

Institut des sciences vétérinaires

**RAYONNEMENTS**

Dr. AYADI A

**BIOPHYSIQUE**

## SOMMAIRE

**Bases physiques de la radiologie**

- 1. Formation de l'image radiologique**
- 2. Atténuations des Rayons X**
- 3. Présentation de la chaîne de détection**
- 4. La qualité de l'image radiante : Contraste et flous**
  - 4.1 Le contraste
  - 4.2 Facteurs de contraste
    - a/ Différence d'épaisseur.
    - b/ Différence de nature des milieux
    - c/ Variation du contraste avec la tension accélératrice
  - 4.3 Flou
    - a/ Le flou de grandissement
    - b/ Le flou géométrique
    - c/ Flou de mouvement
    - d/ Flou de récepteur
    - e/ Flou de forme
- 5. Terminologie de base en radiologie**
- 6. Caractéristiques de l'image radiante**
- 7. Les systèmes de récepteurs**
  - 7.1 Films photographiques et couple écran renforçateur – film
  - 7.2 Ecran luminescent ou radioscopie
  - 7.3 Amplification de brillance
  - 7.4 La radiographie numérique
- 8. Application : Tomodensitomètre TDM (Scanner)**

## Bases physiques de la radiologie

L'imagerie médicale utilisant plus souvent des [rayonnements ionisants \(RI\)](#) :

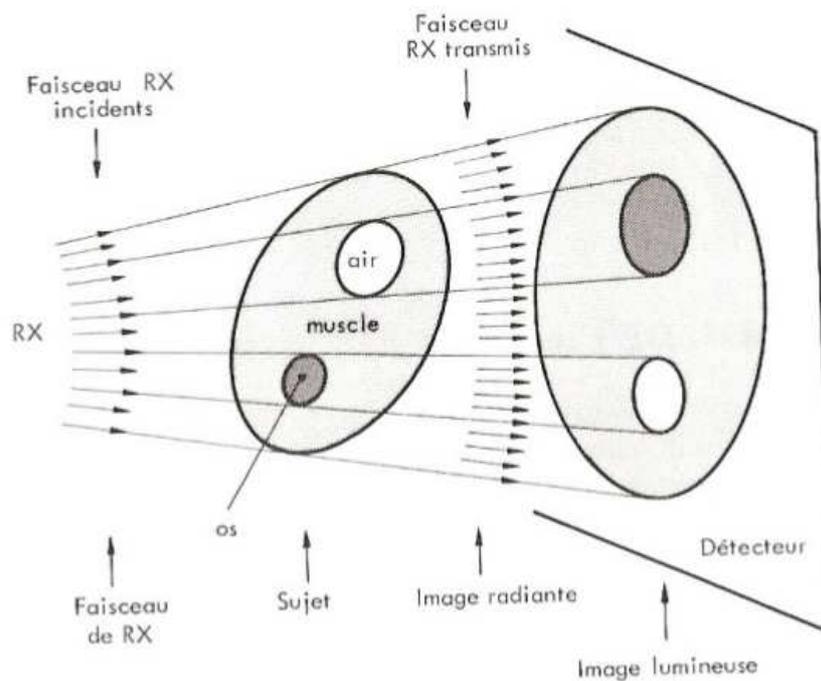
- [RX en radiologie](#): imagerie par atténuation: radiographie conventionnelle, amplificateur de luminance, scanner (TDM ou CT)
- [R \$\gamma\$  \(gamma\)](#) en médecine nucléaire: imagerie par émission: scintigraphie

Aussi il existe autres types des rayonnements d'imagerie **n'utilisant pas de RI** tel que les **Ultrasons en échographie** et écho-doppler.

### 1. Formation de l'image radiologique

La formation de l'image radiographique est la résultante de la [propagation rectiligne des RX](#) et leur [atténuation](#) par les différents organes traversés.

L'atténuation des RX par la matière organique varie en fonction de l'épaisseur des objets, de leur composition physique et chimique et de l'énergie incidente des RX. Elle est augmentée par l'augmentation de la densité et de l'épaisseur des organes



- L'image radiante (virtuelle) sera traduite sur le détecteur par: **une image radiologique.**
- **La formation de l'image radiologique** fait appel à des notions de géométrie simples (**projection, agrandissement et flou cinétique**)

Trois facteurs sont essentiels à la formation d'une image radiologique:

- ✓ **FOYER RADIOGENE: (F)** Il est quasi ponctuel, source du faisceau de RX.
- ✓ **OBJET A RADIOGRAPHIER: (O)** On veut former une image de cet objet, habituellement région anatomique mais que l'on assimilera dans ce cours à un objet géométrique ou physique simplifié en fonction des caractéristiques étudiées.
- ✓ **RECEPTEUR (R)** : Film le plus souvent, mais il est actuellement progressivement remplacé par des procédés électroniques.

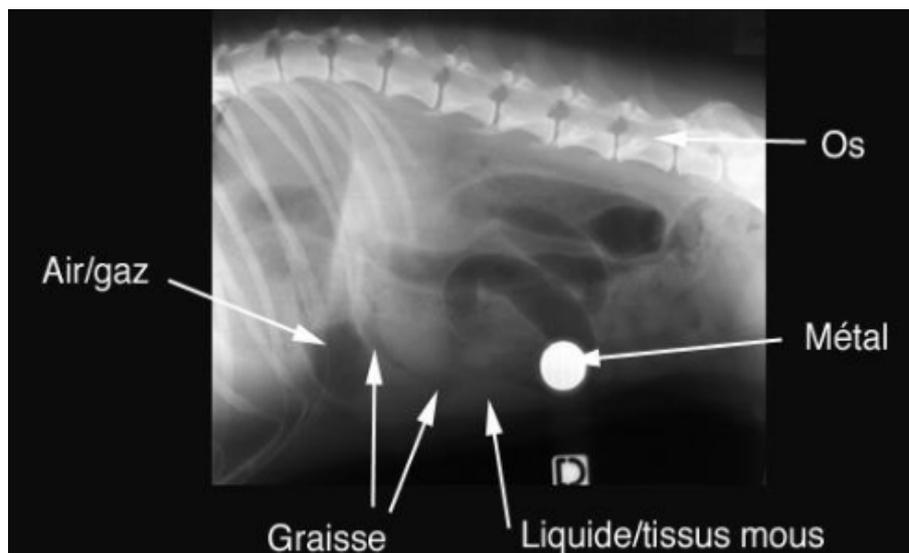
## 2. Atténuations des Rayons X :

Le faisceau de rayons X est progressivement atténué lors de son passage à travers la matière.

Trois évènements peuvent se produire :

- ✚ des RX qui traversent **sans être affectés**: Ils forment les parties **les plus noires de l'image radiographique**.
- ✚ 2) des RX qui **sont arrêtés** : La proportion de RX arrêtés conditionne **le niveau de gris** visibles sur l'image radiographique.
- ✚ 3) les RX qui sont déviés: Ils forment le rayonnement diffusé qui forme **un voile uniforme sur l'image radiographique** (flou des images appelé voile de diffusion) et a des conséquences sur la radioprotection.

Le faisceau de rayons X peut traverser ou interagir avec les différents tissus traversés en fonction de ses propres caractéristiques et de celles du tissu exposé : une fraction du faisceau est arrêtée par le tissu (on dit que le faisceau est atténué). **Il existe cinq contrastes naturels** en imagerie radiologique standard : **l'Air, Graisse, eau (Tissus mous /liquides), os et métal** Des agents de contraste artificiels peuvent également être introduits.



Le faisceau homogène (I) est inégalement atténué par l'organisme sort hétérogène avec des intensités différentes  $I_1$  et  $I_2$  suivant les milieux traversés. Il constitue **l'image radiante: non visible par l'œil.**

- ✓ **L'atténuation des RX dépend de l'épaisseur à radiographier, mais aussi de la composition des structures à radiographier, en particulier la densité (masse volumique) et le numéro atomique des atomes constituants.**
- ✓ **L'atténuation dépend aussi fortement de l'énergie des RX impliqués. Plus les RX sont énergétiques, plus l'atténuation est réduite et sont plus "pénétrants".**
- ✓ **L'atténuation globale du faisceau de RX est responsable du noircissement ou de la brillance globale de l'image radiographique.**

Le niveau de gris visible dans une zone du correspond à la somme des atténuations élémentaires engendrée par les corps successivement traversés.

- ✓ **Les différences d'atténuation entre les régions sont responsables des différences de niveau de gris sur le film radiographique.**

En revanche, le manque de résolution en contraste est un des gros inconvénients de la radiologie conventionnelle.

L'introduction de produits de contraste radiographiques, permettent d'améliorer la résolution en contraste

### 3. Présentation de la chaîne de détection



**Principaux composants d'une installation permettant la réalisation de radiographie standard (À, B).** À l'aide d'un tube à rayons X (tube de Coolidge. Le faisceau X émis peut être modulé ensuite par différentes collimations et filtrages et interagit avec la cible.

Pour limiter cette diffusion des Rayons X dans l'espace, puisque seul le rayonnement en direction de l'objet étudié est utile, des filtres en plomb (volets) et un blindage en béryllium laissant une fenêtre dans la direction de la cible sont utilisés

**Le faisceau de rayons X traverse d'abord l'air sans modification, puis la cible (en général le patient). Traversant le patient, le faisceau est atténué différemment selon les différentes densités des tissus mais on peut aussi modifier cette atténuation en introduisant des produits de Z élevé dits « de contraste ».**

Dans le patient, les rayons X interagissent au niveau des électrons de la matière. On observe **deux phénomènes** sans pouvoir privilégier l'un ou l'autre : **l'effet photoélectrique** (phénomène à l'origine de la formation des images radiographiques), **et la diffusion (effet Compton)**.

L'effet photoélectrique est responsable de l'atténuation du faisceau incident mais un autre effet, l'effet Compton, intervient également. Après avoir traversé le patient, le faisceau atténué constitue « l'image radiante ». Ce faisceau est ensuite capté par un détecteur qui fournit l'image finale.

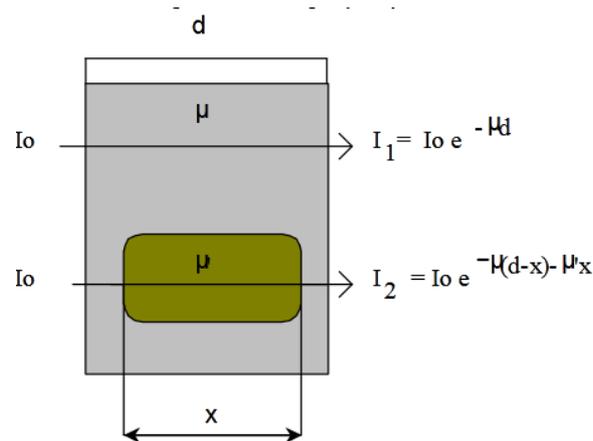
Exemple : une radiographie pulmonaire doit 50 % de sa densité aux photons diffusés, une radiographie de l'abdomen sans préparation (ASP) comporte 90 % de photons diffusés.

**N.B :** La production de rayons X au niveau du foyer est multidirectionnelle ; des rayons X partent donc dans toutes les directions de l'espace. Pour limiter cette diffusion, puisque seul le rayonnement en direction de l'objet étudié est utile, des filtres en plomb (volets) et un blindage en béryllium laissant une fenêtre dans la direction de la cible sont utilisés. Les rayonnements émis dans une autre direction que celle du patient sont ainsi extrêmement atténués.

#### **4. La qualité de l'image radiante : Contraste et flous.**

##### **4.1 Le contraste :**

On appelle le contraste la variation relative de la lumière d'un point l'autre de l'image. On définit le contraste radiologique entre deux points de l'image radiante d'intensité respective  $I_1$  et  $I_2$  par le rapport



$$C = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$$

#### 4.2 Facteurs de contraste

##### a/ Différence d'épaisseur.

Un faisceau de RX traverse deux épaisseurs  $a$  et  $b$  d'un même matériau de coefficient linéaire d'atténuation  $\mu$ . On pose  $h = a - b$

Par définition du contraste, on a :

$$C = \frac{e^{-\mu a} - e^{-\mu b}}{e^{-\mu a} + e^{-\mu b}}$$

Et si  $h$  est relativement petit :  $C = \frac{1}{2} \mu h$

##### b/ Différence de nature des milieux

Un faisceau de RX traverse une même épaisseur  $x$  de deux substances différentes de coefficients d'atténuations linéaires  $\mu_1$  et  $\mu_2$ . On a :

$$C = \frac{e^{-\mu_1 x} - e^{-\mu_2 x}}{e^{-\mu_1 x} + e^{-\mu_2 x}}$$

Et si  $x$  est relativement petit :  $C = \frac{1}{2} (\mu_1 - \mu_2) x$

- Donc le contraste pour de petites épaisseurs est directement proportionnel à l'épaisseur et à la différence des coefficients d'atténuation linéaires

A l'exception de l'os constitué de calcium de  $Z = 20$  la plupart des constituants anatomiques de l'organisme sont faits d'éléments de  $Z$  voisins, H = 1, C = 6, N = 7, O = 8

✚ Donc contraste obtenu dépendra essentiellement de la différence de densité et d'épaisseur des tissus et organes traversés.

### c/ Variation du contraste avec la tension accélératrice

Dans les organismes vivants, l'effet photoélectrique est prépondérant aux basses tensions (50 -70 kV) tandis que l'effet Compton est prépondérant aux hautes tensions (>100 kV).

Le contraste obtenu par l'effet photoélectrique est relativement bon car il fait intervenir à la fois les différences de densité entre les milieux mais aussi les différences de numéro atomique.

Le contraste obtenu par l'effet Compton est mauvais, car il ne dépend que de la densité des milieux et pas du numéro atomique des atomes constituants.

De plus, une grande quantité de rayons diffusés dégrade encore le contraste de l'image, par la superposition d'un voile uniforme.

Le contraste de l'image radiographique varie avec la tension affichée par l'opérateur: Tension est basse (<70 kV): image radiographique plus contrastée que si tension élevée (>100 kV).

✚ Le contraste diminue progressivement lorsque la tension augmente.

Le contraste augmente lorsque l'énergie des photons X faible c'est -à-dire de la tension accélératrice, diminue. En fait les coefficients d'atténuations sont d'autant mieux différenciés que les énergies sont faibles.

Ainsi on est amené à utiliser de faibles tensions accélératrices pour radiographier des tissus à faible contraste naturel : mammographie par exemple.

✚ Le contraste correspond aux différences d'intensité du noircissement de l'image

## 4.2 Flou

### a/ Le flou de grandissement :

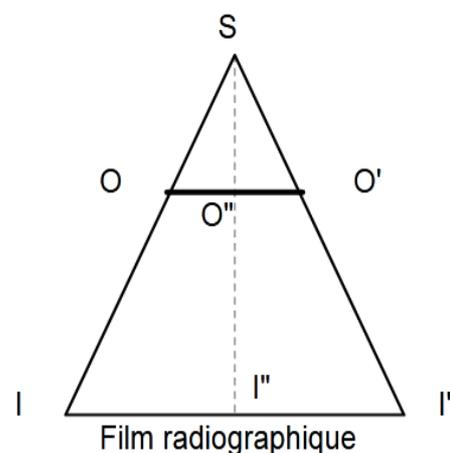
ne radiographie est une projection conique sur laquelle les éléments anatomiques se superposent et apparaissent déformés. Le grandissement  $G$  s'exprime par

$$G = \frac{I I''}{OO''} = \frac{I I'}{OO'}$$

$$\text{On a } \sin(\angle OSO'') = \frac{II''}{SI} = \frac{OO''}{SO},$$

le grandissement  $G$  s'exprime suivant:  $G = \frac{SI}{SO}$

Le grandissement est donc globalement augmenté lorsque l'on éloigne le film de la source de rayons X (SI augmente).



On constate d'autre part que le grandissement n'est pas identique pour toutes les structures constituant un organe : Plus ces structures proches du film radiographique, moins le grandissement est important (SO augmente).

#### b/ Le flou géométrique :

Ce flou est lié à la disposition géométrique des éléments concourant à la formation de l'image: taille du foyer, agrandissement, décalage par rapport au rayon directeur. Problème géométrique. Le foyer géométrique (ou optique), [source du rayonnement X n'est pas un Point.](#)

Pareillement les rayons X ne sont pas émis par une source strictement ponctuelle. Le flou créé par cette surface F appelée focale se calcule facilement :

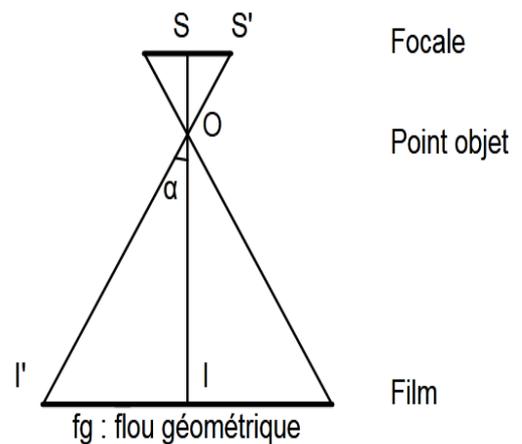
$$\operatorname{tg} \alpha = I'I / OI = S S' / OS \Rightarrow fg / OI = F / OS$$

$$\text{Par ailleurs : } G = SI / SO = 1 + OI / SO$$

$$\text{soit } OI / SO = G - 1 \text{ donc :}$$

$$\mathbf{fg = F \cdot (OI/OS) = (G - 1) \cdot F}$$

L'usure d'un tube de Coolidge provoque souvent une augmentation de F et donc une augmentation du flou géométrique



c/ **Flou de mouvement** : Trois types de mouvements ;

#### **Mouvement de l'objet**

Le malade respire, le cœur bat, les organes digestifs bougent, l'immobilité musculaire ne peut être maîtrisée longtemps. C'est le flou le plus préoccupant. L'élément anatomique mobile se déplace à une vitesse parfois importante (vitesse instantanée atteignant 100 à 200 mm/seconde). La longueur parcourue est fonction du temps d'exposition ou temps de pose.

#### **Mouvement de foyer radiogène**

Il s'agit le plus souvent de vibration d'un plateau d'anode voile, d'une vibration de gaine mal contenue par une suspension qui, en vieillissant, a pris un jeu mécanique : l'amplitude de cette vibration autour d'une position moyenne augmente la dimension apparente du foyer. L'effet est donc plus marqué pour un foyer de petites dimensions qui pourrait alors donner des résultats équivalents à un gros foyer. En tomographie les mouvements mécaniques obligatoires et leur jeu associé créaient une limite à l'intérêt de foyers de petite taille (inférieur à 0.6 mm).

## Mouvement du récepteur

### Il s'agit la encore de déficiences mécaniques.

- La lettre de repérage un peu épaisse, collée par un sparadrap peut créer un contact entre une cassette supposée immobile et la grille mobile ; la cassette est donc entraînée par les vibrations de la grille.
- Le temps séparant le lancement de l'anode de la prise de cliché sur une table télécommandée doit être bref (moins de 2 secondes) ; ce temps comprend non seulement la mise en vitesse de l'anode (9000 tours) mais le transport d'un tiroir contenant la cassette sur une distance de 50 cm et une immobilisation en fin de course. Si l'on déclenche le deuxième temps de prise de cliché trop tôt, le cliché est pris alors que la cassette est encore en mouvement ou en vibration.
- Les sériographies prenant des clichés à un rythme rapide et changeant le film peuvent si le temps de pose est trop long déplacer le film pour mettre en place le suivant alors que l'émission des rayons n'est pas encore terminée

### **d. Flou de récepteur**

Le récepteur a une structure granuleuse, grains de bromure d'argent pour le film, grains luminescents de l'écran renforçateur ou de l'amplificateur de luminance et même structure de matrice d'un système numérisé.

Une ligne droite de délimitation idéale se traduit donc par une ligne irrégulière et donc par une imprécision de contours. La qualité de résolution spatiale du récepteur règle donc le degré de netteté de l'image

### **e. Flou de forme**

Le contour parfaitement défini d'un objet produira une image plus nette qu'un objet au contour imprécis. Nous avons envisagé jusqu'ici des objets ayant une opacité absolue au rayonnement ; en fait l'atténuation du rayonnement est liée à la nature et à l'épaisseur. Ce flou de forme est plus particulièrement lié à la forme des objets et aux variations d'épaisseurs pour des rayons grossièrement parallèles. Une forme en coin donne une image différente selon l'angle de ce coin. Une forme courbe sera reconnue essentiellement par la ligne de tangence à cette courbe et non par les zones limites de cette courbe (très particulièrement lorsque la structure radiographiée est une lame courbe). Cette notion porte le nom de loi des tangences. Elle est une composante essentielle de la formation de l'image osseuse : on voit mieux la voûte crânienne dans la partie périphérique que dans la partie centrale, les corticales tangentielles d'un os que celles qui sont perpendiculaires au rayon.

## 5. Terminologie de base en radiologie

L'information contenue dans l'image radiographique varie selon la nature du tissu traversé.

Quatre tonalités (densités) fondamentales: os, muscle, graisse, air :

- **Opacité**= zone de forte densité = (blanche)

Structure dense (Z élevé), comme l'os, atténue (absorbe) beaucoup le RX, et s'exprime en blanc:

« il est radiopaque »

- **Clarté**= zone de moindre densité : (sombre ou noire)

- Structure aérique (Z faible), comme les poumons, atténue peu le RX et apparait sombre ou noire: « hyperclarté »

- Structure intermédiaire: tissus mous peu contrastés, par des produits de contraste à Z élevé: Baryum (Z = 56) et l'Iode (Z = 53)

## 6. Caractéristiques de l'image radiante

1. D'abord l'image radiante est une sommation d'ombres portées. Effectivement les structures anatomiques donnent des images qui se superposent les unes aux autres. Pour pallier cet inconvénient, on multiple les rayons incidents ou bien on réalise des tomographies.

2. Une deuxième caractéristique de l'image radiante est ce que l'on appelle l'agrandissement.

Le faisceau étant conique la projection de l'organe sur le film sera plus grande.

On a deux solutions pour pallier cet inconvénient. On rapproche l'objet de l'écran et on écarte au maximum la distance entre la source et l'écran. Mais cette dernière opération fait tomber le débit d'exposition entraînant un temps de pose long. On est donc obligé de prendre une valeur moyenne de D (2,5m).

3- La source de X doit être aussi ponctuelle que possible. L'image radiante présente un certain flou du fait justement que la source ne peut être rigoureusement ponctuelle à cause des problèmes d'échauffement avec une source trop petite on arriverait faire fondre l'anode.

On utilise des foyers de l'ordre de 3/10 de mm de diamètre et pour limiter au maximum, l'échauffement on utilise des anodes tournantes.

4- L'image radiante doit être centrée.

Une structure anatomique ayant par exemple la forme d'un disque se projettera suivant une ellipse si elle est placée c té de l'axe principal du faisceau l'image radiante est déformée quand elle n'est pas centrée sur l'objet.

## 7. Les systèmes de récepteurs :

Il s'agit de rendre l'image radiante invisible en image visible. On utilise des écrans luminescents des films radiographiques, une association de ces deux procédés et enfin des procédés électroniques.

- ❖ Détecteurs statiques écran-film fournissant une image sur film
- ❖ Détecteurs dynamiques : permettent une étude cinétique: cœur
  - Radioscopie traditionnelle: image de mauvaise qualité
  - Amplificateur de luminance avec écrans luminescents
- ❖ Détecteurs numériques : l'image numérique: révolution de l'imagerie où le détecteur sensible aux RX a remplacé le film.

### 7.1 Films photographiques et couple écran renforçateur – film

Historiquement, les films radiographiques étaient fabriqués avec des microcristaux de sels d'argents qui étaient dissociés en ions  $\text{Ag}^+$  sous l'effet des rayons X. Comme en photographie conventionnelle, on utilisait ensuite le processus chimique photographique (révélation par un réducteur, fixateur, lavage) pour révéler l'image jusque-là latente. On voyait alors un noircissement du film, dû à l'apparition de grains d'argent métal, partout où il avait été exposé par les rayons X. C'est pourquoi les régions situées derrière un matériau atténuant, comme l'os, apparaissant blanches sur le film ont été appelées « opacités » (opaques aux rayons X), tandis que les régions noires peu atténuantes ont été appelées « clarté » (les rayons X passent à travers).

La sensibilité des films photographiques était très faible. Elle a été secondairement améliorée par l'adjonction d'un « écran renforçateur », couche de sels fluorescents qui arrêtent davantage les rayons X, les convertissent en photons lumineux qui impressionnent les sels d'argent. L'intensification est de  $\times 10$  à  $\times 20$  au prix d'une petite perte de netteté.

L'utilisation de ces systèmes est en franc déclin compte tenu de ses possibilités limitées de post-traitement des images obtenues, de la nécessité de consommables (films, solutions de traitement peu écologiques), du prix des sels d'argent, ainsi que des difficultés de stockage et de conservation des radiographies.

### 7.2 Ecran luminescent ou radioscopie

La radioscopie va utiliser la propriété de certains sels de transformer les R.X en lumière visible.

Un écran de radioscopie est constitué par une feuille de carton sur laquelle est déposée une couche cristalline de sulfure de zinc, elle-même recouverte d'un film protecteur transparent.

Les rayons émis par le sulfure de zinc ou de cadmium est intéressant car il a une longueur d'onde de 550 nm qui correspond pratiquement au maximum de sensibilité de l'œil.

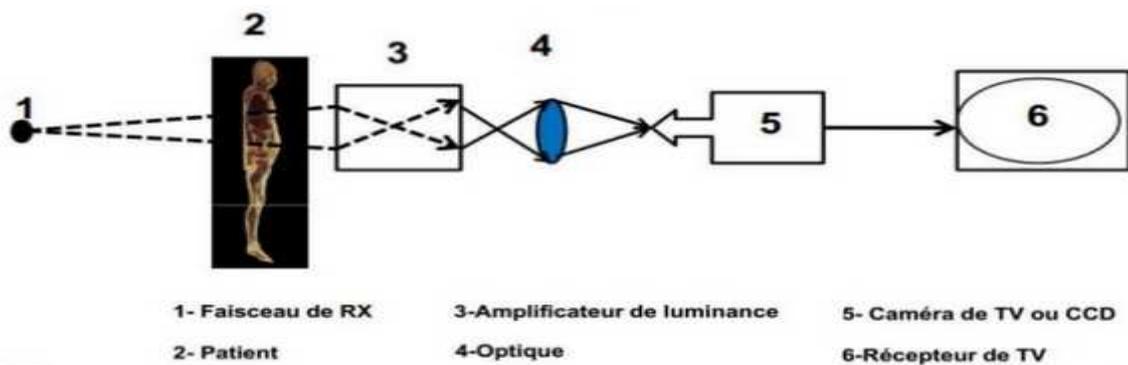
L'intérêt majeur de la radioscopie est pouvoir faire l'étude d'organes en mouvement (détecteurs dynamiques).

Elle a par contre deux inconvénients

- On n'a aucun document mettre dans un dossier donc aucun élément de comparaison.
- Le médecin doit faire un diagnostic très rapide pour éviter une très trop longue irradiation du malade.

### 7.3 Amplification de brillance

C'est un système électronique qui transforme d'abord les RX incidents en électrons. Ensuite les électrons sont accélérés et redonnent à leur tour une image visible sur un écran cathodoluminescent. Son intérêt est de donner au médecin l'avantage de la radioscopie tout en supprimant ses inconvénients. L'intensité est même suffisante pour faire des films statiques et dynamiques.

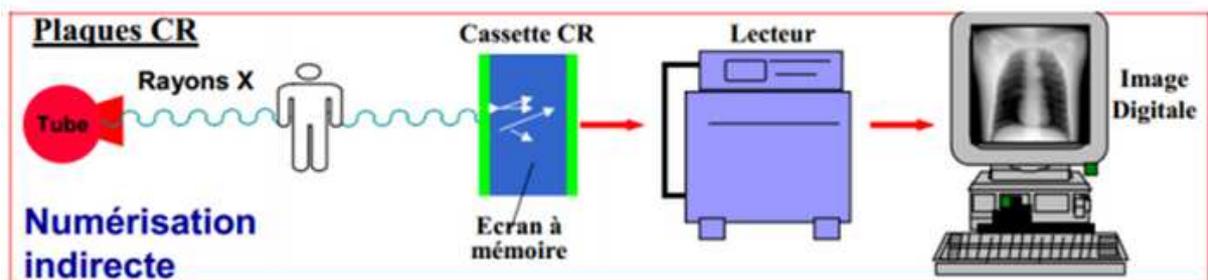
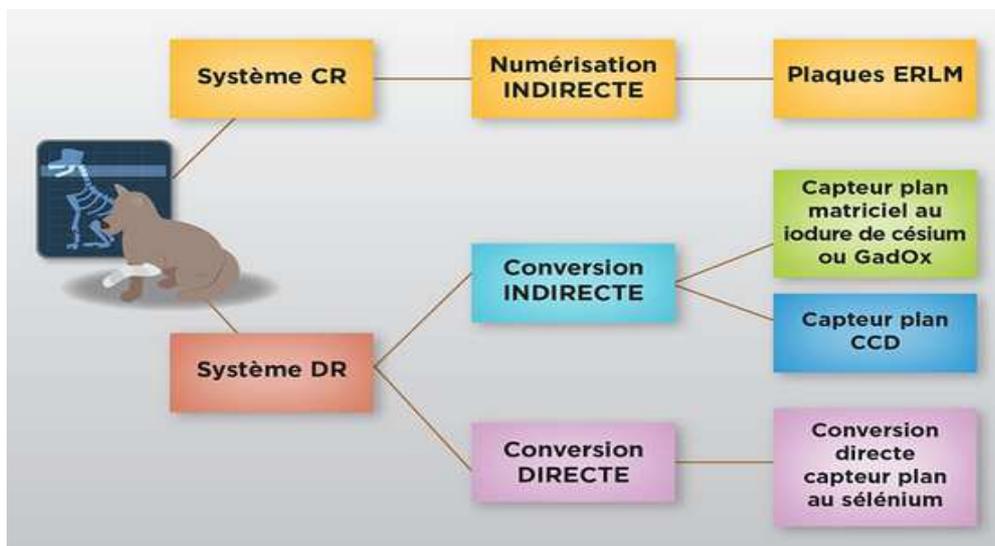


## 7.4 La radiographie numérique

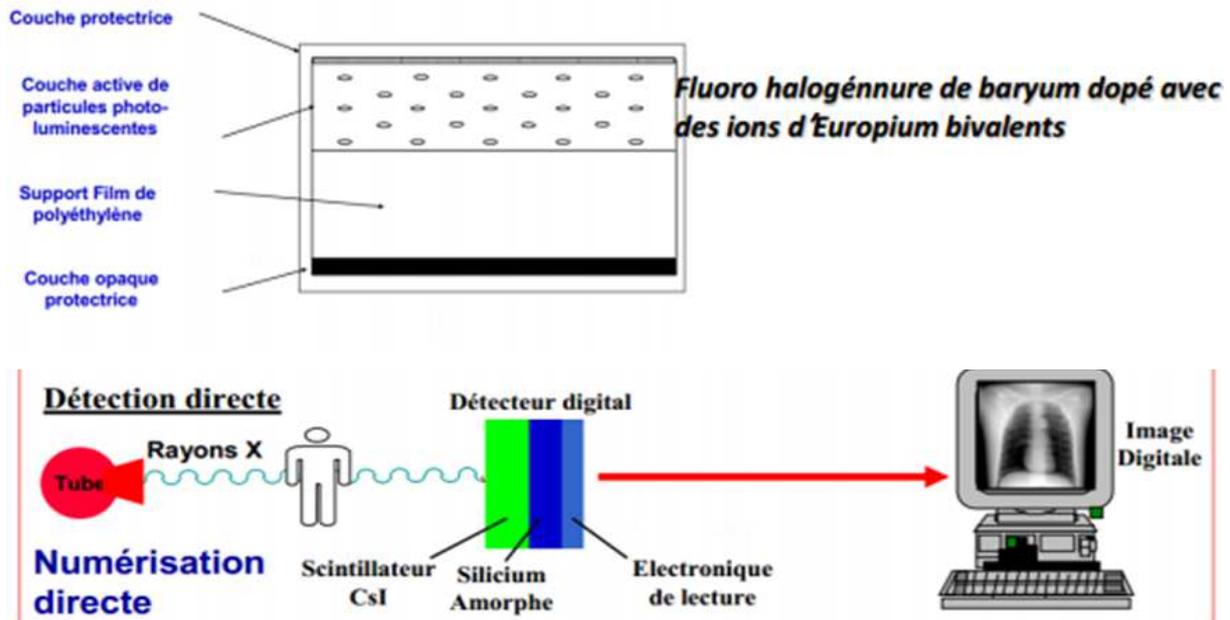
Un détecteur sensible aux photons, remplace le film classique. Ce détecteur, selon la technologie utilisée fournit directement ou indirectement les données analogiques de l'image l'ordinateur qui les transforment par calcul en données numérique c'est le principe de l'image numérique.

Différentes technologies numérisent l'image radiologie :

- Radiologie informatisée CR : écrans radio luminescents à mémoire ERLM
- « Digital Radiography » DR indirecte : utilise des détecteurs, la lecture est réalisée par caméra CCD (capteur à transfert de charge).
- « Digital Radiography » DR directe : utilise des détecteurs à capteur plan. Les charges électriques sont converties directement en données numériques.



La cassette se compose de plusieurs couches : deux couches de protection, une couche active (le plus souvent, composé de phosphore) et la couche de support polyéthylène noircie au carbone évitant la réflexion du laser.



L'imagerie numérique ne cesse de se développer permet au médecin :

- un diagnostic plus fiable
- de disposer de l'information tout moment sur place et à distance, archivé et enregistrée sur support disque dur USB ... transmise via réseaux sécurisés ou consultée directement sur écran : ce qui est rapide, économique et écologique.
- réduire les gestes invasifs : « explorer l'intérieur depuis l'extérieur »
- de réduire l'exposition aux rayonnements ionisants d'où minimiser l'irradiation et respecter les normes de radioprotection.

#### 8. Application : Tomodensitomètre TDM (Scanner) :

Est une technique d'imagerie médicale qui consiste à mesurer l'absorption des rayons X par les tissus puis, par traitement informatique, à numériser et enfin reconstruire des images 2D ou 3D des structures anatomiques. Pour acquérir les données, on emploie la technique d'analyse tomographique ou « par coupes », en soumettant le patient au balayage d'un faisceau de rayons X.

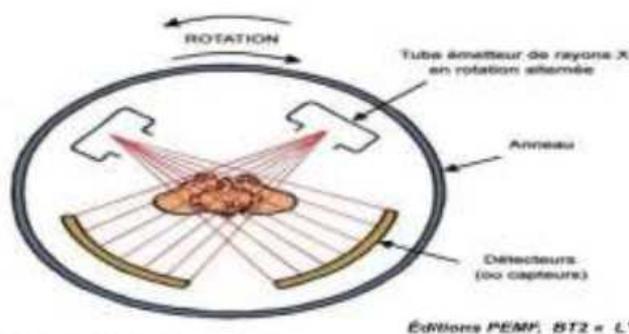
Donc la T M improprement appelée scanner fournit l'image d'une coupe du corps. Le principe de reconstitution de l'image est basé sur le calcul des différents coefficients d'atténuation des structures traversées.

En radiologie classique, les ombres des organes traversés sont confondues. Le scanner ou TDM, résout ce problème en réalisant, pour la zone étudiée des images de coupes fine sous différents angles. Le scanner permet ainsi une visualisation en profondeur.

Le patient allongé sur une table qui se déplace à travers un anneau, il contient le tube émetteur de RX et une série de détecteurs :

- le tube des X au lieu d'être fixe tourne autour du patient.
- une série de détecteurs disposés en couronne en face du tube de X mesurent l'intensité du faisceau transmis de RX à chaque rotation.

Un puissant système informatique traite en quelques secondes les millions de données acquises durant l'examen et les traduit en images sur un écran (imprimées ensuite sur un film photographique)



### Scanner : Principe de fonctionnement

Éditions PEMF, BT2 « L'imagerie médicale »

#### Avantages de la TDM

- Excellente qualité des images
- Doses d'irradiation impliquées sont réduites.
- Localise mieux un organe par rapport à un autre et détecte mieux les anomalies
- Sert de guide lors de ponctions ou biopsies en profondeur: évite une opération.

#### Références bibliographie

<https://www.slideshare.net/LABAKOUMBADREDDINE/amplificateur-de-luminance>  
<http://istmt.e-monsite.com/pages/tech-de-l-imagerie-medicale/formation-de-l-image-radio.html>  
<https://www.em-consulte.com/article/818528/formation-de-l-image-radiante>  
 basee physiques de la radiologie.pdf