



Master : Physique Médicale    Semestre : S1    Enseignant : Dr. YAHIAOUI Mohamed Laid

Matière : **Physique de la radiologie diagnostique et interventionnelle I**

2025/2026

## Chapitre 2 : Imagerie à Rayons X et Reconstruction

### I. Principes Fondamentaux de la Radiographie par Projection

La radiographie par projection, ou radiographie conventionnelle, constitue le fondement de l'imagerie médicale par rayons X. Elle consiste à produire une image bidimensionnelle (2D), ou radiographie, à partir d'un objet tridimensionnel (3D), le patient. L'image résultante est une projection des ombres anatomiques, où le signal enregistré à chaque point du détecteur reflète l'atténuation totale du faisceau de rayons X le long d'une ligne droite traversant le patient.

#### 1.1 Géométrie de l'Image : Grandissement et Flou

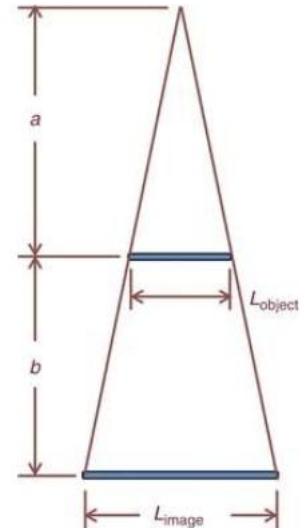
La formation de l'image est régie par deux principes géométriques fondamentaux découlant de l'utilisation d'une source de rayons X quasi ponctuelle.

##### 1.1.1 Grandissement (Magnification)

Le faisceau de rayons X émis par le tube n'est pas parallèle mais divergent (conique).<sup>1</sup> Cette divergence entraîne inévitablement un grandissement (magnification) de l'image projetée sur le récepteur. Le facteur de grandissement ( $M$ ) est le rapport entre la taille de l'objet sur l'image ( $L_{image}$ ) et sa taille réelle ( $L_{objet}$ ).

Il est déterminé par les distances respectives :

$$M = \frac{L_{image}}{L_{objet}} = \frac{a + b}{a} = \frac{SID}{SOD}$$



où  $a$  est la distance source-objet (SOD) et  $b$  est la distance objet-détecteur (OID). La distance source-image (SID), un paramètre clinique standard, est la somme  $SID = a + b$ .

Puisque  $b > 0$ , le facteur  $M$  est toujours supérieur à 1.0. Ce phénomène a deux conséquences cliniques :

1. Grandissement différentiel : Les structures anatomiques situées à différentes profondeurs (différents  $a$  et  $b$ ) sont magnifiées différemment, créant une distorsion de forme et de relation spatiale.
2. Standardisation : Pour permettre des mesures cliniques cohérentes (ex: taille du cœur), le SID est standardisé. Il est typiquement de 100 cm pour la radiographie générale et de 183

cm (72 pouces) pour la radiographie pulmonaire. Le SID plus long pour le thorax minimise le grandissement différentiel entre le cœur (antérieur) et la colonne vertébrale (postérieure).

### 1.1.2 Flou Géométrique (Pénombre)

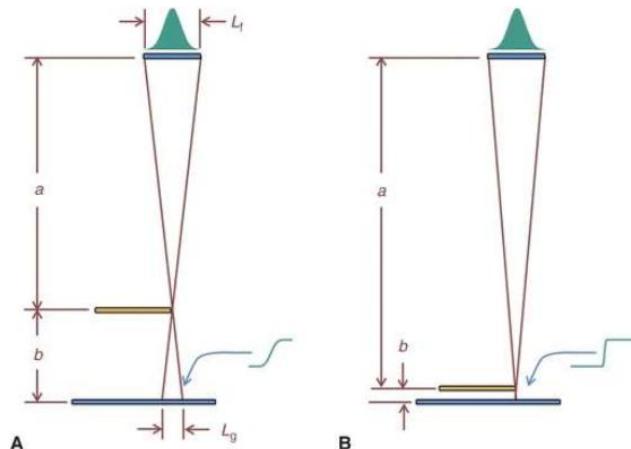
La source de rayons X n'est pas un point idéal mais une petite surface (la tache focale ou foyer) de taille finie,  $L_f$ . Chaque point de cette source projette sa propre image, décalée des autres. La superposition de ces images crée une zone de pénombre, ou flou géométrique ( $U_g$ ), à la périphérie des objets.

La largeur de ce flou est directement proportionnelle à la taille du foyer et au grandissement :

$$U_g = L_f \times \frac{b}{a} = L_f \times (M - 1)$$

Pour minimiser ce flou et maximiser la netteté de l'image, il faut :

1. Utiliser le plus petit foyer possible (limité par la charge thermique du tube).
2. Minimiser la distance objet-détecteur ( $b$ ), c'est-à-dire positionner le patient aussi près que possible du récepteur d'image.



### 1.2 Facteurs Techniques de l'Exposition

La qualité d'une radiographie dépend d'un équilibre entre le contraste, le bruit et la dose. Cet équilibre est contrôlé par les facteurs techniques.

- **Tension du Tube (kV)** : C'est le principal déterminant du **contraste** de l'image. Le kV contrôle l'énergie (la "qualité" ou pénétration) du faisceau.
  - Un **bas kV** (ex: 50-70 kV) favorise l'effet photoélectrique. Résultat : un contraste élevé (grande différence entre l'os et les tissus mous), mais une dose absorbée par le patient plus élevée [1, 1].
  - Un **haut kV** (ex: 120 kV pour le thorax) favorise la diffusion Compton. Résultat : un contraste plus faible (plus "gris"), mais il permet de "traverser" des structures denses (os, médiastin) pour voir les poumons derrière, tout en réduisant la dose à la peau.

- **Charge (mAs) :** C'est le produit du courant (mA) et du temps (s). Le mAs contrôle la **quantité** de photons produits.
  - Le mAs détermine le **bruit** de l'image (l'aspect "granulé"). Plus le mAs est élevé, plus le signal est fort et moins l'image est bruitée (le bruit est  $\propto 1/\sqrt{mAs}$ ).
  - Utiliser un mA élevé permet un temps (s) très court, ce qui est essentiel pour "figer" les mouvements involontaires (coeur, respiration) et réduire le *flou cinétique*.<sup>1</sup>
- **Contrôle Automatique de l'Exposition (AEC) :**
  - Pour garantir une exposition constante au détecteur, quelle que soit l'épaisseur du patient, un AEC est utilisé.
  - Il s'agit d'un capteur (chambre d'ionisation) placé entre le patient et le récepteur.
  - L'AEC mesure les rayons X qui ont traversé le patient et coupe automatiquement l'exposition lorsque la dose prédefinie (calibrée pour obtenir une bonne image) est atteinte.

### 1.3 Gestion du Rayonnement Diffusé

#### 1.3.1 Source et Impact du Diffusé

Lorsqu'ils traversent le patient, de nombreux photons subissent une diffusion Compton. Ces photons "diffusés" changent de direction et frappent le détecteur de manière aléatoire. Ils ne transportent aucune information utile sur l'anatomie.

L'impact est double :

1. Réduction du Contraste : Le diffusé ajoute un voile uniforme sur l'image, réduisant le contraste entre les structures.
2. Augmentation du Bruit : En radiographie numérique, le diffusé est une source majeure de bruit (bruit de Poisson), dégradant le rapport signal/bruit (SNR).

La quantité de diffusé est caractérisée par le Rapport Diffusé/Primaire (SPR),  $SPR = S/P$ . Pour un abdomen, le SPR peut atteindre 4.5, signifiant que 82%

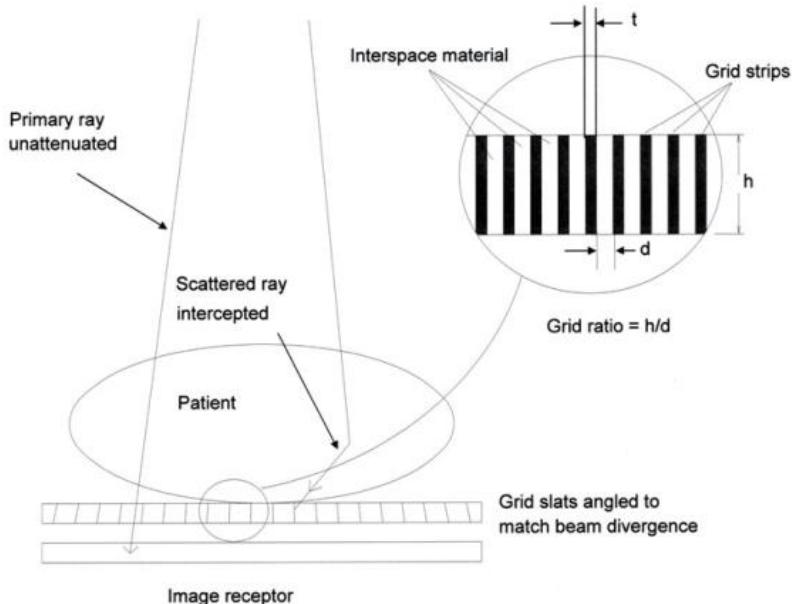
$(F = S/(P + S) = 4.5/(1 + 4.5) = 0.82)$  du signal au détecteur est du bruit inutile. Le diffusé augmente avec le volume irradié (épaisseur du patient et taille du champ) et l'énergie (kV).

#### 1.3.2 Méthodes de Réduction du Diffusé

Pour obtenir une image diagnostique, il est impératif de réduire ce diffusé.

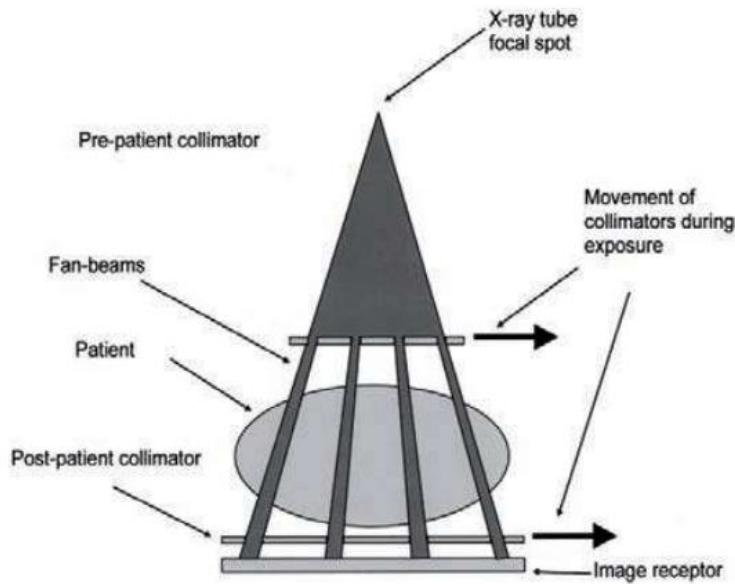
- **Grilles Antidiffusantes :** La méthode la plus courante. C'est un "filtre" mécanique placé entre le patient et le détecteur.
  - *Construction* : De fines lamelles de plomb (*Pb*) qui absorbent les photons, alternant avec un matériau transparent aux rayons X (ex: fibre de carbone).
  - *Principe* : Le plomb absorbe les photons diffusés (qui arrivent en biais) mais laisse passer les photons primaires (qui arrivent droit).

- *Paramètres Clés* : Le **Rapport de Grille ( $r$ )** (ex: 12:1) décrit la hauteur des lamelles par rapport à leur espacement. Un rapport élevé est plus efficace pour filtrer, mais la grille est plus difficile à aligner correctement.
- *Coût (Facteur Bucky)* : Une grille absorbe le diffusé, mais aussi une partie des "bons" photons primaires. Pour compenser cette perte et maintenir un signal suffisant, la dose patient (mAs) doit être augmentée. Ce multiplicateur de dose est le **Facteur Bucky (BF)**
- *Mouvement* : Pour éviter que les lignes de la grille ne soient visibles sur l'image, un mécanisme (Potter-Bucky) fait bouger la grille pendant l'exposition.



**Figure :** Construction et principe de fonctionnement d'une grille anti-diffusante focalisée

- **Technique de la Lame d'Air (Air Gap) :**
  - En augmentant la distance objet-détecteur ( $b$ ), on éloigne le détecteur du patient. Les photons primaires (directionnels) atteignent le détecteur, mais une grande partie des photons diffusés (émis dans toutes les directions) "manquent" la cible.
  - *Inconvénient* : Comme vu précédemment, augmenter  $b$  augmente aussi le flou géométrique ( $U_g$ ). Cette technique n'est donc utilisée que si le flou est compensé par un foyer de très petite taille (micro-foyer), comme en mammographie par grandissement.
- **Balayage par Fente (Slot-Scan) :**
  - Cette méthode très efficace utilise un faisceau de rayons X collimaté en une fente très fine qui balaye le patient, synchronisée avec un collimateur post-patient.
  - Le volume irradié à chaque instant est minuscule, ce qui génère très peu de diffusé ( $SPR \approx 0$ ).
  - *Inconvénients* : Le temps d'acquisition est beaucoup plus long (vulnérabilité au flou de mouvement) et la charge thermique sur le tube à rayons X est très élevée.



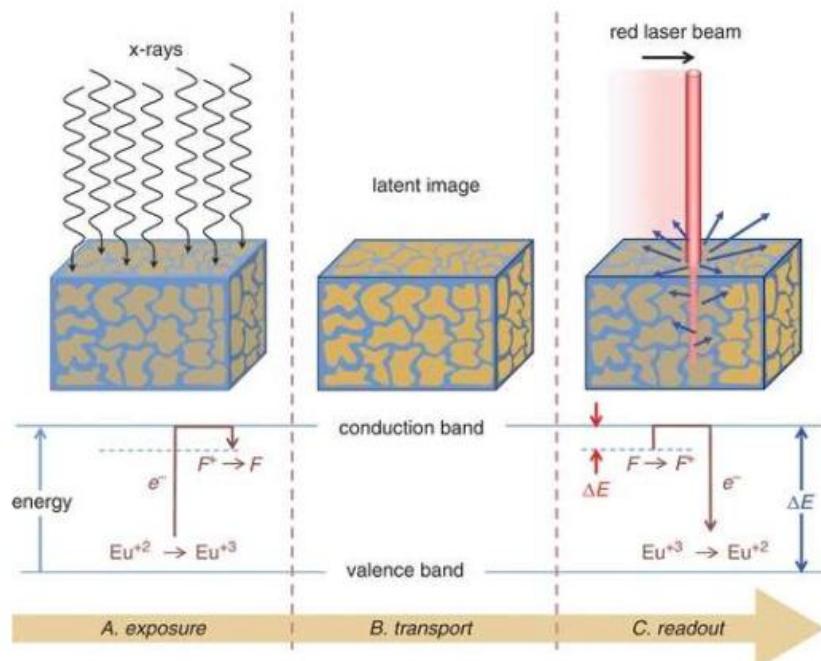
**Figure :** Principe de fonctionnement d'un système de balayage multi-fentes pour la réduction du rayonnement diffusé.

## II. Systèmes de Radiographie Numérique (DR)

La radiographie numérique a remplacé la technologie film-écran. Son grand avantage est de dissocier les fonctions d'acquisition, de traitement, d'affichage et d'archivage. Cela permet une plage dynamique (plus de niveaux de gris) et une efficacité de dose bien supérieures.

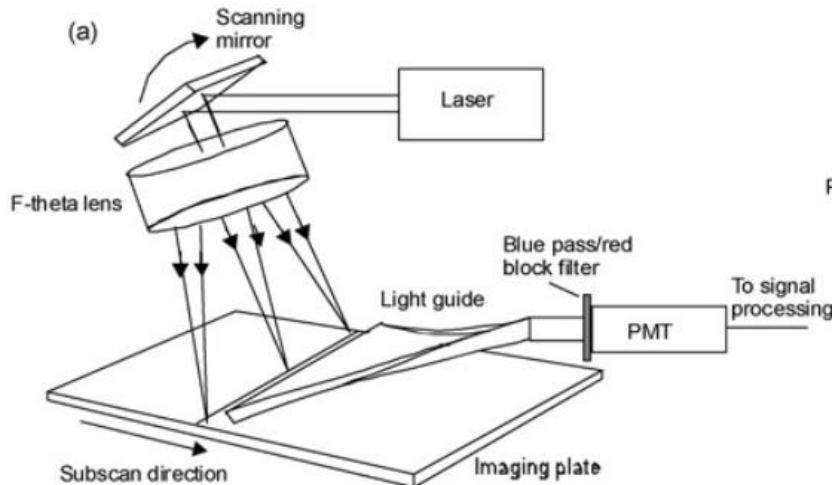
### 2.1 Radiographie Numérisée (Computed Radiography - CR)

La CR utilise une plaque-image (Imaging Plate - IP) à mémoire photostimulable (PSP) qui remplace la cassette film-écran traditionnelle.



**Figure :** Structure de bandes des phosphores photostimulables.

- Principe Physique (Acquisition) :
  - La plaque est composée de cristaux spécifiques (ex:  $BaFBr: Eu^{2+}$ ).
  - Lors de l'exposition aux rayons X, l'énergie est absorbée par ces cristaux. Des électrons sont excités et "piégés" dans un état d'énergie métastable (dans des "centres-F").
  - Le nombre d'électrons piégés à un endroit est proportionnel à l'énergie absorbée. Cet état constitue l'image latente (une image invisible mémorisée) et peut persister plusieurs heures.
- Processus de Lecture :
  1. La cassette est insérée dans un lecteur. La plaque est balayée par un faisceau laser rouge.
  2. L'énergie du laser rouge "libère" les électrons piégés de leur état métastable.
  3. En retournant à leur état stable, ces électrons libèrent l'énergie qu'ils avaient stockée sous forme de lumière (bleue/indigo). C'est la Luminescence Photostimulée (PSL).
  4. Cette lumière bleue est collectée par un guide optique et dirigée vers un tube photomultiplicateur (PMT), qui convertit le faible signal lumineux en signal électrique.
  5. Le signal est numérisé et stocké, formant l'image numérique brute.
- Effacement : La plaque est ensuite exposée à une lumière blanche intense pour "vider" tous les pièges restants avant sa réutilisation.



**Figure :** Système CR (Radiographie Informatisée) basé sur l'utilisation de plaques au phosphore photostimulables réutilisables logées dans des cassettes. (a) Lecture de la plaque dans un scanner laser avec la lumière photostimulée collectée dans un guide de lumière et détectée par un tube photomultiplicateur.

## 2.2 DéTECTEURS PLANS (Flat-Panel Detectors - FPD)

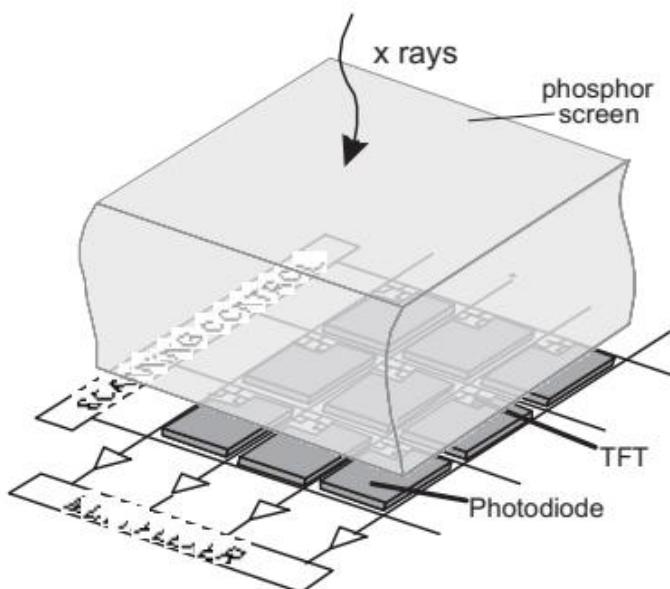
Les FPD sont des systèmes de "radiographie numérique" (DR). Le détecteur est fixe dans la table et l'image est disponible en quelques secondes. L'architecture de base est une matrice active (AMFPI) constituée d'une grille de millions de pixels (dexels) sur un substrat de silicium amorphe (a-Si). Chaque dixel contient un condensateur (pour stocker la charge) et un interrupteur (un Transistor en Couche Mince - TFT) pour la lecture.

Il existe deux technologies principales :

### 2.2.1 FPD à Conversion Indirecte (Scintillateur)

Ce système utilise une conversion en deux étapes : Rayons X → Lumière → Charge.

- 1. Étape 1 (Scintillateur) :** Une couche de scintillateur (ex: Iodure de Césium, *CsI*) absorbe les rayons X et les convertit en photons lumineux (lumière visible).
- 2. Étape 2 (Matrice TFT) :** Juste en dessous, la matrice TFT contient une couche de photodiodes en silicium amorphe (a-Si) qui absorbe ces photons lumineux et les convertit en charge électrique, qui est ensuite stockée dans le condensateur.



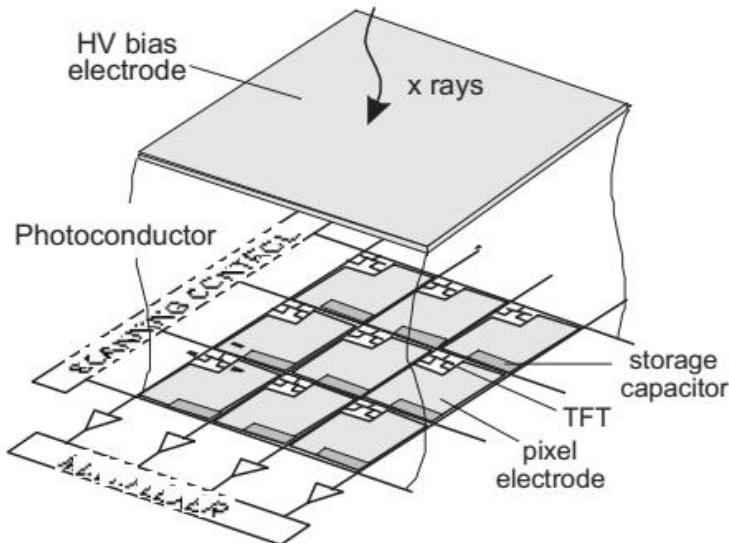
*Figure : systèmes de conversion indirecte*

La netteté de l'image dépend de la structure du scintillateur. Les scintillateurs en poudre (granulaires) laissent la lumière se diffuser latéralement, ce qui crée du flou. Les FPD modernes utilisent de l'Iodure de Césium (*CsI*) déposé en une structure *colonnaire* (comme des aiguilles). Ces aiguilles agissent comme des fibres optiques, canalisant la lumière verticalement vers la photodiode, ce qui minimise le flou et préserve une excellente résolution.

### 2.2.2 FPD à Conversion Directe (Photoconducteur)

Ce système utilise une conversion en une seule étape : Rayons X → Charge.

- 1. Étape 1 (Photoconducteur) :** Une couche épaisse de Sélénium Amorphe (a-Se) est appliquée sur la matrice TFT. Le sélénium est un photoconducteur : il génère directement des paires électron-trou (de la charge électrique) lorsqu'il absorbe des rayons X.
- 2. Collecte de Charge :** Une haute tension (un champ électrique) est appliquée à travers la couche de sélénium.
- 3. Ce champ électrique dirige** les charges créées verticalement vers les électrodes des dixels, sans aucune diffusion latérale.



**Figure : Systèmes de conversion directe**

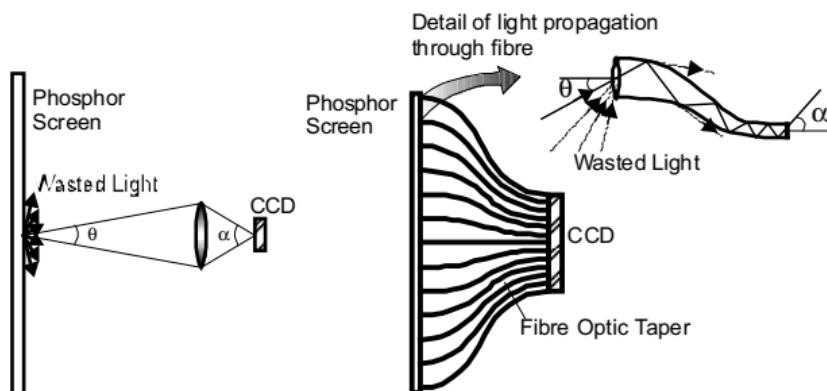
Cette absence de diffusion donne aux systèmes à conversion directe une résolution spatiale (netteté) intrinsèquement supérieure, ce qui est un atout majeur en mammographie.

### 2.3 DéTECTEURS CCD ET CMOS

Ces technologies (issues des appareils photo numériques) sont aussi utilisées. Ce sont des systèmes à conversion indirecte (ils détectent la lumière d'un scintillateur).

Le défi majeur est que les capteurs CCD et CMOS sont des puces de petite taille (ex: 4x4 cm), alors que l'image radiologique est grande (ex: 43x43 cm). On doit donc utiliser un système optique (avec des lentilles ou des fibres optiques) pour *réduire* (démagnifier) la grande image lumineuse du scintillateur sur la petite puce.

Ce couplage optique est très inefficace et peut perdre plus de 99% des photons lumineux. Cela crée un "goulot d'étranglement quantique secondaire" (Secondary Quantum Sink). Le nombre de photons lumineux qui atteignent la puce est inférieur au nombre de rayons X qui ont interagi. Par conséquent, le bruit de l'image est dominé par la statistique (le bruit) des photons lumineux, et non par le bruit des rayons X. Cela conduit à une efficacité de dose (DQE) très faible par rapport aux FPD.



**Figure : Couplage optique par (à gauche) lentilles, (à droite) adaptateur (taper) à fibres optiques dégrossissant, dans un intensificateur d'image à rayons X.**

## 2.4 Métriques de Performance en Numérique

La transition vers le numérique introduit de nouvelles métriques pour évaluer la qualité d'image et la dose.

- Plage Dynamique (Dynamic Range) :
  - Les détecteurs numériques (CR, FPD, CCD) ont une réponse *linéaire* à la dose sur une plage dynamique extrêmement large (ex: 10 000:1).
  - Le film argentique, en revanche, a une réponse sigmoïde (non linéaire) et une latitude (plage utile) très étroite.
  - C'est l'avantage clinique majeur du numérique : il capture simultanément, sans saturation ni sous-exposition, des structures très denses (ex: médiastin) et très transparentes (ex: poumons).
- Indice d'Exposition (EI) et Indice de Déviation (DI) :
  - En numérique, le post-traitement ajuste automatiquement la luminosité et le contraste. Par conséquent, une image sur- ou sous-exposée peut sembler "correcte", masquant l'erreur de dose. Cela conduit au phénomène de "glissement de dose" (Dose Creep), où les technologies ont tendance à surexposer pour garantir un faible bruit.
  - L'Indice d'Exposition (EI) est une valeur calculée à partir de l'histogramme des pixels de l'image, qui est proportionnelle à la dose moyenne reçue par le détecteur.<sup>1</sup> Il fournit un retour d'information objectif au manipulateur.
  - La norme internationale IEC 62494-1 standardise cet indice en introduisant l'Indice de Déviation (DI).
  - $DI = 10 \times \log_{10}(EI/EI_T)$
  - $EI_T$  est l'indice d'exposition *cible* (Target) défini par l'établissement pour un examen donné. Un  $DI = 0$  signifie une exposition parfaite. Un  $DI = +1$  correspond à une surexposition de  $\approx 26\%$  ; un  $DI = -1$  à une sous-exposition de  $\approx 20\%$ .
- Efficacité Quantique de Détection (DQE - Detective Quantum Efficiency) :
  - C'est la métrique fondamentale de la performance d'un détecteur. Elle mesure l'efficacité avec laquelle un détecteur transfère le rapport signal/bruit (SNR) de l'entrée (les photons X incidents) à la sortie (l'image numérique finale).
  - $DQE(f) = SNR_{out}^2(f)/SNR_{in}^2(f)$ , où  $f$  est la fréquence spatiale.
  - Un DQE élevé (proche de 1) signifie que le détecteur préserve le SNR d'entrée avec une efficacité maximale, produisant une image de haute qualité pour une dose minimale. Les FPD ont un DQE nettement supérieur aux systèmes CR, permettant une réduction de dose significative.

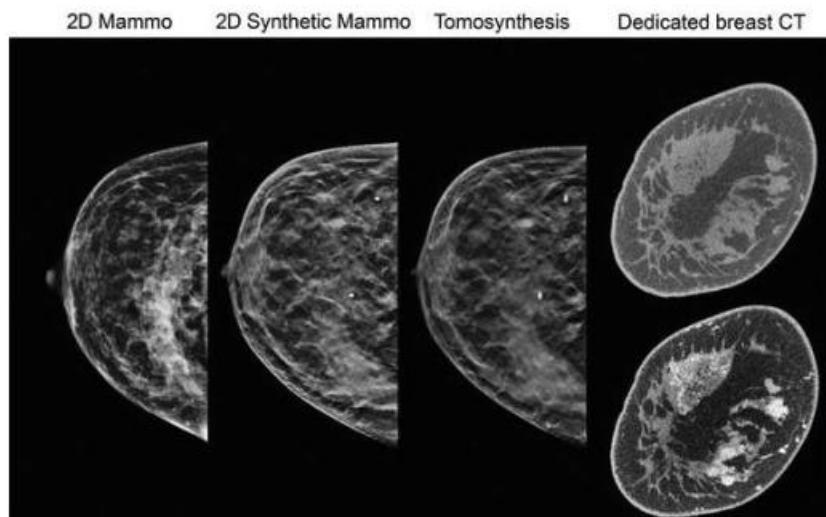
Le tableau suivant résume les caractéristiques clés de ces technologies.

Tableau 2.1 : Comparaison des Technologies de Détecteurs Numériques

Caractéristique	Radiographie Numérisée (CR/PSP)	FPD - Conversion Indirecte (CsI)	FPD - Conversion Directe (a-Se)	Systèmes Couplés (CCD/CMOS)
Principe	X → Électrons piégés → Laser → Lumière	X → Lumière (Scintillateur CsI) → Charge (Photodiode a-Si)	X → Charge (Photoconducteur a-Se)	X → Lumière (Scintillateur) → Optique → Charge (Puce CCD/CMOS)
Limitation de Résolution	Diffusion du laser de lecture (MTF moyenne)	Diffusion de la lumière (structure colonnaire CsI) (MTF élevée)	Aucune diffusion (champ E) (MTF très élevée)	Optique de démagnification (MTF variable)
Efficacité (DQE)	Faible (Goulot d'étranglement au PMT)	Élevée (bonne absorption du CsI)	Élevée (dépend de l'épaisseur)	Faible (Goulot d'étranglement optique)
Plage Dynamique	Très élevée (linéaire) <sup>1</sup>	Très élevée (linéaire) <sup>1</sup>	Très élevée (linéaire) <sup>1</sup>	Élevée (linéaire)

### III. Applications Spécifiques : La Mammographie

La mammographie est une application spécialisée de la radiographie par projection, optimisée pour relever les défis uniques de l'imagerie du sein : le faible contraste naturel des tissus mous et la nécessité d'une résolution spatiale extrêmement élevée pour détecter les microcalcifications.



**Figure :** Améliorations en mammographie et imagerie mammaire.

### **3.1 Conception de l'Équipement Mammographique**

Pour répondre à ces défis, chaque composant est spécifiquement optimisé.

- **Spectres de Rayons X et Filtration K-edge :**

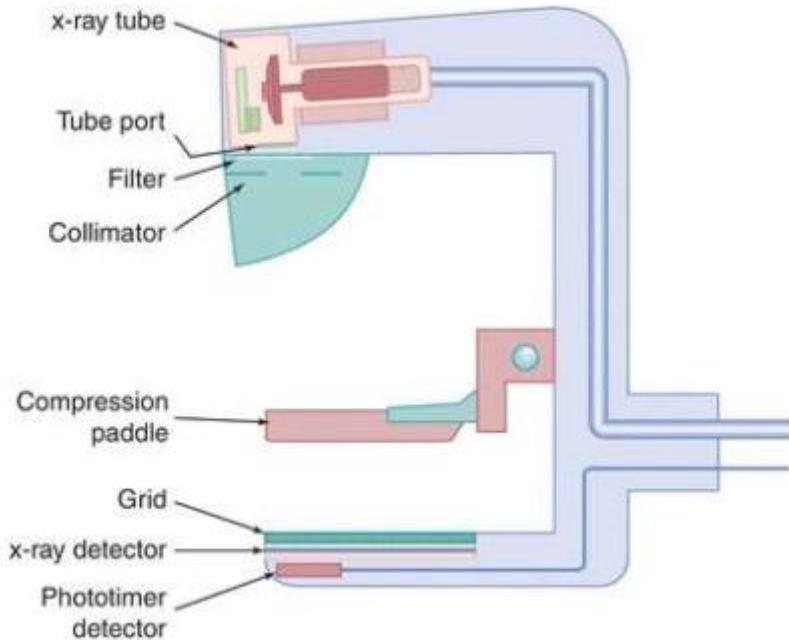
- Pour maximiser le contraste des tissus mous, des énergies de photons très basses (17-24 keV) sont requises.
- La mammographie utilise les rayons X caractéristiques de l'anode. Les matériaux de cible courants sont le Molybdène (Mo) (pics K à 17.5 et 19.6 keV) ou le Rhodium (Rh) (pics K à 20.2 et 22.7 keV).<sup>1</sup> Le Tungstène (W) est également utilisé, notamment en tomosynthèse.
- Pour isoler ces pics d'énergie, on utilise une filtration par seuil K (K-edge). On utilise un filtre du même matériau que la cible (ex: filtre Mo pour cible Mo). Le seuil K du filtre (20.0 keV pour Mo) est situé juste *au-dessus* des pics caractéristiques. Ce filtre absorbe donc fortement les photons de basse énergie (<15 keV) et, surtout, les photons de haute énergie (>20 keV), ne laissant passer qu'une "fenêtre" d'énergie quasi-monoénergétique, idéale pour le contraste.

- **Compression du Sein :**

- Une compression ferme est essentielle. Ses avantages physiques sont multiples :
  1. *Uniformisation de l'épaisseur* : Réduit la plage dynamique, évitant que le bord du sein ne soit "brûlé" et que la partie épaisse ne soit "bouchée".
  2. *Réduction de l'épaisseur* : Permet d'utiliser un kV plus bas (donc meilleur contraste) et un mAs plus faible (réduction de dose).
  3. *Réduction du diffusé* : C'est le bénéfice principal. Moins de volume tissulaire irradié signifie beaucoup moins de production de diffusé.
  4. *Immobilisation* : Réduit le flou cinétique (mouvement).
  5. *Réduction de la superposition* : Sépare les structures glandulaires, améliorant la détection.
  6. *Réduction du flou géométrique* : Rapproche l'ensemble du sein du détecteur (réduit *b*).

- **Géométrie et Grilles :**

- L'effet de talon est utilisé : la cathode (côté haute intensité) est placée vers la paroi thoracique, où le sein est le plus épais.
- Des micro-foyers (0.3 mm pour le contact, 0.1 mm pour le grandissement) sont utilisés pour préserver une haute résolution.
- Des grilles antidiffusantes spécialisées, de plus faible rapport (ex: 4:1 ou 5:1), sont utilisées pour éliminer le diffusé restant après compression.



**Figure :** Un système de mammographie dédié possède de nombreux attributs uniques, notamment la filtration par seuil K (K-edge), la collimation et la compression. Le contrôle automatique de l'exposition (AEC) dispose d'un capteur externe ou interne pour les détecteurs numériques.

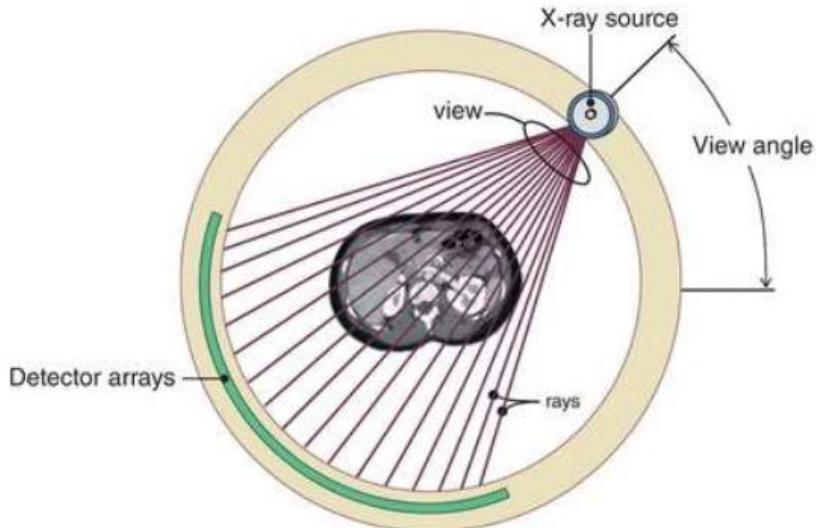
### 3.2 Mammographie Numérique (FFDM) et Tomosynthèse (DBT)

- **FFDM (Full-Field Digital Mammography) :**
  - La mammographie numérique plein champ (FFDM) a remplacé le film-écran, offrant une plage dynamique supérieure et la capacité de post-traitement. Les détecteurs FPD (directs a-Se ou indirects CsI) dominent le marché.
- **DBT (Digital Breast Tomosynthesis - Tomosynthèse) :**
  - La DBT est une avancée majeure qui résout le problème fondamental de la mammographie 2D : la superposition des tissus (qui peut masquer un cancer ou créer une fausse image de cancer).
  - *Principe d'acquisition* : Le tube à rayons X pivote sur un arc limité (ex: 15° à 50°) autour du sein comprimé, en acquérant une série de projections à faible dose (ex: 9 à 25 images).
  - *Reconstruction* : Des algorithmes reconstruisent un volume 3D du sein, qui est ensuite visualisé comme une série de coupes fines (ex: 1 mm d'épaisseur).
  - *Avantages Cliniques* : En éliminant la superposition, la DBT augmente significativement le taux de détection des cancers et réduit le taux de rappel (moins de faux positifs).
  - *Image 2D Synthétique (S-2D)* : Initialement, la DBT nécessitait une acquisition 2D (FFDM) plus l'acquisition 3D (DBT), ce qui doublait la dose. L'avancée clé a été le développement d'algorithmes capables de générer une image 2D "synthétique" de haute qualité à partir des données 3D.

qualité à partir des données 3D de la DBT. Cela permet un examen "DBT seule" avec les avantages du 3D, pour une dose comparable à celle d'une FFDM 2D seule.

#### IV. Principes de la Tomodensitométrie (CT Scan)

La tomodensitométrie (CT) résout le problème de la superposition de la radiographie en acquérant des projections sur 360° et en utilisant une reconstruction informatique pour créer des images en coupe (tomographiques) du corps.



*Figure : La configuration générale d'un scanner CT est illustrée en coupe transversale*

##### 4.1 Technologie d'Acquisition : Hélicoïdale et Multi-détecteurs

- **Technologie "Slip-Ring" (Bague Collectrice) :** L'innovation mécanique clé. C'est un système de contacts électriques rotatifs qui transmet l'énergie au tube et les données du détecteur sans câbles physiques, permettant une rotation continue.
- **Acquisition Hélicoïdale (Spirale) :** Grâce au slip-ring, le scanner peut tourner continuellement (ex: 0.3s/rotation) *pendant que la table patient avance à vitesse constante*. Le faisceau de rayons X trace une hélice autour du patient, permettant une acquisition de volume rapide et continue.
- **CT Multi-Détecteurs (MDCT) :** Au lieu d'une seule rangée de détecteurs, les scanners modernes utilisent un large panneau de détecteurs avec de multiples rangées (de 4 à 320 ou plus). Cela permet d'acquérir un volume important (ex: 16 cm de couverture) en une seule rotation.
- **Acquisition Volumétrique Isotrope :** La synergie du MDCT et de l'hélicoïdal permet d'obtenir des **voxels isotropes** (des pixels 3D en forme de cube parfait, ex:  $0.6 \times 0.6 \times 0.6 \text{ mm}^3$ ). La résolution spatiale est identique dans les trois dimensions. L'opérateur peut alors naviguer dans le volume et effectuer des reconstructions multiplanaires (MPR) dans les plans coronal et sagittal avec la même qualité que le plan axial natif.

## 4.2 L'Image CT : Échelle de Hounsfield et Fenêtrage

- **Échelle de Hounsfield (HU)** : L'image CT est une carte quantitative du coefficient d'atténuation ( $\mu$ ) de chaque voxel. Pour la standardisation, ces valeurs sont normalisées sur l'échelle Hounsfield.
  - $HU = 1000 \times \frac{\mu_{tissu} - \mu_{eau}}{\mu_{eau} - \mu_{air}}$
- Par définition : **Air = -1000 HU** ; **Eau = 0 HU**. Les tissus mous sont entre +30 et +80 HU, la graisse  $\approx$  -80 HU, et l'os  $>$  +400 HU.
- **Fenêtrage (Windowing)** : Concept critique pour l'interprétation. Les données CT sont codées sur 12 bits (4096 valeurs), mais l'œil humain ne peut distinguer qu'environ 50-100 niveaux de gris. Le fenêtrage sélectionne une plage d'intérêt de l'échelle HU et l'affiche sur l'intégralité de l'échelle de gris de l'écran (8 bits).
  - **Niveau (WL - Window Level)** : Le centre de la plage HU à afficher.
  - **Largeur (WW - Window Width)** : L'étendue de la plage HU à afficher.
  - *Exemple (Tableau 4.1)* : Pour voir les poumons (air), on utilise une fenêtre large centrée sur l'air (ex: WL -600 / WW 1500). Pour voir l'os, une fenêtre large centrée sur l'os (ex: WL 400 / WW 1800). Pour les tissus mous, une fenêtre étroite (ex: WL 50 / WW 400).

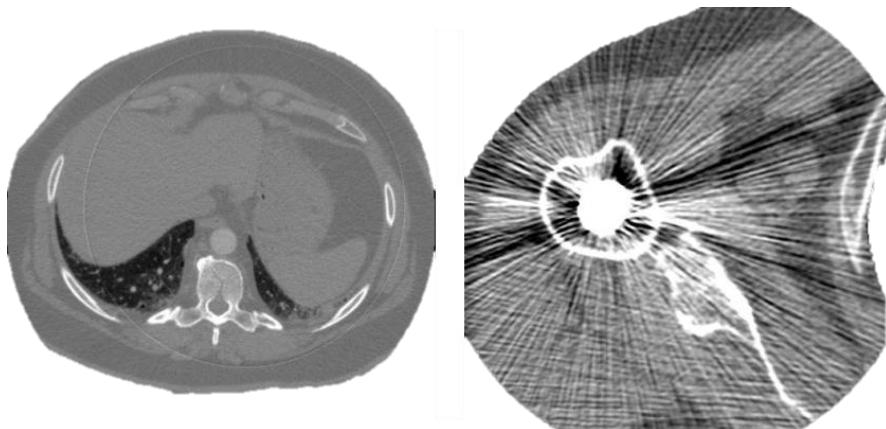
## 4.3 Reconstruction de l'Image : FBP vs. Itérative

- **Rétrorprojection Filtrée (FBP)** : La méthode de reconstruction historique.<sup>1</sup> C'est une solution mathématique directe, rapide et robuste. Elle applique un filtre (noyau) haute-fréquence aux données avant de les rétrorprojeter sur l'image.
- *Inconvénient* : En rehaussant les hautes fréquences (les contours), elle amplifie massivement le bruit quantique.
- **Reconstruction Itérative (IR)** : La norme moderne. L'IR est un processus en boucle qui affine l'image progressivement :
  1. Crée une première estimation de l'image (ex: FBP).
  2. Simule une acquisition (projection avant) à partir de cette image estimée.
  3. Compare cette simulation aux données brutes réelles.
  4. Calcule la différence (l'erreur) et l'utilise pour corriger l'image.
  5. Répète (itère) le processus jusqu'à ce que l'erreur soit minimale.

L'avantage fondamental de l'IR est qu'elle peut inclure des modèles statistiques du bruit (elle sait à quoi ressemble le bruit). L'IR peut donc faire la différence entre le bruit (aléatoire) et l'anatomie (structurée) et supprimer activement le bruit tout en préservant les détails anatomiques. Cela permet de rompre le lien rigide entre la dose et le bruit. Avec l'IR, on peut réduire la dose de 50% (ou plus) et l'algorithme produit une image d'une qualité diagnostique équivalente (voire meilleure) à celle de la FBP à pleine dose.

#### 4.4 Artéfacts Courants

- **Durcissement de Faisceau (Beam Hardening) :** Le faisceau de rayons X est polychromatique (mélange d'énergies). Les photons de basse énergie sont absorbés plus facilement. En traversant un objet dense (os), le faisceau "durcit" (son énergie moyenne augmente). L'atténuation n'est donc pas linéaire, ce qui viole l'hypothèse de la FBP.
- *Effets* : Crée des artefacts en "cuvette" (le centre d'un objet uniforme apparaît faussement moins dense) et des stries noires entre deux objets très denses (ex: entre les os du crâne).
- **Effet de Volume Partiel :** Un voxel de l'image représente une *moyenne* de l'atténuation de tout ce qu'il contient. Si un voxel chevauche à la fois de l'os (+1000 HU) et des tissus mous (+50 HU), sa valeur sera une moyenne des deux (ex: +525 HU), ne représentant ni l'un ni l'autre.



**Figure :** Un artefact en anneau apparaît en cas de dysfonctionnement d'un ou plusieurs éléments détecteurs (à gauche). Les artefacts métalliques résultent du durcissement du faisceau et d'une faible dose sur le détecteur

### V. Fluoroscopie et Radiologie Interventionnelle

La fluoroscopie est une technique d'imagerie par rayons X en temps réel (vidéo), essentielle pour guider les procédures interventionnelles (ex: pose de cathéters) et pour les examens dynamiques (ex: transit digestif).

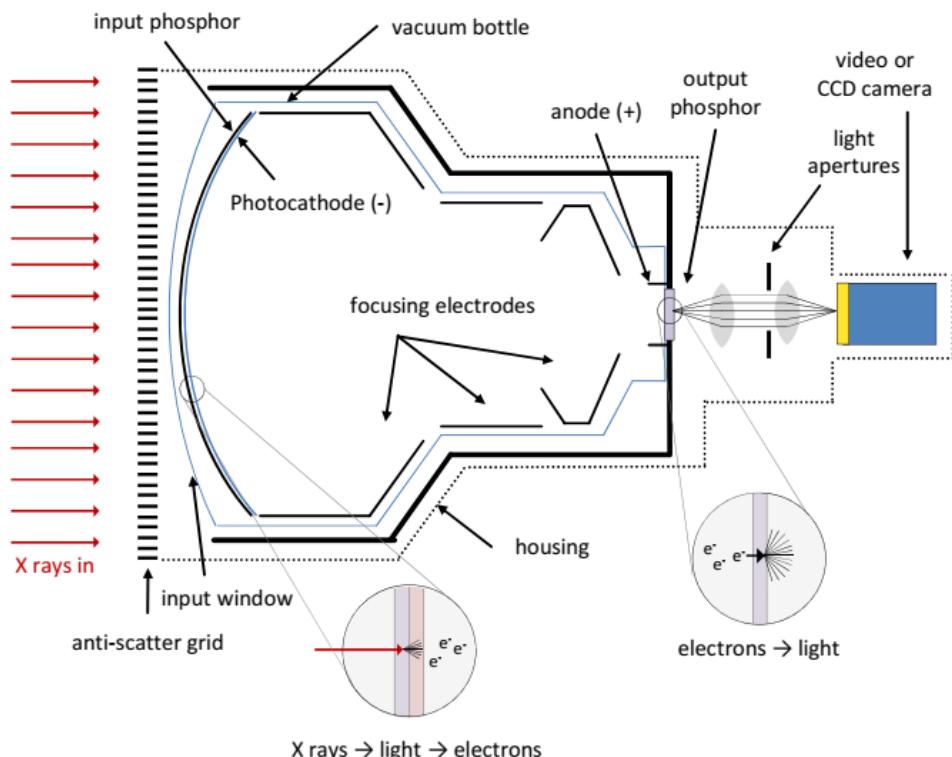
#### 5.1 Le Défi de l'Imagerie en Temps Réel

Le défi physique est le compromis entre la vitesse (images/seconde) et le bruit. Une radiographie standard utilise une dose ( $D$ ) pour obtenir une image peu bruitée. Une fluoroscopie à 30 images/seconde (ips) acquiert 1800 images en une minute. Utiliser la dose  $D$  pour chaque image serait létal.

Par conséquent, la dose par image en fluoroscopie doit être extrêmement faible (100 à 1000 fois inférieure à celle d'une radio). Chaque image individuelle est donc massivement dominée par le bruit quantique. C'est l'intégration temporelle par notre œil et notre cerveau (en voyant les images défiler) qui permet de percevoir une image anatomique cohérente.

## 5.2 Évolution des Récepteurs : XRII vs. FPD

- **Intensificateur d'Image (XRII) :** La technologie historique. C'est un grand tube à vide. Il convertit les rayons X en un faible signal lumineux, puis en électrons. Ces électrons sont ensuite *fortement accélérés* (gain électronique) et *focalisés* (gain de minification) sur un petit écran de sortie, créant une image lumineuse intense, capturée par une caméra vidéo.
- *Inconvénients* : Volumineux, distorsion géométrique de l'image (en "coussinet"), plage dynamique limitée.



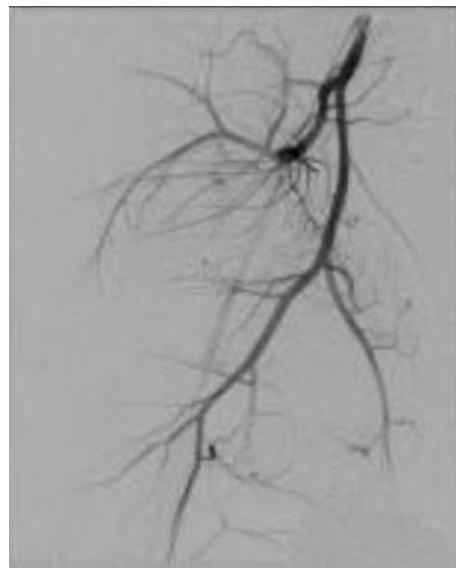
*Figure : Structure de base d'un XRII.*

- **Détecteur Plan (FPD) :** La technologie moderne (similaire à la DR).
- *Avantages* : Compact, pas de distorsion, plage dynamique immense.
- *Le "Crossover" de DQE (Efficacité)* : Le gain électronique massif du XRII lui permet de "vaincre" son propre bruit électronique interne, même à très faible dose. Le FPD, n'ayant pas ce gain, voit son faible signal noyé dans son propre bruit électronique lorsque le flux de rayons X est très bas.
- **Conséquence** : Pour la *fluoroscopie* (très faible dose/image), le XRII a souvent un meilleur DQE (meilleure efficacité). Pour l'*acquisition* ou "ciné" (haute dose/image), le FPD est largement supérieur.

## 5.3 Modes d'Acquisition et Traitement

- **Mode Continu vs. Pulsé :**
  - *Continu* : Le faisceau X est constant (ex: 30 ips).

- *Pulsé* : Le faisceau est émis par de courtes impulsions (ex: 15, 8, ou 4 ips). Le simple fait de passer de 30 ips à 15 ips divise la dose patient par deux. C'est un outil ALARA fondamental.
- **Angiographie par Soustraction Numérique (DSA) :**
  - Technique essentielle pour isoler et voir uniquement les vaisseaux sanguins.
  - 1. Acquisition d'une image "Masque" (avant l'injection de contraste).
  - 2. Injection d'un produit de contraste iodé.
  - 3. Acquisition d'images "live" (avec le contraste).
  - 4. Soustraction numérique en temps réel :  $Image_{DSA} = Image_{live} - Image_{masque}$ .
  - Les structures statiques (os, tissus mous) s'annulent parfaitement, ne laissant voir que les vaisseaux opacifiés.



*Figure : Image d'artères générée par DSA*

- **"Roadmapping" (Cartographie Vasculaire) :**
  - Une variante de la DSA utilisée pour la navigation pendant la procédure.
  - 1. Le système capture une image DSA (montrant les vaisseaux) et la conserve comme une "carte routière" statique en fond d'écran.
  - 2. L'image fluoroscopique "live" (non soustraite), qui montre les outils (guide, cathéter), est superposée en temps réel à cette carte.
  - 3. L'opérateur peut ainsi "conduire" son cathéter en suivant la carte des vaisseaux affichée en dessous.

## VI. Absorption des rayons X à double énergie

Cette technique surmonte les limites de l'imagerie conventionnelle (qui superpose les tissus les uns sur les autres) en exploitant la dépendance du coefficient d'atténuation linéaire à l'énergie des rayons.

**Principe physique :** Il repose sur l'utilisation de deux spectres d'énergie différents (haute et basse). La basse énergie interagit davantage avec les matériaux à numéro atomique élevé (comme les os) via l'effet photoélectrique, tandis que la diffusion Compton prédomine aux hautes énergies. En résolvant deux équations simultanées, l'image peut être décomposée en matériaux de base (os et tissus mous).

#### Applications :

- Absorptiométrie à rayons X à double énergie (DXA) : La norme de référence pour mesurer la densité osseuse et diagnostiquer l'ostéoporose, où la densité minérale osseuse est calculée après soustraction de l'effet des tissus mous environnants.
- Radiographie par soustraction : Utilisée en imagerie thoracique pour séparer l'image des côtes (calcium) de l'image pulmonaire (tissus mous), facilitant ainsi la détection des tumeurs.

### VII. Imagerie Panoramique et Tomographique Dentaire

- **Imagerie Panoramique (OPG) :** Une technique tomographique produisant une image plane des mâchoires. Elle repose sur le mouvement synchrone de la source et du détecteur autour du patient pour créer une "auge focale" (Focal Trough). Les objets situés à l'intérieur de cette auge apparaissent nets, tandis que ceux à l'extérieur sont flous. Ce type d'image souffre de distorsions géométriques et d'images fantômes.



*Figure : Imagerie panoramique dentaire*

- **Tomographie volumique à faisceau conique (CBCT) :** Fournit des images 3D haute résolution utilisant un détecteur plan et un faisceau conique effectuant une rotation unique autour de la tête. Elle se caractérise par des voxels isotropes, permettant une reconstruction de l'image dans n'importe quel plan avec une grande précision, ce qui est très utile pour les implants dentaires, mais elle est moins efficace pour distinguer les tissus mous par rapport au scanner médical (CT) en raison du taux élevé de diffusion.

### VIII. Amélioration du contraste

Le contraste est l'essence de la qualité de l'image radiographique et dépend des différences d'atténuation du faisceau entre les tissus.

- Contraste Sujet et Énergie du Faisceau : Le contrôle de la tension (kVp) est le facteur principal. Une tension basse augmente le contraste (en raison de la dominance de l'effet

photoélectrique) mais augmente la dose pour le patient. Une tension élevée réduit le contraste mais améliore la pénétration du faisceau et réduit la dose.

- Gestion de la Diffusion : Le rayonnement diffusé réduit le contraste et ajoute du bruit à l'image. Il est réduit à l'aide de "grilles anti-diffusion" qui absorbent les rayons obliques, ou par la technique de l'espace d'air (Air Gap). L'utilisation de grilles nécessite une augmentation de la dose de rayonnement (facteur Bucky).
- Agents de Contraste : Utilisation de matériaux à numéro atomique élevé (comme l'iode ou le baryum) pour augmenter l'atténuation et clarifier les vaisseaux sanguins ou le système digestif.

## IX. Dose patient et optimisation du système

Le principe central de la physique médicale en radiologie est le principe ALARA (As Low As Reasonably Achievable). L'optimisation ne consiste pas simplement à réduire la dose à tout prix, mais à gérer l'exposition aux rayonnements pour obtenir la qualité d'image diagnostique nécessaire avec le minimum de risque. Une dose trop faible résultant en une image inexploitable (bruitée) est une dose totalement gaspillée.

- **Métriques de Dose :** Incluent le Kerma dans l'air à la surface d'entrée (ESAK) pour surveiller les brûlures cutanées, le Produit Dose-Surface (KAP/DAP) pour évaluer le risque global, et l'Indice de Dose CT (CTDI) pour évaluer la performance de l'appareil.
- **Stratégies d'Optimisation :**
  - **Contrôle Automatique d'Exposition (AEC)** : Ajuste le temps d'exposition pour assurer une qualité d'image constante quelle que soit la taille du patient.
  - **Modulation du Courant du Tube (en CT)** : Modification automatique de l'intensité du courant (mA) en fonction de l'épaisseur du corps du patient pour réduire la dose.
  - **Filtration** : Élimination des photons de basse énergie (rayons mous) qui augmentent la dose patient sans contribuer à l'image.
  - **Efficacité du DéTECTEUR (DQE)** : Utilisation de détecteurs numériques à haute efficacité pour réduire la dose requise.

### • Optimisation Pédiatrique :

Les enfants sont considérablement plus radiosensibles que les adultes (cellules en division rapide) et ont une espérance de vie plus longue pour exprimer des effets stochastiques radio-induits. Les initiatives d'optimisation comme "Image Gently" mettent l'accent sur des stratégies spécifiques :

- Élimination des grilles pour les petites parties du corps ou les jeunes enfants. Puisque le volume irradié est faible, il y a peu de diffusion, et la suppression de la grille permet de réduire la dose d'un facteur 2 à 3 (suppression du facteur Bucky).
- Protocoles spécifiques à la taille : Utilisation de kVp plus bas et de mAs significativement réduits, adaptés au poids ou à l'épaisseur de l'enfant, plutôt que d'utiliser des protocoles adultes par défaut.

- Justification rigoureuse : Éviter les examens inutiles, en particulier les scans multiphasés en CT, qui multiplient la dose sans toujours apporter de bénéfice diagnostique supplémentaire..

## Références

1. Sprawls, P. (1995). *Physical Principles of Medical Imaging* (2e éd.). Aspen Publishers.
2. Dendy, P. P., & Heaton, B. (1999). *Physics for Diagnostic Radiology* (2e éd.). Institute of Physics Publishing.
3. Nowotny, R. (2005). X RAY PRODUCTION. Dans *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. IAEA.
4. Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M. J., & Boone, J. M. (2002). *The Essential Physics of Medical Imaging* (2e éd.). Lippincott, Williams & Wilkins