

МЕДИЦИНСКАЯ И БИОЛОГИЧЕСКАЯ ФИЗИКА

Под общей редакцией
член-корреспондента АПН
Украины профессора А.В.Чалого

II том

© Лавриненко Дмитрий, 2010



РАЗДЕЛ 10.
ИОНИЗИРУЮЩЕЕ
ИЗЛУЧЕНИЕ И ЕГО
ДЕЙСТВИЕ НА МЕДИКО-
БИОЛОГИЧЕСКИЕ ОБЪЕКТЫ



РАБОТУ ВЫПОЛНИЛ:

ученик 11-Б класса, IV группы
УМЛ НМУ им. А.А.Богомольца
г. Киева

Лавриненко Дмитрий Александрович

Научный руководитель:
Лялько Вера Ивановна

2010



10.1 РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ

10.1.1 Открытие рентгеновского излучения. Работы И.
Пулюя

10.1.2. Природа рентгеновских лучей.

10.1.3 Тормозное рентгеновское излучение.

10.1.4 Характеристическое рентгеновское излучение.



ИСТОРИЯ ОТКРЫТИЯ РЕНТГЕНОВСКИХ ЛУЧЕЙ, РАБОТЫ ПУЛЮЯ

В конце 1895 г. Вильгельм Конрад Рентген сообщил про открытие им новых лучей, которые были названы X-лучами. Эти лучи были обнаружены во время пропуска электрического тока через разряженный газ в разрядной трубке. Они излучались веществом, которое бомбардировалось потоком быстрых электронов.



Но за 14 лет до первых исследований Рентгена эти Х-лучи открыл украинский физик Иван Пулюй (1845-1919 гг.), уроженец городка Гримайлова Тернопольской области. Пулюй после гимназии поступает на теологический факультет Венского университета. Паралельно посещает лекции по математике, физике, астрономии, которые читались на философском факультете. И так ими увлекся, что после окончания курса теологии отказывается от сана священника и занимается физико-математическими науками. Он в 1884 г. стал профессором Высшей технической школы в Праге, в 1899-1900 гг. - ее ректором, в 1902 г. - первым деканом первого в Европе электротехнического факультета Высшей технической школы. Действительный член научного сообщества имени Т.Г. Шевченка во Львове.



ЗАСЛУГИ ИВАНА ПУЛЮЯ

- Разработка электроосветительных ламп и катодных трубок.
- Исследование лампы “холодного света”.
- Изготовление так называемых “катодных ламп”, которые подталкивали его к открытию X-лучей.
- Открыл ионизирующую способность X-лучей, первым дал объяснение их природы и механизма образования.



ПЕЧАЛЬНЫЙ КОНЕЦ ИСТОРИИ ОТКРЫТИЯ

Изобретение Пулюя дало возможность Рентгену в 1895 г. снова открыть эти лучи и получить за это в 1901 г. первую Нобелевскую премию с физики. В результате всего этого мы и сейчас говорим: “рентгеновские лучи”, а не “лучи Пулюя”.

Рентгеновские лучи очень сильно действовали на фотопластинку, ионизировали газ. Эти лучи также проходили через непрозрачные для видимого света тела, вызывали флуоресцентное свечение люминофоров. Эти свойства X-лучей используют для их выявления.

ПЛАН

ПРИРОДА РЕНТГЕНОВСКИХ ЛУЧЕЙ И МЕТОДЫ ИХ ПОЛУЧЕНИЯ

Ученые с разных стран, начиная с 1896 г., стали быстро распространять сведения о новых лучах и их свойствах. Так, выдающийся российский физик П.Н. Лебедев, известный своим открытием давления света, уже 19 января 1896 г. сделал снимок своей руки и демонстрировал его на лекциях под названием “Про открытие Рентгеном X-лучей”, которые произошли в Санкт-Петербургском университете 29 января и 8 февраля 1896 г.



Тогда еще ученые, даже такие опытные, как П.Н. Лебедев, ничего не знали о биологическом действии радиации. Поэтому нельзя без страха и в то же время с большим уважением к этому рыцарю науки читать такие слова из дневника П.Н. Лебедева: “20 февраля. Готовясь к “рентгеновской” лекции, я для снятия грудной клетки позировал 30 января в клинике Левшина 20 минут, не защищая лицо, а 8 февраля - 60 минут, защищая лицо цинковым листком, за исключением подбородка. В ночь со вчера на сегодня у меня вылезла вся борода. С ужасом жду, что будет дальше. Оказывается, что брови тоже заметно выпадают”. К сожалению, великий ученый-физик П.Н. Лебедев, именем которого назван Институт физики Российской Академии наук в Москве, прожил лишь 48 лет.



Следующие исследования показали, что рентгеновские лучи - это короткие электромагнитные волны с длиной волны в интервале $\Delta\lambda = 8 \cdot 10^{-8} / 10^{-14} \text{ м}$ В шкале электромагнитных волн они находятся между ультрафиолетовыми и гамма-лучами.

Волновая электромагнитная природа рентгеновских лучей была полностью доказана исследованиями по дифракции рентгеновских лучей на кристаллической решетке. Кроме того, с этими лучами были проведены интерференцированные и дифракционные исследования, аналогичные исследованиям с зеркалами Френеля и дифракции на щели.



ИЗЛУЧЕНИЯ. СТРОЕНИЕ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ

Рентгеновские лучи получают в рентгеновских трубках - стеклянных баллонах, с которых выкачан воздух до давления $p = 10^{-6}-10^{-7}$ мм.рт.ст. В баллон впаяны два электрода: катод К и анод А.

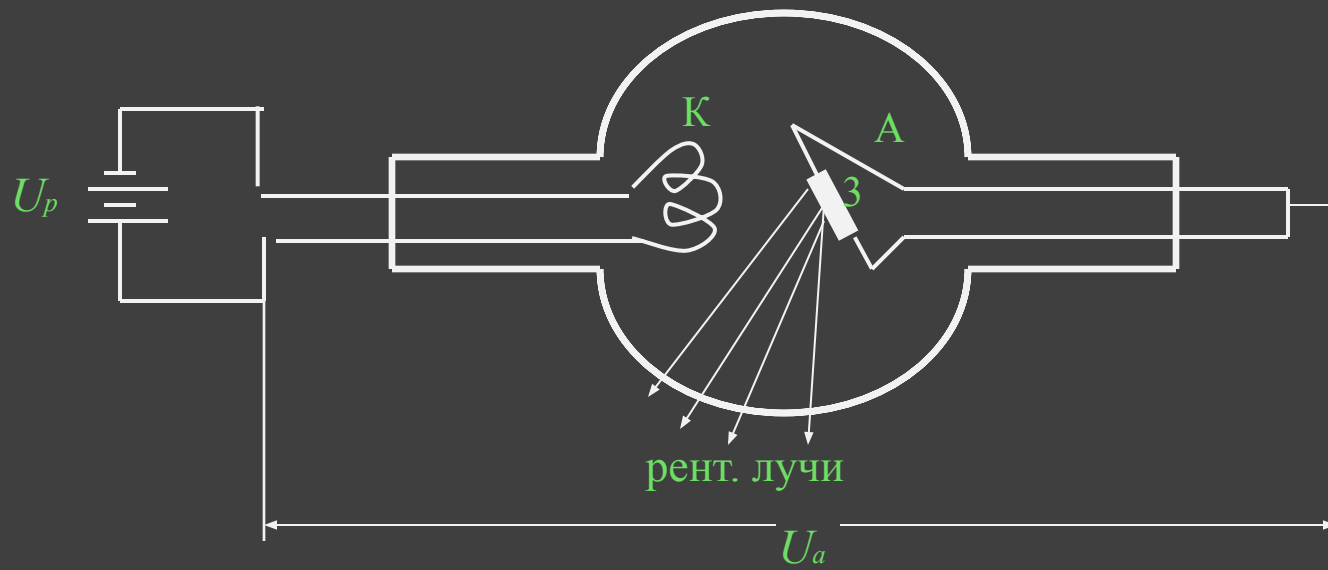
Анод (антикатод) - металлический стержень, на скошенном конце которого прикреплена пластинка З из тугоплавкого металла, которая называется зеркальцем антикатада. Участок зеркальца З, на который падает основная часть электронов (для концентрации электронов катод имеет фокусирующий цилиндр), называется фокусом трубки. От его площади зависит ширина пучка излучения.



Катод является собой спираль из вольфрамового провода, который нагревается электрическим током от источника накаливания U_p и излучает электроны (термоэлектронная эмиссия). Электроны, которые выпускает нагретый катод, ускоряются электрическим полем между катодом и антикатодом A и бомбардируют антикатод. Ускоряющая электроны разница потенциалов U_a равняется нескольким десяткам тысяч (и даже больше) вольт. Быстрые электроны влетают в антикатод, тормозятся в нем и в результате торможения их кинетическая энергия преобразуется в энергию рентгеновского излучения.



СТРОЕНИЕ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ



ЭЛЕКТРОНОВ С АТОМАМИ ВЕЩЕСТВА, НА КОТОРОЕ ОНИ ПАДАЮТ, СВОДИТСЯ К ТАКИМ ПРОЦЕССАМ:

Ускоренные электроны выбивают внешние электроны с атомов вещества антикатода, то есть ионизируют их. Потерю энергии быстрых электронов на ионизацию атомов называют ионизационными потерями. Эта энергия преобразуется в теплоту, за счет которой нагревается тело антикатода. Чтоб антикатод не расплавился, его изготавливают из материала с достаточно высокой теплопроводностью (конечно, из меди), в процессе работы его охлаждают проточной водой либо маслом. С этой целью в теле антикатода делают каналы, по которым циркулирует охлаждающая жидкость.



Быстрые электроны теряют энергию в результате торможения во время движения в веществе. При резком торможении быстрых электронов их кинетическая энергия переходит частично в энергию так называемого тормозного рентгеновского излучения.



Быстрые электроны могут вырывать электроны из внутренних (K, L, M) оболочек атомов вещества антикатода. На освобожденное место переходит электрон с высшей (внешней) оболочки, в результате чего образуется характеристическое излучение.



ТАКИМ ОБРАЗОМ, РЕНТГЕНОВСКИЕ ЛУЧИ, КОТОРЫЕ ВЫПУСКАЕТ АНТИКАТОД, ДАЮТ ДВА СПЕКТРА:

- Сплошной (либо тормозной), который зависит от напряжения на трубке U_a и имеет резкую границу со стороны коротких длин волн.
- Характеристический (линейчатый), который зависит от материала антикатаода.

ТОРМОЗНОЕ РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ

Сплошной спектр получается в результате торможения быстрых электронов в веществе антикатода. Если между катодом и антикатодом приложено напряжение U_a , электроны разгоняются и их энергия равняется eU_a , где e - заряд электрона. Влетая в антикатод, электроны резко тормозятся, то есть двигаются с отрицательным ускорением и становятся источниками рентгеновского электромагнитного излучения.



Условия торможения для разных электронов неодинаковы, и разные доли их кинетической энергии преобразуются в энергию рентгеновских квантов. При полном преобразовании энергии электрона $mv^2/2 = eU_a$ в энергию кванта $h\nu_{\text{макс}}$ получим $eU_a = h\nu_{\text{макс}}$, где h - постоянная Планка, $\nu_{\text{макс}}$ - наибольшая частота рентгеновского тормозного спектра. Учитывая, что $\nu_{\text{макс}} = c / \lambda_{\text{мин}}$ (c - скорость света в вакууме, $\lambda_{\text{мин}}$ - граничная длина волны излучения, которая соответствует $\nu_{\text{макс}}$), получим $eU_a = hc / \lambda_{\text{мин}}$, откуда:

$$\lambda_{\text{мин}} = hc / eU_a \approx 1,24 \left[\frac{\text{нм}}{\text{кВ}} \right] / \left[\frac{\text{кВ}}{\text{кВ}} \right]$$

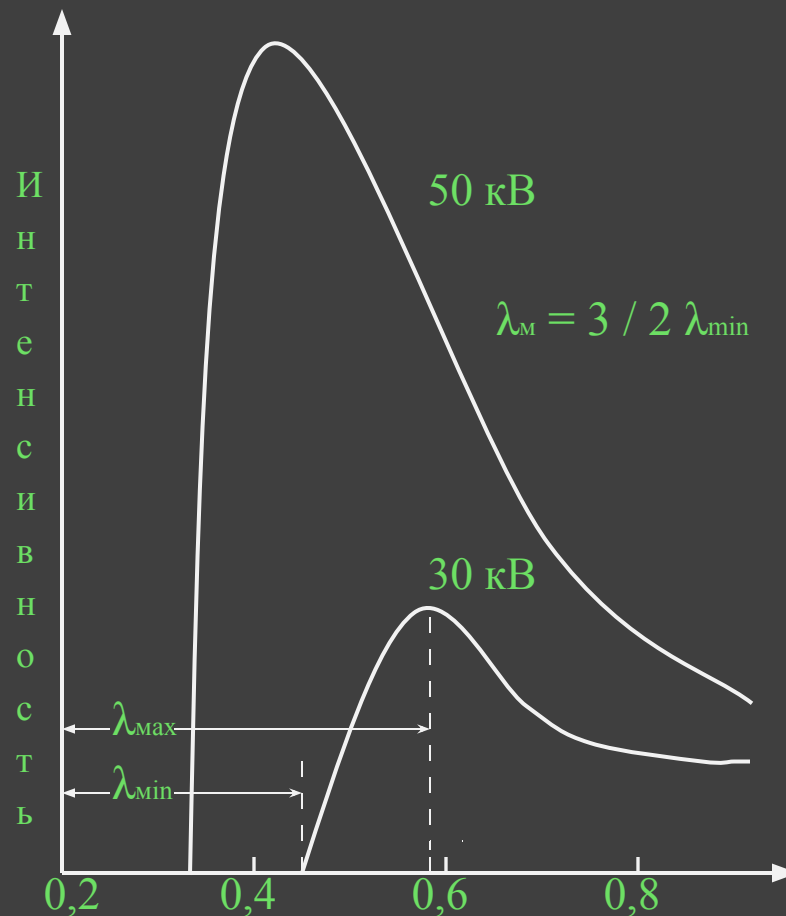
По этой причине в тормозном рентгеновском спектре наблюдаются все длины волн, начиная с $\lambda_{\text{мин}}$. Поэтому его называют сплошным “белым спектром”.

Разделение интенсивности по непрерывному спектру рентгеновских лучей при разных U_a для вольфрамового антикатаода приведено на рис. Длина волны λ_m , на которую приходится максимум в спектре тормозного рентгеновского излучения, удовлетворяет условие:

$$\lambda_m = \frac{3}{2} \lambda_{\text{мин}}$$



РАЗДЕЛЕНИЕ ИНТЕНСИВНОСТИ ПО НЕПРЕРЫВНОМУ СПЕКТРУ



Важной особенностью сплошного рентгеновского спектра является его коротковолновая грань. Из выражения (10.1) вытекает, что при данном напряжении U_a не может быть длины волны, которая меньше, чем λ_{min} . Значение постоянной Планка h , полученное из измерений коротковолновой грани рентгеновского сплошного спектра, является одним из самых точных и достоверных.



Поток Φ рентгеновских лучей, которые выходят из трубки, возрастает пропорционально силе тока I в трубке, квадрату напряжения на трубке U_a и зависит от величины атомного номера Z вещества антикатада, то есть:

$$\Phi = k U_a^2 I$$

$$Вт \cdot 10^9 A / ^2$$

Жесткость рентгеновских лучей, которая возрастает с уменьшением длины волны, характеризует их проникающую способность и зависит только от напряжения U_a , которое подается на трубку. Чем выше напряжение, тем более жесткие рентгеновские лучи, как это видно из формул (10.1) и (10.2). Интенсивность рентгеновского излучения регулируется путем изменения тока накаливания в зависимости от требуемой мощности излучения - от небольших токов в трубке при просвечивании (2-5 мА) до очень больших токов (тысячи миллиампер), которые применяются при некоторых рентгеновских снимках.



РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ, ЕГО ПРИРОДА ЗАКОН МОЗЛИ

Характеристический спектр возникает по причине того, что часть бомбардирующих электронов проникает в атомы антикатода и возбуждает их. Причем электронные переходы происходят в недрах атомов, то есть в оболочках, близких к ядру - К, L, M. Поэтому энергия квантов рентгеновских лучей больше энергии квантов видимого света, так как последние получаются при электронных переходах между внешними оболочками атома, то есть на его периферии.



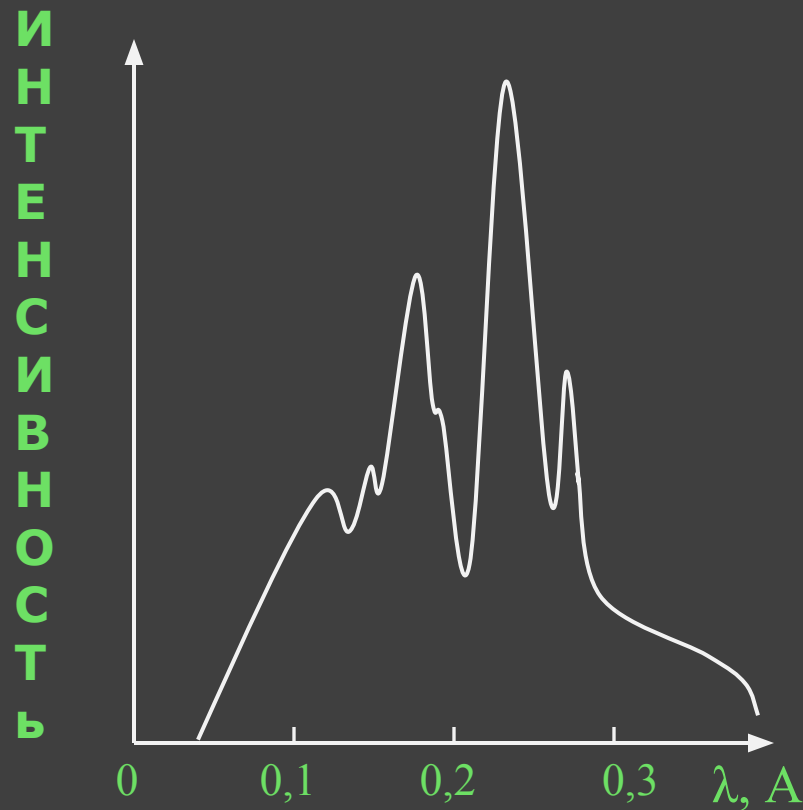
Характеристическое излучение имеет линейчатый спектр. Свое название оно получило по причине того, что этот тип рентгеновского излучения характеризует вещество антикатада, и его вид не зависит от того, находится элемент в свободном, либо химически связанном состоянии. Характеристические линии всегда возникают на фоне непрерывного спектра.



На [рис. 10.3](#) изображен график разделения интенсивности по спектру излучения рентгеновской трубки с вольфрамовым анодом при $U_a = 168$ кВ. Этот график наглядно показывает тот факт, что общий спектр включает в себя как непрерывный спектр, так и характеристические линии K - серии. На участке непрерывного спектра, который размещен слева от наложенных на него спектральных линий, виден “провал”. Эта отсутствующая энергия пошла на возбуждение соседних спектральных линий.



РАЗДЕЛЕНИЕ ИНТЕНСИВНОСТИ ПО СПЕКТРУ ИЗЛУЧЕНИЯ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКИ С ВОЛЬФРАМОВЫМ АНОДОМ (РИС 10.3)



На [рис. 10.4](#) схематически изображено возникновение разных серий характеристических рентгеновских лучей. В атомах с большим атомным номером внутренние электронные оболочки К, L, М полностью заполнены электронами. При изъятии электрона с одной из внутренних оболочек на свободное место переходит электрон с более отдаленной от ядра оболочки и излучается рентгеновский квант. Переходы, которые кончаются на К - оболочке, дают К - серию характеристического спектра, которая состоит из трех линий:

K_{α} - соответствует переходу с L - оболочки на К - оболочку;

K_{β} - соответствует переходу с М - оболочки на К - оболочку;

K_{γ} - соответствует переходу с N - оболочки на К - оболочку.



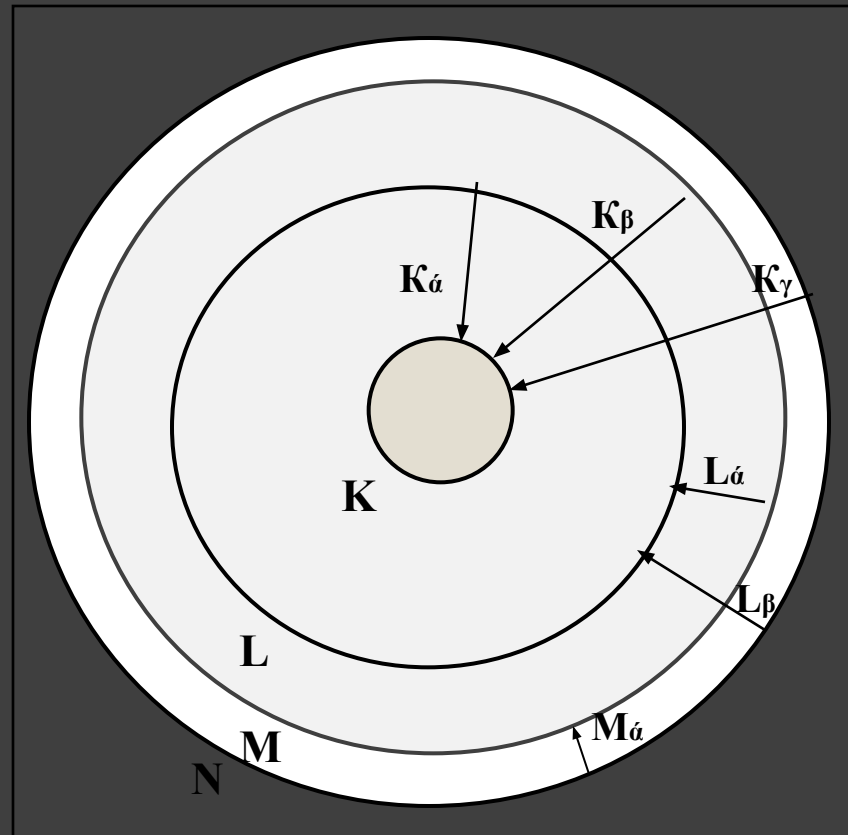
Переходы, которые кончаются на L - оболочке и M - оболочке, дают соответственно L - серию и M - серию характеристического рентгеновского спектра.

Характеристический спектр состоит из 8-10 линий, которые образуют K, L, M - серии. Для тяжелых элементов в каждую серию входят три линии α, β, γ .

Наиболее интенсивная в характеристическом спектре K_{α} - линия, так как вероятность переходов на K - оболочку с L- оболочки больше, чем с M, N и других более отдаленных оболочек.



ВОЗНИКНОВЕНИЕ РАЗНЫХ СЕРИЙ ХАРАКТЕРИСТИЧЕСКИХ РЕНТГЕНОВСКИХ ЛУЧЕЙ (РИС 10.4)



Для каждого атома существует грань возбуждения К - серии. Например, для ртути ($Z = 80$) она составляет около 82 кеВ. Это связано с тем, что для вырывания электрона из самой ближней к ядру К - оболочки, на которой электроны сильнее всего притягиваются к ядру, необходима существенная энергия, которая идет на выполнение работы с вырывания электрона. Поэтому линии характеристического спектра появляются только при напряжении на рентгеновской трубке, которое больше определенного значения для каждого материала анода.



ЗАКОН МОЗЛИ

В 1913 г. английский физик Мозли, исследуя зависимость длины волны характеристических лучей от атомного номера Z разных элементов, установил отношения, которые называются законом Мозли:

$$\nu = R(Z - \sigma)^2 (1/1^2 - 1/2^2)$$

**Для К-
линии**

$$\nu = R(Z - \sigma)^2 (1/2^2 - 1/3^2)$$

**Для L-
серии**

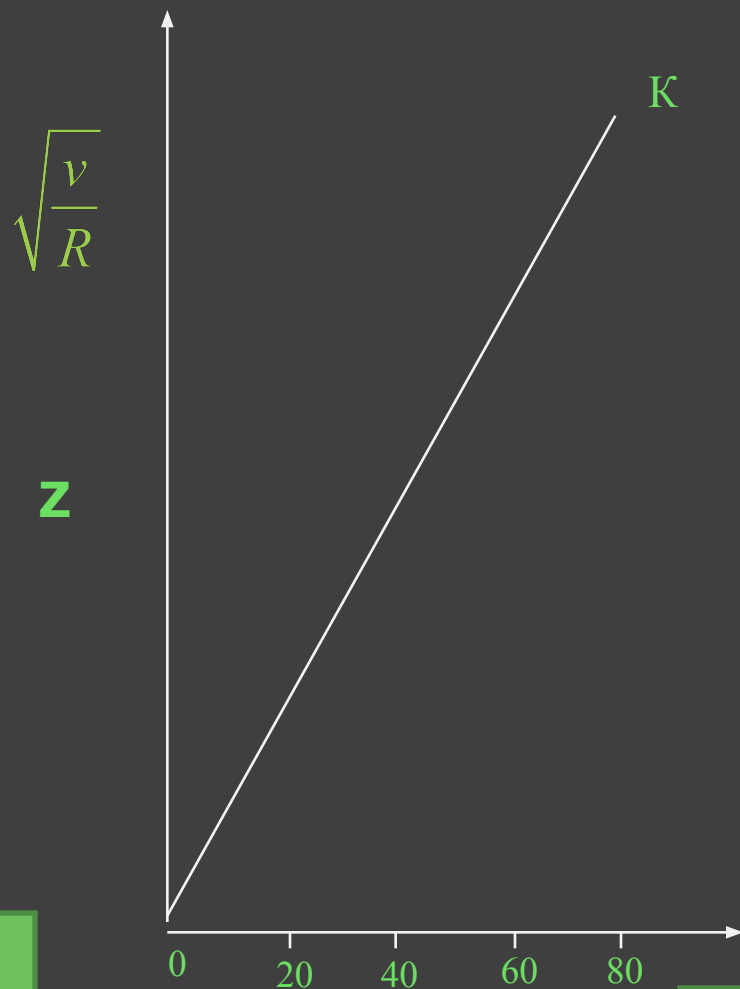
где $R = 3.3 \cdot 10^{15} \text{ с}^{-1}$ - постоянная Ридберга; σ - величина, которая называется постоянной экранирования (для линии K_{α} $\sigma = 1$, для L - серии $\sigma = 0.75$).



На рис. 10.5 изображена так называемая диаграмма Мозли, которая иллюстрирует для линий K_{α} линейную зависимость $\sqrt{\nu}/R$ от атомного номера Z . Последовательное использование формулы Мозли к элементам периодической системы Менделеева подтвердило в свое время закономерное возрастание на единицу заряда ядра при переходе от одного элемента к другому. Это стало подтверждением справедливости ядерной модели атома и периодического закона Менделеева.



ДИАГРАММА МОЗЛИ



Выдающиеся
ученые

ПЛАН

ВИЛЬГЕЛЬМ КОНРАД РЕНТГЕН (1845-1923 ГГ.)

Родился 27 марта 1845 г. в Леннепе, небольшом городке близ Ремшейда в Пруссии, единственный ребенок в семье преуспевающего торговца текстильными товарами Фридриха Конрада Рентгена и Шарлотты Констанцы. В 1848 семья переехала в голландский город Апельдорн - на родину родителей Шарлотты.

Рентген поступил в Утрехтскую техническую школу в 1862, но был от туда исключен.

В 1865 Рентген зачислен студентом в Федеральный технологический институт в Цюрихе и в 1868 получил диплом. Август Кундт, профессор физики этого института, посоветовал Рентгену заняться физикой. Тот последовал совету и через год защитил диссертацию в Цюрихском университете, после чего стал ассистентом Кундта.



В 1872 вместе с Кундтом перешел в Страсбургский университет, где в 1874 начал преподавать физику. Через год стал профессором физики Сельскохозяйственной академии в Гогенхейме (Германия), а в 1876 вернулся в Страсбург для чтения курса теоретической физики.

Далее преподавал в Гисенском университете (1879-1888), Вюрцбургском университете (1888-1894).

В 1899 Рентген стал профессором физики и директором Физического института при Мюнхенском университете. В Мюнхене он узнал, что он стал первым лауреатом Нобелевской премии по физике «в знак признания необычайно важных заслуг перед наукой, выразившихся в открытии замечательных лучей, названных впоследствии в его честь»..

Он ушел в отставку со своих постов в Мюнхене в 1920, вскоре после смерти жены.

Умер 10 февраля 1923 от рака.



ПЕТР НИКОЛАЕВИЧ ЛЕБЕДЕВ (1866-1912 ГГ.)

Петр Николаевич Лебедев родился 8 марта 1866 года в Москве, в купеческой семье. С сентября 1884 по март 1887 года Лебедев посещал Московское высшее техническое училище, однако деятельность инженера его не привлекала. Он отправился в 1887 году в Страсбург, в одну из лучших физических школ Европы, школу Августа Кундта.

В 1891 году Лебедев возвратился в Москву и по приглашению А.Г. Столетова начал работать в Московском университете на должности лаборанта. Исследование светового давления стало делом всей жизни Петра Николаевича.

В 1900 году при защите магистерской диссертации Лебедеву была присуждена степень доктора наук, минуя степень магистра. В 1901 году он становится профессором Московского университета.



В последние годы жизни его внимание привлекла проблема ультразвука. В 1911 году Лебедев вместе с другими профессорами покинул Московский университет в знак протеста против действий реакционного министра просвещения Кассо. В этом же году Лебедев дважды получал приглашения из института Нобеля в Стокгольме, где ему предлагали должность директора лаборатории и материальные средства. Был поставлен вопрос о присуждении ему Нобелевской премии. Однако Петр Николаевич остался на родине, со своими учениками. Отсутствие необходимых условий для работы, переживания, связанные с уходом в отставку, окончательно подорвали здоровье Лебедева. Он умер 1 марта 1912 года в возрасте всего лишь сорока шести лет.

Основные заслуги: впервые получил и исследовал миллиметровые электромагнитные волны (1895), открыл и исследовал давление света на твердые тела (1899) и газы (1907), количественно подтвердив электромагнитную теорию света.

Идеи П.Н. Лебедева нашли свое развитие в трудах его многочисленных учеников.



ЖАН ОГЮСТЕН ФРЕНЕЛЬ

(1788-1827 ГГ.)

Жан Огюстен Френель - французский физик, один из создателей волновой теории света. Родился в Броли 10 мая 1788. Окончил Политехническую школу (1806) и Школу мостов и дорог (1809) в Париже. Работал инженером, в период 100 дней - временного возвращения Наполеона из ссылки - лишился работы как участник военных действий. Впоследствии работал в Политехнической школе.



Работы Френеля посвящены физической оптике. Заинтересовавшись работами Э. Малюса, стал самостоятельно изучать физику и вскоре начал проводить эксперименты по оптике. В 1815 переоткрыл принцип интерференции, добавив к опытам Т. Юнга несколько новых, в частности опыт с «бизеркалами Френеля». В 1816 дополнил принцип Гюйгенса, введя представление о когерентности элементарных волн и их интерференции (принцип Гюйгенса-Френеля). Исходя из этих двух принципов, разработал в 1818 теорию дифракции света. Предложил способ расчета дифракционной картины, основанный на разбиении фронта волны на зоны (зоны Френеля). С его помощью рассмотрел дифракцию от края препятствия и круглого отверстия. В 1821 доказал поперечность световых волн. В 1823 установил законы поляризации света при его отражении и преломлении (формулы Френеля). Изобрел ряд интерференционных приборов (зеркала Френеля, бипризма Френеля, линза Френеля). В 1823 Френель был избран членом Парижской АН, в 1825 стал членом Лондонского королевского общества.

Умер Френель от туберкулеза в Виль-д'Авре близ Парижа в июле 1827.



ГЕНРИ ГВИН ДЖЕФРИС МОЗЛИ (1887-1915 ГГ.)

Генри Гвин Джефрис Мозли - английский физик. Родился в Уэймуте (графство Дорсет) 23 ноября 1887. Учился в Итоне и Тринити-колледже Оксфордского университета. В 1910-1914 работал в лаборатории Резерфорда в Манчестерском университете, затем в Оксфордском университете. В 1913 установил зависимость между частотой спектральных линий характеристического рентгеновского излучения и атомным номером излучающего элемента. Согласно закону Мозли, «квадратный корень из частоты соответственных линий в рентгеновских спектрах различных элементов увеличивается при переходе от данного элемента к следующему на одну и ту же величину».



Это открытие имело большое значение для установления физического смысла периодической системы элементов и атомного номера. В 1914 Мозли опубликовал работу, в которой сделал вывод, что между элементами алюминием и золотом в периодической таблице должно находиться три (как оказалось позже, четыре) элемента. С началом Первой мировой войны Мозли был направлен на фронт. Умер Мозли в Галлиполе (ныне Гелиболу, Турция) 10 августа 1915.



ТЕМА:

Радиоактивное излучение
(ст. 305-319)



ПЛАН

10.2.1 Радиоактивность, ее свойства

10.2.2 Основной закон радиоактивного распада. Период полураспада. Активность.

10.2.3 Правила смещения, особенности спектров при радиоактивном распаде



М. Склодовская- Кюри, П. Кюри и Э. Резерфорд изучили физическую природу беккерелевых сиял. В магнитном поле поток беккерелевых лучей делится на три части -компоненты, которые назвали альфа (α), бета (β)- и гамма (γ)-лучами. Вещества, которые выпускают открытое Беккерелем излучение, назвали радиоактивными, а свойство веществ излучать α -, β -, γ -лучи назвали радио- активностью или радиоактивным распадом. Было установлено, что при α - и β -распадах образуются ядра новых элементов.



АЛЬФА-ИЗЛУЧЕНИЕ

В дальнейшем Резерфорд, Кюри и их сотрудники доказали, что α -частицы представляют собой ядра гелия He, т.е. имеют заряд вдвое больший по модулю, чем

заряд электрона ($q = 2e$ $e = 1,6 \cdot 10^{-19}$ Кл) благодаря двум протонам, и массу, которая в четыре раза большая, чем масса ядра атома водорода ($m = 4m_p$ $m_p = 1,67 \cdot 10^{-27}$ кг) благодаря двум протонам и двум нейтронам.

БЕТА-ИЗЛУЧЕНИЕ

Оно бывает двух типов:

- 1) электронное бета-излучение, которое состоит из быстрых электронов, которые вылетают из ядра атома;
- 2) позитронное бета-излучение. Позитрон, который также вылетает из ядра, есть античастица по отношению к электрону, которая отличается от него лишь знаком заряда и магнитного момента. Позитрон был открыт теоретически В. Рафаэле и П. Дираком в 1930 г. и экспериментально Андерсоном в 1932 г. при исследовании космических лучей в камере Вильсона, что была помещена в магнитное поле.



ГАММА-ИЗЛУЧЕНИЕ

Оно, как и рентгеновское излучение, принадлежит к более широкому классу электромагнитных излучений. В основном физическая природа гамма-излучения связана с переходами нуклонов ядра с одного стационарного энергетического уровня на другого подобно до того, как переход между стационарными энергетическими уровнями атомов и молекул сопровождается излучением или поглощением электромагнитного излучения радио -, инфракрасного, видимого и ультрафиолетового диапазонов. Поэтому энергия γ -фотона при гамма-излучении может быть найденная за известной формулой Бора-Зоммерфельда:

$$h\nu = \Delta E$$



Радиоактивность – это процесс, вследствие которого происходят:

- самопроизвольное превращение ядер одного химического элемента у ядра другого элемента, которое сопровождается излучением ядер гелия (α -распад) или электронов и позитронов (β -распад);
- самопроизвольное излучение из ядра химического элемента коротковолнового электромагнитного излучения (γ -распад), которое сопровождает α - и β -распад.



Различают два вида радиоактивности: естественную и искусственную. До сих пор мы рассматривали естественную радиоактивность -преобразование неустойчивых изотопов одного элемента в изотопы других элементов при α - и β - розпадах или излучение ядрами γ -квантов, которые происходят в естественных условиях самопроизвольно, т.е. без внешних влияний. Искусственная радиоактивность - распад искусственно полученных изотопов химических элементов вследствие разных ядерных реакций. Искусственная радиоактивность была открыта в 1934 г. супружеством Ирен Кюри и Фредериком Жолио- Кюри. Оба вида радиоактивности - естественная и искусственная - подчиняются одним и тем самым законам.



ОСНОВНОЙ ЗАКОН РАДИОАКТИВНОГО РАСПАДА

Вследствие самопроизвольности радиоактивного распада число ядер dN , которые распадаются за промежуток времени от t до $t + dt$, пропорционально числу исходных радиоактивных ядер N и промежутка времени dt :

$$-dN = \lambda N dt$$

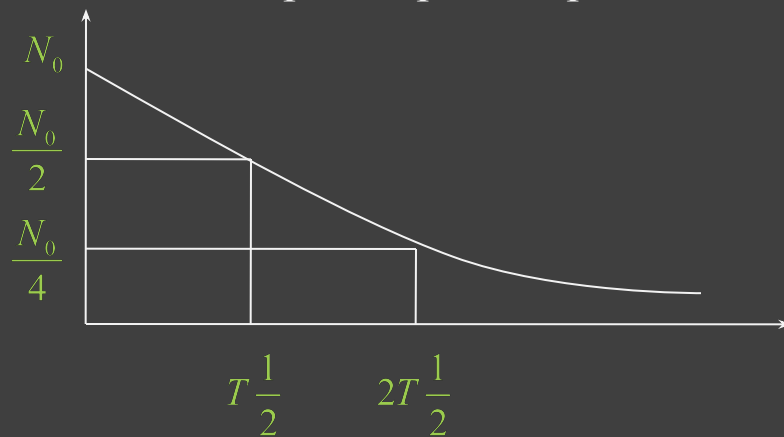
ПЛАН

Соотношение формулы определяет по сути закон радиоактивного распада в дифференциальной форме, который формулируется таким образом: относительное уменьшение количества радиоактивных ядер за единицу времени, т.е.- dN/Ndt , есть величина стала, которая называется постоянной радиоактивного распада α .



ПЕРИОД ПОЛУРАСПАДА

Для оценки стойкости радиоактивных ядер что- к их распаду вводят понятие периода полураспада $T_{1/2}$. Период полураспада $T_{1/2}$ определяется как то время, на протяжении которого распадается половина исходного количества, т.е. $N_0 / 2$, радиоактивных ядер вещества. Соответственно за два периода полураспада остается четвертая часть радиоактивных ядер, который не распались.



Найдем связь периода полураспада $T_{1/2}$ с постоянной радиоактивного распада λ . Поскольку в момент времени $t = T_{1/2}$ количество радиоактивных ядер $N = N_0 / 2$, это из уравнения имеем $N_0 / 2 = N_0 e^{-\lambda T}$. Отсюда получим $e^{-\lambda T} = 1/2$, что дает после логарифмирования



АКТИВНОСТЬЮ А НАЗЫВАЮТ СКОРОСТЬ РАДИОАКТИВНОГО РАСПАДА, Т.Е. КОЛИЧЕСТВО РОЗПАДОВ ЗА ЕДИНИЦУ ВРЕМЕНИ.

Поскольку энергия выделяется при каждом акте распада, то общее количество энергии, которая выделяется вследствие радиоактивного распада за единицу времени, будет определяться именно активностью. Формула для активности A имеет такой вид:

$$A = \frac{-dN}{dt} = \lambda N = \frac{0,693 N}{T_{0,5}}$$



ЗАКОН СОХРАНЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ЗАРЯДА

сумма зарядных чисел дочерних ядер и частичек, которые образовались при распаде, равняется зарядному числу исходного (материнского) ядра.



ЗАКОН СОХРАНЕНИЯ МАССЫ

сумма массовых чисел дочерних ядер и частиц, которые образуются при радиоактивном распаде, равняется массовому числу исходного (материнского) ядра.



ВНУТРЕННЯЯ КОНВЕРСИЯ

В большинстве случаев радиоактивное вещество выпускает несколько групп "моноэнергетических" α - частичек. Это обусловлено тем, что дочернее ядро может возникать как в нормальном (невозбужденному), так и в возбужденном состоянии. Переходя в нормальное или более низкое возбужденное состояние, дочернее ядро выпускает γ -фотон. Через это α - распад может сопровождаться γ -излучением. Образованное в результате γ -распада возбужденное ядро может отдать излишек энергии непосредственно (без предыдущего выпуска γ - кванта) одному из электронов К-, L- или M-Пласта атома, в результате чего электрон вылетает из атома.

ТЕМА:

Основы дозиметрии
ионизирующего излучения
(ст. 319-329)



ПЛАН

10.3.1 Экспозиционная доза, ее мощность, единицы.

10.3.2 Поглощенная доза, ее мощность, единицы.

10.3.3 Эквивалентная доза, ее мощность, единицы.

10.3.4 Дозиметры ионизирующего излучения.



ЭКСПОЗИЦИОННАЯ ДОЗА, ЕЕ МОЩНОСТЬ, ЕДИНИЦЫ

Для количественной характеристики действия ионизирующего излучения вводят так называемую экспозиционную дозу D_0 .

Экспозиционная доза определяет величину заряда, который возникает в единице массы сухого воздуха под действием рентгеновского и γ -излучения, то есть

$$D_0 = \frac{q}{m}$$



ИНТЕРЕСНО ОТМЕТИТЬ:

энергия ионизации существенно
отличается от тепловой энергии

Та доза излучения, которая может стать
летальной для человека, повышает
температуру тела лишь на тысячные частицы
градуса.

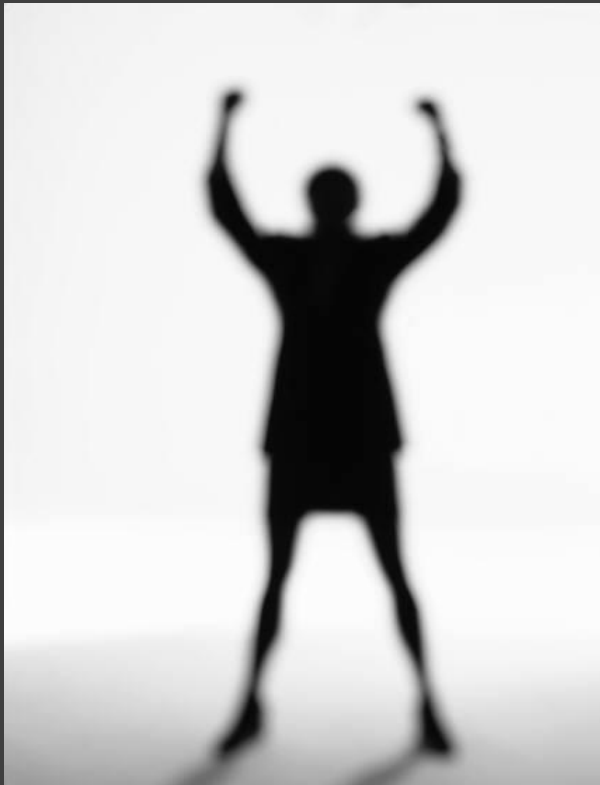


ЭКСПОЗИЦИОННАЯ ДОЗА В СИСТЕМЕ СИ

В соответствии с формулой за единицу экспозиционной дозы в системе СИ принята такая экспозиционная доза рентгеновских и γ -излучений, при которой в результате полной ионизации 1 кг сухого воздуха образуется заряд в 1 кулон, то есть $[D_0] = 1 \text{ Кл/кг}$.



РЕНТГЕН



Другой (очень распространенной, внесистемной) единицей экспозиционной дозы является рентген (Р).

Рентгеновское излучение имеет большое значение для диагностики.

ОТКРЫТИЕ РЕНТГЕНА

Во время исследования он обнаружил, что икс-лучи могут проникать почти во все предметы на разную глубину, которая зависит от толщины предмета и плотности вещества. Держа небольшой свинцовый диск между разрядной трубкой и экраном, Рентген заметил, что свинец непроницаем для икс-лучей, и здесь сделал поразительное открытие: кости его руки отбрасывали на экран больше темную тень, окруженную больше светлой тенью от мягких тканей. Икс-лучи вызывают не только свечение экрана, покрытого цианоплатинитом бария, но и потемнение фотопластинок (после проявления), в тех местах, где икс-лучи попадают на фотоэмульсию.



СВЯЗЬ МЕЖДУ ЕДИНИЦАМИ ЭКСПОЗИЦИОННОЙ ДОЗЫ:

$$1 \text{ РЛ} = 2,58 \cdot 10^{-4} \quad /$$



Таким образом, 1 рентген - это такая экспозиционная доза рентгеновского и γ -излучений, которая в результате ионизации 1 кг сухого воздуха вызывает появление электрического заряда у $2.58 \cdot 10^{-4}$ кулона.

Поскольку каждый положительный ион, который образуется при отрыве одного электрона от нейтрального атома, несет заряд $1.6 \cdot 10^{-19}$ Кл, то легко подсчитать количество пар положительных и отрицательных ионов, точнее пар "однозарядный положительный ион + электрон", что возникают в 1 кг воздуха под действием экспозиционной дозы $D_0 = 1$ Р. Эта величина равняется $2.58 \cdot 10^{-4} / 1.6 \cdot 10^{-19} \sim 1,6 \cdot 10^{15}$ пар ионов/кг.



ЭКВИВАЛЕНТНЫЕ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭКСПОЗИЦИОННОЙ ДОЗЫ В 1 РЕНТГЕН

- 1 рентген - это такая экспозиционная доза, при которой в результате полной ионизации под действием 1 рентгеновского и γ -излучения в 1 см^3 сухого воздуха образуется около 2 миллиардов пар ионов имеет, как это следует из уравнения Клайперона-Менделеева, массу $m = 0.001293 \text{ г} \sim 1.3 \cdot 10^{-6} \text{ кг}$;
- 1 рентген - это такая экспозиционная доза, при которой в 1 кг сухого воздуха поглощается 8.69 мДж энергии рентгеновского и γ -излучения. Действительно, средняя энергия, которая вызывает появление пары "положительный ион + электрон" в воздухе, равняется $5.43 \cdot 10^{-18} \text{ Дж} \sim 34 \text{ эВ}$. Потому общая энергия, которая необходима для образования $1.6 \cdot 10^{15}$ пар ионов/кг, составляет

$$5,43 \cdot 10^{-18} \cdot 1,6 \cdot 10^{15} \text{ кг} = 8,69 \cdot 10^{-3} \quad / \quad = 5,4 \cdot 10^{16} \quad /$$

Мощность экспозиционной дозы P_0 - это экспозиционная доза, которая отнесена к единице времени, то есть

$$P_0 = \frac{D_0}{t} \quad (10.23)$$

или с учетом определения (10.21) имеем

$$P_0 = \frac{q}{mt} = \frac{I}{m} \quad (10.24)$$

где $I = qIt$ - сила тока.

Таким образом, мощность экспозиционной дозы P_0 - это:

- 1) заряд, который возникает за 1 с в 1 кг сухого воздуха под действием рентгеновского и γ -излучений;
- 2) сила тока, который возникает в 1 кг сухого воздуха в результате его ионизации рентгеновским и γ -излучением.

ПЛАН

ПОГЛОЩЕННАЯ ДОЗА, МОЩНОСТЬ, ЕДИНИЦЫ

Основной величиной, которая характеризует действие на вещество ионизирующего излучения, является энергия излучения, которая поглощается единицей массы за время облучения. Эта величина называется поглощенной дозой D_n и определяется формулой:

$$D_n = \frac{W}{m}$$

РАСПОЗНАВАНИЕ В СИСТЕМЕ СИ

Согласно с этим определением единицей поглощенной дозы в системе СИ является $D_n = 1$ Дж/кг, то есть такая поглощена доза излучения, при которой в 1 кг массы облученного вещества поглощается 1 Дж энергии любого ионизирующего излучения.

Другим названием этой единицы является Грей (Гр), то есть 1 Гр - 1 Дж/кг



ПРОПОРЦИОНАЛЬНАЯ СВЯЗЬ

Между поглощенной дозой D_n и экспозиционной дозой D_0 существует такая пропорциональная связь:

$$D_n = fD_0$$

где f - переходный коэффициент, который зависит от атомного номера и плотности облученного вещества, а также от энергии ионизирующего излучения.



НАХОЖДЕНИЕ КОЭФФИЦИЕНТА f

Численное значение коэффициента f находится обычно опытным путем.

Поскольку, как отмечалось выше, 1 рентгену экспозиционной дозы отвечает поглощение 8.69 мДж энергии рентгеновского и γ -излучения в 1 кг сухого воздуха, то экспозиционная доза $D_0 = 1$ Р вызывает в воздухе поглощенную дозу, которая равна:

$$D_{\text{п}} = \frac{8,69 \cdot 10^{-3} \text{ Дж / кг}}{10^{-2} \text{ Дж / кг}} = 0,869$$

Отсюда имеем D_n (рад) = 0.869 D_0 (Р), то есть для воздуха $f = 0.869$. Для воды и биологических жидкостей (кровь, лимфа), а также для мягких тканей организма человека экспозиционная доза $D_0 = 1$ Р вызывает поглощение $9.6 \cdot 10^{-3}$ Дж/кг γ -излучений. Потому для этих сред а переходный коэффициент $f = 0.96 \sim 1$.

$$f_{ад} = \frac{8,69 \cdot 10^{-3} \text{ Дж / кг}}{10^{-2} \text{ Дж / кг}} = 0,869$$

ДЕЙСТВИЕ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА ВЕЩЕСТВО

В особенности на ткани организмов людей и животных, существенно зависит не только от общей дозы поглощенного излучения, но и от скорости, с которой эта доза изменялась, то есть производной dD_n/dt от поглощенной дозы по времени. Понятно, что эта производная определяет мощность P_n поглощенной дозы.

$$P_n = \frac{D_n}{t}$$

ПЛАН



ЭКВИВАЛЕНТНАЯ ДОЗА, ЕЕ МОЩНОСТЬ, ЕДИНИЦЫ

Для оценки биологического действия каждого типа ионизирующего излучения нужно умножить величину поглощенной дозы D_n на соответствующий множитель k , который называют коэффициентом качества или относительной биологической эффективностью (ОБЭ) излучения.



СВЯЗЬ ЭКВИВАЛЕНТНОЙ И ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ

Такое произведение kD_n характеризует так называемую эквивалентную дозу $D_{\text{ЭКВ}}$. Таким образом, имеем такую связь между эквивалентной дозой и поглощенной дозой:

$$D_{\text{ЭКВ}} = kD_n$$

С учетом соотношения между поглощенной и экспозиционной дозами получаем такую формулу, что связывает между собой эквивалентную и экспозиционную дозы:

$$D_{\text{ЭКВ}} = kfD_0$$

РАСПОЗНАВАНИЕ В СИСТЕМЕ СИ

За основную единицу эквивалентной дозы в системе СИ принят 1 зиверт (Зв) - это такая эквивалентная доза, которая отвечает поглощенной дозе в 1 грей (Гр) при действии на биообъект рентгеновских, γ - и β -излучений. В общем случае, который включает другие типы ионизирующих излучений, имеем на основании формулы такое соотношение между эквивалентной дозой $D_{\text{ЭКВ}}$, измеренной в Зв, и поглощенной дозой D_n в Гр:

$$D_{\text{ЭКВ}} (\text{Зв}) = k D_n (\text{Гр})$$

ЗНАЧЕНИЕ КОЭФФИЦИЕНТА КАЧЕСТВА ДЛЯ РАЗНЫХ ИЗЛУЧЕНИЙ

Тип излучения	Коэффициент качества (ОБЭ) K
Рентгеновское излучение	1
Гамма-излучение	1
Электроны (β -излучение)	1
Тепловые нейтроны	2-3
Медленные нейтроны	5
Быстрые нейтроны	10
Протоны	10
Альфа-излучение	20



«БИОЛОГИЧЕСКИЙ ЭКВИВАЛЕНТ РЕНТГЕНА»

Другой (внесистемной) единицей эквивалентной дозы является бэр. Поскольку $k = 1$ для первых трех типов излучения (см. табл.), то 1 бэр - это такая эквивалентная доза, которая отвечает поглощенной дозе в 1 рад рентгеновских, γ - и β -излучений. Для других типов излучений по аналогии с (10.30)

$$D_{\text{экв}} (\text{кД}) = \text{рад} (\text{ })$$

$$D_{\text{экв}} (\text{кД}) = P_0 (\text{ })$$

СООТНОШЕНИЕ ДОЗ

Последнее соотношение, которое связывает между собой биологическую дозу $D_{\text{ЭКВ}}$, измеренную в бэрах, и экспозиционную дозу D_0 , измеренную в рентгенах, и дало основания для определения "биологический эквивалент рентгену" - бер. Поскольку $1 \text{ Гр} = 100 \text{ рад}$, то такое же соотношение остается между зивертом и бэр, то есть $1 \text{ Зв} = 100 \text{ бер}$.

ТЕМА:

**Взаимодействие
ионизирующего излучения с
веществом
(ст. 305-319)**



ПЛАН

10.4.1 Первичные физические механизмы взаимодействия рентгеновского излучения с веществом.

10.4.2 Механизмы действия радиоактивного излучения на вещество.

10.4.3 Физико-химические механизмы радиационных повреждений.

10.4.4 Эффект действия малых доз ионизирующего излучения.



МЕХАНИЗМЫ ФИЗИЧЕСКИХ МЕХАНИЗМОВ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С ВЕЩЕСТВОМ. КОГЕРЕНТНОЕ РАССЕЯНИЕ..

- Механизм взаимодействия с веществом рентгеновских лучей определяется длиной их волны (частотой). Излучение с длиной волны $\lambda < 0.1 \text{ \AA}$ ($1 \text{ \AA} = 10^{-10} \text{ м} = 0.1 \text{ нм}$) имеет большую энергию и глубже проникает в вещество, его называют жестким рентгеновским излучением. Излучение с $\lambda = 10 - 100 \text{ \AA}$ называют предельным, а с $\lambda > 100 \text{ \AA}$ - мягким, поскольку оно имеет сравнительно малую проникающую способность.

Попадаясь в вещество (например, тело человека), рентгеновское излучение частично поглощается и рассеивается в веществе, частично проходит через вещество. Действие на вещество совершает излучение, поглощенное и рассеянное в веществе.

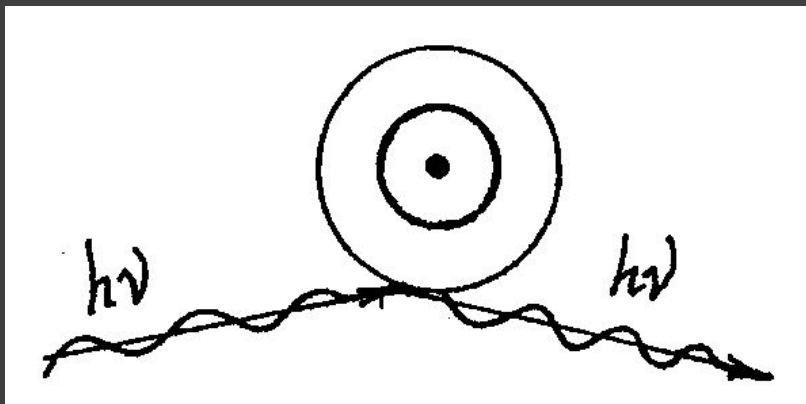


Рис. 10.9. Процесс когерентного рассеивания

- Фотоны рентгеновского излучения взаимодействуют в основном с электронами атомов и молекул вещества. Есть три первичных процесса взаимодействия рентгеновского излучения с веществом: когерентное рассеяние, фотоэффект, комптон-эффект (некогерентное рассеяние).
- Когерентное рассеяние наблюдается при взаимодействии рентгеновского фотона с электронами внутренних, крепко связанных с ядром оболочек. При этом изменяется только направление первичного фотона, длина волны остается неизменной.
- На рис. 10.9 схематично изображенный процесс когерентного рассеяния, который происходит по условия, что энергия $h\nu$ рентгеновского кванта (фотона) меньшая за энергию, необходимую для ионизации атома, которая равняется работе A , по отрыву электрона от атома ($h\nu < A_i$).
- Следует отметить, что именно механизм когерентного рассеяния рентгеновских лучей лежит в основе рентгеноструктурного анализа. С помощью рентгеноструктурного анализа были впервые определенные, как отмечалось в разделе 6, пространственная структура белковой молекулы гемоглобина кита и спиральная структура ДНК.



ФОРМУЛА ВУЛЬФА-БРЕГГА

- Получим основную формулу Вульфа-Брегга, который используется в рентгеноструктурном анализе. Для упрощения рассмотрим кубическую кристаллическую решетку с периодом d , который часто является искомой величиной.
- На рис.10.10 изображен разрез кристаллической решетки. Выделим в кристалле семейство параллельных атомных плоскостей 1, 2, 3,..., которые образуют с пучком первичных лучей с длиной волны λ угол θ , и рассмотрим интерференцию отраженных волн от отдельных плоскостей семейства. Так как рентгеновские лучи способны проникать в глубину кристалла, то отбивание лучей пройдет не только от плоскости 1, но и от плоскостей 2, 3, Отраженные от разных плоскостей лучи будут интерферировать между собой и усиливать друг друга, если разность хода лучей Δ равна целому числу k ($k = 1, 2, \dots$) длин волн λ : $\Delta = k\lambda$. Из рис. 10.10 видно, что $\Delta = AB + BC = 2AB = 2d\sin\theta$.

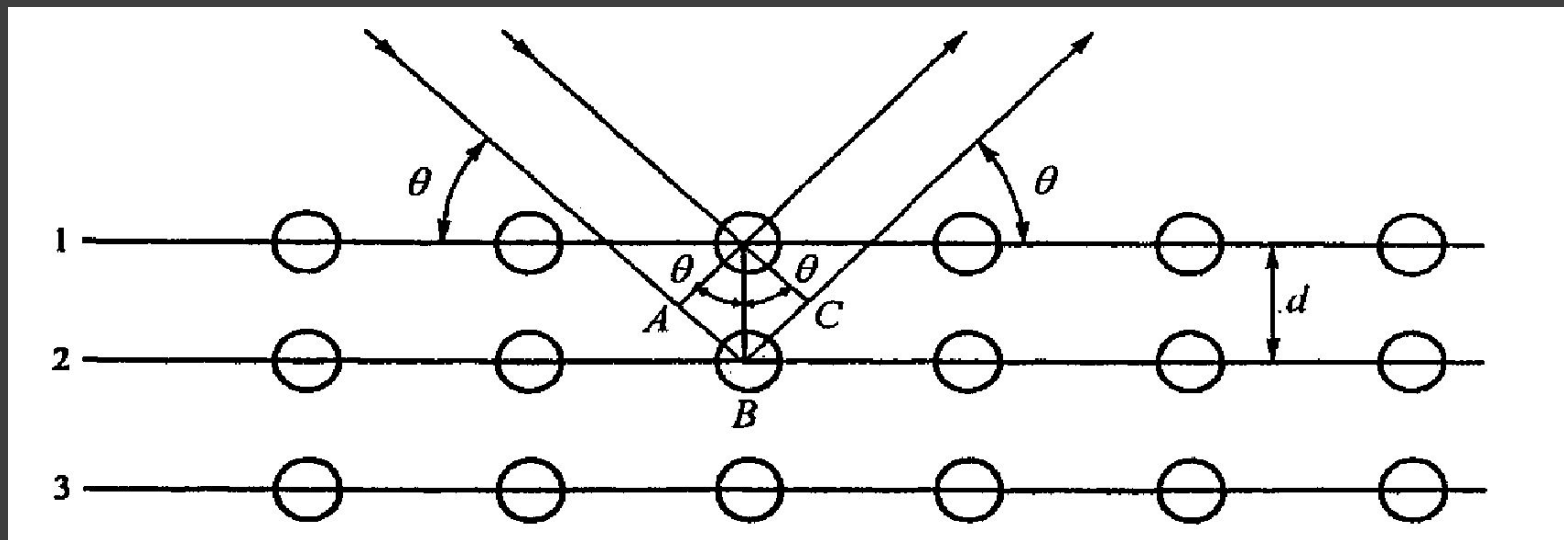


Рис. 10.10. Разрез кристаллической решетки: 1,2, 3 – атомные плоскости

ФОРМУЛА ВУЛЬФА- БРЕГГА

Таким образом, условие интерференционного максимума отраженных рентгеновских лучей имеет вид:

$$2d\sin\theta = k\lambda \quad (10.33)$$

где d - міжплощинна расстояние (период решетки). Угол θ обычно называют углом скольжения, или углом отбивания. Если известно λ и θ , из формулы (10.33) легко найти d . На дифракции рентгеновских лучей строится рентгеноструктурный анализ кристаллических решеток твердых растворов, сплавов и чистых веществ, а также других систем, включая биологические объекты.

Формула (10.33) имеет название формула Вульфа-Брегга. Эта формула была получена в 1913 г. независимо русским кристаллофизиком Ю.В. Вульфом и английским физиком Л. Бреггом. Последний вместе со своим отцом - английским физиком Г. Бреггом были награждены в 1915 г. Нобелевской премией за значительный взнос у изучение внутренней структуры кристаллов с помощью рентгеновских лучей.



ФОТОЭФФЕКТ

Фотоэффект наблюдается, когда энергии фотона $h\nu$ хватает для выполнения работы выхода $A_{\text{в}}$ электрона (рис. 10.10). Энергия такого электрона за формулой Эйнштейна имеет вид: $\frac{mv^2}{2}$. При $h\nu > A_{\text{в}}$ фотон поглощается и электрон отрывается от атома (рис. 10.10) $\frac{mv^2}{2} = h\nu - A_{\text{в}}$

В зависимости от энергии квантов, рентгеновские лучи могут вызвать фотоэффект из разных электронных оболочек атомов. С увеличением энергии квантов (уменьшением длины волны) коэффициент поглощения уменьшается.

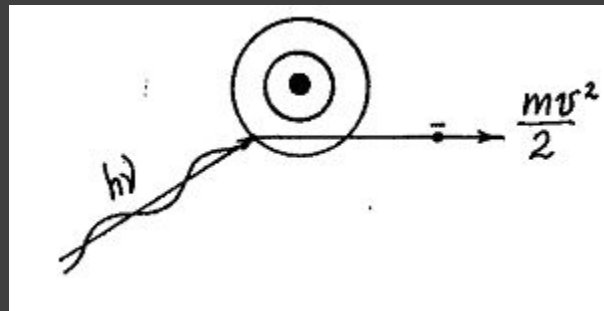


Рис. 10.11. Процесс фотоэффекта

Однако на некоторых частотах поглощения он резко возрастает. Это связано с появлением дополнительного поглощения за счет вырывания электронов из соответствующей внутренней оболочки атома. Значение этих частот рентгеновских лучей дает возможность определить энергию электронов в состояниях, которые отвечают разным подоболонкам. Результатом фотоэффекту есть интенсивная ионизация атомов и молекул вещества.

ЭФФЕКТ КОМПТОНА

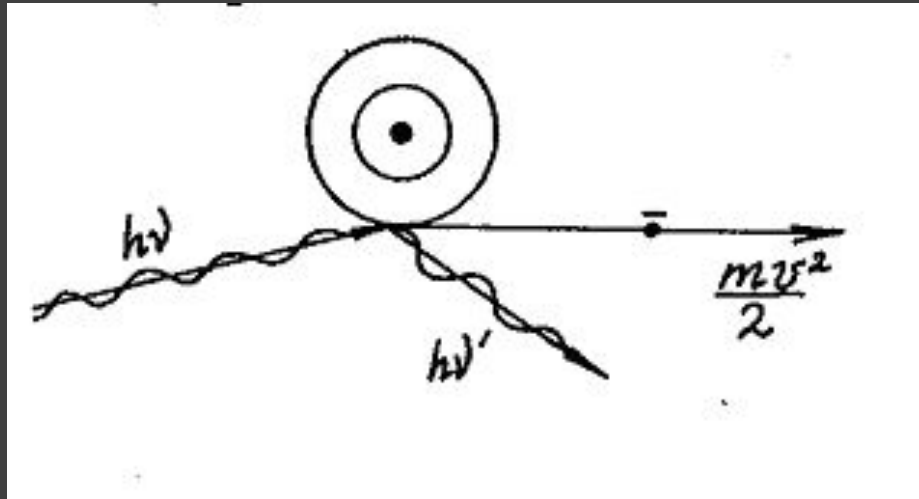


Рис. 10.12. Процесс некогерентного розсіяння.

Некогерентное рассеяние, или эффект Комптона, наблюдается при взаимодействии фотонов довольно больших энергий ($h\nu \gg A_i$) с внешними электронами, которые имеют слабую связь с ядром. При этом первичный (налітаючий) фотон передает часть своей энергии электрона. Электрон отрывается от атома, такие электроны называются электронами отдачи, или комптонівськими электронами. Вместе с электронами отдачи излучается еще и фотон с энергией меньшей, чем у первичного фотона. Направление этого фотона также другой, чем в первичного (рис. 10.12).



ЭФФЕКТ КОМПТОНА

Запишем закон сохранения энергии в случае эффекта Комптона:

$$h\nu = A_i + m\nu^2/2 + h\nu'$$

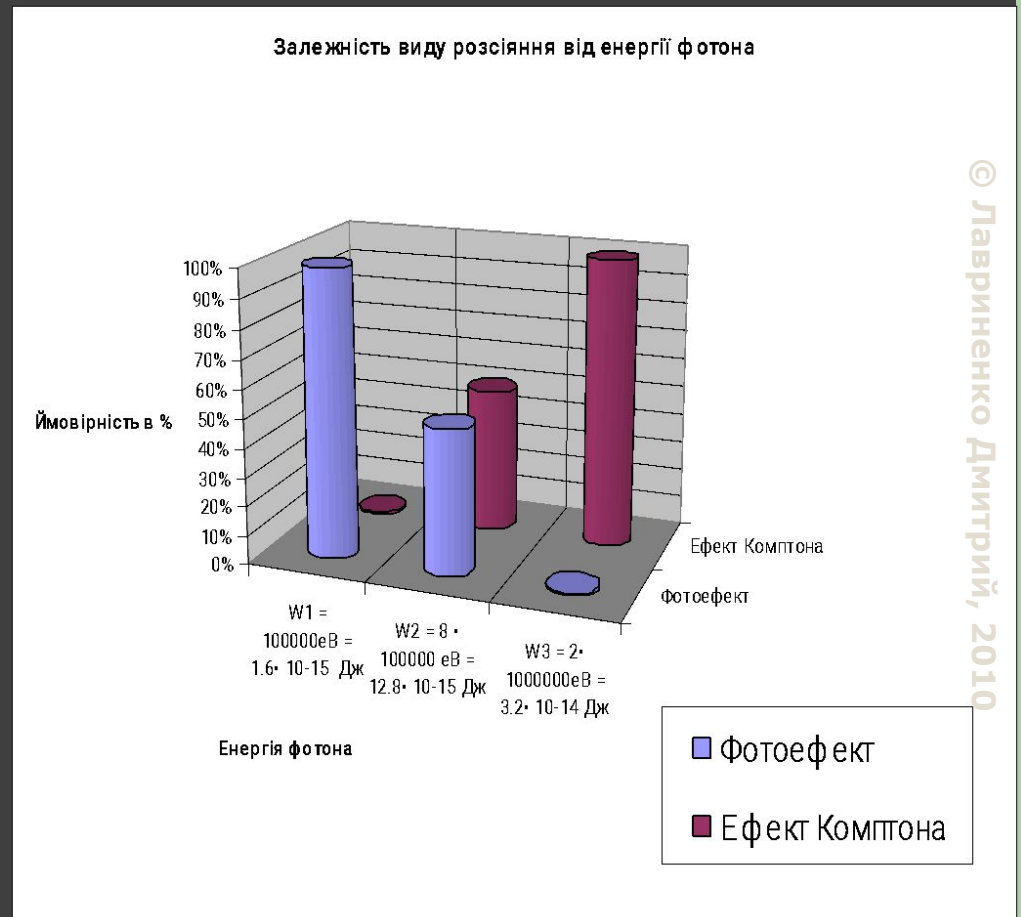
Согласно этому уравнению энергия налетающего рентгеновского кванта (фотона) $h\nu$ тратится на работу ионизации A_i для отрыва электрона от атома, предоставление этому электрона кинетической энергии $m\nu^2/2$, а также на энергию вторичного фотона $h\nu'$, что появляется вследствие процесса некогерентного рассеяния. Поскольку энергия вторичного (рассеянного) фотона $h\nu'$ должна быть меньше энергии первичного фотона $h\nu$, то из условия вытекает, что длина волны $\lambda' = c/\nu'$ рассеянного фотона больше за длину волны первичного фотона $\lambda = c/\nu$. Условие означает, что рассеянный фотон "краснеет", т.е. его длина волны сдвигает в сторону больших длин волны в сравнении с длиной волны первичного фотона, который налетает на атом.



ЗАВИСИМОСТЬ ВИДА РАССЕЯНИЯ ОТ ЭНЕРГИИ ФОТОНА

Если энергия фотона недостаточная для отрыва электрона, может происходить возбуждение атома или молекулы. Переходя из возбужденного состояния в стабильный, атом (молекула) излучает фотон. У некоторых веществ это излучение происходит в области видимого спектра (рентгенолюминисценция).

В тканях организма при этом возможное увеличение скорости хода фотохимических реакций. Быстрые электроны и фотоны, которые образовались при первичных процессах, могут вызвать ряд так называемых вторичных эффектов.



Так, электроны, которые образовались при фотоэффекте и комптон-эффекте, за наличием достаточной кинетической энергии могут ионизировать соседние атомы путем столкновения. На место электронов, выбитых при фотоэффекте из внутренних оболочек, могут переходить электроны из более высоких уровней, который сопровождается вторичным характеристическим излучением. Фотоны этого излучения, а также фотоны, которые образуются при комптон-эффекте, могут, в свою очередь, вызвать явления фотоэффекту и комптон-эффекту.

Следует отметить, что с ростом энергии рентгеновского кванта (фотона) возрастает роль процесса некогерентного рассеяния (эффекта Комптона) в сравнении с процессом фотоэффекту. Так, если энергия фотона представляет $W_1 = 10^4 \text{ эв} = 1.6 \cdot 10^{-15} \text{ Дж}$, то эффект Комптона практически отсутствующий и наблюдается лишь фотоэффект. Во время роста энергии фотона к величине $W_2 = 8 \cdot 10^4 \text{ эв} = 12.8 \cdot 10^{-15} \text{ Дж}$ эффект Комптона и фотоэффект становятся равноймовірними. Вконец концов, когда энергия фотона становится $W_3 = 2 \cdot 10^5 \text{ эв} = 3.2 \cdot 10^{-14} \text{ Дж}$, то вероятность эффекта Комптона достигает 99%, тогда как вероятность фотоэффекту - лишь 1%.

ЗАВИСИМОСТЬ ПОГЛОЩЕНИЯ ИЗЛУЧЕНИЯ ОТ ТИПА ВЕЩЕСТВА

При прохождении рентгеновских лучей через вещество их интенсивность уменьшается вследствие истинного поглощения и рассеяние. Интенсивность I параллельного пучка рентгеновских лучей при прохождении ими в веществе расстояния d удовлетворяет закона Бугера (см. раздел 8):

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (10.35)$$

где I_0 - интенсивность падающих на вещество лучей (при $d = 0$), а μ - линейный коэффициент ослабления.

Так как ослабление интенсивности излучения, которое проходит, осуществляется за счет истинного поглощения (фотоэффект и комптон-эффект) и когерентного рассеяния, то μ равно сумме линейных коэффициентов истинного поглощения τ и рассеяние σ :

$$\mu = \tau + \sigma \quad (10.36)$$

Учитывая (10.36), формулу (10.35) записывают в виде

$$I = I_0 e^{-(\tau + \sigma)d}$$

Экспериментально установленная формула зависимости коэффициента истинного поглощения τ от атомного номера Z , плотности ρ поглощающей среды и длины волны λ рентгеновских лучей:

$$\tau = k\rho Z^4 \lambda^3, \quad (10.37)$$

где k - коэффициент пропорциональности



Зависимость интенсивности I_θ от угла рассеяния θ для разных значений α приведена на рис.6. Интенсивность I_θ дается отрезком прямой, которая проведена под углом θ от начала координат к сечению с кривой. С ростом α (энергии γ -квантов) интенсивность рассеяния назад ($\theta = \pi$) и в стороны ($\theta = \pi/2, \theta = 3\pi/2$) уменьшается, а при $\alpha = 5$ рассеянное излучение направляется в основном вперед.

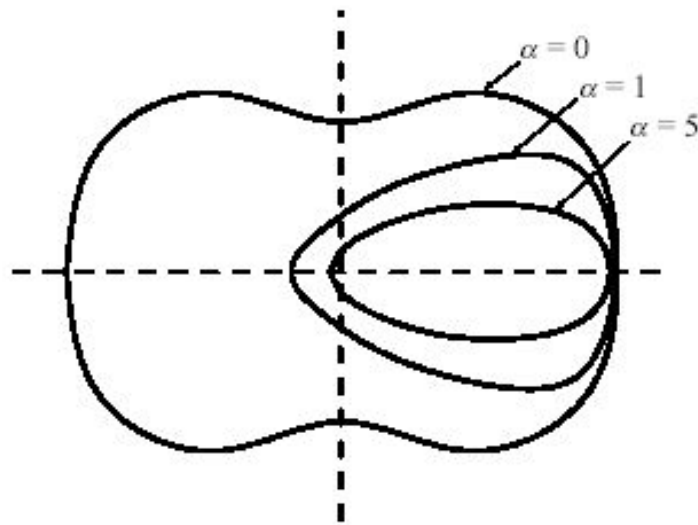


Рис. 6.



На рис. 5 приведена зависимость $\tau / \rho = f(\lambda)$ для аргона. С уменьшением λ в области длин волн, которые отвечают коротковолновой границе К-, L-, M- и т.д. серий характеристического рентгеновского излучения коэффициент поглощения τ резко возрастает. Это объясняется тем, что при таких длинах волн энергия падающего γ -кванта становится больше энергии связи электрона, который находится соответственно на К-, L-, M- и т.д. оболочках атома, и этот электрон может быть выбит из атома.

Для удобства вводят электронный коэффициент поглощения, что характеризует ослабление, которое относится до одного электрона:

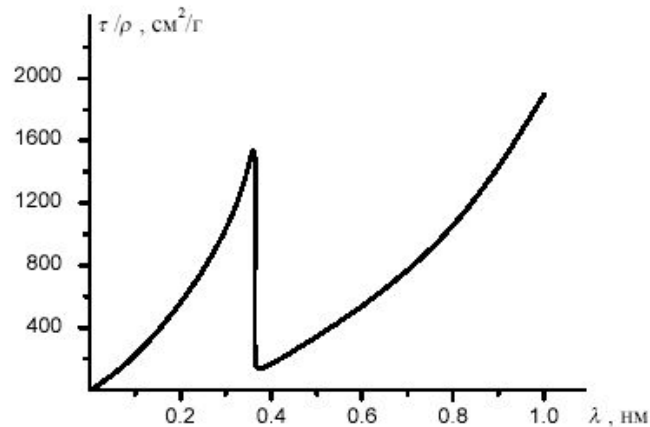


Рис. 5.

$$\tau_e = \frac{\tau}{n Z} = \frac{\tau A}{\rho L_0 Z}$$

ВЫНУЖДЕННАЯ НИЗМЕННОСТЬ ЯДЕР

Вынужденная измененность ядер. Вынужденная измененность ядра есть одним из видов ядерной реакции. Ядерной реакцией называется процесс взаимодействия атомного ядра с элементарной частичкой или с другим ядром, который приводит к преобразованию ядра (или ядер). Взаимодействие реагирующих частичек возникает при приближении их к расстоянию порядка 10^{-13} см благодаря действию ядерных сил. Ядерные реакции могут сопровождаться как выделением, так и поглощением энергии. Количество энергии, которая выделяется, называется тепловым эффектом. Он определяется разностью масс покоя (что выраженные в энергетических единицах) исходных и конечных ядер. Если сумма масс конечных ядер большая суммы масс исходных ядер, то реакция протекает с поглощением энергии и тепловой эффект ее будет отрицательным.

Масса ядра всегда меньше суммы масс частичек, которые входят в его состав. Это обусловлено тем, что при объединении нуклонов в ядро выделяется энергия связи нуклонов один из другим. Энергия связи $E_{св}$ равняется той работе, которую необходимо выполнить, чтобы разделить нуклоны и отдалить их один от другого на такие расстояния, при которых они не взаимодействуют между собой. Таким образом, энергия ядра меньше энергии системы невзаимодействующих нуклонов на величину, которая равняется $E_{св}$. Согласно закону взаимосвязи массы и энергии $E = mc^2$, уменьшение энергии тела на ΔE должно сопровождаться уменьшением массы тела на $\Delta m = \Delta E / c^2$.



Энергия связи нуклонов в ядре равная:
 $E_{зв} = c^2\{[Zm_p + (A-Z)m_n] - m_A\}$. (9)

Здесь m_p , m_n - массы покоя протона и нейтрона соответственно.

На рис.2 изображен график зависимости $E_{зв}/A$ от массового числа A . Наисильнее связанные нуклоны в ядрах с массовыми числами порядка 50-60 (т.е. для элементов от Cr до Zn). Энергия связи для этих ядер достигает 8,7 Мев/нуклон. С ростом A удельная энергия связи постепенно уменьшается, для тягчайшего естественного элемента урана она составляет 7,5 Мев/нуклон. Такая зависимость удельной энергии связи от массового числа делает энергетически возможными два процесса:

1) распад тяжелых ядер на несколько более легких ядер и 2) слияние (синтез) легких ядер в одно ядро. Оба процесса должны сопровождаться выделением большого количества энергии.

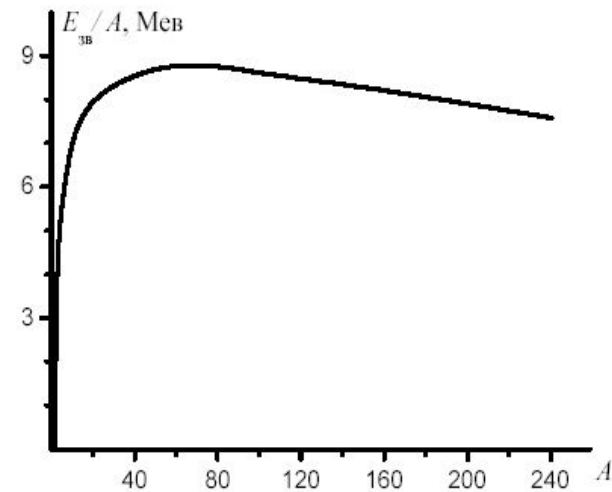


Рис. 2.



ПОГЛОЩАЮЩАЯ И ИОНИЗИРУЮЩАЯ СПОСОБНОСТЬ А- И β -ЧАСТИЧЕК И γ - ИЗЛУЧЕНИЕ

Как отмечалось в параграфе 10.2, действие заряженных α - и β -частиц радиоактивного излучения на вещество сводится главным образом к возбуждению и ионизации атомов, т.е. перехода электронов атома на более высокие энергетические уровни и отрыва электронов от атома. При этом, если энергия α - и β -частиц есть достаточно большой, то они могут выбить электроны из глубоких энергетических уровней, которые приводит к возникновению характеристического рентгеновского излучения.

Относительно γ -излучение, то первичные механизмы его действия на вещество большей частью подобный действия рентгеновского излучения, а именно: сводятся к фотоэффекту и эффекту Комптона. Кроме того, для γ -излучение больших энергий характерным становится процесс образования электронно-позитронных пар. Поскольку энергии покоя электрона и позитрона почти одинаковые (массы их покоя отличаются на 0.007%)

$$W_0 = m_0 c^2 = 0.51 \text{ Мев},$$

то для образования электронно-позитронной пары и предоставление этим частице и античастице кинетической энергии необходимо, чтобы энергия γ -фотона была большей, чем $2W_0 = 1.02 \text{ Мев}$.

Таким образом, ослабление пучка γ -излучение, как и рентгеновского излучения, описывается законом Бугера (10.35), в котором линейный коэффициент ослабления μ состоит из суммы трех слагаемых

$$\mu = \mu_{\phi} + \mu_{\kappa} + \mu_{\pi} \quad (10.38)$$

где первое слагаемое характеризует ослабление за счет явления фотоэффекту, второй - комптон-эффекта, а третий - образование



В веществах с высоким атомным номером (например, в свинце) при энергиях фотонов меньших, чем 1 Мев, главным образом происходит фотоэффект, при средних энергиях (2-5 Мев) - комптон-эффект, а при больших энергиях значения приобретает образование пар. В результате общий коэффициент ослабления с ростом энергии фотонов сначала падает вследствие снижения фотоэффекту, а потом увеличивается за счет образования пар.

Для веществ с невысоким атомным номером (например, для воды) при энергии γ -фотонов $W < 100$ кев преобладает фотоэффект, при $W \approx 1$ Мев - эффект Комптона, а при $W > 10$ Мев - процесс образования электронно-позитронных пар.

Для воздуха фотоэффект имеет значение только при энергии фотонов ≈ 0.01 Мев, потом происходит главным образом комптон-эффект, образование пар возможно только при энергии порядка 30-40 Мев.

Важно указать, что ионизирующая способность возрастает в ряду γ -, β -, α излучение, а проникающая способность в обратном ряду α -, β -, γ -излучение (см. рис. 10.13).

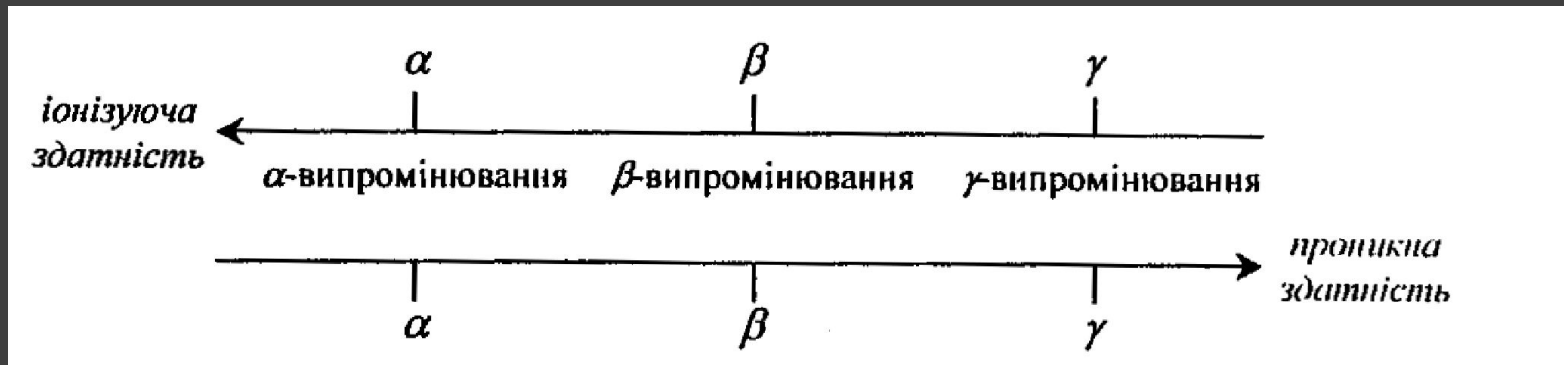


Рис. 10.13. Відносна іонізуюча та поглинаюча здатність радіоактивного випромінювання.

СОСТАВЛЯЮЩИЕ ДЕЙСТВИЯ α -И β - ЧАСТИЧЕК И γ -ИЗЛУЧЕНИЕ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ИХ СВОЙСТВ

Для более детальной характеристики взаимодействия радиоактивного излучения с веществом вводят такие величины:

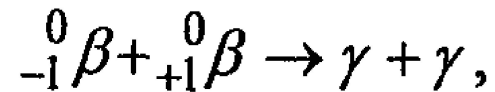
- 1) удельная ионизация
- 2) ионизационные потери
- 3) полный пробег

Конечно, эти величины не являются постоянными и зависят от типа излучения и его энергии. Так, для β -частичек с энергией 8 Мев максимальное значение удельной ионизации в воздухе составляет около 8104 пар ионов на 1 см пути, причем это значение достигается не сразу при попадании β -частички в воздух, а после того, как она прошла путь около 6 см. При этих условиях скорость β -частички уменьшается настолько, что ее ионизирующая способность становится максимальной, а ионизационные потери достигают значения 2.7 Мев/см.

В жидкостях типа воды и в теле человека и животных типичные значения полного пробега β -частичек обычно существенно меньше за их значение в воздухе и составляют приблизительно $R \approx 0.1-0.01$ мм. Объяснение этого факта связано с тем, что биологические жидкости, как и вода, содержат много атомов водорода, масса которых по порядку величины близкая к массе β -частичек. Чем ближе масса частичек, которые соударяются, тем эффективнее передается кинетическая энергия от одной частички к другой. В этом случае так называемый коэффициент аккомодации, которая определяет такой процесс передачи энергии, направляется к единице. Именно этим определяется быстрое замедление β -частичек в организме человека и животных, которые на 70-80% состоят из жидкостей, которые за своей консистенцией приближаются к воде. Другим примером являются использования тяжелой воды D₂O для замедления нейтронов в ядерном реакторе.



Что касается β -частичек, то послабление их потока в веществе происходит приблизительно тоже по закону Бугера $I_{\beta} = I_0 e^{-\mu_{\beta}d}$ причем взнос в линейный коэффициент послабления μ_{β} потока β излучения дают такие процессы, как ионизация и возбуждения атомов и молекул, тормозное рентгеновское излучение, рассеяние на электронах атомов и молекул и т.п.. Следует отметить, что в случае позитронного β -излучения встреча электронов и позитронов, т.е. частичек и античастиц, приводит к реакции аннигиляции,



вследствие которой появляются 2 γ - кванты, которые через закон сохранения импульса разлетаются под углом 180° один до одного. При средних значениях энергии $E_{\text{Серед}} = E_{\text{max}} / 3$ β - частичкам в организме человека и животных (маются на внимании, конечно, электроны) присущие значительно большие значения полного пробега R_{β} , чем β -частичкам, а именно: $R_{\beta} \approx 10\text{-}20$ мм. Большая проникаемая способность β -частичек объясняется меньшей их массой ($m_{\alpha} / m_{\beta} \approx 7345$) и существенно меньшими ионизационными потерями и удельной ионизацией (для релятивистских β -частичек, т.е. электронов, которые двигаются со скоростью, которая близкая к скорости света, удельная ионизация составляет приблизительно 50 пар ионов на 1 см пути).

Вопрос об ослаблении β -излучения обсуждалось раньше в связи с формулой (10.38). Дополнительное внимание буде уделено этому вопросу дальше в лабораторной работе "Определение коэффициента линейного послабления β -излучение

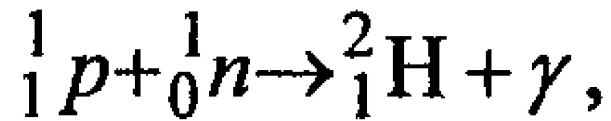


НЕЙТРОНОВ

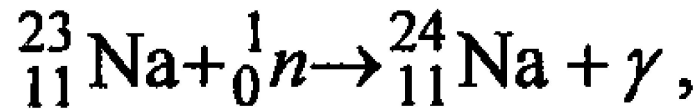
К ионизирующему излучению относят также протоны и нейтроны. Скорость и энергия протонов, которые образуются при ядерных реакциях, а также их проникаемая и ионизирующая способности близкие к соответствующим величинам альфа-частиц. Нейтроны, которые выкидаются при ядерных реакциях, имеют начальную скорость порядка $3 \cdot 10^7$ м/с и энергию до $4 \cdot 5$ Мев. В связи с отсутствием заряда первичная ионизирующая способность в них низкая, проникаемая соответственно довольно высокая.

Ионизирующий эффект от действия нейтронов на вещество является следствием, главным образом, вторичных процессов. При взаимодействии нейтронов с ядрами атомов могут происходить упругое рассеяние, неупругое рассеяние и захват нейтронов ядрами (радиационное увлечение). При неупругих взаимодействиях, особенно с ядрами легких элементов, нейтрон передает ядру часть кинетической энергии. За счет полученной энергии ядро, которое в данном случае называется ядром отдачи, вызывает вторичную ионизацию, которая через наличие в ядре электрического заряда может быть довольно интенсивной. Поскольку ткани организма содержат много водорода, то быстрые нейтроны легко теряют в них свою энергию и, образуя ядра отдачи (протоны), вызывают значительную ионизацию. При существенных передачах энергии при неупругих взаимодействиях ядер с нейтронами происходит возбуждение ядра, вследствие чего оно излучает один или несколько γ -фотонов. Если нейтрон поглощается ядром, то происходит ядерная реакция. По обыкновению это превращение ядра в радиоактивный изотоп со следующим β -распадом и излучением γ -фотонов. При этом в биологических тканях часто образуются дейтерий H за реакцией





радиоактивные изотопы натрия за реакцией



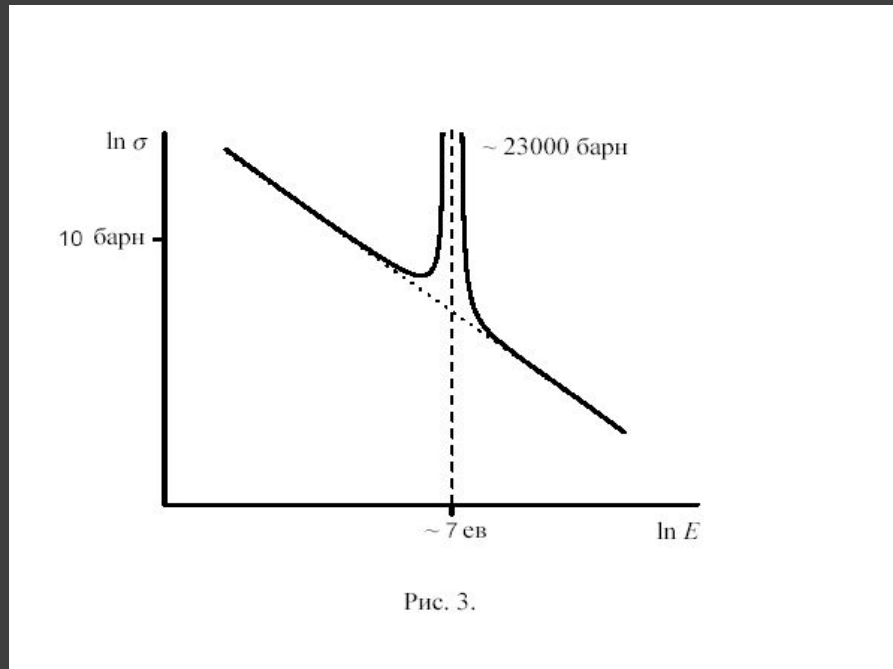
а также радиовуглець за реакцией (10.20) и др.

При действии ионизирующих излучений может происходить также нарушение структуры молекул вещества. В частности, можно отметить радиолиз воды, который заключается в ионизации, а потом распаде ионизированной молекулы воды с образованием ненасыщенных радикалов ? и OH , которые не несут электрических зарядов, но имеют ненасыщенные валентности и потому имеют исключительно высокую химическую активность.



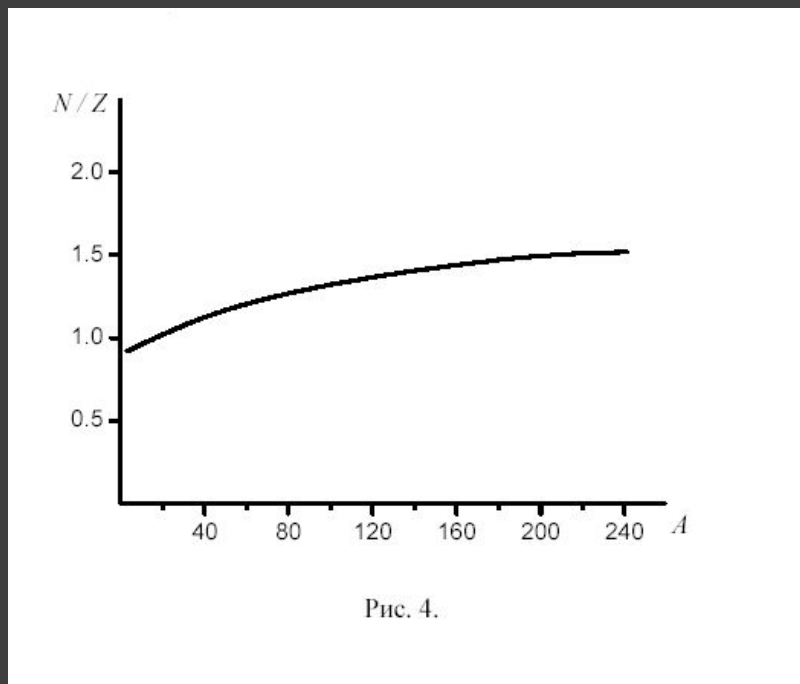
ЗАВИСИМОСТЬ УВЛЕЧЕНИЯ НЕЙТРОНА ЯДРОМ ОТ ЕГО ЭНЕРГИИ

Наибольшее значение имеют реакции, которые визиваются нейтронами. Эффективный перерез реакции как правило возрастает при уменьшении энергии нейтронов. Это можно объяснить тем, что чем меньшая скорость v нейтрона, тем большее время, которое он находитесь в сфере действия ядерных сил, пролетая близ ядра, и, итак, тем большая вероятность его захвата. В связи с этим во многих случаях эффективный перерез σ изменяется как $1/v \sim E^{-1/2}$. Однако довольно часто случаются ядерные реакции, для которых перерез увлечения нейтронов ядром имеет резко выраженный максимум для определенной энергии E нейтронов. В качестве примера на рис.3 приведенная кривая зависимости перереза увлечения σ нейтрона ядром U238 от энергии нейтрона E . В этом случае зависимость $\sigma \sim E^{-1/2}$ изображает прямой линией, которая описывается уравнением: $\ln \sigma = \text{const} - \frac{1}{2} \ln E$. Как видно из рисунку, кроме области энергий вблизи 7 эв, зависимость $\ln \sigma$ от $\ln E$ действительно близкая к прямой. Однако при $E = 7$ эв перерез увлечения резко возрастает, достигая 23000 барн.



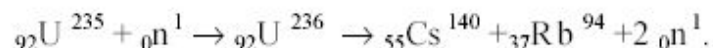
РЕАКЦИЯХ

Как отмечалось выше, измененность тяжелых ядер сопровождается выделением большого количества энергии. Но особенно важным есть то обстоятельство, которое при делении каждого ядра выделяется несколько нейтронов. Относительное количество нейтронов в тяжелых ядрах значительно большая, чем в средних ядрах. Это видно на рис.4, где изображена зависимость относительного количества нейтронов N/Z от массового числа A для стойких ядер. В связи с указанным осколки оказываются сильно перегруженными нейтронами, в результате чего они выделяют по несколько нейтронов. В среднем на каждый акт деления приходится 2,5 выделенных нейтронов. Большинство нейтронов выделяется мгновенно (за время, меньшее ~ 10 -14 сек). Часть (возле 0,75%) нейтронов, которые получили название запоздалых нейтронов, выпускается с запаздыванием от 0,05 сек до 1 минуты.

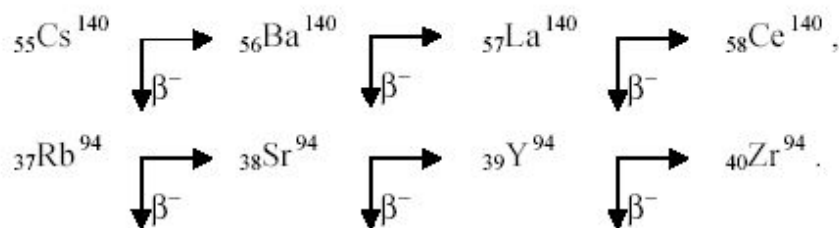


Выделение мгновенных и запоздалых нейтронов не отстраняет полностью перегрузки осколков деления нейтронами. В связи с этим большинство осколков оказывается радиоактивной и испытывает β^- -преобразований, которые сопровождаются γ -излучением.

Один із шляхів, яким здійснюється поділ, має вигляд:



Осколки поділу – цезій і рубідій – зазнають перетворення:



Конечные продукты - церий Сие140 и цирконий Zr94 - являются стабильными.

Кроме урана при облучении нейтронами делятся также торий (90Th) и протактиний (91Pa), а также трансурановый элемент плутоний (94Pu). Низменность тяжелых ядер может быть вызванной не только нейтронами, но и другими частичками - протонами, α -частичками, дейтерием ??, а также γ -фотонами. Нейтроны сверхвысоких энергий (порядка нескольких сотен Мев) визивают низменность и более легких ядер.



ХИМИЧЕСКАЯ СТАДИИ РАДИАЦИОННОГО ПОВРЕЖДЕНИЯ

Согласно общепринятым концепциям радиационной защиты (см. список литературы к разделу 10), существует несколько основных физико-химических механизмов повреждений, которые вызываются действием радиоактивных излучений на живые существа.

Первичная стадия (условно ее можно назвать физической), связанная с ионизацией молекул воды (напомним еще раз, который в теле человека на воду приходится около 3/4 общего веса) откалывается электрон согласно реакции

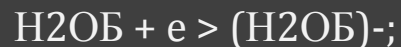


Этот процесс в типичных случаях длится очень короткое время ($t \approx 10^{-16}$ с)

Следующая так называемая физико-химическая стадия, которая длится приблизительно на протяжении 1 мкс, характеризуется несколькими процессами (реакциями), а именно:



б) присоединением электрона к нейтральной молекуле воды с образованием від'ємно зарядженного іона $(\text{H}_2\text{OБ})^-$, т.е.



в) преобразование этого іона на атом водорода и від'ємно зарядженный іон $(\text{ВОН})^-$, т.е.



Таким образом, продуктами этих реакций являются образования как заряженных (ВОН)- и Н+, так и нейтральных Н, ВОН частичек. Следует заметить, что протон Н+ и ион (ВОН)- не сыграют у следующего любой значительной роли, так как вследствие диссоциации их есть довольно много в обычной воде, тогда как нейтральные образования - молекула водорода ? и гидроксильная группа ВОН являются свободными радикалами. Они имеют неспаренный электрон и потому химически есть очень активными.

На этой стадии возникает еще и водородный пероксид Н2О2 за реакцией ВОН + ВОН -> Н2О2, который является очень сильным окислителем.

После физико-химической стадии наступает стадия, которую можно условно назвать химической. На этой стадии, которая длится типично несколько секунд, продукты реакций, которые получены на предыдущей стадии, начинают взаимодействовать с органическими молекулами в клетках, могут атаковать комплексы молекул в хромосомах и т.п..

БИОЛОГИЧЕСКАЯ СТАДИЯ РАДИАЦИОННОГО ПОВРЕЖДЕНИЯ И ОБЪЕКТЫ НАИБОЛЬШЕГО ВЛИЯНИЯ РАДИАЦИИ

- Таким образом, первые три стадии (физическая, физико-химическая и химическая) по сути еще не вызывают больших нарушений в тканях. Токсичное действие излучения связано со вторичными реакциями, при которых происходит разрыв связи внутри сложных органических молекул. Свободные радикалы и другие активные биохимические продукты становятся катализаторами для вторичных реакций уже биологического порядка, которые развиваются лавиноподобно за типом цепной реакции и могут привести организм к состоянию, которое называют лучевой болезнью.

Все эти процессы происходят на последней биологической стадии, продолжительность которой может изменяться в очень широких границах - от нескольких минут к десяткам лет. Радиационные повреждения на биологической стадии обычно разделяют на такие два класса:

- а) соматические
- б) преемственные

Биологическая стадия характеризуется, таким образом, отдаленными влияниями указанных выше физико-химических механизмов действия излучения на живые существа, которые связаны с замедлением или остановкой процессов деления клеток, которые приводят к соответствующим изменениям в клетках следующих поколений и к преждевременной гибели клеточной популяции и организма в целом.



- Следует отметить, что ионизирующее излучение действует на все біооб'єкти, начиная из простейших вирусов и бактерий и заканчивая такими найскладнішими, как человек. Изучение радіочутливості біооб'єкта, т.е. его восприимчивости к действию разных видов ионизирующего излучения, довело, что это действие происходит на всех уровнях организации живых существ - молекулярному, клеточному и організменному.
- о Важнейшие биологические макромолекулы - белки, нуклеїнові кислоты, ферменты и т.п. - под действием ионизирующего излучения теряют свою биологическую активность (гормональную, ферментативную и др.), в них происходит деполімеризація или, наоборот, возникают новые химические образования. В клетках даже разрушается процесс деления, которое может иногда происходить при Dпогл ? 3-5 советов. Доказаниый, что наиболее радіочутливою частью клеток есть его ядро. Гибель клеток вследствие облучения ядра происходит при дозах, которые у десятки и сотни раз меньше за те дозы, которые приводят к гибели этих клеток при облучении их цитоплазмы. Вместе с тем было експериментально установлено, что замена цитоплазмы озаренной клетки на цитоплазму неозаренных восстанавливает свойство клетки к дальнейшему делению.

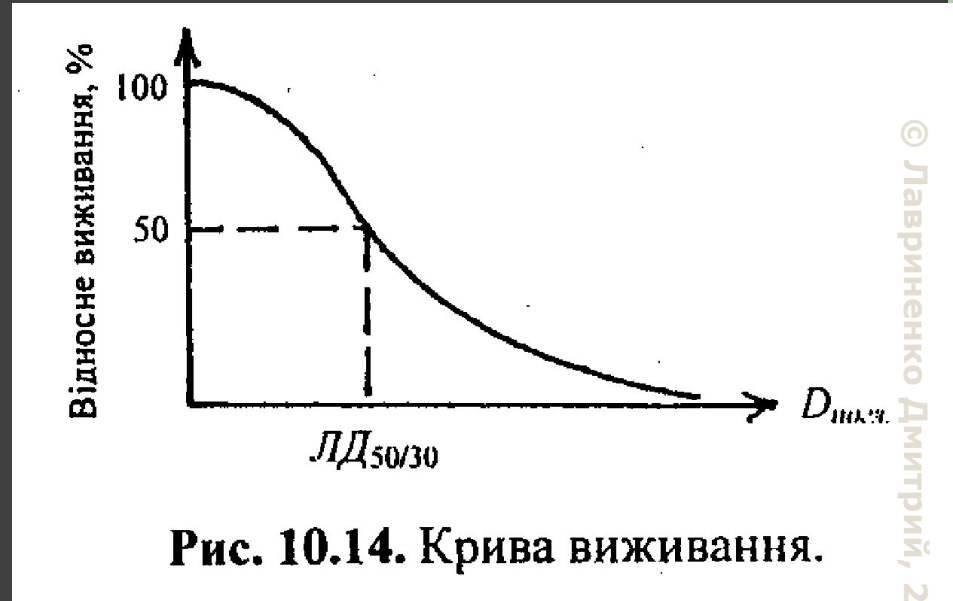


РАННИЕ РАДИАЦИОННЫЕ ЭФФЕКТЫ

Важным результатом подобных радиационных экспериментов было установление того принципиального факта, что гибель живых организмов происходит вследствие одновременного поражения многих клеток и тканей. Вследствие этого поражения поднимается общая регуляция жизненно важных процессов, которые происходят в костном мозге, лимфатической системе, кишечном тракте, половых железах и других системах организма человека и животного.

На рис. 10.14 приведенная так называемая кривая выживания, которая характеризует зависимость количества лиц (людей, животных), что выживают при облучении, от поглощенной дозы.

Более точно, отдаленные влияния действия радиации разделяют на ранние и поздние эффекты.



Для характеристики ранних радиационных эффектов часто вводят так называемую "летальную дозу" ЛД50/30. Это такая доза, которая есть летальной для 50% озаренных объектов определенной популяции через 30 суток после облучения. Для человеческой популяции летальная поглощенная доза ЛД50/30 представляет от 3 до 8 Гр, или 300-800 советов при общем облучении тела рентгеновскими лучами. При поглощенной дозе $D_{\text{погл}} < 1 \text{ Гр} = 100$ советов вероятность смерти есть очень малой, тогда как при поглощенной дозе $D_{\text{погл}} > 8 \text{ Гр} = 800$ советов вероятность выжить есть уже очень малой.

При поглощенных дозах порядка 10 Гр (1000 советов) смерть наступает от повреждения белых кровяных клеток (у основному - лимфоцитов). Эти форменні элементы крови обычно обеспечивают защиту от инфекций. При их гибели под действием больших доз радиации озаренный человек не может противостоять любым инфекциям, которые становятся смертельно опасными. Риск смерти при $D_{\text{погл}} \approx 10 \text{ Гр}$ уменьшается, если пациент содержится в стерильном помещении и ему делается пересадка спинного мозга для стимуляции появления дополнительных белых кровяных клеток. Без подобных мероприятий смерть озаренного человека наступает через 3-5 суток, если $D_{\text{погл}} > 10 \text{ Гр} = 1000$ советов.

При значительно больших поглощенных дозах радиации ($D_{\text{погл}} \approx 100 \text{ Гр}$), происходит катастрофическая гибель клеток желудочно-кишечного тракта, а при еще больших дозах гибнут клетки центральной нервной системы. Следует однако указать, что в экспериментах на животных смерть не наступала мгновенно даже при 500 Гр.



ПОЗДНИЕ РАДИАЦИОННЫЕ ЭФФЕКТЫ

Относительно поздних радиационных эффектов, то одним из опаснейших проявлений действия радиации есть рак. Основной механизм появления этого смертельно опасного заболевания связан с разрушением системы контроля деления клеток. Следствием становится более быстрый процесс деления озаренных клеток в сравнении со скоростью этого процесса в неозаренных (нормальных) клетках. Такой процесс ускоренного деления клеток называется, как известно, пролиферацией клеток. Эффект пролиферации передается по наследству дочерним клеткам, вследствие чего могут появляться злокачественные опухоли. Между временем облучения человека и нахождением у нее ракового заболевания может пройти довольно большой (до 30 лет) промежуток времени - так называемый "латентный период".

К сожалению, не существует пороговой дозы, ниже которой нет риска заболеть раком. Вместе с тем нет прямых подтверждений того факта, что любые малые дозы радиации способны вызвать рак. Это довольно необыкновенное, на первый взгляд, противоречие можно объяснить такими экспериментальными данными, приведенными английскими радиологами Торном и Веннартом.



ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ДАННЫЕ ТОРНА И ВЕННАРТА

Пусть есть человеческая популяция, которая включает в себя миллион людей. Тогда оказывается, что при эквивалентной дозе радиационного излучения в 1 миллизиверт ($D_{екв} = 1 \text{ мЗв}$), которую получил каждый человек, общее количество случаев заболевания раком любых органов и тканей составляет: у мужчин - 10.5 случаев, у женщин - 15.5 случаев. Разность в пять случаев связана с заболеваниями женщин на рак молочной железы (более подробные данные в табл. 10.2). Интересным есть тот факт, что произведение количества людей N в группе на эквивалентную дозу $D_{екв}$ (это так называемая популяционная эквивалентная доза) остается величиной постоянной, т.е. $N \cdot D_{екв} = \text{const}$. Другими словами, такая же количество мужчин (всего их будет 10-11) или женщин (их будет 15-16) заболеет на рак любой формы при условии, которое будет взято группы не в миллион, а в тысячу людей, если эквивалентная доза станет не 1 мЗв, а 1 Зв. Такой самый результат будет наблюдаться и для $N=109$ людей при $D_{екв}=10^{-6}$ Зв.

©Лавриненко Дмитрий, 2010

Тип (локалізація) раку	Кількість випадків на 10^6 людей при $D_{екв} = 10^{-3}$ Зв	
	ч о л о в і к и	ж і н к и
Саркома кісток	0.5	0.5
Рак щитовидної залози	1.0	1.0
Рак печінки	1.0	1.0
Рак легенів	2.0	2.0
Рак крові (лейкемія)	3.0	3.0
Рак грудної залози	–	5.0
Раки інших локалізацій	3.0	3.0
В С Ь О Г О	10.5	15.5

Таблиця 10.2. Кількість захворювань на рак внаслідок радіаційного випромінювання



ОБЩЕЕ ВЛИЯНИЕ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА ОРГАНИЗМ ЧЕЛОВЕКА

При действии разных типов ионизирующего излучения на биологические среды происходит передача энергии малыми конечными порциями (квантами) во время отдельных актов взаимодействия с веществом. Для ионизации опроминюваного биологической среды необходимая минимальная величина энергии, которая определяется средним потенциалом ионизации (табл. 10.3).

Во время действия ионизирующего излучения прежде всего ионизируются молекулы воды - наиболее распространенной среды любого биологического объекта, которые превращаются в свободные радикалы \cdot и ВОН. Как отмечалось, свободные радикалы имеют высокую химическую активность и вступают в реакции непосредственно с биологическими молекулами. Начинается цепная реакция, когда в химические взаимодействия вступает все больше молекул. Вызванные ионизирующим излучением биохимические реакции приводят к изменениям в участках клеточных структур (ДНК, мембраны, хроматиды и т.п.). При небольших дозах облучения защитные механизмы организма восстанавливают повреждение в ДНК, выводят из организма поврежденные клетки, нейтрализуют их системой иммунной защиты. При больших дозах облучения защитная система организма не в возможности ликвидировать следствия ионизации, которая приводит к нарушению нормальной жизнедеятельности клеток, тканей, органов и организма в целом.

Середовище	Середній потенціал іонізації, <i>eV</i>
Вода	65
М'язи	66
Кістки	85
Повітря	34

Таблиця 10.3. Середній потенціал іонізації
для різних середовищ



Клетка, в которой ионизирующим излучением вызванные онкогенные изменения, продолжительное время может оставаться в состоянии покоя. Для проявления ее измененных свойств необходимое действие на клетку активаторов (промоторов), которые вызовут ее ускоренную низменность. В организме всего насчитывается около 10^{14} г клеток. Всегда есть в наличии определенное количество инициированных клеток, из которых только единицы образуют кланы злокачественных клеток. С увеличением числа облучений возрастает количество инициированных клеток. Повторное радиационное действие для этих клеток может служить промотором. Это объясняет кумулятивное действие ионизирующего излучения на биологический объект с точки зрения риска отдаленных вероятных (стохастичних) следствий.

Вызванные изменения в генетическом аппарате соматических клеток могут привести к перерождению клеток в злокачественные.

Изменения в генетическом аппарате половых клеток у лиц детородного периода жизни могут побуждать к наследственным изменениям у потомков озаренных.

Таблица 1 Випромінювання високої енергії

Вид випромінювання	Джерело	Енергія часток, МеВ	Густина іонізації на 1 мк тканині, кеВ	Енергія, яка поглинає 1 мк тканини, кеВ	Пробіг у тканині
1	2	3	44	5	6
Рентгенівське випромінювання м'яке	Рентгенівські трубки на				
	100 кеВ	0.1(макс)	100	3.5	-
	200 кеВ	0.2(макс)	80	2.8	-
	1 меВ	1.0(макс)	15	0.5	-
	бетатрон	20	8	0.28	-
γ-випромінювання	C^{60}	1.2	8	0.42	© Лавринчук Дмитрій, 2010
	Cs^{137}	0.66	-	-	
	J^{131}	0.36	-	-	
	Ra^{226}	0.18	-	-	
	Th^{232}	0.075	-	-	
	U^{238}	0.048	-	-	
Катодні промені	Катодні трубки при 100-150 кеВ	0.079 - 0.340	-	-	
β-промені	K^{42}	3.58	8	-	16 мм
	R^{32}	1.708	8	0.28	5 мм
	Ca^{45}	0.254	50	-	0.5 мм
	S^{35}	0.169	80	-	0.22 мм
	C^{14}	0.155	80	-	
	H^3	0.018	300	-	
	Sr^{90}	0.54	30	-	
Електронні пучки	Лінійні прискорювачі	1-100	8	-	
	Фізотрон	600	8	-	
	Космотрон	12000 і вище	8	-	
Повільні нейтрони	Ядерний реактор	0-0.001	-	-	
Проміжні нейтрони	Ті ж	0.001-0.5	-	-	
Швидкі нейтрони	>>	0.5-10	-	-	20 см
	Лінійні прискорювачі	0.4-0.9	1100-840	35-37	
Надшвидкі нейтрони	Ті ж	8-12	380-290	12-9	-
Протоше випромінювання	Прискорювачі	1	1000	-	0.01 см
	100	100	10	-	0.1 см
	100	20	-	-	7.7 см
α-промені	Ra^{226}	4.79	3700	-	40 мк
	U^{238}	4.18	-	-	31 мк
	Th^{232}	3.90	-	-	29 мк
	Po^{209}	4.86	4500	-	40 мк
	Po^{210}	5.29	-	150	49 мк
Продукти розпаду	Розпад урану	-	130000	4000	-

ЗАВИСИМОСТИ МЕЖДУ ДОЗОЙ ОБЛУЧЕНИЯ И ЕЕ ЭФФЕКТОМ

- Ведущими международными организациями (Международная комиссия по радиационной защите - МКРЗ, Международное агентство по атомной энергии - МАГАТЭ, Научный комитет по действию атомной радиации при ООН - НКДАР ООН) принимается модель безпороговой линейной зависимости между дозой облучения и ее эффектом. Это предусматривает, что даже минимальное радиационное действие имеет биологический эффект, в частности радиационный канцерогенез. Такой подход базируется на ймовірнісній (стохастичній) природе канцерогенеза. По оценкам риск смертности от рака, вызванного радиационным фоном порядка 1 мЗв/год, соответственно линейной концепции составляет около 10 случаев на 1 млн. человек за год. Это подтверждается данными, приведенными в табл. 10.2. К вопросу о линейности зависимости "доза-эффект" мы еще возвратим ниже.
- На мысль многих исследователей, наиболее чувствительной к ионизирующему излучению структурой клетки есть ДНК, в которой ионизация может вызвать разрыв связи между атомами. Единичные и двойные разрывы вызывают хромосомные искажения (абerrации). Появление хромосомных абerrаций передует злокачественным опухолям. Наличие хромосомных абerrаций в лимфоцитах периферийной крови является признаком передлейкозного состояния, отвечает начальному этапу реакции на лучевую нагрузку.



Говоря об эффекте малых доз ионизирующего излучения, следует принимать во внимание еще один очень важный фактор - продолжительность их действия. В самом деле, одну и ту же самую, скажем, поглощенную (или эквивалентную) дозу можно получить при относительно малых мощностях доз за счет увеличения времени их взаимодействия с веществом (биооб'ектом, в частности). Сказанное подтверждается формулой

$$D = P_1 \cdot t_1 = P_2 \cdot t_2 = \text{const.} \quad (10.39)$$

Отсюда вытекает довольно очевидный факт: одно и то же самое дозовое нагружение ионизирующего излучения наблюдается для случаев, когда отношение мощностей доз обратно пропорциональное временным интервалам действия этих мощностей, т.е.

$$(10.40)$$

$$\frac{P_1}{P_2} = \frac{t_2}{t_1}.$$

ПЛАН

ПРИМЕР ВЗАИМОСВЯЗИ МЕЖДУ ВРЕМЕНЕМ И ЭФФЕКТОМ ОБЛУЧЕНИЯ

Пример. Пусть мощность эквивалентной дозы есть довольно малой: $P_1 = 50$ мкбер/ч (приблизительно только втрое большей за естественное фоновое значение). Тогда эквивалентная доза этого излучения будет такой же, как и излучение с существенно большей мощностью эквивалентной дозы $P_2 = 180000$ мкбер/ч - 50 мбер/с (мощность P_2 более чем в 10 тысяч раз превышает естественное значение) при условии, что продолжительность действия излучения малой мощности t_1 составляет 10 часов, тогда как продолжительность действия излучения большой мощности t_2 составляет лишь 10 с. Для данного примера имеем $P_1 = P_2 \cdot t_1 / t_2$, $t_1 = 3600$ с, $t_2 = 10$ с, так что для обеих случаев произведение мощности эквивалентной дозы на время, т.е. суммарная эквивалентная доза есть величина стала: $P_1 t_1 = P_2 t_2 = 0.5$ мбер.

Эта ситуация в значительной мере эквивалентная упомянутой выше в параграфе 10.4.3 ситуации с популяционной дозой ионизирующего излучения, а именно: медико-биологические эффекты (в частности, количество раковых заболеваний) остается постоянной при одновременном пропорциональном увеличении эквивалентной дозы $D_{\text{экв}}$ и уменьшении численности N человеческой популяции, которая озаряется ($D_{\text{экв}} \cdot N = \text{const}$).

И последнее замечание относительно действия малых доз излучения на биообъекты. Оно касается довольно спорного и не до конца выясненного явления усиления действия физико-химических (и, наверное, и медико-биологических) факторов при следовании параметров, которые характеризуют этот фактор (например, концентрации вещества) к нулю.



С математической точки зрения эффект усиления часто описывается такой формулой:

$$A(C) \sim \ln C, \quad (10.41)$$

где A - определенное свойство (фактор); C - соответствующая сменная (параметр). Примером может быть приведенная в параграфе 6.4.2 зависимость осмотического вноса в химический (электрохимического) потенциала от концентрации C , что подается выражением

$$\Delta\mu = RT \ln C \quad (10.42)$$

Из формул (10.41) и (10.42) непосредственно вытекает, что когда концентрация C направляется к нулю, то величина A или $|\Delta\mu|$ направляются к бесконечности. Более внимательный анализ довольно тонких математических нюансов получения подобных логарифмических особенностей $A(C)$ или $|\Delta\mu| (C)$ показывает, что просто так направляться сменную C к нулю нельзя (через использование так называемой формулы Стирлинга, которая перестает быть верной при $C > 0$). Вместе с тем тенденция к увеличению фактора A при уменьшении параметра C (пусть не к нулю) остается.

Подобные эффекты наблюдаются в физико-химических исследованиях некоторых растворов. Наверное, именно они лежат в основе действия гомеопатических препаратов, а также в действии ионизирующего излучения в малых дозах на биологические объекты. Конечно, крайне необходимое выяснение особенностей молекулярных механизмов действия малых доз излучения, которое нуждается в дальнейших теоретических и экспериментальных исследованиях по стороне специалистов разных областей знаний



ТЕМА

Радиоактивное излучение в медицине

(ст. 349-367)



ПЛАН

10.5.1 Методы рентгенодиагностики

10.5.2 Рентгенотерапия

10.5.3 Рентгеновский структурный анализ а медико-биологических исследованиях

10.5.4 Лучевые нагрузки на медицинский персонал при рентгенодиагностических исследованиях.

10.5.5 Некоторые факты реакции крови на облучение.

10.5.6 Облучение малыми дозами больших групп людей.

10.5.7 Латентный период нарушений, вызванных облучением

10.5.8 Риск, связанный с радиационным воздействием.



Первое практическое применение рентгеновские лучи нашли в области медицинской диагностики и терапии. В январе 1896 г. рентгеновскими лучами занялся изобретатель радио Попов, который изготовил в Кронштадте аппарат для получения рентгеновских лучей. Этот аппарат был им построен уже через две недели после публикации первого сообщения Рентгена. Попов применил свой аппарат для выявления ружейной дроби, которая застряла в теле раненого. Такие аппараты были изготовлены им и доставлены на некоторые корабли флота.



- Врач крейсера "Аврора" В.С. Кравченко впервые применил рентгеновские лучи для диагностики 40 раненных в боях при Цусими в русско-японскую войну (1905 г).
- П.М. Лебедев демонстрировал во время лекций рентгеновские снимки частей своего тела, начиная с января 1896 г. В последующие годы применение рентгеновских лучей в медицине совершенствовалось как для диагностических, так и терапевтических целей.



Методы рентгенодиагностики

Под рентгенодиагностикой понимают распознавание заболевания с помощью просвечивания тела рентгеновскими лучами. Тело человека состоит из тканей и органов, которые имеют разный элементный состав и разную плотность, а значит и разную способность поглощать рентгеновское излучение. Поэтому во время просвечивания тела ткани с большей плотностью поглощают рентгеновские лучи сильнее и выделяются как темные на фоне светлых, мало поглощающих, тканей.



Схема установки для рентгенодиагностического обследования включает три обязательных компонента:

- источник излучения (рентгеновская трубка);
- объект обследования;
- устройство для регистрации рентгеновского излучения, которое прошло через объект.

В зависимости от вида регистрирующего устройства различают несколько методов рентгенодиагностики: рентгеноскопия, флюорография, рентгенография, электрорентгенография, рентгенотелевидение, рентгенотомография.



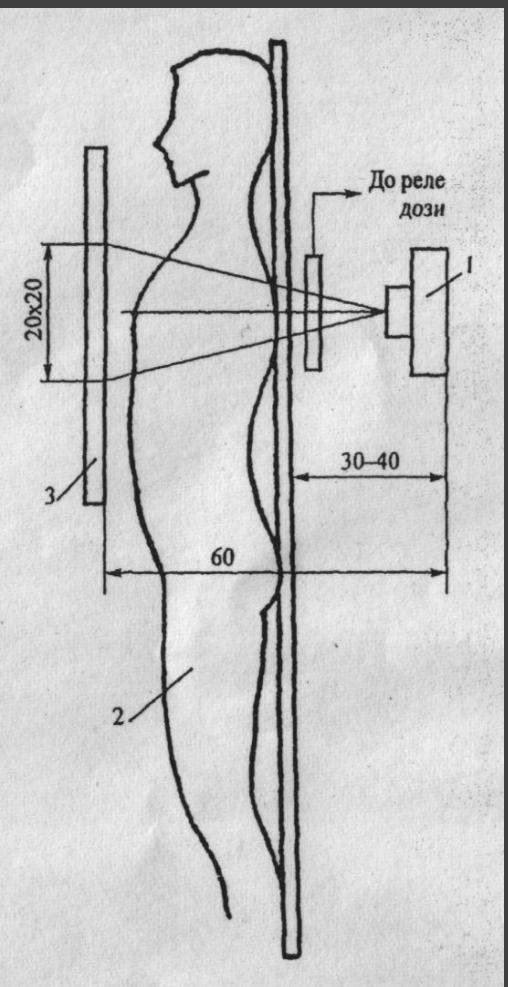
РЕНТГЕНОСКОПИЯ

В этом методе регистрирующим устройством является экран, который светится под действием рентгеновского излучения (флуоресцентный экран). Светотеневое изображение исследуемой части тела на этом экране рассматривает (наблюдает) врач-рентгенолог, который осуществляет визуальный контроль. Между экраном и глазом рентгенолога ставится свинцовое стекло, чтобы защитить врача от рентгеновского излучения, которое проходит через пациента.



Рентгеноскопия дает представление о функциональном (рентгенофункциональном) состоянии органа. Недостатки рентгеноскопии: низкая яркость флуоресцентного экрана, недостаточная контрастность изображения на обычном рентгеновском экране, работа проводится в затемненном помещении, наблюдение проводит один человек. Врач и больной находятся близко к рентгеновской трубке, которая приводит к значительному их облучению. Последнее ограничивает возможность практического применения рентгеноскопии, особенно во время продолжительных рентгенологических обследований.





ФЛЮОРОГРАФИЯ (РЕНТГЕНОФЛЮОРОГРАФИЯ)

Флюорография - рентгенологическое исследование, при котором рентгеновское изображение объекта фотографируется с флуоресцентного экрана на фотопленку. Различают мелкокадровую (24x24 или 35x35 мм) и крупнокадровую (70x70 или 100x100 мм). Последняя за диагностическими возможностями приближается к рентгенографии.

Чтобы защитить рентгенолога в процессе рентгеновского обследования больного, был предложен метод рентгенографии.



Рентгенография - метод рентгенологического исследования, при котором в роли устройства для регистрации используется рентгеновская пленка. Изображение предмета получают на фотопленке. Рентгеновскую съемку любого органа проводят не менее чем в двух взаимно перпендикулярных проекциях. Технические условия съемки автоматически задаются специальными приборами, которые входят в комплект рентгеновской установки. На рентгенограммах оказывается больше деталей изображения, чем при рентгеноскопии.



Рентгенографический метод характеризуется значительно большей информативностью, чем рентгеноскопический. Для анализа рентгенограммы можно привлечь других, более опытных специалистов, и это есть документ, который можно сравнить со следующими аналогичными снимками. При рентгенографии суммарная экспозиция во много раз меньше, чем при рентгеноскопии (при рентгеноскопии, как видно из [рис. 10.15](#), расстояние между фокусами рентгеновской трубки и поверхностью тела минимально - до 30-40 см, а время включения высокого напряжения на рентгеновской трубке велико).



По экспозиции одно рентгеновское обследование эквивалентно 5-9 рентгенограммам. Пропорционально экспозиции изменяется величина тканевых доз. Для повышения разрешающей способности и уменьшения лучевых нагрузок используют усилители рентгеновского изображения (УРИ). Применение УРИ создает меньшие дозовые нагрузки, чем при использовании обычного экрана для рентгеноскопии. Тем не менее и в этом случае при большой продолжительности обследования возможны достаточно большие дозовые нагрузки. В [табл. 10.4](#) приведенные тканевые дозы, полученные во время рентгеноскопического и рентгенографического обследований.



Таблица 10.4 Тканевые дозы, полученные во время рентгенологических исследований

	D _{акт}	D _л	D _ж	D _{пе}	D _п	D _с	D _{мж}	D _{щж}	D _{мг}	D _{жт}
Исследование органов дыхания ($U_A = 80$ кВ, $I = 3$ мА, $t = 120$ с) ³										
Рентгено-скопия без УРП ³	18,5 (1850)	12,6 (1260)	1,4 (149)	2,6 (260)	3,6 (1220)	12,2 (290)	2,9 (290)	2,6 (260)	0,1 (10)	0,15 (15)
Рентгено-графия ³	1,2	1,1	0,13	0,24	0,31	1,0	0,26	0,24	0,07	0,014
(U _A = 70 кВ, I = 1 мА, t = 180 с)										
Рентгено-скопия с УРП ¹	3,9	4,7	0,5	0,8	1,3	4,5	0,9	0,8	0,04	0,05
Рентгено-графия ¹	Тканевые дозы в 3-4 раза меньше, чем при рентгеноскопии									
Катетеризация сердца (U _A = 70 кВ, I = 1,5 мА, t = 620 с)										
Рентгено-скопия с УРП ¹	15,8	24,2	2,8	4,7	6,5	23	4,8	4,7	0,2	0,3
Рентгено-графия с УРП ¹	6,7	0,8	1,4	1,8	5,8	1,7	1,4	1,9	0,05	0,08
Исследование желудка (U _A = 90 кВ, I = 2 мА, t = 540 с)										
Рентгено-скопия без УРП ²	14,04	0,76	9,72	4,32	4,32	1,84	0,76	0,11	35,64	41,04
Рентгено-графия ²	6	0,36	4	1,6	1,6	0,8	0,32	0,08	16	18,4
Рентгено-графия с УРП ¹	2,1	0,12	1,4	0,6	0,6	0,24	0,12	0,02	5	6



Индексами сверху обозначены:

- 1 - тканевые дозы в мГр, в скобках - в милирадах. Из табл. 10.4 видно, что при прицельной рентгенографии (три прицельных снимка) дозы почти в 10 раз ниже, чем при рентгеноскопии;
- 2 - тканевые дозы без УРИ;
- 3 - тканевые дозы в режиме обследования.

Условные обозначения тканевых доз разных органов:

Дакт - активный костный мозг; Дл - легкие; Дж - желудок; Дпе - печень; Дп - почки; Дс - селезенка; Дмж - молочные железы; Дщж - щитовидная железа; Дмг - мужские гонады; Джг - женские гонады.



ТКАНЕВЫЕ ДОЗЫ

Тканевые дозы определяются по формуле:

$$D = r I t$$

Где r - удельное значение тканевой дозы (мкГр/ мАс); I - сила тока в рентгеновской трубке; t - среднее время исследования.

С целью снижения доз облучения рекомендуется полная замена рентгеноскопии на рентгенографию. Рентгеноскопическое обследование, которое проводится с помощью обычного экрана без усилителя рентгеновского изображения, должно применяться только в исключительных случаях.



ЭЛЕКТРОРЕНТГЕНОГРАФИЯ

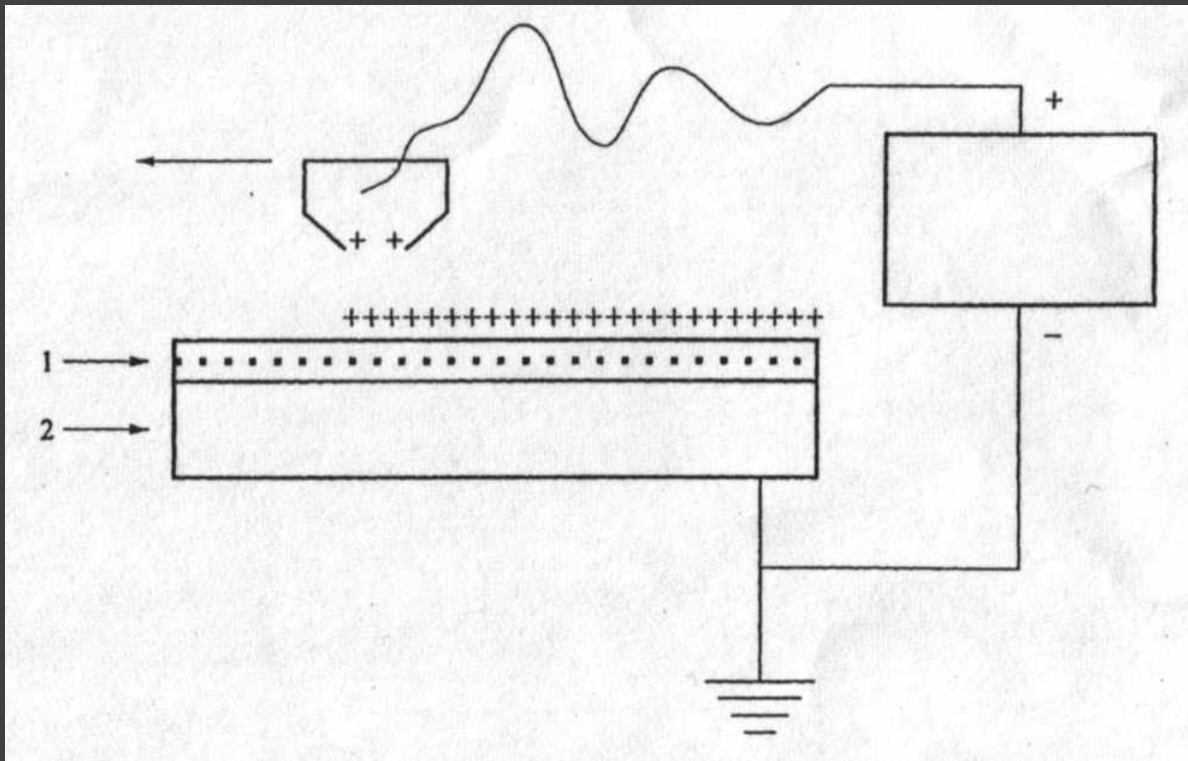


Рис. 10.16а. Зарядка селеновой пластины:

1 - пласт полупроводника;

2 - электропроводная пластина.



В этом методе регистрация излучения, которое прошло через пациента, осуществляется фотоведущим пластом высокоомного полупроводника (селены, окиси цинка и т.п.). Полупроводник наносится на ведущую основу - подложку. Перед получением изображения пласт полупроводника - селеновую пластину - "возбуждают", заряжая ее ионами обычно из коронного разряда в воздухе, а подложку заземляют ([рис. 10.16а](#)). В результате на противоположных поверхностях селеновой пластины появляются заряды противоположных знаков (сверху +, снизу -), внутри пластины создается электрическое поле.

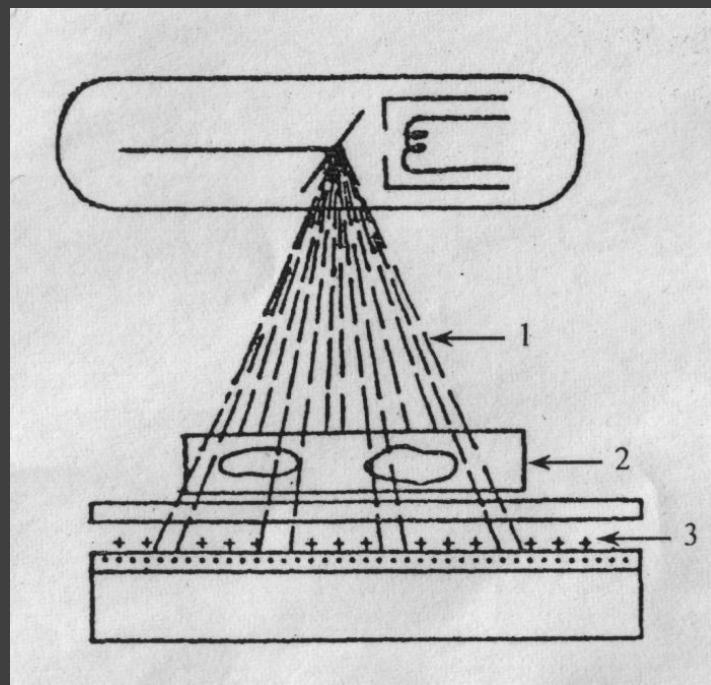


Рис. 10.16 б. Экспонирование:

1 – Рентгеновские лучи;

2 – объект исследования;

3 - участки селенового пласта, где сохранилась поляризация.

При облучении такой пластины рентгеновскими лучами в результате фотопроводимости селена уменьшается сопротивление пласта, которые побуждают к стечению нанесенных на поверхность пласта зарядов пропорционально освещенности.

Заряды, которые остались после экспонирования, образуют скрытое электрическое изображение (рис. 10.16 При облучении такой пластины

рентгеновскими лучами в результате фотопроводимости селена уменьшается сопротивление пласта, которые побуждают к стечению нанесенных на поверхность пласта зарядов пропорционально освещенности. Заряды, которые остались после экспонирования, образуют скрытое электрическое изображение (рис. 10.16 б). Его можно визуализировать двумя способами:

1 - такой:



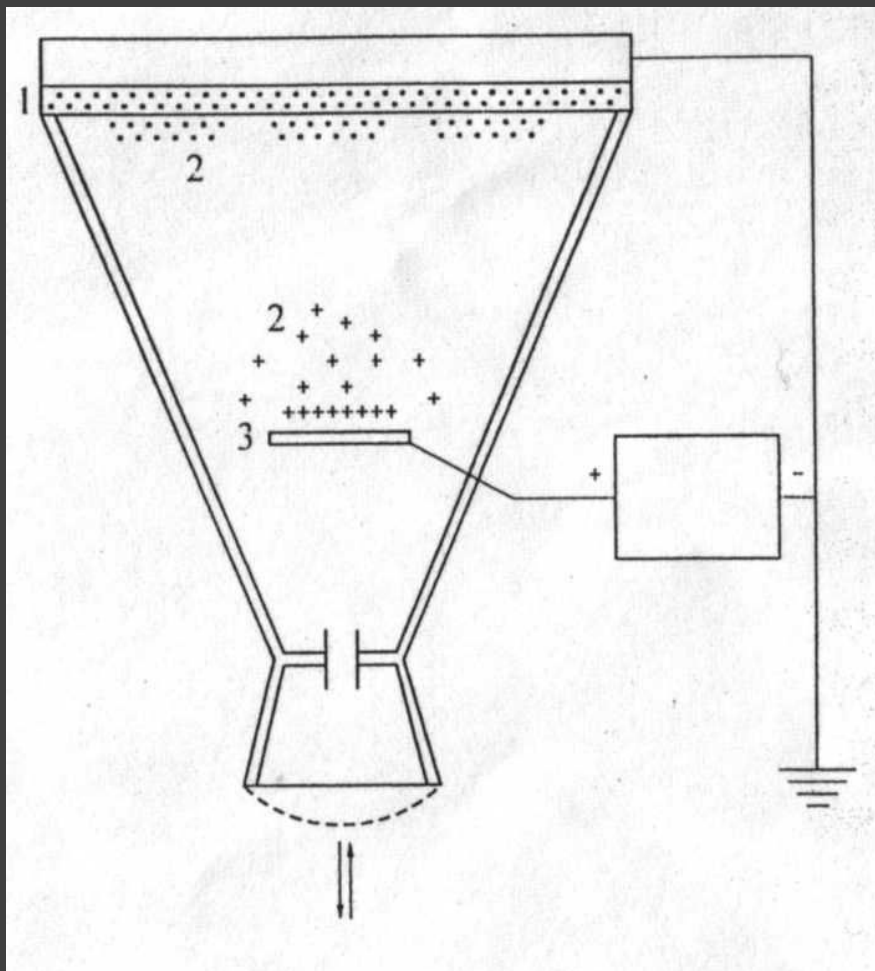


Рис. 10.16 в. Образование электростатического изображения:

- 1 - пластина селена;
- 2 - порошки проявочного вещества;
- 3 - электрод



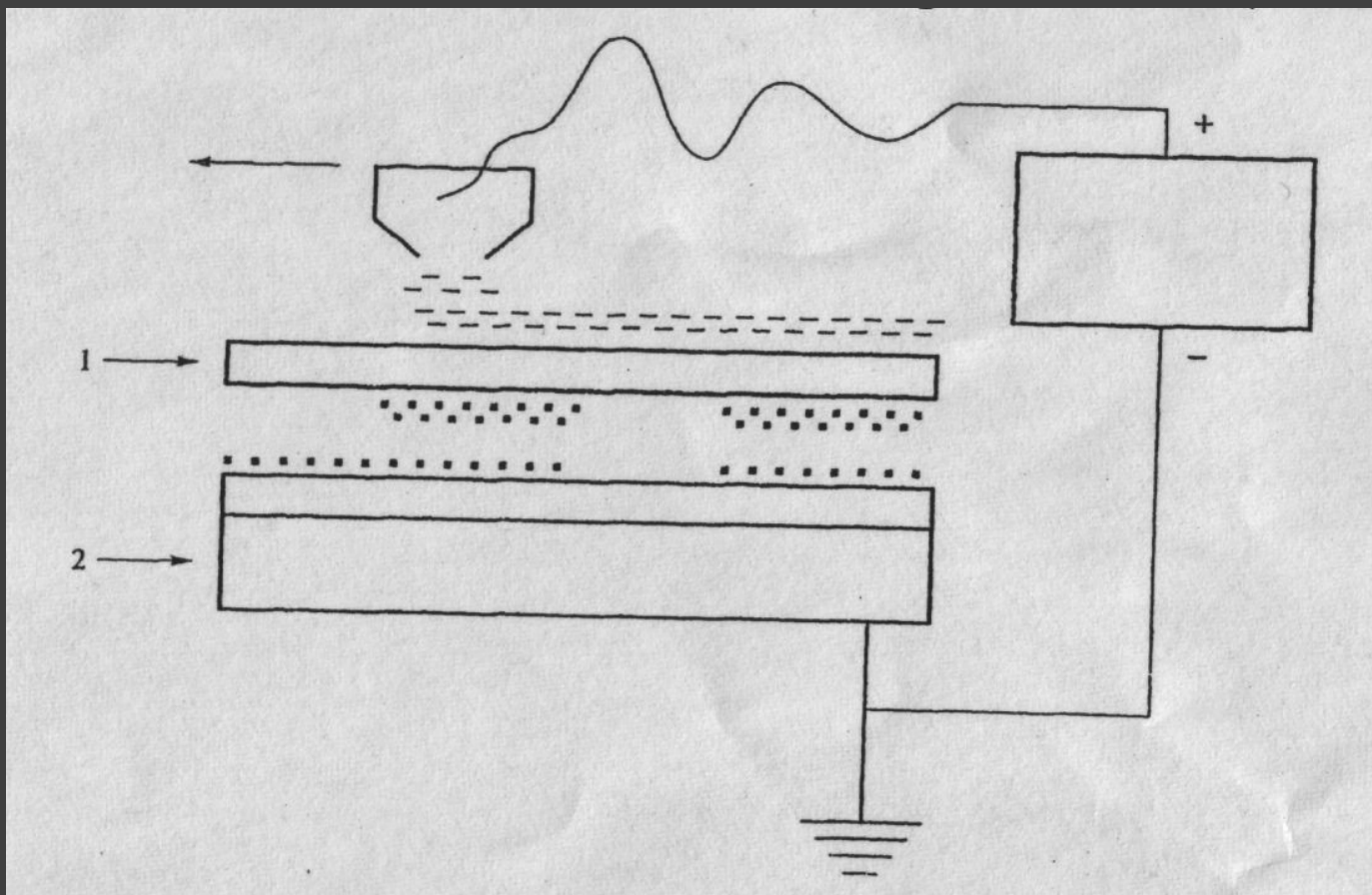


Рис. 10.16г. Перенос изображения:

1 - бумага, на которую переносится изображение;

2 - пластина селена.

[к содержанию](#)



Метод отличается высокой экономичностью (используется обычная бумага вместо дорогой рентгеновской пленки), скоростью получения готового снимка (2-2.5 минуты), удобством работы на свету без специальной фотолаборатории. При использовании этого метода 1 м² селеновых пластин заменяет свыше 3000 м² рентгеновской пленки и тем самым освобождается для других целей 40-50 кг серебра и 60-90 кг дефицитного фотографического желатина.

Усилители рентгеновского изображения

Рентгеновский электронно-оптический усилитель представляет разновидность электронно-оптического преобразователя (ЕОП). ЕОП - устройство для преобразования изображения из одной области спектра в другую через построение промежуточного электронного изображения. В рентгеновском ЕОП изображение превращается в электронное со следующим его превращением в световое.

Схема устройства простейшего ЕОП для рентгеновского излучения изображена на [рис 10.17](#)



Лучевая нагрузка на больного при электрорентгенографии с применением пластин СЕРП- 100-150 такая же, как и при обычной рентгенографии. Разработка более чувствительных к рентгеновскому излучению полупроводниковых материалов есть очень актуальная проблема, которая даст возможность снизить лучевые нагрузки.



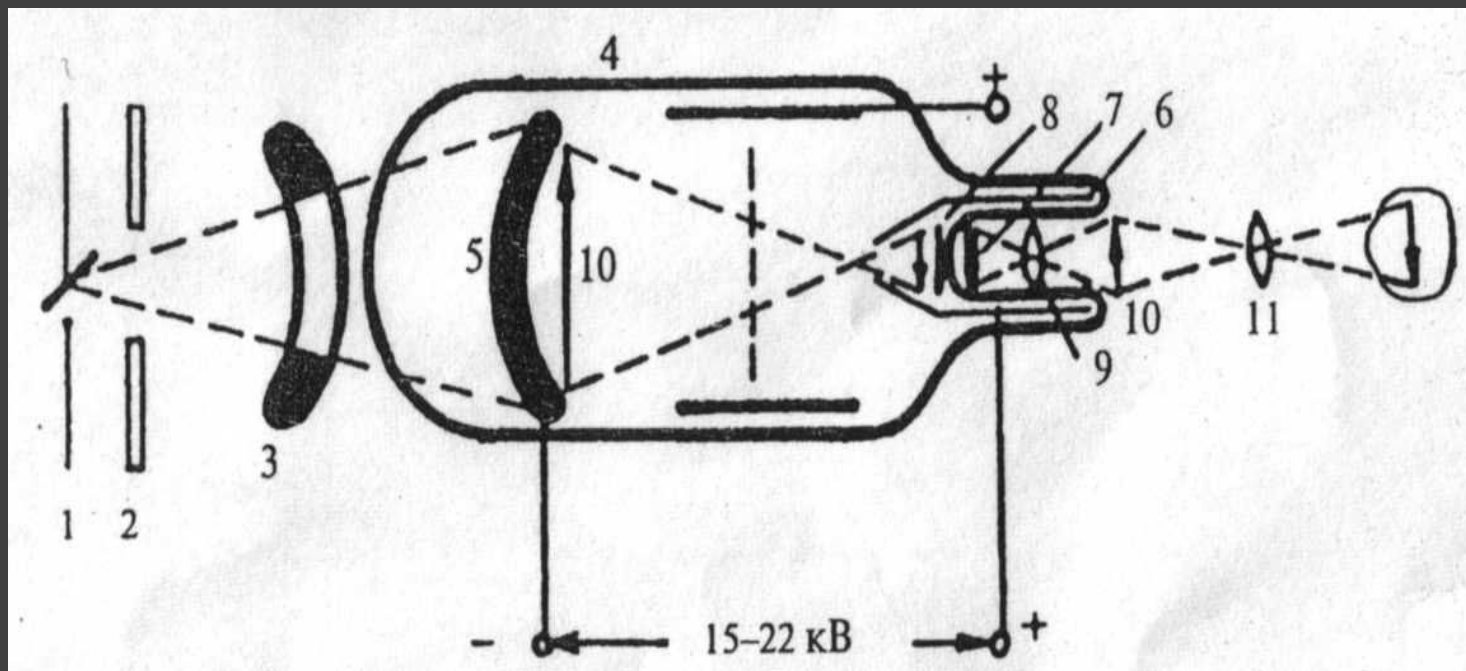


Рис. 10.17. Схема строения простейшего ЕОП для рентгеновского излучения:

- 1 - рентгеновская трубка; 2 - диафрагма; 3 - объект; 4 - стеклянный вакуумный баллон; 5 - фотокатод; 6 - анод; 7 - защитное свинцовое стекло; 8 - флуоресцентный экран; 9 - объектив; 10 - изображение; 11 - окуляр.

Рентгеновские лучи от источника 1 сквозь диафрагму 2 проходят через объект 3 и попадают на фотокатод 5. Фотокатод под действием этого излучения эмитирует (выпускает) электроны. Количество электронов, которое выпускает этот участок катода, пропорционально "зажиганию" этого участка рентгеновскими лучами. Интенсивнее зажигание - больше электронов. Таким образом, через фотокатод изображение объекта в рентгеновских лучах превращается в электронное изображение.



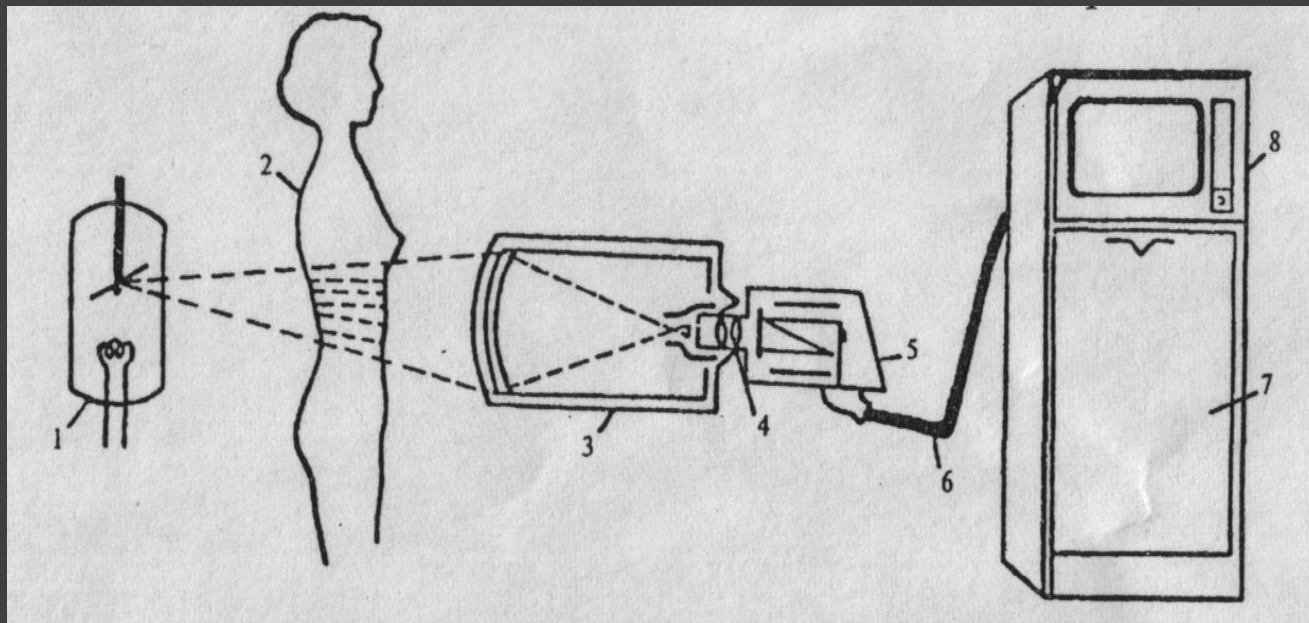
Электроны, которые вылетели из фотокатода, ускоряются электрическим полем между катодом и анодом и проектируются на флуоресцентный экран 8, где электронное изображение снова превращается в световое. Последнее и наблюдается с помощью оптической увеличительной системы 9, 11.

Современные ЕОП имеют три исходных окна: с зеркальной оптикой, с телевизионной камерой и кинокамерой. ЕОП имеют разрешающую способность 1-2 штриха на 1 мм, их использование при рентгенокопии снижает дозу облучения в 10-12 раз.



Рентгенотелевидение

Изображение с экрана ЕОП проектируется объективом на фоточувствительную поверхность передающей телевизионной трубки, где оно превращается в электрические импульсы (видеосигналы). Видеосигналы по проводникам (коаксиальным кабелям) подаются на вход телевизора, на экране которого видно изображение исследуемой части тела или органа. Схема принципа рентгенотелевизионной установки приведена на рис. 10.18.



Применение рентгенотелевидения уменьшает дозу облучения пациента в 15 раз сравнительно с той, которую получают при проведении обычного просвечивания, и в 3-5 раз меньше сравнительно с дозой, полученной при просвечивании с помощью ЕОП. Время обследования сокращается приблизительно на четверть сравнительно со временем обычного обследования благодаря достаточно высокой яркости и контрастности изображения.



Если вдобавок учесть, что при рентгенотелевизионном обследовании уменьшается количество рентгеновских снимков, то суммарная доза облучения при таком обследовании уменьшается в 25-30 раз сравнительно с обычной рентгеноскопией. Рентгенотелевизионное изображение можно сфотографировать, снять на киноплёнку, записать на видеокассету.



ТЕМ А

Компьютерная томография (ст. 368-383)



ПЛА
Н:

10.6.1 Рентгеновская томография

10.6.2 ЯМР-томография

10.6.3 Позитронная эмиссионная томография



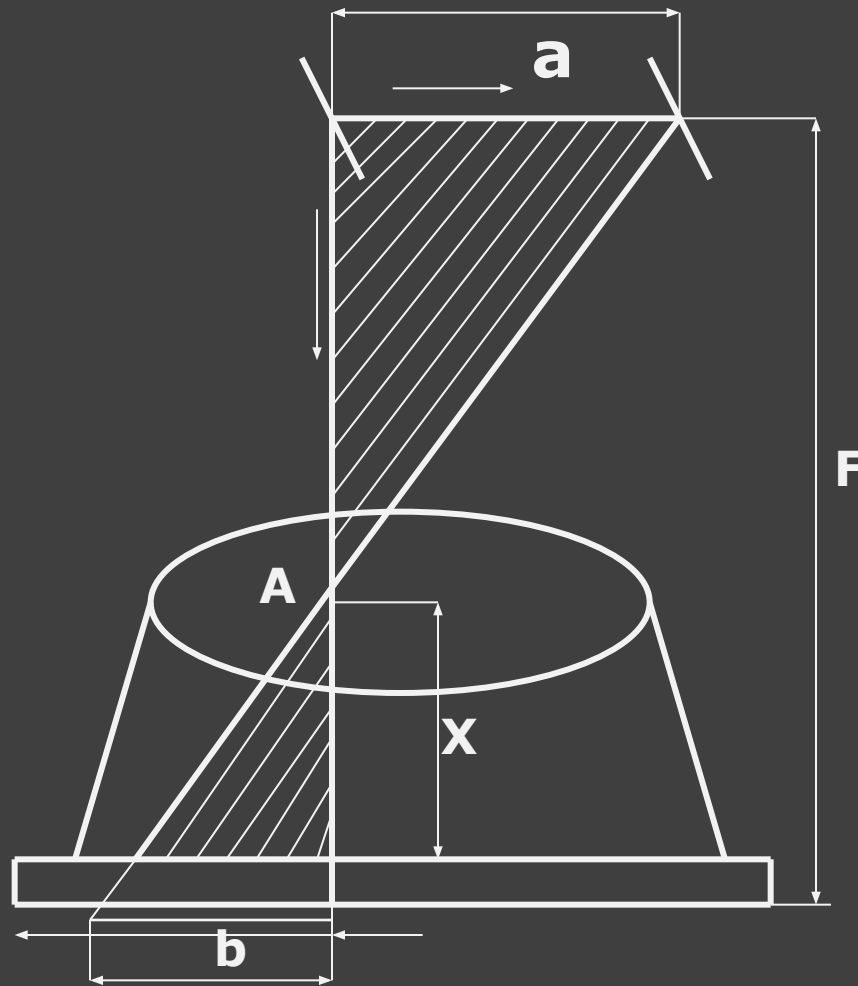
1.1. ПРИНЦИП РЕНТГЕНОТОМОГРАФИИ

Получения послойного снимка основывается на перемещении двух из трех компонентов: рентгеновская трубка, рентгеновская пленка, объект исследования. Распространение достала методика, при которой объект неподвижен, а рентгеновская трубка и кассета с пленкой согласованно перемещаются в противоположных направлениях. Принцип получения рентгенограмм разных слоев показан на рис. 10.20



ПРИНЦИП РЕНТГЕНОТОМОГРАФИИ

(РИС.10.20.)



РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКАЯ КАРТИНА.

Реконструкция рентгенологически картины осуществляется на основании оценки интенсивности рентгеновского излучения, которое регистрируется каждым детектором. А величина регистрирующей интенсивности определяется поглощением рентгеновских лучей теми материалами, через которых они проходят.



1.2. РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКАЯ КАРТИНА.

Изображения отображается в форме матрицы, которая имеет 80 x 80 полей размером 3 x 3 мм. Каждое из 6 400 полей характеризует величину излучения, поглощенного участком ткани размером 3 x 3 x 13 мм. Назовем его как элемент ткани. Каждый такой элемент имеет свой номер и свой коэффициент поглощения. Последний исчисляется цифровым компьютером с точностью до 0,5% и воспроизводится специальным печатающим устройством.



1.3. МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ ИНФОРМАЦИИ.

Рядом с изучением коэффициента поглощения в численном виде есть такие методы обработки полученной информации: ©

1) получают непосредственно изображение объекта на экране электронно-лучевой трубки;

2) для фиксации исследуемого участка объекта используется рентгенография изображения аппаратом типа «Поляроид»



1.4. КОМПЛЕКС РЕНТГЕНОВСКОГО КОМПЬЮТЕРНОГО ТОМОГРАФА.

- *Комплекс рентгеновского компьютерного томографа, который предназначен для исследований как головного мозга, так и других органов тела человека, включает семь основных блоков:*
- *1. Стол для больного, пульт управления и круговая рамка с рентгеновской трубкой и детекторами;*
- *2. Центральный пульт управления;*
- *3. Генератор рентгеновского излучения;*
- *4. Устройство для обработки информации;*
- *5. Устройство для воспроизведения изображения;*
- *6. Система охлаждения (кондиционер);*
- *7. Высоковольтный трансформатор.*



1.5. ВОЗМОЖНОСТИ МЕТОДА РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ДИАГНОСТИКИ.

Рентгеновское изображение при компьютерной томографии получают благодаря тому, что разные ткани тела человека имеют неодинаковый коэффициент поглощения рентгеновских лучей. Во время исследования любого органа или ткани их патологические изменения могут проявиться или участками с большим коэффициентом поглощения (опухоли, кальцинаты), или с малым коэффициентом поглощения (зоны деструкции), или дежурством зон большей и меньшей плотности.



1.5. ВОЗМОЖНОСТИ МЕТОДА РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ДИАГНОСТИКИ.

Для увеличения контрастности - "усиление" изображение при компьютерной томографии в вену вводят 20- 40 мл sodium iothalamate и повторно сканируют через 5,10,15,20 минут. При этом наблюдается значительное увеличение плотности многих патологических образований и, как следствие, увеличение отдельных возможностей метода. Методику усиления в данное время используют более чем в 60% больных. Количество других типов контрастного вещества, которое вводят людям во время обследования, изменяется от 50- 100 мл 60%-го ренографину к 300- 600 мл метилглюкату или гіпаку.



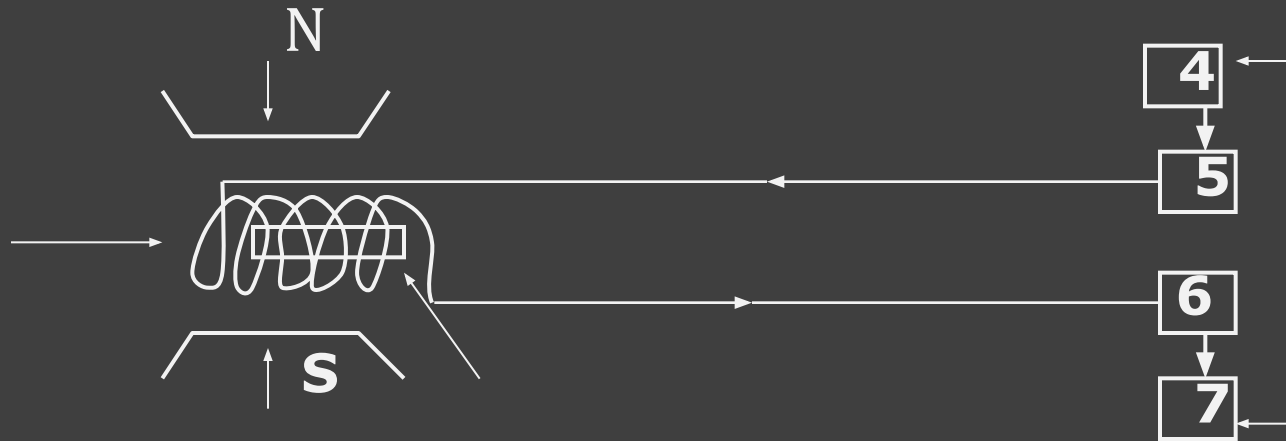
2. ЯМР - ТОМОГРАФИЯ.

В основе ядерно-магнито-резонансной томографии (Ямр-Томографии) лежит явление ядерного магнитного резонанса (ЯМР). Как оказывается, система протонов ядра, которые находятся во внешнем магнитном поле с индукцией B , может резонансно поглощать энергию высокочастотного электромагнитного поля с частотой ν_p , что лежит в радиодиапазоне.

По условию резонанса резонансная частота ν_p прямо пропорциональна индукции B магнитного поля и может изменяться в довольно широких границах. Это явление дает ценную информацию относительно пространственного распределения ядер в определенном объеме, который находится в магнитном поле.



2.1. БЛОК-СХЕМА ЯМР – ТОМОГРАФА (РИС.10.21)



2.3. ЗАДАЧА ЯМР - ТОМОГРАФИИ.

Важными задачами, связанными с практической реализацией метода ЯМР- томографии есть:

- 1) Создание необходимой конфигурации магнитного поля;
- 2) Восстановление изображения исследуемого биоб'єкта.



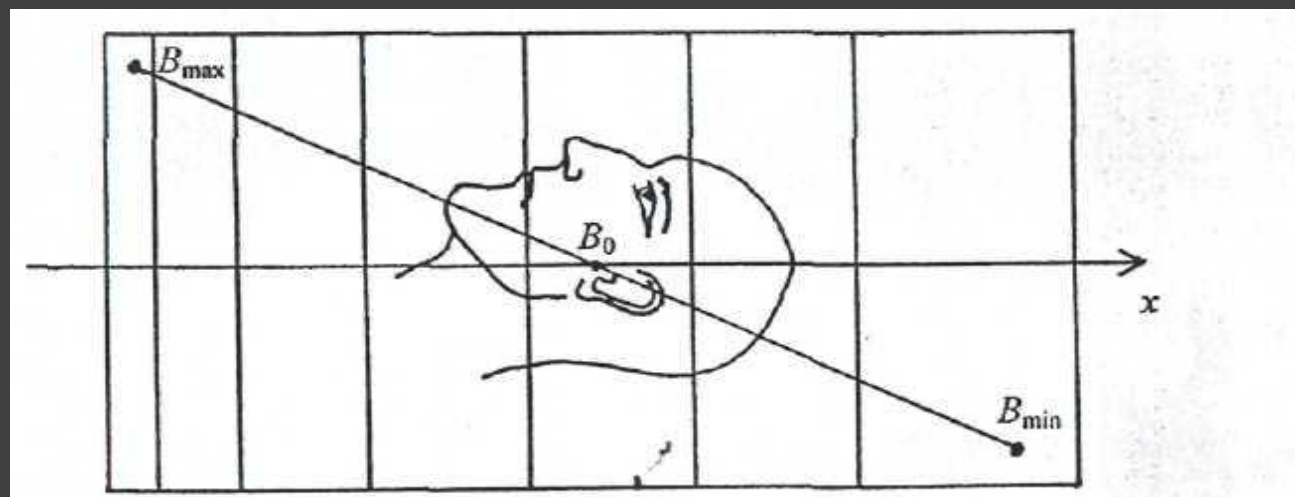
- РЕШЕНИЕ ПЕРВОЙ ЗАДАЧИ ЯМР-ТОМОГРАФИИ :

Для решения первой задачи исследуемый объект помещается в магнитное поле, индукция которого линейно изменяется во взаимно перпендикулярных направлениях. В таком случае говорят о линейном градиенте магнитного поля, для которого изменение индукции B с координатой x происходит по закону

где $a = d B / d x = \text{const}$ — постоянная величина, которая характеризует градиент магнитного поля; B_0 — определенное значение индукции, которая достигается внутри исследуемого объекта.



КОНФИГУРАЦИЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ В МЕТОДЕ ЯМР- ТОМОГРАФИИ (РИС. 10.22.)



- РЕШЕНИЕ ВТОРОЙ ЗАДАЧИ ЯМР-ТОМОГРАФИИ :

Решение второй задачи стало возможным благодаря работам П. Лаутербурга и других ученых, которые использовали для этого так называемый метод восстановления за проекциями.

Суть этого метода заключается в получении многих одноизмеримых проекций исследуемого объекта.

Это достигается изменением направления градиента индукции магнитного поля за счет изменения силы тока в трех взаимно перпендикулярных катушках. В отличие от рентгеновской томографии такой метод дает возможность исключить механические перемещения исследуемого биообъекта или аппаратурных частей томографа.



3.1. ПРИНЦИП ПЕТ, РЕАКЦИЯ АНИГИЛЯЦИИ.

Принцип ПЕТ базируется на явлении аннигиляции электрона и позитрона. Реакция, которая характеризует это явление, имеет такой вид:

Реакция аннигиляции пары электрон-позитрон была открыта в 1933 г. С. М. Термин "аннигиляция" в переводе с латинского языка означает "исчезновение, превращение в ничто". При взаимодействии электрона и позитрона выполняются все фундаментальные законы природы - законы сохранения энергии, импульса, электрического заряда, спина и т.п.. При этом материя превращается в фотоны электромагнитного излучения - диапазона или - кванты.

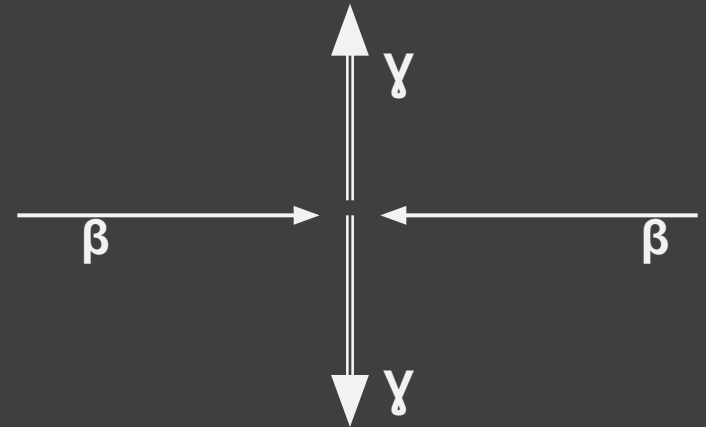
При относительно низких энергиях пары частица-античастица процесс аннигиляции сопровождается рождением более легких частиц.

При значительных энергиях легкие частица-античастица могут аннигилировать с образованием пары более тяжелых частиц-античастицы.



РЕАКЦИЯ АНИГИЛЯЦИИ ЭЛЕКТРОНА И ПОЗИТРОНА (РИС.10.23.)

- Вследствие реакции аннигиляции рождаются два фотона (γ - кванты). Согласно закону сохранения импульса, оба γ - кванты разлетаются под углом 180° относительно один до одного. Именно это обстоятельство используется для их выявления с помощью электротехнической схемы сходимости и дальнейшей визуализации объекта исследования, где состоялись акты аннигиляции пар электрон-позитрон, с помощью специальных компьютерных программ.
- На рис.10.23. изображено: две прямые встречные линии, которые обозначают столкновение пары электрон и позитрон, и две волнистые линии - два γ - кванты, которые разлетаются под углом 180° .



3.2. СУТЬ МЕТОДА ПЕТ.

Суть метода ПЕТ можно сформулировать таким образом:

на специальных устройствах производятся радиоактивные изотопы, которые имеют довольно короткий период полураспада. Чаще за все это есть изотопы так называемых "аутентичных элементов" (кислорода, азота, углерода) - тех элементов, которые содержатся в теле человека.

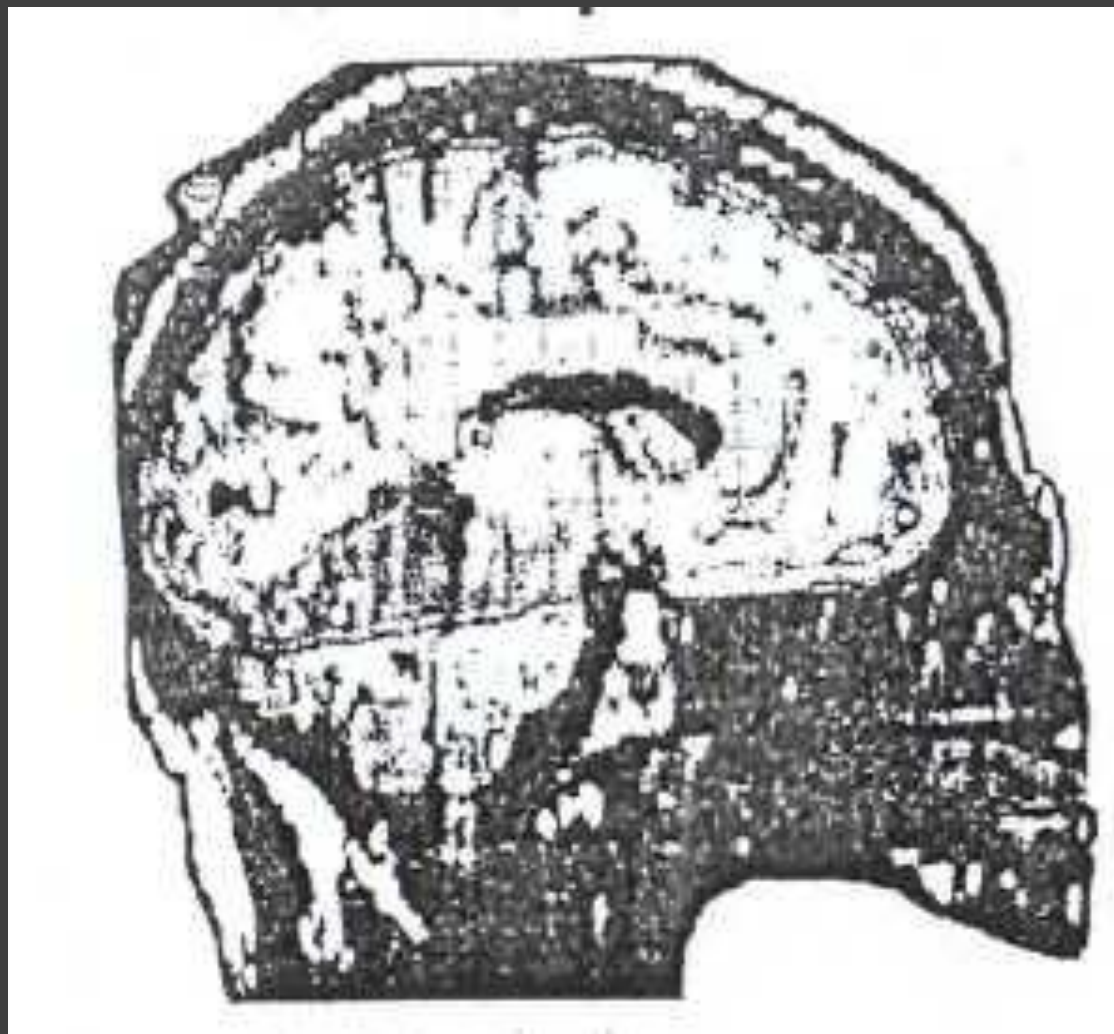


3.2. СУТЬ МЕТОДА ПЕТ.

Метод ПЕТ дает возможность получать очень полезную и точную информацию относительно процессов, которые происходят в главном мозге человека и в других органах при диагностике нейропсихических нарушений, во время изучения довольно тонких особенностей деятельности центральной нервной системы и т.п..




ИЗОБРАЖЕНИЕ ГОЛОВНОГО МОЗГА ЧЕЛОВЕКА (РИС.10.24.)



© Лавриненко Дмитрий, 2010





**Спасибо за
внимание=)**