



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

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

2025/2026

## Chapitre 1 : Production des Rayons X

### Introduction

- **Découverte et Principe Fondamental** : Les rayons X, découverts par Wilhelm Röntgen en 1895, sont une forme de rayonnement électromagnétique. En imagerie médicale, ils sont produits par la conversion de l'énergie cinétique d'électrons, accélérés à haute tension, lorsqu'ils interagissent avec une cible métallique.
- **Bilan Énergétique** : Ce processus est très inefficace. Lorsque les électrons frappent la cible (l'anode), plus de 99% de leur énergie est transformée en chaleur. Moins de 1% est converti en photons X utilisables pour l'imagerie.

### 1. Physique de la Production des Rayons X

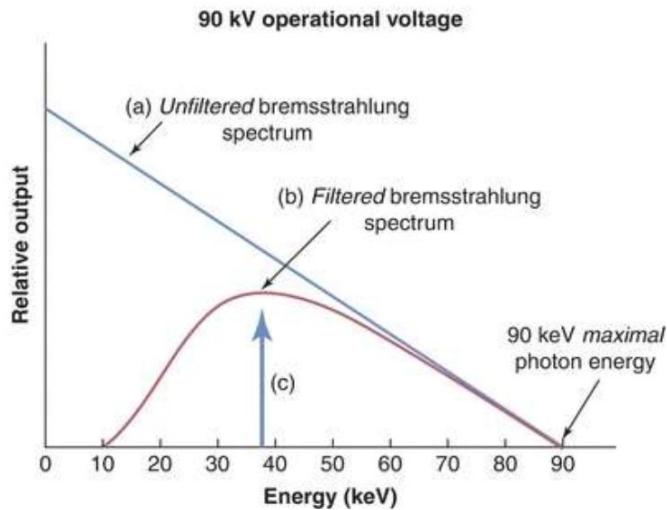
Deux mécanismes physiques distincts sont à l'origine de la production des rayons X dans un tube radiogène.

#### 1.1. Rayonnement de Freinage (Bremsstrahlung)

- **Mécanisme** : C'est le mécanisme principal. Un électron incident, chargé négativement, passe près du noyau d'un atome de la cible, chargé positivement. L'attraction coulombienne le fait dévier de sa trajectoire et le ralentit (freinage).
- **Émission d'Énergie** : Cette perte d'énergie cinétique est émise sous la forme d'un photon X. L'énergie du photon est variable et dépend de la proximité de l'interaction : une interaction lointaine produit un photon de basse énergie, une interaction proche produit un photon de haute énergie.
- **Spectre Continu** : Comme toutes les distances d'interaction sont possibles, la production de photons couvre une gamme continue d'énergies, formant un **spectre continu**.
- **Énergie Maximale ( $E_{max}$ )** : Dans le cas le plus rare d'une collision frontale, l'électron cède toute son énergie. L'énergie maximale du photon est donc égale à l'énergie cinétique de l'électron, déterminée par la tension du tube :

$$E_{max} = e \cdot V_{tube}$$

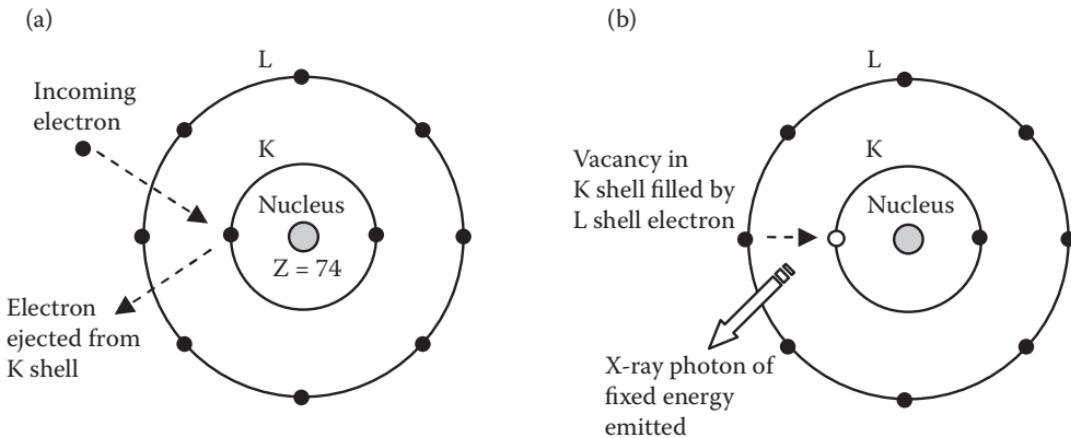
- **Forme du Spectre** : Le spectre sortant est filtré (par la cible elle-même et des filtres ajoutés), ce qui élimine les photons de très basse énergie. L'intensité maximale du faisceau se situe généralement autour de 1/3 à 1/2 de  $E_{max}$ .



**Figure 1 :** Distribution de l'énergie du rayonnement de freinage (Bremsstrahlung) pour une tension de 90 kV. La courbe (a) illustre la plus grande probabilité de production de photons X de basse énergie, qui est inversement linéaire avec l'énergie jusqu'à l'énergie maximale de 90 keV. Le spectre filtré (b) montre l'atténuation préférentielle des photons X de plus basse énergie. La flèche verticale (c) indique l'énergie moyenne du spectre, qui est généralement de 1/3 à 1/2 de l'énergie maximale, en fonction de la quantité de filtration ajoutée. Source : [4, Fig. 6-3].

## 1.2. Rayonnement Caractéristique

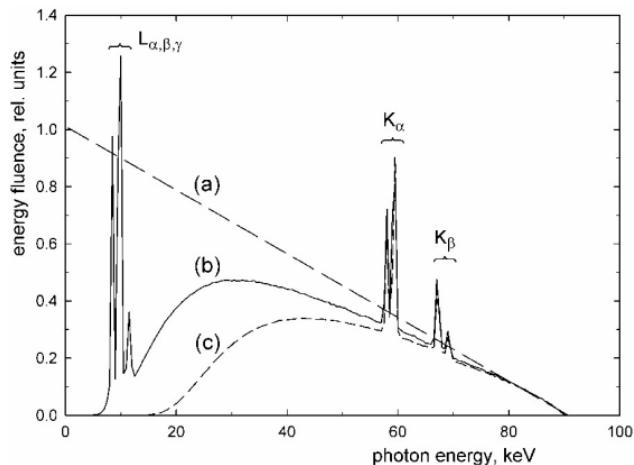
- **Mécanisme :** Un électron incident, suffisamment énergétique, entre en collision avec un électron d'une couche orbitale interne de l'atome cible (généralement la couche K) et l'éjecte.
- **Réarrangement Électronique :** L'atome devient instable. Pour retrouver sa stabilité, un électron d'une couche plus externe (ex: L ou M) vient combler la place vacante sur la couche interne.
- **Émission d'Énergie Discrète :** En "tombant" vers un niveau d'énergie de liaison plus bas, l'électron libère un photon X dont l'énergie est précisément égale à la différence entre les énergies de liaison des deux couches.
- **Spectre de Raies :** Ces énergies de liaison étant fixes et uniques pour chaque élément, les photons émis ont des énergies discrètes. Ils apparaissent comme des pics (raies) sur le spectre, d'où le nom de **spectre de raies**.
- **Condition d'Activation :** Ce mécanisme ne se produit que si la tension du tube est supérieure à l'énergie de liaison de la couche interne ciblée (ex: > 69.5 kV pour la couche K du Tungstène).



**FIGURE 2 :** Production d'un spectre de raies. (a) L'électron incident arrache un électron de la couche K d'un atome de tungstène. (b) Un électron de la couche L chute dans le puits de potentiel de la couche K et un photon X, d'énergie bien définie est émis.

### 1.3. Le Spectre X Total

- **Composition :** Le spectre final émis par le tube est la superposition du spectre continu de Bremsstrahlung et du spectre de raies du rayonnement caractéristique.



**Figure 3 :** Spectre typique montrant le fond continu du Bremsstrahlung et les pics discrets du rayonnement caractéristique  $K_{\alpha}$  et  $K_{\beta}$  du tungstène. La tension de 90 kV est suffisante pour exciter la couche K (69.5 keV).

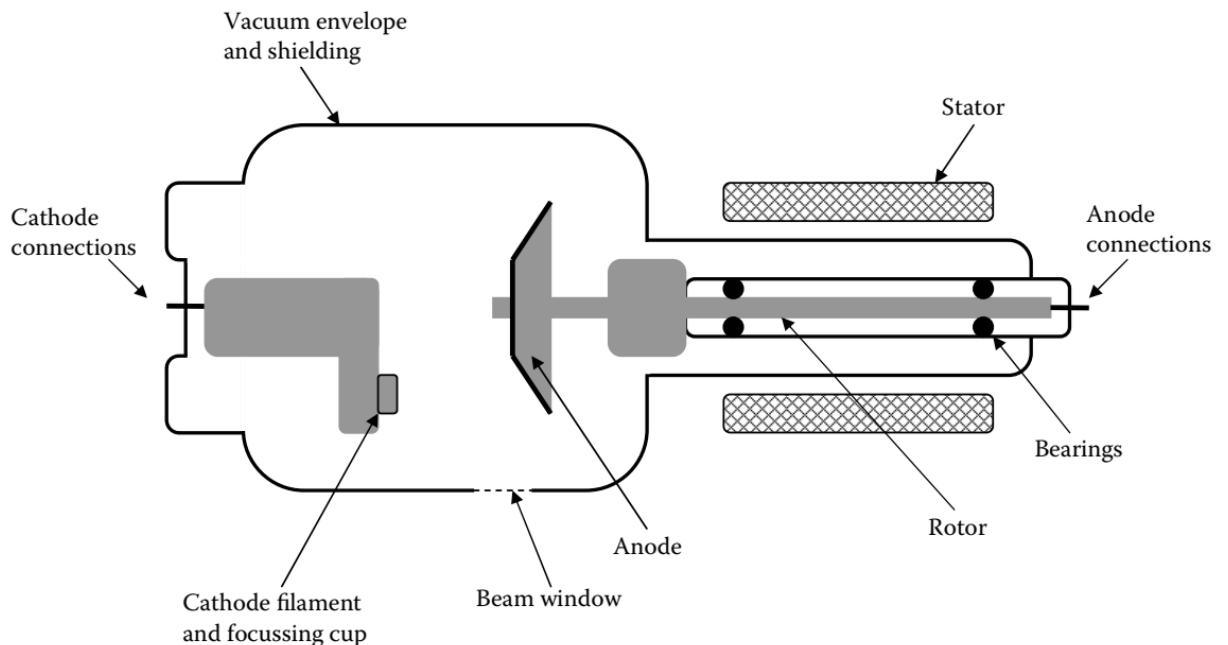
## 2. Technologie du Tube à Rayons X

Le tube à rayons X est un composant hautement technologique, conçu pour produire un faisceau de rayons X contrôlable et stable, tout en gérant l'énorme quantité de chaleur générée

### 2.1. La Cathode (-)

- **Rôle :** Servir de source d'électrons et les focaliser.
- **Composants :**

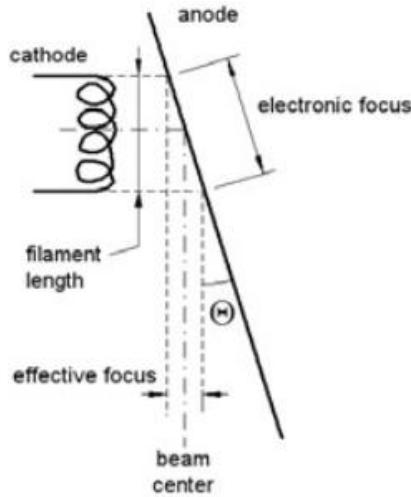
- **Filament** : Un filament de tungstène est chauffé par un courant électrique. Par **émission thermoïonique**, il libère un nuage d'électrons. La température du filament, et donc le nombre d'électrons émis, est contrôlée par le **courant de tube (mA)**.
- **Cupule de focalisation** : Pièce métallique qui entoure le filament et repousse les électrons pour les concentrer en un faisceau fin vers l'anode.



*FIGURE 4 : Caractéristiques de conception d'un tube à rayons X à anode tournante*

## 2.2. L'Anode (+)

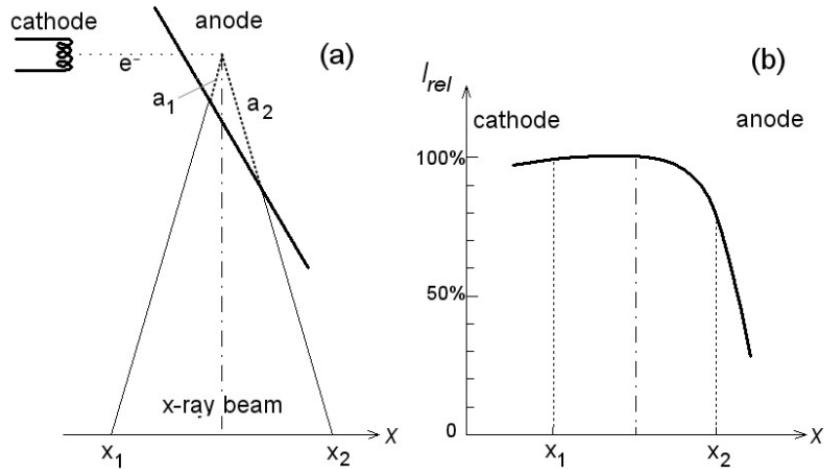
- **Rôle** : Être la cible des électrons, produire les RX, et surtout, dissiper l'énorme quantité de chaleur générée.
- **Composants** :
  - **Anode tournante** : Pour éviter de fondre, la cible est un disque qui tourne à grande vitesse, répartissant la charge thermique sur une piste annulaire beaucoup plus grande.
  - **Principe du foyer linéaire** : La surface de l'anode est inclinée. Le faisceau d'électrons frappe une grande surface (le **foyer réel**), ce qui est excellent pour la dissipation de chaleur. Cependant, en raison de la perspective, la source de RX vue depuis le patient est plus petite (le **foyer effectif**), ce qui améliore la netteté de l'image (résolution spatiale).



**Figure 5 :** Principe du foyer de ligne : la longueur du filament apparaît réduite dans la direction du faisceau.

$$\text{largeur}_{\text{foyer effectif}} = \text{largeur}_{\text{foyer réel}} \times \sin(\theta)$$

- **Effet talon** : Conséquence de l'angle de l'anode, l'intensité du faisceau est non uniforme. Elle est plus importante du côté de la cathode que du côté de l'anode, car les RX produits en profondeur sont plus auto-absorbés du côté anode.



**FIGURE 6 :** (a) L'absorption des rayons X du côté cathodique du champ de rayons X est plus faible ( $a_1$ ) que du côté anodique ( $a_2$ ). (b) La chute brutale d'intensité  $I_{\text{rel}}$  du côté anodique reflète l'absorption accrue (effet talon).

### Enveloppe et Gaine

- **Enveloppe** : Une ampoule en verre ou en métal qui maintient un vide poussé, essentiel pour permettre aux électrons de voyager sans être déviés par des molécules de gaz.
- **Gaine** : Une enveloppe métallique remplie d'huile qui entoure le tube. Elle assure trois fonctions : protection mécanique, isolation électrique (haute tension) et refroidissement (l'huile transfère la chaleur du tube vers la gaine). La gaine est également blindée au plomb pour absorber les rayonnements parasites.

### 3. Paramètres d'Exposition et Qualité du Faisceau

- **Haute Tension (kV)** : C'est le paramètre le plus influent car il modifie à la fois la quantité et la qualité.
  - **Effet sur la quantité** : Augmenter le kV augmente l'énergie cinétique des électrons. Cela a deux conséquences : les électrons ont plus d'énergie à convertir en photons, et l'efficacité de la production de Bremsstrahlung augmente. Le rendement (quantité de RX) croît approximativement comme le carré de la tension ( $I \propto kV^2$ ) [1, p. 104; 2, p. 31].
  - **Effet sur la qualité** : Augmenter le kV décale tout le spectre vers les plus hautes énergies, augmentant l'énergie maximale (Emax) et l'énergie moyenne. Le faisceau devient plus pénétrant.
- **Courant de tube et temps (mAs)** : Le produit du courant (mA) et du temps d'exposition (s), les mAs, est directement proportionnel au nombre total d'électrons qui frappent l'anode.
  - **Effet sur la quantité** : La quantité de photons X produits est directement proportionnelle aux mAs. Doubler les mAs double le nombre de photons [2, p. 31; 4, p. 31].
  - **Effet sur la qualité** : Les mAs n'ont aucune influence sur la distribution en énergie des photons. La forme du spectre, et donc la qualité du faisceau, reste inchangée.
- **Filtration du faisceau** : Tout faisceau de RX traverse des matériaux avant d'atteindre le patient. La **filtration inhérente** (fenêtre du tube, huile) est complétée par une **filtration additionnelle** (feuilles d'aluminium ou de cuivre).
  - **Effet sur la quantité** : La filtration absorbe une partie des photons, donc elle diminue la quantité totale (l'intensité) du faisceau [3, p. 111].
  - **Effet sur la qualité** : Les filtres absorbent préférentiellement les photons de basse énergie, qui sont peu pénétrants. Ce processus, appelé "**durcissement du faisceau**", élimine la composante "molle" du spectre, ce qui augmente l'énergie moyenne et le pouvoir de pénétration (qualité) du faisceau. C'est un moyen essentiel pour réduire la dose au patient, en éliminant les photons qui seraient absorbés par la peau sans contribuer à l'image [3, p. 111].
- **Distance source-détecteur (d)** : Les rayons X sont émis depuis une source ponctuelle (le foyer) et divergent.
  - **Effet sur la quantité** : L'intensité du faisceau (le nombre de photons par unité de surface) diminue avec la distance selon la **loi de l'inverse du carré** ( $I \propto 1/d^2$ ). Si on double la distance, l'intensité est divisée par quatre.

- **Effet sur la qualité :** La distance ne modifie pas la composition énergétique du faisceau.

Paramètre	Effet Principal	Détails
<b>kV</b>	↑ Quantité ET ↑ Qualité	Augmente l'efficacité de production et l'énergie maximale des photons.
<b>mAs</b>	↑ Quantité	Directement proportionnel au nombre d'électrons, donc au nombre de photons.
<b>Filtration</b>	↓ Quantité, ↑ Qualité	Absorbe les photons de basse énergie ("durcissement"), augmentant l'énergie moyenne.
<b>Distance</b>	↓ Quantité	L'intensité diminue selon la loi de l'inverse du carré ( $1/d^2$ ).

#### 4. Évaluation de la Qualité de l'Image

La qualité d'une image médicale n'est pas une notion subjective, mais une mesure de sa capacité à transmettre l'information anatomique ou fonctionnelle pertinente pour un diagnostic précis<sup>1</sup>. L'objectif n'est pas de maximiser la qualité à tout prix, mais de l'optimiser pour une tâche diagnostique donnée, tout en considérant des facteurs comme la dose de rayonnement délivrée au patient.

La qualité d'image est un composite d'au moins cinq facteurs fondamentaux<sup>3</sup>

1. **Le contraste** : la différence de signal qui rend une structure distincte de son environnement. Sans contraste, il n'y a pas d'information visible.
2. **Le bruit** : une fluctuation aléatoire du signal qui dégrade l'information et peut masquer les détails à faible contraste.
3. **La Résolution Spatiale** : La capacité du système à distinguer deux objets très proches. Un manque de résolution se traduit par une image floue.
4. **Les Artéfacts** : Des structures parasites dans l'image qui ne sont pas présentes dans l'objet imagé.
5. **La distorsion** : une représentation géométriquement infidèle de la taille, de la forme ou de la position des objets.

##### 1) Le Contraste :

Le contraste est la variation d'intensité (ou de niveau de gris) qui permet de différencier un objet de son arrière-plan. On utilise principalement deux définitions quantitatives [1, p. 63] :

- **Contraste de Weber (ou local)** : Utilisé pour de petits objets sur un fond large et uniforme.

$$C_W = \frac{S_{objet} - S_{fond}}{S_{fond}}$$

- **Contraste de Michelson (ou modulation)** : Utilisé pour des motifs périodiques où les zones claires et sombres sont de taille similaire.

$$C_M = \frac{S_{max} - S_{min}}{S_{max} + S_{min}}$$

Où S représente l'intensité du signal (ex: nombre de photons, valeur du pixel).

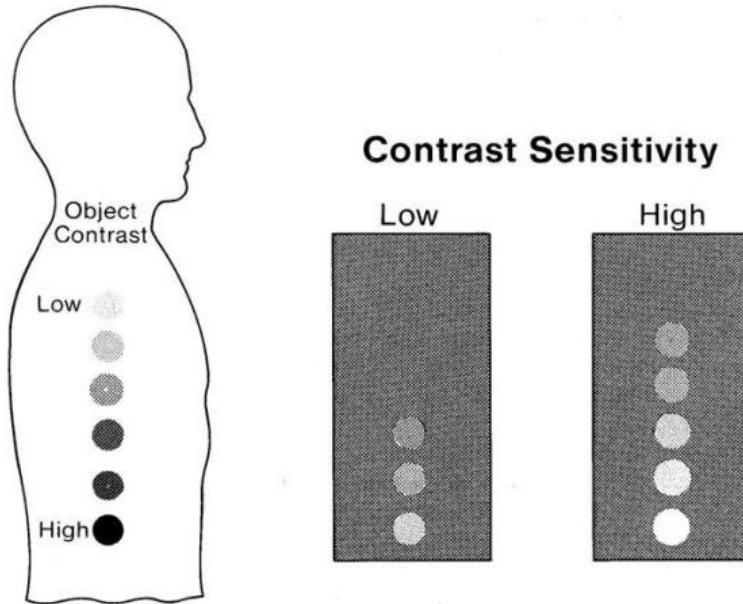


Figure : Influence du niveau de contraste sur la qualité de l'image et la détection des structures

## 2) Le Bruit et les Rapports Signal/Bruit

Le bruit est la composante aléatoire et indésirable de l'image, qui tend à masquer le signal utile. Il est crucial de le quantifier pour évaluer la performance d'un système.

### 4.1. Sources de Bruit

Plusieurs phénomènes contribuent au bruit total d'une image [4, p. 31-35] :

1. **Bruit Quantique** : C'est la source de bruit dominante dans la plupart des applications de radiologie. Il provient de la nature discrète et statistique des photons X. Le nombre de photons détectés dans une zone donnée suit une **loi de Poisson**, dont une propriété fondamentale est que la variance est égale à la moyenne ( $\sigma^2 = N$ ). L'écart-type est donc  $\sigma = \sqrt{N}$ . Le bruit relatif ( $\sigma/N = 1/N$ ) diminue lorsque le nombre de photons  $N$  augmente. **Moins de dose signifie moins de photons, donc plus de bruit quantique** [3, p. 228].
2. **Bruit Électronique** : Introduit par les composants électroniques de la chaîne de détection (bruit thermique, bruit de lecture). Il est particulièrement significatif dans les situations de faible signal (faible dose).

3. **Bruit Anatomique** : Il ne s'agit pas d'un bruit au sens physique, mais de la superposition de structures anatomiques normales non pertinentes qui peuvent masquer la pathologie recherchée (ex: les côtes superposées aux poumons sur une radio thoracique) [4, p. 32].

## 4.2. Métriques Fondamentales

### Rapport Signal/Bruit (SNR - *Signal-to-Noise Ratio*)

Le SNR est la mesure la plus fondamentale de la qualité du signal. Il compare le niveau du signal moyen au niveau du bruit (son écart-type).

$$SNR = \frac{\mu_{signal}}{\sigma_{bruit}}$$

Où  $\mu_{signal}$  est la valeur moyenne du signal dans une région uniforme et  $\sigma_{bruit}$  est l'écart-type du bruit dans cette même région. Un SNR élevé indique que le signal est clairement discernable du bruit. Dans un système limité par le bruit quantique, le SNR est proportionnel à la racine carrée du nombre de photons ( $SNR \propto \sqrt{N}$ ) [3, p. 230].

### Rapport Contraste/Bruit (CNR - *Contrast-to-Noise Ratio*)

Le SNR est utile pour un signal brut, mais en imagerie diagnostique, on s'intéresse à la **détectabilité d'une lésion**, qui dépend de son contraste. Le CNR est une métrique plus pertinente pour cette tâche. Il mesure la différence de signal entre une région d'intérêt (ROI) et le fond, normalisée par le bruit du fond [4, p. 47].

$$CNR = \frac{|\mu_{ROI} - \mu_{fond}|}{\sigma_{fond}}$$

Le **critère de Rose** stipule qu'un CNR d'environ 5 est généralement nécessaire pour qu'un objet soit détectable de manière fiable par un observateur humain [1, p. 86].

## 4.3. Métriques de Fidélité (pour la comparaison d'images)

Lorsque l'on dispose d'une image de référence "parfaite" (ex: fantôme numérique, image non compressée), on peut utiliser des métriques d'erreur pour quantifier la dégradation d'une image (ex: après compression).

### Erreur Quadratique Moyenne (MSE - *Mean Squared Error*)

La MSE mesure la moyenne des carrés des différences entre les pixels de l'image de référence (I) et l'image dégradée (K).

$$MSE = \frac{1}{mn} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} [I(i, j) - K(i, j)]^2$$

Une MSE de 0 signifie une image identique. Plus la MSE est élevée, plus la différence est grande.

### Rapport Signal/Bruit de Crête (PSNR - *Peak Signal-to-Noise Ratio*)

La MSE dépend de l'échelle des pixels. Le PSNR est une métrique plus universelle, exprimée en décibels (dB), qui rapporte le carré de la valeur maximale possible du pixel ( $MAX_I$ ) à la MSE.

$$PSNR = 10 \cdot \log_{10} \left( \frac{MAX_I^2}{MSE} \right)$$

Pour une image 8 bits,  $MAX_I = 2^8 - 1 = 255$ . Pour une image 12 bits,  $MAX_I = 2^{12} - 1 = 4095$ . Un PSNR plus élevé indique une meilleure qualité (moins de dégradation). Il est très utilisé pour évaluer les algorithmes de compression d'images.

### 3) La Résolution Spatiale

La résolution spatiale décrit la capacité d'un système à reproduire les détails fins d'un objet. Un manque de résolution se traduit par du flou.

Le flou est introduit à chaque étape du processus d'imagerie : par la taille finie du foyer du tube à rayons X (flou géométrique), par la diffusion de la lumière dans un écran scintillateur, ou par l'intégration du signal sur la surface d'un pixel (flou du détecteur).

Mathématiquement, le processus de flou peut être modélisé par une opération appelée **convolution**, à condition que le flou soit le même sur toute l'image (propriété d'invariance par translation). La convolution "éteint" la valeur de chaque point de l'image d'origine sur ses voisins, selon une fonction de pondération.

$$g(x, y) = \iint f(x', y') h(x - x', y - y') dx' dy' \quad \text{ou} \quad g = f * h$$

Où

$f(x, y)$  est l'image parfaite (la scène),  $h(x, y)$  est la fonction de flou, et  $g(x, y)$  est l'image finale floutée.

Pour caractériser ce flou  $h$ , on utilise plusieurs fonctions :

- **La Fonction d'Étalement du Point (PSF - Point Spread Function)** : C'est la mesure la plus fondamentale. Elle représente l'image floutée d'un objet théoriquement infiniment petit (une "impulsion"). La PSF décrit comment l'intensité d'un seul point est répartie par le système d'imagerie.



Figure : Un stimulus impulsif appliqué à un système d'imagerie est représenté à gauche, et la réponse correspondante du système, appelée fonction d'étalement du

point (point spread function ou PSF), est illustrée à droite. La répartition de l'intensité au sein de la PSF permet de modéliser les sources de flou présentes dans l'image.

- **La Fonction d'Étalement Linéaire (LSF - Line Spread Function) :** En pratique, il est plus facile de mesurer l'image d'une fente très fine que d'un point. Le profil de l'image de cette fente, mesuré perpendiculairement à celle-ci, est la LSF. La LSF est mathématiquement l'intégrale de la PSF le long d'une direction.

$$LSF(x) = \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) dy$$

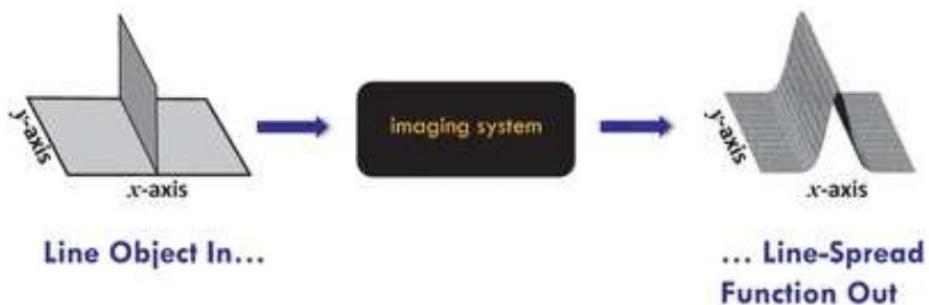


Figure : L'introduction d'une fonction impulsionnelle linéaire dans le système d'imagerie (par exemple en imageant une fente) produit une image dont le profil selon l'axe x correspond à la fonction d'étalement de ligne (line-spread function).

- **La Fonction de Réponse à un Contour (ESF - Edge Spread Function) :** Une autre méthode pratique consiste à imager un objet avec un bord très net. Le profil de l'image à travers ce bord est l'ESF.

## Du Spatial au Fréquentiel : la MTF

Ces deux fonctions sont directement liées : la LSF est simplement la dérivée de l'ESF. Cette relation est très utile car elle permet d'obtenir la LSF (et donc des informations sur la PSF) à partir d'une simple mesure de bord.

$$LSF(x) = \frac{d}{dx} ESF(x)$$

## La Fréquence Spatiale

Plutôt que de regarder les détails en termes de taille (mm), on peut les décrire en termes de **fréquence spatiale**, mesurée en cycles par millimètre (cy/mm) ou paires de lignes par millimètre (pl/mm). Les basses fréquences correspondent aux grandes structures et au contraste global, tandis que les hautes fréquences correspondent aux petits détails et aux bords nets.

## La Fonction de Transfert de Modulation (MTF - Modulation Transfer Function)

Le flou d'un système affecte différemment les détails de tailles différentes : les grands objets sont peu affectés, mais les petits détails peuvent disparaître complètement. La MTF est l'outil qui quantifie cet effet.

La MTF décrit la capacité d'un système à transférer le contraste de l'objet vers l'image, pour chaque fréquence spatiale. Elle est définie comme le rapport du contraste de l'image sur le contraste de l'objet.

$$MTF(f) = \frac{\text{Contraste de l'image}(f)}{\text{Contraste de l'objet}(f)}$$

- Une MTF de 1 (ou 100%) signifie que le contraste est parfaitement transmis.
- Une MTF de 0 signifie qu'aucun contraste n'est transmis ; les détails à cette fréquence sont invisibles.
- Par définition, la MTF est toujours égale à 1 à une fréquence nulle, car le contraste des très grandes structures est toujours bien transmis.

La MTF est la Transformée de Fourier normalisée de la LSF. C'est le lien fondamental entre le domaine spatial (flou décrit par la LSF) et le domaine fréquentiel (perte de contraste décrite par la MTF).

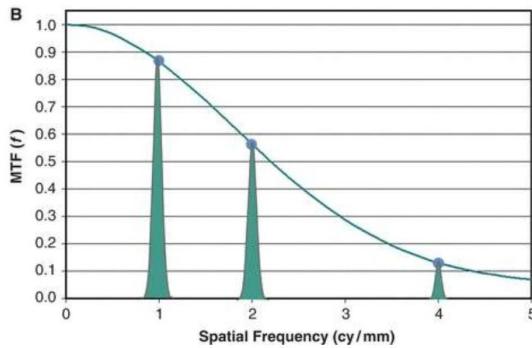


Figure : Exemple d'un MTF

## Application et Interprétation de la MTF

### MTF des Systèmes en Cascade

Un système d'imagerie est souvent une chaîne de plusieurs composants (foyer du tube, détecteur, affichage), chacun introduisant son propre flou. Si ces composants sont linéaires, la MTF globale du système est simplement le produit des MTF de chaque composant.

$$MTF_{système}(f) = MTF_{foyer}(f) \times MTF_{détecteur}(f) \times MTF_{affichage}(f)$$

Cette propriété est extrêmement puissante car elle permet d'identifier le "maillon faible" de la chaîne, c'est-à-dire le composant dont la MTF est la plus basse et qui limite donc la résolution globale du système.

### Analyse des Courbes MTF

En traçant la MTF en fonction de la fréquence spatiale, on obtient une courbe qui est une véritable "carte d'identité" de la performance d'un système en termes de résolution.

- Un système avec une MTF qui reste élevée pour des fréquences spatiales élevées est capable de restituer des détails très fins (haute résolution).

- En comparant les courbes MTF de deux systèmes, celui dont la courbe est au-dessus de l'autre est considéré comme ayant une meilleure résolution spatiale.

## La Résolution Spatiale Limite

Bien que la MTF fournit une description complète, il est parfois utile d'avoir une seule valeur pour résumer la résolution.

La **résolution spatiale limite** est souvent définie comme la fréquence spatiale pour laquelle la MTF tombe à une faible valeur, par exemple 10% ou 5%.

## 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