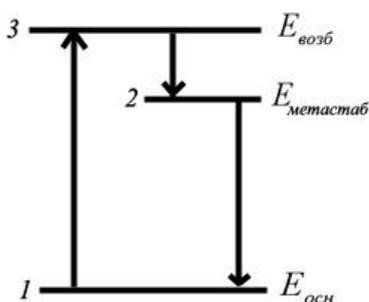


Рис. 5.3.2. Схема уровней рубинового лазера

Таким образом, возникает «перенаселенность» метастабильного уровня 2 и выполняются условия, когда число возбужденных атомов больше числа невозбужденных. При этом переход с уровня 3 на метастабильный уровень 2 происходит без излучения света (в этом случае освобождаемая энергия передается кристаллической решетке рубина). Этот способ, основанный на трехуровневой схеме, лежит в основе принципа действия лазеров.

Устройство *рубинового лазера* приводится на рис. 5.3.3. Он состоит из рубинового кристалла, газоразрядной лампы, системы зеркал, системы охлаждения и батареи конденсаторов.

Рубиновый кристалл представляет собой цилиндр, торцы которого тщательно отполированы и параллельны с высокой степенью точности. Он расположен между двумя параллельными друг другу плоскими зеркалами. Одно из них отражает свет, другое, полупрозрачное – пропускает 1–2% света.

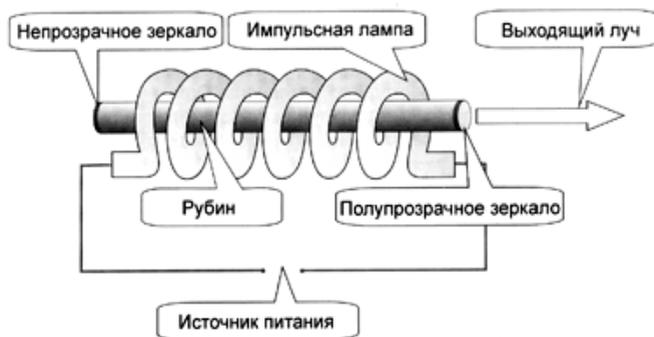


Рис. 5.3.3. Устройство рубинового лазера

Газоразрядная лампа имеет вид спирали, охватывающей рубиновый стержень. При ее зажигании от разряда батареи конденсаторов большой емкости, происходит яркая вспышка лампы, имеющая сине-зеленый свет. С помощью лампы (называемой лампой накачки) ионы хрома переводятся в возбужденное состояние 3. Система охлаждения охлаждает рубиновый кристалл, который нагревается во время работы.

Работает рубиновый лазер следующим образом. При вспышке лампы накачки ионы хрома переходят в возбужденное состояние 3, как видно из рис. 5.3.3, а затем самопроизвольно переходят в метастабильное состояние 2, передавая энергию кристаллу в виде тепла. Фотоны внешнего излучения стимулируют вынужденные переходы атомов с метастабильного уровня 2 на уровень 1. При этом число фотонов лавинообразно возрастает. Достигнув непрозрачного зеркала, фотоны отражаются и вновь проходят рубиновый стержень, что приводит к дальнейшему росту числа вынужденных пе-

реходов. Через другое, полупрозрачное зеркало, часть пучка выходит наружу, а часть отражается обратно в кристалл. Рубиновый лазер работает в импульсном режиме, испуская короткие (длительностью ~ 0.1 мс) очень мощные вспышки когерентного красного света. Фокусируя лазерное излучение системами линз, можно получать очень большую мощность потока энергии излучения.

В медицине лазерное излучение находит все более широкое применение. Наша страна первой в мире стала развивать методы лечения и диагностики в медицине с использованием лазерного излучения. К методам применения лазерного излучения в медицине относится хирургия, терапия внутренних органов и диагностика.

В хирургии лазерное излучение используется для разрезания, ампутации, сшивания тканей в результате сильного нагрева ткани до вскипания и образования тромбов (коагуляции). Большое количество лазерных технологий действует в офтальмологии (например, для приваривания сетчатки, сварки сосудов глазной сосудистой оболочки). Лазеры также применяются для обработки каких-либо объектов, например в косметологии, бородавок, папиллом, после чего новообразование засыхает и отпадает. Операция является бесконтактной, практически бескровной, стерильной, локальной, дает гладкое заживление рассеченной ткани. В онкологии установлено, что лазерный луч оказывает разрушающее действие на опухолевые клетки. Механизм разрушения основан на термическом эффекте, вследствие которого возникает разность температур между поверхностными и внутренними частями объекта, приводящая к разрушению опухолевых клеток. Примером прибора, используемого для этих целей, является лазерный аппарат АТКУС-10, созданный в ЗАО «Полупроводниковые приборы» (рис. 5.3.4, а). Он действует лазерным излучением с двумя различными длинами волн 661 и 810 нм на новообразования. При использовании аппарата отсутствуют выраженные деструктивные поражения кожи и мягких тканей. Удаление опухолей хирургическим лазером уменьшает число рецидивов и осложнений, сокращает сроки заживления ран. На рис. 5.3.4, б приведена лазерная хирур-

гическая установка «Скальпель-1», которая применяется при операциях на органах желудочно-кишечного тракта, при остановке кровотечений из острых язв желудочно-кишечного тракта, при кожно-пластических операциях, при лечении гнойных ран, при гинекологических операциях. Для этого используется CO₂-лазер непрерывного излучения с мощностью 20 Вт на выходе из световода. Диаметр лазерного пятна составляет 1–20 мкм.

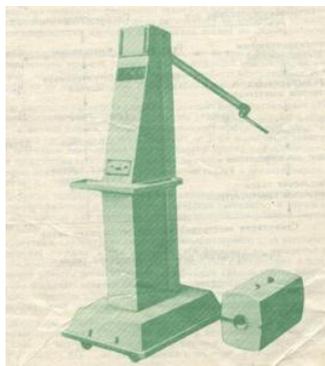


Рис. 5.3.4. Хирургические аппараты: лазерный аппарат АТКУС-10 и лазерная установка «Скальпель-1»

Широко применяются лазеры в терапии. Одним из способов воздействия лазерным излучением на организм является внутривенное лазерное облучение крови (ВЛОК), которое в настоящее время успешно используется в кардиологии, пульмонологии, эндокринологии, гастроэнтерологии, гинекологии, урологии, анестезиологии, дерматологии и других областях медицины. Для этой цели используют излучение в красной области спектра $\lambda = 0.63$ мкм мощностью 1.5–2 мВт. В физиотерапии на основе лазерного излучения действует большое количество приборов (например, для прогревания тканей на различных глубинах используется излучение с различными частотами и интенсивностями).

В онкологии очень перспективно направление *фотодинамическая терапия*. Суть его состоит в том, что в организм пациента вводят специальное вещество – фотосенсибилизатор. Это вещество избирательно накапливается раковой опухолью. После облучения опухоли специальным лазером про-

исходит серия фотохимических реакций с выделением кислорода, который убивает раковые клетки. В стоматологии лазерное излучение является наиболее эффективным физиотерапевтическим средством лечения пародонтоза и заболеваний слизистой оболочки полости рта. Лазерный луч применяется вместо иглоукалывания. Преимущества применения лазерного луча состоит в том, что отсутствует контакт с биологическим объектом, а следовательно, процесс протекает стерильно и безболезненно при большой эффективности.

В диагностике лазеры применяются для обнаружения различных неоднородностей (опухолей, гематом) и измерения параметров живого организма. Основы диагностических операций сводятся к пропусканию через тело пациента (либо один из его органов) лазерного луча и по спектру или амплитуде прошедшего или отраженного излучения выводят диагноз. Известны методы по обнаружению раковых опухолей в онкологии, гематом в травматологии, а также по измерению параметров крови (практически любых, от артериального давления до содержания сахара и кислорода).

В последние годы развиваются технологии изготовления заменителей костной ткани, соответствующей по форме реальной ткани и многие другие.

5.4. Магнитно-резонансный томограф

Явление ядерного магнитного резонанса (ЯМР) является одним из практических примеров использования квантово-механических принципов. Магнитный резонанс – это избирательное поглощение веществом электромагнитных волн определенной частоты, обусловленное изменением ориентации магнитного момента частиц вещества. Когда поглощение энергии происходит только атомными ядрами – магнитный резонанс называют ядерным магнитным резонансом. ЯМР – квантовый эффект, который наблюдается, когда на вещество действуют взаимно перпендикулярно магнитное и слабое радиочастотное поля. Ядерный магнитный резонанс основан на

эффекте Зеемана³⁵ (рис. 5.4.1). В этом случае энергетические уровни ядра, обладающего магнитным моментом μ , расщепляются в магнитном поле на подуровни. Каждому из подуровней соответствует определенная ориентация магнитного момента относительно внешнего магнитного поля B . Электромагнитное поле резонансной частоты ω вызывает квантовые переходы $\Delta E = \hbar\omega$ между этими подуровнями, которые определяются различными значениями магнитного квантового числа m_i .

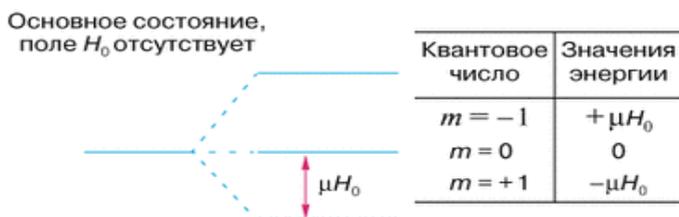


Рис. 5.4.1. Эффект Зеемана

Таким образом, при ЯМР происходит поглощение или излучение электромагнитной энергии веществом на некоторой частоте, называемой частотой ЯМР. В обычно применяемых магнитных полях 0.1–6 Тл частоты ЯМР попадают в диапазон коротких радиоволн 10^6 – 10^7 Гц.

Магнитно-резонансный томограф (МРТ)³⁶. Физические основы МРТ томографии основываются на использовании

³⁵ Расщепление уровней в магнитном поле называют эффектом Зеемана.

³⁶ Ядерный магнитный резонанс (ЯМР) был открыт в 1938 г. И. Раби, за что в 1944 г. он был удостоен Нобелевской премии. За открытие и первое успешное определение ЯМР сигнала в жидкостях и твердых телах Ф. Блох и Э. Парселл в 1952 г. получили Нобелевскую премию в области физики. Позднее еще три Нобелевские премии по химии, медицине и биологии были получены за открытия в области применения ЯМР. В 1991 и 2002 гг. за работы по развитию ЯМР спектроскопии были получены две Нобелевские премии по химии, а в 2003 г. – Нобелевская премия по физиологии и медицине. Хотя ЯМР томография и ЯМР спектроскопия были изобретены в 1960 г. российским ученым В.А. Ивановым.

ядерного магнитного резонанса и определяются магнитными свойствами атомных ядер. Биологическая среда – это в основном ядра атомов водорода ^1H (протоны). Они обладают ядерным спином \mathbf{I} и механическим моментом вращения \mathbf{P} , который обуславливает появление магнитного момента μ ядра (рис. 5.4.2, *а*). При наличии внешнего магнитного поля ядро вращается вокруг своей оси и способно взаимодействовать с внешним магнитным полем, т.е. прецессирует вокруг его направления (рис. 5.4.2, *б*). Частоту прецессии определяют из уравнения Лармора:

$$\omega_0 = \gamma B_0, \quad (5.4.1)$$

где ω_0 – угловая частота Лармора, γ – гиромагнитное отношение, зависящее от свойств ядер ($\mu = \gamma P$), B_0 – напряженность постоянного магнитного поля, в котором находится ядро.

Вторым физическим законом, положенным в основу МРТ томографа, является наличие у ядер (как и у атомов) квантовой характеристики – спина. Протоны имеют полуцелый спин $s = 1/2$, что является причиной существования двух уровней, отличающихся направлением спина. Поэтому для протонов существует два конуса прецессии: один – для ядер в состоянии с низкой энергией, а другой – для ядер в состоянии с высокой энергией.

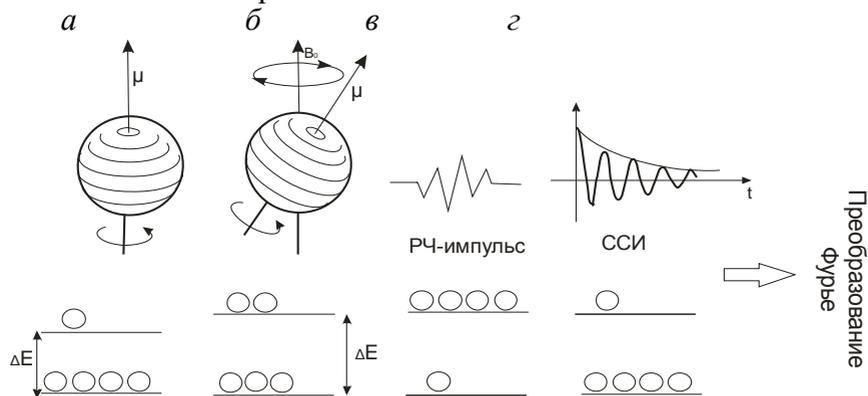


Рис. 5.4.2. Принцип приема и передачи сигнала в МРТ томографе

Полезный сигнал в МРТ томографах возникает в результате взаимодействия радиоволн с веществом. В состоянии равновесия несколько большее количество ядер находится на нижнем энергетическом уровне, что приводит к возникновению макроскопической намагниченности. 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 (рис. 5.4.2, в) приводит к квантовому переходу ядер с более низкого энергетического уровня в возбужденное состояние (на более высокий по энергии уровень). Переход осуществляется при поглощении квантов энергии (радиосигнала частоты ν), равных разности энергий между двумя уровнями $h\nu = \Delta E$. При отключении радиосигнала (рис. 5.4.2, г) протоны возвращаются в прежнее состояние и излучают энергию ΔE , что соответствует ЯМР сигналу. При этом каждое ядро, возвращающееся в низшее энергетическое состояние, будет излучать энергию. Если радиочастотный импульс близок по частоте к ларморовой частоте ядер, то наблюдается резонанс. В этом случае амплитуда получаемого сигнала значительно усиливается. Этот сигнал с помощью преобразования Фурье раскладывают на частотные компоненты и определяют интенсивность каждой из них.

Принцип действия МРТ томографа напоминает принципы достижения инверсионной заселенности высокоэнергичных уровней атомов или их соединений в рабочих кристаллах лазеров. Возвращение этих атомов в основное состояние позволяет усилить световой или радиочастотный сигнал.

Таким образом, в МРТ томографе происходит облучение радиосигналом определенного среза тканей, а при выключении его возникает ответный сигнал облученных тканей. Расшифровка этого сигнала позволяет судить о наличии патологий в тканях. Осуществляя много срезов и объединяя полученные результаты можно определить размер патологического очага.

Любой МРТ томограф (рис. 5.4.3) включает в себя магнит большого размера, градиентные катушки и электронику, передатчик и приемник радиоимпульсов, источник питания, систему охлаждения, компьютерную систему получения и обработки сигналов, пульт управления оператора.

МРТ томографы классифицируются по типу источника основного магнитного поля: постоянные, резистивные, сверхпроводящие и гибридные системы. В зависимости от напряженности основного магнитного поля МРТ 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 10–15 Тл и выше.

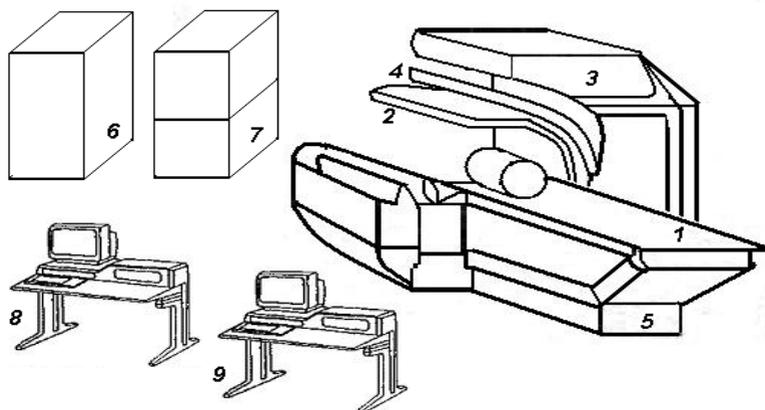


Рис. 5.4.3. Важнейшие составные части МРТ томографа:
 1 – стол для пациентов; 2 – охлаждающая система; 3 – вакуумная оболочка; 4 – кожух со сверхпроводящими катушками; 5 – система перемещения стола; 6, 7 – электронные шкафы с данными и для передатчика высокой частоты;
 8, 9 – система управления и обработки данных

VI. Физика ядра и частиц

Использование в медицине ионизирующих излучений позволило как в диагностике, так и в терапии достичь значительных успехов. Начиная с рентгеновских и «урановых» лучей ученые стали делать попытки использования их в медицине. Одно открытие Рентгена кардинально изменило возможности диагностики. На основе открытия рентгеновских и «урановых лучей» физики создали большое число сложных медицинских установок: целый ряд рентгеновских установок, гамма-камер, КТ. Научившись получать различные виды искусственных изотопов, физикам удалось создать уникальные диагностические установки ОФЭКТ, ПЭТ, кобальтовые установки. Стала развиваться контактная лучевая терапия, или брахитерапия.

Значительных успехов в медицине позволило достичь и создание ускорителей заряженных частиц (электронов и протонов). Возникли такие направления как лучевая терапия фотонами высоких энергий, электронами и протонами.

Достижения в ядерной физике стали базой для стереотаксической хирургии. Появились современные медицинские установки гамма-нож и кибер-нож, стали развиваться томотерапия и интраоперационная лучевая терапия.

В последние годы в лучевой диагностике все шире используются комбинированные установки: ПЭТ + КТ, ПЭТ + МРТ и многие другие. В настоящей главе мы рассмотрим принципы действия некоторых из них.

6.1. Рентгеновские установки

Рентгеновское излучение – это электромагнитное ионизирующее излучение, занимающее спектральную область между γ -излучением и ультрафиолетовой областью. Оно представляет собой фотоны низких энергий от единиц до ~ 200 кэВ, с длиной волны в диапазоне 10^{-12} – 10^{-8} м и частотой 10^{16} – 10^{20} Гц.

Рентгеновское излучение получают в рентгеновской трубке, представляющей собой электронную лампу диод (рис. 6.1.1, *a*). 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 – своя, 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. Рентгеновское излучение имеет широкий сплошной спектр энергий фотонов (рис. 6.1.1, *б*) и поэтому его относят к тормозному виду излучения. Спектр тормозного рентгеновского излучения не зависит от природы вещества анода.

Сплошной спектр начинается с граничной длины волны

$$\lambda_0 = \frac{hc}{eV}, \quad (6.1.1)$$

где V – приложенное напряжение между анодом и катодом рентгеновской трубки.

Граничная длина волны λ_0 определяется минимальной величиной энергии фотона, позволяющей вырвать электрон с поверхности катода.

С веществом рентгеновское излучение взаимодействует либо в результате когерентного рассеяния, фотоэффекта, либо в результате комптоновского эффекта. При поглощении фотона атом испускает электрон с одной из своих внутренних оболочек. Оказываясь в возбужденном состоянии, атом может испустить *характеристическое рентгеновское излучение* – фотоны, которые испускаются при переходе на внутренних оболочках атома с более высокого энергетического состояния на свободное низкое состояние. Оно имеет не сплошной, а *линейчатый спектр*. Поэтому на сплошной спектр (рис. 6.1.1, *б*) накладываются узкие пики, характеризующие переходы между оболочками атома.

Этот тип излучения возникает, когда электрон, достигая анода, выбивает один из их электронов с внутренних орбит атома. В результате появляется свободное место (дырка), которое может быть заполнено другим электроном, переходящим с одной из верхних атомных орбит. Переход электрона с более высокого энергетического уровня на более низкий уровень приводит к возникновению рентгеновского излучения с определенной дискретной длиной волны. Если, например, в атоме «выбиваются» электроны K -оболочки, то при возвращении его в стабильное состояние на K -оболочку переходят электроны с L -оболочки. Такому переходу соответствует K_{α} -линия, а если с M -оболочки, то K_{β} -линия. 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.

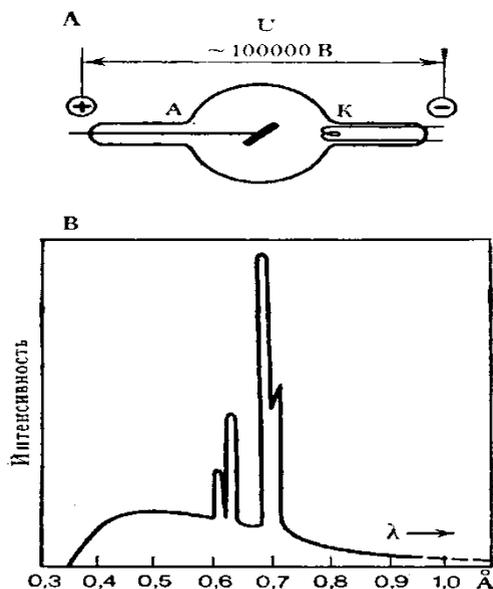


Рис. 6.1.1. Рентгеновская трубка (а) и спектр рентгеновского излучения (б) (нет λ_0)

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

Основная идея работы рентгеновской аппаратуры заключается в том, что массовый и линейный коэффициенты ослабления значительно отличаются для разных тканей. Значение коэффициента сильно зависит от энергии фотона и заряда ядер вещества Z :

$$\mu = k \frac{Z^3}{E_\gamma^3}, \quad (6.1.2)$$

E_γ – энергия фотона, k – коэффициент пропорциональности. Как видим, коэффициент μ пропорционален кубу заряда ($\sim Z^3$) и обратно пропорционален кубу энергии ($\sim 1/E_\gamma^3$).

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.

Известно, что пищеварительные органы имеют такую же величину коэффициента поглощения, как и другие мягкие ткани. Но тень пищевода, желудка и кишечника можно различить, если пациент примет внутрь контрастное вещество – сернокислый барий ($Z = 56$ для бария). Сернокислый барий непрозрачен для рентгеновских лучей (т.е. сильно поглощает фотоны рентгеновского диапазона) и часто используется для рентгенологического обследования желудочно-кишечного тракта. 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.

Причиной применения рентгеновского излучения в диагностике и терапии послужила их высокая проникающая способность. В первое время после открытия, рентгеновское из-

лучение использовалось по большей части, для исследования переломов костей и определения местоположения инородных тел (например, пуль) в теле человека.

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

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

Рентгеноскопия. В этом случае рентгеновский диагностический аппарат состоит из источника рентгеновских лучей (рентгеновской трубки) и флуоресцирующего экрана. Врач в динамике наблюдает в течение сеанса теневое изображение органов после прохождения рентгеновских лучей через тело пациента. Этот метод дает возможность изучить функциональное состояние некоторых органов. Например, врач может непосредственно наблюдать движение легких, прохождение контрастного вещества по кишечному тракту.

Можно сравнить поглощение фотонов одинаковой энергии кальцием и водой. Используя (6.1.2), получим отношение массовых коэффициентов ослабления кальция и воды:

$$\frac{\mu_{\text{Ca}}}{\mu_{\text{H}_2\text{O}}} = \frac{Z_{\text{Na}}^3}{Z_{\text{H}_2\text{O}}^3} = \frac{20^3}{2 \cdot 1^3 + 1 \cdot 8^3} \approx 16.$$

Рентгеновский аппарат³⁷. Физический принцип действия рентгеновского аппарата основан способности рентгеновского излучения проникать сквозь тело человека, а также на различии массовых коэффициентов поглощения разных тканей. Это проявляется в том, в какой степени разные ткани пропускают рентгеновское излучение. Чем выше плотность ткани, тем сильнее она поглощает рентгеновские лучи (т.е. говорят, что больше сечение поглощения). На экране эти области выглядят темнее. Чем ниже плотность ткани или в ней существует полость, тем светлее изображение на пленке или экране.

³⁷ Рентгеновские лучи были открыты В.Рентгеном в 1895 г., а в 1901 г. он получил Нобелевскую премию.

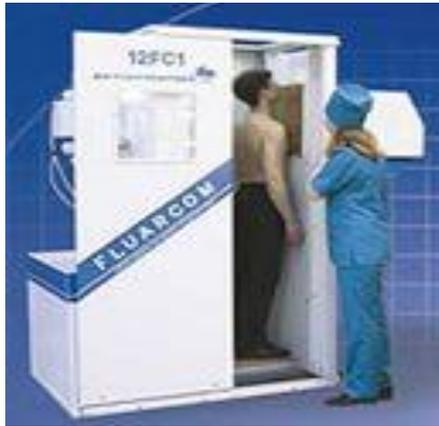


Рис. 6.1.2. Рентгеновский диагностический аппарат

В простейшем рентгеновском аппарате, используемом для *флюорографии*, снимок получают только с одного направления (на рис. 6.1.2 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.

Рентгенография (радиография рентгеновскими лучами). Это метод исследования с помощью рентгеновских лучей, в ходе которого изображение записывается на фотографическую пленку. 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 совершенный метод, позволяющий увидеть изображение с двух сторон. На рис. 6.1.3 представлен рентгеновская установка для рентгенографии. Она включает в себя стол и два рентгеновских аппарата, которые производят снимки во взаимно перпендикулярных направлениях.



Рис. 6.1.3. Рентгеновский аппарат для рентгенографии

Современные рентгеновские аппараты, как показано на рис. 6.1.2, состоят из рентгеновской трубки (1), устройства для привязки пучка к телу пациента, детекторов рентгеновского излучения (2), устройства обработки данных с детекторов (3) и пульта управления с экраном (4). Их действие выглядит так. Рентгеновское излучение из рентгеновской трубки проходит через тело человека и попадает в детектор. Там полученная информация усиливается и записывается в память устройства (3). Это относится к простому рентгеновскому аппарату.

В более совершенных рентгеновских аппаратах 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, показанного на рис. 6.1.4. Изображение среза мы видим на экране пульта. Это устройство занимает промежуточное место между простым рентгеновским аппаратом и рентгеновским томографом.

Рентгенотерапия. Приблизительно до 1950 года дистанционная лучевая терапия внешним пучком проводилась рентгеновскими лучами, возникающими при торможении электронов с энергией до 300 кэВ. Впоследствии, в 50–60-х гг. успехи в создании установок с более высокой энергией пучка и возросшая популярность радиоактивных источников ^{60}Co привели к постепенному отказу от обычных низкоэнергетических киловольтных установок, хотя полностью они не исчезли.

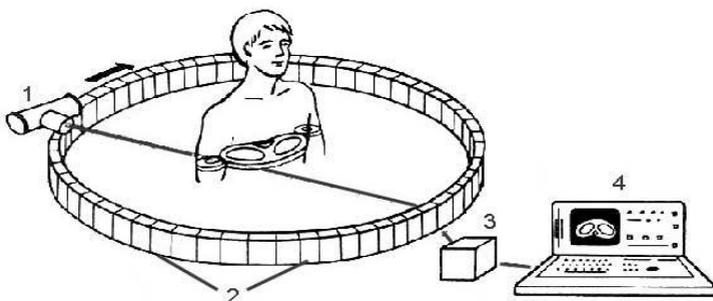


Рис. 6.1.4. Принцип действия рентгеновского аппарата

Термин *ортовольтная терапия* применяется для описания облучения рентгеновскими лучами, создаваемыми электронами с энергией 150–500 кэВ. В этом случае максимум дозы расположен вплотную к поверхности кожи, а 90%-я доза – на глубине около 2 см. Таким образом, кожа подвергается наиболее сильному воздействию излучения даже в тех случаях, когда не является мишенью. Существуют и другие недостатки ортовольтного облучения: высокая поглощенная доза в кости и увеличение рассеяния в костной ткани, что делает его неприемлемым для облучения опухоли, расположенной за костью.

Несмотря на это ортовольтная рентгенотерапевтическая аппаратура продолжает играть определенную роль при облучении поверхностно расположенных опухолей, поскольку распределение дозы низковольтного рентгеновского излучения при некоторых формах поверхностного рака более удобно, чем электронов, и, кроме того, исключается возможность использования дорогостоящего времени ускорителей. Так, при лечении опухолей кожи и век рентгенотерапия применяется в 80% случаев.

6.2. Гамма-камера

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

Гамма-камера³⁸ основана на использовании радиоактивных изотопов таллия-201 (Tl^{201}) и технециума-99m (Tc^{99m}), которые вводятся в тело человека. Они имеют приемлемый для проведения исследований период полураспада соответственно 72.9 и 6 ч. Нарботка изотопов для однофотонной эмиссионной компьютерной томографии осуществляется на циклотронах или линейных ускорителях протонов с энергией более 20 МэВ.

Гамма-камера (рис. 6.2.1) состоит из коллиматора, детектора на базе сцинтилляционного кристалла $NaI(Tl)$, коллиматора, фотоэлектронных умножителей, электронной схемы определения положения и величины вспышек, компьютера для получения изображения и консоли оператора. На ней получают двухмерное изображение органов человека.

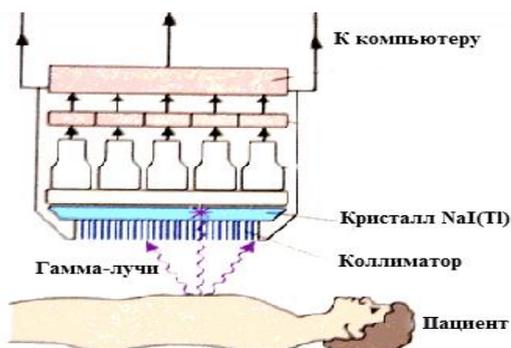


Рис. 6.2.1. Устройство гамма-камеры

³⁸ 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 Ангером в 1966 г. Она состояла из двухкоординатного сканера с сцинтилляционными счетчиками (кристаллами $NaI(Tl)$ небольшой толщины ~12 мм и диаметром более 25 см), а также блоком сборки и обработки сигналов со счетчиков.

Испускаемые из органов человека фотоны регистрируются сцинтилляционным детектором. Он представляет собой монокристаллом NaI(Tl) толщиной около 12 мм и диаметром более 250 мм. Над ним располагаются фотоэлектронные умножители. От их количества, в конечном итоге, зависит разрешающая способность гамма-камеры.

В сцинтилляционном детекторе поглощенные или рассеянные гамма-кванты преобразуются в фотоны видимого излучения, причем их число пропорционально поглощенной в сцинтилляторе энергии гамма-кванта. Фотоумножители преобразуют световую вспышку в сцинтилляторе в импульс тока, который регистрируется спектрометрической аппаратурой. Амплитуда импульса пропорциональна поглощенной энергии.

Важным элементом установки является коллиматор. Он позволяет избежать искажений получаемых сцинтиграмм за счет поглощения гамма-квантов, падающих под некоторым углом к центральной оси его отверстий (рис. 6.2.2). Такие фотоны не попадают на кристалл.

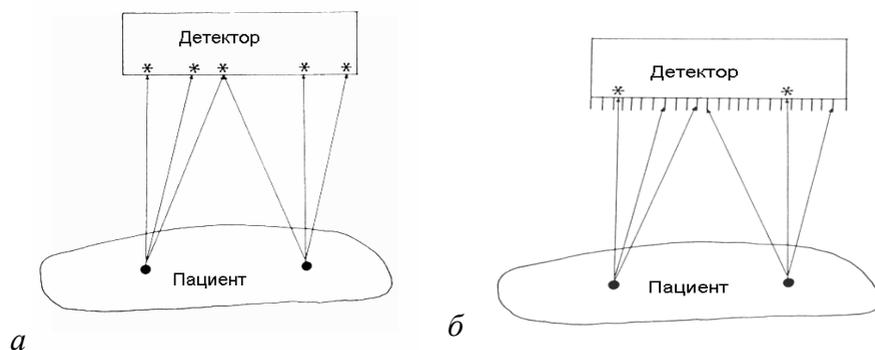


Рис. 6.2.2. Схема попадания гамма-квантов на сцинтилляционный кристалл при отсутствии (а) и наличии (б) параллельного коллиматора

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

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 при этом 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(Tl) продолжительность сцинтилляций 0.8 мкс.

В современных гамма-камерах кристалл обычно имеет удобную для проведения исследований четырехугольную форму и размеры 450 × 600 мм, обеспечивающие поле видения не менее 350 × 510 мм. Толщина кристалла составляет 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.

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

В мире в настоящее время в медицине работает ~19 000 гамма-камер, а у нас в стране примерно 240 единиц. Гамма-камеры с развитием вычислительной техники получили дальнейшее развитие. Были созданы и успешно используются более совершенные диагностические приборы – однофотонные эмиссионные компьютерные томографы (ОФЭКТ).

6.3. Однофотонный эмиссионный компьютерный томограф (ОФЭКТ)

Совершенствование гамма-камер и разработка новых программ для специализированных ЭВМ привели к созданию на рубеже 1970–1980-х гг. нового типа приборов для радионуклидной диагностики – *однофотонных эмиссионных компьютерных томографов* (ОФЭКТ). В ОФЭКТ, в отличие от гамма-камеры осуществляется множество снимков, по которым строится трехмерное изображение объекта.

Для диагностики всего тела используется либо подвижный детектор, который перемещается вдоль пациента, либо подвижный стол, который перемещается под неподвижным детектором. В ОФЭКТ системах применяют подвижную установку, называемую гантри³⁹. 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.

Главное его преимущество состоит в возможности получения плоскостных срезов изучаемых органов. ОФЭКТ позволяет визуализировать в виде плоскостных сечений распределение радиофармпрепарата, введенного в тело человека.



Рис. 6.3.1. Однофотонный эмиссионный компьютерный томограф фирмы Philips

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

³⁹ Гантри – это устройство для вращения источника излучения или детектора вокруг тела человека.

Преимущество ОФЭКТ по сравнению с исследованиями на гамма-камере, состоит в том, что восстановленное изображение свободно от наложений на исследуемый орган соседних, что чрезвычайно важно для диагностики. Внешний вид ОФЭКТ с двумя детекторами показан на рис. 6.3.1.

ОФЭКТ устроен следующим образом. Он имеет два детектора, расположенных относительно друг друга под углом 180 или 90°, хотя в настоящее время оптимальным вариантом считается использование четырех детекторов. На поверхности диафрагмы перед детекторами в ОФЭКТ имеются небольшие отверстия. Диафрагма имеет определенную толщину. Поэтому фотоны из изотопов в детектор могут попасть не из любой точки тела. Тем самым обеспечивается высокое пространственное разрешение, которое составляет примерно 1.5 мм. Чувствительность детектора позволяет регистрировать импульсы на уровне 12 отсч./с, что соответствует дозе примерно 1 мкКи. К числу ведущих производителей и поставщиков гамма-камер относятся фирмы «Siemens», «General Electric», «Philips», «Sopha Medical». Цена установок с двумя детекторами – от 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 быстрого совмещения скинтиграфических и КТ изображений достигается существенное повышение точности диагностики.

6.4. Компьютерный томограф

Компьютерная томография базируется на законе экспоненциального ослабления ионизирующего излучения, по которому интенсивность I моноэнергетического пучка фотонов при прохождении тонкого слоя однородной среды толщиной x уменьшается по экспоненциальному закону:

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad (6.4.1)$$

где μ – линейный коэффициент ослабления пучка фотонов, I_0 – интенсивность излучения при $x = 0$ на входе в вещество.

Для рентгеновского излучения экспоненциальный закон выполняется с высокой степенью точности. Это позволило разработать математические алгоритмы по восстановлению плотности тканей по измерениям интенсивности рентгеновского излучения. Они были первоначально использованы в рентгеновской компьютерной томографии⁴⁰.

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, так чтобы непрозрачные места не закрывали исследуемые органы.

Созданные в 1973 году первые компьютерные томографы⁴¹ (КТ) были пошаговыми. В них одна рентгеновская трубка была направлена на один детектор. Сканирование производилось шаг за шагом, делая по одному обороту на слой. Набор снимков-срезов позволяет увидеть картину имеющихся в организме патологий. Таким образом, в компьютерном томографе осуществляют послойное фотографи-

⁴⁰ Такие алгоритмы для поглощающих сред были разработаны австрийским математиком И. Радоном в 1917 г.

⁴¹ От описанного выше рентгеновского аппарата томограф отличается скоростью обработки данных, точностью получения изображения и возможностью получения срезов вдоль всего тела человека.

рование тела, т.е. получают томограмму⁴². Принцип действия пошагового рентгеновского томографа показан на рис. 6.4.1, а. На нем показан один слой томограммы.

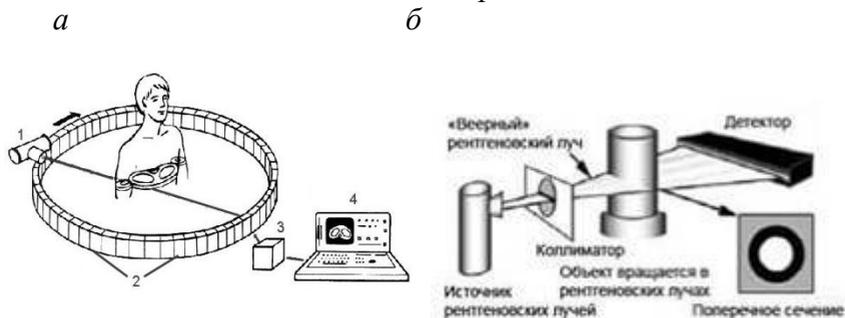


Рис. 6.4.1. Принцип действия пошагового (а) и вверного (б) рентгеновских томографов

В следующем поколении аппаратов КТ использовалось вверная регистрация излучения несколькими детекторами (рис. 6.4.1, б). Они устанавливались на кольце вращения напротив рентгеновской трубки. Время обработки изображения уменьшилось примерно на порядок до 20 с. Эти два поколения томографов получили название рентгеновских.

Основная задача томографа – быстрая компьютерная обработка большого количества снимков (компьютеры обрабатывают 1000 снимков за 30 с). С этой целью в 1988 г. были созданы спиральные компьютерные томографы (рис. 6.4.2). Суть этого поколения томографии заключается в следующем. Рентгеновский источник непрерывно вращается вокруг стола с пациентом. Стол, в свою очередь, движется поступательно вдоль своей продольной оси (рис. 6.4.2). За один шаг перемещения стола рентгеновский источник и расположенные на противоположной стороне окружности источники со-

⁴² Томография означает *послойная запись*. В 1963 г. американский физик А. Кормак решил задачу томографического восстановления другим способом. В 1969 г. английский физик Г. Хаунсфилд сконструировал первый компьютерный рентгеновский томограф. В 1979 г. за разработку компьютерного рентгеновского томографа им была присуждена Нобелевская премия по физиологии и медицине.

вершают один оборот. Такие рентгеновские томографы стали называть компьютерными томографами, поскольку компьютер и программы обработки данных на нем стали основным элементом прибора. Если на первых установках пучки были тонкие карандашные, то на современных приборах используют веерные схемы.

В последних двух поколениях КТ используются тысячи детекторов, статично расположенных по окружности, а вращается только рентгеновский источник.

В современных КТ существенно сокращено время исследования, а также уменьшена лучевая нагрузка от рентгеновского источника. В настоящее время развито уже пять поколений КТ. Все они преследуют цель – увеличение скорости и качества обработки снимков.

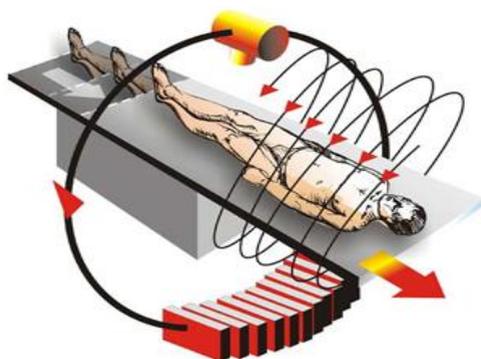


Рис. 6.4.2. Принцип действия спирального компьютерного томографа

Мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ) была впервые представлена в 1992 г. 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 г. появились томографы с двумя рядами детекторов, в 1998 г. – четырехсрезовые, а настоящее время число таких рядов достигает сотни.

В 2005 году фирмой «Сименс» были разработан и представлен аппарат с двумя источниками рентгеновского излучения, который является одним из продолжений технологии МСКТ.

6.5. Позитрон-эмиссионный томограф

Одним из современных примеров использования ядерной физики в медицине⁴³ является позитрон-эмиссионный томограф (ПЭТ)⁴⁴. Полный ПЭТ центр включает в себя ПЭТ сканер и ускоритель циклотрон с энергией до 20 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, используются схемы совпадений, регистрирующие фотоны, одновременно попавшие в кристаллы.

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



⁴³ Первое применение радиоизотопа I^{131} 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 (или гамма-камера) становится одним из основных технических средств визуализации с помощью изотопов.

⁴⁴ В середине 1970-х гг. американские исследователи М. Терпогосян, М. Фелпс, Е. Хоффман разработали позитронный эмиссионный томограф (ПЭТ).

превращаясь в два фотона с энергией 0.511 МэВ, которые разлетаются в противоположные стороны. Эти фотоны 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 представлена на рис. 6.5.1. Детектор состоит из большого количества сцинтилляционных кристаллов, среди которых каждые два противоположно расположенных кристалла попарно включены в схему совпадений.

При размещении набора таких детекторов вокруг источника излучения (тела пациента), можно определить направление линии, вдоль которой происходит аннигиляция, а путем измерения интервала времени, прошедшего между сцинтилляциями на первом и втором парных детекторах, точно определить место локализации этого источника.

Радиоактивные изотопы вводятся в тело человека. В ПЭТ применяются позитрон-излучающие изотопы некоторых элементов периодической системы, которые в результате β^+ -распада испускают позитроны: C^{11} (его время полураспада $T_{1/2} = 20.4$ мин), N^{13} ($T_{1/2} = 9.96$ мин), O^{15} ($T_{1/2} = 2.03$ мин) и F^{18} ($T_{1/2} = 109.8$ мин). Оптимальными характеристиками для использования в ПЭТ обладает радиоактивный изотоп F^{18} : наибольшим периодом полураспада и наименьшей энергией излучения. С одной стороны, период полураспада изотопа F^{18} позволяет получать ПЭТ изображения высокой контрастности при низкой дозовой нагрузке на пациентов. С другой стороны, низкая энергия позитронов, испускаемых ядрами F^{18} , 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.

Период полураспада F^{18} достаточно велик, что позволяет обеспечить возможность транспортировки радиофармпрепаратов (РФП)⁴⁵, 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.

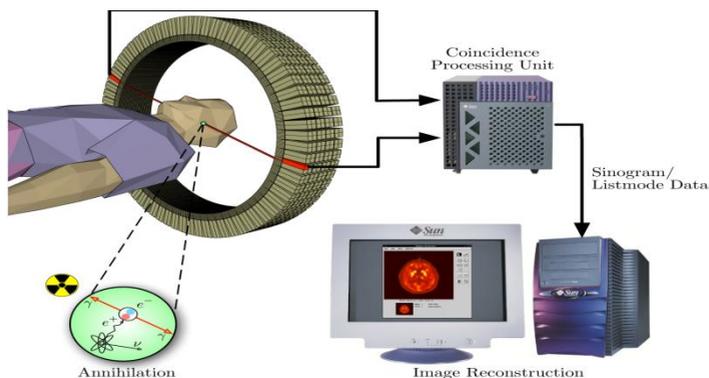


Рис. 6.5.1. Принцип действия ПЭТ томографа

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

Для проведения измерений могут использоваться: кольцо или набор колец из нескольких сцинтилляционных детекто-

⁴⁵ 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.

ров. 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 4 ФЭУ по методу совпадений сигналов на детекторах соседних колец, что позволяет одновременно получать 15 томографических срезов с шагом 6.5 мм. Более современный ПЭТ сканер «ECAT 47» имеет 24 кольца диаметром 82 см с 9216 кристаллами.

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 3 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 РФП в малых ($\sim 1 \text{ см}^3$) объемах тканей.

Высокая энергия фотонов, образующихся при аннигиляции позитронов, позволяет на практике не учитывать поглощение в тканях. Внешний вид ПЭТ сканера показан на рис. 6.5.2.

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.



Рис. 6.5.2. Современный ПЭТ сканер

Таблица 11

**Количество ПЭТ центров (включая ПЭТ сканеры) в мире
(оценка на 2010 год)**

Страна	1992	1996	2000	2003	2005	2010
США	60	82	176	800	2000	3000
Япония	23	24	35	60	120	150
Германия	15	16	22	66	80	100
Бельгия	6	6	8	11	15	20
Великобритания	8	8	6	11	15	25
Австралия	2	2	5	7	10	15
Корея	0	2	5	18	52	70
Китай				14	60	100
Тайвань			8	13	20	30
Россия		2	2	4	5	(?) < 10
Европа				163		
Другие		35	37	150		500
Всего		175	285	1150		3990

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 (табл. 6.5.1)

В России на сегодняшний день имеется 7 ПЭТ центров, в состав которых входит 22 сканера: в Москве, Санкт-Петербурге и Челябинске.

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. 6.5.3 представлен комбинированный ПЭТ/КТ сканер, а на рис. 6.5.4 – внешний вид ПЭТ циклотрона, устанавливаемого в Магнитогорском ПЭТ центре.



Рис. 6.5.3. Комбинированный ПЭТ/КТ сканер «Gemini GXL» (Philips Medical Systems)



Рис. 6.5.4. Внешний вид ПЭТ циклотрона

6.6. Брахитерапия

Одним из направлений ядерной медицины⁴⁶ является брахитерапия⁴⁷. Это вид лучевой терапии, в которой небольшой, герметично упакованный источник излучения помещается внутрь или рядом с зоной требующей лечения. Радиоактивные вещества в этом случае не попадают непосредственно в организм, а облучают окружающие ткани через стенки капсулы.

Достоинством брахитерапии по сравнению с дистанционной терапией является быстрый спад дозы, вследствие геометрического ослабления при удалении от радиоактивного источника, который с хорошим приближением к реальности можно считать точечным. При брахитерапии меньший объем здоровых тканей подвергается облучению, поэтому можно использовать более высокие дозы без опасности превысить допустимую дозу на здоровые ткани. Это позволяет подводить к мишени дозу до 160 Гр, что примерно в два раза выше, чем в дистанционной лучевой терапии.

⁴⁶ Ядерная медицина включает в себя радионуклидную диагностику и терапию. Радионуклидная диагностика – это метод, основанный на регистрации фотонов, испускаемых изотопами, введенными внутрь организма через кровеносную систему. Радионуклидная терапия – это набор технологий, когда радионуклиды входят в состав химических соединений, которые вводятся внутрь через кровеносную систему и преимущественно поглощаются опухолевыми клетками. Клетки погибают под действием ионизирующих излучений, возникающих при распаде радионуклидов. Между направлениями использования изотопов в медицинских целях не существует строго определенных границ. В некоторых источниках литературы радионуклидную диагностику выделяют из ядерной медицины в отдельное направление ядерно-физических технологий в медицине. В других источниках брахитерапию относят к одному из направлений ядерной медицины. В настоящем обзоре мы будем придерживаться второго подхода.

⁴⁷ Происходит от греческого слова βραχυςbrachys, означающего «короткая дистанция».

Этот подход используется для лечения опухолей во многих частях тела (чаще для лечения рака шейки матки, молочной железы, простаты и рака кожи). Кроме того она применяется для обработки ложа опухоли, после ее хирургического удаления, с целью подавления возможных метастазов, а также для лечения некоторых сосудистых заболеваний.

Одним из основных элементов установок для брахитерапии являются радионуклиды.

Установки для брахитерапии. Аппарат для брахитерапии включает в себя систему планирования лечения, установку, которая обеспечивает автоматическую подачу источника к облучаемому очагу и обеспечивает полную радиационную безопасность как для пациентов, так и для персонала, а также источник ионизирующего излучения на основе различных радиоактивных изотопов. Это дает возможность эффективно реализовать современные схемы внутрисполостного и интратканевого облучения в режиме высокой мощности дозы. Аппарат оснащается трехмерной системой дозиметрического планирования, позволяющей создавать индивидуальные планы облучения для каждого пациента. Необходимые для работы системы планирования параметры могут быть рассчитаны с помощью компьютерного моделирования. На рис. 6.6.1 представлен внешний вид установки.

При брахитерапии внутрь опухоли под визуализационным контролем (рентгеноскопия, УЗИ, КТ или МРТ) вводятся устройства доставки, такие как катетер, иглы или аппликатор. Доставка контейнера источником ионизирующего излучения осуществляется по подводным каналам, а затем возвращается на место хранения. Система планирования позволяет доставлять радионуклиды, например, через иглы в разные точки опухоли на время, заданное программой планирования лечения. Таким образом, набором игл вокруг очага формируется необходимое для эффективного лечения распределение дозы.

Радионуклиды для брахитерапии. За всю историю в брахитерапии применялись около полутора десятков радионуклидов. В настоящее время активно используются только шесть. К ним относятся ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{192}Ir , ^{125}I , ^{103}Pd , $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.

Существенно реже применяются радионуклиды ^{198}Au , ^{106}Ru и ^{252}Cf . В течение длительного периода с 1930-х гг. в брахитерапии использовались изотопы ^{226}Ra и ^{222}Rn , но по соображениям радиационной безопасности их использование практически прекращено. С практической точки зрения из всех возможных изотопов более удобными для клинического применения являются следующие: ^{125}I , ^{103}Pd , ^{131}Cs .

В табл. 6.6.1 приведены характеристики изотопов, применявшихся в различные периоды в брахитерапии.

Таблица 6.6.1

Характеристики изотопов для брахитерапии

Источник	Способ получения	Период полураспада	Тип излучения	Энергия
^{226}Ra	переработка U-руд	1620 лет	Г	2.45 МэВ
^{137}Cs	продукт распада	30.17 лет	Г	0.662 МэВ
^{125}I	– « –	59.6 дн.	рентген	27.4; 1.4; 35.5 кэВ
^{90}Sr	– « –	28.7 лет	В	2.27 МэВ
^{106}Ru	– « –	1.02 лет	В	3.54 МэВ
^{60}Co	нейтронная активация	5.26 лет	Г	1.17; 1.33 МэВ
^{192}Ir	– « –	74 дн.	Г	0.38 МэВ
^{103}Pd	– « –	17 дн.	рентген	21 кэВ
^{198}Au	– « –	2.7 дн.	Г	0.412 МэВ
^{169}Yt	– « –	31 дн.	Г	90 кэВ
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	продукт распада ^{90}Mo	6 ч	Г	142.6кэВ



Рис. 6.5.5. Установка для брахитерапии

Кроме того предполагается возможным использование в брахитерапии радиоизотопов калифорний-252, фосфор-32, самарий-145 и тантал-182, лютеций-177, рений-188. На этих изотопах пока выполняются исследовательские работы.

Изотопы обычно делят по типу испускаемой частицы. В табл. 6.6.1 приведены изотопы, распадающиеся с испусканием фотонов и электронов. По энергии испускаемых фотонов изотопы делят на низкоэнергетические и высокоэнергетические. К первой группе относятся изотопы, испускающие фотоны с энергией десятки кэВ (^{125}I , ^{103}Pd , ^{169}Yt), ко второй – от нескольких сотен кэВ до единиц МэВ.

Источники в зависимости от специфики применения изготавливают в форме игл, трубок, гранул, проволоки, таблеток. Обычно они имеют двойные капсулы.

Брахитерия в мире. Всего в мире действует более 800 центров брахитерапии, в которых работает как минимум 2200 аппаратов контактной лучевой терапии. Наиболее известные фирмы, производящие оборудование для брахитерапии – «Gamma Med 2», «Varian Brachy Therapy» (США), «Nucletron» (Голландия).

В России этот метод начали применять с 1961 года, а с 1969 г. стали использовать аппарат класса АГАТ с источниками Co^{60} . В настоящее время у нас в стране действует не менее 150 кобальтовых установок в 19 центрах брахитерапии и онкологических больницах, хотя часть из них устарела.

Однако последнее десятилетие темпы обновления приборов и рост их общего числа быстро возрастают.

В ведущих странах мира, количество аппаратов для брахитерапии в 1.5–2 раза меньше числа ускорителей, работающих в медицине. В России для достижения европейского уровня обеспеченности населения количеством медицинских процедур на высокотехнологичной медицинской аппаратуре число аппаратов для брахитерапии необходимо увеличить минимум в 2 раза, а медицинских ускорителей в 4–6 раз.

В настоящее время ряд коммерческих фирм совместно с научными учреждениями ведут разработку отечественных приборов для брахитерапии, соответствующих уровню самых современных аппаратов импортного производства. Создание собственных высокотехнологичных приборов для лучевой терапии, как и разработка и внедрение современных технологий для производства радионуклидов – одна из приоритетных задач развития национальной медицины и научных исследований в XXI веке.

6.7. Радиотерапевтические кобальтовые установки

Использование радиоактивных источников γ -квантов в дистанционной лучевой терапии в настоящее время имеет широкое распространение. В мире количество установок с использованием естественных радиоактивных источников составляло в прошлом веке до десятков тысяч.

В 1950–1960-е годы кобальтовые установки⁴⁸ составляли конкуренцию ускорителям. Эти установки имели сравнимую с ускорителями интенсивность и энергию фотонов, но меньшие габариты. Однако последние десятилетия они вытесняются линейными ускорителями. Тем не менее в настоящее время, их примерно 1500 единиц. Они просты в управлении. В большей степени они распространены в странах, где не

⁴⁸ Первый аппарат для лучевой терапии с источником ^{60}Co был запущен в 1951 г. в Канаде фирмой, имеющей современное название «MDS Nordion», которая и сейчас является ведущим поставщиком гамма-терапевтических аппаратов.

хватает специалистов, способных работать на ускорителях и их обслуживать. В нашей стране таких установок около 270. На этих установках проходят курс лечения сотни тысяч онкологических больных ежегодно.

В радиотерапевтических кобальтовых установках в качестве источников γ -излучения использовались радионуклиды: ^{226}Ra , ^{137}Cs , ^{60}Co . Особенно широко развивалось использование радиоактивных источников в лучевой терапии в онкологическом институте в Торонто. Там же были попытки использовать источники ^{137}Cs и ^{192}Ir , имеющие периоды полураспада соответственно 30 лет и 74.5 дня. Два первых изотопа легко нарабатывались в реакторе, имели большой период полураспада: ^{60}Co – 5.26 года, ^{137}Cs – 30.17 лет – и поэтому установки с такими источниками, простыми в обслуживании, создали в 1950-е гг. сильную конкуренцию ускорителям электронов.

Однако из всех источников самым подходящим для лучевой терапии внешними пучками оказался ^{60}Co , при распаде которого образуется γ -кванты с энергиями 1.17 и 1.33 МэВ и имеет большой период полураспада – 5 лет. Его преимуществом перед радиевым и цезиевым источниками является, прежде всего, возможность получать более высокую удельную активность (кюри/грамм), а также высокая средняя энергия фотонов. Максимум дозы при использовании γ -излучения ^{60}Co сдвинут с поверхности тела вглубь на ~0.5 см (рис. 1), что уменьшает облучение кожи. Источник ^{60}Co получают путем облучения нейтронами из реактора стабильного изотопа ^{59}Co в реакции $^{59}\text{Co}(n,\gamma)^{60}\text{Co}$. В настоящее время в клиниках широко применяются γ -терапевтические аппараты с ^{60}Co активностью порядка 5000 Ки (рис. 2), позволяющие осуществлять различные геометрии и режимы облучения.

Для уменьшения дозы на поверхностных тканях для ^{60}Co γ -источников было применено статическое и подвижное дистанционное облучение. Статическое облучение производится с одного или нескольких направлений и обычно называется соответственно однополюсным или многополюсным. Многополюсное облучение позволяет уменьшить дозу на поверхно-

стных тканях. На современных кобальтовых установках планирование лучевого лечения осуществляется так же, как на ускорителях.

Для примера на рис. 6.7.1 приведена современная радиотерапевтическая кобальтовая установка «Терабалт». Она имеет мощность экспозиционной дозы на расстоянии 100 см более 1.5 Гр/мин в воде для поля размером 10×10 см на глубине максимума. Диаметр активной части источника до 21 мм. Основные элементы установки: гантри, радиационная головка, коллиматор, радиотерапевтический стол, система управления, верификационная система и кобальтовый источник.

Гантри имеет переменную скорость вращения от 0 до 400° в минуту с отображением параметров вращения на мониторе. Радиационная головка сконструирована из литого стального корпуса с защитой из свинца и обедненного урана. Коллиматор позволяет изменять поле облучения от 4×4 см до 36×36 см. Установка имеет современный радиотерапевтический стол с моторизированным перемещением.

Имеет систему управления на базе центрального компьютера. Все системы движения управляются локальными процессорами, подключенными к нему. Все параметры аппарата отображаются на экране монитора. Система управления позволяет обеспечить динамический режим облучения и его симуляцию. Обладает системой лазерных центраторов.



Рис. 6.7.1. Радиотерапевтическая установка «Терабалт»

При проведении подвижного облучения источник все время движется вокруг пациента, оставаясь при этом «наведенным» на патологический очаг. Преимуществом этого метода является еще более значительное снижение дозы в окружающих здоровых тканях. Общий объем облучаемых тканей возрастает, но интегральная поглощенная доза при таком облучении остается постоянной. Наиболее широко γ -излучение ^{60}Co используется при лечении злокачественных опухолей молочной железы, мочеполовой системы, головы и шеи.

6.8. Гамма-нож

Еще в 1940-х годах развивались идеи онкологических операций, в которых роль скальпеля должны были осуществлять гамма-лучи, испускаемые радиоактивными источниками. В 1948 г. шведским нейрохирургом Ларсом Лекселлом была предложена стереотаксическая рамка для проведения высокоточных нейрохирургических онкологических операций. Это предложение стало преддверием возникновения стереотаксической⁴⁹ хирургии.

В 1951 году Лекселл предложил концепцию стереотаксической хирургии без вскрытия черепа человека с использованием радиоактивных источников ^{60}Co с периодом полураспада 5.2 года и средней энергией фотонов 1.25 МэВ. Эта концепция была реализована в установках, получивших название гамма-нож. В них множество пучков γ -излучения от источников ^{60}Co направлено в одну точку. В результате доза в небольшом объеме мишени возрастает многократно. Л. Лекселл вместе с радиобиологом Б. Ларссоном создали первую модель гамма-ножа со 179 источниками ^{60}Co , а в 1968 г. в Стокгольме впервые провели операцию на гамма-ноже⁵⁰.

⁴⁹ Термин «стереотаксическая хирургия» по смыслу означает «выжигание опухоли пучком частиц» без хирургического вмешательства.

⁵⁰ В 1972 г. создана шведская компания «Elekta». В настоящее время она является крупнейшим производителем высокотехнологичного медицинского оборудования в мире. Основной ее продук-

В основе действия этой установки лежат следующие физические принципы. Используется искусственный радиоактивный изотоп Co^{60} , который получают в реакторах и затем создают из него радиоактивные источники. Физики разработали способ, позволяющий получить тонкие радиоактивные пучки фотонов, которые в гамма-ноже прецизионно направляются в одну точку.

В настоящее время в медицине используются установки стереотаксической⁵¹ с множественными источниками – «Leksell Gamma Knife» и «Gamma Art 6000», а также с одиночными источниками – системы с линейными ускорителями «Axesse», «Cyberknife», МНИ-ТМ 2000, «Novalis» (Тх), «Oncor Artiste», «Synergy S», «Tomotherapy Hi-Art», «Trilogy», «Omni Beam», «Primaton».

Установка, созданная для стереотаксической радиохирургии – гамма-нож Лекселла (Leksell Gamma-Knife) – позволяет облучать мишень с точностью 0.3 мм. Этого достигают благодаря статичному расположению источников и сравнительно небольшому расстоянию до изоцентра, расположенного на расстоянии 400 мм от каждого из источников. Достоинство установки гамма-нож заключается в том, что в одну точку направляется 201 пучок от радиоактивных источников Co^{60} (в первой модели их 179) с активностью каждого источника 30 Ки.

Совокупность источников обеспечивает мощность дозы в изоцентре порядка 300 сГр/мин. Накапливаемая в мишени доза во много раз превышает дозу на поверхности тела человека. Подводимая к опухоли доза (до 10 Гр), приводит к ее

цией являются гамма-нож (Leksell Gamma-Knife), линейные ускорители (LINAC), стереотаксическое и нейронавигационное оборудование (Leksell stereotactic system), диагностические установки энцефаломагнитографии (Neuromag).

⁵¹ Исторически первое устройство для стереотаксической хирургии было создано на основе линейного ускорителя Radionics X-Knife. В этой системе используется множество дуг с обычным ускорителем для лучевой терапии. Ускоритель вращался вокруг неподвижного изоцентра. При этом в изоцентре формируется пучок диаметром 10×12 см.

гибели. При этом здоровые ткани получают незначительную дозу облучения. Каждый пучок ионизирующего излучения формируется стационарным коллиматором, расположенным на шлеме. Система гамма-нож состоит из источников ионизирующего излучения, шлема с коллимирующими отверстиями различного диаметра (4, 8, 14 или 18 мм) и кушетки с электронной системой управления. Общий вид установки гамма-нож представлен на рис. 6.8.1.

Внутри шлема обеспечивается неподвижность головы пациента, и фотоны высоких энергий, выходящие из радиоактивных источников и проходящие через каналы шлема, изоцентрически сходятся на пространстве мишени. Выбор набора лучей осуществляется с учетом минимизации облучения структур головного мозга, не переносящих высоких доз облучения. Гамма-нож позволяет лечить сосудистые новообразования, опухоли, в основном, головного мозга, включая метастазы, без хирургического вмешательства и длительного многонедельного облучения. Достаточно одного амбулаторного лечения, чтобы существенно улучшить состояние пациента и вернуть его к полноценной жизни. Пока применение этого метода ограничено размером опухоли - она не должна превышать 3 см.

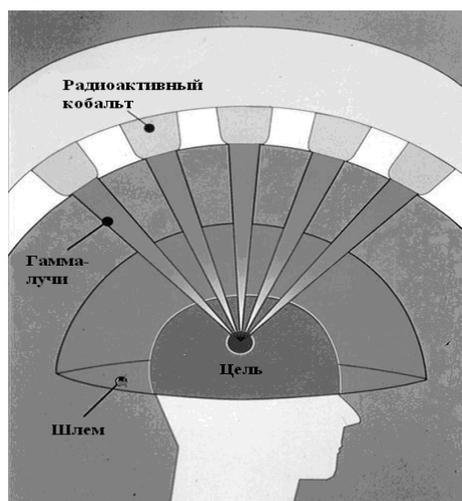


Рис. 6.8.1. Схема облучения на установке гамма-нож

В настоящее время действует четыре поколения установок гамма-нож (модели U(A), B, C и последняя модель Perfexion), отличия между которыми не носят принципиального характера.

Различия между моделями U(A), B, C заключаются в порядке расположения источников, например, в модели U источники распределены по всей поверхности полусферы, а в модели B – по пяти концентрическим окружностям, в модели C используется автоматическая система позиционирования и моторизованное изменение положения шлема.

В последней разработке (модель Perfexion) применяется 192 источника ^{60}Co , которые распределены вдоль поверхности цилиндра по пяти концентрическим окружностям.

Дальнейшим развитием установок гамма-нож является система с вращающимися источниками, например, «Gamma Art 6000» и OURRGS.

Сравнение некоторых характеристик различных поколений установки гамма-нож приводится в табл. 6.8.1.

Таблица 6.8.1

Характеристики установок гамма-нож различных поколений

Характеристика	Perfexion	C	B
Точность наведения пучка, мм	< 0.25	< 0.50	< 0.50
Точность позиционирования, мм	< 0.20	< 0.30	< 0.50
Воспроизводимость позиционирования, мм	< 0.05	< 0.20	< 0.25
Мощность дозы, Гр/мин	> 3	> 3	> 3
Время лечения, мин	20	50	80
Время настройки на пациента, мин	2	10	10

Достоинствами установок гамма-нож являются высокая точность, возможность одновременного облучения нескольких мишеней.

К ее недостаткам можно отнести наличие стереотаксической рамки ограничивающей число возможных направлений облучения, наличие радиоактивных источников, активность которых изменяется со временем, невозможность проведения прямых дозиметрических измерений.

6.9. Ускорители

Первые исследования ядер проводились с помощью радиоактивных излучений из естественных элементов. Однако число типов частиц в естественных радиоактивных излучениях весьма ограничено. Их энергия невысока и меняется в ограниченных пределах. Число частиц в пучке, т.е. его интенсивность также в большинстве случаев оказывается достаточно низкой. Поэтому физики стали искать способы, позволяющие увеличивать энергию и интенсивность пучков частиц, используемых в исследованиях.

Такие устройства для исследования свойств ядер получили название *ускорителей*⁵². Они позволяют искусственным образом, используя различные физические законы, увеличивать энергию заряженных частиц. В них ускоряются электроны, протоны, ядра дейтерия (d или H_1^2), а также ядра более тяжелых элементов вплоть до урана.

Высоковольтные ускорители. Первые ускорители были построены в конце 1920-х – начале 1930-х гг.⁵³. Первые схемы ускорителей основывались на использовании законов электростатики – рост энергии частицы достигается путем увеличения энергии в постоянном электрическом поле, которое осуществляет ускорение. В этом случае энергия W заряженной частицы с зарядом q составляет

$$W = qU, \quad (6.9.1)$$

⁵² В медицине в настоящее время используется около 13 000 ускорителей, только в США – около 5200. У нас в стране в лучевой терапии и диагностике, а также ядерной медицине используется около 150 ускорителей.

⁵³ Одним из первых ускорителей был каскадный генератор, разработанный в Швейцарии Грейнахером в 1920 г. Такой же ускоритель был создан английскими физиками Дж. Кокрофтом и Э.Уолтоном из лаборатории Резерфорда в 1929 г. В 1932 г они осуществили первую ядерную реакцию на созданном ими ускорителе: искусственно ускоренными частицами – протонами с энергией 700 КэВ – было расщеплено ядро лития на две альфа-частицы. Эту дату можно считать началом истории ускорителей.

где U – разность потенциалов между высоковольтными электродами ускорителя:

$$U = Ed, \quad (6.9.2)$$

E – величина постоянного электрического поля, d – расстояние между электродами.

На пальцах: ускорение под действием постоянного электрического поля происходит как в конденсаторе, когда электрон летит от одной пластины конденсатора к другой.

На этих законах физики работают ускорители, получившие название высоковольтных. К ним относятся высоковольтные трансформаторы, каскадные ускорители, электростатический генератор Ван-де-Граафа. Отличаются они способом получения высокого напряжения и тем, какое напряжение используется между электродами – постоянное или переменное. Общая схема таких ускорителей представлена на рис. 6.9.1.

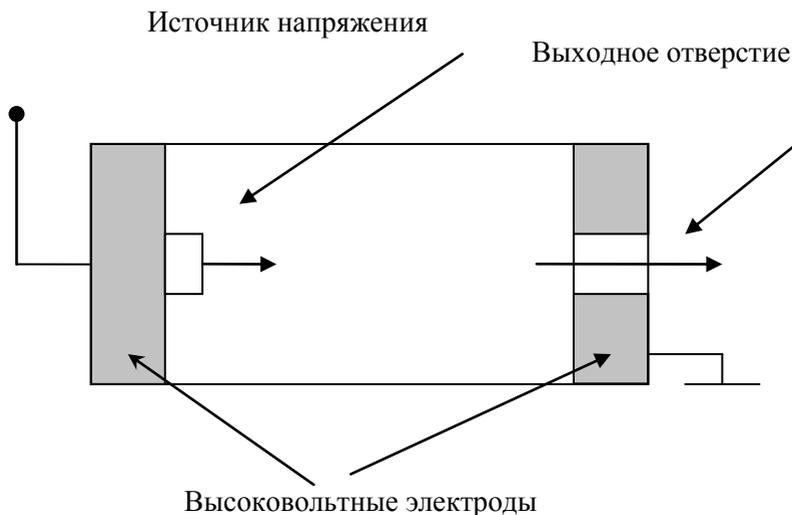


Рис. 6.9.1. Общая схема высоковольтного ускорителя

Однако процесс увеличения напряжения имеет пределы – между электродами возникает пробой. При очень высоких электрических полях диэлектрик становится проводником

электричества. Поэтому высоковольтные ускорители имеют энергию не более нескольких мегаэлектронвольт (МэВ)⁵⁴.

Высоковольтные ускорители в медицине широко использовались в лучевой терапии в значительной части XX столетия. Они и в настоящее время используются в ядерной медицине для получения радиоактивных изотопов, которые применяются в диагностике во многих областях медицины, например в онкологии, кардиологии. Большое количество таких ускорителей работает в различных отраслях промышленности.

Резонансные ускорители. Следующий виток развития ускорительной техники связан с созданием резонансных ускорителей⁵⁵. Смысл их заключался в том, чтобы частицы периодически подталкивать электрическим полем как мы подталкиваем качели, чтобы они не остановились. К таким ускорителям относятся кольцевые ускорители *циклотроны*, а также *линейные резонансные ускорители*.

Циклотрон – представляет вариант резонансного ускорителя, который можно представить в виде консервной банки, сделанной не из металла. Она разрезается пополам и помещается в магнитное поле, направленное перпендикулярно плоскости поверхности банки или плоскости орбиты частицы (рис. 6.9.2). Заряженная частица (протон или ядра более тяжелых атомов) ускоряется в промежутках между двумя половинами «банки», которые называют дуантами. Поскольку на каждом обороте она дважды проходит через этот ускоряющий промежуток с разностью потенциалов между ними U , то прирост энергии частицы W за один оборот составляет

$$W = 2qU. \quad (6.9.3)$$

Ее траектория имеет форму раскручивающейся спирали.

⁵⁴ 1 МэВ = 1000 КэВ = 10^6 эВ = 10^{-3} ГэВ = 10^{-6} ТэВ.

⁵⁵ Первые идеи об использовании резонансного подхода к ускорению частиц были высказаны шведским физиком Изингом в 1924г. Резонансный принцип ускорения был также предложен Видероз для линейных ускорителей, а в 1928 г. им был построен первый линейный ускоритель. С целью уменьшения размеров ускорителя в 1929 г. Лоуренс предложил модель кольцевого резонансного ускорителя – циклотрона.

На циклотронах протоны и другие тяжелые частицы чаще ускоряют до энергии от единиц до нескольких десятков МэВ, реже – до сотен МэВ. Проблема повышения энергии и интенсивности ускоренных частиц была решена с созданием модификаций циклотрона – изохронных циклотронов и фазотронов⁵⁶.

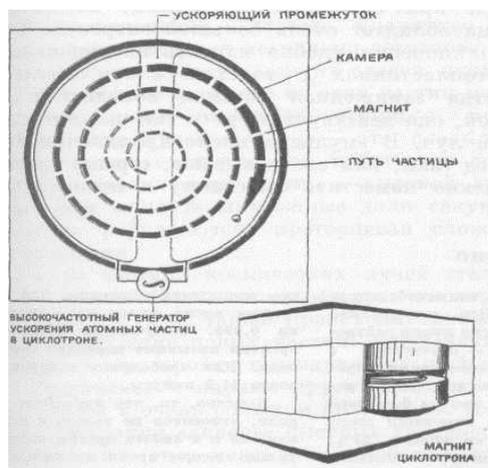


Рис. 6.9.2. Схема и общий вид циклотрона

Линейные резонансные ускорители⁵⁷ – наиболее распространенный тип линейных ускорителей, особенно до энергии 10–25 МэВ. Они отличаются от высоковольтных ускорителей тем, что конечная энергия частицы много больше приложенного напряжения, умноженного на заряд (по формуле (6.9.1)) и число ускоряющих секций. В линейных резонансных ускорителях частица многократно проходит ускоряющие промежутки. Однако все эти промежутки располагаются

⁵⁶ Фазотроны первыми из ускорителей стали применяться в лучевой терапии тяжелыми заряженными частицами (протонами или ионами). В настоящее время для лучевой терапии разрабатываются проекты протонной лучевой терапии на базе изохронных циклотронов.

⁵⁷ Все типы высоковольтных ускорителей также являются линейными, поскольку траектория движения частиц в них близка к прямой линии.

последовательно на разных участках ускорителя (рис. 6.9.3). Как видно из рисунка, заряженные частицы ускоряются (подталкиваются электрическим полем) в промежутках между трубками, которые называют *трубками дрейфа*. Электрическое поле, используемое в резонансных ускорителях, в отличие от высоковольтных ускорителей всегда переменное. Поэтому в то время, когда электрическое поле направлено в сторону, противоположную направлению движения частицы, они «прячутся» внутрь трубок дрейфа, которые экранируют частицы от действия электрического поля. Чем быстрее движутся частицы, тем длиннее эти трубки. Сколько в ускорителе ускоряющих промежутков, столько раз увеличивается энергия заряженной частицы.

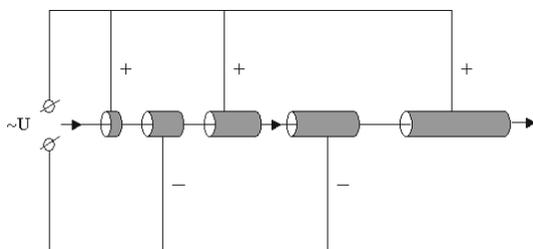


Рис. 6.9.3. Схема линейного ускорителя

Ускорители широко используются в промышленности, сельском хозяйстве, экологии и медицине. Всего в мире работают около 40 000 ускорителей⁵⁸. Из них в научных исследованиях применяется 1200, что составляет $\sim 3.5\%$. Ежегодно в мире строится около тысячи новых ускорителей.

В медицине работает примерно 13000 ускорителей – примерно треть всех действующих в мире ускорителей. Из них примерно 1000 циклотронов⁵⁹ и 12 000 линейных уско-

⁵⁸ Из них в промышленности работает более 62% ускорителей. Вообще-то рентгеновские трубки, которых в мире миллионы, также представляет собой низкоэнергетический ускоритель. К ускорителям относятся и электронные микроскопы различных типов.

⁵⁹ В середине 1940-х гг. возникла идея использования в лучевой терапии тяжелых заряженных частиц. При их торможении в веществе возникает пик, получивший название пика Брэгга. В 1946 г.

рителей⁶⁰. Они работают как в диагностике, так и в лучевой терапии онкологических заболеваний. На рис. 6.9.4 приводится общий вид медицинского ускорителя электронов. В табл. 6.9.1 представлено распределение медицинских ускорителей электронов, действующих в ведущих странах мира.

Следующие разделы тоже будут посвящены ускорителям. Но в силу специфики мы выделим их отдельно. Это ускорители электронов, лежащие в основе самых современных высокотехнологичных установок кибер-нож, томотерапия и интраоперационная лучевая терапия. К таким же установкам относятся ускорители протонов и ионов, которые, пока остаются редкими, можно сказать экзотическими, установками. Но за ними точно большое будущее в медицине XXI и последующих веков.



Рис. 6.9.4. Общий вид медицинского ускорителя

Р. Вильсон высказал идею о возможности использовании в лучевой терапии пучков протонов. Первые эксперименты по терапии онкологических больных протонами в конце 1950-х – начале 1960-х гг. были проведены в Беркли (США) и Упсала (Швеция). В России эти работы начались уже в 1967 г. в ОИЯИ (Дубна), в 1969 г. в ИТЭФ (Москва), и в 1975 г. в ЛИЯФ (Гатчина). В настоящее время протонная лучевая терапия проводится в 40 центрах мира. В лучевой ПЭТ диагностике действует около 4000 ПЭТ сканеров и около 1000 циклотронов.

⁶⁰ Первый линейный ускоритель электронов для лечения онкологических больных был построен в Лондоне в 1937 г. Полученные на нем тормозные фотоны с энергией 1 МэВ использовались в госпитале Святого Варфоломея. Размеры установки достигали 10 м.

Таблица 6.9.1

Медицинские ускорители в ведущих странах мира в 2012 г.

Страна	Количество ускорителей	Население, млн чел.	Население на один ускоритель, тыс. чел.
США	3 820	313.8	82
Финляндия	45	5.3	118
Швеция	69	9.1	132
Франция	476	65.6	138
Япония	849	127.4	150
Германия	514	81.3	158
Великобритания	314	63.0	201
Чехия	45	10.2	227
Бразилия	286	205.7	719
ЮАР	65	48.8	751
Россия	~125	143.1	1145
Китай	1 017	1 343.2	1321

6.10. Кибер-нож

Одной из наиболее совершенных установок стереотаксической радиохирургии⁶¹ является кибер-нож⁶². Его основа – все тот же ускоритель электронов. При использовании в лучевой терапии кибер-ножа удалось наиболее эффективно передавать дозу пучка фотонов облучаемому паталогическому очагу.

Распределение дозы в облучаемой мишени соответствует требованиям радиохирургии: возможности доставки очень высокой дозы (обычно за одну фракцию); наличию крутого

⁶¹ Стереотаксическая радиохирургия (СРХ) – это метод передачи высокой дозы в лучевой терапии в однократной фракции с использованием множества пучков, направленных в одну точку.

⁶² Система кибер-нож была создана в 1992 г. в Стенфордском университете под руководством Д. Адлера. В 2012 г. в мире действовало около 300 таких установок, из них большая часть в США и Японии. В России их четыре и несколько устанавливается.

спада (градиента) дозы, необходимого для обеспечения минимального воздействия на окружающие ткани; высокая точность попадания пучка в заданную область мишени; использование компьютеризированных систем дозиметрического планирования; наличие сверхточной системы доставки дозы.

Кибер-нож содержит два основных элемента: легкий линейный ускоритель, мобильная контролируемая компьютером роботизированная рука, имеющая шесть степеней свободы. Это позволяет обеспечить доставку пучка фотонов к сотне локаций в теле пациента, причем с 12 направлений к каждой локации. Энергия используемого в кибер-ноже линейного ускорителя составляет 4–6 МэВ. Его масса около 120 кг. Тормозное излучение генерируется на вольфрамово-медной мишени. Точность попадания пучка в мишень достигает 0.5 мм. Мощность дозы составляет 4 Гр/мин. Пример такой системы представлен на рис. 6.10.1.

При использовании кибер-ножа юстировка пациента осуществляется с помощью двух ортогональных рентгеновских трубок с энергией 2 КВ и расположенных за ним флюоресцентных экранов. Точность расположения пациента составляет 0.95 мм. Для создания узких пучков фотонов используются цилиндрические коллиматоры от 5 до 60 мм в диаметре.

Таким образом, кибер-нож, позволяет в одном сеансе облучать опухоль и множество метастаз.

Процесс стереотаксической радиотерапии осуществляется двумя шагами: планирование лечения и система доставки. Сначала получают диагностическую информацию с помощью магнито-резонансной томографии, компьютерной томографии и ангиографии. На следующем шаге выполняется позиционирование пациента на лечебном устройстве. Затем создается план лечения, т.е. медицинскими физиками выбирается число и направления облучения, энергия пучка тормозных фотонов, а также форма и размер пучков. После определения положения опухоли и метастазов, разработки плана лечения каждый из объектов с высокой точностью облучается с многих направлений в одном сеансе. Это оказывает

ся возможным благодаря размещению легкого ускорителя на манипуляторе-руке робота.

Кибер-нож позволяет излечивать большое количество локализаций в теле человека. Эффект от использования данной установки оказался настолько ощутим, что за последнее десятилетие число используемых в лучевой терапии установок класса кибер-нож выросло почти на порядок.

Производитель Gamma Knife Фирма «Elekta»⁶³ выпустила первую трехмерную систему, для лучевой терапии основанную на изображениях с КТ томографа. В этой системе устройства доставки дозы и получения изображений интегрированы в единую систему. Система портальных снимков позволяет непрерывно отслеживать и изменять положение пациента в процессе лечения.



Рис. 6.10.1. Система кибер-нож включает в себя: 1 – камеру Synchrony, 2 – линейный ускоритель, 3 – манипулятор, 4 – роботизированную систему подводки пучка, 5 – детекторы изображения, 6, 7 – рентгеновскую систему нацеливания

В настоящее время в медицинских центрах мира функционируют около 300 гамма-ножей и примерно столько же кибер-ножей (табл. 6.10.1). Больше половины установок приходится на США и Японию. За последние 3–4 года медицинскими центрами России были приобретены пять установок

⁶³ Производитель Gamma Knife.

для радиохирургии (всего их стало 7), что позволило нашей стране по общему количеству таких установок переместиться с 30–40-х мест на 10-е. Лечение на стереотаксических комплексах в мире получили более 23 тыс. пациентов, значительная часть которых считались безнадежными. Курс лечения составлял порядка одного часа. После одного или нескольких сеансов состояние больных, улучшалось, а через некоторое время многие больные возвращались к нормальной жизни.

В стереотаксической хирургии применяются и медицинские линейные ускорители. Приведем пример использования ускорителей Senergy и Trilogy, представленные на рис. 6.10.2.

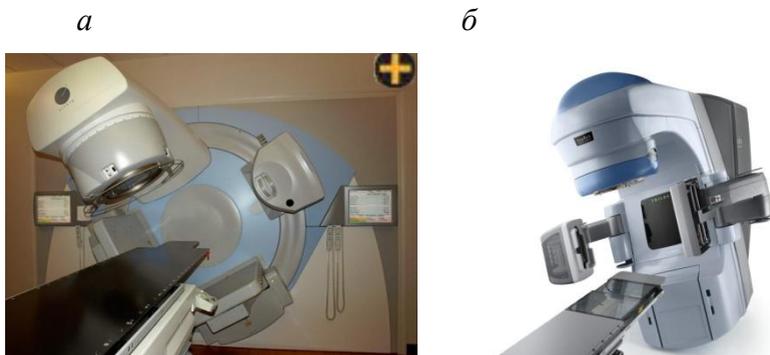


Рис. 6.10.2. Внешний вид ускорителей Senergy (а) и Trilogy (б)

Фирма «Elekta» выпустила трехмерную систему лучевого планирования, основанную на изображениях с КТ томографа. В этой системе ускоритель Senergy и КТ томограф представляют собой единую систему. В этом случае в процессе облучения непрерывно отслеживается и изменяется положение пациента. Система Trilogy разработанная фирмой «Varian», позволяет использовать фракционированную по дозе и модулированную по интенсивности конформную стереотаксическую лучевую терапию. Ускоритель Trilogy позволяет использовать до шести наборов энергий электронов от 4 до 22 МэВ и две энергии фотонов 2 или 20 (25) МэВ.

Кроме упомянутых систем стереотаксической радиохирургии действует система Brain Lab Novalis, совместная раз-

работка «Varian» и «Brain Lab», оснащенная многолепестковым коллиматором для достижения конформной модулированной по интенсивности лучевой терапии. Энергия фотонов 6 МэВ, размеры поля до 10 см². Распределение установок стереотаксической хирургии гамма-нож и кибер-нож в ведущих странах мира на 2012 год представлено в табл. 6.10.1.

Таблица 6.10.1

Распределение гамма- и кибер-ножей в мире

Страна или регион	Гамма-нож	Кибер-нож
США	110	151
Япония	48	26
Китай	16	10
Россия	2	4
Европа (исключая Россию)	33	39
Азия (исключая Китай и Японию)	40	30
Северная Америка (исключая США)	7	5
Южная Америка	6	3
Африка	3	–
Всего	265	268

6.11. Томотерапия

Последние несколько годы физики и медики разрабатывают установки, позволяющие совмещать два или три метода томографии или методы лучевой терапии одновременно с методами диагностики. Одной из наиболее стремительно развивающихся технологий является томотерапия⁶⁴. Суть установки заключается в том, что вместо источника рентгеновского излучения, применяемого в компьютерном томографе, используется небольшой ускоритель электронов. Он в одном аппарате объединяет в себе возможности диагностики компьютерного томографа и радиохирургического уничтожения онкологических очагов пучками тормозных фотонов из ускорителя электронов.

⁶⁴ Этот метод был изобретен в США в 1990 г., а впервые на практике спиральная томотерапия начала применяться с 2002 г.

Для получения объемной картины ускоритель движется по спирали вокруг пациента. Методика томотерапии основана на послыном облучении из ускорителя веерным пучком тормозного излучения, который проходя сквозь тело пациента, регистрируется детекторами как в компьютерном томографе. Новизна метода заключается в формировании уникального узкого (веерного) пучка ионизирующего облучения, позволяющего равномерно облучать опухоли большой протяженности, без риска переоблучения отдельных участков. На ускоритель устанавливается многолепестковый коллиматор (MLC). Благодаря этому устройству (коллиматору), состоящему из тонких пластинок, по заданной программе они открываются и закрываются в автоматическом режиме. Компьютерная программа выбирает оптимальные углы (из 360°) облучения на заданном срезе. Доходя до здоровой ткани, лепестки коллиматора закрываются, и ионизирующее облучение прекращается. Затем ускоритель перемещается по кругу в другое положение и лечение начинается под другим углом. Опухоль облучается равномерно, а участки, где доза выше или ниже заданной по программе лучевой планирования, практически исключены. При облучении используется *метод регулируемой интенсивности излучения (IMRT)*⁶⁵.

В таком режиме пучок фотонов подводит к объекту значительную дозу, осуществляя терапевтическую функцию. В этом случае в процессе облучения по томограмме можно корректировать процесс лучевой терапии в динамике. Установка, действующая на описанном принципе, представлена на рис. 6.11.1.

До начала процесса лечения в систему планирования до проведения лечения вводятся данные предлучевой подготовки, включающей в себя МРТ, КТ или ПЭТ-КТ сканирование. Врачи-радиологи, составляя индивидуальный план лечения пациента, обводят опухоль («оконтуривают») и окружающие здоровые ткани. Медицинские физики на основе этого плана создают один или несколько расчетов дозы (дозиметриче-

⁶⁵ В этом методе программа планирования формирует изменение интенсивности пучка фотонов в процессе облучения.

ский план лечения). После обсуждения выбирается оптимальный план.

В начале каждого сеанса лечения осуществляется быстрое КТ сканирование. В этом случае повышается точность облучения, а лечение каждого пациента занимает меньше времени. Встроенное устройство визуализации определяет и проверяет локализацию опухолевой ткани, которую затем подвергают высокоточному облучению по программе лучевого планирования. При этом воздействие на чувствительные здоровые ткани остается незначительным. Таким образом, при томотерапии облучение происходит под контролем компьютерной томографии. Это позволяет сделать более четкими края облучаемой области, и сохранить больше здоровых тканей, окружающих опухоль.

Система «Томотерапия»⁶⁶, в отличие от кибер-ножа, относится к установкам радиотерапии, а не радиохирургии. Однако на ней, как и установках стереотаксической радиохирургии, в одном сеансе могут быть подавлены множественные патологические очаги.

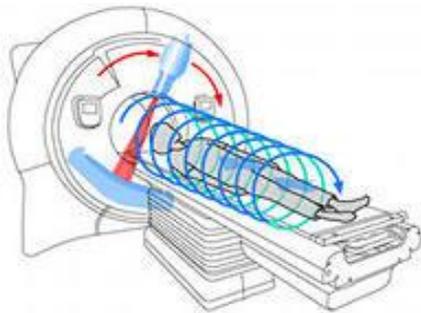


Рис. 6.11.1. Методика томотерапии

С помощью «Томотерапии» за одну процедуру можно облучать участки до 150 см в длину (например, при облучении всего костного мозга или множественных метастазов).

⁶⁶ Система «Томотерапия» производится американской компанией «Ассугау», которая производит знаменитый кибер-нож. В 2011 г. она приобрела другую американскую компанию «ТомоТерагу», известную своей одноименной установкой для радиотерапии.

Обычный радиотерапевтический аппарат способен обработать лишь часть большой опухоли, поэтому облучение происходит зонами с возможным наложением границ. В процессе наложения полей облучения в окружающих тканях могут появиться так называемые «горячие зоны», доза облучения в которых может существенно превышать допустимую, что вызывает повреждение здоровых тканей. «Томотерапия» способна равномерно облучать всю опухоль независимо от ее размеров без участков наложения полей, т.е. существенно снижается вероятность переоблучения окружающих тканей.

Для сравнения облучения опухоли на обычном радиотерапевтическом ускорителе и на системе «Томотерапия» приведем пример. Когда мы используем «Томотерапию» курс длится 33 дня или 6.5 недель. Это быстрее, чем обычных ускорителях: 45 сеансов за 9 недель. Таким образом, поскольку «Томотерапия» обладает высокой точностью, можно увеличить дозу одного сеанса и закончить курс быстрее. В «Томотерапии» пациент получает дозу $225 \text{ сГр/день} \cdot 33 \text{ дня} = 7425 \text{ сГр}$, что для обычного радиотерапевтического ускорителя соответствует $180 \text{ сГр/день} \cdot 45 \text{ дней} = 8100 \text{ сГр}$.

На рис. 6.11.2 представлен внешний вид установки томотерапии HI-ART производства американской компании «TomoTherapy», Inc, г. Мэдисон.



Рис. 6.11.2. Внешний вид установки томотерапии HI-ART

В нашей стране такая система установлена в Воронежском Межрегиональном медицинском центре ранней диагностики и лечения онкологических заболеваний, первая запущенная в эксплуатацию в России. Вторая система устанавливается в московском Центре детской гематологии им. Дмитрия Рогачева.

6.12. Интраоперационная лучевая терапия

Это направление применения ускорителей электронов в медицине возникло в конце 1970-х гг. В США интраоперационную лучевую терапию начали проводить с 1976 г. Интраоперационная лучевая терапия (ИОЛТ) – это особая технология лучевого лечения, позволяющая онкологическим больным однократно подвести высокую дозу пучков фотонов или электронов. Она основана на облучении ложа глубоких злокачественных опухолей непосредственно после их удаления во время хирургической операции. Главная привлекательность этого метода состоит в том, что ионизирующее излучение может быть направлено непосредственно на патологический очаг, в то время как смежные, нормальные ткани, можно уберечь от облучения. Таким образом, облучению подвергаются микроскопические фрагменты опухоли, которые возможно остались в ее ложе.

Доступ к опухоли обеспечивается хирургическим путем, и облучается либо сама опухоль, либо ложе после ее удаления. В операционную рану пациента в стерильных условиях вставляют специальный пластиковый или металлический тубус, который соединяется другим концом с облучающей головкой. Тубус не только формирует поле облучения, но и экранирует от первичного излучения ткани и органы, находящиеся вне его. Для интраоперационной лучевой терапии используются малогабаритные линейные ускорители электронов с энергией несколько МэВ. Пример такой установки приведен на рис. 6.12.1.

Преимуществами данного метода являются возможность непосредственной визуализации облучаемого объема, отсутствие необходимости процедур трехмерного дозиметрического планирования, отсутствие паузы между окончанием

операции и началом курса лучевой терапии (реабилитационный период), в течение которой возможен дальнейший рост опухолевых клеток, косметические преимущества (отсутствие лучевых реакций на коже и сопутствующих кожных заболеваний).

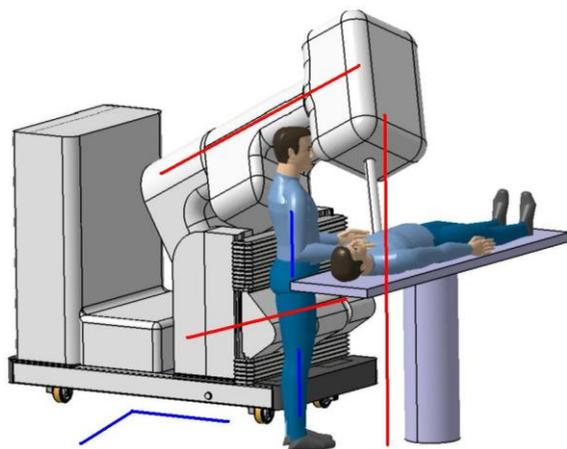


Рис. 6.12.1. Ускоритель для интраоперационной лучевой терапии

Традиционно ИОЛТ осуществляется электронными пучками на стационарных ускорителях, предназначенных для дистанционной лучевой терапии. С этим, однако, связаны существенные ограничения. Во-первых, необходимость транспортировки стерильного пациента из операционной; во-вторых, ограниченные направления подведения излучения. Вместе с этим, эффективность метода ИОЛТ была клинически доказана при лечении злокачественных новообразований молочной железы, мягких тканей, легких, пищевода и желудка, поджелудочной железы, гинекологических раков, колоректальных раков и других.

Эффективность метода ИОЛТ обусловлена, в том числе, возможностью применения электронных пучков с энергией 4–12 МэВ, позволяющих равномерно облучать мишени с глубиной до 4.5 см. При этом по сравнению с фотонными пучками по достижении 80% изодозы наблюдается резкий спад дозы с последующей глубиной. Поэтому находящиеся

под зоной облучения здоровые ткани практически не затрагиваются. Наиболее привлекательной ИОЛТ является для тех локализаций, для которых проведение традиционной дистанционной лучевой терапии невозможно. Например, при локализациях (рак желудка и поджелудочной железы) и саркомах мягких тканей.

За последние 6–8 лет недостатки традиционных ускорителей при проведении ИОЛТ были устранены с появлением компактных мобильных электронных ускорителей, располагающихся непосредственно в операционных. Сегодня данные установки производятся фирмами «Intraop Medical Systems» (США) и «Sordina IORT Technologies SpA» (Италия). С их появлением частота использования ИОЛТ в мировой клинической практике существенно выросла. Ряд зарубежных исследований позволяют говорить о повышении качества ИОЛТ. Сегодня в мире функционирует около 100 мобильных электронных ускорителей для ИОЛТ, из которых 60% произведены в США. В РФ функционируют только два ускорителя. Общая мировая потребность с учетом развивающихся стран может достигать 1500 установок. Потребности медицинских учреждений России в таких установках составляет примерно 120–150 единиц.

Использование таких установок в каждом онкологическом диспансере нашей страны позволило бы повысить эффективность комбинированного лечения целого ряда злокачественных новообразований.

В НИИЯФ МГУ разработана установка для интраоперационной лучевой терапии на базе компактного разрезного микротрона. Ускоритель электронов состоит из основного мобильного блока, размещаемого в операционной, и передвижной консоли оператора, соединенной с ним кабелем. Во время процедуры облучения консоль управления располагается за пределами операционной. Вес мобильного блока не более 800 кг, консоли оператора – не более 65 кг. Мобильный блок располагается на специальной транспортной тележке, оснащенной соответствующими поворотным и тормозным механизмами, позволяющими легкое и безопасное транспортирование изделия от места хранения до операци-

онной, между разными операционными, и обратно. Он также может находиться в операционной постоянно.

В радиационной головке располагается ускорительная система, вакуумный насос, СВЧ генератор, проходные ионизационные камеры для контроля параметров пучка во время облучения, а также бороскопическая видеокамера, дающая изображение облучаемой области.

Основные характеристики установки: энергия пучка электронов составляет 6, 8, 10 и 12 МэВ. Ток пучка изменяется в пределах от 10 нА до 10 мА, а СВЧ мощность составляет 800 кВт. При этом в терапевтическом режиме мощность дозы не должна превышать 10–15 Гр/мин для возможности проведения адекватной клинической дозиметрии в соответствии с международными протоколами (с использованием ионизационных камер и водозквивалентных фантомов). Вес основного элемента установки – разрезного микротрона около 52 кг, его размер $46 \times 26 \times 11$ (рис. 6.12.2).

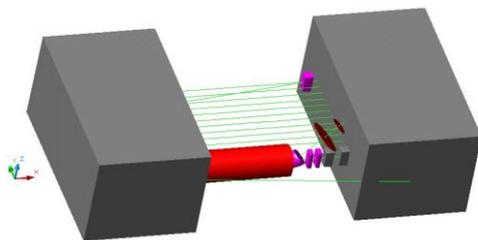


Рис. 6.12.2. Разрезной микротрон для интраоперационной лучевой терапии

6.13. Лучевая терапия протонами и ионами

В середине 1940-х годов возникла идея использования в лучевой терапии ускорителей тяжелых заряженных частиц. При их торможении в веществе возникает пик, получивший название пика Брэгга [2]. В 1946 г. физик Р. Вильсон высказал идею о возможности использовании пучка протонов в лучевой терапии, а в 1954 г. эта идея была осуществлена на ускорителе в Беркли. Первые эксперименты по терапии онкологических больных протонами в конце 1950-х – начале 1960-х гг. были проведены в Беркли (США) и Упсала (Шве-

ция). В России эти работы начались уже в 1965 г. в ИТЭФ (Москва), в 1967 г. в ОИЯИ (Дубна) и в 1975 г. в ЛИЯФ (Гатчина). Первый специализированный госпитальный центр протонной лучевой терапии был запущен в 1990 г. в Лома-Линде (США).

В настоящее время в мире действует 39 центров протонной и ионной лучевой терапии, в которых прошло лечение более 80 000 человек. Кроме того почти столько же находится в состоянии проектирования и строительства. Количество таких центров в разных странах представлено в табл. 6.13.1. В том числе в России действует три центра в ИТЭФ, ОИЯИ (Дубна), ЦНИРРИ (Гатчина) на базе ускорителей, действующих в научных центрах, а также строятся два центра: протонной терапии в Димитровграде и углеродной терапии в Протвино (Московская область).

Таблица 6.13.1

Действующие центры протонной и ионной лучевой терапии

Страна	Частицы	Кол-во центров	Кол-во пациентов
США	p	10	33 068
Япония	p	6	8787
	^{12}C	3	8111
Германия	p	3	2848
	^{12}C	1	568
Россия	p	3	7500
Италия	p	1	290
	^{12}C	1	5
Китай	p	1	1078
	^{12}C	1	159
Франция	p	2	10 051
Англия	p	1	2151
Канада	p	1	161
Корея	p	1	810
Польша	p	1	11
Швейцария	p	1	1107
Швеция	p	1	1185
Южная Африка	p	1	521

На практике реализовано лечение пучками протонов и ионов углерода. В течение нескольких десятилетий для этих целей применяли также и пучки пи-мезонов. Однако их использование оказалось более дорогим по сравнению с пучками протонов и ионов.

Комплексы протонной терапии в отличие от традиционных на пучках фотонов и электронов занимают тысячи квадратных метров и представляют собой очень сложные сооружения. Для терапии используются циклотроны с энергией 70–250 МэВ (в старых комплексах часто использовались фазотроны и синхротроны). Диаметр ускорителя в таком комплексе около 10 м. Аналогичные комплексы на пучках ионов углерода имеют еще большие размеры.

На рис. 6.13.1 представлены темпы создания центров протонной и ионной лучевой терапии в мире.

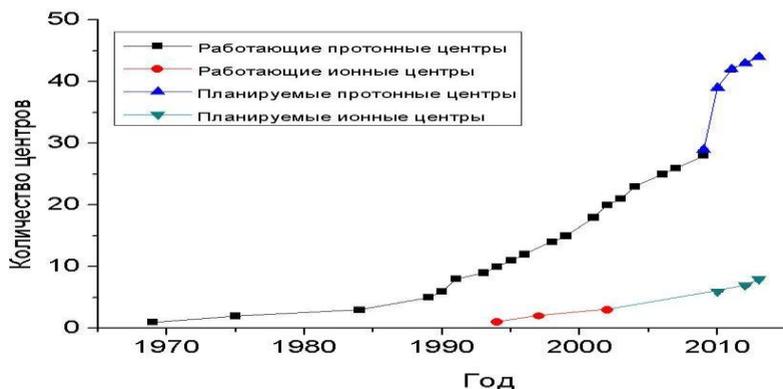


Рис. 6.13.1. Создание центров протонной и ионной лучевой терапии

Лучевая терапия протонами. В лучевой терапии на протонах применяются циклотроны, фазотроны и синхротроны с энергией до 250 МэВ. Типичные энергии протонов в пучках, используемых для лечения, составляют 70–250 МэВ.

Протонная терапия имеет преимущество по сравнению с γ -излучением при лечении опухолей, прилегающих к особо чувствительным к ионизирующему излучению органам (головному и спинному мозгу, сетчатке глаза и т.д.). Как видно

из рис. 6.13.2, максимум в глубинном распределении дозы пучка рентгеновского излучения располагается непосредственно на поверхности тела (рис. 6.13.2, I). С ростом энергии фотонов (рис. 6.13.2, II, III) максимум в распределении дозы смещается в глубину тканей на величину до 5 см, но доза за ним остается весьма значительной. Такая же ситуация имеет место и для пучков электронов (рис. 6.13.2, IV).

Особенность применения пучков тяжелых заряженных частиц – наличие в распределении дозы в зависимости от глубины острого пика, называемого пиком Брэгга. Причина его появления заключается в следующем. Тяжелые заряженные частицы теряют энергию в среде в результате ионизационных потерь, неупругого рассеяния и ядерных реакций. Ионизационные потери энергии пропорциональны квадрату заряда частицы и приблизительно обратно пропорциональны квадрату скорости. Поэтому с увеличением глубины проникновения тяжелых ионов и протонов в вещество энергетические потери на единицу пути (т.е. поглощаемая веществом доза) увеличиваются и дают в конце пробега острый максимум (рис. 6.13.2, V). Наличие в глубинных распределениях дозы максимума в конце пробега протонов позволяет концентрировать большую дозу внутри объема мишени и уменьшать дозу в окружающих ее здоровых тканях.

Для облучения опухоли по всей ее глубине острый пик Брэгга модифицируется в распределение, равномерное в некоторой области (рис. 6.13.2, VI). Варьировать энергию тяжелых заряженных частиц на выходе ускорителя практически невозможно. Поэтому на пути пучка устанавливаются специальные фильтры – обычно гребенчатые, вращающиеся, спиральные. Принцип их действия сводится к преобразованию исходного моноэнергетического пучка в пучок с широким энергетическим спектром. Пучок протонов проходит разный слой вещества фильтра и в результате ионизационных потерь образуется спектр протонов с разными энергиями. Подбором соответствующих параметров фильтра можно добиться ширины и равномерности «плато» с заданной точностью (рис. 6.13.2, VI).

Еще одно преимущество пучков протонов – высокая степень точности попадания в мишень, которая составляет порядка 1 мм.

Одним из важнейших элементов любого комплекса является устройство, получившее название гантри. Оно осуществляет поворот пучка частиц вокруг пациента, лежащего на кушетке. Пример такого устройства приведен на рис. 6.13.3. Видно, что направленный сверху пучок тормозится в теле пациента так, что пик Брэгга располагается в области тела, где находится опухоль.

Протонная терапия имеет преимущество при лечении опухолей, прилегающих к особо чувствительным к ионизирующему излучению органам (головному и спинному мозгу, сетчатке глаза и т.д.)

Терапия легкими ионами. Применение в лучевой терапии легких ионов (дейтронов, α -частиц, ядер углерода) обусловлено преимуществами по сравнению с другими видами ионизирующего излучения, в том числе и протонами. В отличие от пучков протонов ионы в веществе имеют конечный пробег с большим значением дозы в конце пробега. От распределения дозы пучков электронов в веществе распределение дозы легких ионов отличается наличием максимума в конце пробега и малой величиной рассеяния пучка. Легкие ионы, как и протоны, имеют распределение дозы в виде узкого пика Брэгга. По сравнению с пучками протонов у ионов больше соотношение дозы в максимуме глубинного распределения дозы (пике Брэгга) и на входе в среду, а также меньше разброс пучка в поперечном направлении (1–2 мм).

Исследования, проведенные за последнее время в области терапии легкими ионами, показали, что среди ионов от ядер гелия до железа соотношение дозы в пике к дозе на входе в среду является наилучшим для ядер углерода. У ядер ^{12}C незначительной оказывается фрагментация (распад ядер на фрагменты при их взаимодействии с веществом). Фрагменты распада ядер имеют больший, чем первичный ион, пробег, что приводит к появлению дозы за пиком Брэгга. Чем тяжелее ион, тем выше доза от фрагментов на глубине за пиком Брэгга.

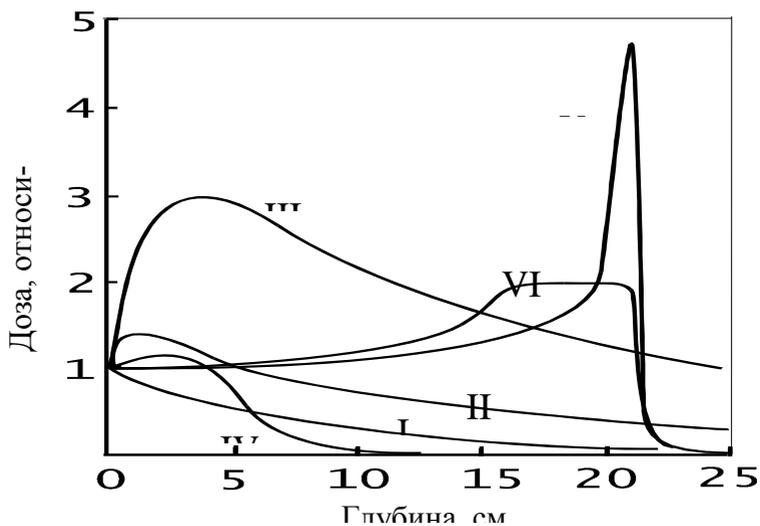


Рис. 6.13.2. Зависимость величины дозы от глубины проникновения в ткань для: I – рентгеновских лучей (200 кэВ), II – излучения ^{60}Co , III – высокоэнергетичных фотонов (22 МэВ), IV – электронов (22 МэВ), V – протонов (200 МэВ), VI – модулированного пика Брэгга

Пучки ускоренных ионов фокусируются электромагнитными линзами до небольшого диаметра, что позволяет локально облучать небольшие опухоли (например, гипофиз). Это свойство необходимо отметить по причине того, что облучаемые области зачастую вплотную примыкают к жизненно важным органам. Использование ионов позволяет уменьшить возможные осложнения в здоровых тканях.

Для лечения опухолей на глубине около 20–30 см. необходимы пучки ионов с энергией 250–1000 МэВ/нуклон. Для разрушения поверхностных опухолей (например, меланом) достаточна энергия 70 МэВ/нуклон.

При прохождении ионов углерода внутри ткани в результате ядерных реакций помимо вторичных частиц образуются радиоактивные изотопы, испускающие позитроны. Они аннигилируют при взаимодействии с электронами, испуская γ -кванты. Это позволяет контролировать распределение дозы в тканях в процессе облучения.

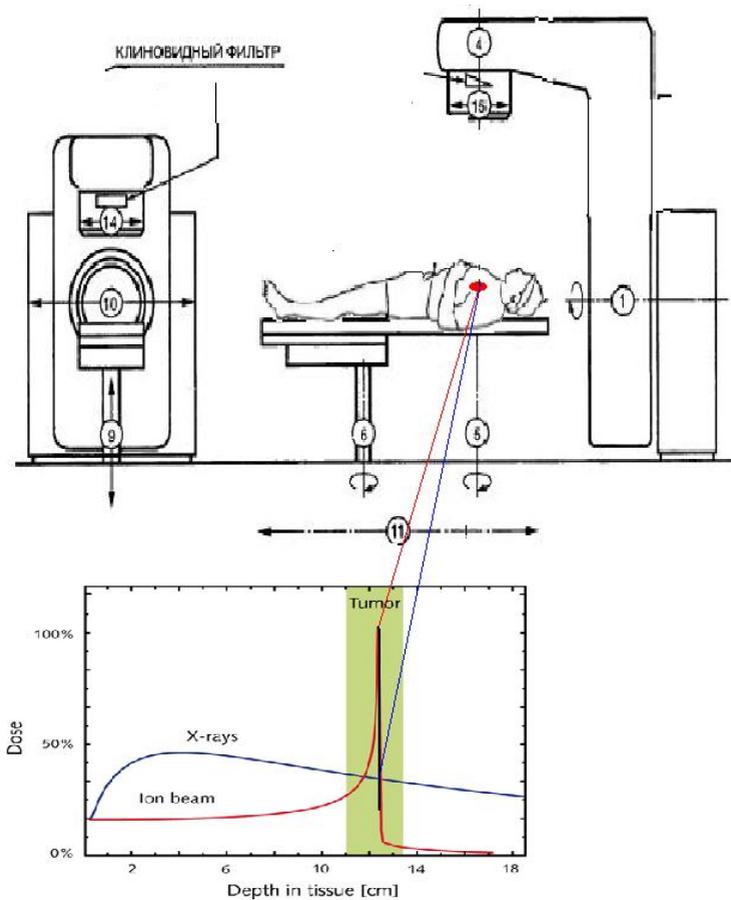


Рис. 6.13.3. Облучение пациента с использованием гантри

Литература

1. *Джанколи Д.* Физика. М.: Мир, 1989.
2. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. М.: Высшая школа, 1996.
3. *Громов С.В.* Физика. М.: Просвещение, 2003.
4. *Прохоров А.М.* Физический энциклопедический словарь. М.: Советская энциклопедия, 1983.
5. *Черняев А.П.* Лекции по физике. Изд-во Моск. ун-та, 2007.
6. *Кудрявцев П.С., Конфедератов И.Я.* История физики и техники. М.: Просвещение, 1965.
7. *Абрамов А.И.* История ядерной физики. М.: КомКнига, 2006.
8. Вопросы физики. М.: Медпресс-информ, 2007.
9. *Антонов В.Ф., Козлова Е.К., Черныш А.М.* Биофизика. М., 2010.
10. *Костылев В.А., Наркевич Б.Я.* Медицинская физика. М.: Медицина, 2008.
11. *Кудряшов Ю.Б.* Радиационная биофизика (ионизирующие излучения). М.: Физматлит, 2004.
12. *Федорова В.Н., Фаустов Е.В.* Медицинская и биологическая физика. Курс лекций с задачами. М.: ГОЭТАР-Медиа, 2009.
13. *Черняев А.П.* Лекции по физике. Курс физики для медиков. М.: ЛЕНАНД, 2011.

Александр Петрович Черняев
**ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ
МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ**

Редактор Р.А. Бунатян

Издательство Московского университета
125009, Москва, ул. Большая Никитская, д. 5