

---

# **Chapitre 5**

## **Mammographie**

---

# Chapitre 5 Mammographie

## 5.1 Introduction

L'imagerie aux rayons X de l'organe mammaire est appelée mammographie. Il s'agit essentiellement d'une radiographie des tissus mous dans laquelle les tissus ont un numéro atomique effectif similaire et une densité de masse similaire. Cependant, cela améliorera l'absorption différentielle dans les tissus mous. Il aide à détecter le cancer du sein à un stade précoce et réduit les taux de mortalité chez les femmes. Le cancer du sein est le principal cancer chez les femmes et en Algérie, une femme sur 8 risque d'être atteinte d'un cancer du sein au cours de sa vie. Il existe deux types de mammographie, à savoir (i) la mammographie diagnostique et (ii) la mammographie de dépistage. La mammographie est une procédure sûre et efficace pour les femmes d'âge > 40 ans.

## 5.2 Anatomie Du Sein

Le sein est constitué de trois tissus, à savoir le tissu fibreux, le tissu glandulaire et le tissu adipeux (graisse). Chez les femmes pré-ménopausées, les tissus fibreux et glandulaires sont caractérisés par des conduits, des glandes et des tissus conjonctifs entourés d'une couche adipeuse. Mais une dégénérescence du tissu fibro-glandulaire et une augmentation du tissu adipeux se retrouvent dans le sein post-ménopausique. De plus, le sein jeune est dense et difficile à imager en raison du tissu glandulaire, mais le sein plus âgé est plus gras et facile à imager.

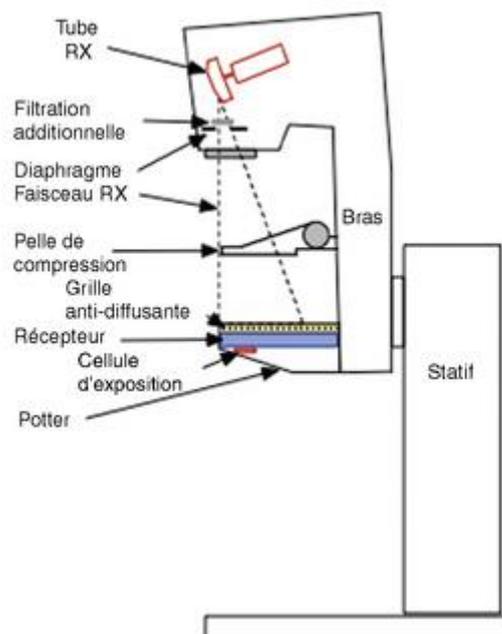
Le tissu le plus sensible aux radiations est le tissu glandulaire. Le tissu adipeux nécessite une moindre exposition aux radiations. Le sein malin apparaît sous forme de tissus canaux et conjonctifs déformés. La majorité des cancers du sein sont dus au tissu canalaire et aux micro-calcifications associées, qui apparaissent sous forme de petits grains de tailles variables ( $\mu\text{m}$ ). L'incidence du cancer du sein est plus élevée dans le quadrant supérieur latéral du sein.

La densité de masse et le numéro atomique des composants du sein sont similaires. Il est nécessaire d'imager les vaisseaux sanguins, les conduits et les micro-calcifications aussi petites que  $< \mu\text{m}$ . La radiographie conventionnelle n'est pas utile car l'interaction Compton domine dans les tissus mous et l'absorption différentielle est très minime dans les tissus mous. Par conséquent, un faible kVp doit être utilisé pour visualiser les structures ci-dessus (tissus mous). Le rayonnement à faible énergie maximise l'effet photoélectrique, augmente l'absorption différentielle et différencie le coefficient d'atténuation des différents tissus mammaires. Bien qu'un

faible kV soit utile, il réduira la pénétration du faisceau de rayons X et un mA élevé est donc nécessaire.

### 5.3 Équipement De Mammographie

L'équipement de mammographie comprend une cible de molybdène générateur haute fréquence, un filtre, une grille, un dispositif de compression et système de contrôle automatique de l'exposition

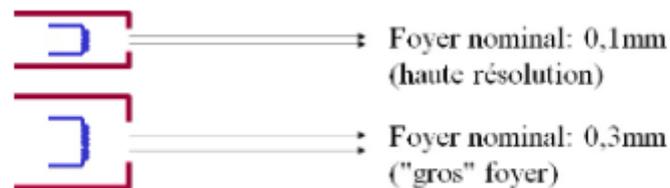


*Figure 5.1 : Équipement de radiographie pour mammographie*

#### 5.3.1 Cathode et foyer

Un des objectifs majeurs de la mammographie est la détection précoce du cancer, donc des tumeurs naissantes. Elle est pour cela exigeante en termes de résolution d'image, de façon à repérer les micro-calcifications, et aussi à bien les séparer lorsqu'elles sont voisines. Un tube à rayons X dédié à la mammographie présente typiquement deux filaments de cathode qui génèrent des foyers fins : Un foyer de 0,3mm à 0,4mm (toujours typiquement) pour un travail sein contre détecteur, et un foyer plus fin encore, de 0,1mm à 0,15mm, en mode agrandissement, c'est-à-dire quand le détecteur est éloigné du sein. En effet le mode agrandissement joue uniquement, comme

on le verra, sur la géométrie d'éloignement objet-récepteur, technique où le foyer voit son image projetée agrandie en proportion et où il n'y aurait donc pas avantage du point de vue de la résolution à garder la même taille pour la source de rayons X.



Le foyer représente, par définition, la zone d'impact du faisceau d'électrons qui est donc ici très réduite. La concentration est telle que le courant tube devra être strictement limité à des valeurs plutôt faibles afin de ne pas endommager la piste, et ce d'autant plus que le point de fusion du matériau qui compose la piste d'anode est bas, comme c'est le cas pour molybdène et le rhodium (voir ci-dessous), beaucoup moins pour le tungstène. C'est pourquoi le contrôle du courant tube par feedback en provenance des cellules de détection s'avère ici, en mammographie, plus important qu'en radiographie classique.

### ***5.3.2 Anode et filtre***

En effet, la différence d'absorption des rayons X dans les tissus normaux, d'une part, et dans les tissus cancéreux d'autre part est très faible au-delà de 30keV, donc dans la majeure partie de la zone de fonctionnement d'un tube à rayons X, qui pour rappel s'étend jusqu'à 150keV environ. En-dessous de 30 keV, la différence d'absorption, et de là le contraste sur image, s'accroît de plus en plus mais en-dessous de 10 keV l'absorption est tellement élevée qu'il faudrait de très longs temps d'exposition pour obtenir un résultat convenable, avec pour conséquence des doses d'irradiation élevées.

En pratique la gamme en énergie qui convient est en gros comprise entre une limite inférieure de 10 ou 15keV et une limite supérieure de 25 ou 30 keV, pas au-delà ni en-deçà puisqu'au-delà les rayons atteignent le détecteur mais ne participent pas au contraste, et qu'en-deçà ils n'atteignent pas le détecteur mais contribuent à la dose. En l'absence de source monochromatique qui émettrait dans cette fenêtre, on en reste à la production classique par le tube à rayons X de rayonnement bremsstrahlung... mais aussi de raies K caractéristiques qui seraient émises au bon endroit et représenteraient alors une source de photons abondante très proche de ce que donnerait un

émetteur monochromatique. Il se fait que le molybdène (Mo) présente des raies  $K\alpha$  et  $K\beta$  de bonne énergie (respectivement 19.6 et 17.5 keV), raison pour laquelle ce métal est très utilisé comme matériau d'anode en mammographie. C'est vrai aussi pour le rhodium (Rh), avec des énergies de 22.7 ( $K\alpha$ ) et 20.2 keV ( $K\beta$ ). L'inconvénient pour le molybdène comme pour le rhodium est leur point de fusion relativement bas, ce qui limite le courant tube maximum utilisable. Ce dernier point justifie le fait que certains fabricants en restent aux anodes classiques en tungstène (W), matériau dont le point de fusion est beaucoup plus élevé, et malgré le fait que ce genre d'anode ne propose dans la fenêtre utile que du rayonnement bremsstrahlung et que par ailleurs le tungstène émette des raies L assez indésirables dans les énergies 8 à 10keV. Le tungstène profite de son efficacité élevée en termes de production de bremsstrahlung mais aussi du développement de la détection numérique qui permet de travailler par logiciel des contrastes qui paraîtraient naturellement faibles. Le fait est que ce matériau semble de plus en plus utilisé depuis l'arrivée du tout digital en mammographie.

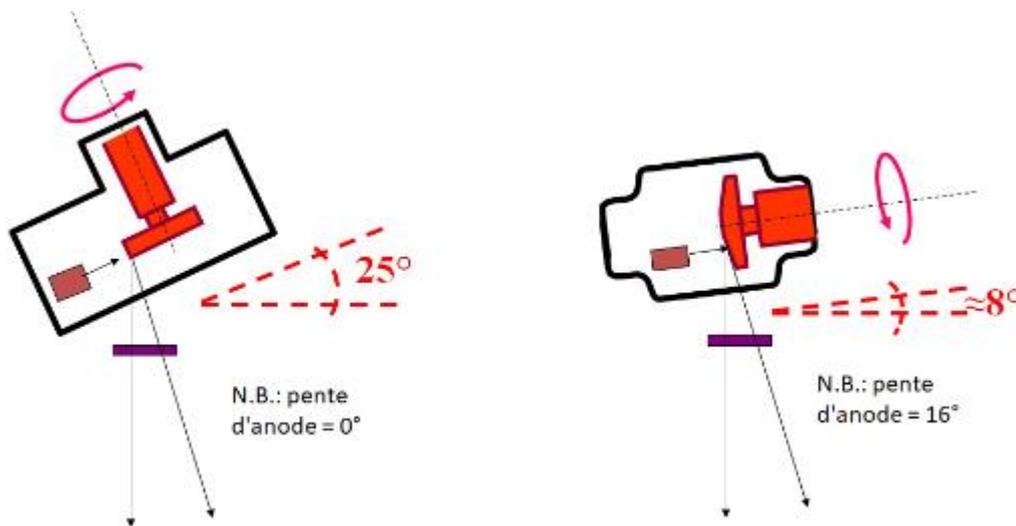
A la sortie du tube on trouve, comme ailleurs en radiologie, une fenêtre en béryllium très fine, de 0,5 à 1mm d'épaisseur, qui absorbe la composante très basse énergie du faisceau X. Cela facilitera la filtration inhérente de l'ordre de 0,1 mm équivalent Al. De plus, des filtres sont utilisés pour éliminer les rayons X de Bremsstrahlung indésirables à haute énergie. Cependant, la filtration totale du faisceau ne doit pas être inférieure à 0,5 mm équivalent Al. Pour un tube à rayons X à cible en tungstène, un filtre Mo ou Rh est recommandé. Des filtres en molybdène (0,03 mm) ou en rhodium (0,025 mm) sont utilisés pour le tube à rayons X à anode en molybdène

Dans le cas d'un tube à rayons X à cible en rhodium, un filtre au rhodium de 0,025 mm est utilisé. Il donne des rayons X de haute qualité avec une pénétration plus élevée. Cette combinaison convient à l'imagerie du sein plus épais et dense. De nos jours, des tubes à rayons X à anode bi-angle et double piste sont utilisés. Une piste est destinée à Mo et une autre à Rh.

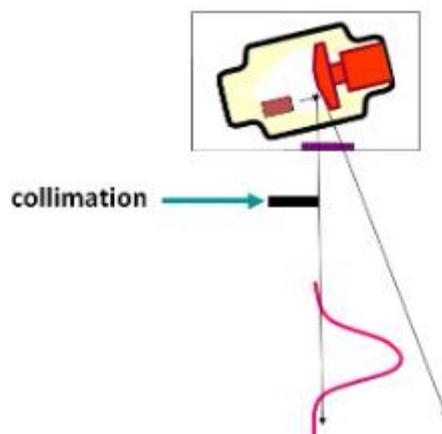
### **5.3.3 EFFET TALON**

L'effet talon fait que l'intensité des rayons X est toujours plus élevée du côté de la cathode. La forme du sein nécessite une intensité de rayonnement plus élevée près de la paroi thoracique, afin de créer une exposition uniforme au film d'écran. Pour y parvenir, la cathode est positionnée vers la paroi thoracique et l'anode vers le mamelon. Ceci permet un positionnement facile du patient, puisque le côté anode est volumineux et est éloigné du patient. Cela augmentera également l'intensité du rayonnement près de la paroi thoracique, où une plus grande pénétration est nécessaire.

Le tube doit être incliné de manière à ce que le faisceau couvre la zone d'intérêt. Pour un foyer situé à 65cm du film et une longueur de film de 30cm, la limite extérieure du faisceau (celle qui est rasante pour l'anode) doit former un angle de  $\text{atan}(30/65) \approx 25^\circ$  par rapport à la verticale. Certains tubes ont le foyer situé sur la tranche de l'anode tournante, avec une pente d'anode résultante de  $0^\circ$  (dessin de gauche ci-dessous). Dans ce cas le tube doit être pivoté de la totalité des  $25^\circ$ . Pour une anode plus classique qui présenterait par exemple une pente de  $16^\circ$  (dessin de droite ci-dessous), l'inclinaison se limite à quelque  $8^\circ$ .



A noter qu'une collimation stricte limite le faisceau côté cathode à un plan vertical proche de celui du thorax, ceci afin d'éviter que des régions du corps autres que le sein soient inutilement exposés.

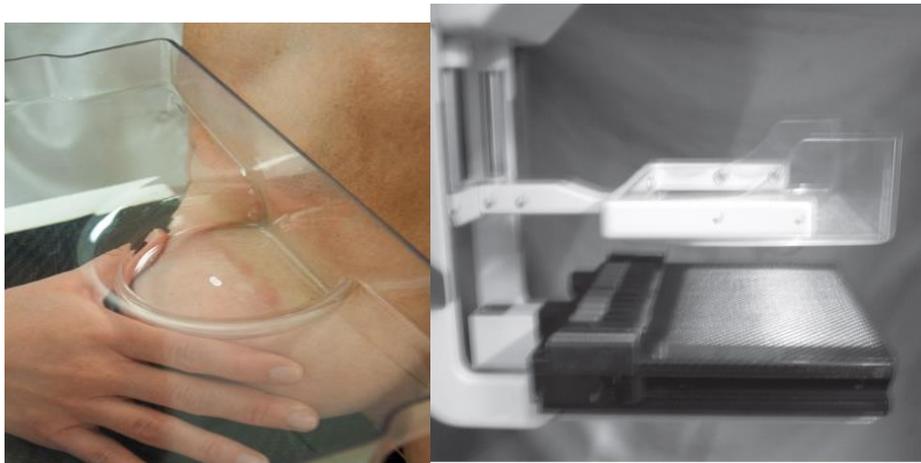


### 5.3.4 Effet de la Compression Mammaire

La compression mammaire est requise lors de tous les examens de mammographie, pour obtenir des images de bonne qualité. La compression garantit également que les tissus proches de la paroi

thoracique ne sont pas sous-exposés et que les tissus proches du mamelon ne sont pas trop exposés. La compression mammaire présente les avantages suivants :

- (i) elle réduit le chevauchement de l'anatomie, étale les tissus, réduit l'épaisseur du sein et ne nécessite qu'un faible kVp, améliorant ainsi le contraste du sujet,
- (ii) puisque le sein comprimé est plus fin, le rayonnement diffusé est réduit et la résolution du contraste est améliorée,
- (i) la compression rapproche le sein du récepteur, minimise le grandissement et réduit le flou du point focal avec une dose de rayonnement moindre au sein,
- (ii) elle aide également à avoir une épaisseur uniforme du sein, à réduire la plage dynamique des expositions, et
- (iii) il immobilise également le sein, minimise le flou lié au mouvement et réduit les temps d'exposition.



**Figure.5.4 :** Appareil de compression mammaire

Tous les appareils de mammographie sont équipés d'un dispositif de compression parallèle à la surface du récepteur (Fig.5.4). La pelle de compression est une plaque radio-translucide fixée sur un ensemble mécanique. Elle est plate et parallèle à la table de soutien mammaire. Elle doit correspondre à la taille de la cassette de  $18 \times 24$  cm ou  $24 \times 30$  cm.

Dans l'ensemble, la compression mammaire offre une qualité d'image améliorée qui aide à détecter les petites lésions à faible contraste et les micro-calcifications à contraste élevé. Il

améliore également la résolution spatiale et la résolution du contraste et réduit la dose de rayonnement du patient.

### ***5.3.5 Grille anti-diffusante***

La proportion de rayonnement diffusé par le sein est importante, en particulier en raison de la gamme d'énergie assez basse que privilégie la mammographie, gamme d'énergie où le phénomène Compton est élevé. Il en résulte une baisse de contraste dans l'image finale puisque la diffusion tend à imposer un voile de bruit sur l'ensemble de la surface de détection. C'est pourquoi des grilles spéciales sont conçues pour la mammographie sont utilisées pour améliorer le contraste de l'image.

La grille anti-diffusion est généralement composée de lames minces en matériau plombé. Le plomb est utilisé en raison de sa capacité à absorber les rayons X. Les lames de la grille sont disposées de manière à permettre le passage des rayons X provenant du faisceau principal tout en bloquant ou minimisant la diffusion des rayons X dispersés.

La grille est positionnée entre le sein de la patiente et le détecteur de rayons X (film ou capteur électronique). Elle est alignée de manière à permettre aux rayons X provenant du faisceau principal de passer à travers tout en bloquant les rayons X diffusés.

### ***5.3.6 TENSION APPLIQUÉE***

La tension de fonctionnement varie de 25 à 30 kVp avec un courant de tube de 80 à 100 mAs. Les temps d'exposition sont d'environ 1 à 4 s. Le tube fonctionne à moins de 35 kV, dans le cadre de l'effet de charge d'espace. Il n'y a donc pas de relation linéaire entre le courant du filament et le courant du tube.

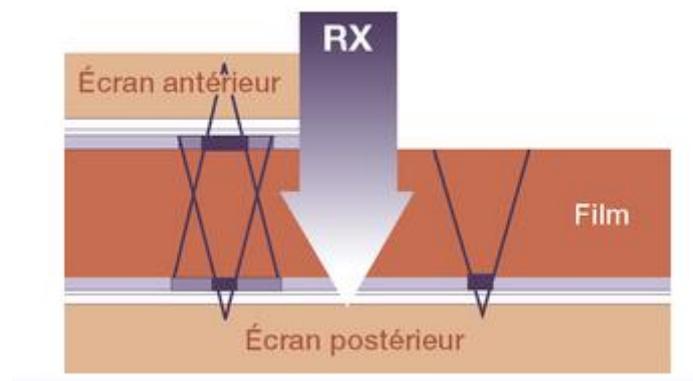
### ***5.3.7 Détection***

#### ***5.3.7.1 Mammographie analogique***

En mammographie analogique, l'acquisition de l'image se fait à l'aide d'un couple écran-film contenu dans une cassette aux dimensions standard, 18 cm × 24 cm ou 24 cm × 30 cm, choisie en fonction du volume mammaire. Après la génération du faisceau de RX, les photons X transmis à la sortie du sein sont convertis en photons lumineux par les écrans renforçateurs des récepteurs. Cette information est enregistrée dans la couche d'émulsion du film ce qui constitue l'image latente. Le film est ensuite développé et interprété sur un négatoscope.

Le film est constitué d'un support recouvert sur ses faces d'une couche d'émulsion argentique composée essentiellement de bromure d'argent. Cette émulsion étant très peu sensible aux RX, on

met au contact des couches d'émulsion des écrans renforçateurs qui vont convertir les RX incidents en lumière et impressionner le film. Une cassette, contenant le couple écran–film, permet de protéger le film de la lumière ambiante et d'assurer la mise en contact intime des écrans avec l'émulsion. Le film, monocouche, est couplé à un écran renforçateur postérieur (voir fig. 5.5) qui permet d'obtenir la résolution spatiale suffisante pour visualiser des petites microcalcifications. Dans cette disposition, l'interaction des photons incidents se produit dans les couches superficielles de l'écran postérieur limitant la dispersion de la lumière émise avant l'impression de l'émulsion située au contact de l'écran.

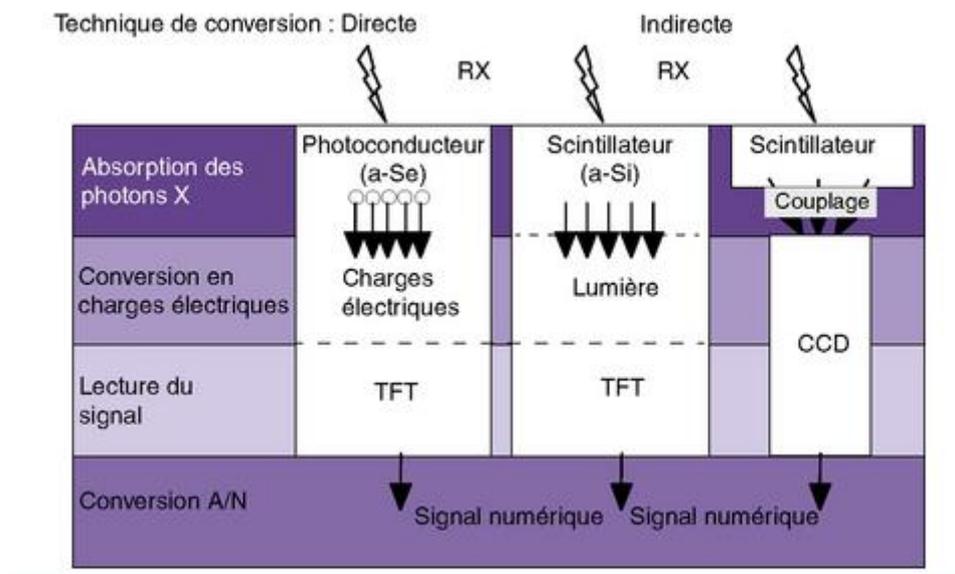


*Figure.5.5* : Schéma décrivant le principe de la détection de la mammographie analogique

### 5.3.7.2 Mammographie Numérique

En mammographie numérique, le processus complet est plus complexe et fait appel à un détecteur numérique, au lieu des systèmes écran-film.

Deux technologies de détections numériques sont disponibles: la technologie CR (computed radiography) qui utilise des détecteurs amovibles, les écrans radioluminescents à mémoire (ERLM), et la technologie DR (direct radiography) qui utilise des détecteurs numériques constitués de pixels. La technologie DR englobe plusieurs types de détecteurs dédiés qui peuvent être classés en fonction du processus d'obtention du signal électrique soit par conversion indirecte soit par conversion directe. De plus, pour chaque catégorie de conversion, il existe des détecteurs plans pleins champs ou des systèmes à balayage (fig. 5.6).



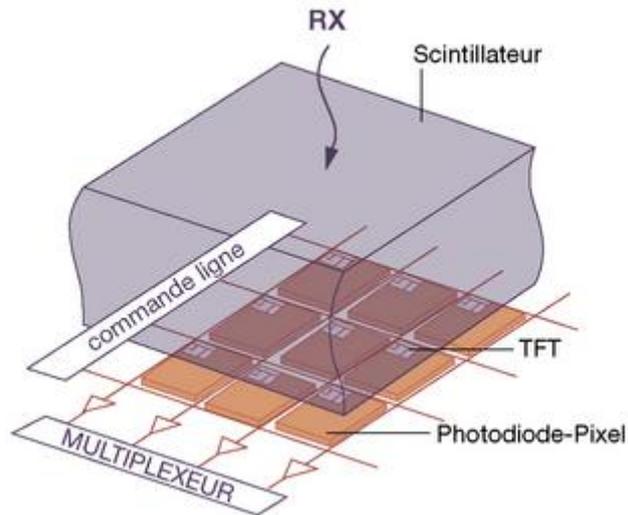
**Figure.5.6 :** Schéma montrant les différentes étapes d'obtention du signal numérique : absorption des photons X dans le détecteur ; conversion en charge électrique ; lecture du signal et codage numérique.

### 1- Écrans radioluminescents à mémoire (ERLM)

Un système CR est composé d'une cassette acceptant un écran ERLM, d'un lecteur, d'une station informatique, d'une console de diagnostic pour l'interprétation et d'un reprographe laser permettant l'impression sur film. Ce détecteur est produit dans les formats standards des cassettes utilisées en mammographie. Il est donc compatible avec tous les mammographes analogiques.

### 2- Systèmes à conversion indirecte

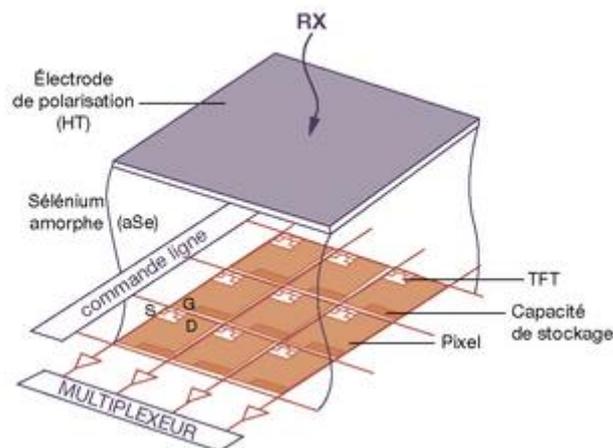
Dans la technologie DR à conversion indirecte, l'étage d'entrée du détecteur est composé par un scintillateur (fig. 5.7) qui va permettre la conversion des photons X incidents en photons lumineux qui seront ensuite convertis en charge électrique grâce à l'utilisation de photodiodes sur une matrice TFT ou d'éléments CCD. La charge électrique de chaque pixel est ensuite numérisée par un convertisseur analogique-numérique pour constituer l'image numérique. En raison de la construction, chaque pixel de la matrice TFT présente une sensibilité individuelle avec un certain taux de pixels muets, ce qui constitue un inconvénient lié à ce type de technologie. De plus, l'électronique est sensible à l'irradiation qui va créer des défauts supplémentaires au cours du temps, donc un taux de pixels muets qui va augmenter progressivement avec le vieillissement du détecteur.



**Figure.5.6 :** Schéma montrant un détecteur numérique à conversion indirecte où le scintillateur converti les photons X en photons lumineux avant d'être transformés en signal électrique par les photodiodes au niveau de chaque pixel de la matrice électronique (TFT).

### 3- Systèmes à conversion directe

Contrairement à la technologie à conversion indirecte, la radiographie numérique à conversion directe (fig. 5.7) ne nécessite pas l'étape intermédiaire de conversion du faisceau de photons X en lumière. L'interaction des photons X incidents produit directement des charges électriques par ionisation dans le volume photoconducteur. Les charges électriques sont stockées au niveau de chaque pixel de la matrice électronique (TFT).



**Figure.5.6 :** Représentation schématique d'un détecteur numérique à conversion directe.