

## Лекція Рентгенівське випромінювання та будова рентгенівського апарату

### Короткі данні про рентгенівське випромінювання

Для тих кого не було на позаминулій лекції і хто не переглядав презентацію або всі хто забув, про що ми говорили, короткий екскурс в поняття та властивості рентгенівських променів.

Рентгенівські промені за своєю природою є різновидністю електромагнітних хвиль. Рентгенівські промені мають довжину хвилі (в ангстремах —  $\text{Å}$ ) від  $15 \text{ Å}$  до  $0,034 \text{ Å}$  (від 80 нм до 0,01 нм). В діагностичних рентгенівських апаратах практично одержують промені з довжиною хвилі  $0,1—0,8 \text{ Å}$ . Меншу довжину хвиль (близько  $0,001 \text{ Å}$ ) мають гамма-промені радіоактивного розпаду. Людське око здатне сприймати промені з довжиною електромагнітних хвиль від 7600 до 4000  $\text{Å}$ , а тому рентгенівські промені для людини невидимі.

Джерелом виникнення рентгенівських променів є внутрішньоатомна енергія. Атом складається з позитивно зарядженого ядра й від'ємно заряджених електронів, які рухаються навколо ядра. Електрони атома об'єднані у вигляді шару або оболонки, кожна з яких має певний запас енергії. Електронні оболонки позначають латинськими буквами від К до Р. Найближче до атомного ядра розміщена оболонка «К», найбільш віддалена від нього — «Р». Електрони атомних оболонок мають тим більше енергії, чим далі оболонка знаходиться від ядра.

У світлі електронної теорії метали відрізняються від інших тіл тим, що мають вільні електрони, які хаотично рухаються. Якщо приєднати кінці металевого провідника до полюсів генератора струму, то вільні електрони будуть чітко поступально рухатися. Рух електронів у провіднику, спрямований від катода генератора струму до його анода, є електричним струмом. Якщо металевий провідник розігріти, він починає виділяти електрони. Це явище називають електронною емісією. Воно відіграє важливу роль у виникненні рентгенівських променів.

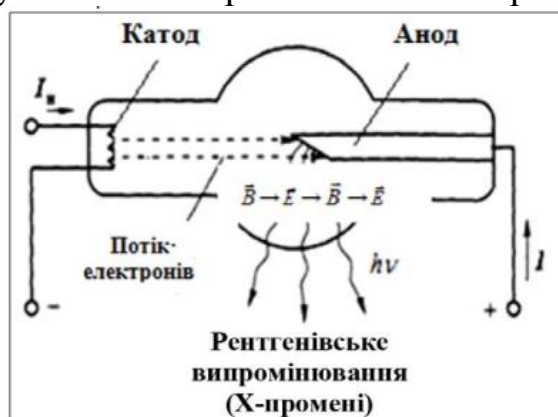


Рис. 1 – Утворення РВ у рентгенівській трубці

Для одержання рентгенівських променів спочатку необхідно розігріти спіраль рентгенівської трубки до  $2500\text{ }^{\circ}\text{C}$  струмом низької напруги (до  $10\text{ V}$ ) від понижуючого трансформатора. З розігрітої спіралі постійно вилітають електрони, що мають малу кінетичну енергію. Вони утворюють біля спіралі так звану електронну хмарку. При підведенні до рентгенівської трубки електричного струму високої напруги ( $50\text{--}150\text{ кВ}$ ) через підвищуючий трансформатор, електрони, які мають однойменний заряд із спіраллю, будуть відштовхуватися від спіралі з великою силою і прямолінійно полетять вперед. У момент удару їх в анод і гальмування весь запас кінетичної енергії електронів перетворюється у два види енергії: теплову та світлову (енергія рентгенівського випромінювання). Теплова енергія становить близько  $99\%$  кінетичної енергії електронів, а енергія електромагнітних коливань — близько  $1\%$ . Виниклі таким чином рентгенівські промені мають назву «рентгенівські промені гальмування».

Крім того, внаслідок бомбардування електронами пластинки анода, виникають ще так звані «характеристичні рентгенівські промені». Електрон, який одержав значний запас кінетичної енергії, проникнувши в глибину атомної системи анода, вибиває електрон з якої-небудь оболонки його атома. На вільне місце вибитого електрона зразу рухається один з електронів оболонки, що знаходиться вище, а запас енергії, який при цьому звільнився, утворює порцію (квант) рентгенівського випромінювання.

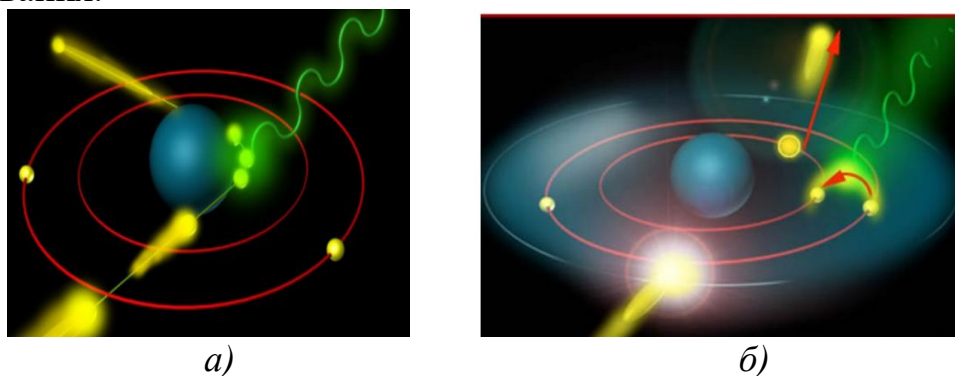


Рис.2 – Утворення гальмівного та характеристичного випромінювання

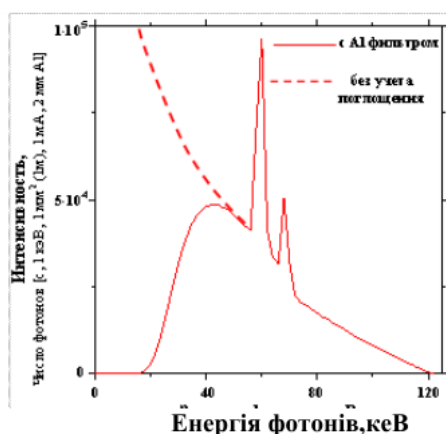


Рис. 3 – Класичний вигляд спектру РВ (неперервний гальмівний спектр та характеристичні сплески)

Якість рентгенівських променів визначається жорсткістю (твердістю) або їх проникаючою здатністю. Жорсткість рентгенівських променів залежить від величини напруги електричного струму, який надходить із високовольтного трансформатора до полюсів рентгенівської трубки.

Якщо подавати на рентгенівську трубку напругу в 10— 20 тис. вольт, то швидкість руху електронів від спіралі до анода буде порівняно невеликою і сила удару їх в анодну пластинку буде слабкою. При цьому виникають рентгенівські промені з довгою хвилею, які здатні проникати на малу глибину. Такі промені називають м'якими рентгенівськими променями.

Якщо до полюсів трубки подавати струм високої напруги (100 кВ), то швидкість руху електронів від спіралі до анода буде дуже великою (близько 200 тис. км/с), а сила удару їх в анод — величезною. Одержані при цьому рентгенівські промені будуть мати дуже коротку довжину хвилі й високу проникаючу здатність. Ці промені називають жорсткими рентгенівськими. Жорсткість рентгенівського випромінювання практично вимірюється кіловольтами, оскільки вона залежить від напруги.

Кількість рентгенівських променів визначається інтенсивністю випромінювання, яка залежить в основному від ступеня нагрівання спіралі катода. Змінюючи температуру нагрівання спіралі при однаковій напрузі, можна підвищувати або зменшувати емісію-електронів, що зумовлює силу струму в трубці і кількість рентгенівських променів. Отже, змінюючи ступінь нагрівання спіралі при однаковій різниці потенціалів на полюсах рентгенівської трубки (твердість променів), можна одержувати різну інтенсивність рентгенівського випромінювання. Інтенсивність рентгенівських променів вимірюють у міліамперах, оскільки кількість променів залежить від електронів, а потік електронів — це електричний струм. Однак сила струму, що проходить через трубку, невелика й вимірюється у тисячних частках ампера (міліамперах). При струмі в 1 міліампер кількість електронів становить  $6,3 \cdot 10^{15}$  за 1 с.

Таким чином, при одній і тій же жорсткості, змінюючи ступінь нагрівання спіралі, можна одержувати різну інтенсивність рентгенівських променів. З другого боку, при одній і тій же інтенсивності можна одержувати різну жорсткість променів, змінюючи напругу на полюсах трубки. Можливість роздільно регулювати жорсткість випромінювання і його інтенсивність надзвичайно суттєва для вирішення ряду питань при рентгенівському дослідженні.

Рентгенівські промені поширюються подібно до світла. При взаємодії з середовищем вони частково поглинаються, частково відбиваються і розсіюються. Однак ураховуючи те, що довжина хвилі рентгенівських променів невелика, а енергія випромінювання значна, вони мають ще ряд інших властивостей. Рентгенівські промені проникають через непрозорі для видимого світла тіла різної щільності — дерево, картон, папір, тканини людського й тваринного організму і навіть через тонкий шар окремих

металів. Глибина проникнення рентгенівських променів залежить від довжини хвилі та властивостей матеріалу. Чим менша довжина хвилі, тим глибше в середовище проникають рентгенівські промені. Чим щільніше середовище, тим більше у ньому поглинаються рентгенівські промені.

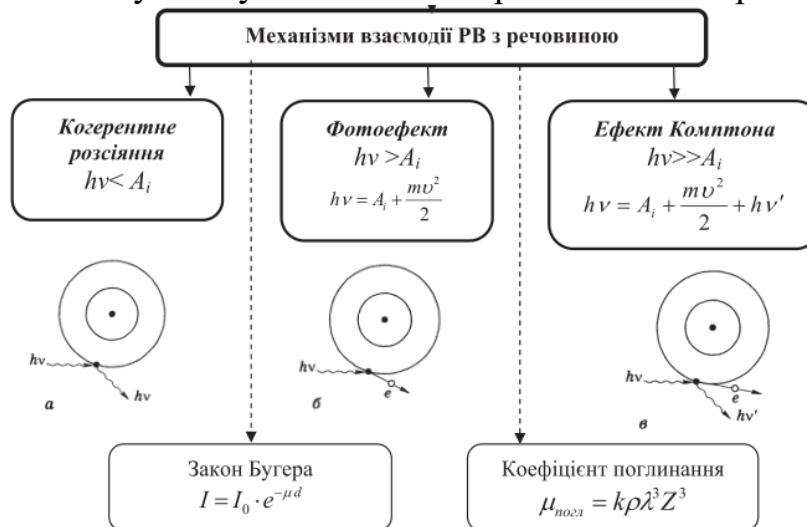


Рис. 4 – Механізми взаємодії РВ з речовиною

Рентгенівські промені викликають холодне світіння (люмінесценцію) деяких хімічних сполук. Одні речовини світяться у момент їх дії (флюоресценція), інші — продовжують світитися деякий час після припинення дії променів (фосфоресценція). Подібно видимому світлу рентгенівські промені викликають зміни у сполуках срібла світлочутливого шару фотоплівок (фотохімічний ефект).

Рентгенівські промені викликають іонізацію повітря, внаслідок чого утворюються позитивно і негативно заряджені частинки — іони. Іонізоване середовище стає провідником електричного струму. Цю властивість використовують для вимірювання інтенсивності променів за допомогою іонізаційної камери.

Властивістю рентгенівських променів є виражена біологічна дія. Проходячи через тканини, вони можуть викликати різні зміни залежно від виду тканини й дози енергії променів. Малі дози стимулюють обмінні процеси у тканинах, великі пригнічують життєдіяльність тканин, викликають у них функціональні й морфологічні зміни аж до загибелі клітин. Тривала дія малих доз рентгенівських променів або вплив зразу великої дози може спричиняти в організмі променеви хворобу.

Відмінності у поглинанні рентгенівського випромінювання тканинами різної щільності дають можливість одержувати рентгенівське зображення. Так, на тлі м'язів, які слабо поглинають рентгенівське випромінювання, будуть виразно помітні щільні кістки (мал.10.3.). Якщо рентгенівські промені проникнуть крізь грудну клітку, то на тлі легенів, що містять повітря, буде виразно помітно серце, ребра, кровоносні судини і навіть невеликі ущільнення легеневої тканини.

Рентгенівське зображення являє собою структурну напівпрозору тінь.

Там, де ослаблення рентгенівського випромінювання велике, тінь має найбільшу щільність тобто найбільшу інтенсивність. У разі незначного ослаблення рентгенівського випромінювання тінь буде слабкою, тобто мало інтенсивною. Ступінь інтенсивності тіні залежить від щільності речовини або товщини ділянок однорідного за складом органа, через який проходить рентгенівське випромінювання. Залежно від щільності досліджуваних об'єктів розрізняють чотири ступеня прозорості середовищ: 1-й — повітряне, 2-й — м'яко тканинне; 3-й — кісткове; 4-й — металеве.

Рентгенівське зображення є геометричною проекцією об'єкта, що вивчається, на площину приймача. Зображення на рентгенограмі виникає внаслідок різного ступеня почорніння плівки на межі анатомічного утвору і оточуючого тла.

Інформативність рентгенівського зображення оцінюють за об'ємом корисної діагностичної інформації — кількості помітних деталей досліджуваного об'єкта. Технічну якість зображення визначають за його об'єктивними параметрами, а саме; за оптичною щільністю, різкістю розмежування та контрастністю.

### **Будова рентгенівського апарату**

Рентгенівський апарат (установка) — обладнання для одержання і застосування рентгенівських променів. Рентгенівські апарати працюють від мережі змінного електричного струму.

#### ***Класифікація РА***

Рентгенівські апарати за **призначенням** поділяють на діагностичні та терапевтичні. Діагностичні апарати бувають стаціонарні, пересувні та переносні (портативні).

Діагностичні рентгенівські апарати забезпечуються пристроями для томографії, кімографії, електрокімографії та інших спеціальних методів дослідження, а також електронно-оптичним підсилювачем рентгенівського зображення, що дозволяє проводити рентгенокінозйомку, телевізійну передачу рентгенівського зображення і забезпечують високу яскравість зображення при значному зниженні променевого навантаження.

Для дослідження окремих фаз швидкоплинних процесів є спеціальні РА, які дозволяють виробляти рентгенівську зйомку при витримках, що складають тисячні частки секунди. Це досягається не шляхом збільшення потужності (а отже, і габаритів) РА, а за допомогою системи конденсаторів, які заряджаються від порівняно малопотужного трансформатора до необхідної напруги і потім у потрібний момент миттєво розряджаються на рентгенівську трубку (так звані імпульсні рентгенівські апарати). Крім того, існують пристосування до звичайних діагностичних РА у вигляді приставок, що дозволяють проводити зйомку фізіологічно рухомих об'єктів (легені, серце) у наперед задану фазу діяльності, наприклад у фазу вдиху або видиху або в певну фазу серцевої діяльності.

Терапевтичні рентгенівські апарати застосовують для променевої терапії. З впровадженням в клінічну практику штучних радіоактивних ізотопів і різного роду прискорювачів заряджених частинок, лінійних прискорювачів, бетатронів, синхротронів, синхрофазотронів та ін. роль власне рентгенотерапії дещо звузилася, і в даний час вона застосовується для променевого впливу на патологічні вогнища порівняно неглибокого розташування.

В залежності від глибини розташування опромінюваної вогнища застосовують апарати для поверхневої рентгенотерапії і для статичної глибокої терапії.

Існують терапевтичні РА не тільки для статичного, а й для так званого рухомого опромінення (методи ротаційної і конвергентної рентгенотерапії).

Крім того, випускаються рентгенівські апарати для ротаційної і конвергентної рентгенотерапії, у яких під час променевого впливу трубка автоматично переміщається по заздалегідь заданому шляху так, щоб основний пучок випромінювання був постійно спрямований на патологічний осередок, а навколишні його тканини і область шкіри потрапляли під вплив променів поперемінно. Це дозволяє, жаліючи шкіру і здорові тканини, підвести до вогнища великі дози рентгенівського випромінювання, ніж при статичних методах опромінення.

Сучасні терапевтичні РА, як і діагностичні, забезпечені рядом спеціальних пристосувань і пристроїв, що автоматизують їх роботу. Поряд з апаратами для терапії з звичайними автоматичними реле часу є РА, в яких реле часу замінено на реле дози, що представляє інтегральний дозиметр, який автоматично вимикає високу напругу при досягненні величини заздалегідь заданої дози випромінювання. Крім того, в комплект терапевтичних РА входять спеціальні набори тубусів, діафрагм, що обмежують поле опромінення, та фільтрів, що відсіюють більш м'яку частину випромінювання і додають робочому пучку більш однорідний характер.



Розрізняють апарати за типом живлення рентгенівської трубки — безкенотронні (напівхвильові) й кенотронні.

За характером захисту від високої напруги рентгенівські установки

розрізняють: кабельні (висока напруга на рентгенівську трубку подається від окремо розміщеної коробки з трансформаторами через високовольтний захисний провідник, в них дроти високої напруги укладені в ізольовані високовольтні кабелі, а трубка і головний трансформатор - у заземлені металеві кожухи) і блок-апарати (в яких високовольтне обладнання разом з рентгенівською трубкою укладено в загальний заземлений металевий кожух, з якої виходять лише низьковольтні провідники). Блок-апарати зазвичай застосовують для пересувних і переносних РА, а кабельні – для стаціонарних РА.

Стаціонарні рентгенівські апарати найбільш потужні, мають масу 1500—2000 кг і більше. Ними обладнують спеціальні рентгенівські кабінети. Напруга на трубці в цих апаратах досягає 100—150 кВ, а струм трубки до 400—500 мА. Стаціонарні апарати мають окремо розміщений пульт управління з автотрансформатором і вимірювальними приладами, коробку з трансформаторами та кенотронами, штативи з трубкою для знімків і просвічування. Для дослідження використовують медичний стаціонарний рентгенівський апарат АРД-2-110-К4, стаціонарний рентгенодіагностичний комплекс РУМ-2ОМ, рентгенівський стаціонарний діагностичний апарат РУД-145-250-1, рентгенівську стаціонарну діагностичну установку РУМ-4К.

Пересувні (палатні) рентгенівські установки легші (200—300 кг) і для їх встановлення не потрібно спеціального приміщення. Потужність цих апаратів нижча стаціонарних. Електричні параметри трубки в палатних апаратах становлять: 90—125 кВ, 25—100 мА. У пересувних рентгенівських апаратах усі частини змонтовані на штативі з колесами. Пульт управління кріпиться на основі штатива, а високовольтний блок (коробка з трансформатором і трубкою) — на колонці штатива. Весь апарат можна легко пересувати. В деяких моделях пересувних апаратів для підвищення потужності використані селенові високовольтні випрямлячі і трубка з анодом, що крутиться. Ці апарати побудовані за типом кабельних стаціонарних апаратів. Коробка з трансформаторами та селеновими стовпчиками розміщена на візку штатива, а рентгенівська трубка закріплена на його колонці.



Переносні (портативні, чемоданні) рентгенівські апарати мають ще меншу потужність. Напруга на трубці у них не перевищує 75 кВ, а струм трубки — 15—25 мА, маса їх 40—60 кг. Переносні апарати мають

невеликий розбірний штатив, на якому закріплюють високовольтний блок. Невеликий пульт управління розміщується окремо або кріпиться на штативі до муфти високовольтного блока. Ці апарати можна швидко розібрати і скласти в чемодани.

Переносні рентгенівські апарати призначені для виробництва найпростіших видів рентгенологічних досліджень в умовах швидкої і невідкладної допомоги, а також допомоги на дому. Вони малогабаритні, легкі, поміщаються в двох невеликих валізах і зазвичай пристосовані для перенесення силами 1-2 чоловік.



Пересувні (мобільні) рентгенівські апарати залежно від умов використання ділять на палатні і переносні, розраховані на застосування поза лікувального закладу. До пересувних рентгенівських апаратів відносяться також апарати (РУМ-4), призначені для роботи в польових умовах. Вони зазвичай встановлюються і перевозяться на спеціально пристосованих видах автотранспорту, мають автономне живлення і приміщення для розгортання, а також власну фотолабораторію. Крім цього використовуються в спеціально обладнаних автомашинах, залізничних вагонах та на судах морського і річкового флоту (так звані корабельні рентгенівські установки).



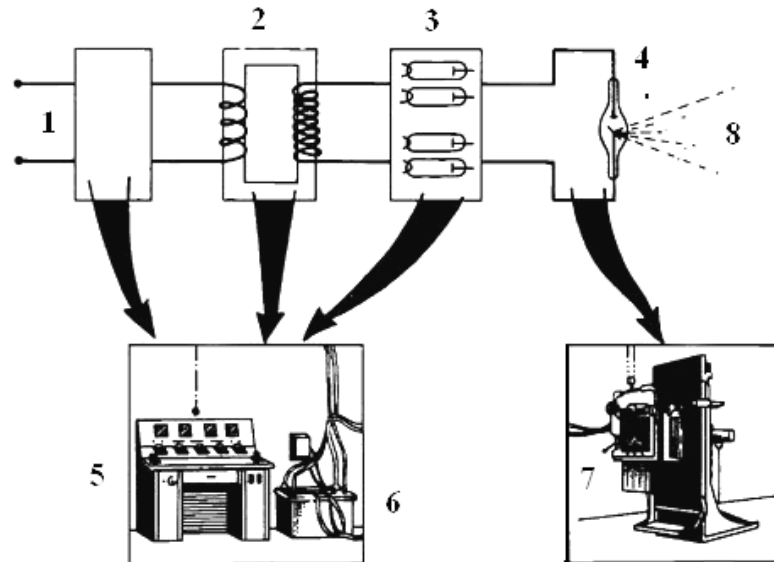


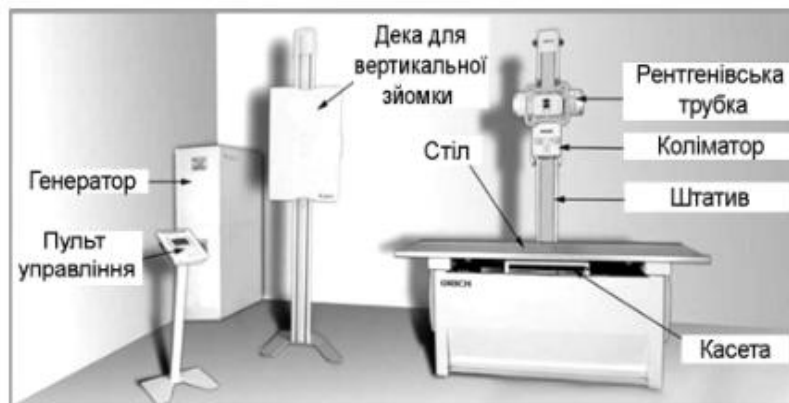
До польових рентгенівським апаратів пред'являється ряд спеціальних вимог, що випливають з несприятливих і складних умов транспортування, кліматичних умов і необхідності частого монтажу і демонтажу апаратури. Зокрема, укладальні ящики повинні бути досить герметичними, щоб захищати апаратуру від впливу пилу і вологи. Окремі частини повинні бути надійно закріплені, щоб забезпечити можливість транспортування РА на автомобільному транспорті по шосейним і ґрунтовим дорогам без пошкодження частин РА. Коливання температури навколишнього повітря в межах від 40 до -40° не повинні впливати на якість роботи РА при зберіганні і транспортуванні їх в цих умовах. Монтаж і демонтаж РА повинні здійснюватися силами обслуговуючого персоналу протягом півгодини без застосування спеціальних інструментів.

У мирний час рентгенівські апарати польового типу можуть бути використані для масових обстежень (Флюорографія), а також для рентгенодіагностичної роботи у віддалених районах.



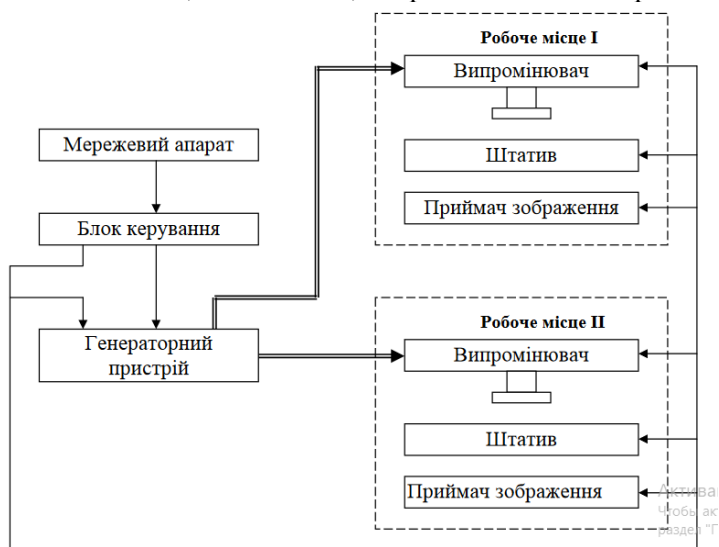
**Рентгенівський діагностичний апарат** складається з генератора рентгенівського випромінювання (рентгенівська трубка), джерела живлення (високовольтного (підвищуючого) й низьковольтного (понижуючого) трансформаторів), штатива, приймача випромінювання, пристроїв, що формують рентгенівське зображення та пульта керування. Принципова схема влаштування рентгенівського апарата наведена на рис. 5.





*Рис. 5 – Принципова схема будови рентгівського апарату*

1 — електромережа; 2 — трансформатор; 3 — система випрямлячів; 4 — рентгівська трубка; 5 — пульт керування; 6 — блок живлення; 7 — штатив, 8 — рентгівське випромінювання.



*Рис.6 – Узагальнена будова рентгівського апарату*

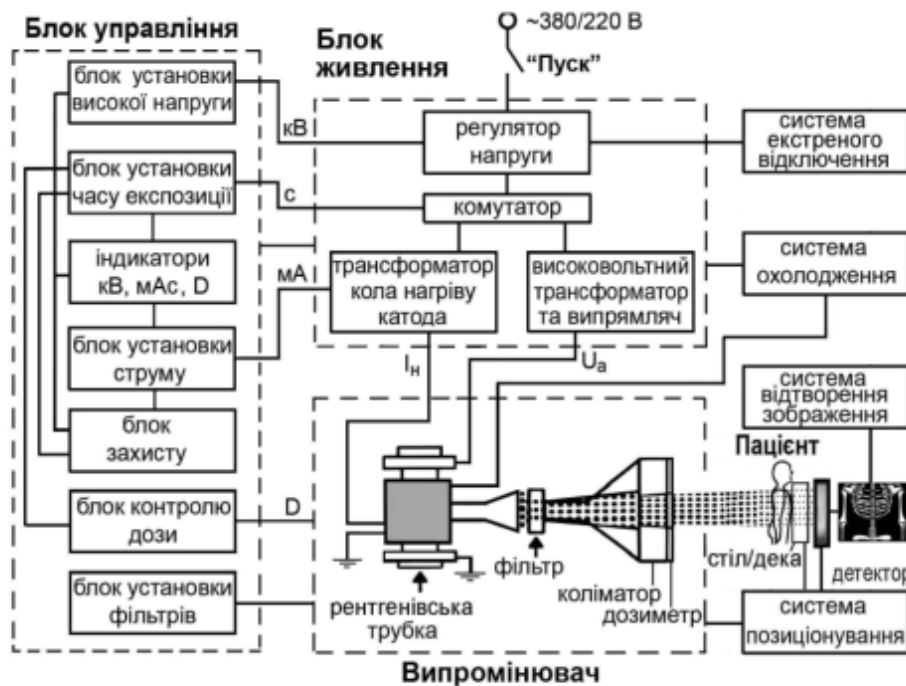


Рисунок 3.1 – Структурна схема універсального рентгенівського апарату

**Рентгенівська трубка** — це електровакуумний прилад, який в апараті є генератором рентгенівських променів. Залежно від потужності та призначення апарата трубка має різну форму і розміри. Кожна трубка складається з скляного балона, катода та анода.

Схематично принцип роботи рентгенівського апарату полягає в тому, що напруга електричної мережі підводиться до пульта управління, в якому воно регулюється з допомогою автотрансформатора і подається на первинну обмотку головного трансформатора. В результаті різниці в кількості витків первинної і вторинної обмоток головного трансформатора напруга в ньому різко зростає і подається на рентгенівську трубку безпосередньо (так звані півхвильові РА) або через випрямляючий пристрій (кенотрони, селенові випрямлячі). Регулювання струму, що проходить через рентгенівську трубку, здійснюється ступенем напруження її катодної нитки.

Живлення ланцюга розжарення катода рентгенівської трубки проводиться від понижуючого трансформатора напруги. Так як анод рентгенівської трубки зазвичай заземлюється, а катод знаходиться під високою напругою, трансформатор напруги має високовольтну ізоляцію. Високовольтні елементи схеми рентгенівського апарату зазвичай поміщаються в заземлений кожух і з'єднуються з електродами захисної рентгенівської трубки за допомогою високовольтних кабелів (кабельні рентгенівські апарати). У так званих блок-апаратах високовольтна частина разом з трубкою розміщується в металевому кожусі, заповненому мінеральним ізоляційним маслом.

Висока напруга зазвичай регулюється за допомогою автотрансформатора, включеного в первинну ланцюг головного

трансформатора. Спеціальний комутатор, приєднаний до різних виводів автотрансформатора, дозволяє змінювати плавно або східчасто напругу на первинній і, отже, на вторинній обмотці головного трансформатора. Струм розжарення рентгенівської трубки встановлюється за допомогою реостата, включеного в ланцюг первинної обмотки трансформатора напруги. Анодний струм трубки залежить від величини струму розжарення, який обумовлений напругою електричної мережі: зміна напруги мережі, наприклад, на 5% змінює анодний струм в 2 рази. Напруга електричної мережі падає при включенні рентгенівського апарату, в зв'язку з чим для стабілізації напруження трубки доводиться встановлювати трансформатор (компенсатор) або спеціальний феррорезонансний стабілізатор.

Автотрансформатор з комутаторами, реостат регулювання струму накалювання, контрольні прилади, системи стабілізації напруги і захисту від перевантаження і короткого замикання складають низьковольтну частину рентгенівського апарату і розміщуються в спеціальному пульті управління. Включення апарату зазвичай здійснюється ступенями: спочатку включається мережеве напруга, потім напруга рентгенівської трубки і кенотрона і, нарешті, висока напруга. Відключення проводиться в зворотному порядку.

Живлення може бути однофазне, двофазне і трифазне.

Керуючий орган апарату поміщається в пульті управління.

У блок трансформаторних установках роль пульта управління виконує ручне реле часу. Напруга мережі через керуючий орган після необхідних перетворень подається на блок живлення апарата. Керуючий орган шести - і дванадцяти кенотронних апаратів великої потужності складається з двох частин: силовий (високовольтної) і керуючої (низьковольтної) частин. Силова частина керуючого органу (електромагнітний контактор) знаходиться в блоці живлення, а низьковольтна частина (реле часу) в пульті управління (рис. 2.5).

Блок живлення включає високовольтний трансформатор, трансформатор напруги і випрямляч високовольтної напруги.

Рентгенівська трубка поміщається в спеціальному захисному кожусі, що захищає оточуючих від високої напруги і від розсіяного рентгенівського випромінювання. Кожух захищає трубку від механічних пошкоджень і сприяє її охолодженню. З блоку живлення високовольтна напруга подається на трубку з допомогою безпечних високовольтних кабелів.

Якщо високовольтний генератор живить декілька трубок, тобто є кілька штативів, то він забезпечений перемикачем робочого місця. У випадку двох трубок перемикач змонтований у високовольтному блоці живлення, а в разі великої кількості рентгенівських трубок він становить окремий блок. При цьому блок живлення і перемикач робочих місць пов'язані високовольтними кабелями, а від перемикача висока напруга підводиться до окремих трубках також за допомогою високовольтних гнучких кабелів.

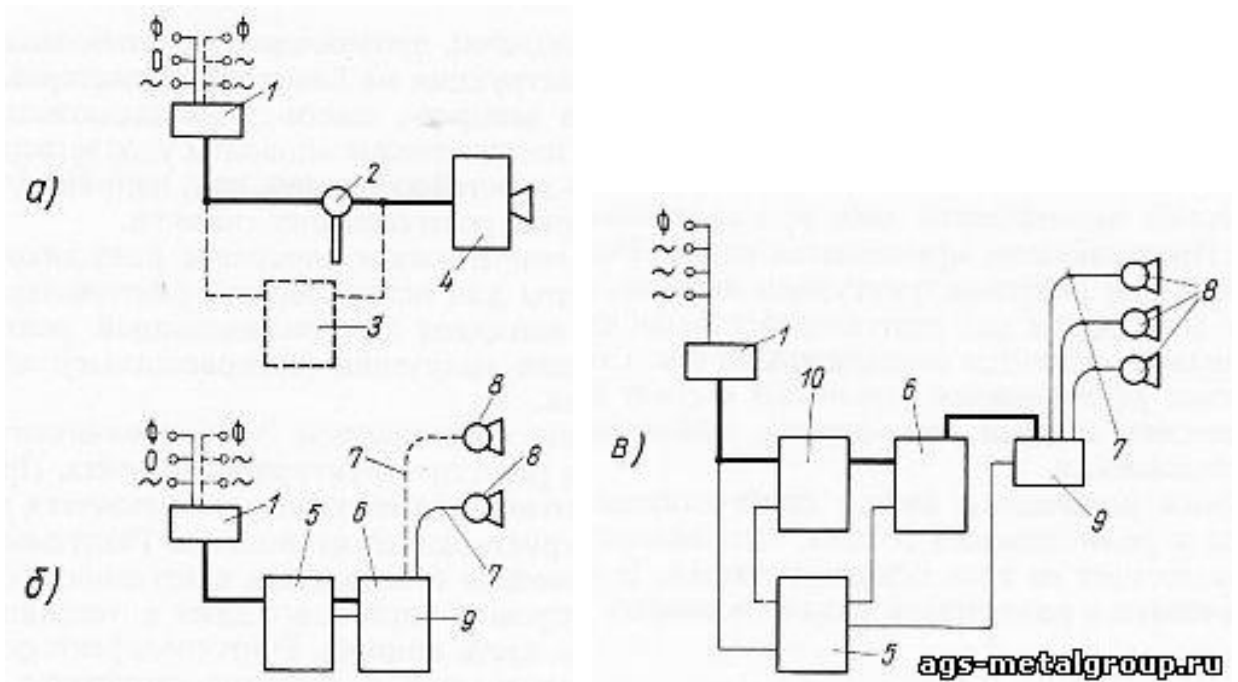


Рис. 2.5. Схема пристрою рентгенівського апарату  
 а) блоктрансформатор; б) півхвильовий чотирикеноotronний апарат;  
 в) шістикенотронний рентгенівський апарат

1. мережевий щиток; 2. ручне реле часу; 3. розподільна шафа; 4. блоктрансформатор; 5. пульт керування; 6. високовольтний генератор;
7. високовольтні безпечні кабелі; 8. кожух рентгенівської трубки;
9. перемикач робочих місць; 10. електромагнітний контактор, керований за допомогою реле часу

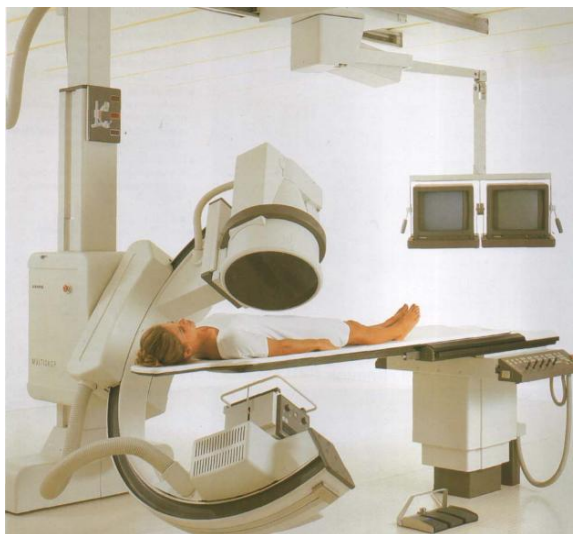
До складу рентгенівського апарату входять також штатив (або група штативів) для кріплення рентгенівської трубки, пристосування для фіксації хворих в процесі дослідження або лікування, рентгенівські екрани. Рентгенівські апарати забезпечуються спеціальними пристроями (реле часу) для автоматичного відключення високої напруги після закінчення заданої експозиції. У терапевтичних рентгенівських апаратах застосовуються електромеханічні реле з максимальною витримкою 10-30 хв., які приводяться в дію невеликим електродвигуном. В переносних і пересувних діагностичних рентгенівських апаратах використовуються ручні реле, що приводяться в дію пружиною, а в стаціонарних - конденсаторні реле з мінімальною витримкою близько 0,01 сек.

Типовими агрегатами є рентгенівський діагностичний випромінювач, штативні пристрої (поворотний стіл-штатив, штатив знімків, стійка для знімків), приймачі зображення (рентгенографічна касета, розсіювальна ґратка, підсилювач рентгенівського зображення, рентгенотелевізійна система). Типові агрегати об'єднуються в необхідні робочі місця, які за допомогою високо та низьковольтних кабелів підключаються до генераторного пристрою. Живлення всього РДА здійснюється від мережного блока за допомогою блока керування.

В апаратах потужністю більше 20 кВт блок керування виконується у вигляді пульта керування та низьковольтної шафи.

Головне коло РДА забезпечує рентгенівську трубку живленням електричною енергією для того, щоб остання могла генерувати випромінювання високої якості. До складу головного кола входять: коректор мережної напруги, реостат регулювання опору мережі, регулятор анодної напруги, мережний і головний контактори, а також мережний вольтметр, кіловольтметр і міліамперметр. В деяких моделях РДА ручна корекція напруги в головному колі замінена автоматичною або складною схемою його комплектації.

На рис. 7 показана універсальна рентгенівська система МУЛЬТИСКОП (фірма СІМЕНС).



*Рис.7 – Універсальна рентгенівська система Мультископ*

Крім цього, апарат повинен бути оснащений пристроєм живлення достатньої потужності, який перетворює змінний струм мережі в струм високої напруги, рентгеноекспонетр і обладнання, що приймає випромінювання.

Також, важливою складовою частиною є апарат для колімації рентгенівського пучка. Він забезпечує його фокусування і дозволяє управляти ним, просвічуючи саме потрібні місця. Плюс, це зменшує розсіювання рентгенівського випромінювання, і, як наслідок, знижує рівень опромінення пацієнта і персоналу.

Додатковою складовою частиною апаратів є стіл-штатив, на якому розміщують хворого в процесі обстеження. Пристрій для рентгенографії може бути оснащений підсилюючими екранами, що містять люмінофор, який світиться під дією рентгенівських променів, посилюючи тим самим їх фотохімічну дію. Завдяки цьому вдається знизити експозиційне час, а значить і променеве навантаження. Плюс, це збільшує чіткість і різкість одержуваного зображення. Види люмінофорів бувають різні, найбільш поширені такі види:

- Дрібнозернистий.
- Грубозернистий

Обладнання з дрібнозернистим люмінофором має меншу відбивну здатність, але це компенсується високим просторовим дозволом. Вони використовуються в остеології, де немає необхідності радикально зменшувати експозицію.

Другий тип підсилювачів також називають швидкісними, з-за того, що вони мають високий рівень світловідбивання і меншу роздільну здатність. Їх використовують в тих випадках, коли потрібно зняти об'єкти, що швидко рухаються, такі як серце, великі судини, а також, якщо переносний рентген апарат призначений для рентгена дітей.

Сучасні рентгенівські апарати забезпечені досить складними пристроями для стабілізації напруги і струму рентгенівської трубки, а також для захисту її від можливих перевантажень. Крім складних релейних пристроїв для регулювання часу експозиції, діагностичні апарати забезпечені автоматичними перемикачами режимів роботи РА, що буває необхідно, наприклад, при швидкому переході з режиму просвічування на режим знімків і назад. Крім того, всі сучасні РА мають систему захисту від невикористаного рентгенівського випромінювання і від ураження струмом високої напруги.

Діапазон напруги і струму рентгенівських апаратів залежно від їх призначення наведено в таблиці.

<b>Діапазони напруги і сили струму рентгенівських апаратів</b>		
<b>Типи апаратів</b>	<b>Напруга (кВ)</b>	<b>Сила струму (ма)</b>
<b>Діагностичні</b>		
Стаціонарні	100-150	60-1000
Пересувні	60-125	10-300
Переносні	50-85	5-15
<b>Терапевтичні</b>		
Стаціонарні	60-400	20-30
Пересувні	15-150	5-50

Сфери застосування РВ в залежності від анодної напруги

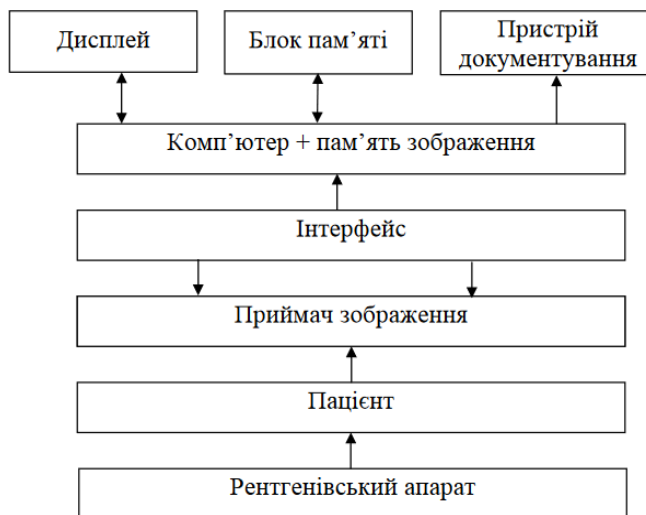
Довжина хвилі	Напруга на аноді, кВ	Застосування
0,05	250	Дистанційна променева терапія
0,10	125, 80, 60	Рентгендіагностика
	80, 60, 40	Короткофокусна променева терапія
0,5	25	Короткофокусна променева терапія
0,8	15	
1	12	
1,5	8	



2	6	
2,5	5	

### *Цифрові рентгенографічні системи*

На рисунку 8 наведена схема типової цифрової рентгенівської системи ЦРС (DRS). Рентгенівська трубка і приймач зображення зв'язані з комп'ютером і керуються ним, а зображення, що отримується, запам'ятовується, обробляється (в цифровій формі) і відображається на дисплеї, що становить частину пульта управління оператора-рентгенолога. Аналогічні пульти управління можна застосовувати і в інших системах отримання зображення, наприклад, на основі ядерного магнітного резонансу або комп'ютерної томографії. Цифрове зображення можна записати на магнітному носії, оптичному диску або ж на спеціальному записуючому пристрої, здатному постійно вести реєстрацію зображення на плівку в аналоговій формі.



*Рис.8 – Складові цифрової рентгенівської системи*

В цифровій рентгенології знайшли застосування два класи приймачів зображення: приймачі з безпосереднім формуванням зображення і приймачі з частковою реєстрацією зображення, в яких повне зображення формується шляхом сканування, рентгенівським пучком або приймальним пристроєм (скануючи проекційна рентгенографія).

Записане на фотоплівці зображення можна перетворити в цифрову форму за допомогою скануючого мікроденситометра, але будь-яка інформація, зафіксована на фотоплівці з дуже малою або, навпаки, дуже високою оптичною густиною, може бути створена через вплив Дисплей Блок пам'яті Пристрій документування Комп'ютер + пам'ять зображення Інтерфейс Комп'ютер + пам'ять зображення Приймач зображення Пацієнт Рентгенівський апарат Характеристик плівки. В цифрову форму можна перетворити і ксерорентгенограму за допомогою скануючого денситометра або шляхом безпосереднього зчитування зображення з селенової пластини.

В інших цифрових рентгенографічних системах використовують твердотільні приймачі з високим коефіцієнтом поглинання рентгенівського випромінювання. В обох різновидах згаданих рентгенографічних систем застосовується метод сканування з рядковою реєстрацією зображення, яке відтворюється вціле на дисплеї комп'ютера (скандувальна проекційна рентгенографія). До іншого класу цифрових рентгенографічних систем слід віднести люмінофори із пам'яттю, які потім реєструються за допомогою приймача із безпосереднім формуванням зображення. Системи отримання зображення із скануванням рентгенівським пучком і приймачем мають важливу перевагу, оскільки в них добре пригнічується розсіювання. В цих системах один коліматор розташовується перед пацієнтом з метою обмеження первинного рентгенівського пучка до розмірів, необхідних для роботи приймача, а інший – за пацієнтом, щоб зменшити розсіювання. На рис. 1.6 зображена лінійна скандувальна система для отримання цифрового зображення грудної клітини. Приймачем в системі слугує смужка з оксисульфідгадолінія, зчитування інформації з якої здійснюється лінійною матрицею з 1024 фотодіодів. Проекційні рентгенограми синтезуються також сканерами комп'ютерної томографії і виконують допоміжну роль при виділенні відповідного перерізу. Головним недоліком скандувальних систем є те, що значна частина корисної вихідної потужності рентгенівської трубки втрачається, що потребує збільшення до 10 с часу експозиції.

На рис.9 подано схему взаємодії елементів системи отримання, оброблення, зберігання і передачі рентгенівських діагностичних зображень у вигляді трьох каналів: традиційної рентгенографії, цифрової рентгенографічної установки і рентгеноскопії (відеосигнал з УРІ). **Традиційна рентгенографія.** Рентгенограми, отримані за допомогою традиційного процесу, надходять на оброблення в напівтоновий графічний сканер, за допомогою якого рентгенодіагностичне зображення вводиться в пам'ять комп'ютера. Після цього така рентгенограма може оброблятися засобами комп'ютерної техніки, але в межах вузького динамічного діапазону рентгенівської плівки.

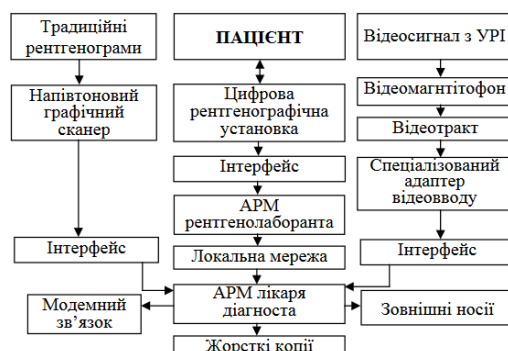


Рисунок 1.7 – Схема взаємодії елементів системи отримання, обробки, зберігання і передачі рентгенівських діагностичних зображень

**Рентгеноскопія.** Рентгенівські зображення з рентген телевізійного каналу УРІ можуть оброблятися як в режимі реального часу, так і з відеомагнітофону. Останнє дозволяє при перегляді відеозображень вибрати потрібний кадр для занесення його в архів. Перший і третій канали дають

можливість перетворити традиційні рентгенівські зображення (рентгенограми і відео телевізійні кадри) в цифрове зображення. Цей прийом має особливе значення, тому що він дає можливість достовірно порівнювати зображення, отримані різними способами. Наступною перевагою такого перетворення є можливість розміщення його в електронному архіві передачі зображення по комп'ютерних мережах.

Цифрова рентгенографічна установка складається з двох підсистем: автоматизованого робочого місця АРМ (automated workplace) лаборанта і АРМ лікаря-рентгенолога, об'єднаних в локальну мережу. АРМ рентгенолаборанта забезпечує внесення відомостей про хворих, організаційних і клінічних даних, даних про управління процесом реєстрації зображення (синхронне включення сканера і високої напруги і ін.). Після отримання рентгенівського зображення воно і відомості про пацієнта по локальній мережі надходять в АРМ-ЛР. На АРМ-ЛР виконується програмне оброблення зображень для отримання діагностичної інформації, пошук попередніх зображень пацієнтів і їх порівняння з новоотриманими, реєстрація нових пацієнтів і зображення в базі даних, приведення їх до формату, оптимального для архівації, та інші маніпуляції, доступні електронним технологіям персонального комп'ютера. Програмне забезпечення дозволяє лікарю-рентгенологу при необхідності створити тверді копії зображення на лазерному принтері; за наявності мережного зв'язку передати їх в клінічні підрозділи; зв'язатися з консультаційними центрами або центральним архівом по електронному зв'язку. Блок бази даних формалізує всі етапи роботи з пацієнтом віднесення даних лаборантом до їх розміщення на архівне зберігання; дозволяє лікарю-рентгенологу створювати всі види стандартної звітності, а також аналізувати проведену роботу по цільових вибірках. Кінцевим етапом роботи з цифровим зображенням всіх трьох видів є його архівація на магнітний або оптичний носій.