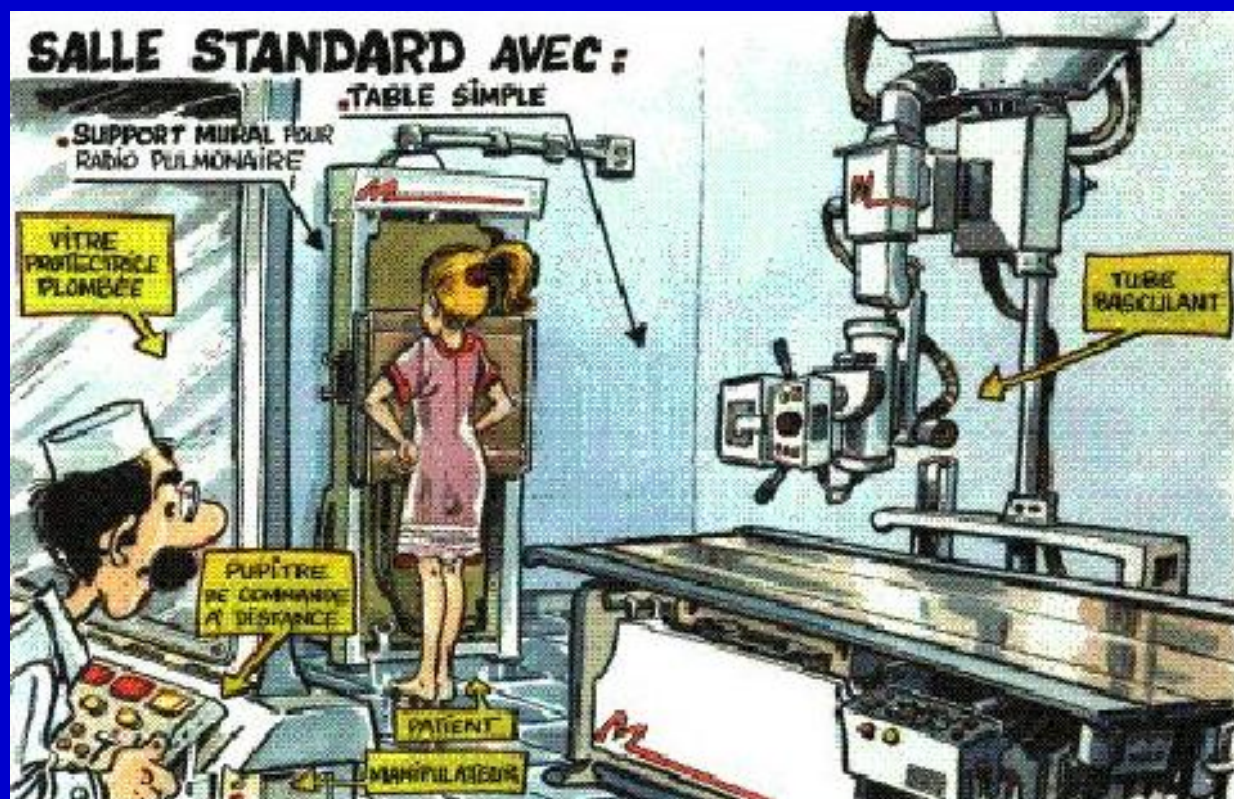


Rencontre printanière TRM

PLAQUES AU PHOSPHORE

SYSTEMES CR



Le passage à la radiographie numérique

- Suppression du développement
- Abolition de la relation entre le film et l'écran
- Découplage entre l'apparence de l'image et les conditions d'acquisition
 - réglage de la luminosité et du contraste de l'image par logiciel
 - changements d'échelle automatiques
- Les paramètres d'exposition restent néanmoins importants
 - dose
 - niveau de bruit
 - rayonnement diffusé
- Utilisation optimale des systèmes numériques
 - Maîtrise de la qualité d'image
 - Maîtrise des doses / indices d'exposition

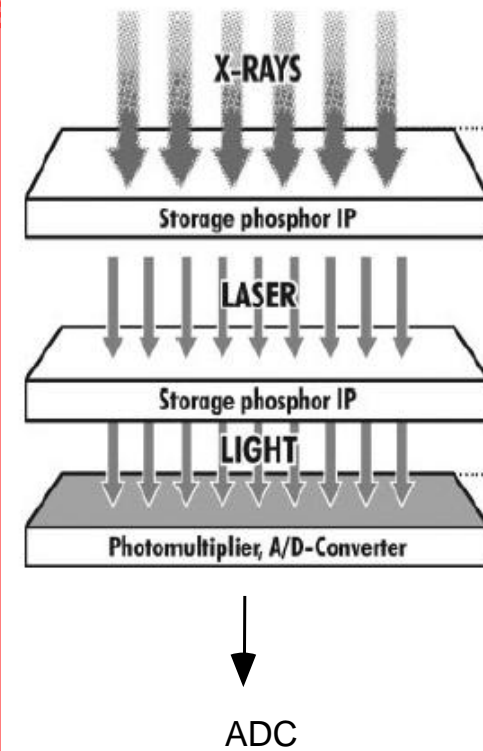
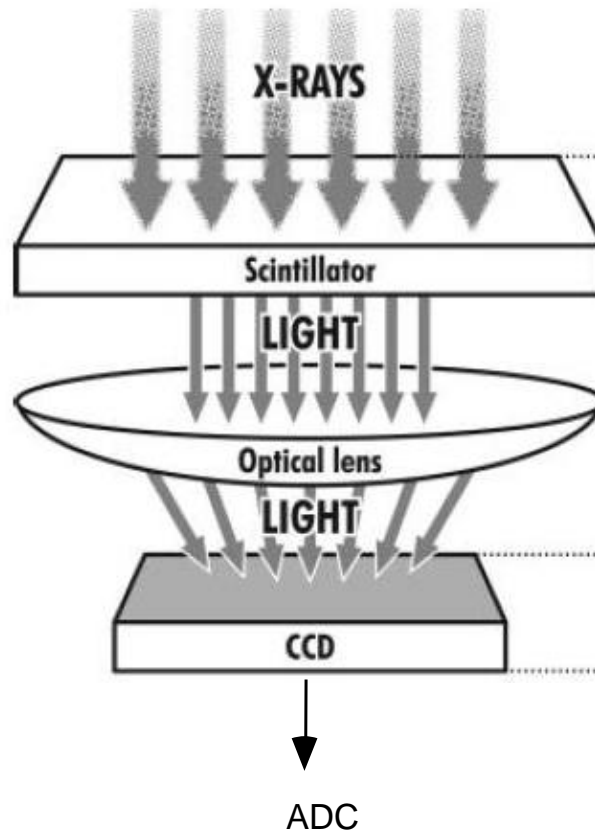
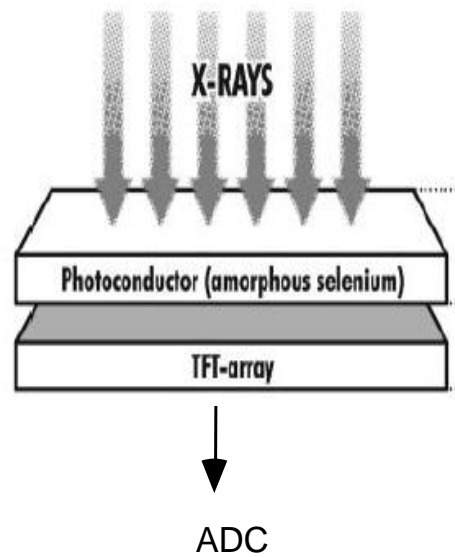
Les systèmes numériques

DR
(LECTURE DIRECTE)

CR
(LECTURE DIFFEREE)

CONVERSION
DIRECTE

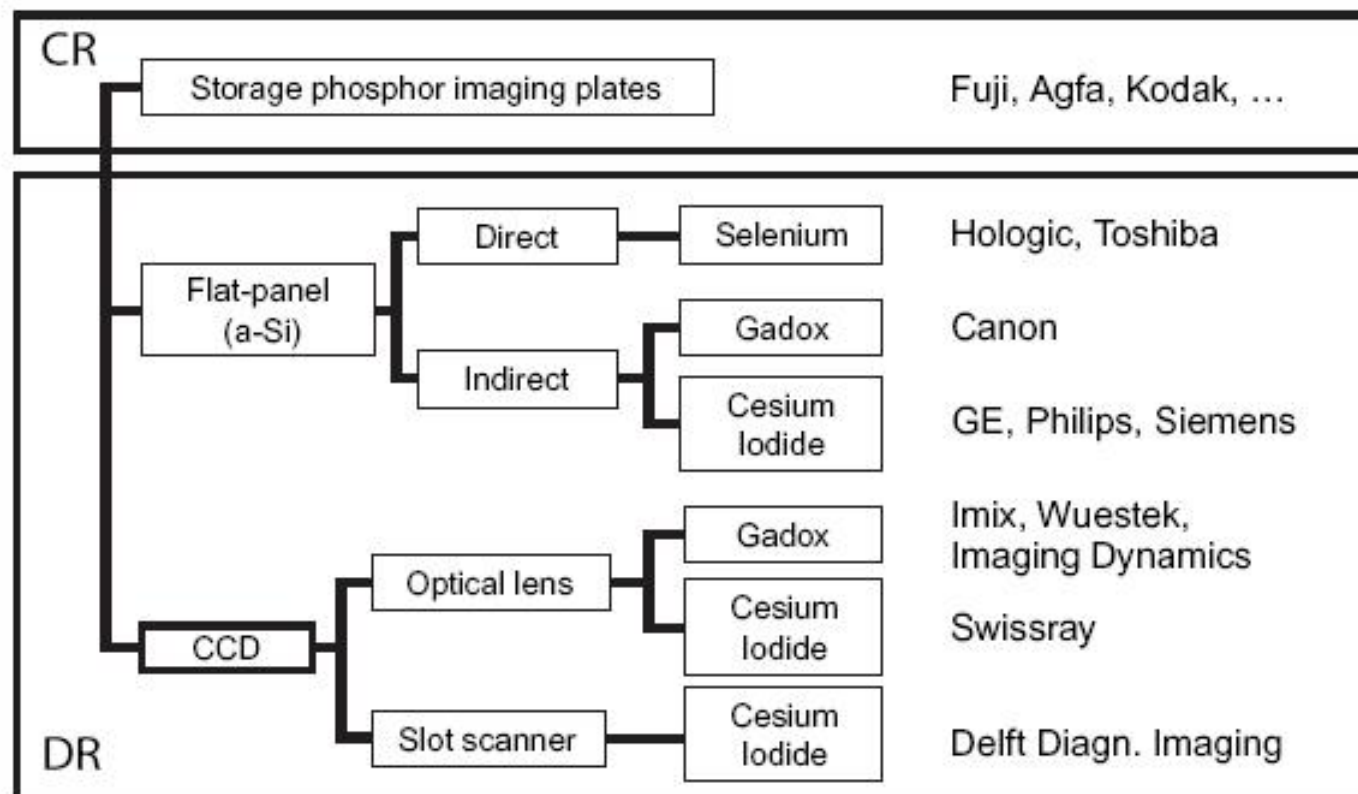
CONVERSION INDIRECTE



Les systèmes numériques

CR
(LECTURE DIFFEREE)

DR
(LECTURE DIRECTE)



Comparaison des systèmes numériques

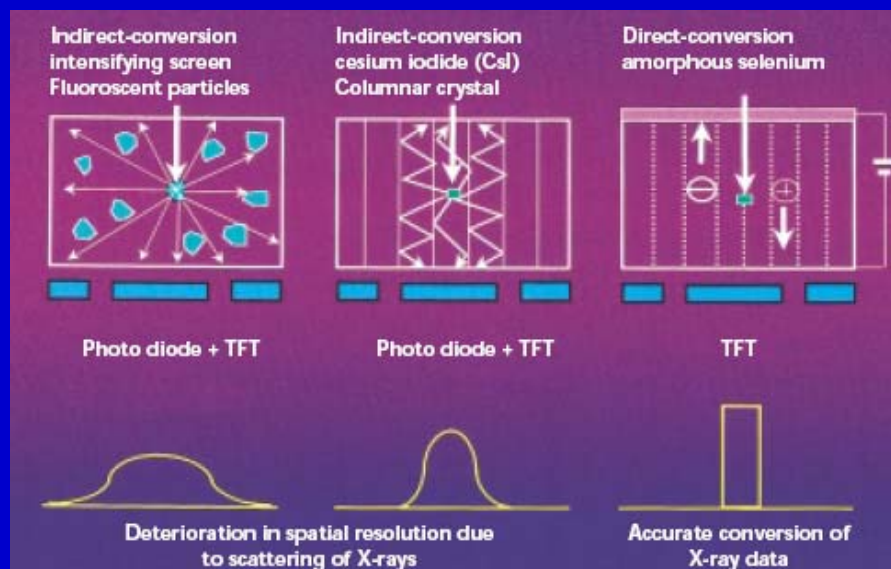
	AVANTAGES	INCONVENIENTS
CR	<ul style="list-style-type: none"> • compatibilité avec les installations conventionnelles • polyvalence • plaques de grand format 	<ul style="list-style-type: none"> • résolution spatiale • faible taux d'absorption des RX • faible taux de conversion RX → photons lumineux
DR Flat Panel	<ul style="list-style-type: none"> • taux d'absorption des RX élevé • taux de conversion RX → photons lumineux élevé 	<ul style="list-style-type: none"> • taille minimale des pixels • facteur de remplissage optique < 70%
DR Sélénium	<ul style="list-style-type: none"> • résolution spatiale (pas de diffusion de la lumière) • facteur de remplissage = 100% (détection des RX) 	<ul style="list-style-type: none"> • taille minimale des pixels • efficacité de détection baisse avec l'énergie des RX

Comparaison des systèmes numériques

POSSIBILITES	CR	DR FP	DR Sélénium
Imagerie dynamique	NON	OUI	OUI
Visualisation instantanée	NON	OUI	OUI
Communication PACS	OUI	OUI	OUI
Manutention	OUI	NON	NON
Projections spéciales	OUI	NON	NON
Clichés au lit	OUI	OUI / NON	NON
Plusieurs salles	OUI	NON	NON
Rapidité	++	+++	+++
Qualité d'image	+ / ++	+++	+++
Investissement	+	+++	+++

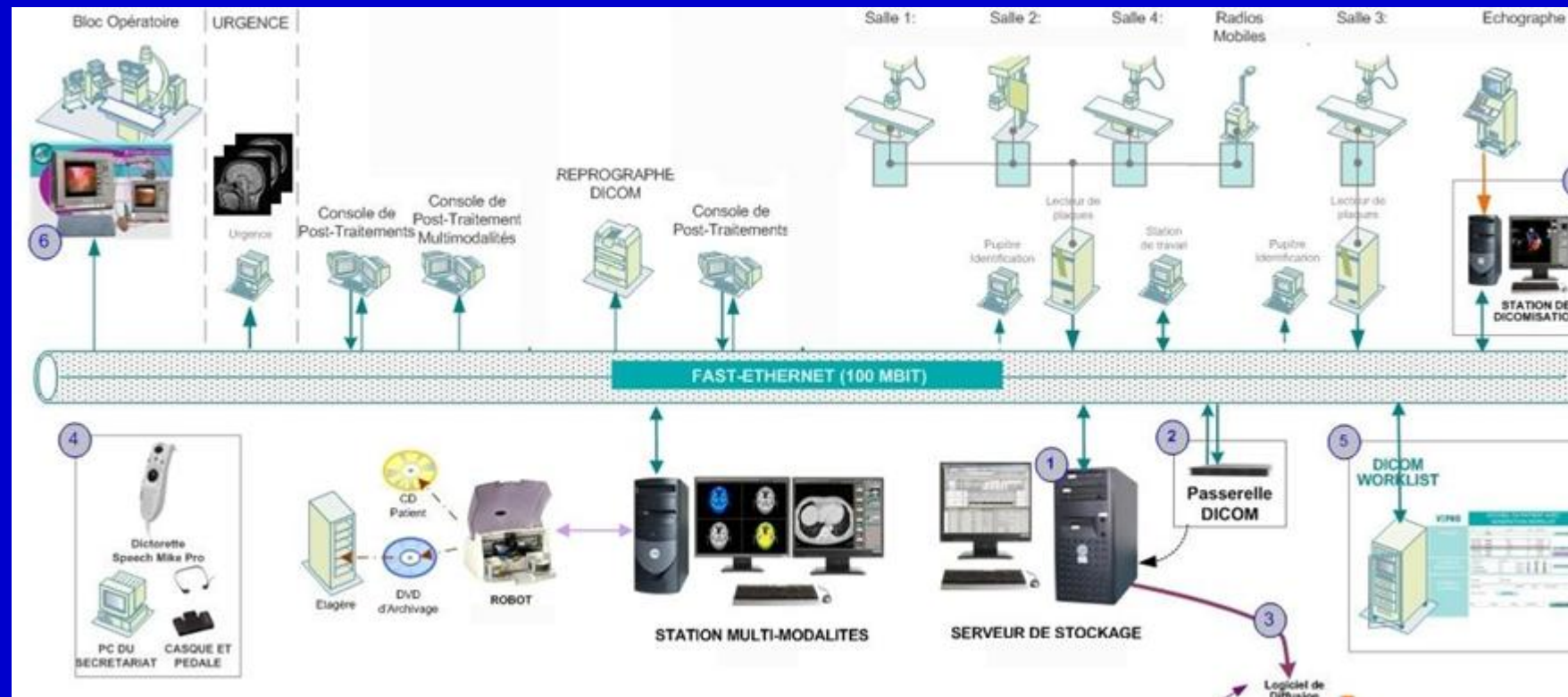
Les 3 faiblesses des systèmes CR

- 1) Diffusion importante de la lumière (du laser et d'émission) dans l'écran phosphorescent
 - Pour préserver la résolution, utilisation d'un écran mince
 - Conséquence: faible taux d'absorption des rayons X
 - Dose élevée
- 2) Difficulté à recueillir la lumière profondément dans l'écran
- 3) Faible taux de conversion RX → photons lumineux



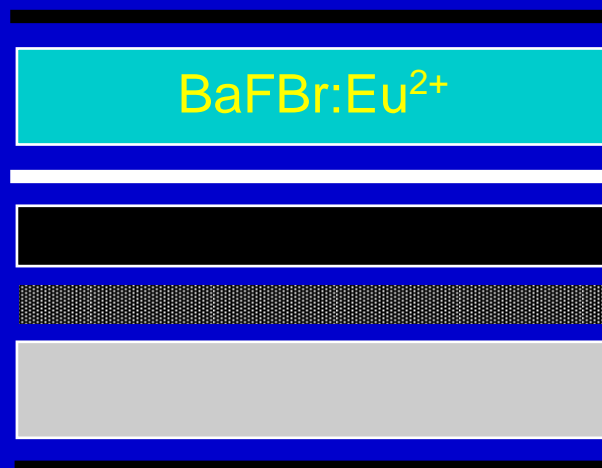
Détérioration de la résolution par diffusion de la lumière dans le matériau scintillant

FONCTIONNEMENT DES SYSTEMES CR



Systeme CR – Principe

- Radiographie de la plaque comme un couple écran-film
- Compatibilité avec les équipements existants
- Stockage de l'image latente dans l'écran au phosphore
- Lecture différée de la plaque dans un lecteur séparé
- Délivrances de l'image lors de la lecture par un laser



Protection mécanique

Couche de phosphore

Matière élastique

Couche de cellulose noire

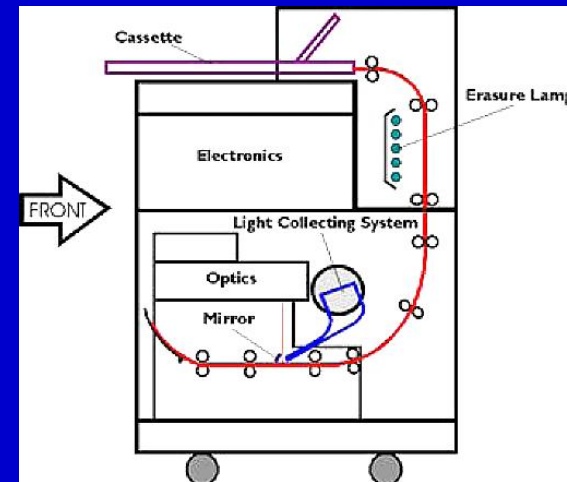
Mince couche de plomb

Support en aluminium

Protection mécanique

Systeme CR – Principe

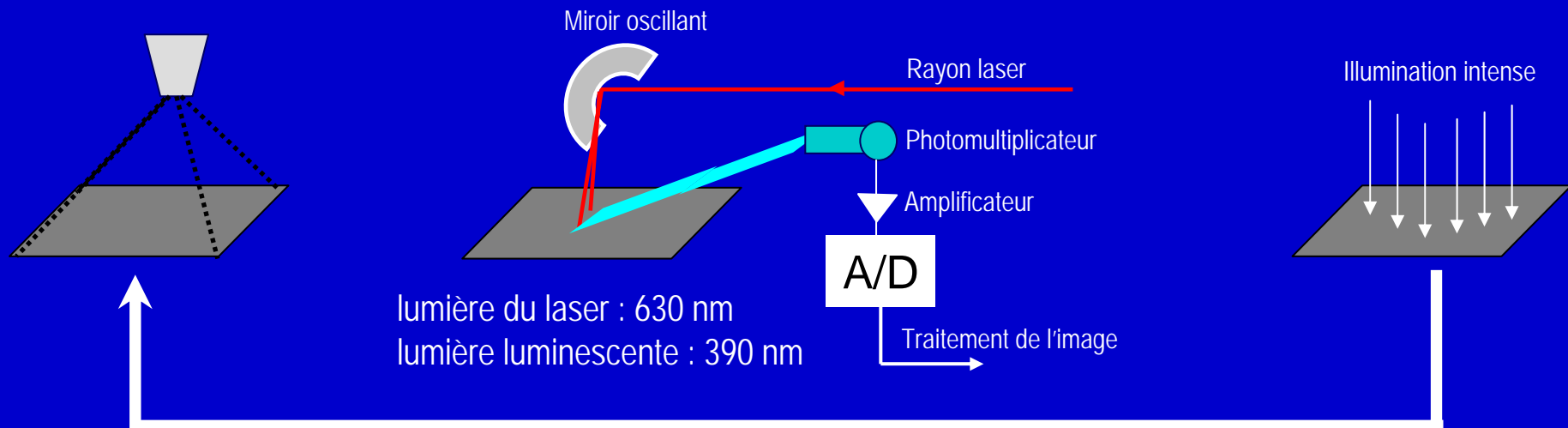
La cassette exposée est insérée dans un lecteur



IRRADIATION

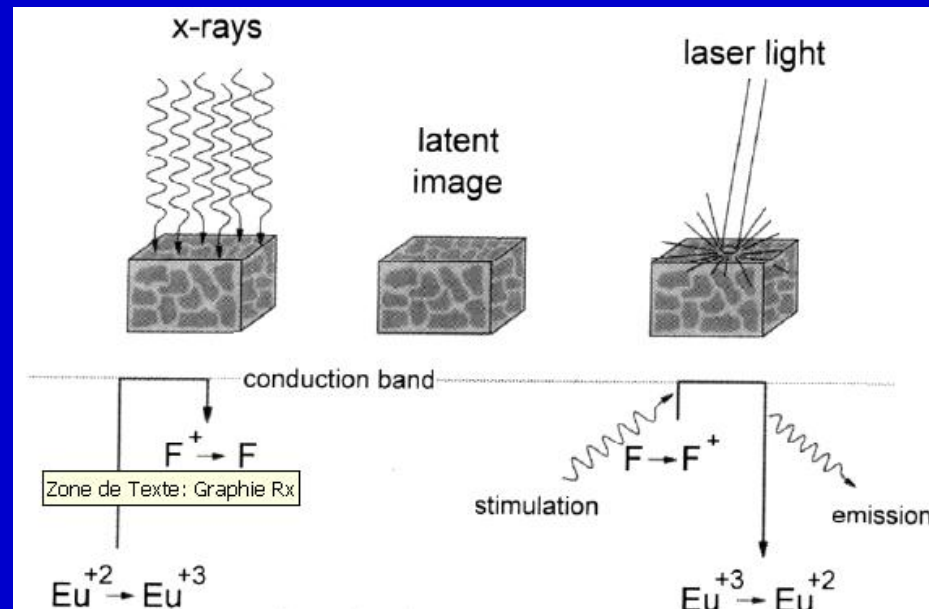
LECTURE

EFFACEMENT



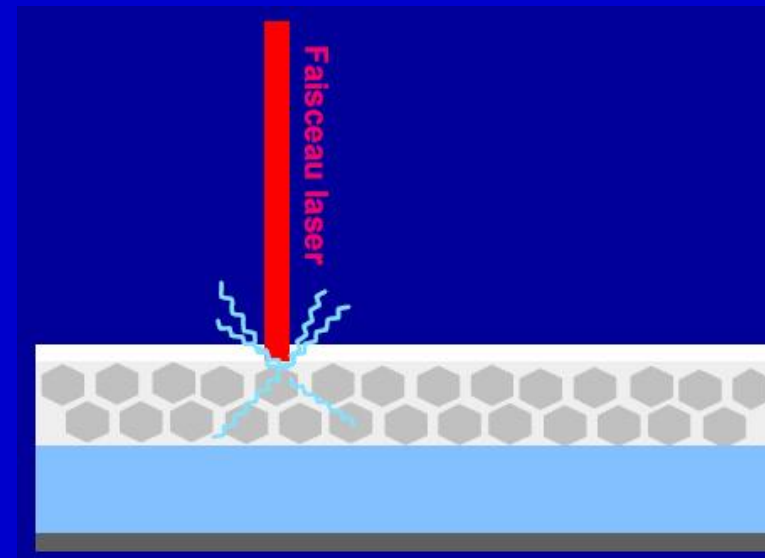
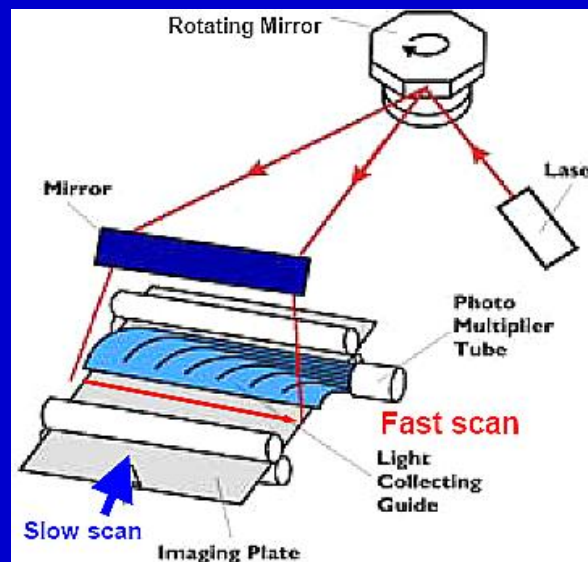
Systeme CR – Principe

- Lecture de la plaque par un laser
 - Les électrons prisonniers sont libérés et retournent à l'état initial
- Emission de lumière
 - Quantité de lumière proportionnelle au nombre d'électrons
- Lumière convertie en charges
 - Photomultiplicateurs
- Conversion des charges en valeurs numériques par l'ADC



Lecture – Extraction de l'image

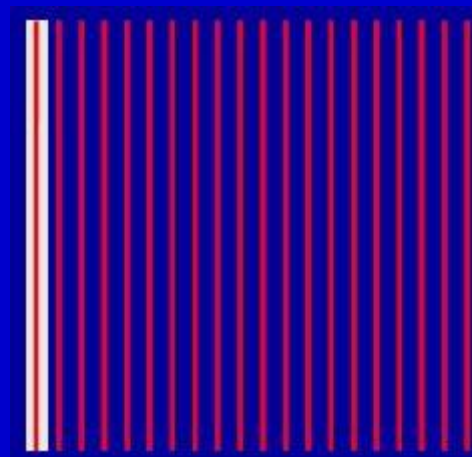
- La plaque est lue dans le scanner
- Direction de balayage lent
 - La plaque se déplace sur un transporteur
- Direction de balayage rapide
 - Un laser rouge mobile balaie la plaque
- Pas d'échantillonnage = Taille des pixels



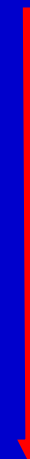
Lecture – Extraction de l'image

- Idées fausses sur la lecture des plaques
 - Lecture du centre vers l'extérieur
 - Lecture de haut en bas
 - Lecture de gauche à droite
- La direction de lecture dépend de la conception de l'appareil
 - Le laser mobile balaie la plaque d'un bord à l'autre
 - Le balayage est perpendiculaire au déplacement du transporteur
- Le laser scanne la plaque toujours dans la même direction

Déplacement de la plaque

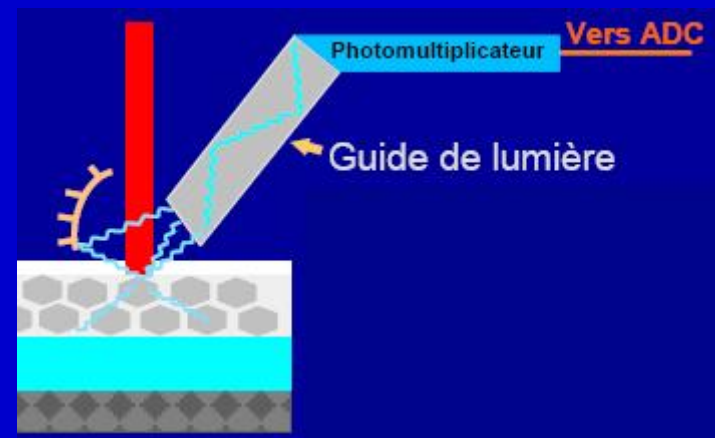
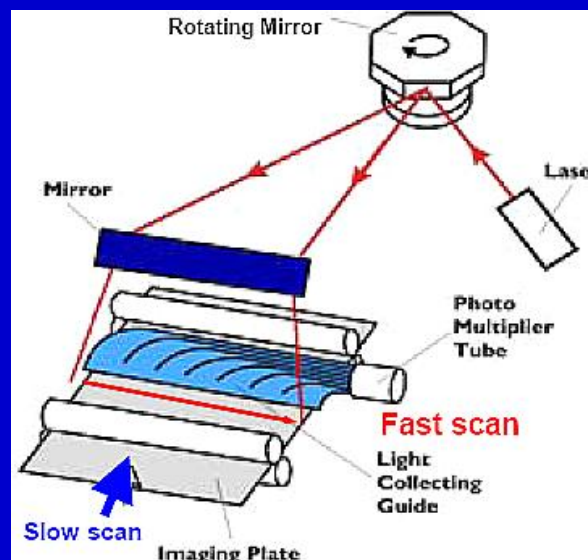


Direction du laser



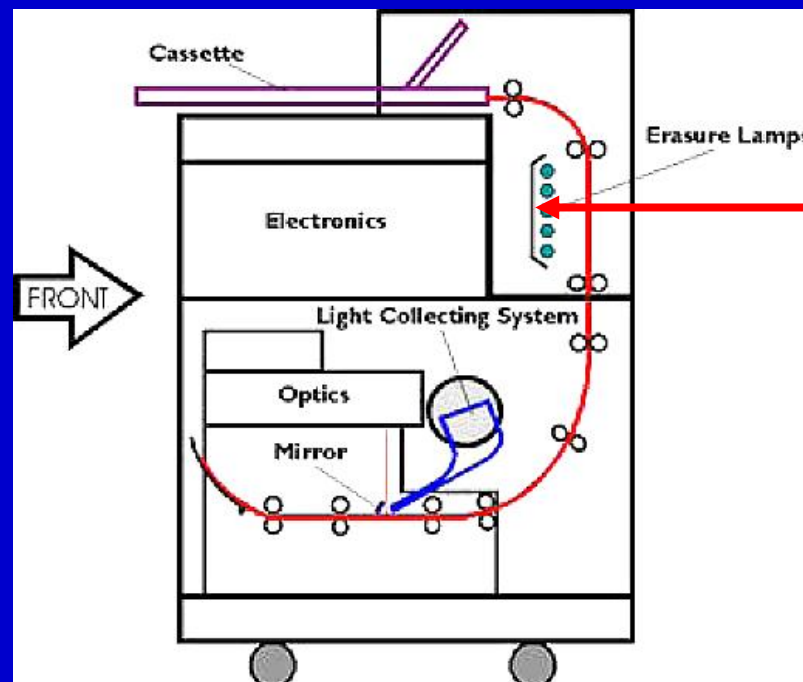
Lecture – Extraction de l'image

- Balayage de la plaque par laser
 - Les électrons excités retournent à l'état initial
- Lumière d'émission
 - La lumière est recueillie par un guide
 - La lumière est transmise au PM et convertie en charges
- Les impulsions électriques sont converties en valeurs numériques



Effacement de la plaque

- Seuls 50% des électrons capturés sont libérés à la lecture
- Une lumière intense efface la plaque et libère le reste des électrons capturés
 - L'effacement ramène la plaque à l'état initial
 - Le système permet d'effacer sans passer par le lecteur



Module d'effacement

TRAITEMENT DES DONNEES NUMERIQUES

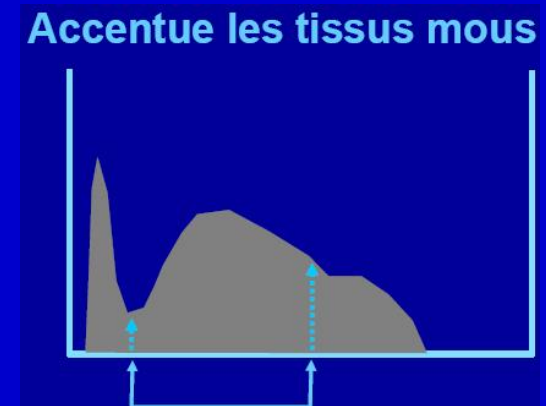
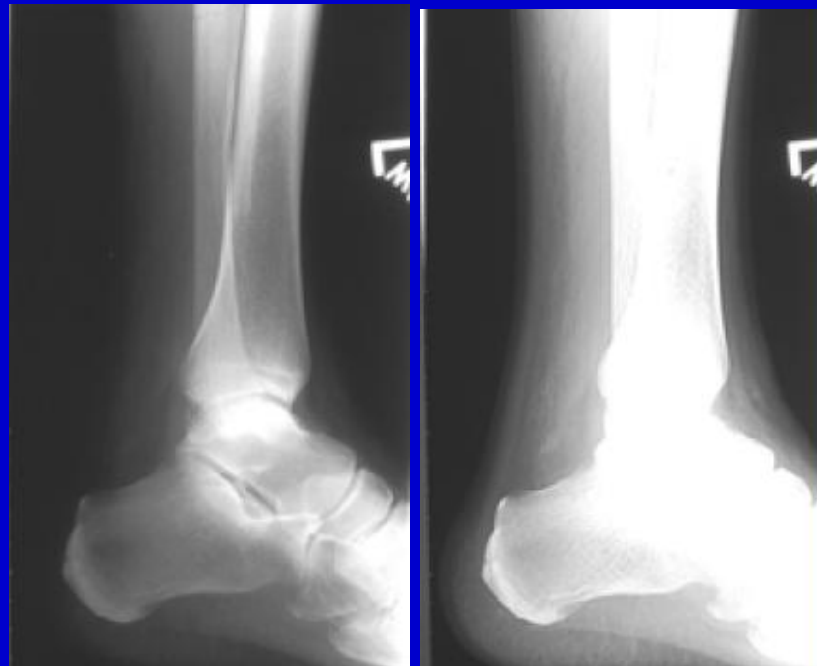
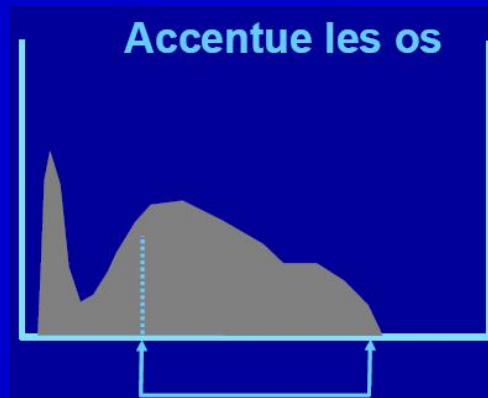


Traitement des données

- Les systèmes numériques comprennent un traitement initial des données (pré-traitement / pre-processing)
 - Limite les données à l'information pour le diagnostic
 - Corrige l'apparence de l'image
- **Éléments d'analyse**
 - Détection du champ d'exposition
 - Analyse de l'histogramme
 - Remise à l'échelle automatique (compression logarithmique)
- **Détection du champ d'exposition**
 - Elimine les marges de collimation extérieures
 - Si les marges ne sont pas détectées, les données extrinsèques sont incluses dans l'histogramme
- **Analyse de l'histogramme**
 - Utilise la forme de la distribution du signal de l'image pour déterminer l'information dans le champ d'exposition

Analyse de l'histogramme

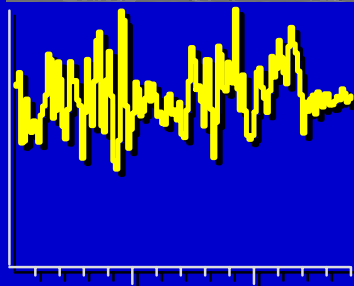
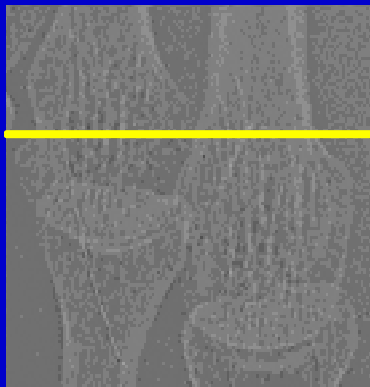
- L'analyse de l'histogramme modifie l'aspect de l'image
 - Luminosité
 - Contraste
- L'analyse de l'histogramme est faussée si...
 - Les bords du champ d'exposition ne sont pas détectés
 - Un signal inattendu apparaît dans les données (métal, air, ...)



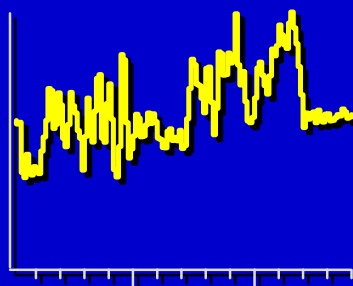
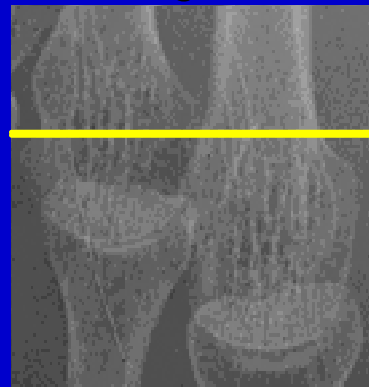
Filtration des images

- Amélioration de la qualité d'image par filtration de l'image
 - Réduction du bruit (lissage)
 - Rehaussement du contraste des bords et petites structures

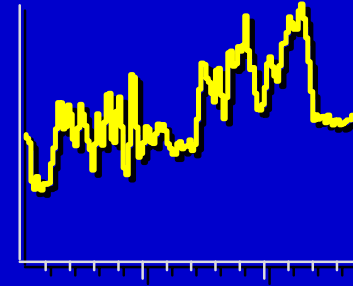
Image brute



Lissage faible



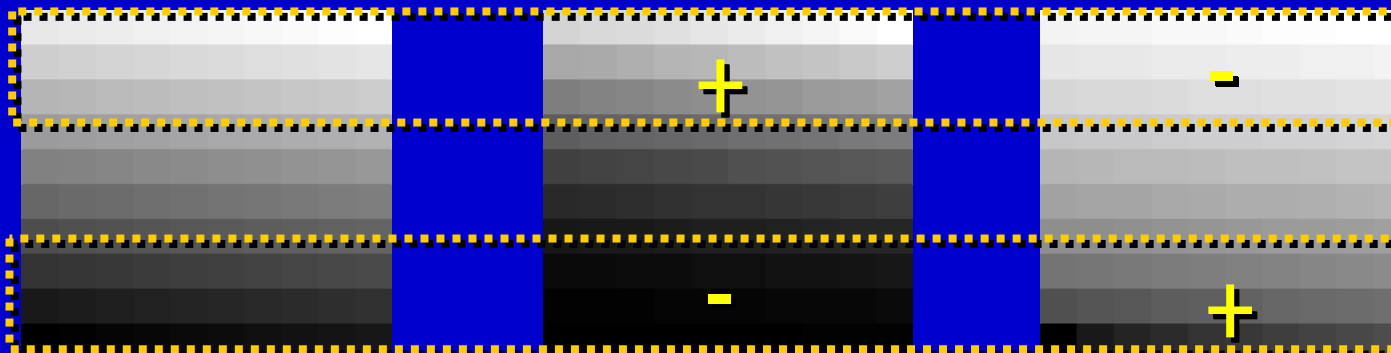
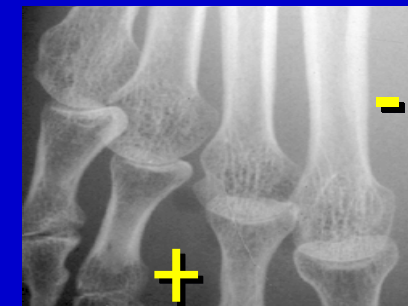
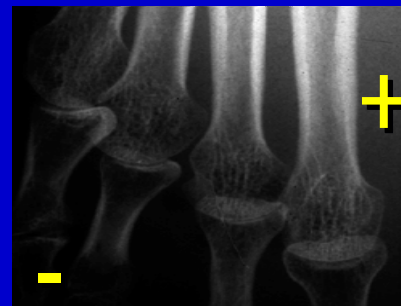
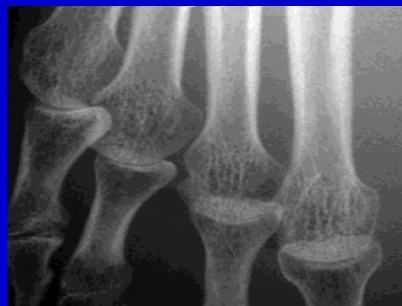
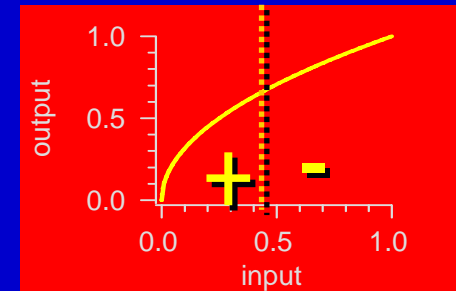
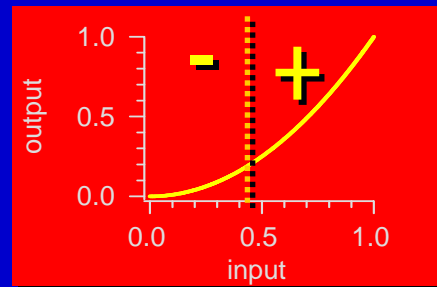
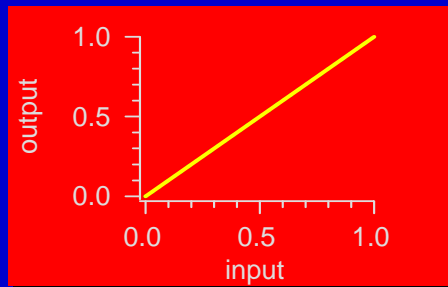
Lissage important



Modification de la courbe tonale

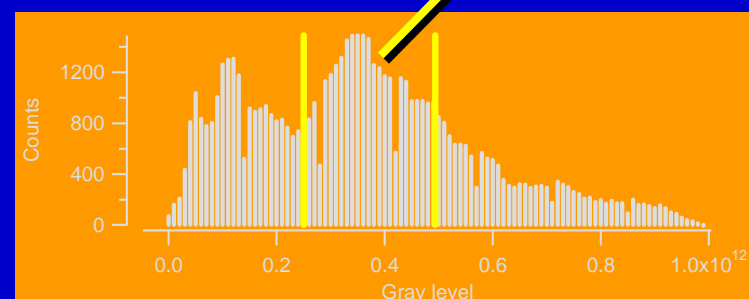
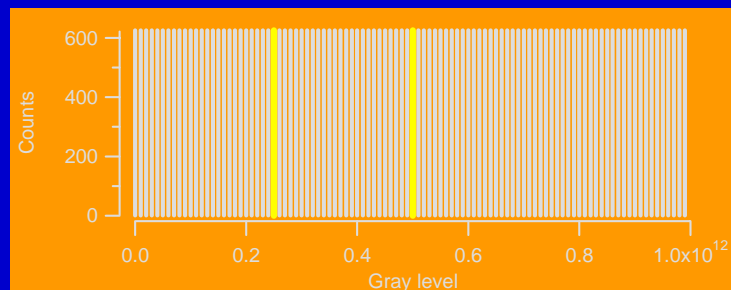
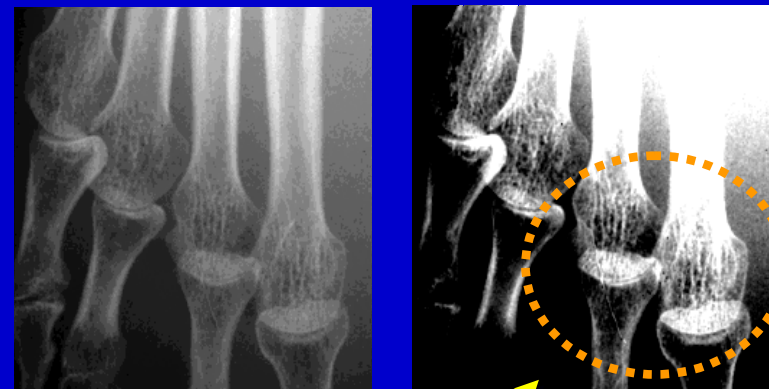
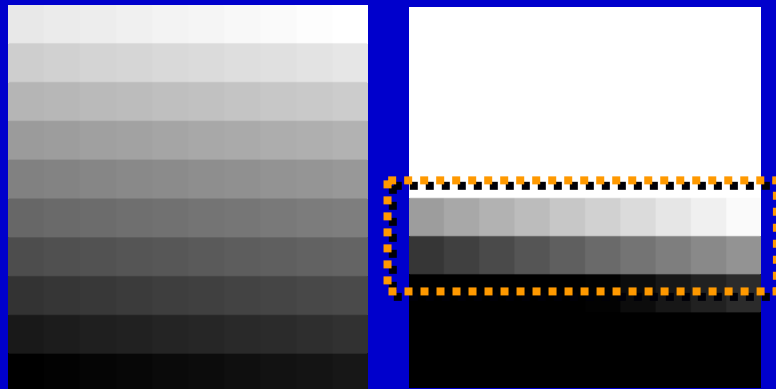
- Modification de la courbe tonale
 - Modification du contraste

Courbe tonale



Affichage des images – Fenêtre d’affichage

- Modification de la fenêtre d’affichage (centre et largeur)
 - Modifications locales du contraste



QUALITE D'IMAGE DES PLAQUES CR



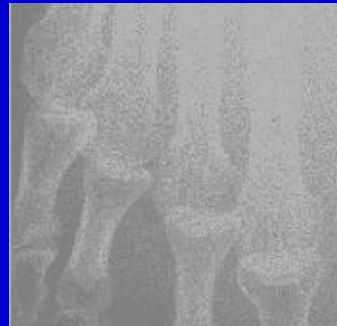
Qualité d'image en radiologie numérique

- Abolition de la relation entre le film et l'écran
- L'exposition et l'apparence de l'image sont découplées
 - La luminosité de l'image est correcte grâce à l'analyse d'histogramme et à l'ajustement de la fenêtre d'affichage
 - Les images pâles ou foncées sont dues à des erreurs de traitement d'image
- Le niveau d'exposition influence la qualité d'image
 - Images sous-exposées = trop de bruit
 - Images sur-exposées = dose trop élevée

Dose et qualité d'image

FILM

Sous-exposition



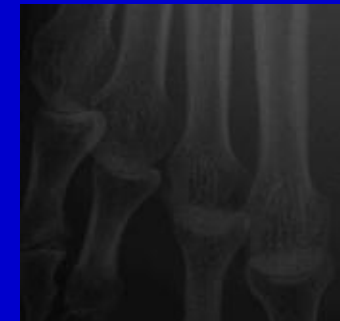
CONTRASTE (-)
BRUIT (+)

Normal



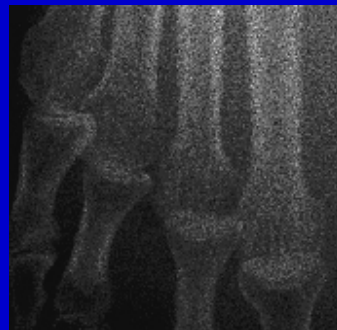
CONTRASTE (0)
BRUIT (0)

Sur-exposition



CONTRASTE (-)
BRUIT (-)

IMAGE
NUMERIQUE



CONTRASTE (0)
BRUIT (+)



CONTRASTE (0)
BRUIT (0)



CONTRASTE (0)
BRUIT (-)

RADIOLOGIE NUMERIQUE
AUGMENTATION DE LA DOSE = MEILLEURE QUALITE D'IMAGE

Efficacité quantique de détection (DQE)

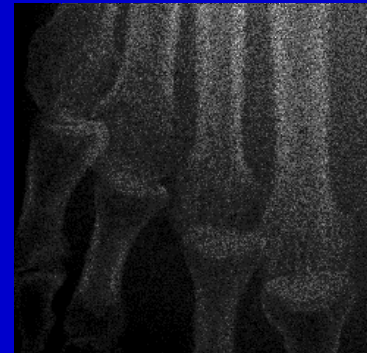
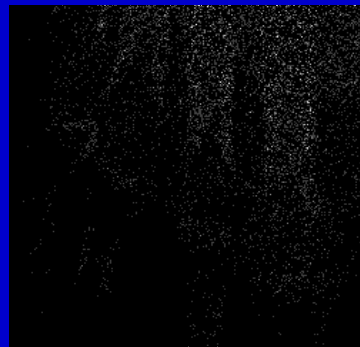
Dose au détecteur

0.1 μGy

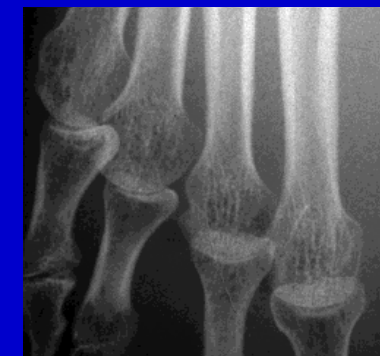
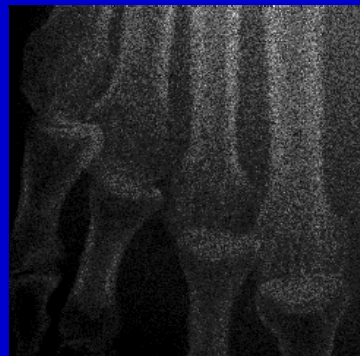
1 μGy

10 μGy

DQE faible



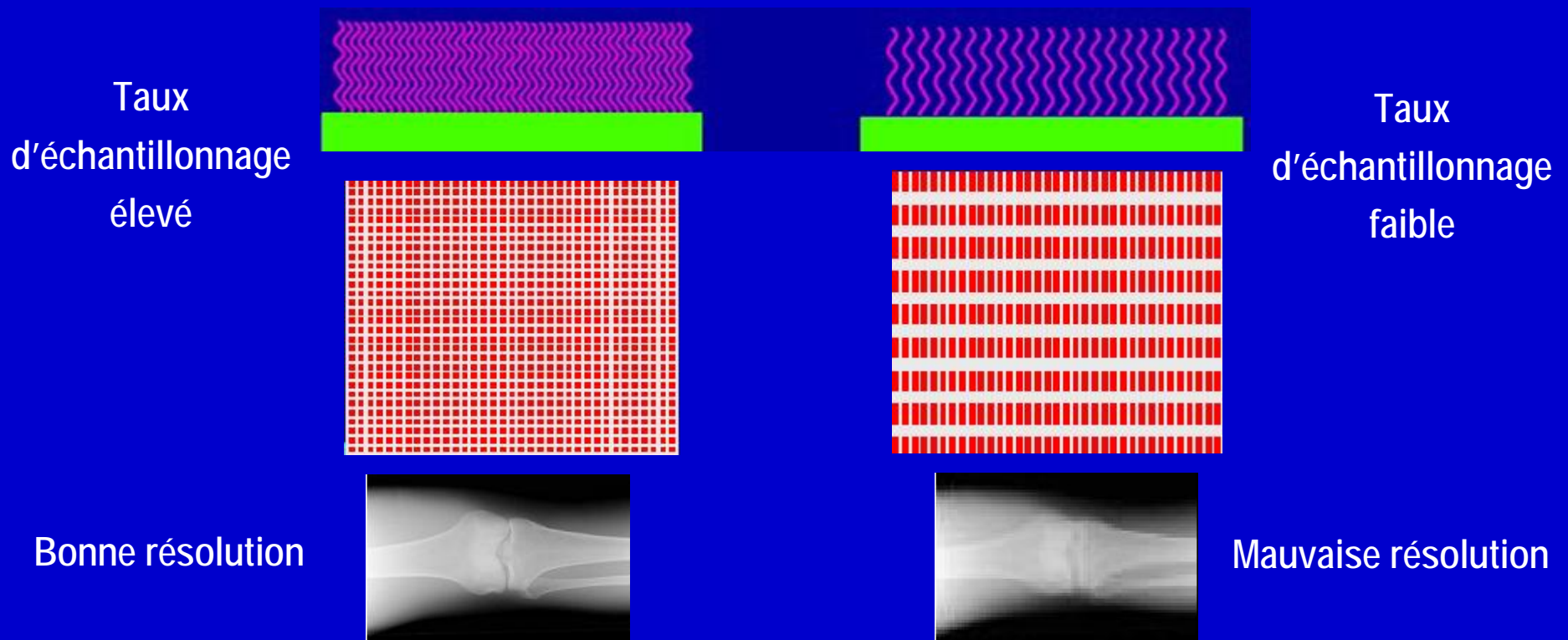
DQE élevé



MEILLEUR DQE = $\begin{cases} \rightarrow \text{MOINS DE BRUIT SUR L'IMAGE A DOSE EGALE} \\ \rightarrow \text{MEME QUALITE D'IMAGE A UNE DOSE MOINDRE} \end{cases}$

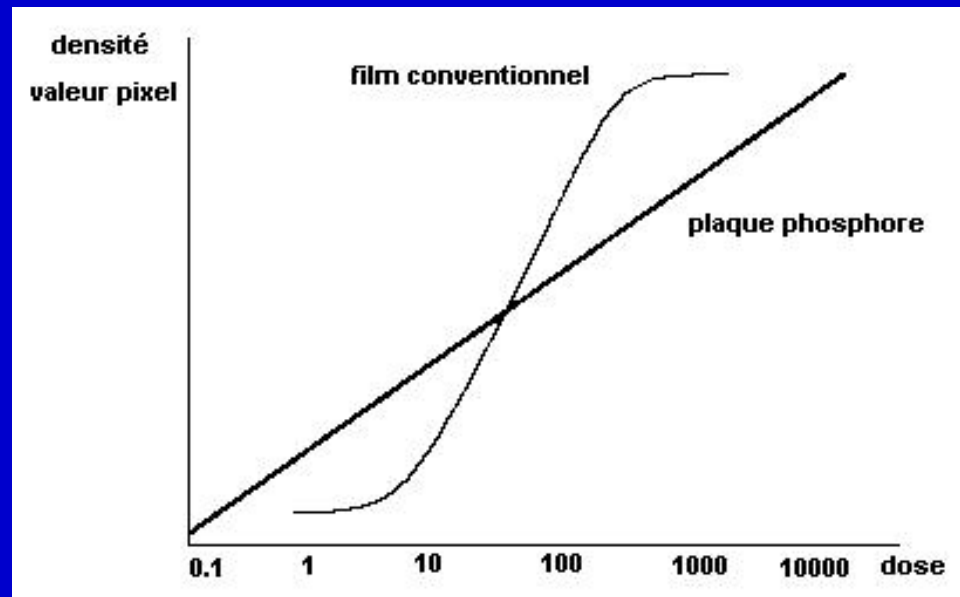
Résolution spatiale

- La résolution spatiale est déterminée par
 - La taille du laser
 - La fréquence d'échantillonnage du laser
- Détermine la vitesse de lecture de la plaque
- Détermine la fréquence de coupure de l'image



Gamme dynamique des systèmes numériques

- **Le contraste du film dépend du noircissement**
 - contraste du film faible dans les zones faiblement ou fortement exposées (densités optiques $\notin [1.2 - 2.0]$)
- **Le contraste des systèmes numériques est constant**
 - Même contraste sur la totalité de l'image
- **Pas d'aléas de qualité dus au développement**



Gamme dynamique des systèmes numériques

- Avantages de la gamme dynamique très élevée
 - Un seul type de plaques pour toutes les sensibilités
 - Visualisation des tissus de différentes densités sur la même radiographie (p. ex. os et tissus mous)
 - Garantie de réussite pour toutes les applications



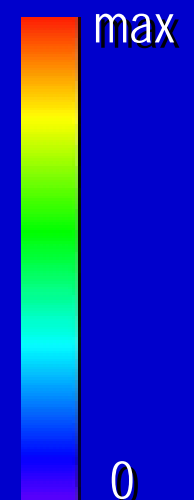
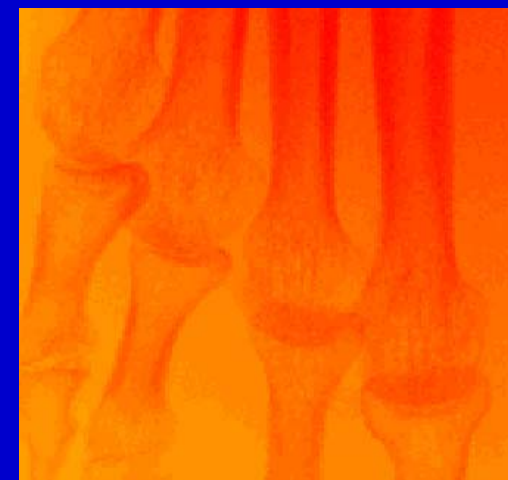
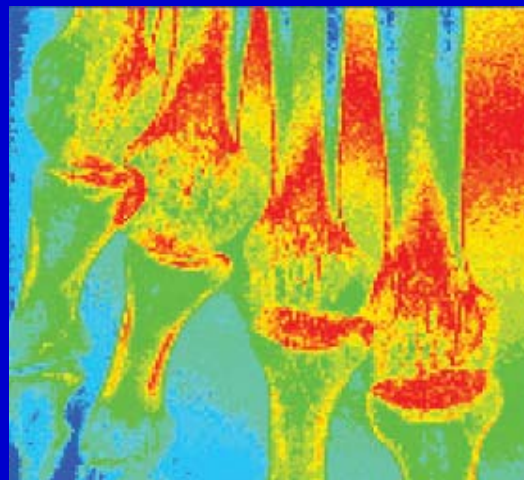
Gamme dynamique et contraste

- Le contraste des systèmes numériques est constant sur une grande plage de doses
 - Même contraste sur la totalité de l'image
 - Même détectabilité sur toute l'image
 - Résolution en contraste optimale

RADIOGRAPHIE



ECHELLE DE CONTRASTE



FILM

IMAGE NUMERIQUE

Gamme dynamique et rayonnement diffusé

- Gamme dynamique très élevée et réponse linéaire
 - Captage de la dose à un niveau plus faible que les films
 - Conserve le rayonnement de fond
 - Effacement des plaques inutilisées nécessaire après 48 h
 - Omission d'effacement = perte de contraste sur la 1^{ère} image

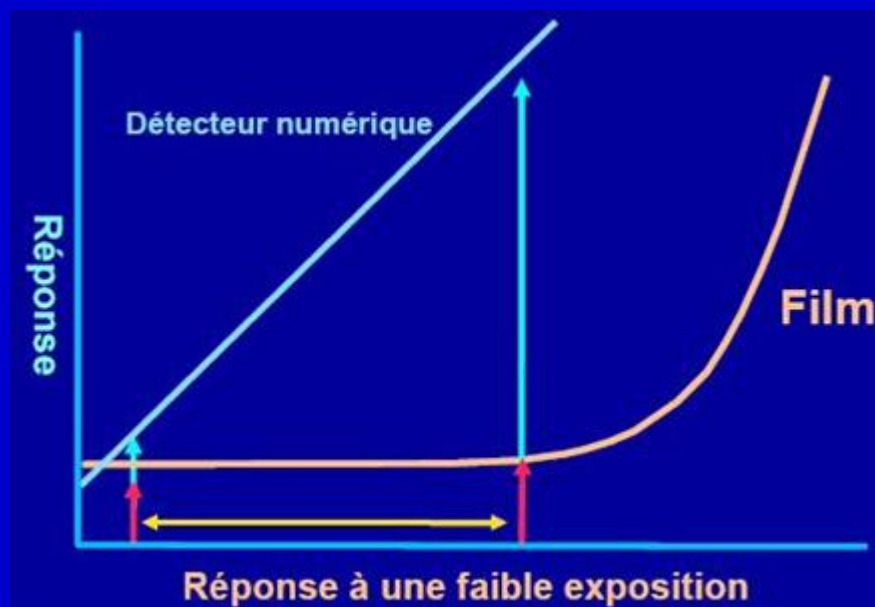
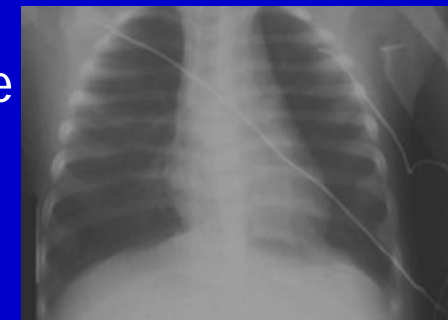


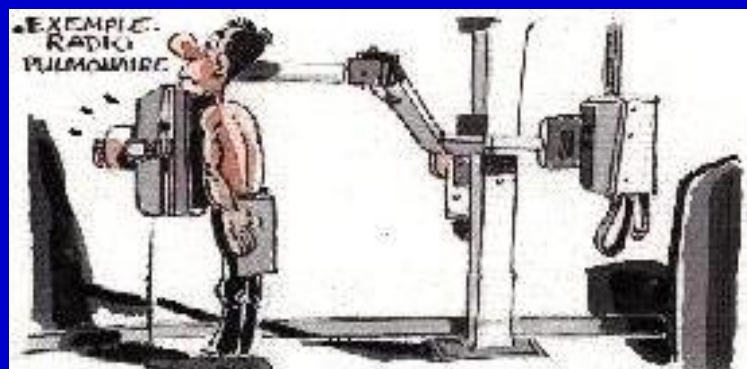
Image sur une
plaque fraîche



Image sur une plaque
non effacée
après 4 jours



EXPOSITION DES PLAQUES CR



Utilisation de la grille avec les plaques CR

- La plaque CR est très sensible au rayonnement diffusé
 - Utilisation de la grille indiquée pour toute structure > 12 cm
 - Bien diaphragmer
 - Eviter les sur-expositions (diffusion accrue)



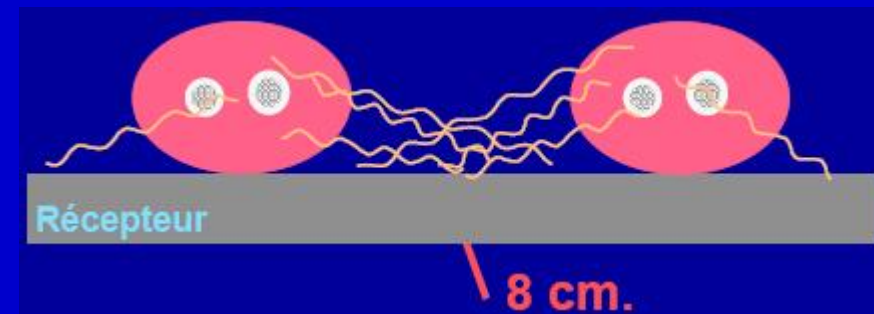
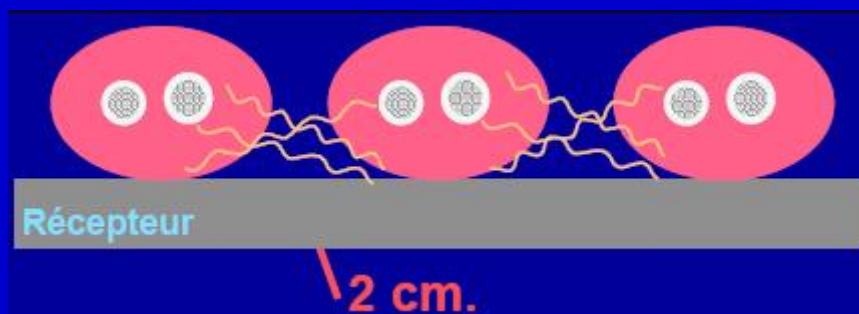
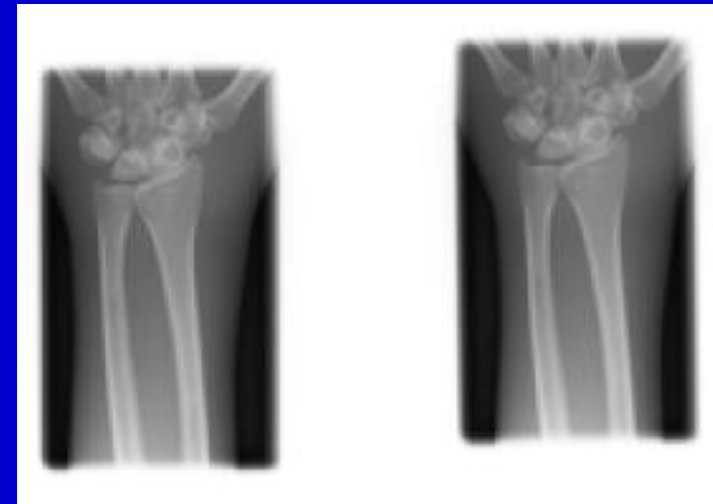
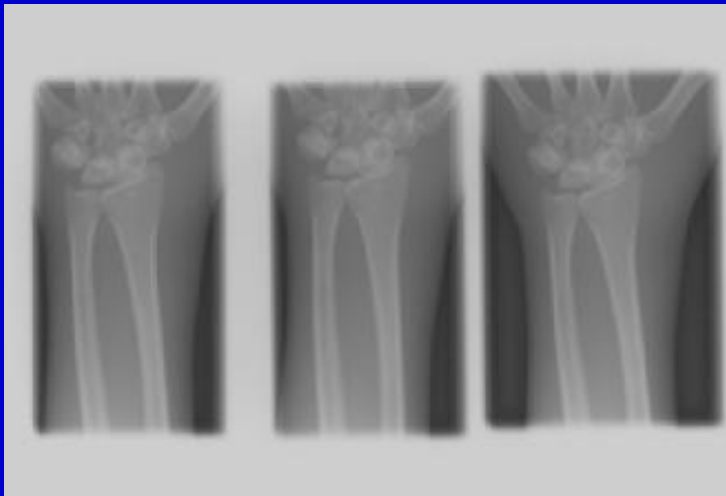
Sans grille
120 kV – 3.6 mAs
1.4 mGy



Avec grille
120 kV – 5 mAs
3.0 mGy

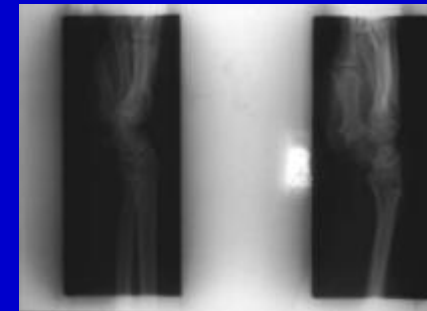
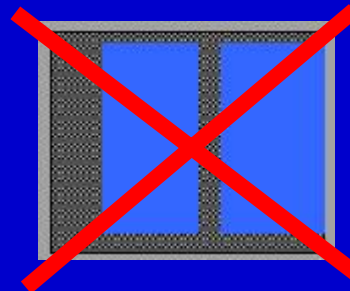
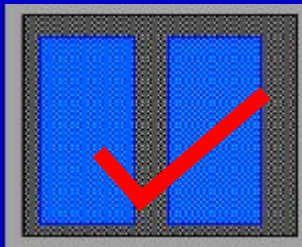
Champs multiples avec les plaques CR

- Ne pas trop rapprocher les champs
 - Contamination des champs par le rayonnement diffusé
 - Perte de contraste



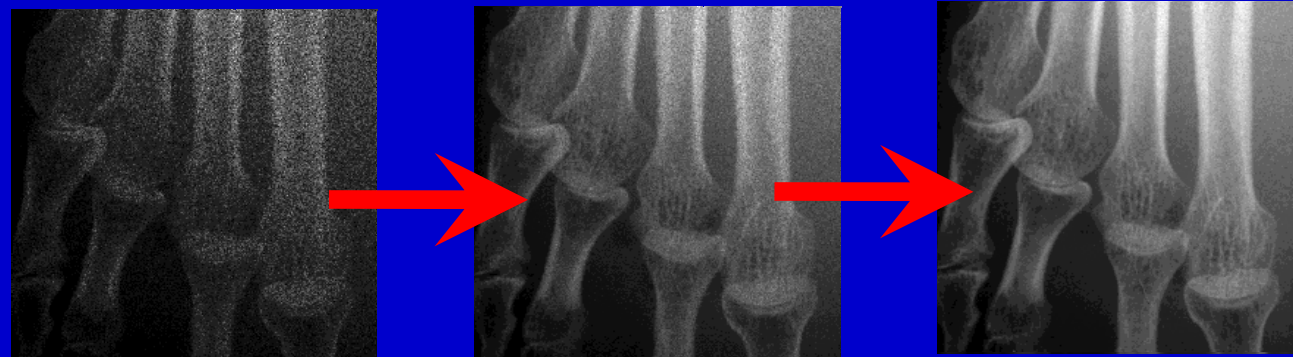
Champs multiples avec les plaques CR

- **Couples écran-films**
 - Pratique courante de plusieurs expositions sur un même film
- **Plaques CR**
 - Les fabricants recommandent une seule image par plaque
 - ✓ Risque d'erreur d'analyse d'histogramme
 - ✓ Plus de plaques vendues
- **Les champs multiples sont possibles à certaines conditions**
 - Les systèmes peuvent normalement reconnaître les champs symétriques en nombres pairs
 - ✓ Les champs doivent être alignés sur les bords de la plaque
 - ✓ Les champs doivent présenter des bordures claires



Contrôle de la dose avec les systèmes CR

- Avec les films, la dose est contrôlée par le noircissement
- Avec les systèmes numériques, le noircissement de l'image n'est pas lié à la dose
 - Une augmentation de la dose se traduit par une image moins bruitée
 - Les indices d'exposition ne sont pas directement liés à la dose



Dose au détecteur

1 uGy

x 2

2 uGy

x 2

4 uGy

Indice d'exposition
(exemple)

1200

+ 300

1500

+ 300

1800

PAS DE CONTRÔLE DIRECT DE LA DOSE EN RADIOGRAPHIE DIGITALE !

Les indices d'exposition

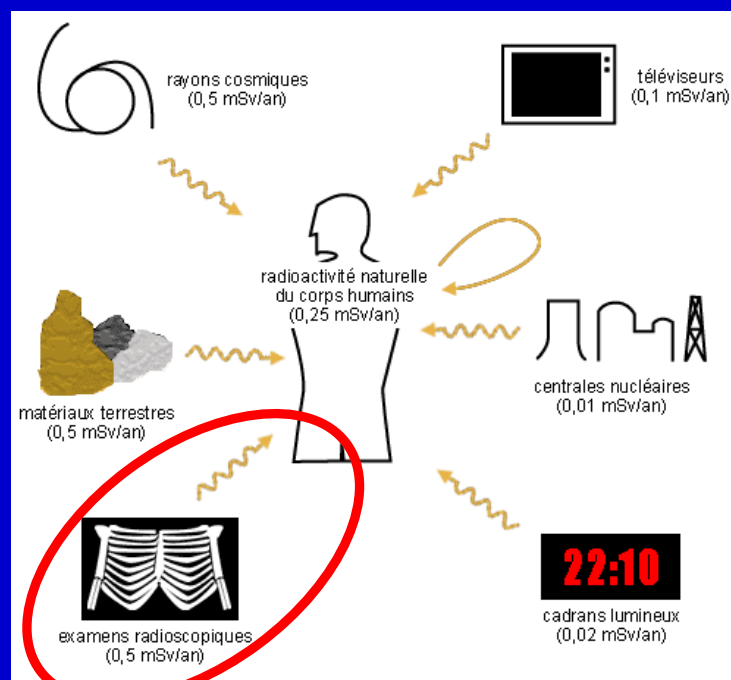
- Comment est calculé l'indice d'exposition?
 - Par une analyse de l'histogramme de la totalité de l'image
 - ✓ Attention aux diaphragmes !!!
 - Par la valeur moyenne des pixels dans une zone prédéfinie
- L'indice d'exposition ne mesure pas directement la dose
 - Il dépend de l'objet imagé et de la qualité du faisceau utilisé

	Indicateur d'exposition	Indice d'exposition (E [mR])	Condition d'exposition
Agfa	(SAL) Scan Average Level	$SAL = 90(0.877 \cdot B \cdot E)^{1/2}$ B = classe de sensibilité	75 kV + 1.5 mm Cu
Fuji	(S) Sensitivity	$S = 200/E$	80 kV - Ø filtre
Kodak	(EI) Exposure index	$EI = 1000 \cdot \log(E) + 2000$	80 kV + 0.5 mm Cu / 1 mm Al
Philips	(EI) Exposure index	$EI = 1000/E$	70 kV + 21 mm Al (RQA 5)

Principes d'exposition en radiologie numérique

- **Avec le film**
 - Dose appropriée = Noircissement correct = Bon contraste
 - Dépend de la sensibilité du couple écran-film
- **Avec les systèmes numériques**
 - Dose et noircissement de l'image sont découplés
- **Les kV en numérique**
 - Contrôlent toujours le contraste du sujet
 - Peuvent être similaires au film
 - Peuvent être supérieurs au film si les traitements d'image peuvent compenser la perte de contraste
- **Les mAs en numérique**
 - Contrôlent le niveau de bruit
 - Dose appropriée = Niveau de bruit acceptable
 - Dépend du DQE du détecteur

COMMENT REDUIRE LES DOSES AVEC LES PLAQUES CR ?



Réduire les doses en radiologie numérique?

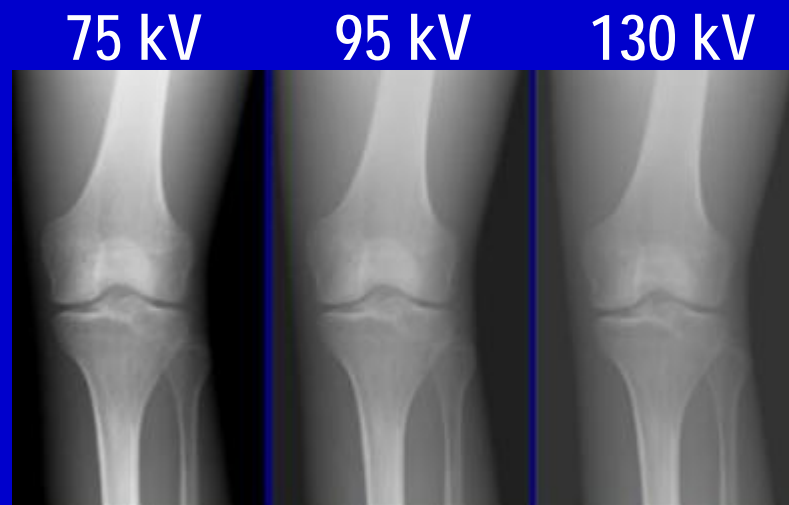
- En utilisant des systèmes performants (DQE élevé)
 - Les systèmes DR sont chers et fixes
 - Le système CR est moins performant mais moins cher, polyvalent et s'adapte sur les installations existantes
- En respectant les indices d'exposition
- En exploitant les possibilités de traitement d'images
 - Travailler les images à l'écran et ne pas imprimer de films !
- En évitant les doubles expositions

D'autres pistes...

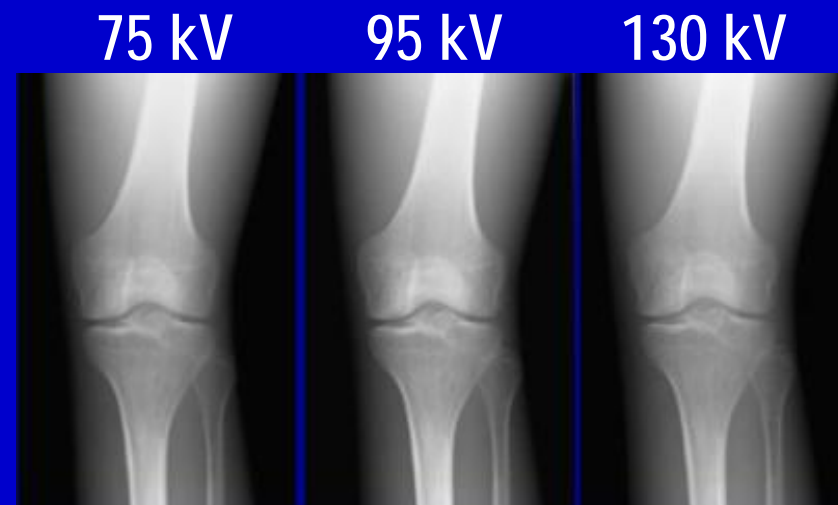
- Augmenter l'énergie du rayonnement
 - Augmenter les kV
 - Utiliser des filtrations additionnelles
- Augmenter le DQE des systèmes CR

Augmenter la tension

- Augmenter la tension réduit les différences d'absorption entre les tissus
 - Réduction du contraste
- Impossible de modifier le contraste sur le film
- Possibilité de modifier le contraste en radiologie numérique
 - Analyse d'histogramme
 - Ajustement de la fenêtre d'affichage



Avant le traitement d'image



Après le traitement d'image

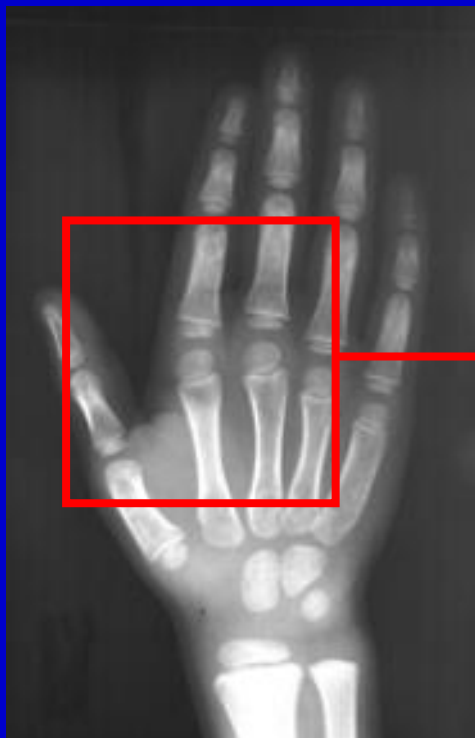
Augmenter la tension

- Augmenter la tension réduit la dose à la peau pour une dose constante au détecteur
 - Meilleure pénétration du rayonnement

kV	mAs	Dose à la peau [uGy]
70	48	122
90	14	67
110	7.0	48
120	5.0	40
140	3.6	34

Augmenter la tension

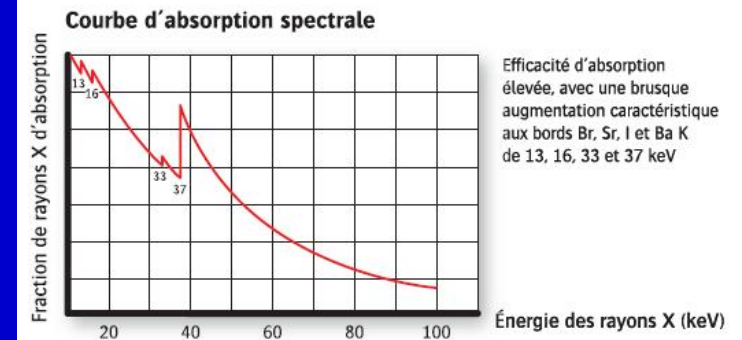
- Limite à l'augmentation de la tension
 - Moins de mAs = moins de photons
 - Baisse de l'efficacité d'absorption (DQE)
 - Plus de bruit



100 kV – 0.5 mAs



zoom



Utilisation de filtrations additionnelles

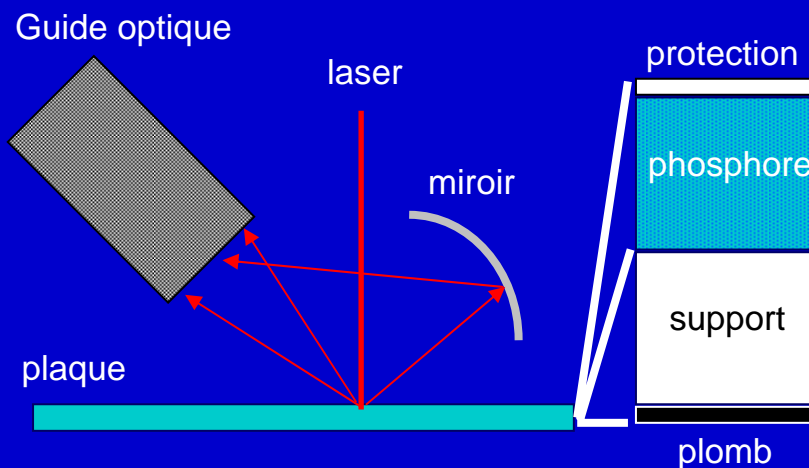
- Conditions d'un examen du thorax en pédiatrie
 - Dose à l'entrée du détecteur constante : 5 uGy
- Diminution de la dose à la peau
 - 25% avec 0.1 mm Cu – 35% avec 0.2 mm Cu
- Dose effective (liée au risque) stable

Filtre additionnel [mm]	Dose à la peau [uGy]			Dose effective [uSv]		
	0.0	0.1 Cu + 1 Al	0.2 Cu + 1 Al	0.0	0.1 Cu + 1 Al	0.2 Cu + 1 Al
60 kV	22.1	16.6	13.6	4.4	4.3	3.8
66 kV	37.3	26.7	23.7	5.5	5.4	5.3
73 kV	73.5	50.3	43.7	12.0	11.1	10.6

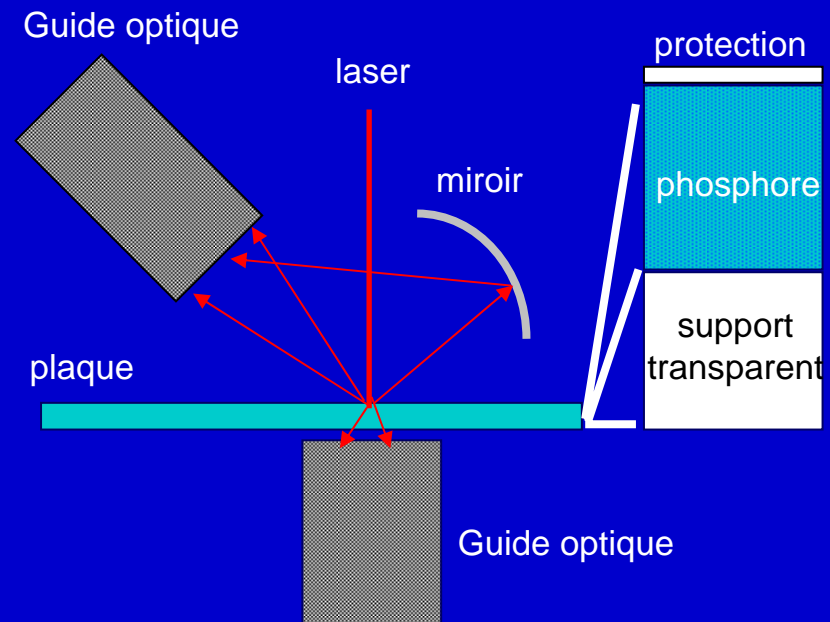
Systeme CR à double lectures

- Systeme à double lectures pour la radiographie conventionnelle
 - Utilisation d'un support transparent
 - Collection de la lumière des deux côtés de l'écran au phosphore
 - Utilisation d'une couche de phosphore plus épaisse

CR à simple lecture

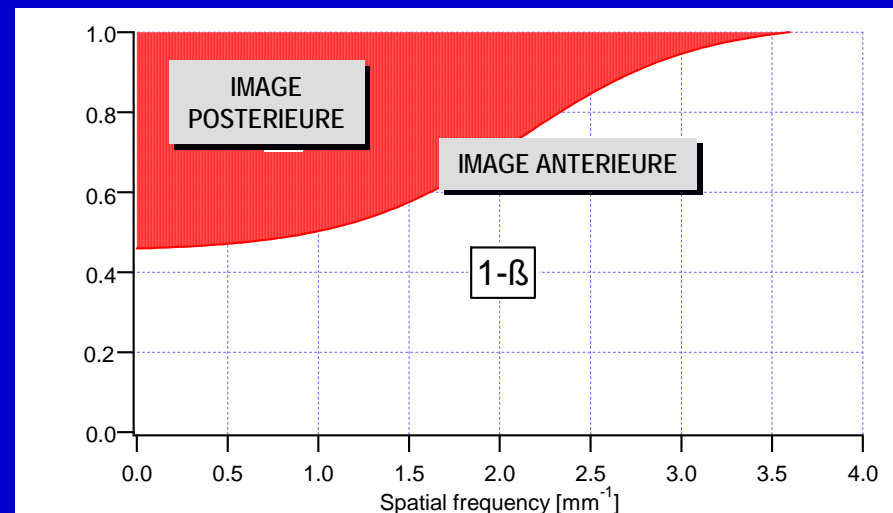
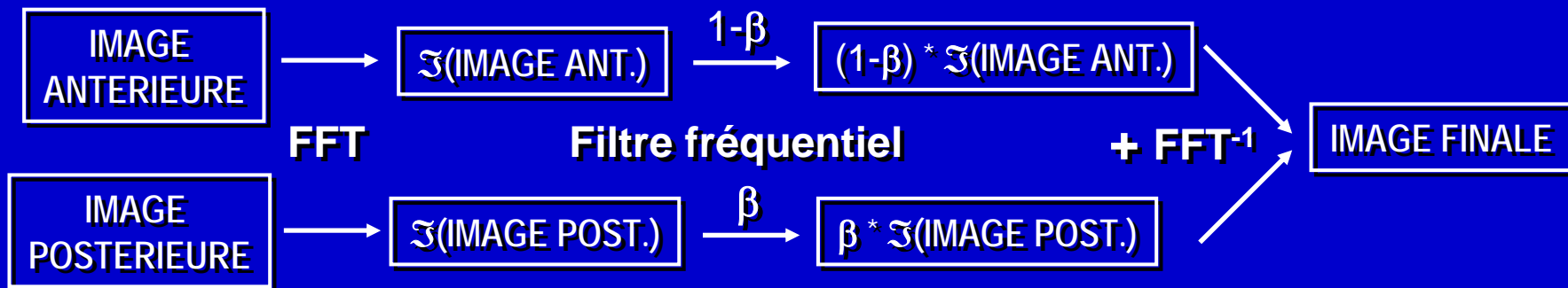


CR à double lectures



Systeme CR à double lectures

- Image finale = addition pondérée en fréquence des 2 images
 - L'image postérieure contient plus de signal de basses fréquences

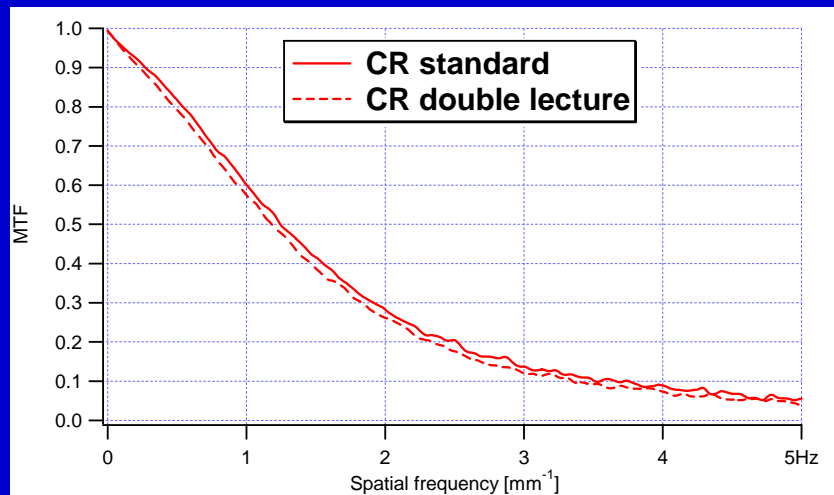


Diminution du niveau de bruit par rapport au système CR simple

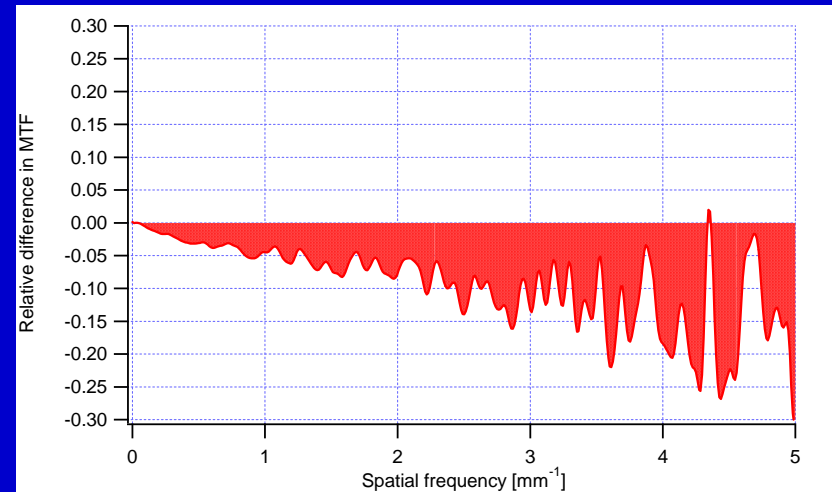
Systeme CR à double lectures

- Perte modérée de résolution spatiale
 - Diffusion de la lumière du laser dans la couche de phosphore
 - Image postérieure de moindre résolution

MTF



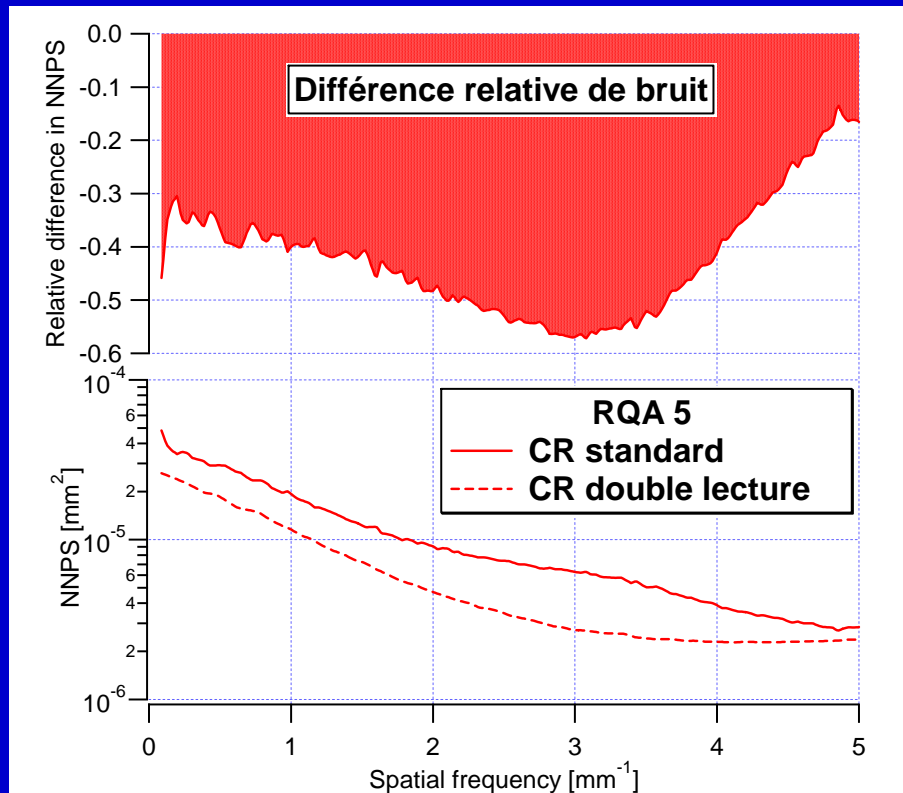
Différence relative de résolution



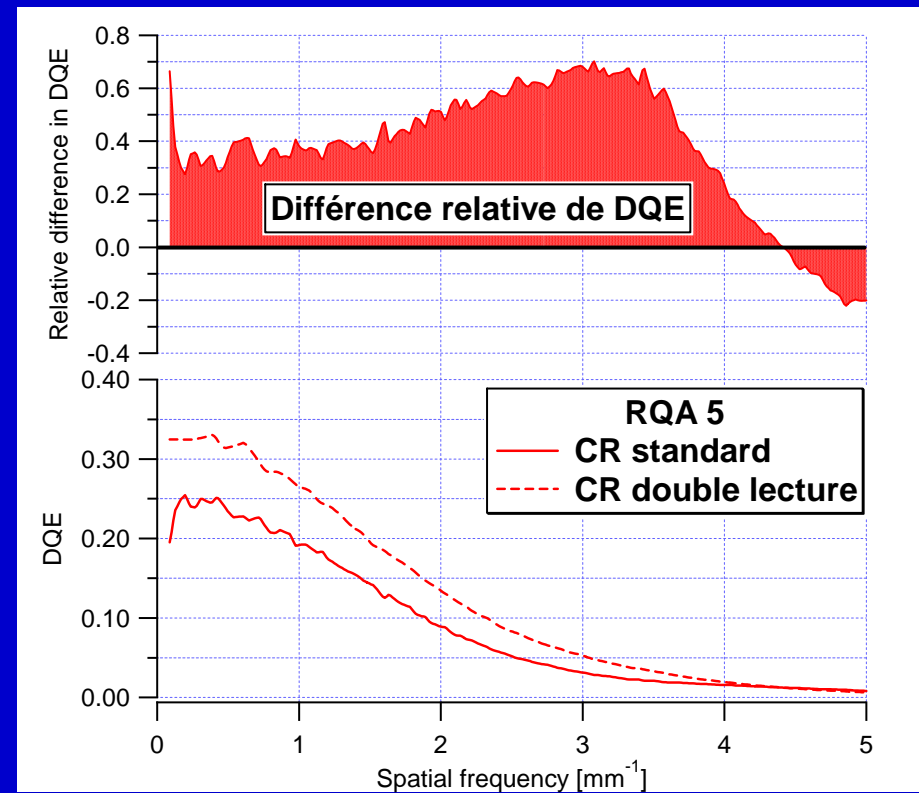
Systeme CR à double lectures

- Moins de bruit (- 40%)
- DQE de basse fréquence plus élevé (+ 40%)

NNPS (niveau de bruit)



DQE

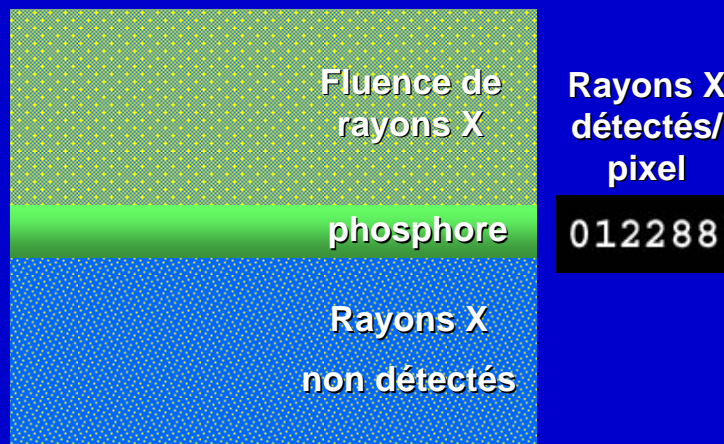


Systeme CR à double lectures

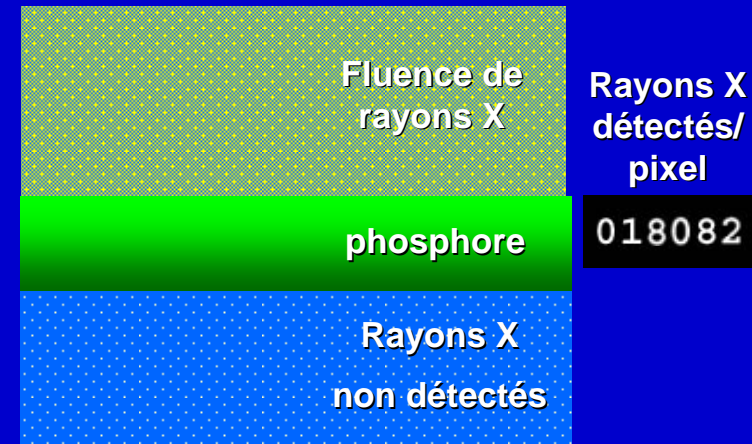
A L'ACQUISITION

- Meilleure absorption des rayons X par l'écran plus épais
 - Niveau de bruit quantique plus faible

Systeme CR standard



Systeme CR à double lectures

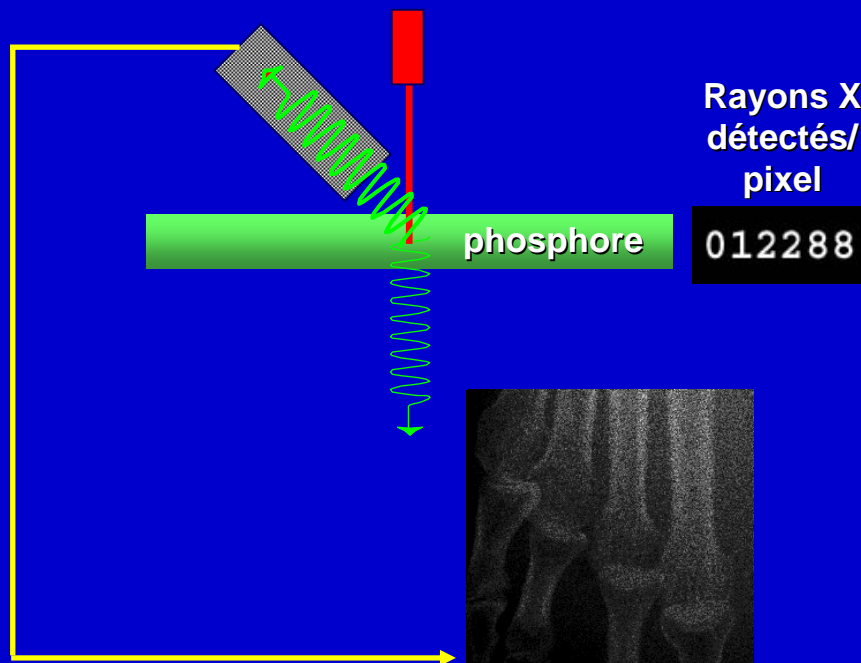


Systemes CR à double lectures

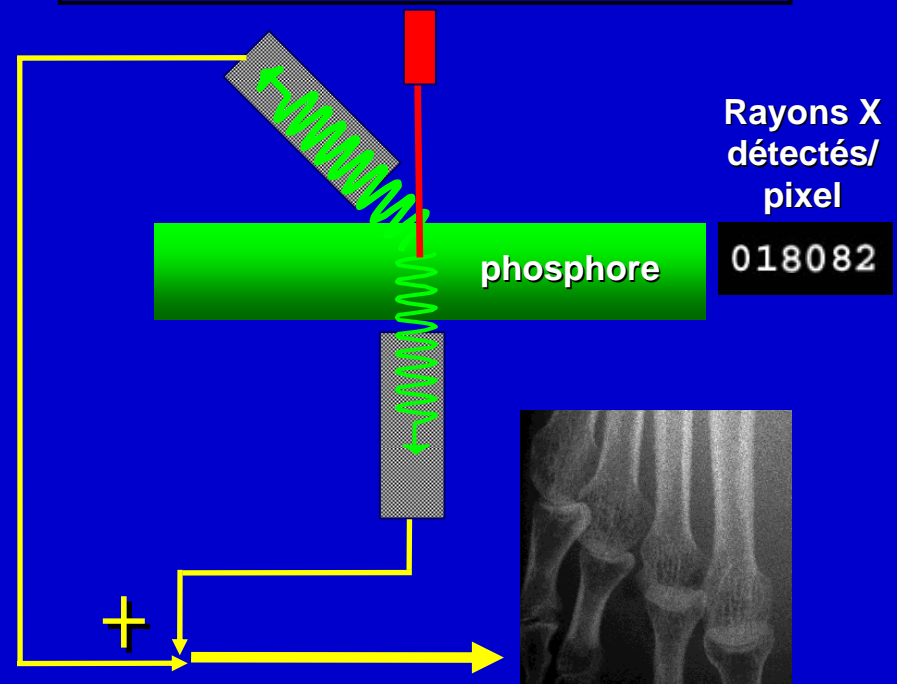
A LA LECTURE

- Meilleure collection de la lumière avec le 2^{ème} photodétecteur
 - Meilleure efficacité de détection
 - Niveau de bruit quantique plus faible

Systeme CR standard



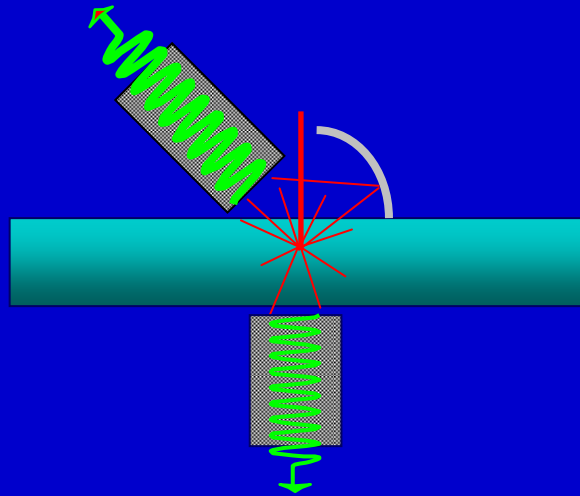
Systeme CR à double lectures



Systemes CR à double lectures

Pourquoi le DQE ne double-t-il pas avec la double lecture ?

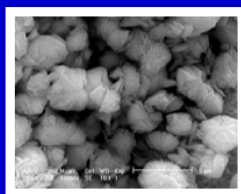
- Moins de rayons X détectés en profondeur dans l'écran au phosphore



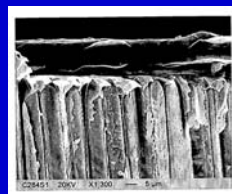
- Simple addition pondérée des signaux...
...mais ajout d'une composante supplémentaire de bruit due à la forte corrélation entre les deux images

Systeme CR à phosphore en aiguilles

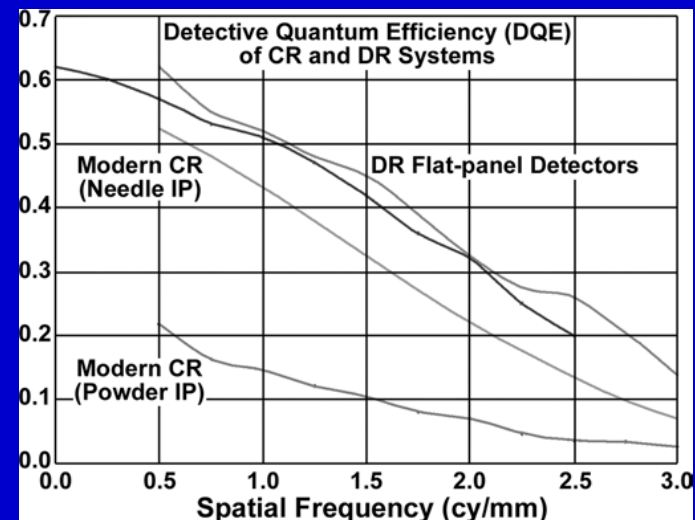
- Utilisation de phosphore en aiguilles au lieu de poudre (particules de 5 μm)
 - Moins de diffusion latérale de la lumière
 - Meilleure résolution
 - Ecran plus épais = meilleur DQE
 - 100% de phosphore contre 60% de phosphore + 40% de liant
- Limitations
 - Structure du phosphore en aiguilles friable
 - Fragilité mécanique



Phosphore en poudre

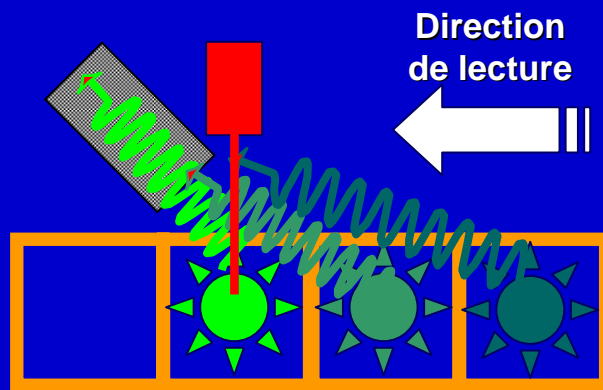


Phosphore en aiguilles

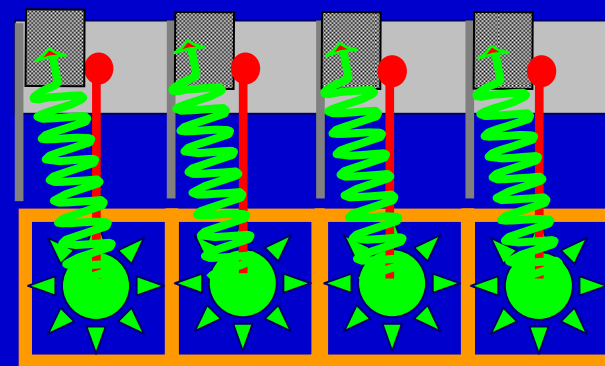


Système CR à lecture par ligne de pixels (line scan CR)

- Lecture traditionnelle: un seul pixel est lu à la fois
 - Lecture lente
 - Perte de résolution due à la contamination lumineuse des pixels adjacents
- Line scan CR: une ligne entière de pixels est lue en une fois
 - Utilisation d'une ligne de lasers et de photo-détecteurs
 - Une seule direction de lecture
 - Diminution du temps de lecture
 - Meilleure résolution



Aujourd'hui



Demain?

Conclusion

- Les couples écran-film laissent rapidement leur place aux systèmes CR / DR
- Les systèmes CR sont majoritaires car plus économiques et polyvalents, mais moins efficaces
- Comment optimiser l'utilisation des systèmes CR?
 - Connaître et respecter les indices d'exposition
 - Eventuellement utiliser des filtres additionnels (p. ex. en pédiatrie)
 - Exploiter les possibilités informatiques de traitement d'image
 - Généraliser les systèmes CR à double lectures
 - Améliorer encore le compromis efficacité – résolution des systèmes numériques

Questions

