



МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ – ПЛОВДИВ

ФАКУЛТЕТ „Фармация“

ЦЕНТЪР ЗА ДИСТАНЦИОННО ОБУЧЕНИЕ

Лекция №13 *Медицинска физика*

Рентгеново лъчение - естество, основни свойства и източници.

Устройство и принцип на действие на рентгенова тръба.

Спектър на рентгеновото излъчване.

Спирачно рентгеново лъчение, зависимост на интензитета и вълновия му състав от анодното напрежение и ток, и от веществото на анода на рентгеновата тръба.

Характеристично рентгеново лъчение - условия за генериране, механизъм и спектър.

проф. Константин Балашев, д.х.н.

РЕНТГЕНОВО ЛЪЧЕНИЕ

Естество, свойства и източници на рентгенови лъчи

Рентгеновите лъчи представляват електромагнитни вълни с дължини в диапазона между ултравиолетовата светлина и γ лъчите (приблизително от 10^{-8} до 10^{-11} m). Те са открити през 1895 г.

В петък, 08 ноември 1895 г. е направено изключително откритие, което не може да бъде напълно обяснено почти двадесет години след това. Немският физик Вилхелм Конрад Рентген експериментира в лабораторията си с вакуумни тръби, в които ускорява заредени частици (по-късно идентифицирани като електрони). Той установява, че движението на тези частици е свързано с излъчване, която предизвиква светене (флуоресценция) на някои кристали. Преди да публикува резултатите си, почти два месеца Рентген изследва новите лъчи, които нарича X лъчи поради това, че неизвестната им природа. През това време той прави и първите “медицински” рентгенови снимки на костите в ръката на неговата съпруга.

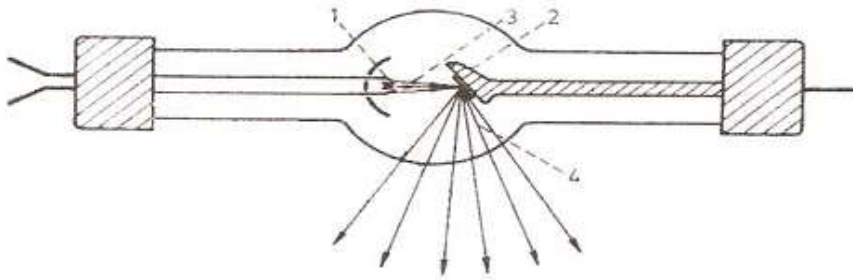


За откриването на X лъчите Рентген получава през 1901 г. първата Нобелова награда по физика.

Това откритие е довело до извънредно важни последствия както в областта на научните изследвания, така и в практиката. Понастоящем рентгеновите лъчи широко се използват в промишлеността и особено в медицината за диагностика и терапия.

Естествени източници на рентгенови лъчи са слънцето и звездите, както и някои радионуклиди, съществуващи в природата. По-широко приложение намират изкуствените, например рентгеновата тръба, линейните ускорители, тъй като те дават по-интензивно лъчение в сравнение с радионуклидите.

Рентгенова тръба



Рентгеновата тръба представлява вакуумирана стъклена тръба (вакуум от 10^{-3} до 10^{-6} Pa), с два метални електрода – катод (1) и анод (2), между които се прилага високо напрежение (от порядъка на стотина хиляди

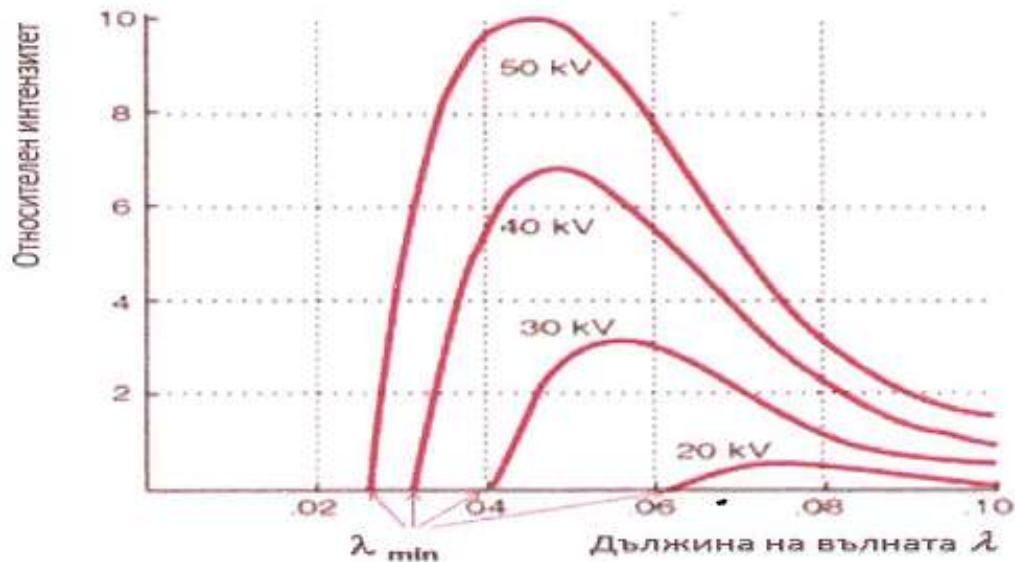
При загряване на катода на рентгеновата тръба, в резултат на термоелектронна емисия, от него се отделят електрони (3). Те се ускоряват във вакуум до високи кинетични енергии от приложено между електродите й електрическо напрежение U_a ($E = m \cdot v^2 / 2 = e \cdot U_a$). Когато тези електрони достигнат анода на тръбата, те се спират рязко поради взаимодействия с електронните обвивки на атомите на веществото, от което той е изработен. При рязкото спиране на електрона, неговата кинетична енергия рязко намалява и в резултат излишъкът от енергия се излъчва като фотон електромагнитно лъчение (4) (спирачно рентгеново лъчение).

Тъй като имат електромагнитна природа, рентгеновите лъчи притежават всички основни свойства на електромагнитните вълни - не се отклоняват в магнитно и електрическо поле, тъй като нямат електричен товар; притежават висока енергия, тъй като имат голяма честота; имат висока прониквателна способност; предизвикват йонизация на молекулите на веществата и т.н.

Спирачно рентгеново лъчение

Спирането на всеки отделен ускорен електрон е резултат от взаимодействието на неговото електрично поле с това на електроните на конкретния атом, с който той се сблъсква. В зависимост от условията, при които се осъществява това, различна част от кинетичната енергия на електрона може да се трансформира в енергия на фотон рентгеново лъчение. Останалата част се превръща в топлина и загрева веществото на анода:

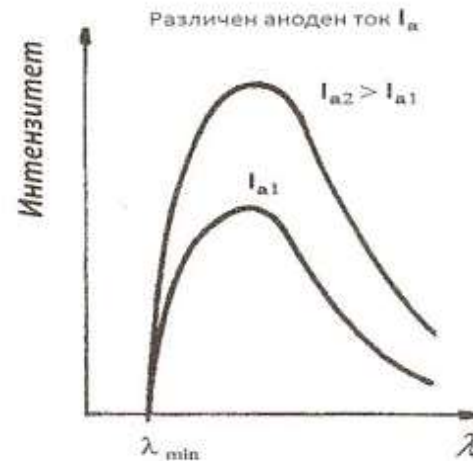
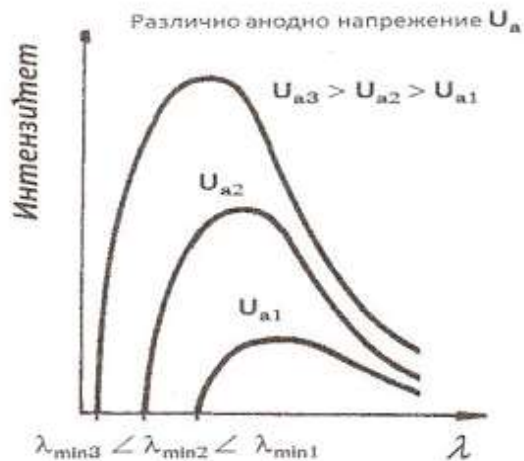




Тъй като съотношението на тези части е случайно (зависи от условията на спиране на всеки отделен електрон), то различните рентгенови фотони получават различни енергии. Поради това тези енергии варират в широк диапазон (от 0 до $e \cdot U_a$ - цялата енергия на бомбардиращите анода електрони). Ето защо спектърът на рентгеновото лъчение (зависимостта на интензитета от дължината на вълната λ) е непрекъснат и в областта на късите вълни има рязка граница.

Късовълновата граница на спектъра (λ_{\min}) се определя от максималната енергия на ускорените електрони ($e \cdot U_a$), а максималната енергия на излъчените фотони - от стойността на напрежението U_a , приложено между анода и катода: $\lambda_{\min} = h \cdot c / e \cdot U_a$, т.е. $\lambda_{\min} \propto 1/U_a$; а $E_{\max} = h \cdot \nu_{\max} = hc/\lambda_{\min} = e \cdot U_a$.

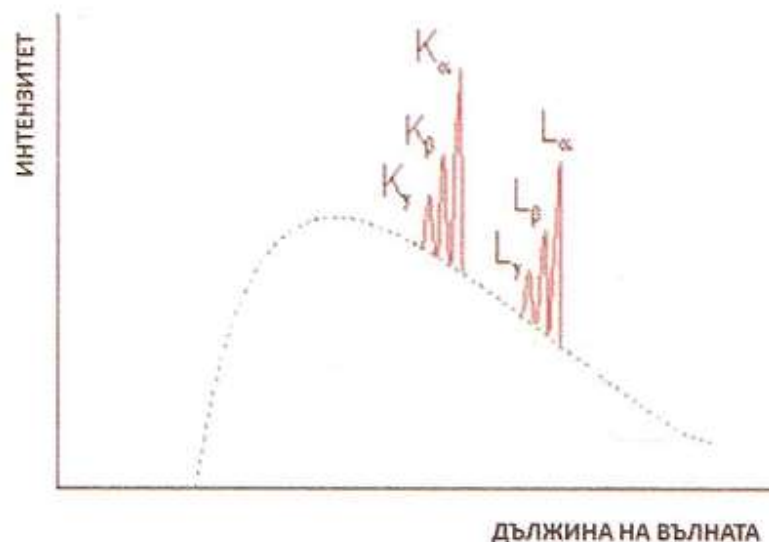
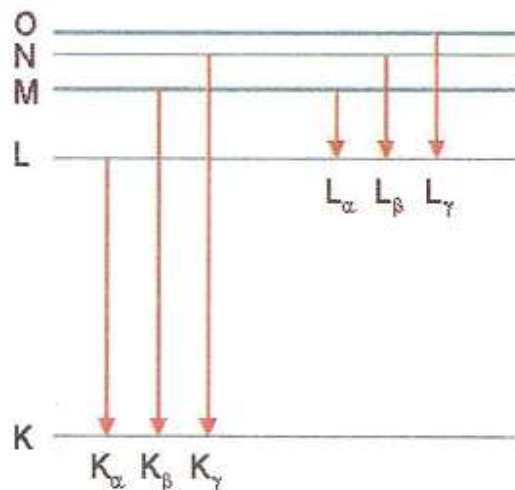
По-късовълновото лъчение има по-висока прониквателна способност във веществата и затова е наречено "твърдо", за разлика от "мекото" дълговълново.



Интензивността на лъчението (брой фотони за единица време) се увеличава пропорционално на квадрата на напрежението U_a между електродите на рентгеновата тръба. С увеличаване на напрежението се променя и неговия вълнов състав - лъчението става по-твърдо (λ_{\min} намалява), тъй като повече и по-високоенергетични електрони достигат до анода за единица време. С увеличаване температурата на катода се увеличава броя на отделящите се от него електрони - нараства токът I_a между катода и анода на рентгеновата тръба и това води до увеличаване на интензитета на лъчението без промени в неговия спектър.

Тъй като рентгеновото лъчение е резултат от взаимодействие на електрони с атомите на анода на тръбата, видът на неговото вещество има съществено значение. Интензивността на лъчението нараства с увеличаване на атомния номер Z на химическия елемент, от който е изработен анода. Следователно, за по интензивно излъчване биха могли да се използват по-тежки метали, например волфрам ($Z_W = 74$) или олово ($Z_{Pb} = 82$). Волфрамът обаче е много скъп метал, а оловото - лесно топим. Обикновено анодът се изработва от масивна мед (за добро топлоотвеждане), а само челната му работна повърхност е от волфрам.

Интензитетът (но не и за спектралния състав) на рентгеновото лъчение е пропорционален на U_a^2 , I_a и Z .

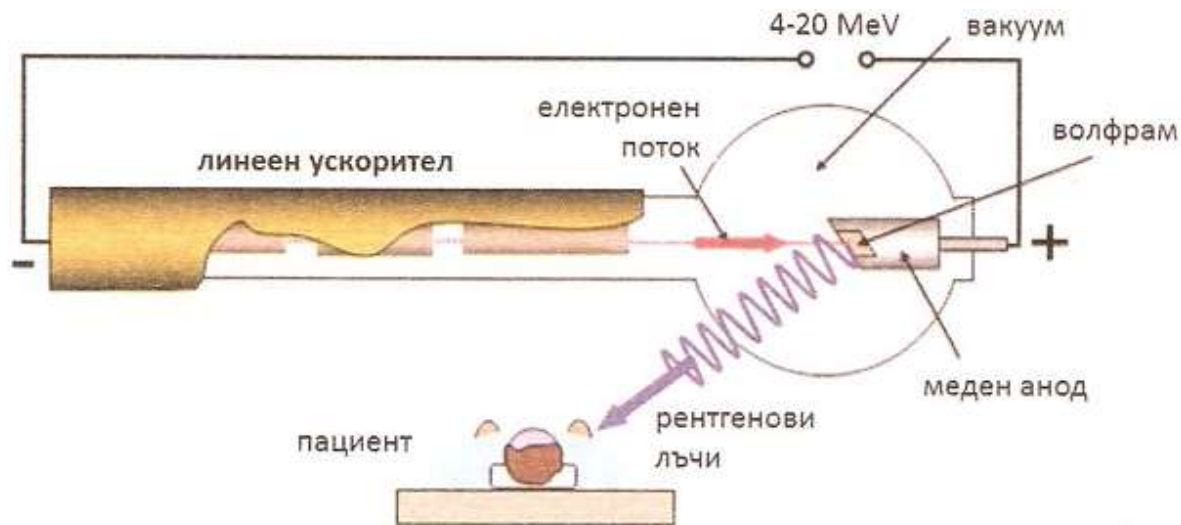


С увеличаване на напрежението между катода и анода на рентгеновата тръба, върху непрекъснатия спектър на спирачното лъчение започва да се наслажда допълнително и друг тип спектър - линеен. Това е друг тип рентгеново лъчение - **характеристично**. Характеристичното лъчение възниква поради това, че притежаващите по-висока кинетична енергия ускорени електрони проникват вътре в атомите на веществото от което е направен анода и избиват електрони от някои вътрешни електронни слоеве (K, L, M, ...). На овакантираните места преминават електрони от по-високо енергетични нива. При тези преходи излишната енергия се излъчва във вид на фотони с точно определени честоти. Характеристичното рентгеново лъчение се състои от серии спектрални линии (K, L, M, ...). Тъй като енергетичните нива на различните видове атоми не са еднакви, спектърът на този вид лъчение е характерен за всеки отделен вид атоми. Поради това то е получило наименованието "характеристично".

Линейни ускорители

Друг източник на рентгенови лъчи са линейните ускорители. Ускорител на частици е устройство, което използва електрични и магнитни полета за ускоряване на електрически заредени субатомни частици (електрони, протони или йони) до много високи скорости. Това значително увеличава тяхната кинетична енергия. Електричното поле извършва работа над частиците като увеличава тяхната енергия, а магнитното само ги отклонява, без да изменя енергията им, като променя траекторията, по която се движат.

Ускорителите се разделят на две големи групи: линейни и циклични. При линейните ускорители снопът от частици преминава еднократно през ускоряващите го участъци, а при цикличните - сноповете се движат по затворени криви (например окръжности), преминавайки многократно през ускоряващите ги участъци.



Ускорителите на частици имат много приложения. В медицината се използват за лъчева терапия, тъй като могат да генерират твърди рентгенови лъчи и високо енергийни частици. Медицинските линейни ускорители (съкратено LINAC, от **linear particle accelerator**) произвеждат електронни снопове с фиксирана енергия между 4 и 20 MeV. Методът е патентован още през 1928 г., но за лечение на ракови заболявания започва да се прилага от 1953 г. Когато ускорените електрони бомбардират метални мишени с висока плътност (като волфрамовия анод в рентгеновите тръби) те генерират рентгенови лъчи. Всъщност и самата рентгенова тръба също е линеен ускорител на електрони, но с невисоки енергии.

Закон за отслабване интензитета на рентгеновото лъчение

Когато електромагнитни фотони преминават през вещества част от тях се отразява, друга се разсейва, а трета се поглъща от атомите и молекулите. Погълнатата енергия може да предизвика различни физични ефекти - кохерентно разсейване, електронно възбуждане, йонизация, ефект на Комптън, разкъсване на ковалентни връзки, генериране на двойки електрон-позитрон. Какви ефекти ще се реализират зависи от съотношенията между енергията на кванта електромагнитно лъчение и енергиите, които свързват неговите електрони в атомни и молекулни структури.

Всички тези процеси намаляват интензитета на рентгеновото лъчение и променят спектралния му състав при преминаване през веществата. Отслабването на интензитета на лъчението се описва със следния закон:

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

където μ е коефициент на отслабване, отчитащ общия ефект на разсейване и поглъщане на лъчението. Затова $\mu = \sigma + \tau$, където σ и τ са съответно коефициенти на разсейване и поглъщане. Коефициентът на поглъщане е $\tau = k \cdot \lambda^3 \cdot \rho \cdot Z^4$, където λ е дължината на вълната на лъчението, ρ е плътността на веществото, а Z - атомния номер на веществото.

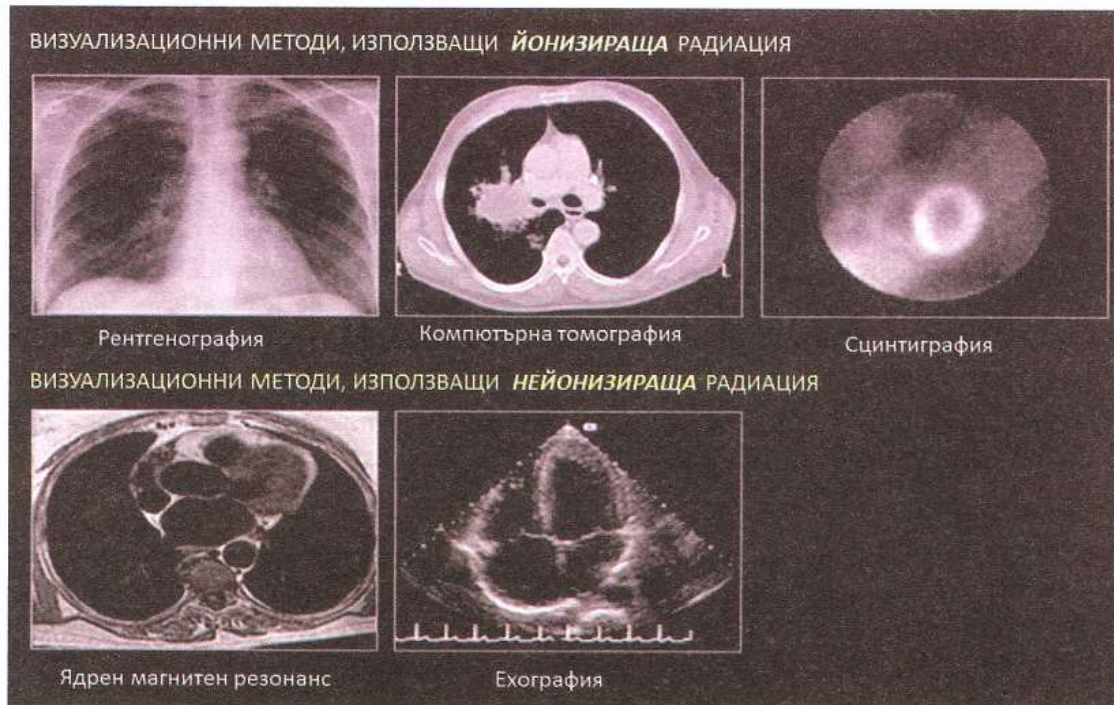
От горните зависимости следва, че общо отслабването на рентгеновото лъчение зависи от: вълновия състав на лъчението (λ^3), плътността и атомния номер на веществото (ρ , Z^4) и изминатия път във веществото (x).

РЕНТГЕНОВА МЕДИЦИНСКА ДИАГНОСТИКА

В медицинската диагностика широко се използват **физични визуализационни методи**. Общо за всички тях е характерно, че енергията на преминали, отразени или отделени от изследвания обект лъчения се превръща в образ - директно или чрез специфична обработка.

При тази т.нар. **образна диагностика** се използва енергията на ултразвук, инфрачервени лъчи, рентгенови лъчи, други вълнови и корпускуларни лъчения, явлението ядрен магнитен резонанс. Получаваната информация се дължи на различни процеси. Вече разгледахме някои от тях. При ултразвука тя е резултат на отразените ултразвукови вълни, при инфрачервените лъчи - на отделяните от обекта вълни, при ядрено-магнитния резонанс - на поглъщаната от обекта енергия, при радиоизтопните методи - на отделените от обекта лъчения след въвеждане в тялото на радиоактивни изотопи и т.н.

При рентгеновата образна диагностика полезна информация се получава в резултат на преминаване на лъчите през изследвания обект и отслабването им в различна степен от различните му структури. Така могат да се откриват фрактури на костите, присъствието и местонахождението на чужди тела, кисти, тумори, да се изследва съдовата система, да се получи информация за промени спрямо нормата във формата, плътността, големината и разположението на вътрешни органи и пр.



Физични основи на рентгеновата диагностика

Рентгеновата диагностика е базирана на закона за отслабване на рентгеновото лъчение. Съгласно този закон отслабването зависи от вълновия състав на лъчението (λ), плътността (ρ) и атомния номер на веществото (Z), както и от изминатия път във веществото (x). Най-силна е зависимостта от атомния номер на веществото Z .

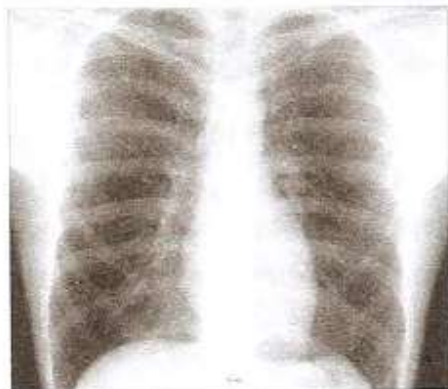
Човешкото тяло се състои от тъкани с различен химичен състав и съответно от атоми с различен атомен номер Z . В зависимост от количественото съотношение на тези атоми тъканите имат различен **ефективен атомен номер** Z_{eff} . Така например, тъй като костите съдържат повече калций ($Z_{\text{Ca}} = 20$) и фосфор ($Z_{\text{P}} = 15$), те имат $Z_{\text{eff}} = 13,8$. За кръвта и мускулите $Z_{\text{eff}} = 7,4$, тъй като съдържат предимно водород ($Z_{\text{H}} = 1$), въглерод ($Z_{\text{C}} = 6$), азот ($Z_{\text{N}} = 7$) и кислород ($Z_{\text{O}} = 8$), а за мастната тъкан $Z_{\text{eff}} = 5,9$.

С други думи, различните тъкани поглъщат рентгеновото лъчение в нееднаква степен. Меките тъкани например са по-прозрачни за рентгеновите лъчи от костите.

Затова, ако по пътя на сноп успоредни рентгенови лъчи се постави някакъв обект, на разположен зад него луминесциращ екран (или фотоплака), ще се проектира **сянков** образ на различните вътрешни структури на обекта. Ще се наблюдават по-светли и по-тъмни области, в зависимост от различното отслабване на лъчението. Контрастът зависи от разликите в отслабването. Конвенционалният рентгенов образ е двумерен, докато структурите, които представя, са тримерни. Стандартният сянков образ не дава информация за детайли, намиращи се на различна дълбочина и поглъщащи в различна степен. Сенките на последователните слоеве се появяват заедно, давайки един сумарен образ.

Рентгеноскопия и рентгенография

Рентгеновата диагностика се прилага в два основни варианта: рентгеноскопия (образът се получава и разглежда в реално време на екрана на рентгеновия апарат) и рентгенография (образът се съхранява на подходящ материал - фотоплака, магнитна лента или диск).





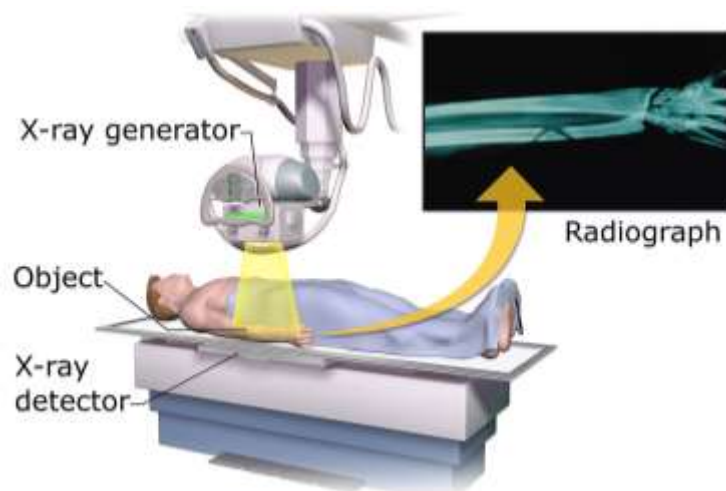
Рентгеноскопията се използва най-често при изследване на гръдната клетка и храносмилателната система. Тя дава морфологични данни за изследвания обект, възможност за рентгеноскопиране в най-оптимални проекции. Разделителната способност на класическите рентгенови екрани обаче е малка (виждат се обекти с размери над 5 mm). Значително по-голяма е разделителната способност при използване на т.нар. *електронно-оптични преобразуватели* и рентгенова телевизия (виждат се обекти с размери до 0,3 mm).

Обикновено, повечето рентгенови апарати съчетават едновременно възможности и за рентгеноскопия, и за рентгенография. При **рентгенографията** образът, получен в момента на изследване, се съхранява на подходящ материал - фотоплака, магнитна лента или диск. Разделителната способност на дори на обикновената рентгенография с фотографска емулсия е по-голяма от тази на рентгеноскопията (могат да се видят обекти с размери до 0,16 mm).





Основните предимства на рентгенографията пред рентгеноскопията са по-голямата информативност на образите, по-малкото лъчево натоварване на пациента и персонала, получаването на траен рентгенов образ, който служи за документ и може да се използва за експертизни, учебни, научни и други цели, както и за многократен анализ. Основен неин недостатък е, че не дава възможност за изучаване функцията на обекта в динамика (образът фиксира обекта само в момента на изследване). Освен това рентгенографията е и по-скъпа.



Устройство на рентгенов диагностичен апарат. Най-простият рентгенов диагностичен апарат се състои от рентгенова тръба, излъчваща широк сноп от успоредни рентгенови лъчи и луминесциращ екран (най-често с цинков сулфид ZnS), между които се разполага изследваният пациент. За рентгенографски цели на мястото на екрана се поставя фотоплака. Получаваните рентгеноскопски образ или рентгенограма представляват сянкков проекционен образ, образуван от различно отслабените при преминаването им през различните точки на обекта рентгенови лъчи. Те обхващат обширен участък от тялото, в който се намира интересувания лекаря обект.

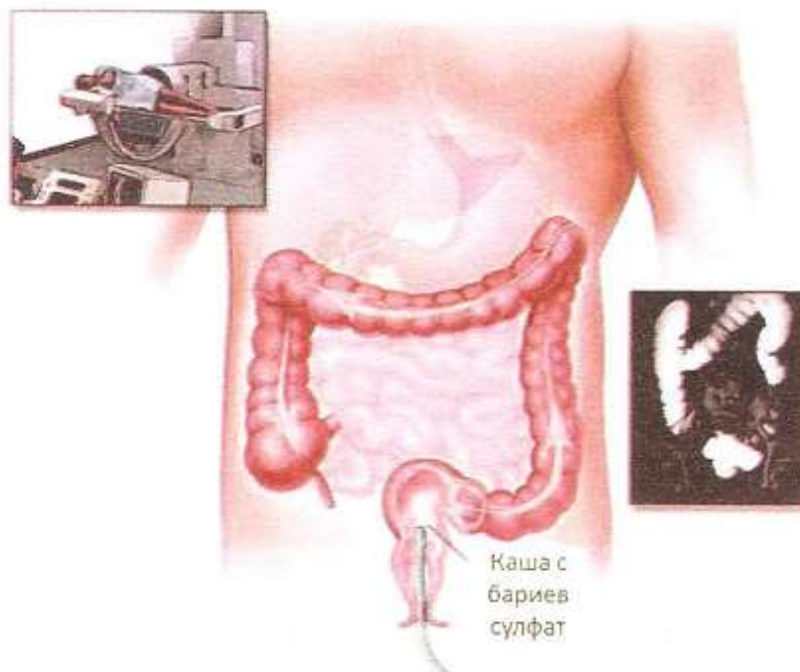
В зависимост от обекта на изследване се подбира лъчение с подходящ интензитет и вълнов състав. Мекото лъчение дава по-контрастен образ, но се поглъща по-силно от тъканите. Твърдото прониква по-добре, но в замяна на това пък дава по-малко контрастен образ. Затова за диагностика на меки тъкани (например при мамография) се използват рентгенови тръби с анодно напрежение не по-високо от 50 kV. Повечето рентгенови апарати за медицинска диагностика обаче оперират с напрежения от 60 до 150 kV с цел да се избегне ненужното поглъщане на нискоенергетичните рентгенови фотони.



По-съвременните рентгенови апарати получават образа не върху луминесциращ екран, а върху екрана на телевизионен монитор. Това се осъществява чрез оптико-електронен преобразувател, разположен на мястото на луминесциращия екран и електронна апаратура, обработваща получаваните от него сигнали и формираща съответен телевизионен образ.

Тази нова генерация рентгенови апарати има редица предимства: при нея не е необходимо затъмняване на работното помещение, образът на монитора може да се наблюдава дистанционно и от повече хора, лъчевото натоварване на пациентите и обслужващия персонал е силно намалено, получаваните образи могат да се записват в динамика на видеомагнетофон и да се възпроизвеждат многократно след това.

Рентгенови контрастни вещества. И рентгеноскопията, и рентгенографията дават образи, които се формират по естествен начин в резултат на различната степен на отслабване на рентгеновите лъчи от атомите на различни химични елементи в състава на изследваните структури (естествен контраст).



Когато изследваният орган и околните тъкани отслабват еднакво лъчението, контрастът на получавания образ може да се повиши чрез въвеждане на различни вещества с ефективен атомен номер по-висок или по-нисък от ефективния атомен номер на изследваните структури. Тези вещества се наричат **рентгенови контрастни вещества**, защото изкуствено повишават контраста на получавания образ.



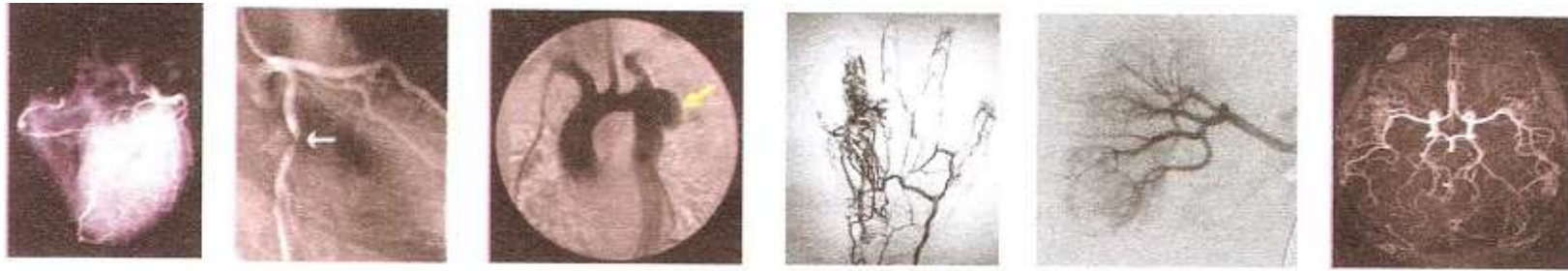
Те биват позитивни - с по-висок атомен номер (например барий) и негативни - с по-нисък (например въздух, кислород, въглероден диоксид, азот). Позитивните намират по-широко приложение. Вътрешната форма и релеф на стомаха и червата например добре се очертават, ако в тях се въведе суспензия от бариев сулфат. Барият поглъща по-силно от околните структури, тъй като неговият атомен номер е 56.

Контрастно вещество може да бъде въведено в естествено съществуващи телесни кухини за да очертае тяхната вътрешна повърхност (инжектирано в кръвния поток и лимфните съдове, погълнато в стомаха, въведено през устата или ануса в храносмилателния тракт) или инжектирано около органи за да очертае техните външни контури. Въвеждането на рентгенови контрастни вещества в организма става по различен начин - през устата, инжекционно, посредством катетър, иригатор или клизма.

Изборът на контрастно вещество зависи от степента на контраста, който то създава, от токсичността му, от начина на приложение, както и от цената. За правилното им използване трябва да се познават химичните им свойства, необходимата концентрация, времето за извеждане от организма, както и възможните токсични и алергични ефекти, които те биха могли да предизвикат.

Въвеждането на контрастни вещества в кръвта (*ангиография*) позволява добро диагностициране на заболявания на сърдечно съдовата-система. Венозно или чрез катетър, въведен през вена или артерия, в кръвоносната система се вкарва с голяма скорост водоразтворимо контрастно вещество, например, разтвор на йод. Атомният номер на йода е 53. Йод се използва и за получаване на контрастни образи на жлъчния мехур, кръвоносните съдове и др.). Чрез серия от снимки или на видеофилм се проследява движението на контрастното вещество и съответно - образът на кухините, през които то преминава - артерии, вени, сърце.

На снимките са показани ангиографски образи на сърце (стрелките показват атеросклеротично стеснение на коронарен съд и аневризъм на аортата), ръка, бъбрек и мозък.



На снимките са показани ангиографски образи на сърце (стрелките показват атеросклеротично стеснение на коронарен съд и аневризъм на аортата), ръка, бъбрек и мозък.

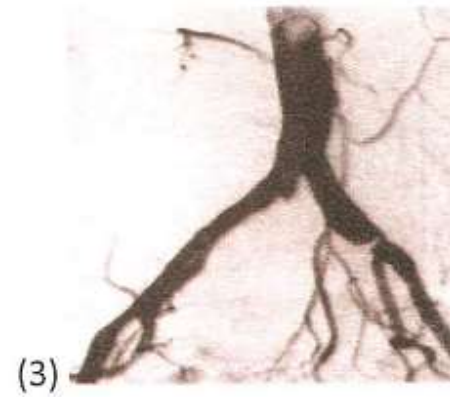
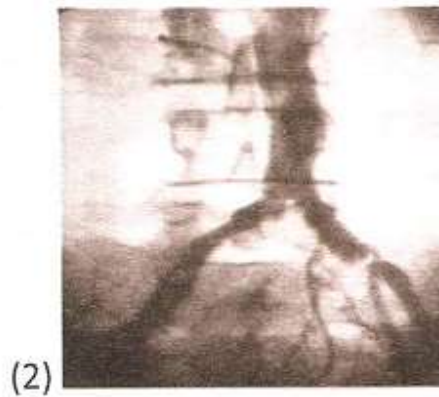
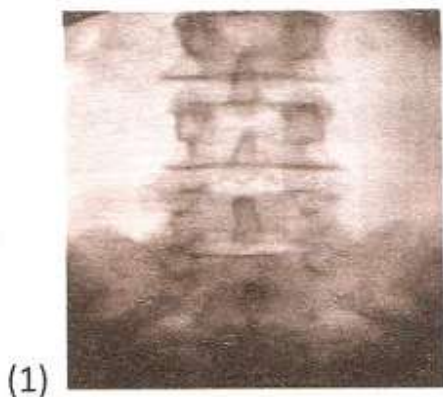
Методът се прилага като *ангиокардиография* за контрастно изследване на сърцето и големите съдове, *ангиоартериография* за изследване на артериите или *ангиофлебография* за изследване на вените. Друг начин за прилагане на рентгенови контрастни вещества е *дигиталната субтрактивна ангиография*.

Конвенционалната рентгенова диагностика има редица предимства. Тя е проста и широко достъпна, дава добри детайли на костите, белите дробове и вътрешни органи могат да се изследват с контрастни вещества. Нейни недостатъци са, че погълнатата доза радиация може да бъде значителна, някои процедури са относително инвазивни, дава малко функционална информация, много области не се визуализират добре (мозък, чер дроб, далак, панкреас, мускули).

Рентгенова компютърна диагностика

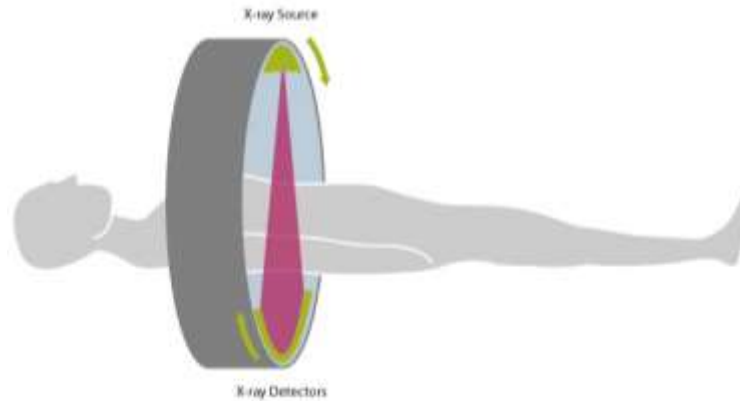


Конвенционалните рентгенови образи са **аналогови**. Възможно е всяка тяхна точка да бъде превърната в цифра. Тази цифрова (дигитална) информация може да бъде съхранена в паметта на компютър и обработена по-късно, ако това е необходимо. Превръщането на рентгеновия образ в електронен телевизионен сигнал дава перспективната възможност за неговата дигитализация и за компютърна обработка на този сигнал. Така се е достигнало до създаването на рентгеновата компютърна диагностика. При компютърната рентгенова диагностика получаваните данни могат да се съхраняват много по-надежно и в много по-компактен вид.



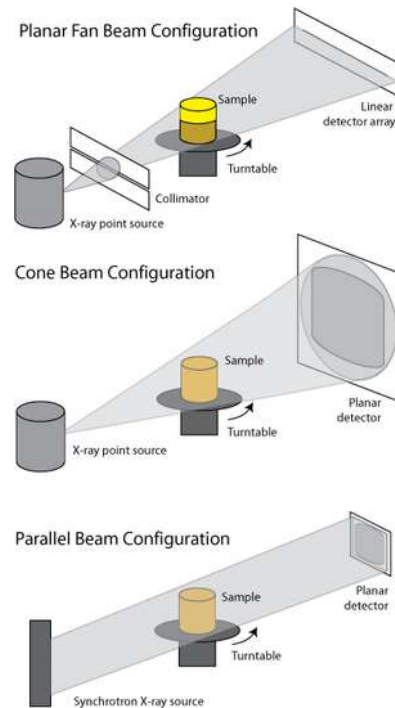
При рентгеновата **субтрактивна ангиография** се прави една рентгенограма на обекта, която се съхранява в паметта на компютър (1). След това в кръвта през венозен съд се въвежда контрастно вещество и се прави повторна рентгенограма, която също се запомня от компютъра (2). След това от втория образ чрез съответна компютърна обработка се изважда първия. Това изчиства всички фонови подробности, които и за двете рентгенограми са еднакви и в резултат се получава образ (3), оформен от допълнително въведеното контрастно вещество, изпълнило съответните кухини на сърдечно-съдовата система, което повишава изключително много неговия контраст и информативност.

Рентгенова компютърна томография



Томографията е метод, при който се получава образ на определен слой от изследвания обект.

Изследването и визуализирането на структурата на органи, тъкани и системи в човешкото тяло с помощта на рентгенови лъчи е много широко разпространено в съвременната медицинска диагностика. При рентгеновото лъчение явленията пречупване, отражение и дифракция се проявяват много слабо и затова основните процеси, които имат място в рентгеноскопията, са поглъщане и разсейване. Самата рентгенография представлява проекция на изследвания обект, в която се наслагват всички слоеве, разположени перпендикулярно по посоката на разпространение на рентгеновите лъчи. Това не дава възможност да се получи достатъчно пълна и еднозначна информация за вътрешната структура и евентуалните изменения на обекта, тъй като изображението не съдържа данни за дълбочината, на която се намират различните му елементи.



В хода на еволюцията на рентгеноскопията са били намерени начини и методи за изобразяване само на тънък слой от обекта. Такъв метод е рентгеновата трансмисионна реконструктивна томография.

През 1964 г. американският учен Мак Кормак (*A. McCormack*) теоретично и експериментално доказва възможността за изчислително математическо построяване на изображение на вътрешната структура на обекта по данни от измерването на голям брой линейни коефициенти на отслабване на рентгеновите лъчи в различни проекции за този обект. Създаването на първия в света компютърен томограф за медицински цели е осъществено в Англия в периода 1967-1971 г. под ръководството на Хаунсфиелд (*J. Hounsfield*), независимо от работите на Кормак. За разработването на теоретичните основи на компютърната томография и тяхната практическа реализация на Кормак и Хаунсфиелд е присъдена Нобелова награда по медицина и физиология за 1979 г.

