

LES CAPTEURS PLAN :

MARTINO Mickaël

Élève manipulateur

Service de coronarographie, clinique Claude Bernard.

GENERALITES :

La radiologie standard a connu d'importantes évolutions vers sa numérisation grâce à trois techniques complémentaires :

Les écrans radioluminescents à mémoire (ERLM) pour l'imagerie statique ;

La fluorographie numérisée pour l'imagerie dynamique ;

Les détecteurs au sélénium dédiés au thorax.

Deux types de capteurs sont utilisés selon l'application :

- En mammographie :

Les capteurs plans à conversion directe constitués d'une base au sélénium amorphe et présentant une résolution inférieure à 100 μm .

- En radiologie numérique :

Des capteurs à conversion indirecte à base de silicium amorphe associés à des scintillateurs à iodure de césium ou d'oxysulfure de gadolinium, et affichant des résolutions comprises entre 100 et 200 μm .

Le Sélénium amorphe est obtenu par évaporation, thermique sous ultravide.

OBJECTIFS :

Obtention d'images de haute résolution, contribuant ainsi à l'amélioration du diagnostic médical, tout en soumettant les patients et le corps médical à une faible exposition aux rayons X.

Différent Types :

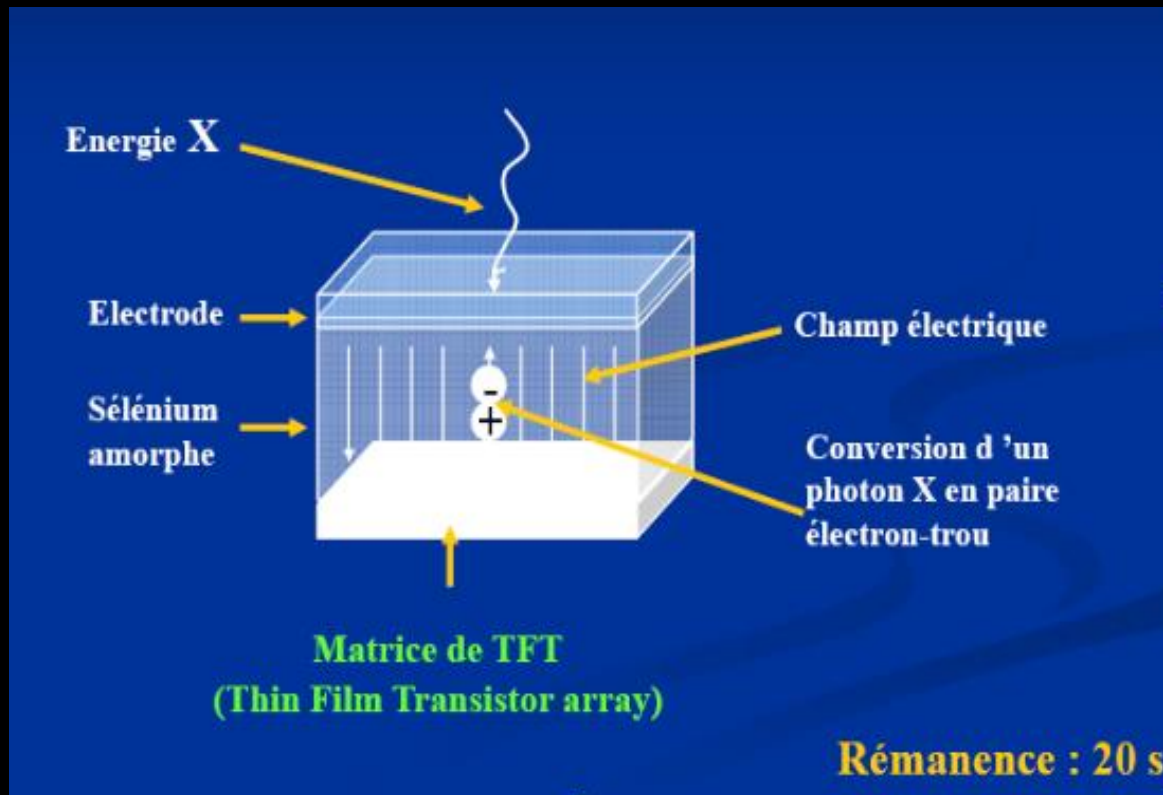
		TECHNOLOGIE	FABRICANT
DIRECT	Matricielle au silicium amorphe Couche de Sélénium amorphe		DRC - HOLOGIC, INC.
	INDIRECT	Matricielle au silicium amorphe	Scintillateur Iodure de césium
Scintillateur Gadolinium			EG & G
Matrice de CCD (s) Couplage optique Scintillateur Iodure de Césium		CANON	
		DMS-APELEM	
		SWISSRAY	
		IMAGING DYNAMICS	
		IMIX	

Tableau récapitulatif des principaux fabricants de capteurs

DR à conduction directe au sélénium amorphe :

- Photoconduction

Conversion directe des Rx en signaux électriques au contact d'un photoconducteur.



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 Film Transistor = Transistor à effet de champ en coupe mince).

Photons X absorbés par le sélénium.

Création de charges électriques.

Charges attirées par un champ électrique.

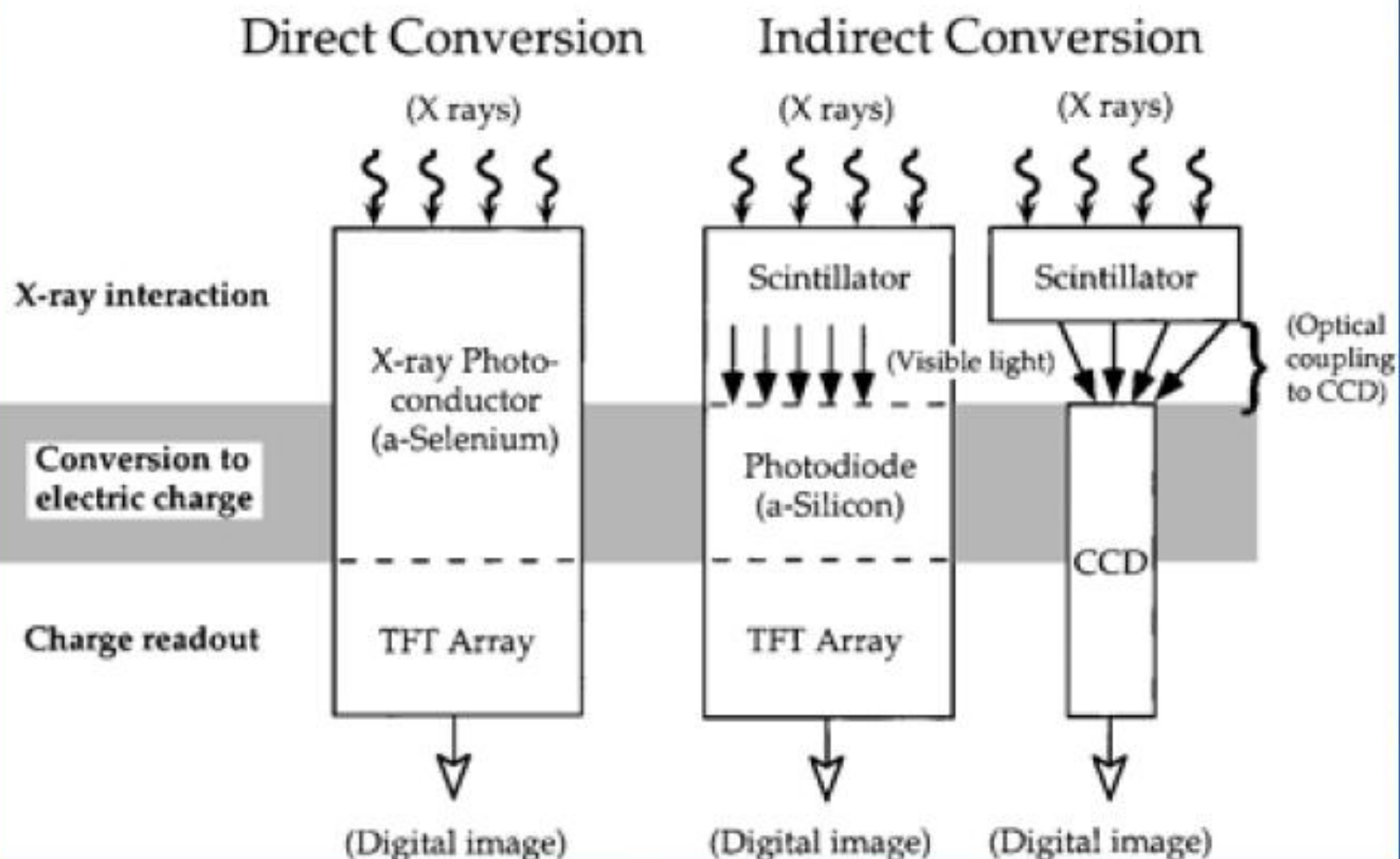
L'électrode du pixel relié au transistor est alors chargée.

Les charges collectées par la matrice sont localisées très précisément =
Bonne RS.

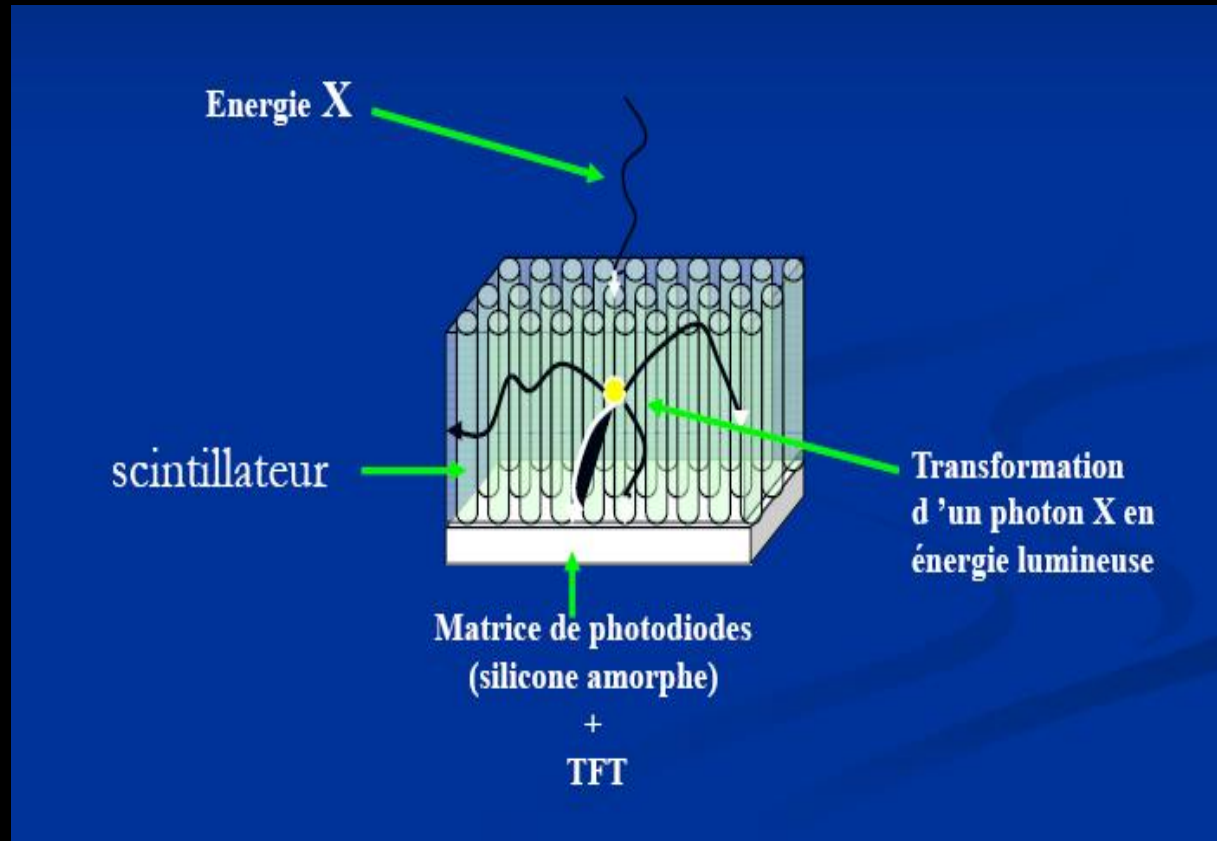
Bonne absorption pour la mammographie, mais moins satisfaisante pour la Radiologie conventionnelle (En raison de l'épaisseur techniquement utilisable de l'ordre de 250 à 500 μm)

Rq :Le sélénium étant rémanent, il est indispensable de l'effacer soigneusement entre deux expositions, ce qui l'empêcherait d'être utilisable pour les examens dynamique, cependant il semblerait qu'il soit possible de l'effacer très rapidement par une technique spéciale et d'atteindre ainsi 30i/s.

Electronically readable detectors



Capteurs plans à conversion indirecte au silicium amorphe:



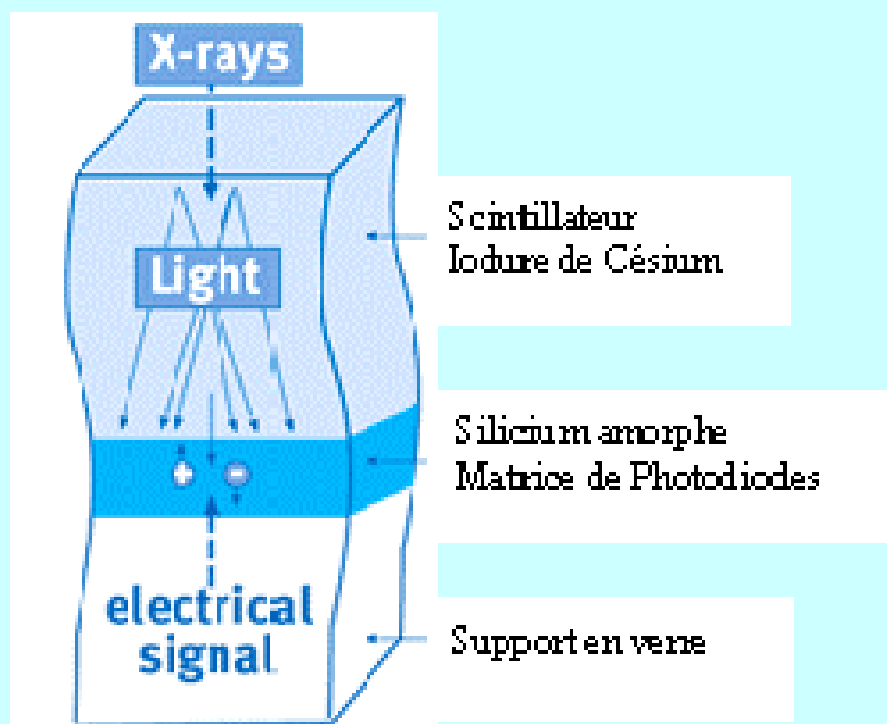
DR à conversion indirecte au silicium amorphe:

Transforme d'abord Rx en photons lumineux puis en signaux électriques par l'intermédiaire d'un scintillateur.

Le capteur est couplé à une photodiode déposée sur une couche de TFT (Thin Film Transistor)

Ex : GE avec son capteur Révolution

Philips et Siemens avec son capteur Trixell 4600



Principe du détecteur au silicium amorphe [A]

Sur un support en verre, on trouve une couche de silicium amorphe sur laquelle on a déposé une matrice de photodiodes et de transistors TFT.

Superposé à la matrice on trouve un écran fluorescent d'Iodure de Césium CsI identique à celui d'un intensificateur d'image, c'est à dire avec une structure en aiguilles. L'Iodure de Césium est radio luminescent sous l'action des rayons X. Il convertit les rayons X en lumière et le silicium amorphe transforme la lumière en signal électrique.

Chaque pixel comprend une photodiode et un transistor

Grâce au numéro atomique élevé de l'iodure de césium (55,5), le scintillateur absorbe bien les rayons X utilisés en radiologie conventionnelle (trois fois plus que le sélénium à épaisseur identique à 70 kV). La lumière émise est convertie en charges électriques par les photodiodes.

Rq : Mode de radiographie dynamique possible car ce détecteur n'est pas rémanent.

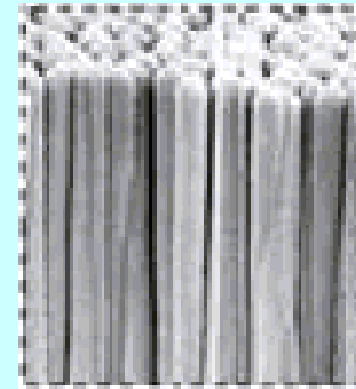


Schéma de l'Iodure de Césium (structure en aiguille) [A]

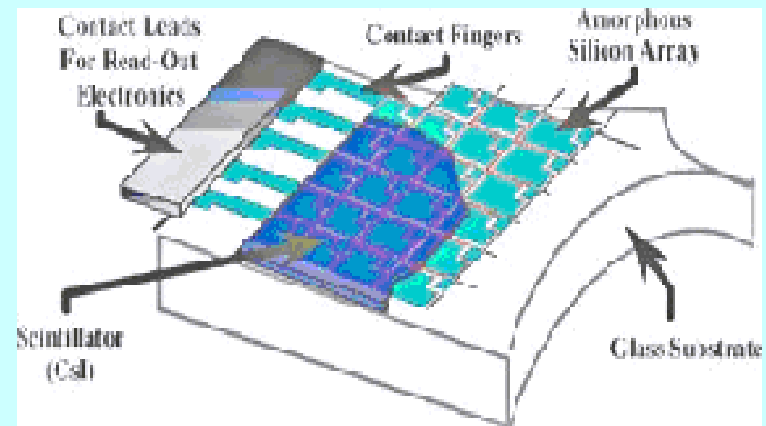
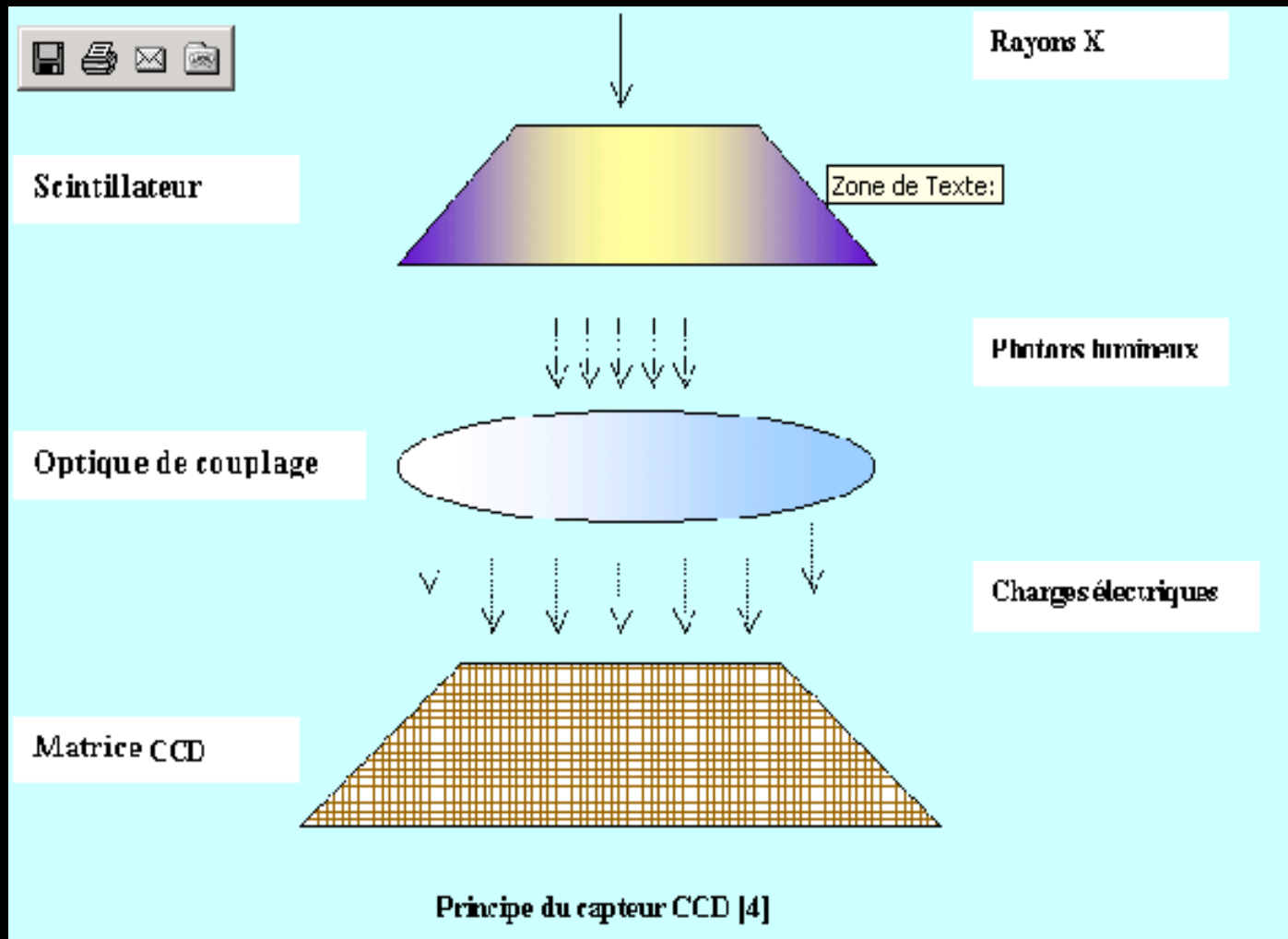


Schéma en coupe du détecteur utilisant le silicium amorphe [B]

Capteur à base de CDD (méthode indirecte)



- Rx transformés en Photons lumineux par le scintillateur.
- Système optique assurant la convergence des sous images en une seule image.
- Une matrice CDD qui assure la conversion des photons lumineux en électrons qui seront discrétisés, formant ainsi l'image numérique.

CDD = Dispositif à transfert de charge (Charge Coupled Device), composé d'une surface photosensible dont le matériel de base est le silicium, qui est dopé afin d'acquérir des propriétés photoélectriques c'est-à-dire qu'un photon lumineux incident est susceptible d'y produire une charge électrique. La surface du capteur est constituée d'un réseau de pixels.

Intérêts :

Résolution spatiale au moins équivalente à celle de la radiologie conventionnelle.

EQD (Efficacité quantique de détection) nettement supérieure à celle du couple écran/film ou celle de l'ERLM. (60% contre 20 % pour couple écran/film et 25% pour les ERLM).

Dose apportée au patient moindre (- 50 a 75% selon certain articles).

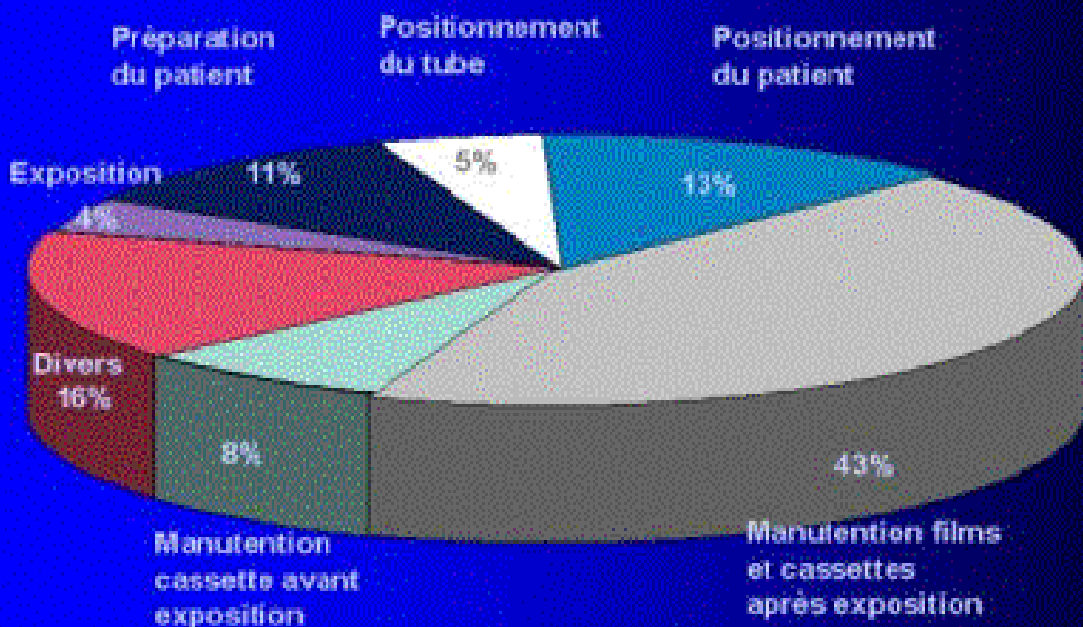
Gain de temps et de productivité.

Possibilité de traitement des images et de mise sous réseau.

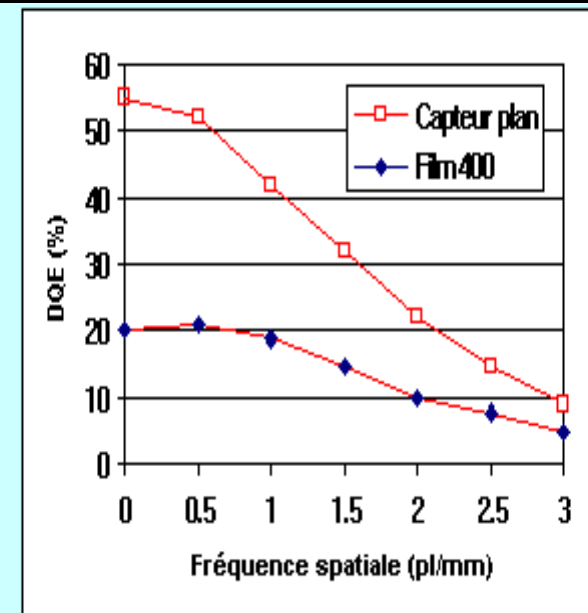
Économie de film et utilisation plus faible d'effluent.

Meilleure productivité et durée de vie plus longue du matériel.

L'acquisition immédiate permet de plus, de rester auprès du patient et donc d'éviter le risque d'incident.



Camembert représentatif des étapes de prise en charge du patient [11]



Courbes de DQE comparant les DQE d'un capteur plan et d'un film de sensibilité 400 (Conditions 70 kV DN-5, dose 2.5 µGv) [10]

Technique	Ecran / film	Ampli num	ERLM	Détecteur au sélénium	Capteur plan
Résolution spatiale (lp / mm)	10	4 - 5	3 - 5	3	2,5 - 3,5
Dynamique	10 ³	NC	10 ⁴	10 ²	10 ⁵
EQD (en %)	20-30	60-70	20-25	NC	>60
Plage d'exposition	Très limitée	NC	large	NC	Très large

Comparaison technique des différents systèmes de radiologie [9]

Pour conclure :

Les capteurs plans ont pour vocation :

A court terme le remplacement du couple écran/film (imagerie statique) ;

A long terme l'ensemble amplificateur de brillance plus caméra CCD (imagerie dynamique). D'après plusieurs publications, les capteurs plans seront à la base des futures innovations technologiques en imagerie dynamique.

Cependant les coûts d'investissement des systèmes numériques utilisant les capteurs plans sont environ deux fois plus élevés que ceux des systèmes conventionnels. A l'heure actuelle, les économies que permettent l'acquisition d'un système numérique (gains de productivité, réduction des coûts et du temps d'examen) ne sont pas suffisantes pour compenser les coûts d'investissements initiaux.

De plus :

Les fabricants de capteurs plans cherchent à aller encore plus loin dans la conception de l'architecture des détecteurs en réduisant la taille du circuit et des pixels. En améliorant la qualité image et en travaillant sur les algorithmes de reconstruction.

Les systèmes CR et DR proposent un débit plus élevé que le couple écran-film, permettant aux établissements de santé un gain de temps.

Les systèmes proposent désormais des solutions plus compactes, des positionnements plus souples pouvant accélérer le débit et améliorer la qualité de l'image. Logiciels conviviaux, écrans tactiles, technologies de prévisualisation ne sont que quelques unes des solutions conçues pour permettre aux utilisateurs de poursuivre leur travail en restant au plus près des patients.

**Sincère remerciement à toute
l'équipe soignante du service de
coronarographie pour votre accueil
et pour le temps passé à me faire
partager vos connaissances.**

**Martino
Mickaël**