

I - lecture différée:

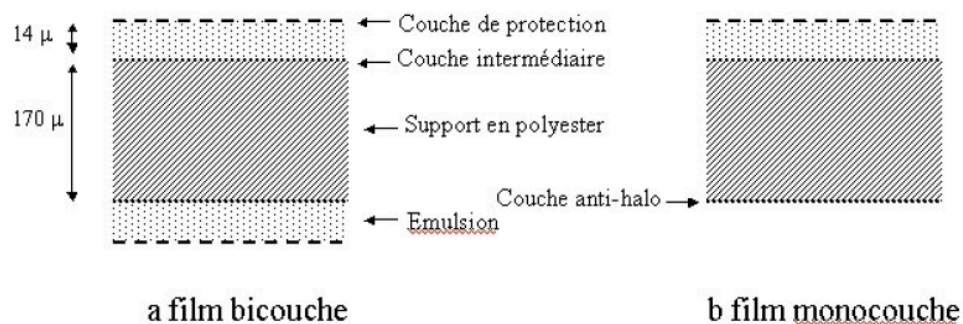
1) Le couple écran film :

1.1-Le support du film photographique

Le support doit être résistant et souple à la fois, avec un faible coefficient d'élongation, une bonne résistance au vieillissement et une parfaite compatibilité avec l'émulsion.

Il reçoit, avant l'émulsion proprement dite une couche « anti-halo » qui évite une réflexion de la lumière lors de la prise de vue. Une fois l'émulsion déposée, une couche anti-rayures protège le tout.

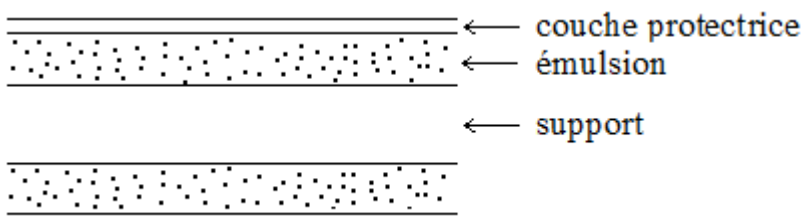
Les pellicules actuelles ont un support de triacétate de cellulose pour les films en rouleaux ou en polyester pour les plans-films, épais d'environ 0,1 mm



Structure d'un film radiographique

–principe de fonctionnement

Le film radiographique bicouche est constitué d'un support transparent en polyester, recouverte sur ses deux faces d'une émulsion contenant des cristaux de bromure d'argent. L'émulsion est collée au support à l'aide de gélatine. Cette émulsion est sensible à la lumière blanche et aux rayons X et noircit suite à l'exposition de ces types de radiations. Une couche protectrice superficielle assure la protection mécanique du film.



Les couches optionnelles d'un film radiographique sont : la couche anti-halo et la couche anti-cross-over.

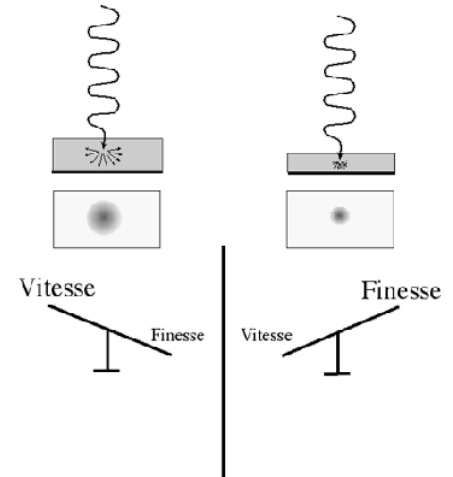
La couche anti-halo a pour rôle d'augmenter la sensibilité du film et améliore la définition de l'image.

La couche anti-cross-over est située de part et d'autre du support du film, elle améliore le contraste de l'image.

Plus l'énergie du rayonnement est élevée, plus l'oxydation des sels métalliques contenus dans l'émulsion du film radiographique est importante et le noircissement du film est important. Les photons ont de rares interactions, mais celles-ci produisent des négatons très actifs pour le noircissement du film.

1-2-Les écrans renforçateurs

Les écrans renforçateurs ont pour rôle d'**amplifier le signal** porté par le faisceau primaire, appelé "**image radiante**". Le film radiographique est peu sensible aux rayons x et une quantité importante de rayons x est nécessaire pour obtenir un noircissement adéquat du film sans l'emploi d'écrans. Les écrans renforçateurs permettent d'utiliser moins de rayons x pour obtenir le même noircissement. Ils permettent donc de diminuer la quantité de rayons x utilisée en radiologie, ce qui est intéressant d'un point de vue de la **radioprotection**. Ils permettent aussi de diminuer le temps de pose, et donc de limiter le flou cinétique, ou de pouvoir réaliser des radiographies de parties épaisses avec des appareils peu puissants.



Les écrans renforçateurs sont composés de cristaux de **luminophore**, souvent à base de **terre-rares**, qui transforment les rayons x en une lumière bleue, [verte](#) ou violette. Ils sont contenus dans une [cassette](#) étanche à la lumière dont ils tapissent les 2 faces. Le film radiographique se place à l'intérieur de la cassette entre les 2 écrans.

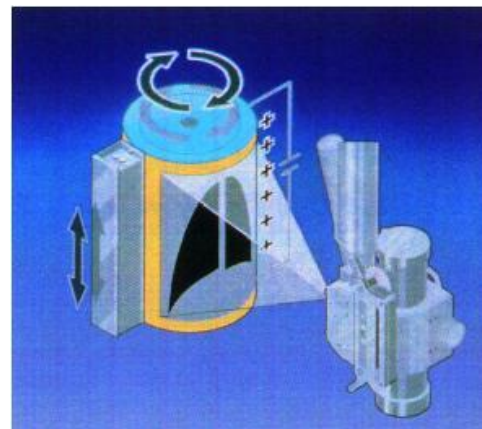
On distingue 2 propriétés essentielles des écrans qui sont malheureusement incompatibles : leur pouvoir amplificateur, appelé **vitesse**, et leur **finesse**. Il existe plusieurs types d'écrans en fonction de leur vitesse et chaque fabricant propose une gamme d'écran composée de 3 ou 4 écrans différents. **Lorsque la vitesse de l'écran augmente sa finesse (ou résolution spatiale) diminue.**

2-les détecteur utilisant le sélénium :

le détecteur est un photoconducteur non cristallin, le sélénium amorphe, dans lequel l'énergie des photons X est directement convertie en charges électriques. Une couche de sélénium amorphe d'environ 500 uni, sur un support aluminium, absorbe environ 60 % des photons d'un spectre à 120 kV. Dans une phase préalable à l'exposition, une densité homogène de charges est déposée en surface de la couche, par effet corona. La couche de sélénium est ensuite exposée à l'image radiante comme une cassette classique. Durant l'exposition, la décharge est localement proportionnelle à la quantité de photons incidents. Dans le système THORAVISION de PHILIPS la couche de sélénium est appliquée

sur un tambour en aluminium de 50 cm de diamètre et l'image de charges est lue par un nouveau procédé : une série de sondes de type microélectromètres mesure le potentiel de surface par couplage capacitif. Le signal électrique créé par influence est amplifié, numérisé et permet de construire une image numérique point par point.

Cette géométrie a été choisie pour faciliter une lecture rapide de la plaque, soit environ 15 s. Le système commercialisé, proposé pour la radiographie thoracique, permet de réaliser une image 43 x 49 cm, en 2166 x 2448 pixels de 200 μm . L'image est numérisée sur 14 bits. Les courbes caractéristiques montrent une dynamique supérieure à 10^4 , avec un seuil de sensibilité de quelques dizaines de nGy, soit un facteur environ 100 en dessous du film-écran et voisin du système utilisant les écrans à mémoire. Grâce à la conversion directe et au système de lecture bas bruit, l'efficacité quantique de détection est supérieure aux systèmes concurrents. La résolution spatiale limite atteint 2,7 lp/mm (fréquence de Nyquist liée à l'échantillonnage spatial de lecture), ce qui est moins favorable que les systèmes à écrans à mémoire haute résolution.



3- les écran radio luminescents a mémoire (ERLM):

●principe de base :

L'ERLM est enfermé dans une cassette ou intégré dans un système de lecture. Lors de l'examen radiologique, il est exposé aux rayons X. Il détecte alors les informations Rx et mémorise leurs énergies stockées dans ses particules photo stimulables, grains composés de bifluorure de baryum dopé à l'euprasiol (classification des phosphores). Lorsque l'ERLM est lu, le lecteur balaye la surface de l'écran avec un faisceau laser (photo stimulation : apport d'énergie via un rayonnement lumineux d'environ 650 nm de longueur d'onde). L'ERLM libère alors les énergies stockées sous forme d'une émission de lumière, d'intensité proportionnelle à l'énergie RX emmagasinée (Phénomène linéaire sur quatre décades). Les intensités successives sont échantillonnées, mesurées et converties en nombres compris entre 0 et 1023 (10 bits) qui constituent les valeurs des pixels de l'image numérique. L'ERLM est ensuite effacé totalement par éclairage intense qui libère les faibles niveaux d'énergies restant stockés après lecture. Le phénomène offre une très large dynamique de signal des informations RX détectées (100 fois supérieure à celle du couple écran/film standard).

●compositions:

-L'ERLM est constitué d'une couche protectrice recouvrant une couche active de particules photoluminescentes mélangées dans un liant (la taille des grains est de l'ordre de 5 μm), qui est ensuite déposée sur un support opaque de polyéthylène. Les particules

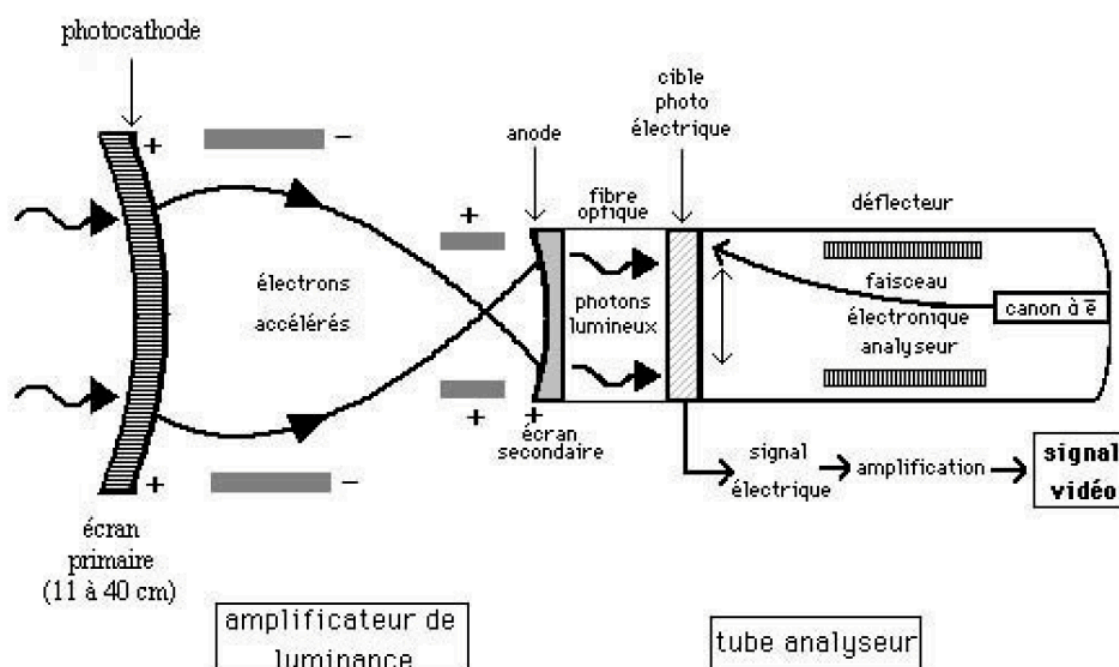
photoluminescentes sont constituées de cristaux de fluoro-halogénure de baryum dopé avec une très faible concentration d'ions d'euporium bivalents (BaFBr:Eu^{2+}). Cette formule a été mise au point au début des années 1980 par Fujifilm (inventeur des ERLM, dénommés à l'époque « système FCR »). Elle s'inspire notamment du « phosphore » BaFCl:Eu^{2+} qui constitue la couche radiosensible des écrans « conventionnels » à émission de luminescence spontanée.

II-lecture directe :

1-Intensificateur d'image radiologique :

● Description: C'est le tube intensificateur d'images qui est utilisé en angiographie numérisée. Il transforme l'image radiante (photons X) en signal lumineux (photons lumineux) grâce à l'amplificateur

Le signal lumineux sera ensuite transformé en signal vidéo qui sera numérisé.



Le signal vidéo est obtenu grâce au balayage d'une cible photoélectrique, qui correspond à la surface de recueil de l'image radiante, par un faisceau d'électrons. Ce signal vidéo apparaît donc sur un écran. En fonction du type d'émission du faisceau et du mode de balayage on distingue le mode scopique et le mode graphique.

La scopie ou fluoroscopie numérique permet de visualiser un phénomène dynamique (très utile en angiographie) et de mémoriser la dernière image scopique, ce qui permet de réduire le temps d'irradiation.

La graphie, qui utilise une émission de rayons X intense et brève, permet de garder en mémoire l'image sur la cible. La lecture se fait de façon séquentielle. On parle de fluoroscopie pulsée. Grâce à la cadence d'images qui peut être élevée elle permet une étude dynamique, à la base de l'angiographie.

2-Les détecteurs-plan matriciels :

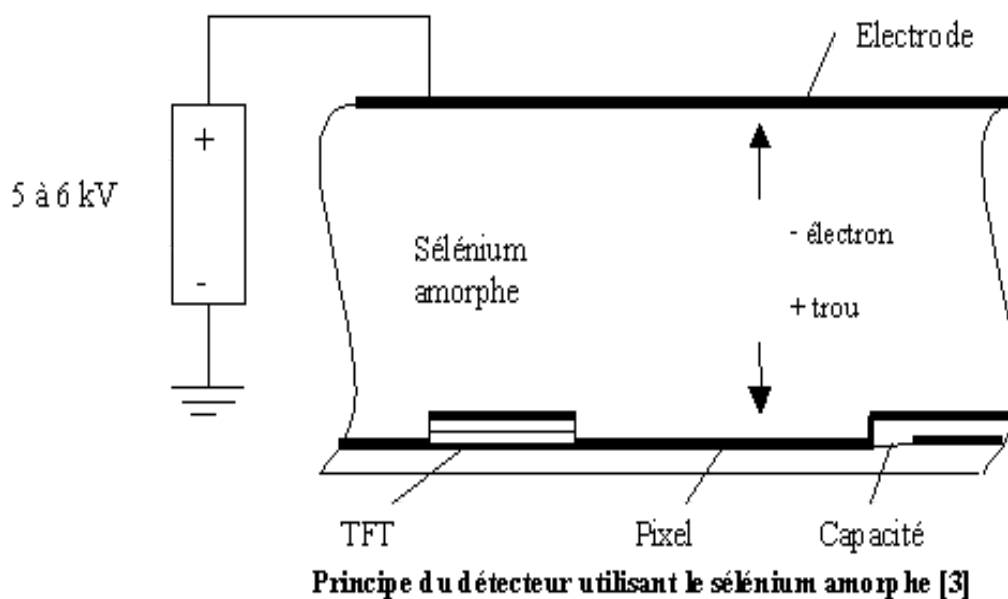
●Description :

La conversion de l'image radiante en signal analogique numérisable est obtenue par conversion puis transfert du signal électrique à l'aide d'un système de conversion à disposition matricielle, point par point sur le détecteur.

La conversion électrique peut être directe (semi-conducteur type sélénium) ou indirecte (conversion lumineuse puis électrique à l'aide de scintillateur et de photodiodes).

●Principe :

La conversion des rayons X en charges électriques est directe dans une plaque de **sélénium amorphe** de quelques centaines de microns d'épaisseur. Les charges électriques produites sont récupérées sans autre conversion par une matrice de transistors.



●La conversion électrique directe :

Le capteur est un support recouvert d'une couche de sélénium amorphe sur lequel on a déposé une matrice de photodiodes et de TFT (Thin Field Transistor : transistor à effet de champ en couche mince). Le pixel est défini simplement par la surface de l'électrode reliée au drain.

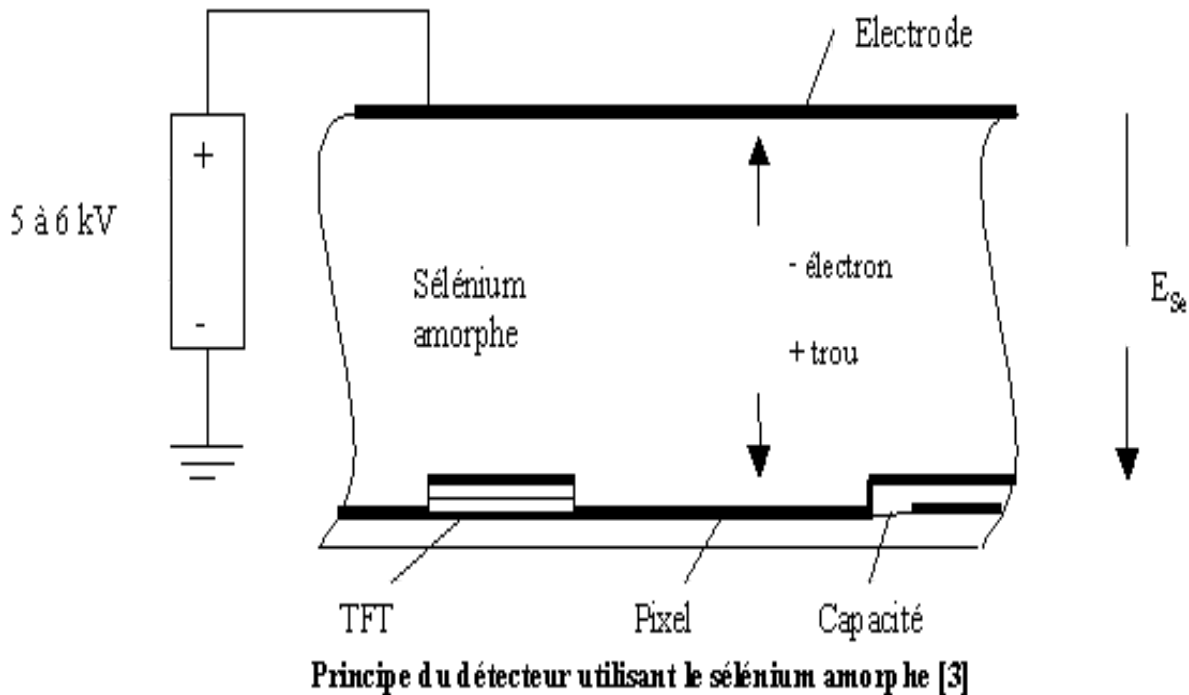
Déposés sur cette matrice de TFT on trouve :

- une couche de sélénium amorphe ;
- une couche diélectrique ;

- une électrode sur laquelle est appliquée une tension de l'ordre de 5 à 6 kV.

Ils ont de nombreux avantages :

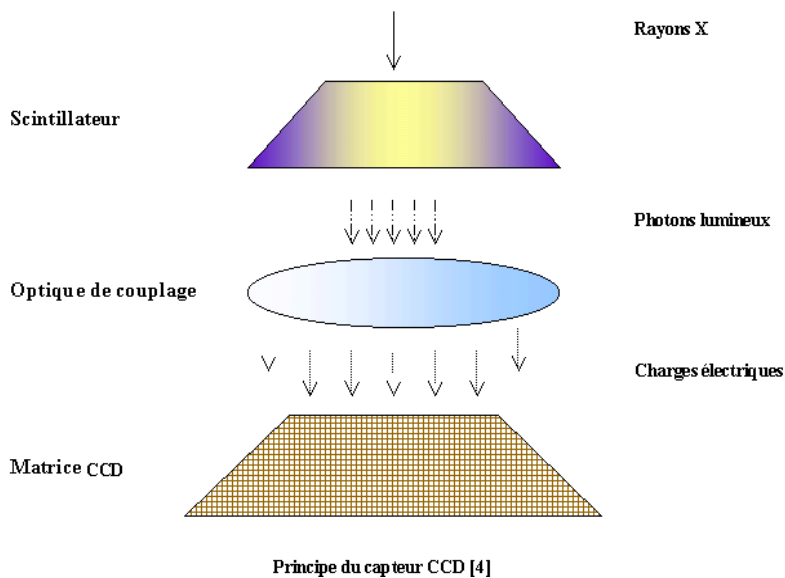
- Excellente résolution en contraste à faible dose.
- Moins encombrants.
- Meilleure résolution spatiale.
- Acquisition numérique à grand champ (43×43) point par point



• La conversion électrique indirecte :

Le capteur utilisant un CCD est composé :

- d'un **écran convertisseur** (scintillateur) transformant les rayons X en photons lumineux ;
- d'un **système d'optiques** assurant la convergence des sous-images en une seule image ;
- d'une **matrice CCD** assurant la conversion des photons lumineux en électrons qui seront discrétisés, formant ainsi l'image numérique.



Un capteur CCD (Charge Coupled Device ou Dispositif à Transfert de Charges en français) est une surface photosensible. Le matériel de base de la surface photosensible est le silicium, qui est dopé de manière à acquérir des propriétés photoélectriques, c'est-à-dire qu'un photon incident est susceptible d'y produire une charge électrique (un électron). La surface du capteur CCD est constituée d'un réseau de pixels.

Les CCD sont de bons capteurs de lumière émise par les scintillateurs mais leurs dimensions sont beaucoup plus petites que celles du champ observé. Il est impossible dans ces conditions de les placer au contact du scintillateur. Le défi est alors de transmettre le plus de lumière émise possible au CCD en gardant l'image focalisée sur lui. Ce qui peut être fait soit par un jeu de lentilles et miroirs, soit par un guide de lumière conique.

III - Application clinique de chaque détecteur :

1. Le couple écran-film :

La radiographie analogique utilise comme détecteur le couple écran-film. Le film photographique fut le premier détecteur à être utilisé en radiographie, Le couple-écran film, seul détecteur analogique, est resté longtemps une référence en radiographie du fait de son excellente résolution spatiale et de sa bonne sensibilité. Néanmoins, il est de moins en moins utilisé,

2. les détecteurs utilisant le sélénium :

Ce dernier a été choisie pour faciliter une lecture rapide de la plaque, soit environ 15 s. Le système commercialisé, proposé pour la radiographie thoracique permet de réaliser une image 43 x 49 cm, en 2166 x 2448 pixels de 200 µm. L'image est numérisée sur 14 bits.

3. Les écrans à mémoire (ERLM):

La radiologie conventionnelle utilise jusqu'à maintenant comme récepteur un système de cassettes comprenant un écrans à scintillateur photo stimulable à mémoire, appelé également Ecran Radio Luminescent à Mémoire (ERLM)

-améliorant la résolution spatiale et permettant des applications en mammographie.

4. Intensificateur d'image

- En angiographie on peut également utiliser la technique de ce type de détecteur qui permet d'acquérir des masques et de les soustraire après opacification des vaisseaux afin de visualiser uniquement le réseau vasculaire
- ses principales indications sont les examens avec contrastes (opacification digestifs et urinaires, arthrographies, arthériographies et la radiologie interventionnelles).

5. Les détecteurs-plan matriciels :

- Ce système est intégré dans un arceau et permet la réalisation d'examens angiographiques diagnostics et thérapeutiques (radiologie interventionnelle)
- améliorant la résolution spatiale et permettant des applications en mammographie
- les détecteurs plans matriciels présentent pour un meilleur confort du praticien et un meilleur service à l'endroit du patient.
- Le domaine de la radioscopie ne sera résolu que plus tard et engendrera vraisemblablement des surcoûts que la cardiologie sera probablement la seule modalité capable de justifier au début

Plan de projet

II -lecture différée :

- 1-couple écran film :
- 2-les détecteur utilisant le sélénium :
- 3- les écran radio luminescents a mémoire (ERLM):

II -lecture directe :

- 1-Intensificateur d'image radiologique :
- 2-Les détecteurs-plan matriciels :

III - Application clinique de chaque détecteur :