

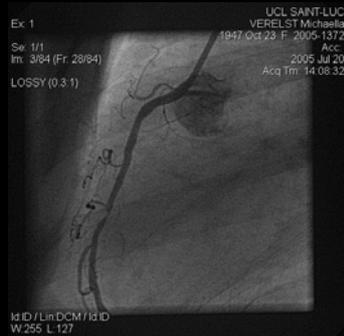
Technologies de l'information
Informations sur les technologies

Imagerie médicale : un long
fleuve tranquille ?



CT avec reconstruction
Par injection intraveineuse

Coronarographie Par cathétérisme coronaire



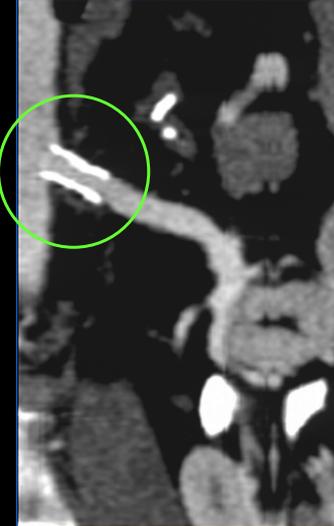
Dr E. Coche

IRM fonctionnel
Représentation des aires activées par test de lecture

Dr C. Grandin

Hypertension sur
Sténose de l'artère
rénale

Dilatation + Stent artère
rénale rénale gauche



Dr P Goffette



Pr F. Lecouvet

Imagerie médicale : un long
fleuve tranquille ?

Niagara !

Flash back

1ère étape
1895, l'image fût

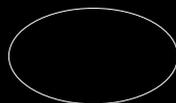


un rayonnement invisible peut pénétrer un corps et former une image sur un support qui dépend de paramètres physiques du corps traversé

Par la suite, variations.....

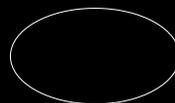
Rayonnement X

RX,CT



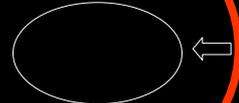
Faisceau ultrasonore

US



Champs magnétiques

IRM

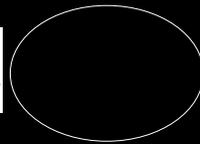
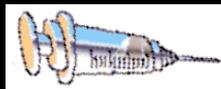


Imagerie anatomique par opposition à ...

... L' imagerie fonctionnelle

Médecine nucléaire

scintigraphie



injection d'une substance radioactive

2ème étape

et l'image fut numérisée.....

Imagerie analogique

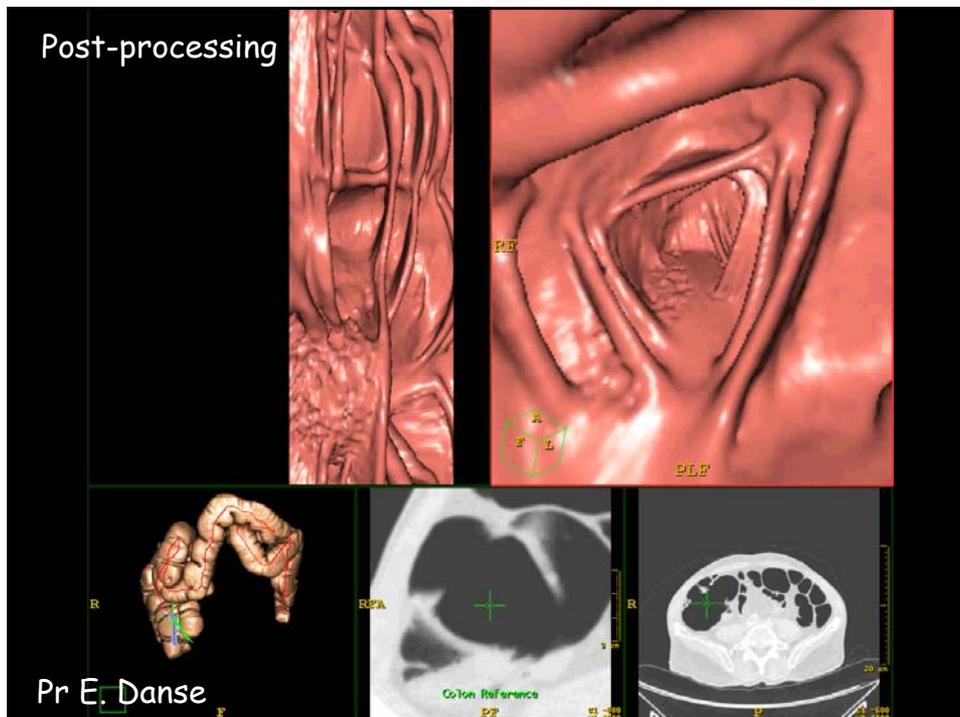


Imagerie numérique



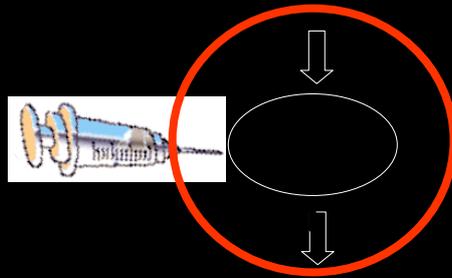
Avantages - Imagerie numérique

- Post-processing
- Combinaison des images
- Transfert
- Stockage



Imagerie numérique

Combinaison des images : PET-CT // SPECT-CT
CT



Imagerie anatomique et fonctionnelle

Techniques de numérisation en
imagerie conventionnelle

Imagerie numérique

- $\approx 65\%$ des actes de radiologie sont réalisés sur film (essentiellement os, poumons)
- CT, MR, US, ... représentent $\approx 35\%$ des actes effectués
- La numérisation de la radiologie conventionnelle est un paramètre clef pour l'évolution vers le filmless

Imagerie numérique

Définitions

Les supports: CR versus DR

La lecture

Le post-processing

Qu'est-ce que la radiologie numérique ?

Radiographie analogique:

L'information est directement analogue à celle résultant de l'atténuation des flux de photons X par la matière irradiée.

Radiographie numérique:

L'information est digitalisée et varie de façon non continue et plus précise

EXEMPLE : Montre analogique versus numérique

Analogique: l'aiguille se déplace de manière analogique (identique) au phénomène mesuré (le temps)

Lecture instantanée mais approximative
le déplacement de l'aiguille est continu

Numérique: des nombres sont affichés

Lecture lente mais précise
variation non continue du paramètre (signal utilisable)

Imagerie numérique permet

Traitement de l'image

Visualisation sur console

Stockage aisé

Imagerie analogique

Acquisition	Traitement	Visualisation	Stockage
Film	-	Film	Film

Imagerie numérique

Acquisition	Traitement	Visualisation	Stockage
Stockage sur phosphore	Differents protocoles and algorithms	Console CD films	Stockage dans pacs Diffusion web

Imagerie numérique permet

Réduction doses (?)

Accroissement débit (?)

Réduction des coûts (?)

Techniques de numérisation en imagerie conventionnelle

Techniques de numérisation

1. Fluorographie numérique
(numérisation de l'image de l'amplificateur de brillance)

Techniques de numérisation

1. Fluorographie numérique
(numérisation de l'image de l'amplificateur de brillance)
2. Numérisation secondaire des films (scanner)



Techniques de numérisation

1. Fluorographie numérique
(numérisation de l'image de l'amplificateur de brillance)
2. Numérisation secondaire des films (scanner)
3. Ecrans radioluminescents (CR, computed radiography)



Techniques de numérisation

1. Fluorographie numérique
(numérisation de l'image de l'amplificateur de brillance)
2. Numérisation secondaire des films (scanner)
3. Ecrans radioluminescents (CR, computed radiography)
4. Capteurs directs (DR, direct radiography)



Techniques de numérisation

1. Fluorographie numérique
(numérisation de l'image de l'amplificateur de brillance)
2. Numérisation secondaire des films (scanner)
3. Ecrans radioluminescents (CR, computed radiography)
4. Capteurs directs (DR, direct radiography)
5. Chambres d'ionisation (EOS)

Imagerie numérique

Définitions

Les supports: CR versus DR

La lecture

Le post-processing

Radiologie analogique

Source radiogène

Corps irradié

Couple écran-film

Développement

-

Visualisation négatoscope

Envoi

Archivage

Radiologie numérique

Source radiogène

Corps irradié

Support variable mais pas de film

Lecture

Post-processing

Visualisation écran

Envoi (film, Cdrom, web..)

Archivage électronique

Analogique

Source radiogène

Corps irradié

Couple écran-film

Développement

-

Visualisation négatoscope

Envoi

Archivage

Numérique

Source radiogène

Corps irradié

Cassette phosphore.....

Lecture système laser

Traitement image

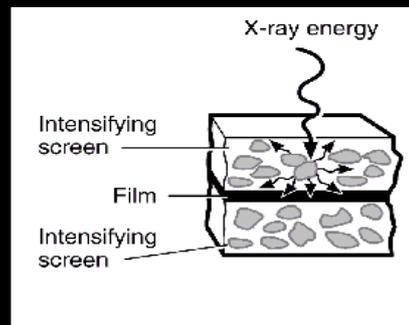
Visualisation console

Envoi et archivage

Radiologie **analogique**

Le couple écran-film est l'élément de base de l'acquisition

Le film contient des grains de bromure d'argent supportés par un liant



Couple film-écran

1% de l'énergie X est absorbée directement par l'écran
99% de l'information provient des écrans renforçateurs

Résolution spatiale

Film: 100 pl/mm ; écran 8 pl/mm

Types d'écran

- fins (peu de diffusion; bromure d'argent dans liant absorbant)
- rapides (plus épais et contient plus de grains; liant peu absorbant d'où plus de diffusé)
- terres rares (lanthanides, gadolinium..)

Couple film-écran

Est caractérisé par un indice de rapidité relative qui permet de comparer les expositions pour obtenir une même image

Si on passe d'un écran de rapidité 100 à 200, le débit (mAs) est divisé par 2 à kV identiques

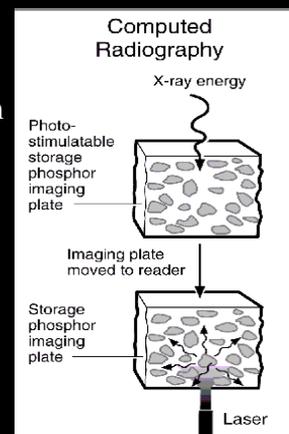
MinR: 40 à 150
Xomat: 140 à 200
Fine: 250 à 280
Regular: 400 à 500

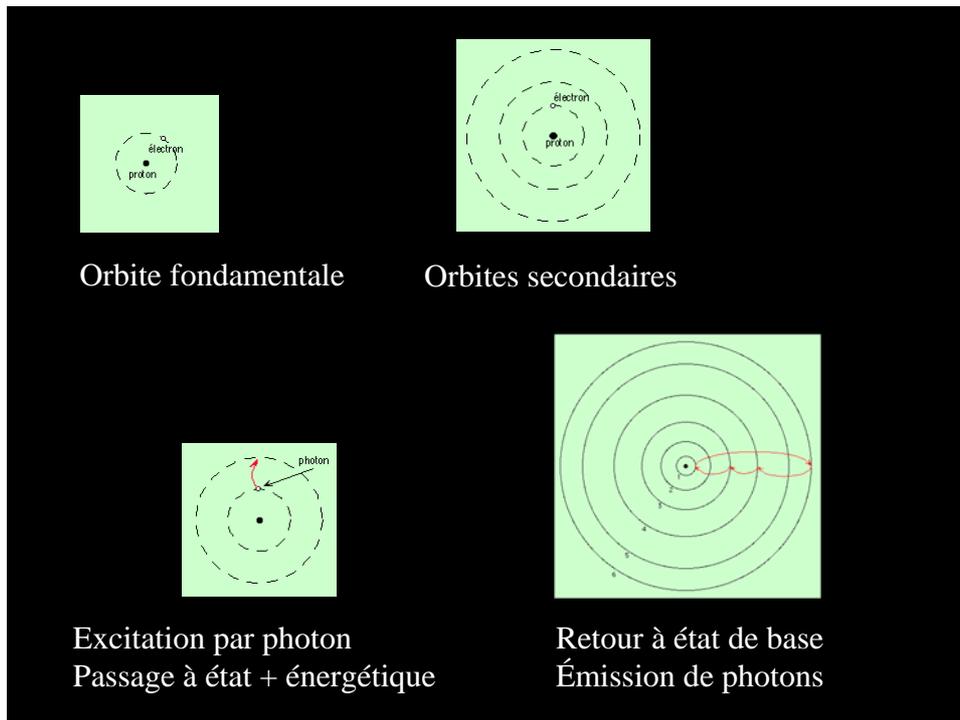
CR: varie de 20 à 2000

Radiologie numérique

Pas de couple écran-film mais une plaque phosphore

Plaque phosphore contient fluorobromure de baryum dopé à l'euporium





Possibilités pour retour à un niveau énergétique plus bas

- a) Retour spontané et immédiat à l'état de base: **fluorescence**
- b) Retour spontané et lent à l'état de base: **phosphorescence**
- c) Retour spontané et partiel (**image latente**) suivi d'un retour lent
- d) Retour induit par laser (transfert d'énergie)

Plaque soumise à flux photons X

Exposition rayons X

Transfert d'énergie aux cristaux avec rétention d'une image latente (absorption et pas libération d'énergie comme écrans renforçateurs)

Lecture

Plaque est exposée à une lumière de longueur d'onde précise (laser)

Libération d'énergie sous forme de lumière, enregistrée par un détecteur

% débit lumière fournie par le laser

% énergie emmagasinée

Ecrans photostimulables: l'éclairement de l'écran par rayon laser

Déclenche libération d'une énergie lumineuse.

Alternatives aux cassettes phosphores

Cassettes aux cristaux de phosphore (crystal IP)

la poudre est remplacée par cristaux

moins de diffusé, plus net, meilleure transfert d'énergie
résolution spatiale accrue pour une dose moindre

Capteurs directs

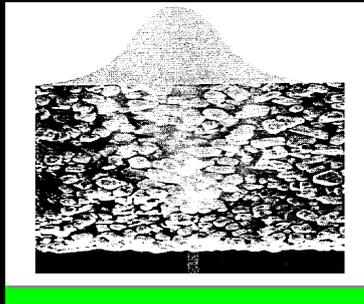
Silicium (Trixel)

Selenium (Kodak)

Computed Radiography (CR) ou ERLM

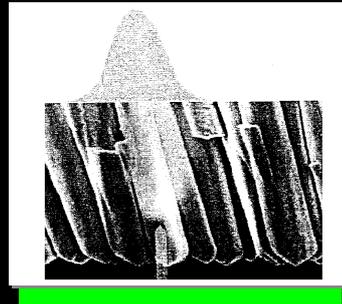


CR: ERLM à haute performance



Powder Phosphor BaFBr

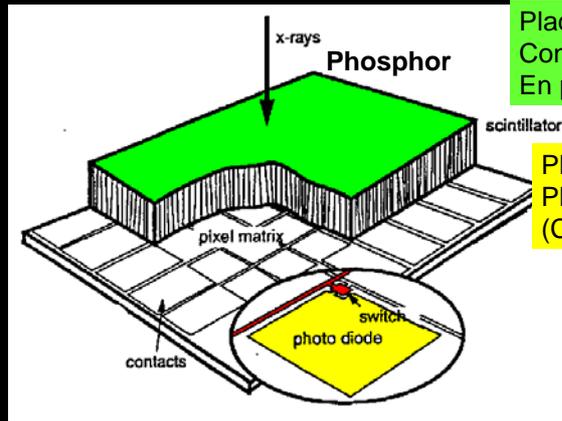
"state of the art CR"



Needle Phosphor CsBr

- more absorption
- higher sharpness
- higher image quality

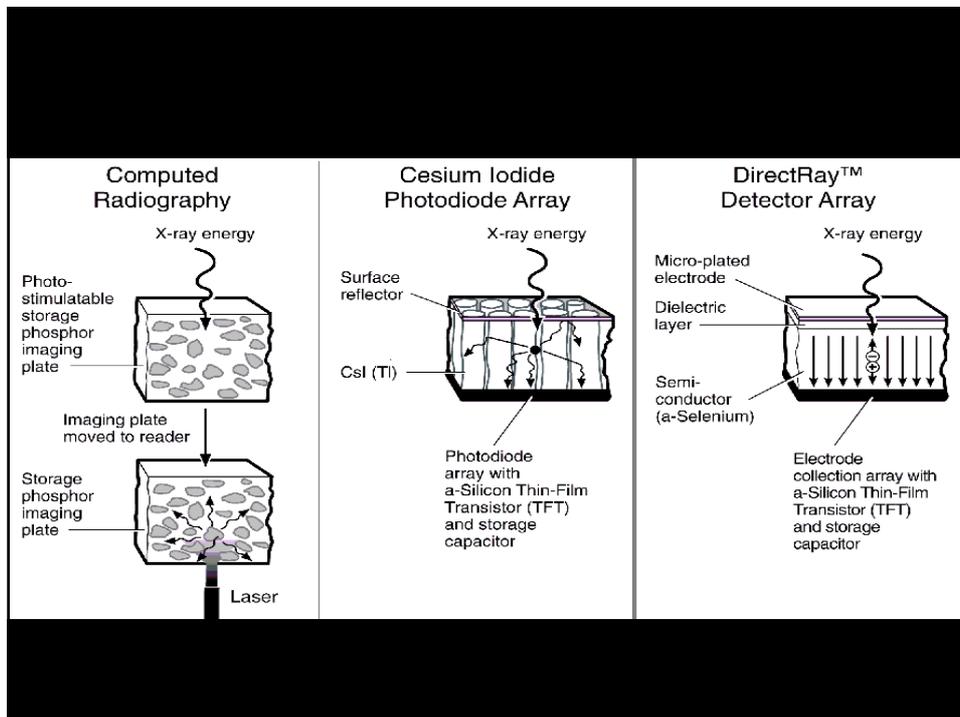
DR: conversion indirect avec scintillateur (Csi, GoS) Triaxell



Plaques phosphore
Convertit les photons du rayon X
En photon lumineux

Photodiode convertit
Photons lumineux en électrons
(Crystal ou cesium iodé)

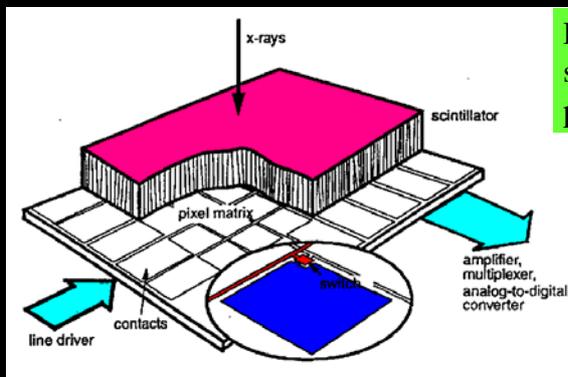
Electrons sont stockés sur
des switch



Direct Radiography (DR) ou Capteur Plan Matriciel



DR: conversion directe avec scintillateur + photoconducteur (aSe)



Photoconducteur au sélénium transporte les photons X

Electrons migrent à la surface d'une électrode

Electrons sont stockés Sur une série de switch

DR



CR (poudre ou cristaux)

K7 à placer et à lire

usure car manipulations pour lecture *
moins cher, remplacement aisé

DR (capteur direct)

pas de K7 mais un support fixe dans la table
peu d'usure car pas de manipulation
cher, remplacement peu facile

* à terme, lecteur intégré à la table

Indications CR versus DR (?)

CR (poudre ou cristaux)

Radiologie générale
Radiologie mobile
Salle d'urgence

DR (capteur direct)

Thorax haut débit
Salle cardio-vasculaire

CR / DR: spécifications générales

- Dimension du pixel: de 100 à 150 μm
- Champ :
 - DR: fixe, $\approx 40 \times 40 \text{ cm}$, fixe
 - CR: variable, maxi = $35 \times 43 \text{ cm}$
- Matrice:
 - DR: fixe, $\approx 3\,000 \times 3\,000$ pixels
 - CR: variable, maxi = $2\,800 \times 3\,400$
- Capture: 14 bits, restitution: 12 bits
- Fichiers image:
 - DR: fixe, $\approx 18 \text{ MO}$
 - CR: variable, maxi $\approx 18 \text{ MO}$

Energie libérée = lumière qui est enregistrée par un détecteur

La relation entre énergie reçue et énergie libérée est linéaire
d'où correction plus aisée que pour un film analogique
dont la réponse est sigmoïde (courbe sensitométrique)

Imagerie numérique

Définitions

Les supports: CR versus DR

La lecture

Le post-processing

Analogique	Numérique
Source radiogène	Source radiogène
Corps irradié	Corps irradié
Couple écran-film	Cassette phosphore.....
Développement	Lecture système laser
-	Traitement image
Visualisation négatoscope	Visualisation console
Envoi	Envoi et archivage
Archivage	

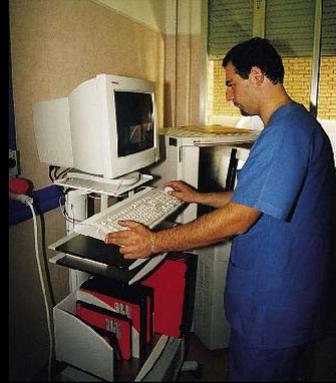
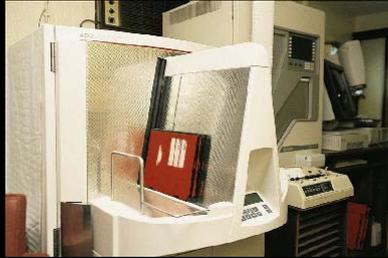
Développement:

Processus chimique permettant de révéler et de fixer les modifications induites par le rayonnement X
 Dans les grains de bromure d'argent

Lecture:

Processus physique permettant de transformer et mémoriser les modifications latentes induites par le rayonnement X
 Dans les capteurs

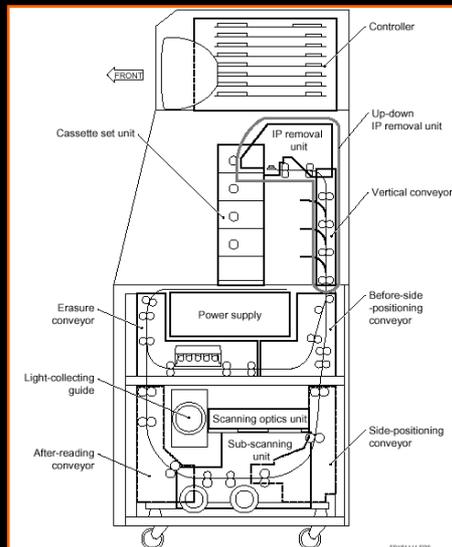
Configurations d'équipement: CR - Agfa



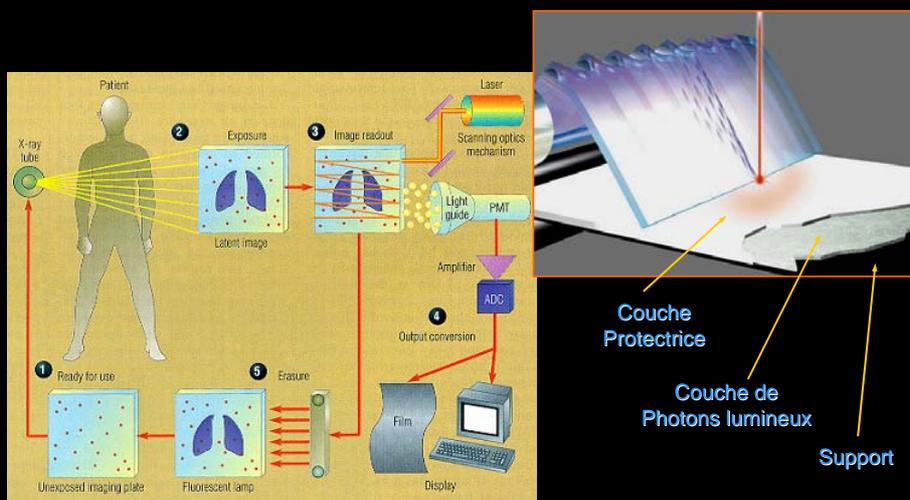
Configurations d'équipement: CR - Fuji



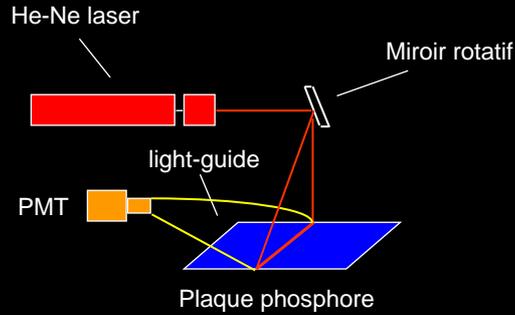
Le mouvement de l' IP dans le lecteur



Exposition et lecture de la plaque IP

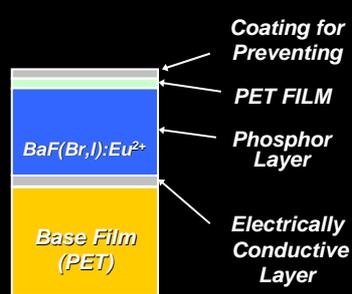


Lecture laser des plaques phosphores

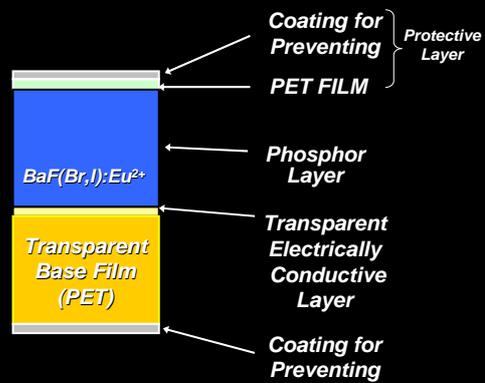


Evolution dans processus de lecture (Fuji)

Imaging Plate for Single Side Reading



Imaging Plate for Dual Side Reading

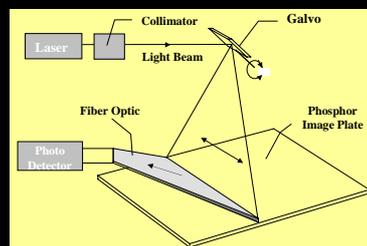


Les nouveaux développements en CR

1. Développement de **nouvelles substances** plus sensibles et plus stables: signal détecté plus intense
Nouvelle génération à base de BaF (Br,I):Eu²⁺
2. **Taille et densité des «grains» phosphores.**
Diminution de la taille des grains et la meilleure uniformité de leur distribution réduit le «bruit fixe».
Épaisseur plus fine de la couche protectrice réduit l'influence du bruit quantique du rayonnement RX.
3. **Puissance du laser** de «photo stimulation»
L'augmentation de la puissance de photo stimulation permet d'élever la vitesse de lecture de l'ERLM.

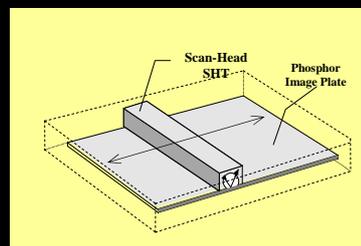
CR: Optimisation et miniaturisation du lecteur (Agfa)

Flying Spot



- Scan: pixel per pixel
- Detector: Photomultiplier

Scanhead



- Scan: line per line
- Detector: CCD

Résolution spatiale (avant le post processing)

Taille du pixel (lecteur)

Type de cassette

résolution standard: couche épaisse de phosphore (230 microns)

résolution haute: couche mince (100 micron); lecture plus fine par laser

Résolution Spatiale en pl / cm

FILM : monocouche: 110 - 140 (sans écran)
double emulsion: **40 - 70** (sans écrans)

AMPL. BRILLANCE :

Field 54cm: 8
Field 30cm: 15
Field 16cm: 25

CR :	35x43	25	50 = 100 Pixels/cm
	24x30	34	50 = 100 Pixels/cm
	18x24	50	50 = 100 Pixels/cm
		Standard	HQ

Imagerie numérique

Définitions

Les supports: CR versus DR

La lecture

Le post-processing

Rappel

Caractéristiques et définitions des paramètres images

Contraste

Résolution spatiale

Fréquence spatiale

Dynamique

Contraste d'une image:

la plus petite différence de densité optique
perçue entre deux points voisins de l'image

Résolution spatiale d'une image:

plus petit détail perceptible
est déterminé par taille du pixel

Est déterminé par la taille du pixel de l'image (et type de K7)
Qui est fonction de la matrice d'acquisition et du champ de vue

Matrice 2048 X 2048 pixel
Champ de vue 400 X 400 mm

Pixel = $400/2048 = 0.2$ mm

Fréquence spatiale d'une image:

lié à la résolution spatiale
exprimé en nombre de paire de ligne (pl/mm)

Taille du pixel = $\frac{1}{2}$ fréquence spatiale

Matrice 2048 X 2048 pixel
Champ de vue 400 X 400 mm

Pixel = $400/2048 = 0.2$ mm
Fréquence spatiale = 2.5 pl/mm (soit 5 l/mm, soit 0.2 mm)

Dynamique d'une image:

amplitude entre valeur minimale et maximale du signal

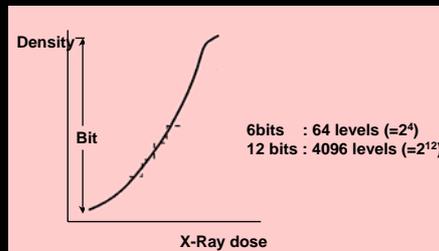
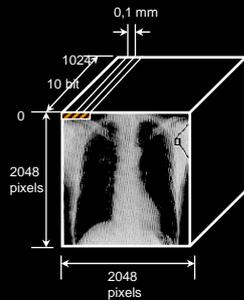
Chaque pixel de l'image est représenté par une valeur codée
Sur un certain nombre de bit (la profondeur du pixel)

Plus grand est le nombre de bit, plus grande est la dynamique
Plus grand est le nombre de gris correspondant.

8 bits: 256 niveaux de gris
12 bits: 4096 niveaux de gris

Dynamique de l'image ou résolution de densité

(Nombre de bits (échelle de gris) par pixel)



- Information capacity (bits) =
Number of pixels (pixels) x density resolution (bits / pixel)
- Number of Pixels = 2048 x 2048 = 4M
- Density resolution = 10 bits = 2 byte
- Information capacity = 4 M x 2 byte = **8MB**
- La Résolution de Densité standard d'une image CR est de 10 bits, donc 1024 différentes échelles de gris.

Buts du post-processing

montrer toute la gamme de variation d'atténuation en réduisant la dynamique de l'image

(os/tissus mous ou poumon/médiastin/os)

améliorer résolution spatiale

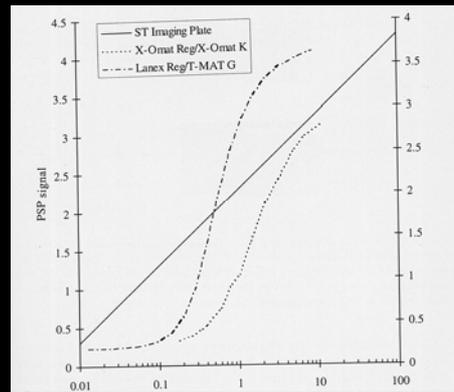
diminuer le bruit

En radiologie analogique,

la courbe de latitude (gradation curve) décrit comment le rayon incident est traduit en niveaux de gris (densité optique)

En radiologie numérique,

la courbe de latitude décrit comment les données numériques entrantes sont traduites en sorties numériques puis comment on les traduit en niveaux de gris. On modifie la valeur des pixels mais pas sa taille ou son contraste.



Imagerie numérique :

Large amplitude de variations
Réponse linéaire aux X

accumule beaucoup d'informations
est moins sensible à la dose

Le post-processing est indispensable

« image brute est imprésentable »
très peu de contraste
flou car pixel larges

Paramètres d'évaluation de l'imagerie numérique

FTM - Fonction de Transfert de Modulation

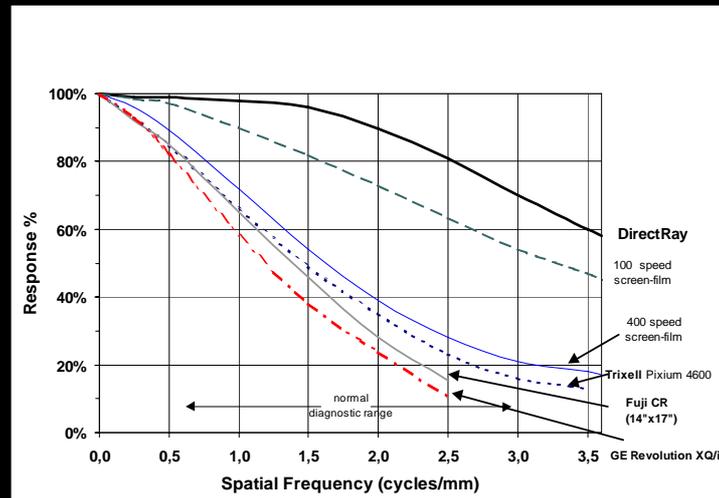
EDQ - Efficacité de Détection Quantique

$$= (\text{SNR}_{\text{out}} / \text{SNR}_{\text{in}})^2$$

Fonction de transfert de modulation (MTF)

Décrit comment un système d'imagerie transmet
les différentes fréquences spatiales

Fréquence de Transfert de Modulation (FTM)



Fréquence de transfert de modulation (MTF)

Décrit comment un système d'imagerie transmet les différentes fréquences spatiales

Fréquences élevées: petits détails et netteté des contours

Fréquences basses: larges détails (contraste)

La netteté des contours dépend

- (a) de la résolution spatiale
- (b) MTF à fréquences élevées

Efficacité quantique de détection (DQE)

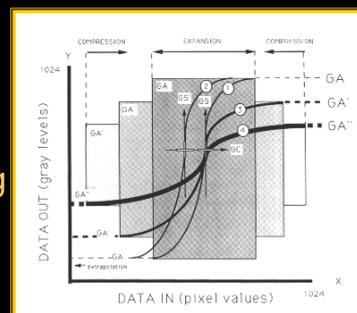
Chiffre décrivant le rendement
c-a-d signal entrant versus signal sortant

$$= (\text{SNR}_{\text{out}} / \text{SNR}_{\text{in}})^2$$

Film classique ou CR 30%
DR 60-70%

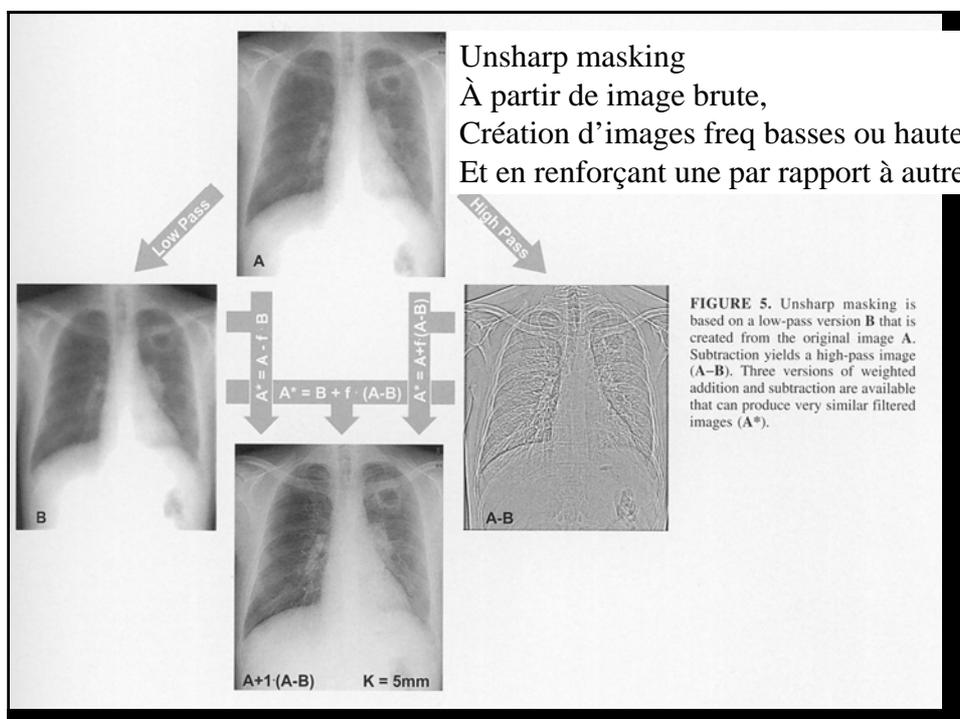
Les différents types de paramètres

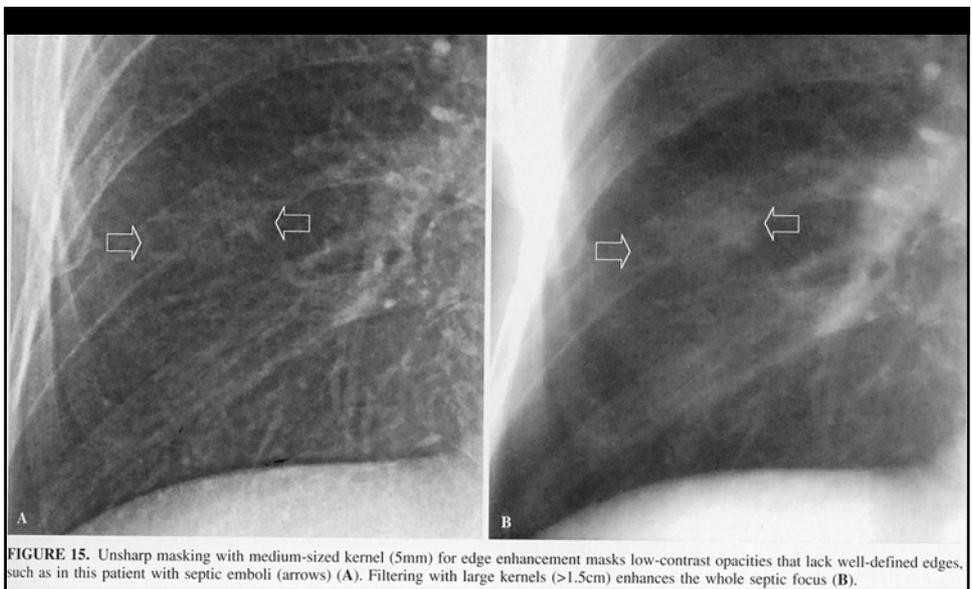
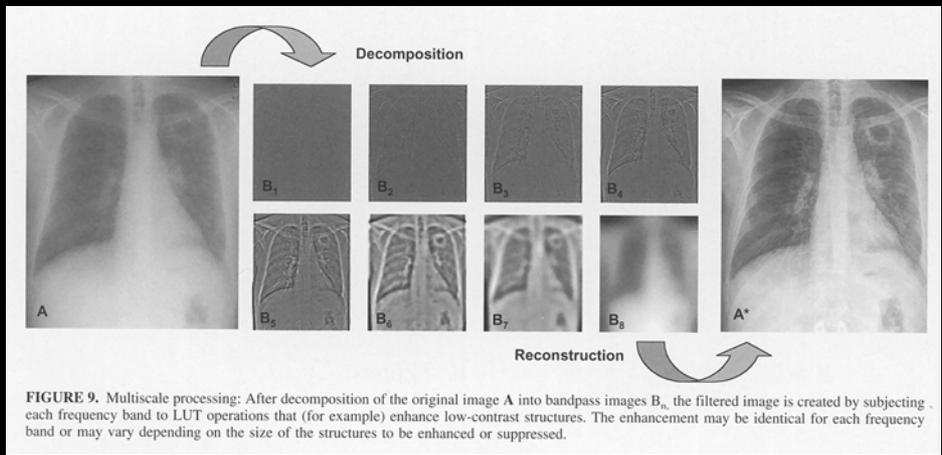
- Gradation Processing
 - Optimize Image Contrast
 - Optimize Image Optical Density (Brightness)
- Spatial Frequency Control Processing
 - Enhancing edges of anatomical regions
 - Enhancing Structures of a Certain Size
- Dynamic Range Control Processing
 - Dynamic Optical Density Set



Look-up tables (LUT)
normalisation automatique du signal
choix arbitraire de la gradation de densité optique

Filtration spatiale
(a) Unsharp masking
(b) Algorithmes de procession de fréquence à degrés multiples





Renforcement des contrastes entraine une perte de résolution en densité.

Autres paramètres

Dynamic Range Control Processing



Imagerie numérique

PACS (Picture Archiving Communication System)

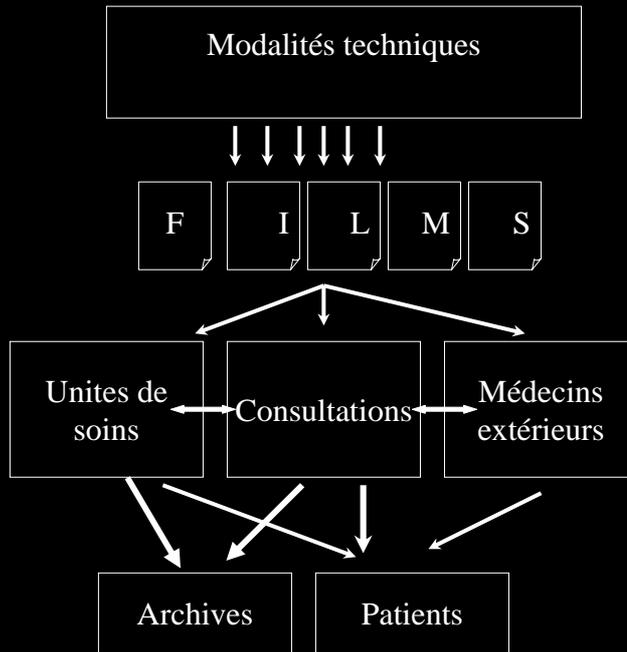
diffusion des images dans l'hôpital

aux domiciles des médecins

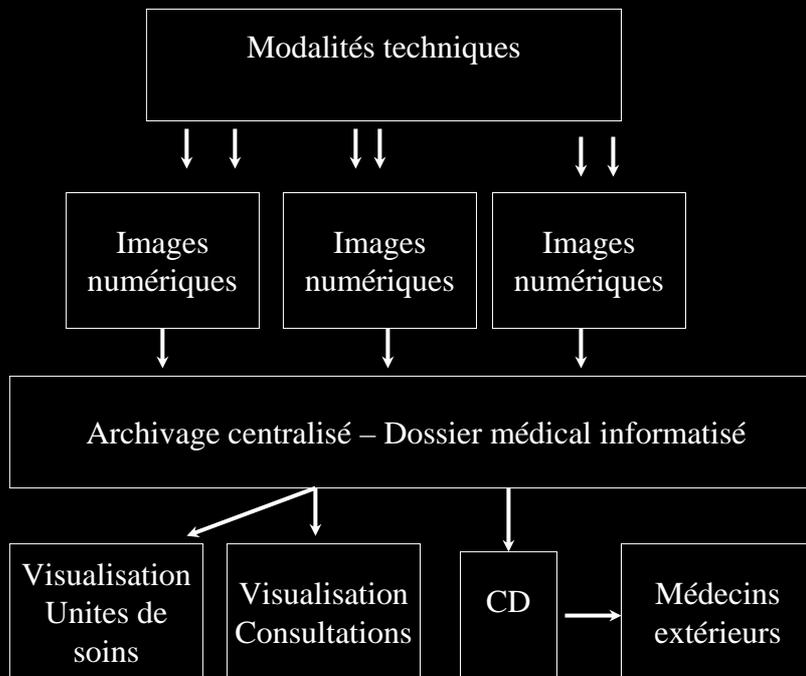
aux patients ?

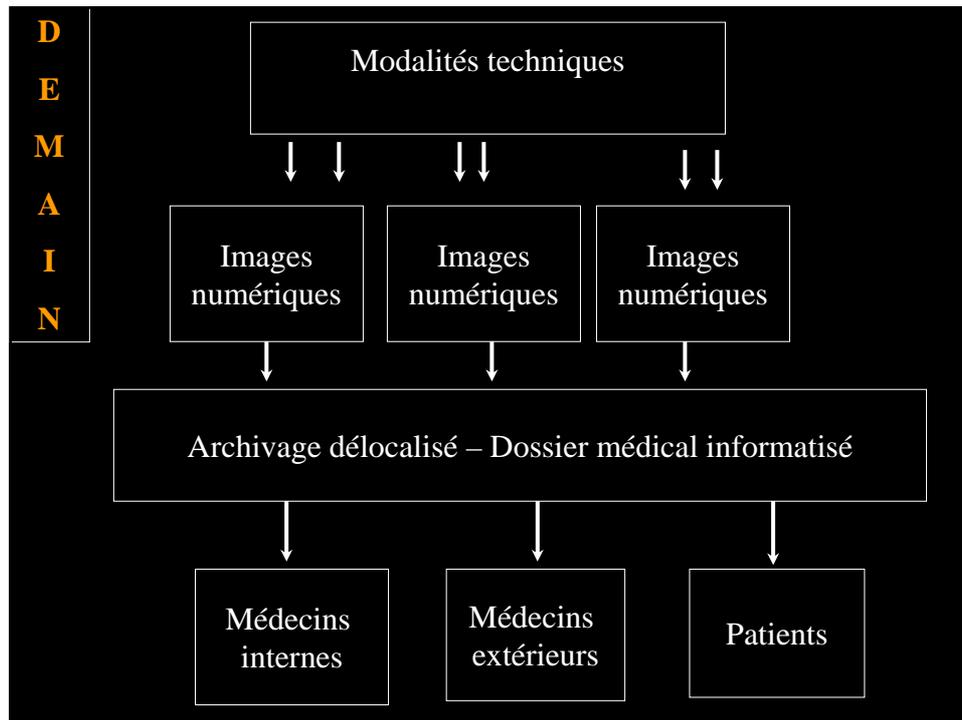
archivage

H
I
E
R



A
U
J
O
U
R
D'
H
U
i





En 2009,

estompement des frontières techniques

anatomique versus fonctionnel

acquis versus reconstruction

injection de contraste en échographie

estompement des contraintes spatio-temporelles

- images antérieures disponibles immédiatement
- reconstruction 100 images/seconde
- diffusion facile des clichés (téléradiologie)



Fin