

Лабораторна робота

Фотографічні приймачі рентгенівського зображення

I. Теоретична частина

1.1. Рентгенівське випромінювання

Рентгенівське випромінювання являє собою електромагнітні хвилі, спектральну область яких лежить між ультрафіолетовим і гамма-випромінюванням у межах довжин хвиль від 10^{-7} до 10^{-14} м. Як джерело рентгенівського випромінювання використовується рентгенівська трубка - двохелектродний вакуумний прилад, у якому вилітаючі з напруженого катода і прискорені електричним полем електрони попадають на металевий анод (антикатод). При гальмуванні швидких електронів під дією електростатичного поля речовини анода, як впливає з теорії Максвелла, випромінюються електромагнітні хвилі - виникає гальмівне рентгенівське випромінювання.

1.2. Особливості формування рентгенівського зображення

Рентгенологічне дослідження ґрунтується на реєстрації гальмівного рентгенівського випромінювання, що пройшло через досліджуваний орган тіла людини, ослаблюється в різному ступені залежно від розподілу щільності тканин в структурі об'єкту і таким чином несе інформацію про внутрішню будову, тобто утворює рентгенівське зображення досліджуваного об'єкту. Оскільки рентгенівське випромінювання не може бути сфокусовано, рентгенівське зображення є тіньовим проєкційним зображенням і утворюється тільки тією частиною пучка випромінювання, яка не змінила напрямку розповсюдження в результаті взаємодії з об'єктом дослідження. Випромінювання, розсіяне при взаємодії, практично не несе інформації про внутрішню будову об'єкту і є чинником, погіршуючим якість зображення. Просторовий розподіл рентгенівського випромінювання, що пройшло через досліджуваний об'єкт, повинно бути перетворене в аналогічний просторовий розподіл світлового потоку, що сприймається органами зору спостерігача, тобто в адекватне рентгенівському оптичне зображення. Очевидно, що при будь-якому способі перетворення рентгенівського зображення в оптичне, останнє не може містити більше інформації про об'єкт дослідження, чим початкове рентгенівське зображення.

При рентгенологічному дослідженні край важливим чинником є кількість рентгенівського випромінювання, поглиненого тілом досліджуваного об'єкта за час дослідження (поглинена доза випромінювання). Таким чином, основними вимогами до комплексу рентгенодіагностичної апаратури є:

- 1) досягнення максимальної інформативності рентгенівського зображення при мінімальній поглиненій обстежуваним дозі рентгенівського випромінювання;

- 2) оптимальне перетворення рентгенівського зображення в оптичне, таке, що забезпечує отримання лікарем максимуму інформації, що міститься

Розглянемо простий випадок утворення рентгенівського зображення, коли паралельний пучок монохроматичного рентгенівського

випромінювання інтенсивністю J_0 падає на поглинач - плоскопаралельну пластину товщиною h , так що напрям розповсюдження пучка нормальний до поверхні пластини. Інтенсивність рентгенівського випромінювання в площині за пластиною позначимо J . Рентгенівський пучок за пластиною є суперпозицією два складових: частини пучка інтенсивністю J_n , що не змінила напрям при проходженні через пластину, і розсіяного випромінювання з інтенсивністю J_p , утвореного частиною пучка, що змінила напрям в результаті взаємодії з речовиною поглинач:

$$J = J_n + J_p; \quad J = J_n (1 + J_p/J_n) = \chi J_n, \quad (1)$$

де $\chi = 1 + J_p/J_n \geq 1$ - чинник накопичення, що характеризує частку розсіяного випромінювання в потоці, що пройшов через поглинач. Якщо розсіяне випромінювання відсутнє, то $\chi = 1$.

Відомо, що

$$J_n = J_0 \cdot e^{-\mu h} \quad (2)$$

де μ - лінійний коефіцієнт ослаблення вузького монохроматичного пучка випромінювання в речовині поглинач; h - товщина поглинач.

Для характеристики взаємодії рентгенівського випромінювання з об'єктом у ряді випадків замість лінійного коефіцієнта ослаблення μ зручно користуватися шаром половинного ослаблення випромінювання в даному матеріалі. Шар половинного ослаблення Δ рівний такій товщині поглинач, при якій інтенсивність випромінювання за поглиначем зменшується в 2 рази. Із закону ослаблення випромінювання виходить, що

$$\Delta = 0,693/\mu$$

У разі монохроматичного рентгенівського випромінювання значення μ і Δ залежать тільки від енергії випромінювання і матеріалу поглинач. Для немонохроматичного випромінювання шар половинного ослаблення істотно залежить також від товщини поглинач і зростає з її збільшенням (значення μ відповідно зменшується з товщиною поглинач). Таким чином, немонохроматичне випромінювання при фільтрації речовиною стає «жорсткішим».

У медичній діагностиці рентгенівське випромінювання отримують при гальмуванні прискореного електричним полем потоку електронів в речовині анода рентгенівської трубки. При гальмуванні кінетична енергія електронів перетворюється частково на теплову енергію, частково в енергію квантів рентгенівського випромінювання. Це перерозподіл енергії носить імовірний характер, унаслідок чого виникає гальмівне рентгенівське випромінювання містить безперервний спектр квантів різних енергій. Максимальна енергія ε_M рентгенівського кванта (виражена в кілоелектронвольтах) гальмівного випромінювання досягається у разі, коли кінетична енергія електрона повністю переходить в енергію кванта, що випромінюється.

$$\varepsilon_M = eU \text{ (кВ)}$$

де e - заряд електрона, U - напруга, прикладена до рентгенівської трубки(кВ).

Форма гальмівного спектру визначається прикладеною напругою і поряд додаткових чинників, з яких найважливішими є поглинаюча здатність матеріалів анода і вихідного вікна рентгенівської трубки і форма кривої зміни в часі прикладеної до трубки електричної напруги. Важливою характеристикою спектру є ефективна енергія ε_e гальмівного випромінювання, рівна енергії такого монохроматичного випромінювання, яке має для даного об'єкту той же шар половинного ослаблення, що і спектр гальмівного випромінювання. Аналогічно вводиться поняття еквівалентної напруги U_e , пов'язаного з ефективною енергією ε_e співвідношенням:

$$\varepsilon_e = eU_e$$

Для випромінювання діагностичних рентгенівських трубок еквівалентна напруга дещо більше однієї третини максимального значення анодної напруги. Інтенсивність випромінювання за поглиначем буде:

$$I = J_0 \cdot \chi \cdot e^{-\mu h}$$

Чинник накопичення χ складним чином залежить від матеріалу і товщини поглиначя, енергії, первинного випромінювання і геометрії об'єкту.

Нехай далі в пластині поглиначя товщиною h , лінійний коефіцієнт ослаблення якої для даного випромінювання рівний μ_1 локальна область товщиною $d < h$, причому лінійний коефіцієнт ослаблення μ_2 у цій області відмінний від μ_1 . Інтенсивність J_1 рентгенівського випромінювання, що пройшло через пластину в області, де пластина однорідна, представиться формулою:

$$J_1 = J_0 \cdot \chi \cdot e^{-\mu h} = J = J_0 \cdot e^{-\mu_1 h} + J_{p1}$$

де J_{p1} - інтенсивність розсіяного випромінювання.

Якщо пучок рентгенівського випромінювання перетне локальну область з лінійним коефіцієнтом ослаблення μ_2 , то інтенсивність пучка за пластиною може бути виражена формулою:

$$J_2 = J_0 \cdot e^{-\mu_1 h} e^{-(\mu_1 - \mu_2)d} + J_{p2}$$

J_{p2} - інтенсивність розсіяного випромінювання, виміряна за пластиною в тому місці, де пучок випромінювання перетнув локальну область з лінійним коефіцієнтом ослаблення μ_2 .

Назвемо рентгенівським зображенням розподіл інтенсивності рентгенівського випромінювання, що пройшло через об'єкт дослідження (пластину) в площині, нормаль до якої паралельна напрямку розповсюдження пучка падаючого випромінювання. Якщо пластина має локальну неоднорідність, її рентгенівське зображення також буде неоднорідним.

Інтенсивність рентгенівського випромінювання у точках, що лежать всередині тіні локальної неоднорідності, назвемо інтенсивністю неоднорідності зображення. Інтенсивність рентгенівського випромінювання в решті точок називатимемо інтенсивністю фону зображення. Контрастом неоднорідності рентгенівського зображення в точці з координатами x і y назвемо величину:

$$K_p = \frac{J(x,y) - J_\phi}{J_\phi}$$

де $J(x,y)$ інтенсивність випромінювання в точці x і y ; J_ϕ - інтенсивність фону.

Таким чином, контраст рентгенівського зображення характеризує внутрішню структуру досліджуваного об'єкту.

Використовуючи приведені співвідношення, знайдемо наступний вираз для контрасту неоднорідності рентгенівського зображення:

$$K_p = \frac{J_2 - J_1}{J_1} = \frac{J_0 \cdot e^{-\mu_1 h} [e^{(\mu_1 - \mu_2)d} - 1] + J_{p2} - J_{p1}}{J_0 \cdot \chi \cdot e^{-\mu_1 h}}$$

У тому випадку, коли площа тіні локальної неоднорідності просвічуваної пластини багато менше площі всього рентгенівського зображення і величина $|(\mu_1 - \mu_2)d| \ll 1$, то

$$e^{(\mu_1 - \mu_2)d} \approx 1 + (\mu_1 - \mu_2) \cdot d$$

На основі (1) і (2) отримаємо:

$$K_p \approx \frac{(\mu_1 - \mu_2) \cdot d}{\chi}$$

Таким чином, контраст рентгенівського зображення локальної неоднорідності росте із збільшенням $(\mu_1 - \mu_2)d$ і зменшується із збільшенням чинника накопичення χ , тобто із збільшенням внеску розсіяного випромінювання. Виявити неоднорідність рентгенівського зображення і відповідно внутрішню структуру просвічуваного об'єкту можна, коли рентгенівський контраст перевищує деяку порогову величину. Звідси витікає, що для збільшення чутливості рентгенівської діагностики необхідно зменшувати частку розсіяного випромінювання в приймача.

З цією метою в рентгенодіагностиці застосовують відсіваючі растри, які поглинають значну частину розсіяного випромінювання, і діафрагми, що обмежують перетин робочого пучка випромінювання. З формули (3) також виходить, що контраст рентгенівського зображення може бути збільшений за рахунок збільшення різниці коефіцієнтів ослаблення випромінювання в області неоднорідності і фону зображення. Цього можна досягти заповненням аналізованої порожнини просвічуваного об'єкту спеціальною контрастною речовиною, вагомо, що має, більший лінійний коефіцієнт ослаблення випромінювання, чим лінійний коефіцієнт ослаблення в області фону зображення. Таке контрастування застосовується для дослідження більшості внутрішніх органів людини.

1.3. Енергія і поглинена доза випромінювання. Якість зображення.

Якщо вимірювати інтенсивність рентгенівського випромінювання за об'єктом датчиком з площею, чутливою до випромінювання поверхні S (см²), то його свідчення будуть пропорційні середньому числу квантів випромінювання, поглинених датчиком за час накопичення (інтеграції) датчика τ (с).

Позначивши через n_ϕ середнє число квантів, ефективно поглинених

датчиком за час τ в області фону зображення, знайдемо (без урахування розсіяного випромінювання):

$$n_{\phi} = N_0 \cdot e^{-\mu_1 h} \cdot S_{\tau\xi}$$

де N_0 - середнє число квантів, падаючих на 1 см² датчика в 1 с у відсутність об'єкту; ξ - коефіцієнт ефективного поглинання рентгенівських квантів в датчику, що характеризує частку квантів, що внесли свій внесок до свідчень датчика від загального числа квантів, що впали на нього.

Якщо датчик розташований в області тіні ділянки неоднорідності досліджуваного об'єкту і площа тіні повністю перекриває площу датчика, то середнє число квантів, поглинених датчиком за час τ , зміниться на величину Δn , рівну

$$\Delta n = (\mu_1 - \mu_2) d \cdot n_{\phi}$$

Δn пропорційне середньому значенню сигналу, що інформує про неоднорідність об'єкту. Із-за принципово неусувних флуктуації числа поглинених в датчику рентгенівських квантів величина сигналу датчика, що спостерігається в кожен момент буде випадковою величиною, в загальному випадку відмінною, від свого середнього значення. Згідно розподілу Пуассона середньоквадратична флуктуація σ числа поглинених в датчику квантів рівна, якщо $\Delta n \ll n_{\phi}$

$$\sigma = \sqrt{n_{\phi}} \approx \sqrt{n_{\phi} + \Delta n}$$

Середньоквадратична флуктуація сигналу про неоднорідність об'єкту пропорційна середньоквадратичній флуктуації величини Δn : $\sigma_c = \sqrt{2\sigma}$

Флуктуації числа поглинених в датчику рентгенівських квантів, тобто квантовий шум, можуть призвести до того, що сигнал датчика про неоднорідність об'єкту опиниться повністю пригнічений шумом. Для упевненого виявлення внутрішньої структури об'єкту по аналізу рентгенівського зображення необхідно, щоб середнє значення сигналу про неоднорідність об'єкту у декілька разів перевищувало середньоквадратичну флуктуацію сигналу

$$\Delta n \geq p \sigma_c, \quad (5)$$

де p - пік-чинник шуму, величина якого для практичних застосувань вибирається в діапазоні: $p = 3 \div 5$.

З цих співвідношень можна отримати нерівність, що визначає мінімальне значення n_{ϕ} , необхідне для упевненого виявлення заданого контрасту $K_p = \frac{\Delta n}{n_{\phi}}$ рентгенівського зображення:

Порогове значення рентгенівського контрасту для неоднорідності, площею ~ 1 см², що виявляється за допомогою кращих систем візуалізації рентгенівського зображення, має величину $\sim 3 \div 4\%$. Приймаючи, що час накопичення у разі використання систем візуалізації визначається часом накопичення (інерції) ока спостерігача ($\tau \sim 0,1$ с) і що коефіцієнт ефективного поглинання квантів вхідним екраном системи візуалізації має значення $\sim 0,2 \div 0,4$ на основі (4) і (5), отримуємо для $S=1$ см².

$$N = N_0 \cdot e^{-\mu_1 h} \geq 10^6 \text{квантов/см}^2\text{с} \quad (6)$$

де N - щільність потоку квантів, на вхідним екрані системи візуалізації.

Така щільність потоку квантів в діапазоні напруги на рентгенівській трубці 40-150 кВ відповідає потужності дози рентгенівського випромінювання порядку 50 мкР/с.

Значення рентгенівського контрасту K_p пов'язане з розміром неоднорідності d у напрямі рентгенівського пучка співвідношенням (3).

У випадку, коли неоднорідність об'єкту є повітряною порожниною розміром d в (3), можна нехтувати величиною μ_2 в порівнянні з μ_1 , тоді за відсутності розсіяного випромінювання ($\chi = 1$) отримуємо:

$$K_p \approx \mu_1 d = \mu_1 h \delta$$

де $\delta \equiv d/h$ - відносний розмір неоднорідності досліджуваного об'єкту.

Чим менше величина, що виявляється, δ , тим більше чутливість методу.

Із співвідношення $K_p \approx \mu_1 h \delta$ виходить, що для збільшення чутливості методу рентгенівської діагностики при заданому пороговому значенні рентгенівського контрасту системи візуалізації ($K_p \sim 3 - 4\%$) доцільно збільшувати добуток $\mu_1 h$, тобто зменшувати енергію рентгенівського випромінювання. В той же час збільшення $\mu_1 h$, згідно (6) вимагає істотно більшої величини N_0 і відповідно більшої інтенсивності, рентгенівського випромінювання. Прийнята на практиці умова, щоб потужність дози випромінювання, поглиненої обстежуваним, не більше ніж в 30-50 разів перевищувала потужність дози, падаючої на рентгенівський екран, відповідає для монохроматичного випромінювання $\mu_1 h \leq 3,5 - 4$, тобто напрузі на рентгенівській трубці в діапазоні 40-150 кВ.

Мінімальна потужність поглиненої обстежуваним дози рентгенівського випромінювання навіть при використанні якнайкращих систем візуалізації не може бути менше 1,5- 2,5 мР в секунду - інакше чутливість рентгенівської діагностики неприпустимо зменшиться. Це обмеження обумовлене квантовими флуктуаціями рентгенівського потоку і не може бути усунено вдосконаленням систем візуалізації зображення.

При використанні гальмівного рентгенівського випромінювання інформативну цінність мають тільки ті компоненти гальмівного спектру, які після проходження через досліджуваний об'єкт досягають вхідного екрану системи візуалізації. Тому низькоенергетична частина спектру («м'яке» випромінювання), яка практично не досягає вхідного екрану системи візуалізації, поглинається додатковим фільтром біля вихідного вікна рентгенівської трубки.

II. Практична частина

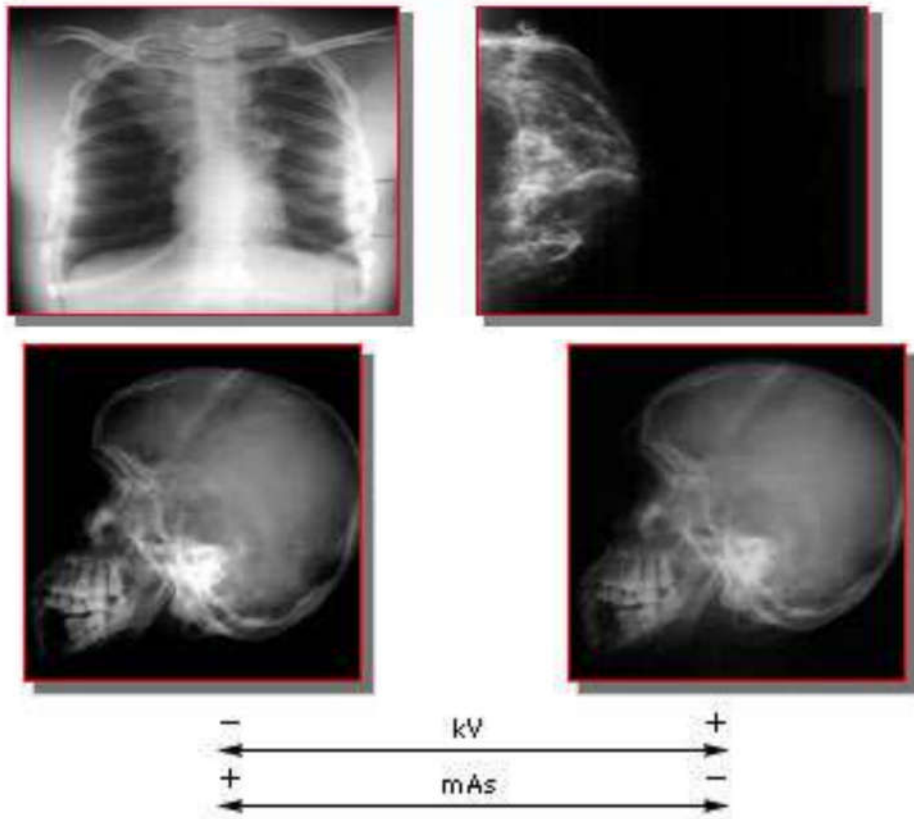
2.1. Якість рентгенографічного зображення. Контраст. Різкість .

Квантована плямистість. Артефакти.

Мета рентгенографічного зображення – отримання достовірної діагностичної інформації про хворобу.

Якісні характеристики зображення характеризується критеріями:

→ контраст; → різкість; → рентгенографічний шум; → артефакти.



Контраст

Деталі зображення можуть бути отримані, тільки якщо їх контраст більший, ніж поріг візуального контрасту десь між 2% і 3%.

Поняття рентгенографічного контрасту використовується для опису різниці оптичної щільності двох місць на рентгенограмі. Дуже високий загальний контраст може означати, що показані не всі відмінності в щільності об'єкту, який фотографується. З цієї причини часто доцільніше вибирати вищу напругу. До знімків з високим контрастом відносять такі, на яких областям з високою абсорбцією рентгенівського випромінювання відповідають дуже прозорі зони, а областям з низькою абсорбцією - дуже темні. Параметри, які приводять до високих локальних в тканинах і загальних контрастів є: низька напруга, мінімальне розсіяне випромінювання, високі відмінності величини ослаблення рентгенпотуку об'єкту і основні денситометричні характеристики рентгенівської плівки.

Контраст більший **Одинакова щільність** контраст менший



kV-15%
mAs x 2



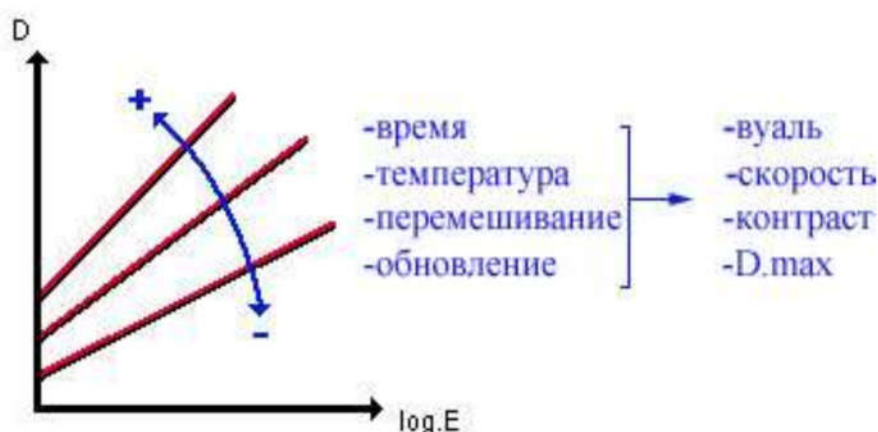
kV+15%
mAs / 2

В рентгенографії використовують плівки з контрастом від 2,2 до 4 в залежності від призначення наприклад в мамографії використовують плівки з високим контрастом.

$$\begin{array}{c} \text{Контраст изображения} = \text{Контраст пленки} \times \text{Контраст объекта} \\ \downarrow \qquad \qquad \downarrow \qquad \qquad \downarrow \\ \Delta D \qquad \qquad \bar{G} \qquad \qquad \Delta \log.E \end{array}$$

Условия проявки:

- время
- температура
- перемешивание
- частота обновления



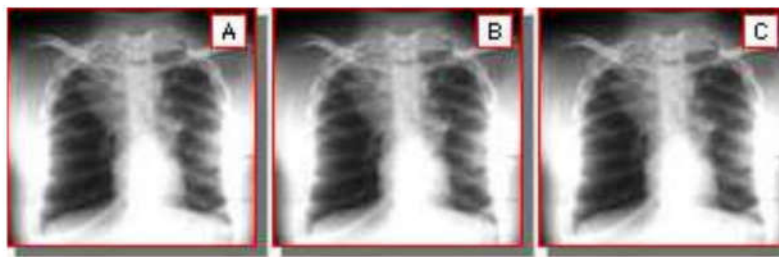
Контрастність зображення дорівнює ΔD , контраст плівки дорівнює середньому градієнту й контраст предмета дорівнює $\Delta \log.E$. Якщо контраст плівки змінюється, що залежить від фотохімічних умов обробки (час прояву, температура, перемішування, норма поповнення проявника, впливають на фотографічні характеристики: вуаль, чутливість, контраст й D_{max}), контрастність зображення також змінюється.

Також контрастність зображення може суттєво залежати від





$\xleftarrow{\quad \text{F.F.D.} \quad} \xrightarrow{\quad}$
 фокусное расстояние
 обратная квадратическая зависимость



$$\text{нов. mAs} = \frac{(\text{нов F.F.D.})^2}{(\text{предыд. F.F.D.})^2} \times \text{предыдущие mAs}$$

експозиції та фокусної відстані до плівки:

обернена квадратична залежність

Надмірно низький контраст в незначних деталях об'єкту може бути тільки компенсований зниженням розсіяного випромінювання. Застосування різних рівнів напруги для різних завдань сучасної радіології засноване на досвіді. Поняття контраст включає контраст об'єкту, контраст плівки і рентгенографічний контраст.

Компонентами рентгенографічного контрасту є *контраст об'єкту* і *контраст плівки*.

Контрастом об'єкту називається співвідношення щільності фотонного рентгенівського потоку з двох прилеглих один до одного ділянок об'єкту. Контраст об'єкту залежить від чинників, що визначають ступінь поглинання рентгенівського випромінювання об'єктом (спектру рентгенівського випромінювання і природи об'єкту), а також від розсіяного випромінювання.

Контраст плівки характеризує ступінь віддзеркалення приймачем зображення відмінностей щільності у фотонному потоці, яка трансформується на рентгенограмі в різну оптичну щільність.

Різкість

Зображення вважається добре деталізованим, якщо воно має мінімальну нерізкість. У міру збільшення різниці щільності між ступенями поліпшується видимість і різкість меж між ними за інших незмінних умов.

Різкість рентгенівського знімка визначається суб'єктивно. До цих пір не вдалося визначити який-небудь загальний задовільний критерій.

Об'єктивний критерій, який, проте, не повністю покриває поняття *різкості*, - це, наприклад, дозвіл ліній ґрат або, швидше, функція перетворення модуляції. Відповідно до стандартів в рентгенології вона

визначається шляхом застосування особливого алгоритму (перетворення Фур'є) до зображення щілини. Вона описує, який тон упускає деталі в об'єкті і страждає в процесі отримання знімка. Параметр цього - висока якість (дрібнозернистість) деталей в термінах просторової частоти.

Функція перетворення модуляції базується на відкритті, що деталі, які дуже малі, отримують більше зниження в контрасті, ніж більші деталі.

На різкість знімка негативно впливають:

- ✓ характерна якість зображення системи «екран-плівка» (рентгенографічна нерізкість),
- ✓ рух об'єкту під час експозиції (динамічна нерізкість)
- ✓ величина і розподіл фокусної плями рентгенівської трубки при створенні прямого радіографічного збільшення на знімку (геометрична нерізкість).

Рентгенографічна нерізкість вище на високочутливих екранах, чим на низькочутливих. Причина цього - кількість квантів рентгенівського випромінювання на піксель, дизайн екрану і якість репродукції (перетворення) зображення екрану на плівку.

Динамічна нерізкість є результатом тривалості експозиції на рухомі органи або переміщенням самого пацієнта. Цього можна уникнути шляхом збільшення потужності (кВт), використовуючи більш чутливу систему приймання зображення або збільшуючи напругу (кіловольтаж). Два останні методи, проте, викликають зниження контрасту знімка або різкості приймача зображення і не завжди застосовні. В деяких випадках можна допустити зменшення фокусної відстані для зменшення тривалості експозиції.

Якщо має місце пряме радіографічне збільшення, то присутній ефект **геометричної плями**. Для контактної копії тестованого об'єкту фокус може бути декілька міліметрів в діаметрі. Збільшення, яке, поза сумнівом, відрізняється для різних експозицій, може бути обчислене таким чином:

$$M = SID / FOD$$

де M - збільшення, SID - відстань між джерелом і знімком, FOD - фокусна відстань. Геометрична нерізкість тоді визначається як

$$B = (M - 1) \times f$$

де B - геометрична нерізкість, f - розмір фокусної плями.

Проте слід пам'ятати: ця оцінка плями ґрунтується на номінальних розмірах фокусної плями відповідно до стандартів ІЕС і не включає вплив зони дії фокусної плями. Зона впливу означає розповсюдження випромінювання на невелике поле оптичної зони дії. На практиці роздільна здатність може значно відрізнятися від розрахованого значення B по вищезгаданій формулі. Проте B дає приблизне представлення меж роздільної здатності.

Існують і інші види нерізкості в радіографії, які припускають особливі області рентгенології. Наприклад, **нерізкість зсуву** (паралакса) в томографії. У звичайній радіографічній томографії зображення створюється

за допомогою безперервних серій проєкцій, що накладаються, на секцію.

У кожен момент впродовж створення зображення томографії комбінації «екран-плівка» стикається з різних напрямів. Це означає, що зображення на передньому і задньому екранах мають різні розташування зображень, наслідком чого є звичайна нерізкість.

Загальний контраст знімка визначається якістю прямого і розсіяного випромінювання разом з характеристиками приймача зображення, наприклад, характеристичної кривої плівки.

Розсіювання також є одним з причин нерізкості зображення тому дуже поширене використання растрів:



Без растру

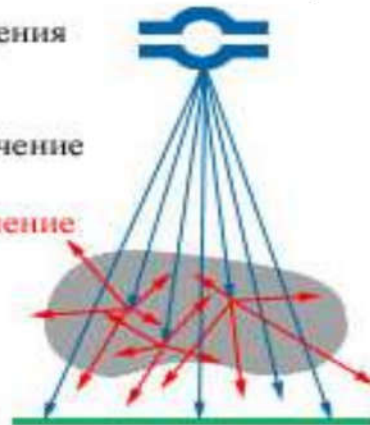
З растром

источник излучения

первичное излучение

рассеяное излучение

пленка

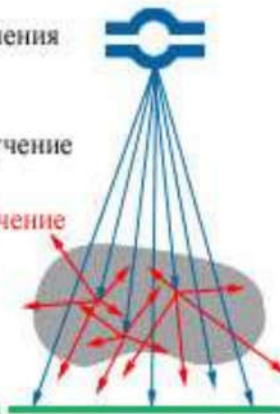


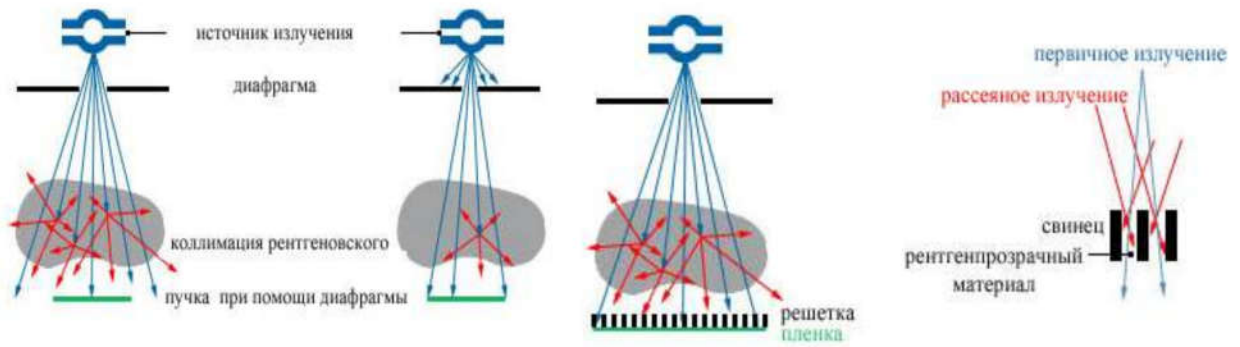
источник излучения

первичное излучение

рассеяное излучение

пленка





Діафрагування

Використання растру

Характеристики растрів

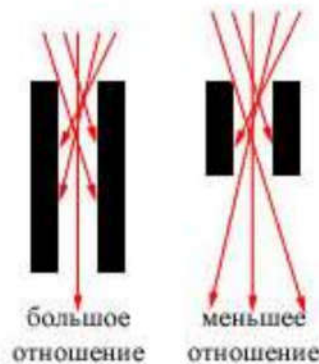
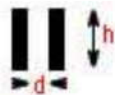
F- фокусна відстань

r- відношення растра ($r = h/d$)

N- число полос на 1 см

B- фактор Буккі (збільшення експозиції)

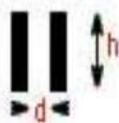
отношение растра = $\frac{h}{d}$



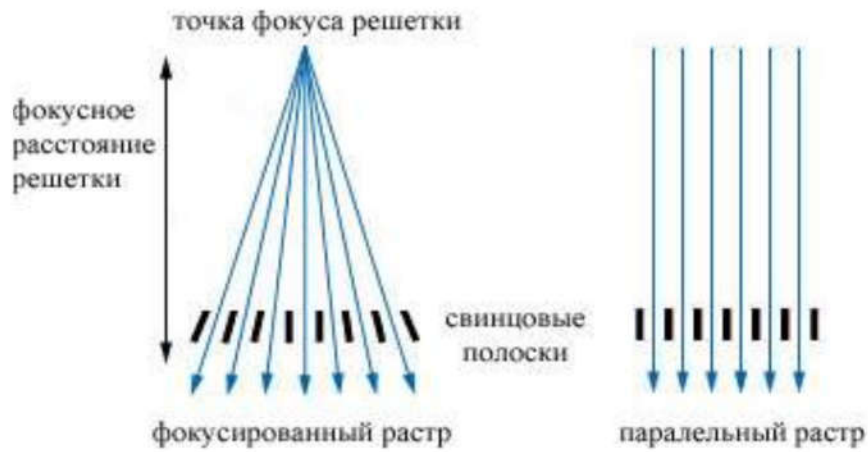
большее отношение растра - больше mAs



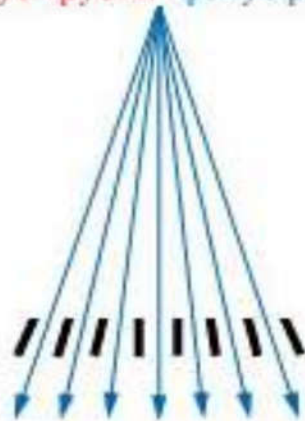
отношение растра = $\frac{h}{d}$



Фокусировка растрів



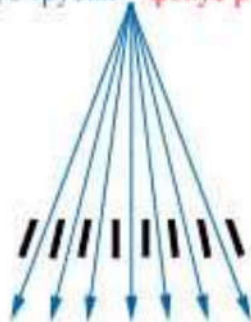
фокус трубки = фокус решетки



фокус решетки



фокус трубки = фокус решетки



фокус трубки



Рентгенографічний шум

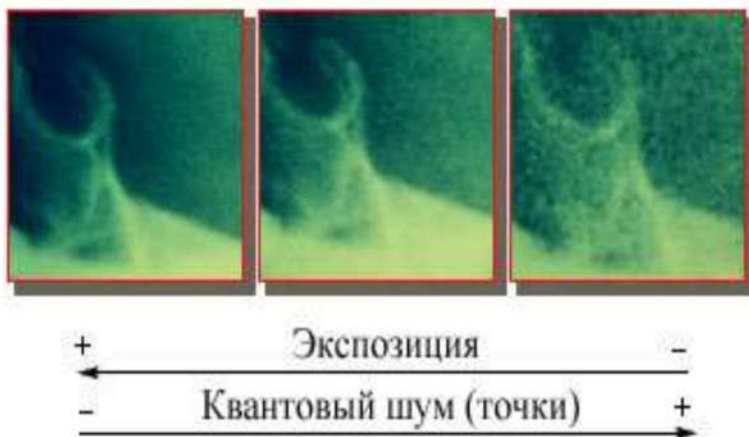
Небажані варіації оптичної щільності на знімку погіршують розпізнавання об'єктів. Якщо ці варіації носять нерегулярний, випадковий характер, їх називають **рентгенографічним шумом**. У радіомовленні або телебаченні терміном "шум" позначають зазвичай звук або зображення від слабого сигналу. У цих випадках неврегульовані коливання слабких сигналів створюють або невизначений звуковий шум (радіо), або крапка екрану (телебачення), які і називають "шумом". У рентгенографії шум надає аналогічна дія на зображення.

Рентгенографічною "плямистістю" називають нерівномірності щільності рентгенограми, що утворюються навіть при дії на підсилюючі екрани рівномірного рентгенівського фотонного потоку. Вона складається з трьох компонентів: структурній плямистості, зернистості плівки і квантової плямистості.

Структурна плямистість виникає як флуктація щільності, обумовлена нерівномірністю структури підсилюючих екранів.

Зернистість плівки - це видима оком зерниста нерівномірність щільності плівки, що виникає при її експонуванні рівномірним світловим потоком неекранного походження, оскільки підсилюючі екрани дають власну квантову плямистість, яка перекриває зернистість плівки. Зернистість же плівки викликана нерівномірністю розподілу в емульсії кристалів проявленого срібла.

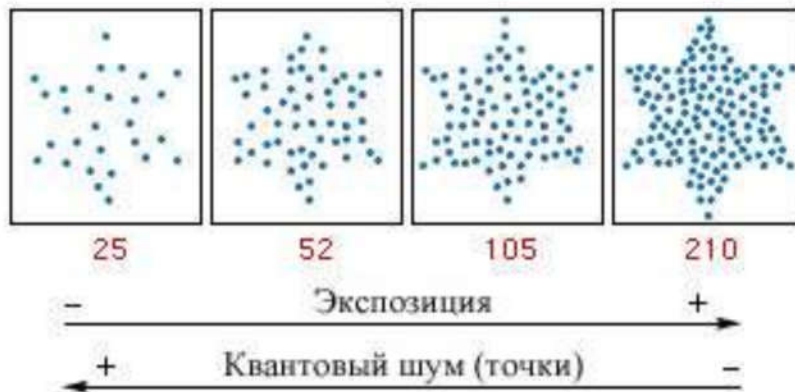
Ефект дії на рентгенографічне зображення обмеженої кількості рентгенівських фотонів або квантів називається **квантовою плямистістю**, яка є основним компонентом шуму на зображенні. Така плямистість викликана дуже малим числом рентгенівських фотонів. Ефект якоюсь мірою схожий зі спробою розглянути що-небудь при слабкому освітленні (малому числі світлових фотонів). Якщо вимкнути в кімнаті світло і якийсь час звикнути до темноти, то поступово ми почнемо розрізняти деякі деталі, але все бачитиметься немов затягненим брижами. Даний ефект аналогічний тому, що відбувається із зображенням на рентгенограмі при недоліку тих, що формують її рентгенівських фотонів.





Увеличенный рентгеновский снимок с квантовым шумом

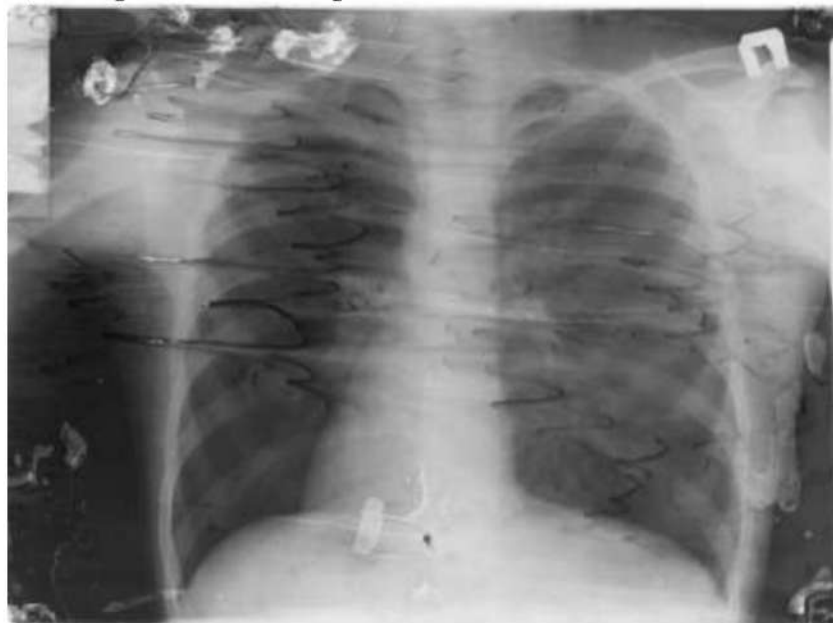
Збільшене зображення рентгенівського знімку з квантованим шумом



Квантова плямистість виникає через випадковий просторовий розподіл рентгенівських фотонів рівномірного пучка по поверхні екрану.

Артефакти

До артефактів відносять небажані дефекти щільності на рентгенограмі у вигляді різного роду плям від неправильних поводження з плівкою, експонування, її обробки або зберігання.



2.2. Рентгенівські фотоплівки. Реєстрація зображення на плівку. Види плівок.

Рентгенівські фотоплівки:

- плівки для загальної рентгенографії (зеленочутливі і синьочутливі).
- спеціальні плівки: для маммографії, для флюорографії, відеоплівки, плівки для лазерних принтерів і камер мультимедійних.
- касети і екрани (з «синьоемітуючими» і «зеленоемітуючими» екранами)
- хімія для ручної і автоматизованої обробки плівки, спеціальна хімія (чистячі розчини).
- устаткування: процесори, лазерні формувачі зображення (сухої (DRYVIEW) і вологої (WET) обробки плівки), автоматичні завантажувачі плівок, ідентифікаційні камери.
- маммографічні системи: процесор, касети і екрани, автозавантажувач плівок.
- для загальної рентгенографії, - маммографічна, - флюорографічна
- дентальна, - для інфрачервоних лазерних камер, - для відеопринтерів
- для принтерів сухої обробки

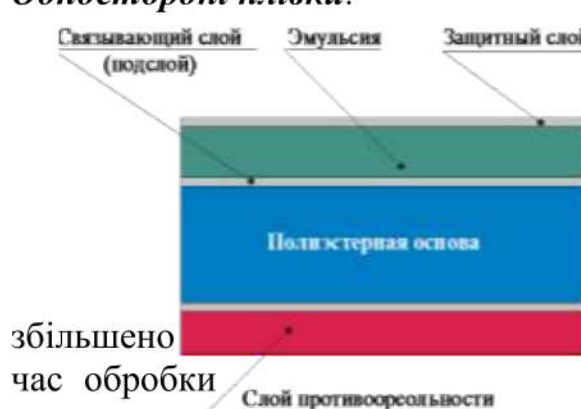
Склеюючий шар (півшар) Емульсія Захисний шар



Лавсанова (поліестерна- поліетилентерeftалатна (ПЕТФ)) основа

Двухсторонні плівки:

Односторонні плівки:

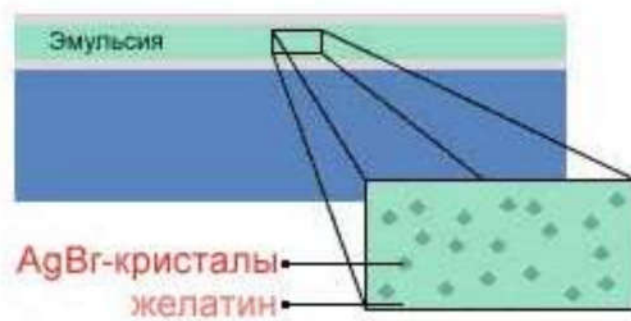


- шар емульсії товстий



- емульсія нанесена з двох сторін
- шари відносно тонкі
- швидкий процес обробки

Принцип реєстрації зображення на плівку Емульсія:

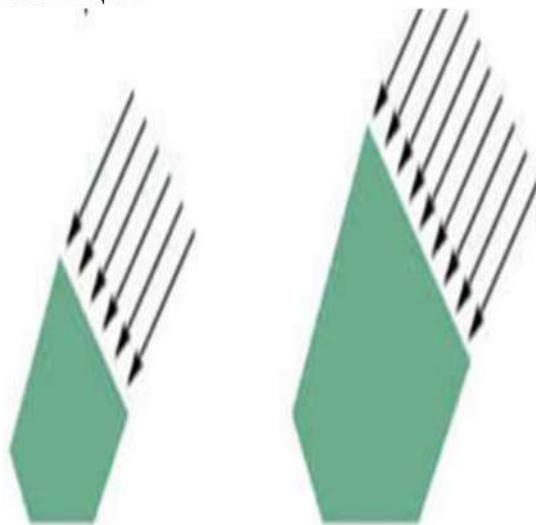


Бромід срібла+желатин= емульсія

Кубічна структура

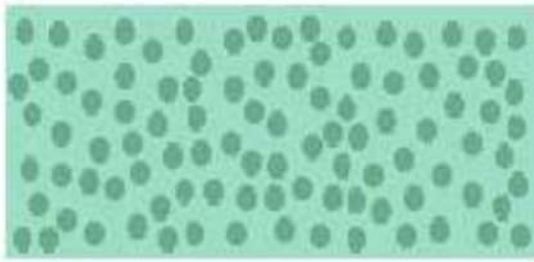


Експозиція

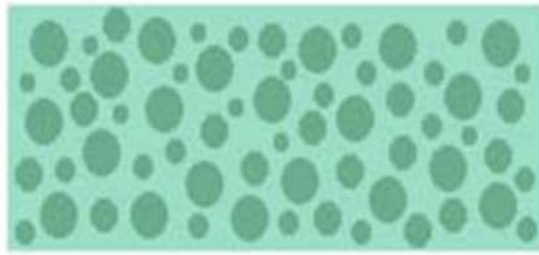


Велике зерно затримує більше фотонів , ніж мале

Більше зерно –більша швидкість реєстрації зображення



Швидке змішування



Повільне змішування

Види плівок:

Зеленочутливі рентгенівські плівки KODAK MXG та **синьочутливі** KODAK MXB для загальної рентгенології.

Характеристика зеленочутливих плівок

Компанія KODAK випускає декілька типів зеленочутливих плівок для загальної рентгенології. Плівка типу KODAK MXG обробляється в умовах ручного і автоматичного прояву, плівка типу KODAK T-MAT G і T-MAT S підлягають переважно автоматичній обробці.

Плівка KODAK MXG має синю поліетилентерефталатну (ПЕТФ) основу, що профарбована в масі з оптичною щільністю прокраски $D_{\text{основи}} = 0,165$, і завтовшки 0,175 мм, яка забезпечує високий ступінь прозорості і яскравості радіографічних знімків. Емульсивний, захисний і допоміжні шари забезпечені протиореольним і антистатичним захистом, а спеціальна технологія цих шарів дозволяє проводити хімічно - фотографічну обробку плівки KODAK MXG як вручну, так і в автоматичних проявочних машинах будь-яких типів, зокрема при прискорених циклах тривалістю до 45 сек. Плівка KODAK MXG найбільш придатна в загальній радіографії для отримання високоякісних рентгенівських знімків з коротким часом і широким інтервалом експозицій.

Плівка чутлива до зеленого кольору світлення підсилюючого екрану і використовується у поєднанні з ним. Емульсія складається з множини зважених в желатині, мікрокристалів з'єднань галоїдів срібла. Середні розміри гранул (зерен) складають приблизно 1 мікромметр і не помітні не озброєним оком. На рентгенограмі можна розрізнити лише легку зернистість, обумовлену проекційним суммуванням групових скупчень гранул. Галоїдне срібло, що міститься в емульсії зеленочутливої плівки має вид не тривимірних зерен, а тонких пластинок, які володіють більшою поверхнею, що забезпечує чіткіше зображення. Зверху плівка покрита тонким захисним шаром з чистого желатину для зменшення можливості механічного пошкодження емульсивної поверхні плівки. Такий захисний шар мають всі плівки KODAK. Стабільність, менша чутливість до ручних маніпуляцій не дають при роботі з «зеленими» плівками артефактів типу «Minus density», тобто білих крапок, плям, заломів. Артефакти «Plus density» можливі на зеленочутливій плівці є дефектами у вигляді чорних смуг або плям, що не веде до помилкової діагностики.

Плівка KODAK MXG має сенситометричними характеристиками:

Параметр	Величина ЕКРАНИ			
	Medium	Regular	Green 400	Fast
Світлочутливість	270*	400*	400*	600*
Середній градієнт	2,80	2,75	2,75	2,60
Максимальна щільність	3,10	3,10	3,10	3,10
Оптична щільність основи + вуаль	0,21	0,21	0,21	0,21
Вуаль ≤	0,04	0,04	0,04	0,04

Номінальна світлочутливість (S) комплексу екран - плівка по стандартах ISO 9236-1 від 1996 р., DIN 6867-1 і DIN 6867-10 від 1996 р. при стандартних режимах прояву в KODAK RP X-OMAT

Зеленочутлива плівка КОДАК:

- має високу чутливість при різних дозах експонування.
- має високий ступінь деталізації зображення.
- характеризується стабільними сенситометричними параметрами при різних умовах обробки.
- має високу стійкість до дії чинників зовнішнього середовища (особливо до статичної електрики).

Підсилюючі екрани, що рекомендуються:

Ортохроматичні екрани є невід'ємною частиною «зеленої» системи. Плівки КОДАК MXG, T-MAT G і T-MAT S сенсibilізовані до зеленої частини спектру, тому їх необхідно використовувати із зеленівипромінюючими екранами типу KODAK LANEX, створених на основі рідкоземельного люмінофора оксисульфід гадолінію.

Використання зеленочутливої плівки з «синіми» екранами не тільки не дасть необхідного результату, але і збільшить дозу в порівнянні з «синьою» системою.

Синьочутливі рентгенівські плівки KODAK MXB. Синьочутлива плівка KODAK для загальної рентгенографії представлена трьома типами: KODAK MXB, KODAK X-OMAT UV і KODAK X-OMAT K. Ці типи є високочутливими, спеціально розробленими для отримання контрастних рентгенограм високої якості. Висока світлочутливість плівки забезпечує короткий час експонування, що особливо зручно при проведенні досліджень, де доза опромінювання є основним чинником безпеки. Плівки KODAK X-OMAT UV і KODAK X-OMAT K сенсibilізовані до синьої частини спектру, тому використовувати їх необхідно в касетах з синьовипромінюючими екранами (типу KODAK X-omatic). Використання синьочутливої плівки із зеленівипромінюючими екранами різко знижує якість отриманого зображення і збільшує променеве навантаження на пацієнта. Плівка KODAK X-OMAT UV призначена для обробки в проявочній машині, при використанні плівки KODAK X-OMAT, де можливий як автоматичний, так і ручний прояв. Кращий результат при

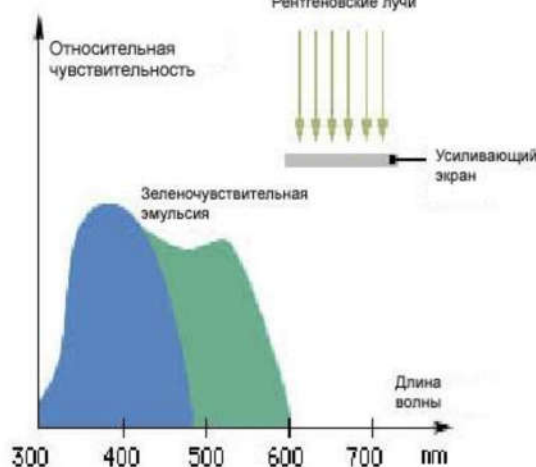
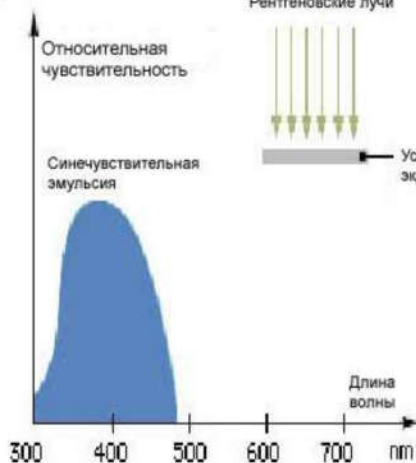
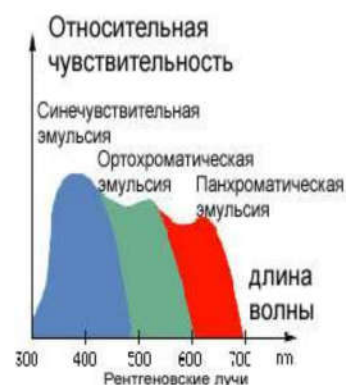
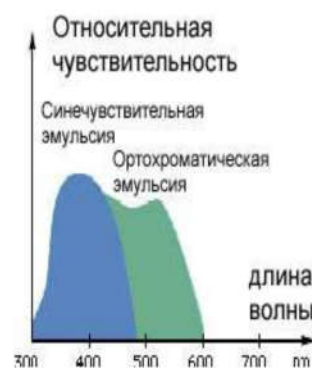
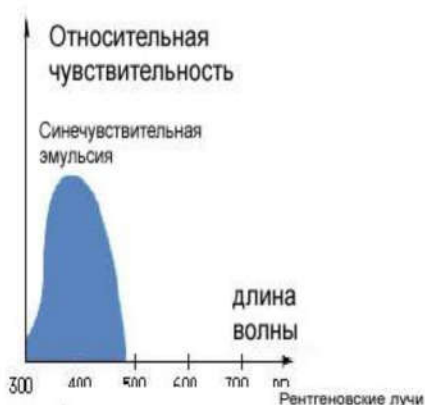
обробці плівки в своїх хімреактивах.

Технічні характеристики:

Параметр	Ручна обробка	Автоматична обробка
Чутливість, S0,85, p-1	не менше 1200	не менше 1600
Середній градієнт	2,6	2,8
Щільність вуалі	0,21	0,20

Гама (γ) - промені

Видиме світло



Синьочувлива плівка

Зеленочувлива плівка

2.3. Рентгенографічні комплекси. Рентгенографічні та мамографічні касети та екрани.

Спеціальні рентгенівські плівки Кодак. Флюорографічна плівка.

Флюорографічна плівка PFH - ортохроматична, високочутлива, висококонтрастна рулонна плівка, розроблена спеціально для високоякісної флюорографії.

Основні характеристики:

- висока контрастність зображення;
- наявність протиореольного шару;
- блакитна лавсанова основа.

Формати:

рулонна : 70мм×30м, 105мм×45м, 110мм×30м.

Мамографічна плівка

ПЛІВКА KODAK MIN-R G

Плівка KODAK MPN-R G є високочутливою, з високою роздільною здатністю, односторонньою, ортохроматичною, сенсibiliзованою в зеленій частині спектру радіографічною, медичною рентгенівською плівкою для маммографії, призначеної для використання з підсилюючими екранами зеленого світіння. Плівка має синю поліетилентерефталатну (лавсанову) основу типу 7-mil ESTAR з базовою щільністю 0,18, з антиореольним захистом і високими фізико - механічними властивостями. Дана плівка має такий же контраст і чутливість на 25 % вище з екранами KODAK MIN-R Regular Screens і KODAK MIN-R Medium Screens в порівнянні з плівкою KODAK MIN-R M. Для визначення сторони емульсії, плівка має V-образний виріз. Емульсія зверху коли виріз знаходиться в правому верхньому кутку. Дана плівка розроблена для машинної (90 сек. цикл) обробки. Плівка KODAK MIN-R G забезпечує мінімальне опромінювання пацієнтів рентгенівським випромінюванням при високій чіткості і контрасті зображення.

Технічні характеристики:

Параметр	Автоматична обробка, (DIN)
Чутливість (з екраном MIN R)	125
Середній градієнт	3,25
Щільність вуалі	0,19
Максимальна щільність почорніння	3,9

Неактинічне освітлення

При обробці в темному приміщенні необхідно застосовувати ліхтар з червоним світлофільтром (типу KODAK Gbx-2) і матовою лампою 25 Вт. Відстань від ліхтаря до оброблюваної плівки повинно складати 1,2 м.

Латенсифікація: світіння неактинічного ліхтаря після первинної рентгенівської експозиції.

Гіперсенсibiliзація: світіння неактинічного ліхтаря перед первинною рентгенівською експозицією.

Упаковка.

Плівка упакована в коробки по 100 листів і має наступні формати, см.: 18×24 і 24×30.

Системи екран-плівка

До теперішнього часу ми розглядали в основному чинники, що впливають на просторове зображення, тобто на невидимий оком розподіл рентгенівських фотонів в просторі після їх проходження через тіло пацієнта. При рентгенографії це невидиме зображення за допомогою приймача зображення, що складається з плівки і підсилюючих екранів, перетворюється на зримає, яке надалі аналізується лікарем. Комбінація

екран-плівка є основним видом приймача зображення .

Рентгенівська плівка складається з гнучкої підкладки або основи, покритої дуже тонким підшаром, що пов'язує, фіксує емульсію до основи. Емульсія складається з желатину, що містить галоїдне срібло. Її як правило наносять на обидві сторони основи шаром 3-5 мікрометрів. Використання двосторонньої плівки із спектрально відповідною нею парою екранів дозволяє отримувати знімки необхідної щільності при мінімальній дозі опромінювання пацієнта. . Комбінація з односторонньої плівки з одним екраном використовується зазвичай в тих випадках, коли потрібна висока різкість зображення в маммографії або рентгенографії кінцівок. Рентгенівська плівка здатна формувати зображення або безпосередньо під впливом просторового рентгенівського випромінювання, або світлового зображення на підсилюючих екранах. Певні види плівок випускаються для їх використання з конкретними типами екранів.

Залежно від чутливості екрану комбінація екран-плівка має різні швидкісні характеристики і може бути використана для різних видів рентгенологічних досліджень. У країнах СНД тривалий час існували такі одиниці вимірювання чутливості екранів як «зворотні рентгени». В даний час у всьому світі діє єдина система одиниць - це DIN, вони позначають чутливість системи екран-плівка.

Більшість сучасних плівок ортохроматичні, тобто високочутливі до зеленого світла, яким світяться рідкоземельні екрани. Такі плівки поглинають більшою мірою світлову, чим рентгенівську енергію. Переважна частина рентгенограм робиться саме за допомогою комбінації екран-плівка, оскільки завдяки ній значно підвищується контрастність знімка, знижується доза опромінювання пацієнта, скорочується час експозиції, що у свою чергу зменшує нерізкість від мимовільних рухів об'єкту.

Дуже широко представлені по чутливості зеленочутливі системи екран-плівка.

Тип екрану, що використовується в касеті KODAK X-OMATIC	Відносна чутливість системи «екран - плівка»	Рекомендована область застосування
MEDIUM	200	Кістки скелету
REGULAR	400	Грудна клітка
FAST	800	ШКТ, Серце

Високочутлива система «екран-плівка» генерує рентгенівське зображення з дуже низькою дозою випромінювання. Проте, збільшення зернистості знімка, яке також має назву перешкоди, і відповідні втрати як деталі також асоціюється з високим рівнем чутливості.

Хороше розпізнавання деталей разом з хорошою структурою вимагає низького рівня чутливості, тобто низького її значення. Більшість експозицій

сьогодні здійснюються з чутливістю 200 або 400.

Порівняння сенситометричних характеристик "синіх" і "зелених" систем екран-плівка показує, що ортохроматичні системи володіють наступними перевагами:

- світлочутливість в 2,0-3,0 рази більше, що дозволяє відповідно зменшити час експозиції і променеві навантаження на пацієнта і персонал;

- істотно збільшений час роботи повністю променевих трубок унаслідок зменшення середнього часу експозиції (mAs);

- значно покращені структурно – різкісні характеристики і цілеспрямовано модифіковані форми характеристичних кривих (ХК) - градієнти ХК приведені у відповідність з локальними контрастами об'єктів діагностики;

- мінімальні відхилення від закону невзаємозамінності дозволяють надійно працювати в широкому діапазоні напруги від 50 до 120 кВ;

- хімічна і радіаційна стабільність ортохроматичних екранів, мала залишкова радіоактивність і низька їх гігроскопічність збільшують термін служби екранів і зменшують вплив навколишнього середовища на їх властивості.

Традиційні системи візуалізації медичних зображень складаються з рентгенівської плівки і пари підсилюючих люмінесцентних екранів, між якими поміщається і експонується рентгенівська плівка.

Традиційні рентгенівські плівки мають два ідентичних емульсивних шари, нанесених на обидві сторони поліетилентерефталатної (лавсановою) основи. Передній і задній підсилюючі екрани також ідентичні як по світловидатності і спектральній зоні емісії, так і по структурі. Таким чином, традиційні системи рентгенографічної візуалізації є симетричними - і передній і задній емульсійні шари несуть практично однакове зображення, оптична щільність яких складається при візуальному перегляді «на просвіт» і інструментальному їх вимірюванні. Медична візуалізація зображень із застосуванням симетричних традиційних систем часто стикається з певними складнощами, особливо тоді, коли на одному рентгенівському знімку необхідно діагностувати органи, відрізняються контрасти, що мають істотно, або, навпаки, потрібне розрізнення тканин, що мають мало контрасти, що відрізняються.. Прикладом такого роду є обстеження органів грудної клітки - найбільш складне і найбільш обстеження, що часто зустрічається. Таким чином, візуалізація органів грудної клітки є найбільш часто здійснюваним обстеженням, що має наступну специфіку:

- складність обстеження ГК пов'язана з необхідністю отримання детальної інформації про різні анатомічні структури на одному знімку

- техніка отримання зображень варіюється у відповідність з потребами візуалізації для точного діагнозу.

Обстеження грудної клітки, внаслідок великих (до 15-20 разів) відмінностей в поглинанні рентгенівських променів між легеньми і

середньостінням, вимагає особливої техніки експонування і спеціальних матеріалів. Для досягнення кращого радіологічного результату необхідно мати в єдиній системі візуалізацію:

→ високий контраст в легеневій області для коректної візуалізації легеневих судин і судинної системи і прямого спостереження вузликів і кальцифікації

→ широкий динамічний діапазон для досягнення хорошої видимості деталей в медистинальній і кардіальній тінях і в периферичних областях.

З фотографічної точки зору середньостіння і ретрокардіальні області реєструються рентгенівською плівкою в області недотримуваних характеристичної кривої при оптичній щільності від 0,01 до 0,8, а паренхіма - в області лінійної ділянки характеристичної кривої при оптичній щільності від 0,8 до 2,2.

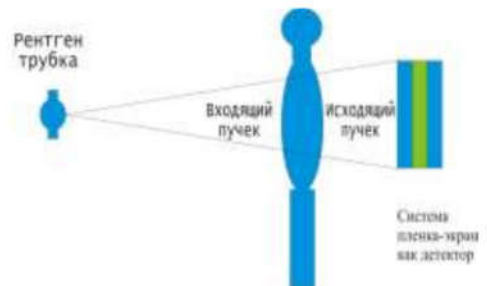
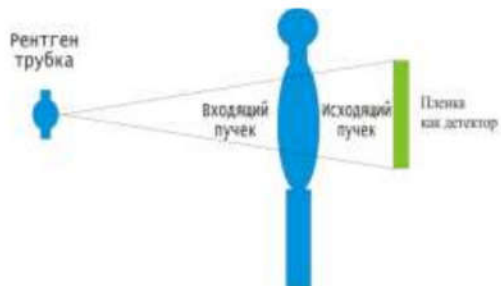
Основоположний винахід компанії KODAK полягає в застосуванні асиметричних систем візуалізації радіографічних зображень, що дозволяє вирішувати перераховані проблеми.

Асиметрична система KODAK INSIGHT включає рентгенівську плівку, на передню сторону якої наноситься дрібнозернистий, висококонтрастний, високої роздільної здатності і порівняно низькочутливим емульсивним шаром, а на задню - високочутливий, але більш крупнозернистий шар.

Відповідно, перед переднім емульсивним шаром поміщається дрібнозернистий високого дозволу (FINE) підсилюючий люмінесцентний екран, а за заднім емульсивним шаром - грубозернистий (Regular або Fast) з високою світловидатністю екран. Знімки на звичайній плівці з 2-х сторонньою емульсією містять 2 ідентичних зображення на кожній емульсивній поверхні. У вищезазначеній асиметричній системі формуються 2 зображення, що відрізняються за фотохарактеристиками. Наприклад, при отриманні рентгенограми органів грудної клітки: передня комбінація екрану і плівки дає висококонтрастне і різке зображення судин, задня ж комбінація з чутливішого екрану і емульсії формують достатньо щільне зображення структур середостіння, не переекспонуючи при цьому легеневі поля.

Підсилюючі екрани:



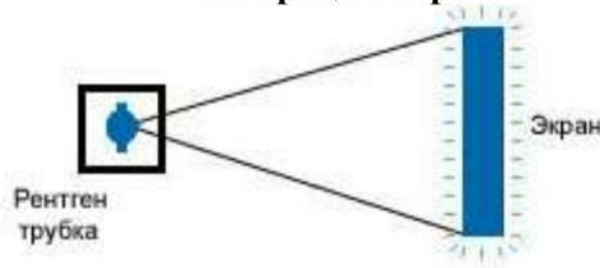


**плівка- приймач
мала чутливість**



**система плівка+екран - приймач
висока чутливість**

Як працює екран:



Флюорисценція

Свічення світлових частинок починається, коли попадає збуджуюче рентгенівське випромінювання і закінчується коли воно закінчується

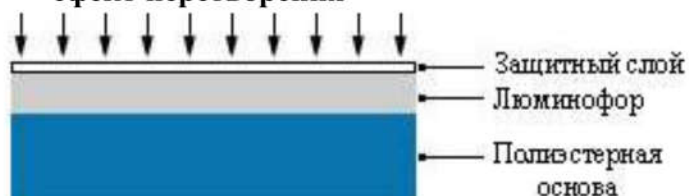


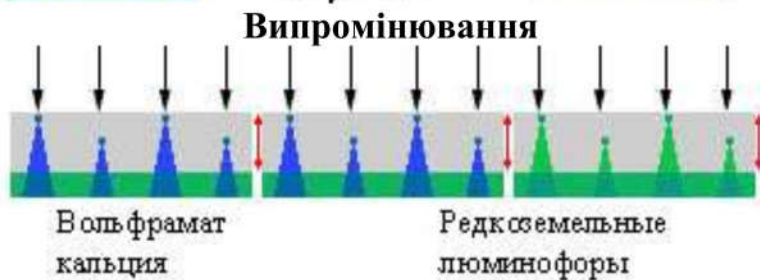
Фосфорисценція

Фосфоросцентний екран продовжує випромінювати світлові частинки на протязі деякого часу після того, коли закінчилось збуджуюче випромінювання

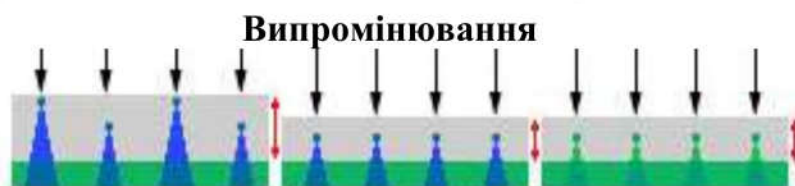
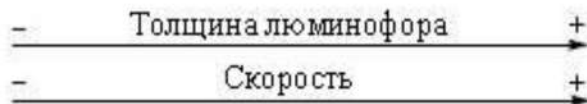
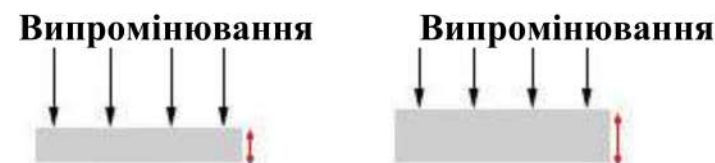
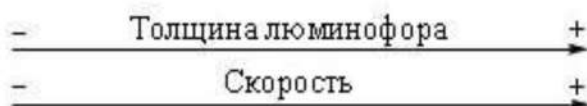
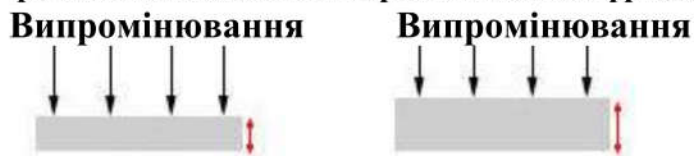
Параметри та властивості екранів:

Ефективність - ефект поглинання
люмінофора - ефект перетворення





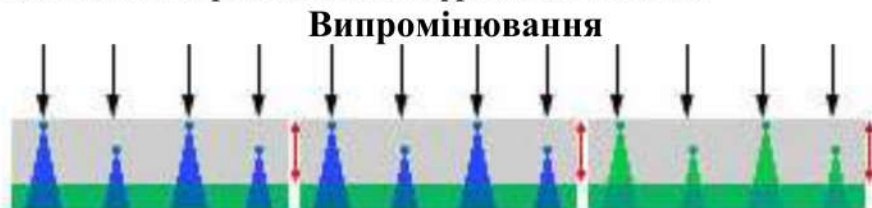
Рідкоземельні люмінофори: вища швидкість при однаковій роздільній здатності в порівнянні з вольфрамом кальція



Вольфрамат кальція

Рідкоземельні люмінофори

Рідкоземельні люмінофори: вища швидкість при однаковій роздільній здатності в порівнянні з вольфрамом кальція



Синьочутлива плівка
Вольфрамат кальція

Зеленочутлива плівка
Рідкоземельні люмінофори

Класи чутливості системи екран – плівка: 100, 200, 400, 600, 800, 1600

Клас чутливості 400 в порівнянні з класом чутливості 100 – в 4 рази вище

по чутливості

- Плівки в комбінації з кальцій-вольфрамовим екраном має чутливість, не более - 200

-Плівки в комбінації з рідкоземельними екранами мають чутливість до-1600

Рентгенівські касети:



Кассета

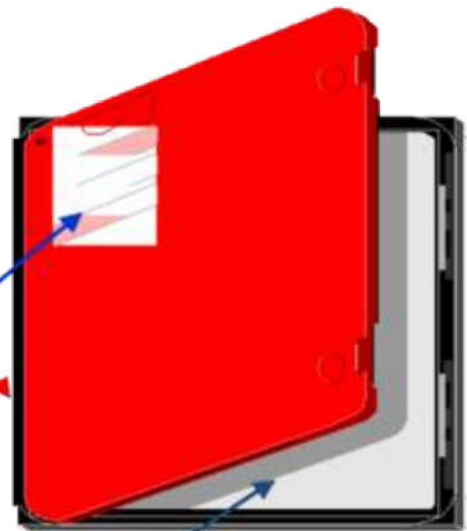
- Различные типоразмеры
- Общие радиологические исследования
- Кассеты совместимы с существующими аппаратами

Радио чип для записи данных

- данные пациента
- специальные данные
- чувствительность, размер кассет
- данные передаются радиоволнами

Фосфорная пластина (IP, Image Plate)

- Нет пленки
- Пластина с запоминающим люминофором



Загальна рентгенографія



Экран

Двусторонняя пленка

Экран



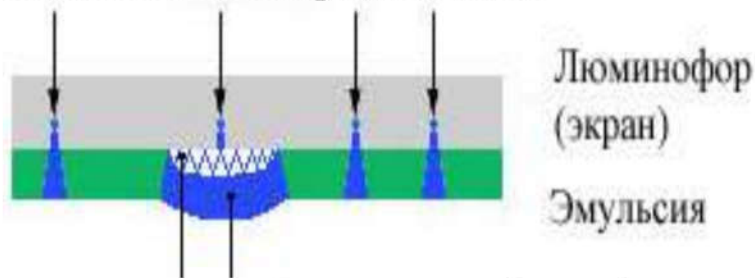
Односторонняя плівка. Викорисання:

Екран на тильній стороні касети

-мамографія

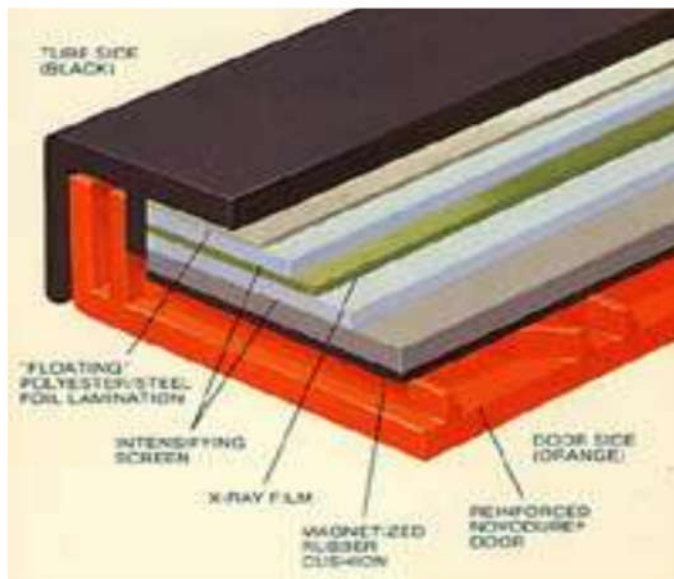
- спеціалізовані дослідження
(в т.ч. артрити, артрози)

Рентгенівське випромінювання



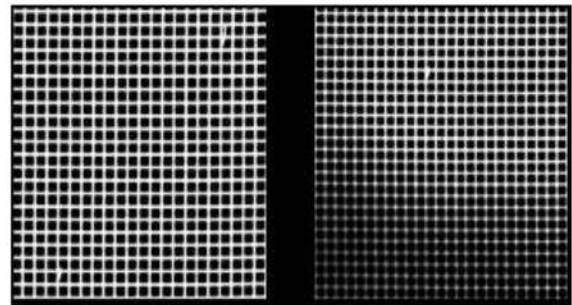
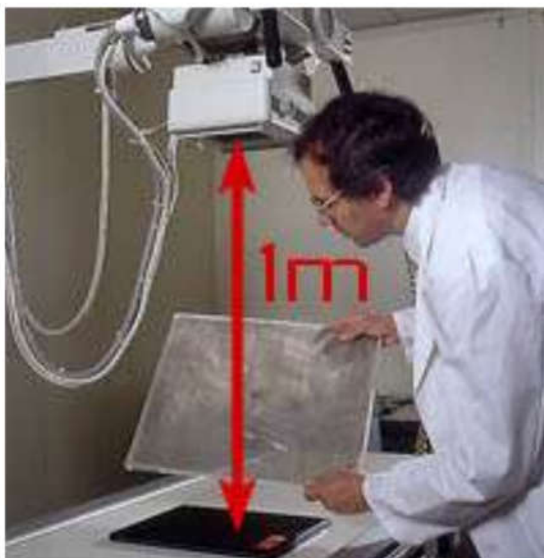
Експоноване місце плівки
Поганий контакт плівки з екраном,
з розсіяним випромінюванням

Перевірка контакту екрану та касети



Вимоги до касет: - постійний оптимальний контакт плівки та екрану;
- світлонепроникність ; - легкість - непроникність для хімікатів, крові та других рідин.

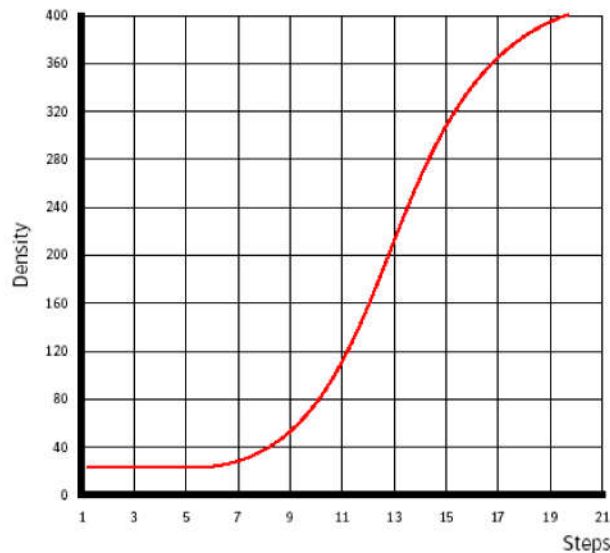
Умови експонування: FFD – 100см; $U = 50 \text{ kV}$; $D = 2,5$ (щільність почорніння)



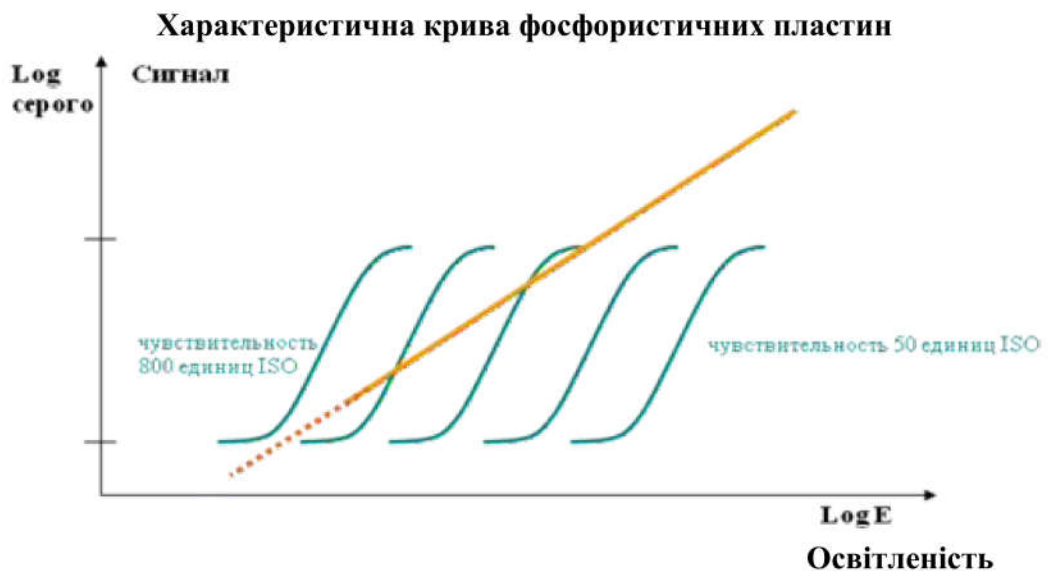
Недоліки рентгенівської плівки
Мала фотографічна широта;
Неможливість змінити отримане зображення; Велика кількість браку;

Жорстка залежність від умов фотохімічної обробки;
 Постійні витрати на хімреактиви + шкідливе, агресивне середовище;
 Однократність відтворення знімку; Світло- і радіаційна чутливість;
 Неможливість віддалених консультацій; Обмежений термін придатності; Незручна, громізка архівація;
 Велика вартість компонент (срібло); Необхідність утилізації плівки та хімреактивів; Забруднення екологічного середовища.

Залежність почорніння плівки D від освітленості E приведено на рисунках:



Характеристична крива рентгенівської плівки



Переваги плівки

- Можливість відображення всієї необхідної діагностичної інформації за одну експозицію, даже коли на шляху рентгенівських променів знаходяться об'єкти різної щільності;
- Система менше чутлива до змін умов експозиції.

Переваги цифрових CR систем в порівнянні с DR системами (Direct Radiography)

Відпадає необхідність в повторній експозиції → зменшується

променеве навантаження; висока якість зображення (20 пікселів на мм); висока надійність – немає дорогих деталей ; гнучкість в рішеннях – можливість оцифровки декількох кабінетів загальної рентгенографії, расташованих на різних поверххах, приймального відділення, реанімації (мобільність); миттєвий перехід в цифровий вимір; невелика вартість; суттєвий економічний ефект.

Основні положення CR

- Все види рентгенівських досліджень
- Використання існуючих аналогових рентгенівських апаратів
- Касети сумісні із усіма існуючими рентгенівськими апаратами
- Відсутність плівки в касеті
- Пластини із зафіксованим зображенням на люмінофорі використовується багатократно

2.4. Принципи фотохімічної обробки рентгенівських плівок

Умови обробки зеленочутливої та синьочутливої плівки

Зеленочутлива плівка повинна оброблятися або в повній темноті, або при ліхтарі з червоним світлофільтром і лампою 25Вт на відстані не менше 1.2м від плівки. Виключається використання зеленого світлофільтру так, як плівка чутлива до зеленого спектру оптичного випромінювання і засвічуватиметься ліхтарем з таким світлофільтром. Для обробки синьочутливої плівки використовується зелений світлофільтр. Заборонено використовувати ліхтарі з «кустарними» світлофільтрами (пофарбовані фарбою, обернутою тканиною або папером). Плівки Kodak MXG і Kodak MXB можуть оброблятися як в проявочній машині, так і вручну у баках. Тому при використанні цих плівки бажана проявочна машина, але не обов'язкова. Проте ручну обробку плівок слід проводити за часом з урахуванням температури розчинів.

Умови обробки синьочутливої плівки

Плівка KODAK X-OMAT UV призначена для обробки в проявочній машині, при використанні плівки KODAK X-OMAT K можлива як автоматична, так і ручна проявка. Якнайкращий результат досягається при обробці плівки в хімреактивах фірми Кодак.

Умови обробки і зберігання мамографічної плівки

Торкатися до плівки необхідно чистими, сухими руками, не оброблені косметичними засобами (лосьйони, креми і ін.). Уникати механічних дій на плівку - тиск, вигин, дряпання.

Непроекспоновану плівку зберігати у вертикальному положенні при температурі 10-20⁰С і відносній вологості 30-50%. Плівка повинна бути захищена від рентгенівського і γ - випромінювання. Термін зберігання ~ не менше 12 місяців. Плівку слід обробити відразу після експонування. Оброблену плівку зберігати при температурі 16-27⁰С і відносній вологості

Предостережение	Предостережение	Предостережение
поддерживать постоянную температуру	поддерживать постоянную влажность	предохранять от воздействия ионизирующей радиации
максимальная температура 23 °C	рекомендованная влажность 50-60%	дистанция изолированные стены радиационный фон не более 90 нГз/ч
		

Відновлення розчинів при ручній проявці

Активність невідновленого розчину унаслідок його виснаження поступово падає, і у міру використання розчину його проявляюча здатність слабшає, як наслідок поступового витрачення проявляючої речовини на відновлення металевого срібла з його галоїдної солі, так і внаслідок гальмуючої дії на процес прояву продуктів розпаду хімікатів. Ступінь падіння цієї активності залежить від кількості проявлених знімків і від їх середньої щільності. Також якщо проявником не користуватися, активність його зменшується через реакцію окислення проявляючої речовини киснем. Якщо виснаженню проявника не протидіяти, поступово почнеться недопроявлення знімків і, відповідно, погіршення контрастності і чутливості плівки. Крім того, якась кількість проявника разом з плівкою виноситься з проявочного бака. В цілях збереження стандартних умов обробки всім відміченим процесам треба якимсь чином протидіяти. Кращим способом компенсувати вищевідзначені втрати є система відновлення розчину, яка підтримує його активність і об'єм на постійному рівні.

Система відновлення розчинів ефективна і достатньо проста і полягає в додаванні звичайного розчину проявника, компенсуючого падіння його активності, чим підтримується постійний час проявлення знімка. Поновлюючий розчин зберігає стабільним рівень рН проявника в баку і його хімічну активність.

При ручному способі обробки плівку слід витягувати з проявника, дозволяючи йому стікати назад з неї в бак, що зменшує його витрату і полегшує його точне заміщення.

Рівень проявника в баку слід підтримувати весь час постійним, поповнюючи його витрату. Через якийсь час навик зберігати кількість проявника, що виноситься разом з плівкою є постійним, і стає майже автоматичним. Кількість і інтервали внесення відновника бажано підтримувати відповідно рекомендаціям виробника. Додавання проявника відносно малими порціями і розмішування після кожного додавання попереджає коливання активності всього розчину.

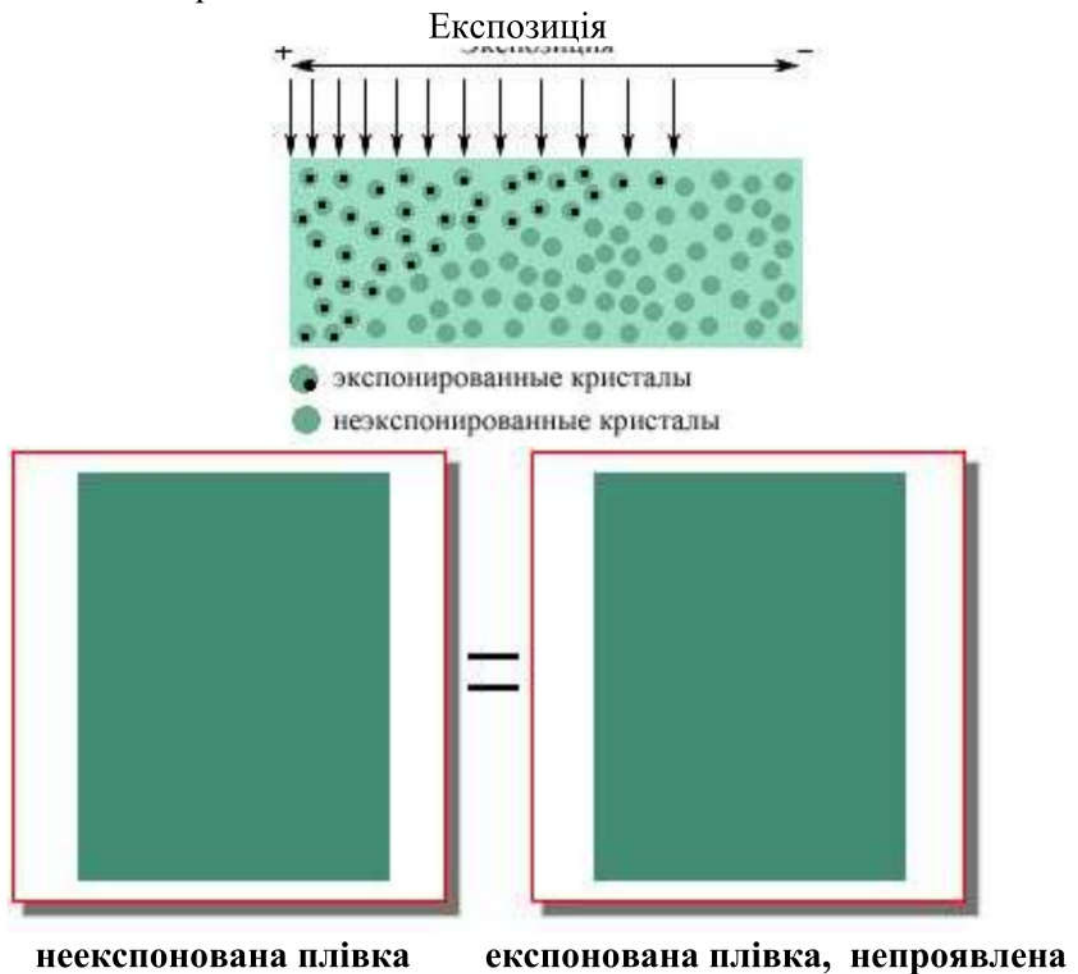
Проте не слід поповнювати проявник до безкінечності. Якнайкращі результати виходять при користуванні інструкціям, які даються для кожного виду проявника. Через три місяці після початку користування проявником його слід вилити, оскільки якість його різко падає через накопичення в ньому продуктів окислення, желатину емульсії і інших забруднень.

Методика проявки

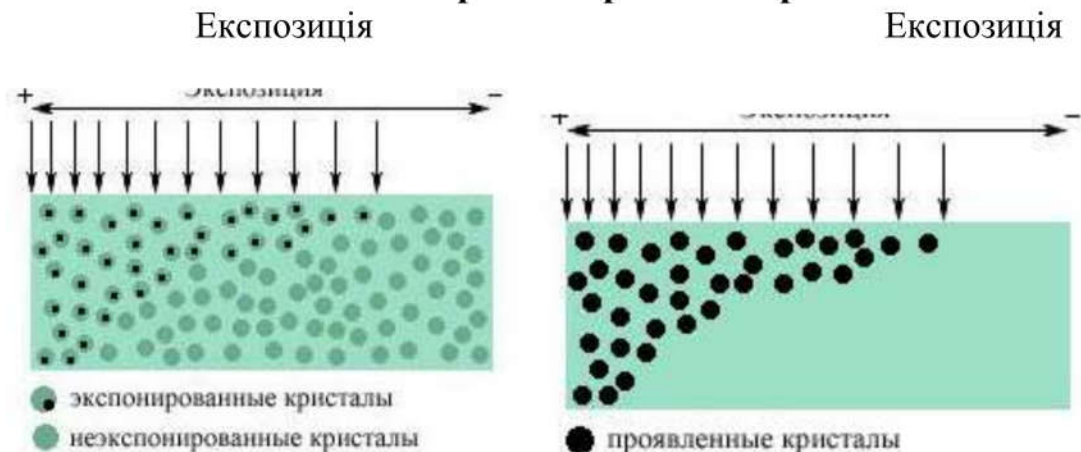
Скрите зображення . Обробка скритого зображення. Проявник. Фіксаж . Ручная проявка. Автоматична обробка.

Скрите зображення

При експонуванні емульсії світлом чи рентгенівським випромінюванням проходить перетворення позитивних іонів срібла в нейтральні атоми срібла. Це – приховане зображення.



Обробка скритого зображення





проявленная



проявленная и отфиксированная



проявленная+отфиксированная
+промытая

Деякі з плівок, призначених для автоматичного проявлення, не годяться для ручного проявлення і оброблятися в ручну можуть лише у випадках крайньої необхідності. Для уточнення можливості ручної обробки плівки бажано ознайомитися з рекомендаціями виробника, оскільки вони можуть розрізнятися для кожного виду плівки. Пристрої і устаткування фотолабораторії повинні відповідати місцевим нормативам і вимогам захисту навколишнього середовища.

Спочатку за допомогою різних лопаток ретельно розмішайте розчини в кожному баку, щоб вирівняти їх температуру і хімічну активність.

Потім заміряйте температуру розчинів. Щоб уникнути забруднення розчинів, кожного разу, витягуючи термометр, споліскуйте його водою. Встановіть на таймері час проявки, що рекомендується для даної температури розчину. Ретельно закріпіть плівку в рамці відповідного розміру, включіть таймер і опустіть плівку в проявник. Постукаєте рамкою об краї бака, щоб усунути з поверхні плівки повітряні бульбашки.

Якщо в рекомендаціях виробника пропонується помішувати розчин, робіть це так часто і інтенсивно, як вказано. Після дзвінка таймера відразу ж витягуйте плівку і на мить затримайте її між баками, щоб з неї стік надлишок проявника.

Проявник



Проявник використовується як:

- концентрований розчин, запакований окремо в двох чи трьох емностях
- в сухому вигляді в герметично упакованих пакетах.

Приготування проявника повинно проходити в вказаній послідовності.

Функція проявника- перетворення скритого зображення, зареєстрованого експонованими кристалами броміда срібла в видиме.

Процес обробки:

В проявнику- реактиви проявника перетворюють бромід срібла в чорне металеве срібло. При цьому реактиви проявника окисляються. Проявник також окисляється киснем повітря. В обох цих випадках проявник втрачає частину своєї активності.



Ополіскування

Після проявлення плівку помістіть для ополіскування в бак з чистою, проточною водою або, ще краще, в стоп-ванну і, якщо це рекомендовано, помішуйте її. Мінімальний час ополіскування чи стоп-ванни складає близько 30 сек. Температура всіх використовуваних в процесі розчинів не повинна відрізнятися більш, ніж на декілька градусів друг від друга.

Після обполіскування з плівки знов видаляють зайву воду, щоб у фіксаж її потрапило якомога менше.

Фіксація (Закріплення зображення)

Активність фіксажу, як і проявника, залежить від його свіжості і температури.

Якщо його температура вища рекомендованої, відбувається надмірне набухання емульсії з подальшим подовженням часу сушки.

Необхідно дотримуватися певного часу фіксації. Плівку не можна виймати до припинення процесу закріплення, але і не затримувати її у фіксажі. Загальний час фіксації, звичайно, в два рази довший за час освітлення, тобто часу необхідного для повного зникнення молочного відтінку плівки. Саме за цей період відбувається розчинення в закріплювачі не проявленого галоїду срібла. Але ще такий же час потрібний для дифундування розчиненого срібла з емульсії і необхідного ущільнення желатину.

Якщо час фіксації виявляється довшим за час проявки, можна збільшити ємність фіксажного бака в порівнянні з баком проявника. У разі проявлення відразу великого числа знімків, їх число у фіксажному баку починає перевищувати кількість знімків в баку проявки.

Фіксаж використовується як::

- концентрований розчин упакований окремо в двох емностях;

- в сухому вигляді в герметично упакованих пакетах.

Приготування фіксажу повинно проводитись в вказаній послідовності.

Функції фіксажу- перетворювати бромід срібла в розчинні у воді солі срібла.



Закріплення (фіксація) проходить в 3 стадіях::

1. Нейтралізація- час необхідний для нейтралізації лужного розчину проявника кислотою фіксажу.
2. Освітлення – час реакції фіксажу з не проявленими кристалами броміда срібла. При цьому плівка становиться прозорою.
3. Закріплення (фіксація) – час усунення з емульсії броміда срібла , перетвореного в нерозчинний невидимий склад при освітленні.

Відновлення фіксажу

Якщо фіксуючий розчин не відновлювати, його ефективність у міру використання падає і час фіксації подовжується. Відновлення фіксажу підтримує час фіксації на мінімальному рівні і тим самим оптимізує процес закріплення.

Система відновлення фіксажу вимагає перед додаванням свіжого закріплювача видалення частини старого розчину, оскільки на рамці і плівці у фіксуючий розчин потрапляє приблизно така ж кількість рідини, скільки відається при перенесенні плівки з фіксажу, так що кількість останнього, на відміну від проявника, залишається постійною, якщо виключити випаровування розчину.

Промивання

Для видалення з емульсії залишків хімікатів і для попередження знебварвлення знімків в процесі зберігання, їх необхідно ретельно промивати в достатній кількості чистої проточної води. В ході промивання вода повинна рівномірно обтікати обидві поверхні знімка, для чого рамки із знімками слід рівномірно розмістити в промивному баку, знімки повинні бути повністю занурені у воду, так щоб вода омивала і верхню рейку рамки.

Тривалість промивки залежить від температури води, її якості, швидкості протікання і інтенсивності перемішування, типу плівки і, певною мірою, від рецепту фіксажу. Бажано, щоб температура води приблизно відповідала температурі решти розчинів.

Швидкість протікання води в промивному баку повинна

забезпечувати приблизно восьмикратну зміну її об'єму в годину, а тривалість промивки, згідно рекомендаціям виробника, складати від 5 до 30 хв. Із-за більшої товщини емульсії плівки прямого експонування промивають декілька довше.

Під час промивання плівка все ж таки забруднюється деякою кількістю фіксажу, що потрапляє у воду, тому час промивки слід відлічувати від моменту завантаження в промивний бак останнього знімка. Крім того, щоб зменшити забруднення води, слід поміщати останній знімок в те місце бака, звідки йде з нього відтік. У міру додавання в бак нових знімків попередні, більш відмиті, поступово пересуваються у бік припливного отвору в баку проти напрями течії. Таким чином знімки перед перенесенням на сушку промиваються в свіжій воді.

Ефективніша так звана каскадна система промивки, в якій вода протікає послідовно через дві або декілька невеликих ємкостей, а не через один великий бак. Вода зазвичай поступає через дно першого бачка, обтікає знімок і через край бачка витікає в другий бачок. Там вона омиває знімок, який був вийнятий з фіксажу раніше, і витікає через отвір в його дні. Вийнявши знімок після промивки, треба протягом декількох секунд дати стекти з нього надлишку води.

Біологічні забруднення

Певну проблему представляє поява на стінках баків нальоту, особливо в літній час, коли вода, що поступає в промивний бак, зазвичай буває теплою. Цим слизистим нальотом є продукт діяльності бактерій, грибків і водоростей, які потрапляють туди з води, повітря і від персоналу. Якщо його періодично не зчищати, то наліт веде до корозії металу і артефактів на знімках. Баки необхідно регулярно чистити і відмивати побутовими дезактиваторами.

Корисно також застосовувати водяні фільтри і бактерициди. У останньому випадку заздалегідь необхідно з'ясувати, чи ефективний бактерицид проти даного виду забруднення, чи не впливає на процес обробки знімка і чи не відноситься до речовин, що забруднюють середовище.

Прискорювачі промивки

У випадках, коли постачання водою обмежене або потужність промивних баків недостатня, чи необхідне значне скорочення часу промивання, між фіксацією і промиванням застосовується додаткова обробка знімків прискорювачами промивки. Така обробка скорочує час промивання і кількість потрібної для нього води.

Зволожуючі речовини

Щоб запобігти появі на поверхні знімка в процесі його сушки плям і смуг і скоротити час сушки, знімок після промивки можна обполоснути протягом 30 сек в розчині зволожуючої речовини. Ці речовини зменшують поверхневе натягнення води на знімку і запобігають тим самим появу на них вищезгаданих артефактів.

Сушка

Сушка - найпростіший, проте вельми важливий етап обробки. Неправильна сушка може викликати появу на знімку плям або пошкоджень желатину від високої температури, яка повинна підтримуватися виробником в межах, що рекомендуються.

Вологі проявлені знімки, зазвичай, сушать в сушильних шафах, оснащених підігрівачами і вентиляторами для циркуляції теплого повітря. Викид підігрітого повітря з таких шаф повинен відбуватися за межі лабораторії щоб уникнути підвищення в ній температури і вологості.

У сушильних шафах іншої конструкції волога поглинається спеціальними хімікатами, і висушене повітря знов подається в сушильну камеру.

Висушені знімки обережно, щоб не подряпати, виймаються з шафи, куточки обрізаються. Знімки в сушильній шафі не повинні стикатися, інакше на них з'являться плями від нерівномірного висихання або вони склеяться один з одним.

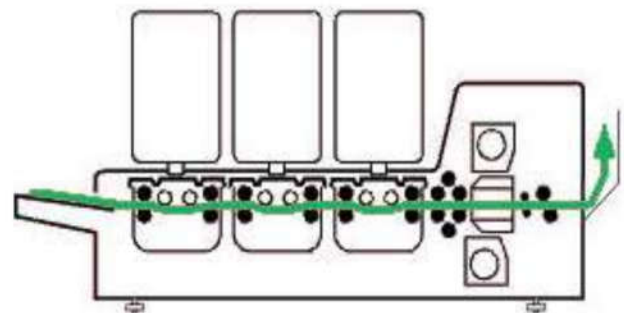
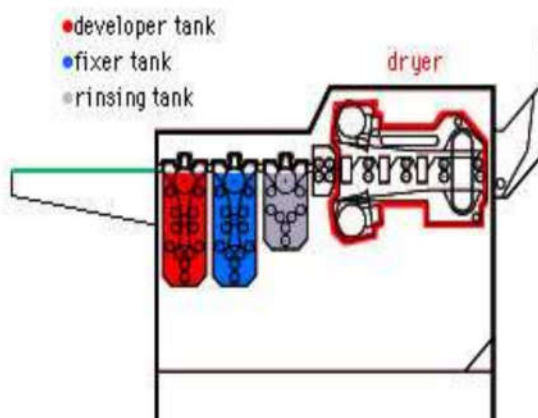


Рамки для ручної проявки

2.5. Автоматичне проявлення знімків та контроль якості.

Процес автоматичного проявлення знімків виконується в три етапа:

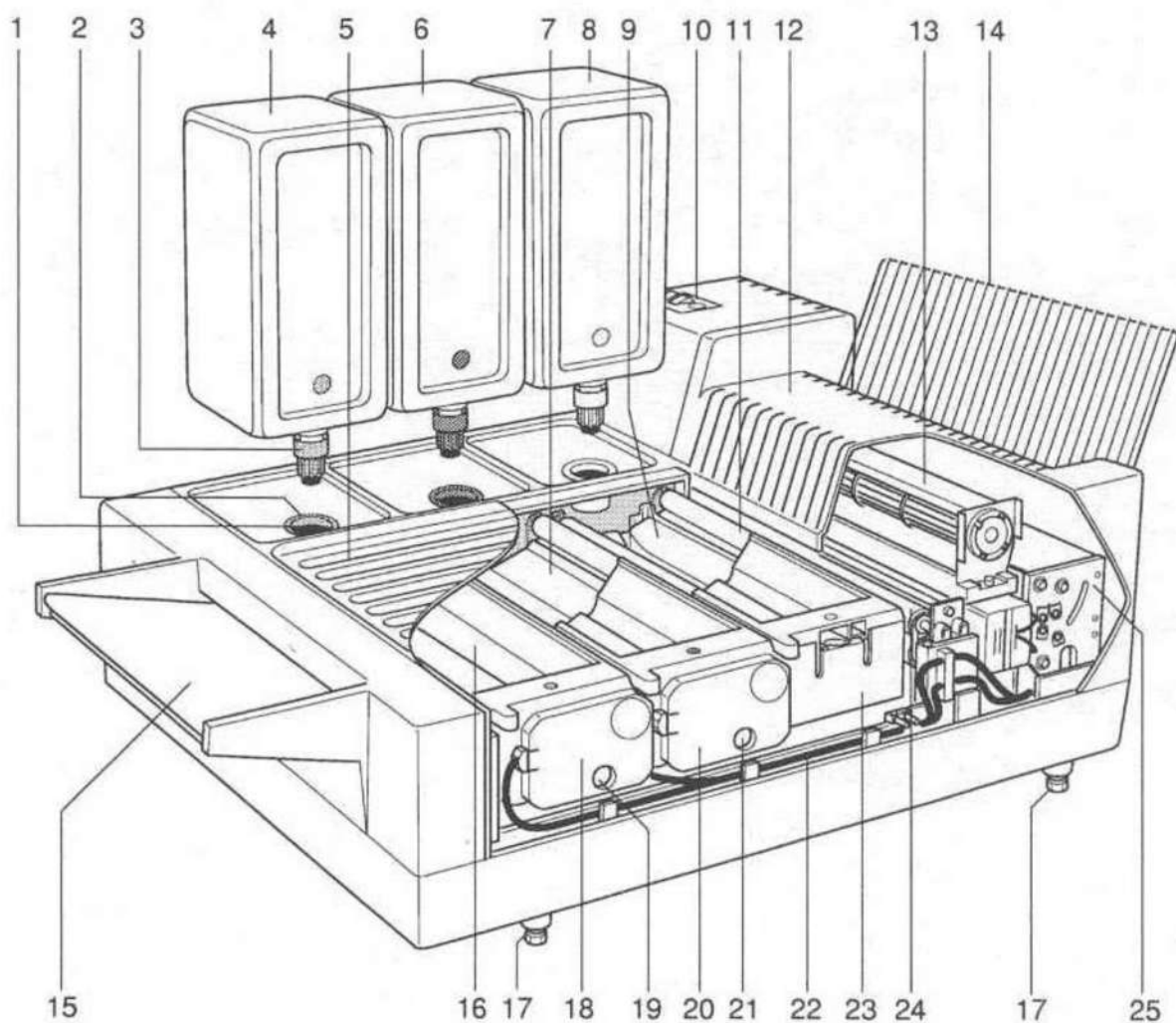
- вивізка експонованої плівки із касети;
- обробка в автоматичній проявочній машині;
- зарядка нової плівки в касету для наступного експонування .

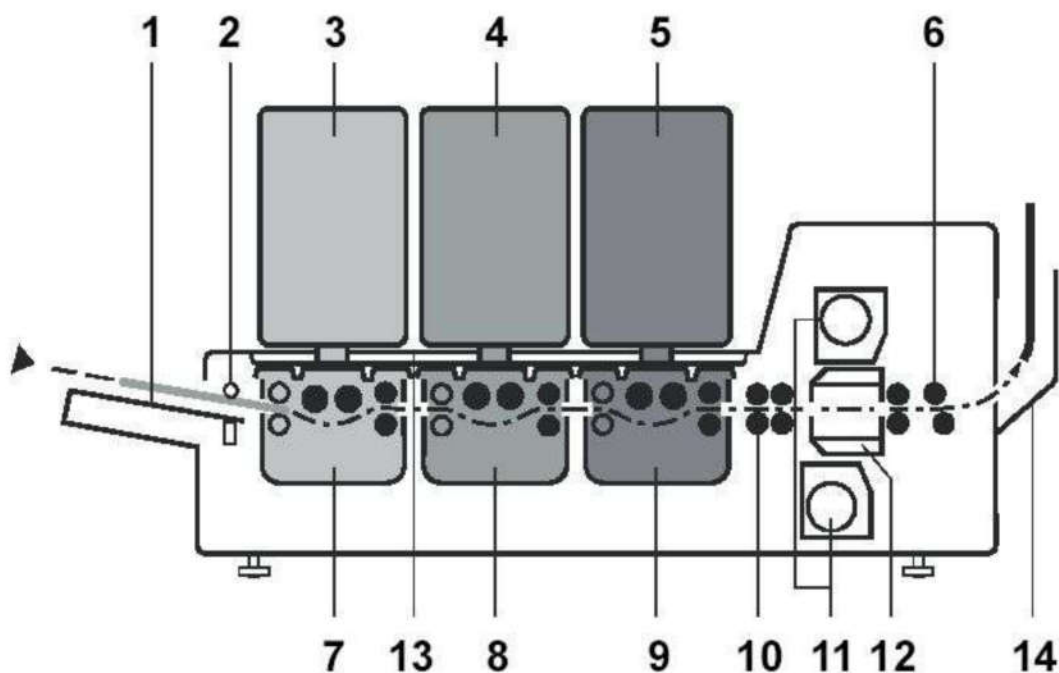




2.6. Автоматичні проявочні машини

Принцип роботи автоматичних проявочних машин розглянемо на прикладі проявочної машини концерну «Агфа» CP1000 для автоматизованої обробки плівок в рентгенівських лабораторіях.





1. –Приймальний лоток вхідної плівки
2. -Датчик (сканер) плівки для відновлення розчинів і включення сушки
3. -Резервуар для проявника х 5 л
4. -Резервуар для фіксажу х 5 л
5. -Резервуар для води х 5 л
6. -Блок вихідних роликів сушки
7. -Ванночка з проявником (0 . 9 л)
8. -Ванночка з фіксажем (0 . 9 л)
9. -Ванночка з водою (0 . 9 л)
- 10.-Вхідні розподільчі ролики сушки
- 11.-Вентилятори сушки
- 12.-Інфракрасная сушка
- 13.-Кришка машини
14. – Приймальний лоток для вихідної плівки

Ручний метод проявки з контролем часу і температури

Проявлення з контролем часу і температури є ефективним методом перетворення прихованого зображення в діагностичну рентгенограму. Ця методика має провідне значення для відділень, які ще не мають в своєму розпорядженні автоматичних проявочних машин.

Проявляючі розчини найефективніше діють лише в порівняно вузькому температурному діапазоні. При температурі, що нижче деякі хімікати діють дуже поволі і діють так, що можливі не допроявки або недофіксовані рентгенограми. При температурі ж вище рекомендованою, активність розчинів стає настільки високою, що не піддається контролю ручним процесом. Крім того, висока температура веде до розм'якшення емульсії і її пошкодження.

Тому не слід відхилятися від температур, що рекомендуються виробником.

Користуватися температурним режимом, що рекомендується, слідує з

кількох причин: по-перше, при цьому виходять якнайкращі сенситометричні результати, а саме контрастність і чутливість плівки при мінімальній вуалі. По-друге, оптимізований час проявки і, в третіх, сучасні пристрої підігріву і охолодження дозволяють надійно підтримувати температуру.

В процесі обробки плівки підтримують температури, що рекомендується, що дозволяє отримати якнайкращі сенситометричні характеристики, а також ті вигоди, які дає стандартизація часу проявки, фіксації і промивання.

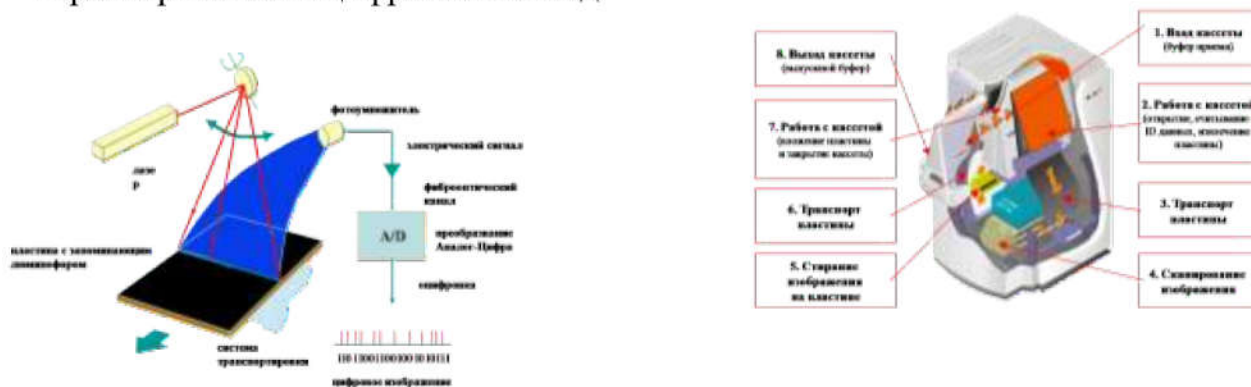
У тих же випадках, коли доводиться працювати з розчинами при іншій температурі, чим та, що рекомендується виробником, але ще знаходиться в допустимих межах, необхідно в процес прояву вносити певні корективи. До них відносяться подовження або скорочення часу проявки залежно від температури і забезпечення свіжого фіксуючого розчину.

У міру підвищення температури проявника час проявки зменшується і навпаки. Залежність часу проявки від температури розчину називається **проявкою з контролем часу і температури.**

Подібний метод проявки вимагає особливої уваги, мистецтва і досвіду. Різний ступінь акомодатції зору і низький рівень освітленості в фотолабораторії, а також непрозорість ще нефіксованого, знімка роблять контроль скрутним і не виключають помилок. Коли час і температура проявки підтримуються відповідно до рекомендацій виробника, недостатня щільність знімка обумовлюється недоекспонуванням, а не недопроявленням, і навпаки, підвищена щільність є наслідок переоекспонування, а не перепроявлення. Знання цього факту дозволяє правильно скоректувати експозицію. Існує і проблема, пов'язана з ситуацією, коли переоекспонування при візуальному проявці намагаються компенсувати недопроявленням, щоб отримати прийнятний знімок. Щоб не допустити переопромінення хворого і втрати якості зображення використовують метод проявки з контролем часу і температури. Час проявки, що рекомендується, виходячи з температури: **15,5°C - 8,5 сек; 18,5°C - 8 сек; 20° C - 5 сек ; 21° C - 4,5 сек; 24° C - 3,25 сек**

2.7. Обробка зображення з цифрових касет

Обробка зображень з цифрових касет показано на принципі роботи **дигитайзера**(оцифровщика) так з аналогового носія інформація перетворюється в цифровий вигляд



2.8. Регламент обслуговування та наладки

Догляд і зберігання екранів і касет

Важливим моментом роботи з касетами і екранами є перевірка щільності їх прилягання. Погане прилягання екранів до плівки погіршує якість зображення на знімку, якщо між плівкою і екраном зберігається зазор, світло, що витікає від екрану, розповсюджується в сторони від тієї ділянки плівки, яка винна в цьому місці щільно прилягати до екрану. Погане прилягання плівки і екранів в основному викликається наступними причинами:

- ◇ повітряною кишенею між плівкою і екраном;
- ◇ чужорідними частинками на екрані і плівці;
- ◇ пошкодженнями касети або її засувки.

Порушення контакту плівки і екранів в касеті може відбуватися поступово і стає помітним, лише коли досягає значного ступеня, тому потрібно регулярно в плановому порядку перевіряти якість цього контакту. Найпростіший спосіб - рентгенографія металевої сітки покладеною зверху на касету. Знімок сітки розглядається потім з відстані 2-3 м, при цьому ділянки поганого прилягання мають вид темних плям на знімку. При розгляді ж поблизу ділянки сітки в цих місцях виглядають нечіткими, розмитими.

Підсилюючі екрани всіх поколінь крихкі. Їх не можна піддавати вигинам, ударам. При зарядці і розрядці касет необхідно стежити, щоб гострі кути плівки не ушкоджували поверхню екранів. Касети і підсилюючі екрани завжди винні знаходитися у вертикальному положенні. Видалення пилу з поверхні екранів допускається тільки плоскою м'якою кистю або м'якою ганчіркою (фланеллю).

Приблизно 1 раз на 10 днів необхідно оглядати екрани. Допускається для застосування в роботі наявність у країв екранів подряпин, плям, горбків або западин, але на відстані не більше 5 мм від краю екрану в кількості не більш 2х - на екранах розмірами 13×18, 18×24, 15×40. А на екранах 24×30, 30×40, 35×35 - в межах смуги не більш 10мм від краю екрану, кількістю не більш 3-х.