



BASES PHYSIQUES DE LA RADIOLOGIE

D. Mariano-Goulart
Service de médecine nucléaire
CHU de Montpellier.

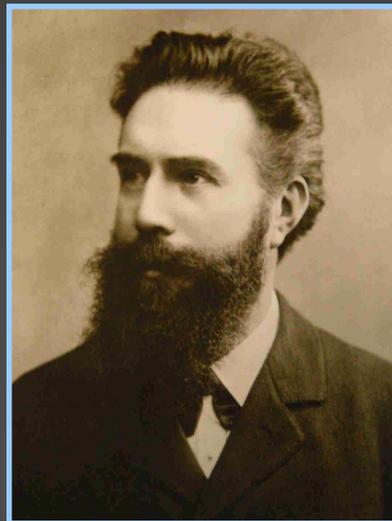
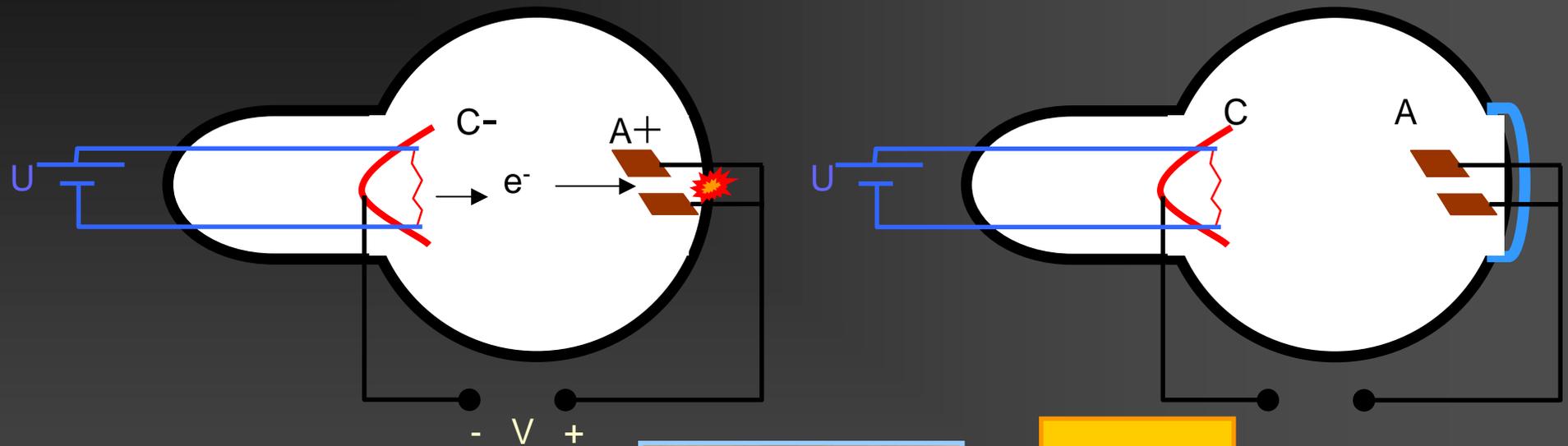
PLAN DU COURS (5 heures)

- Imagerie de transmission par rayons X
 - Le tube X et ses réglages
 - L'image de transmission
 - Contraste, grandissement, flous, résolution, vocabulaire
- Radiologie numérisée
 - Échantillonnage, pixels et niveaux de gris, fenêtres
 - Applications médicales
- Tomodensitométrie (TDM ou scanner X)
 - Acquisition, modélisation, reconstruction tomographique
 - Applications médicales
- Doses absorbées

Imagerie de transmission des X

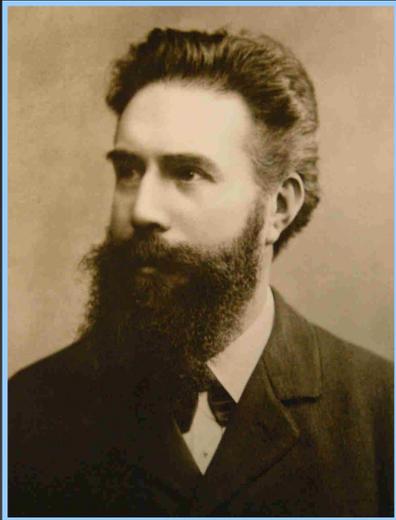


Découverte des rayons X (I)

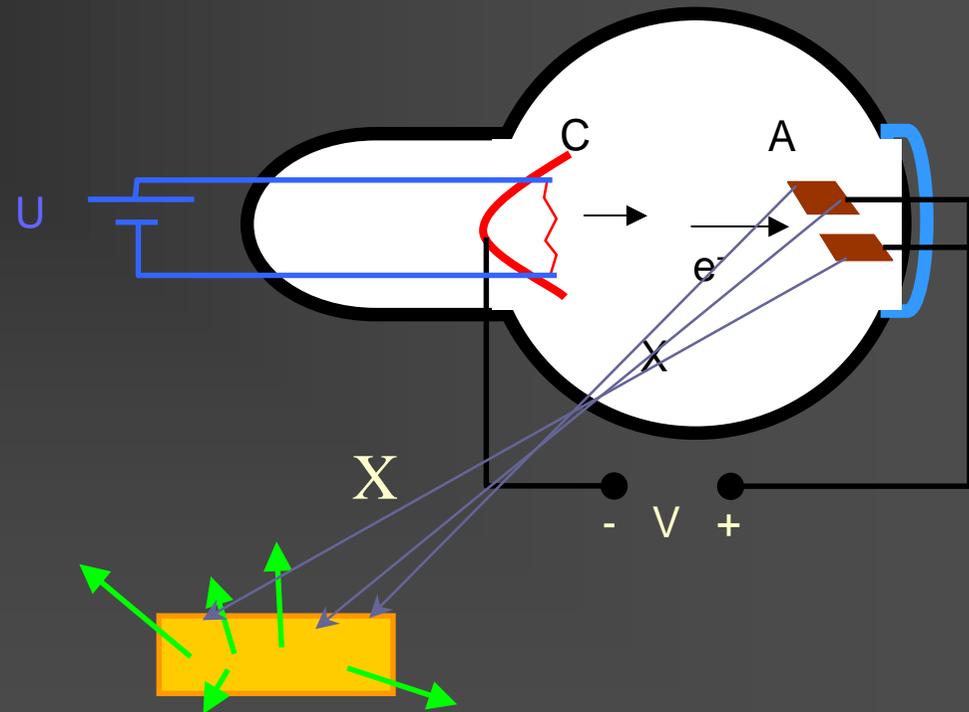


Röntgen 1895

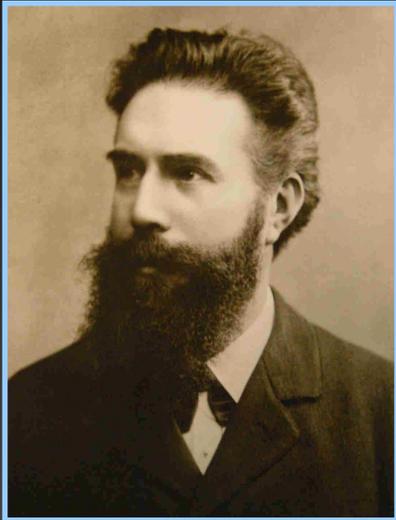
Découverte des rayons X (II)



Röntgen 1895



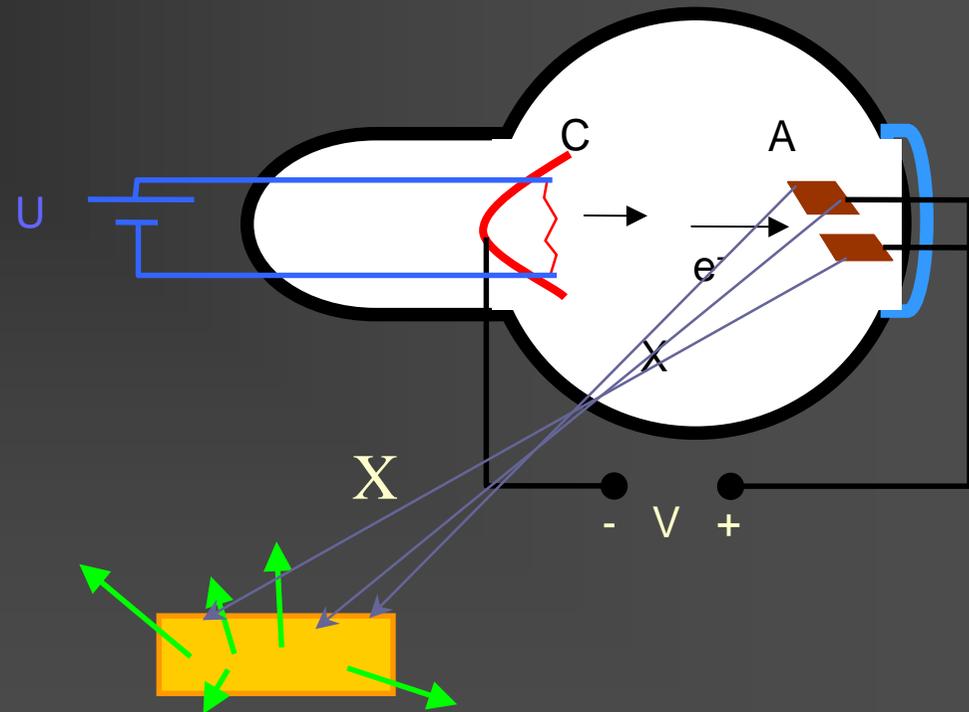
Découverte des rayons X (II)



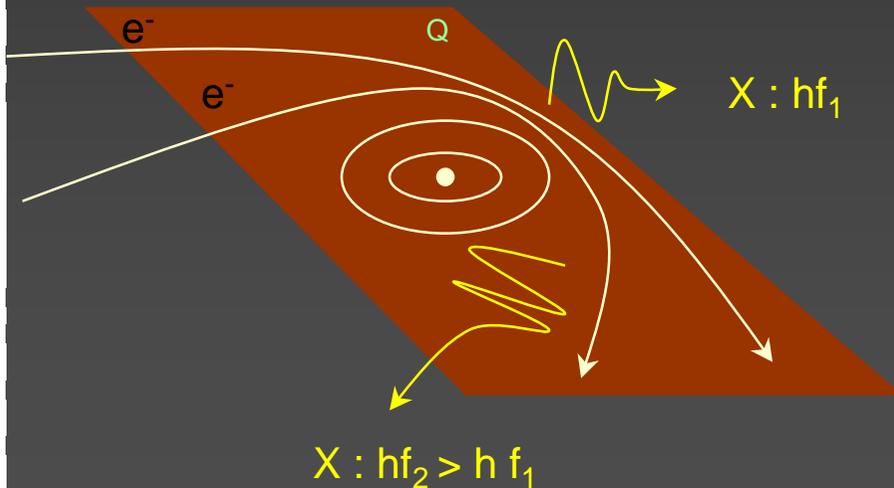
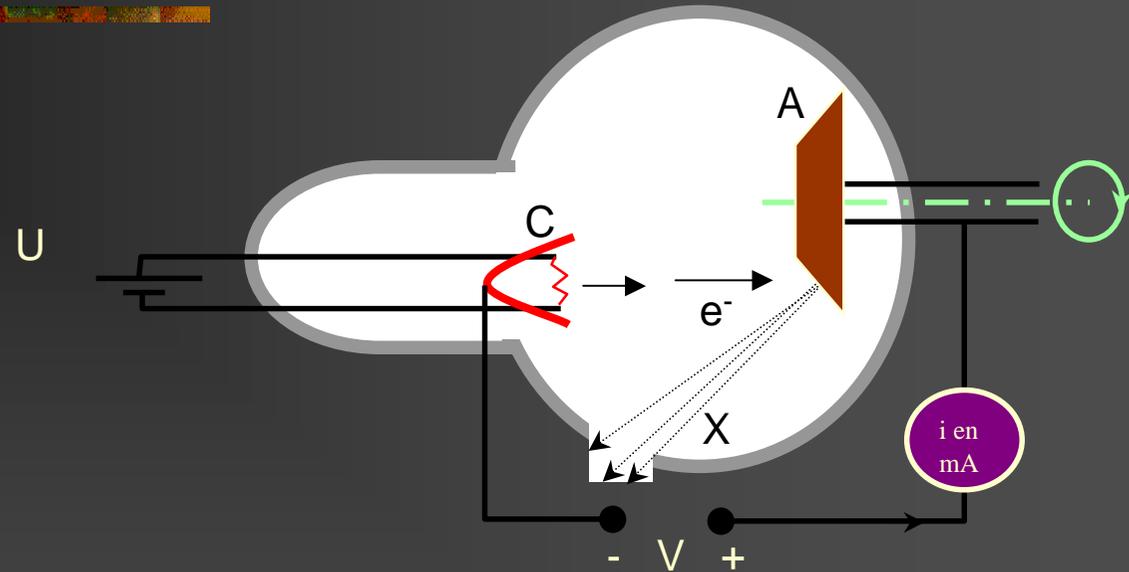
Röntgen 1895

Imagerie de transmission

- Atténuation des X par un tissu \Rightarrow densité
- Information morphologique



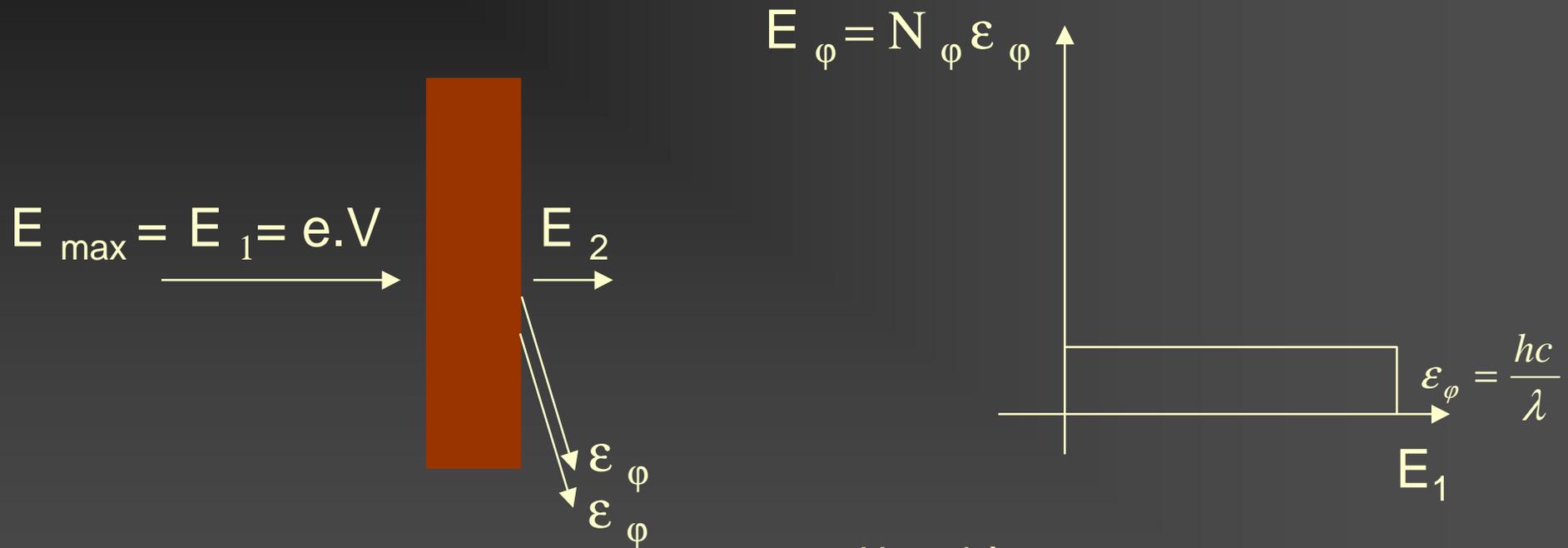
Production des rayons X



$$E_{\max}(e^-) = e \cdot V = h \cdot f_{\max} = \frac{hc}{\lambda_{\min}}$$

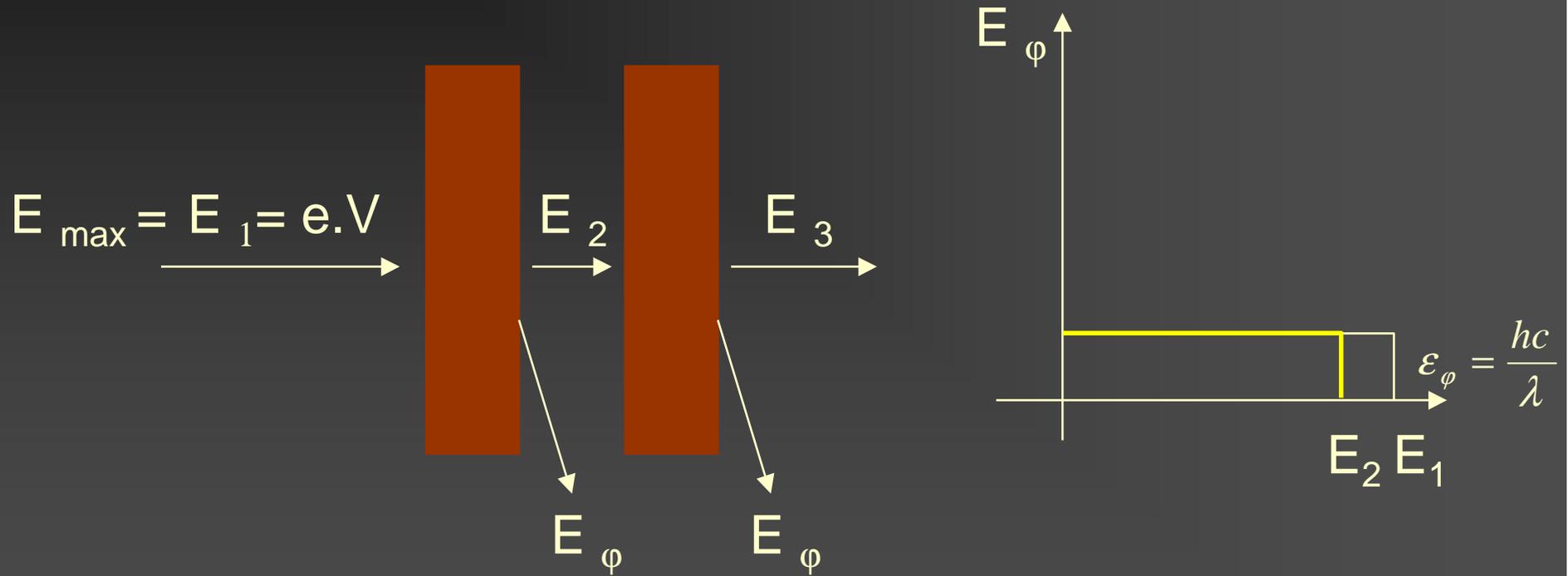
Spectre continu entre 0 et E_{\max}

Spectre de rayons X (I)

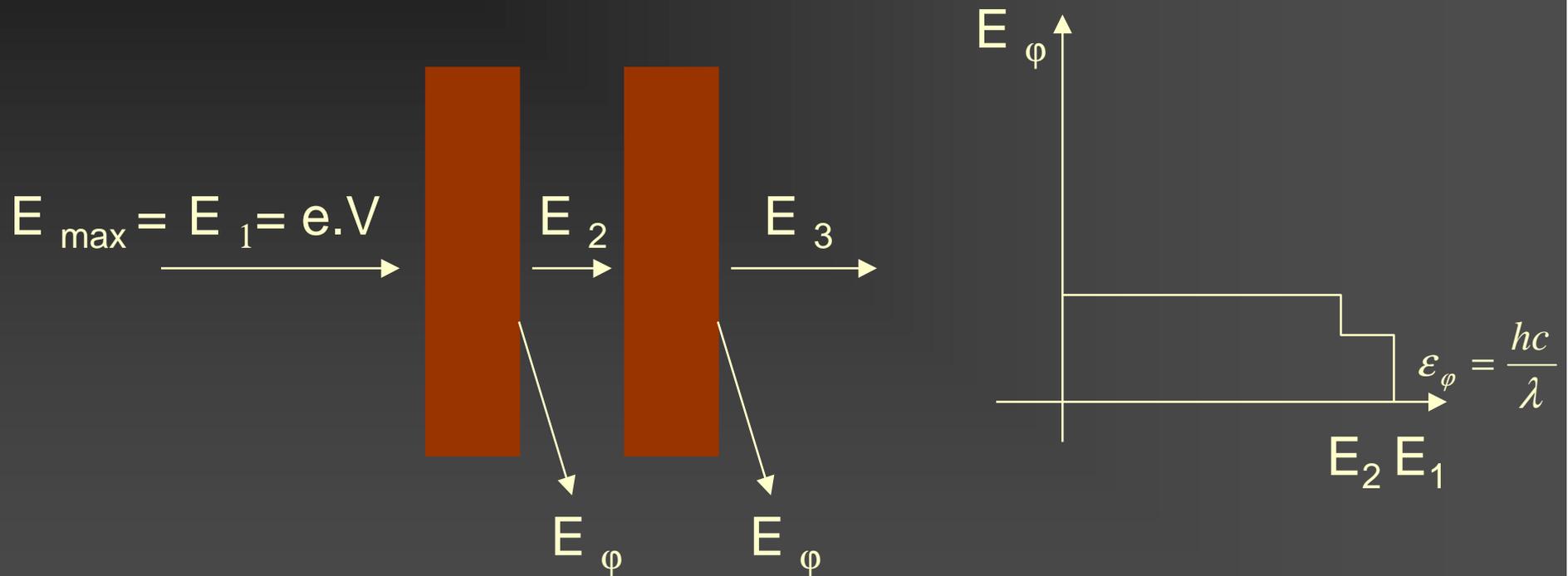


Hypothèse :
 N_{ϕ} et ϵ_{ϕ} inversement proportionnels

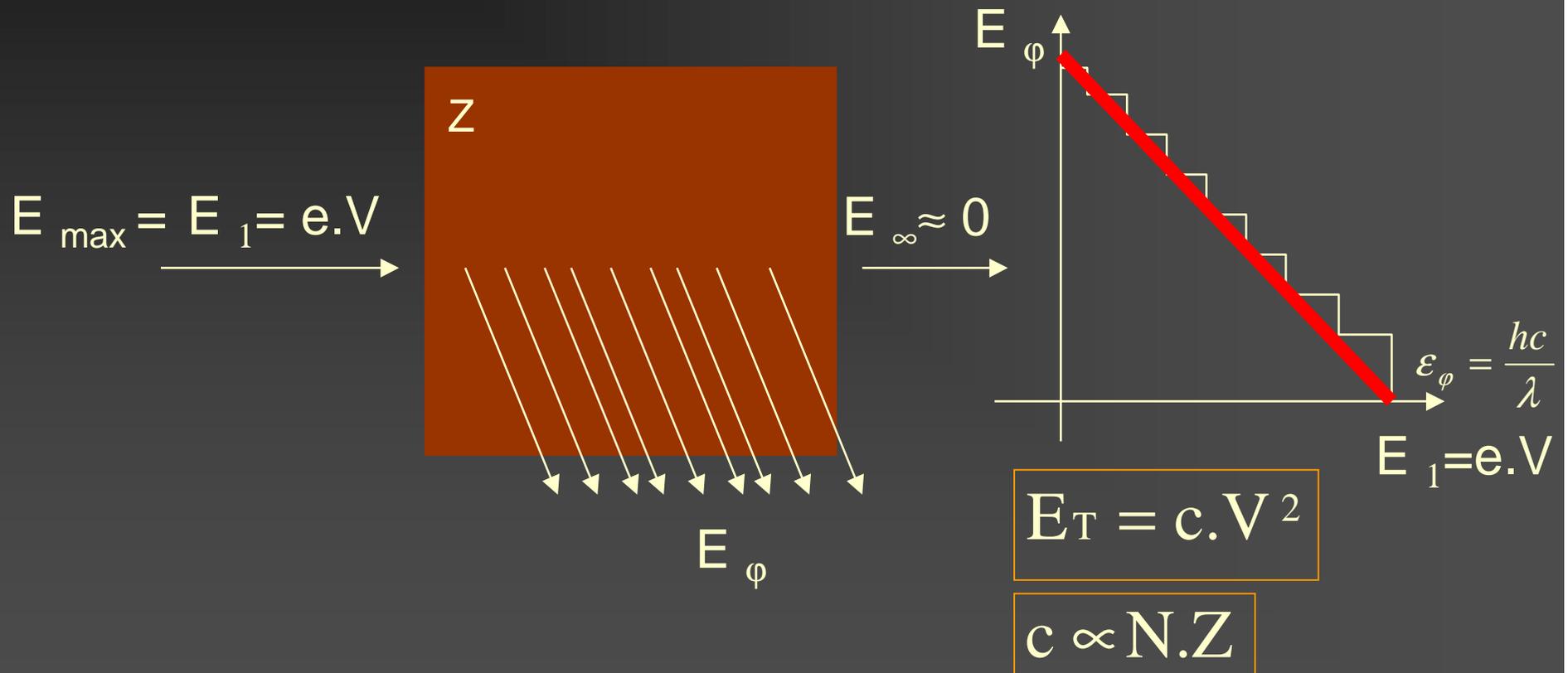
Spectre de rayons X (II)



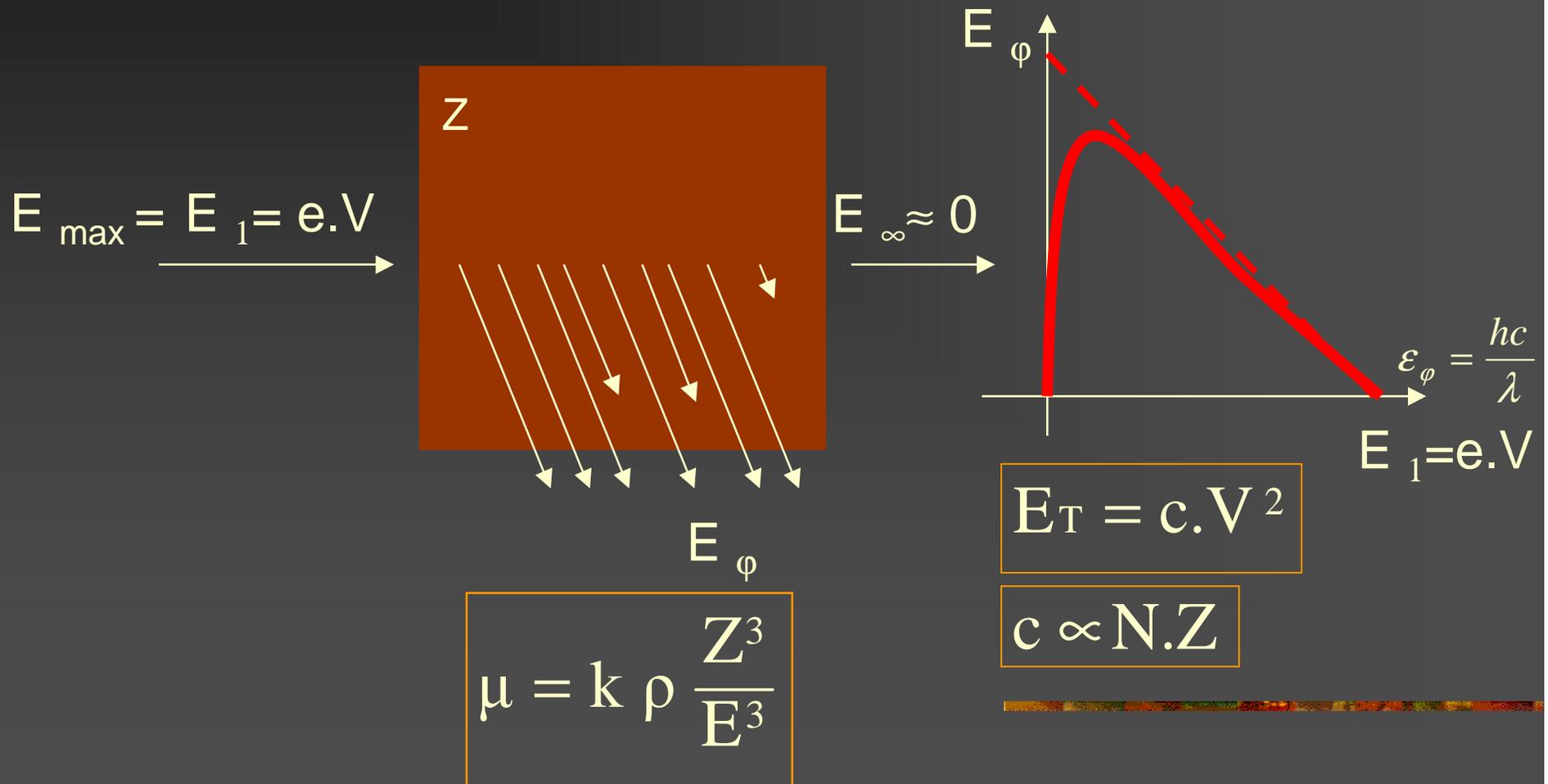
Spectre de rayons X (II)



Spectre de rayons X (III)

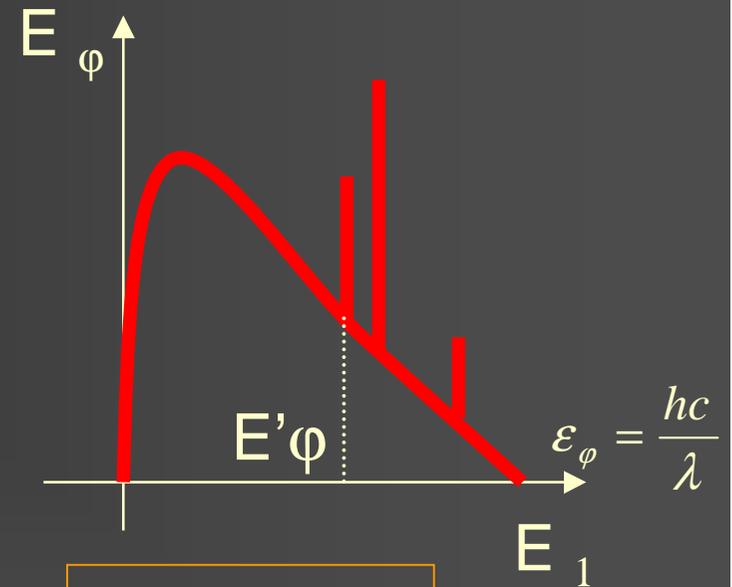
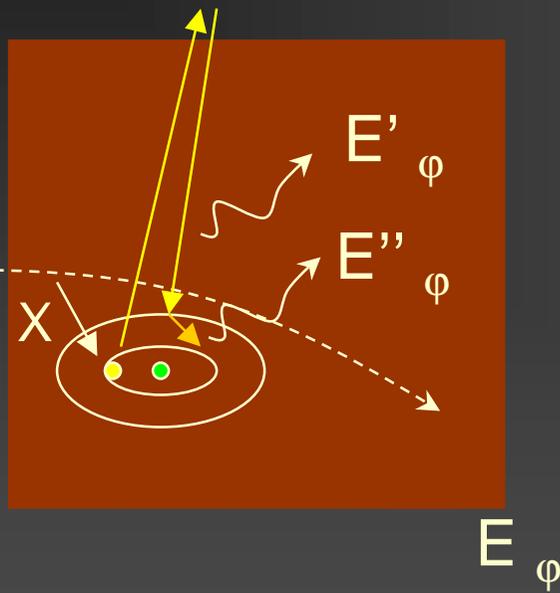


Spectre de rayons X (IV)



Spectre de rayons X (V)

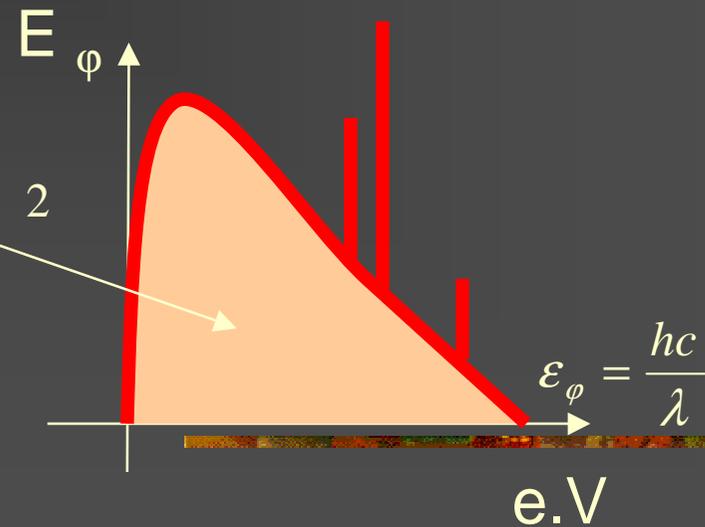
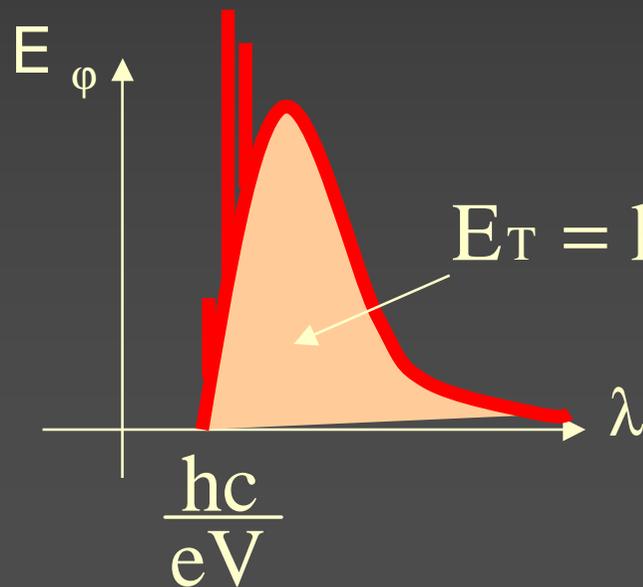
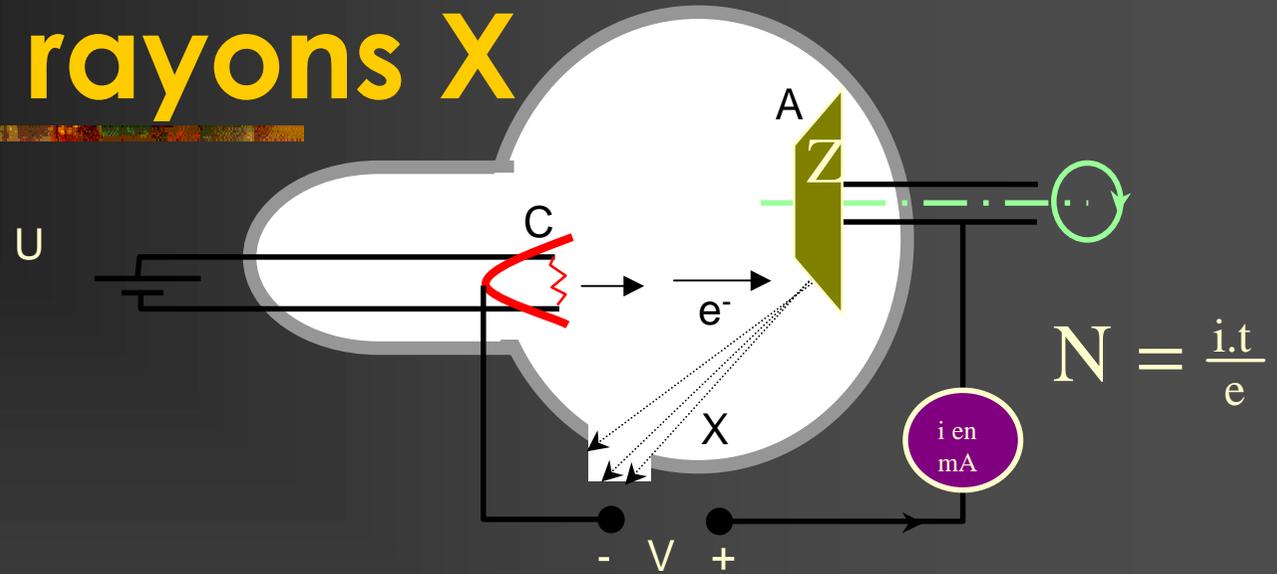
$$E_{\max} = E_1 = e.V$$



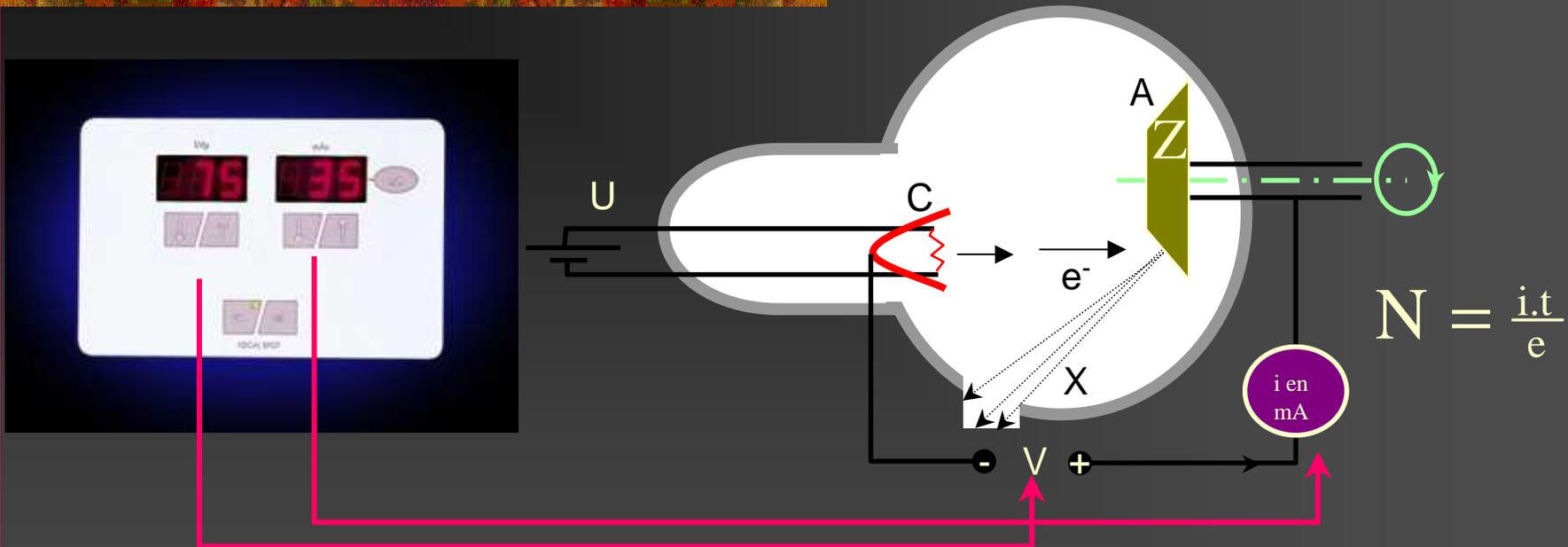
$$E_T = c.V^2$$

$$c \propto N.Z$$

Spectre de rayons X



Production d'X par freinage d'e⁻



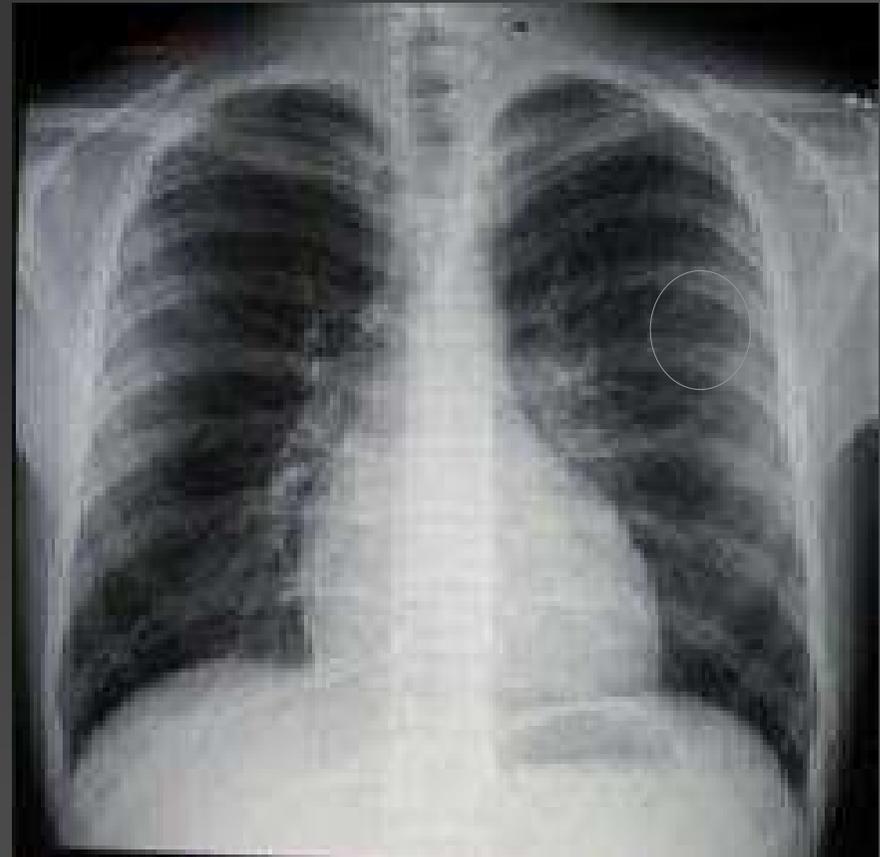
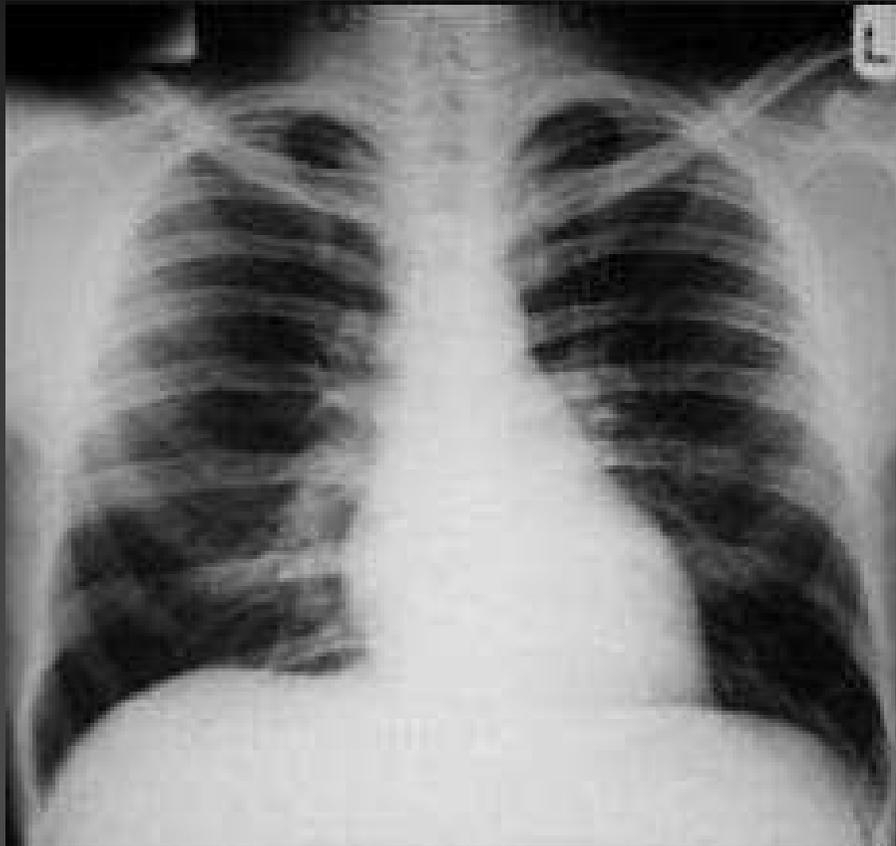
① ↑ mAs (i.t) : ↑ Nombre de X ⇒ ↑ impression de la radiographie

② ↑ kV (V) : Dureté des X ⇒ E_{\max} ↑ ⇒ μ ↓ ⇒ ↑ pénétration

$$E_T = k.N.Z.V^2$$

$$E_{\max} = e.V$$

Interpréteriez-vous cette radio ?



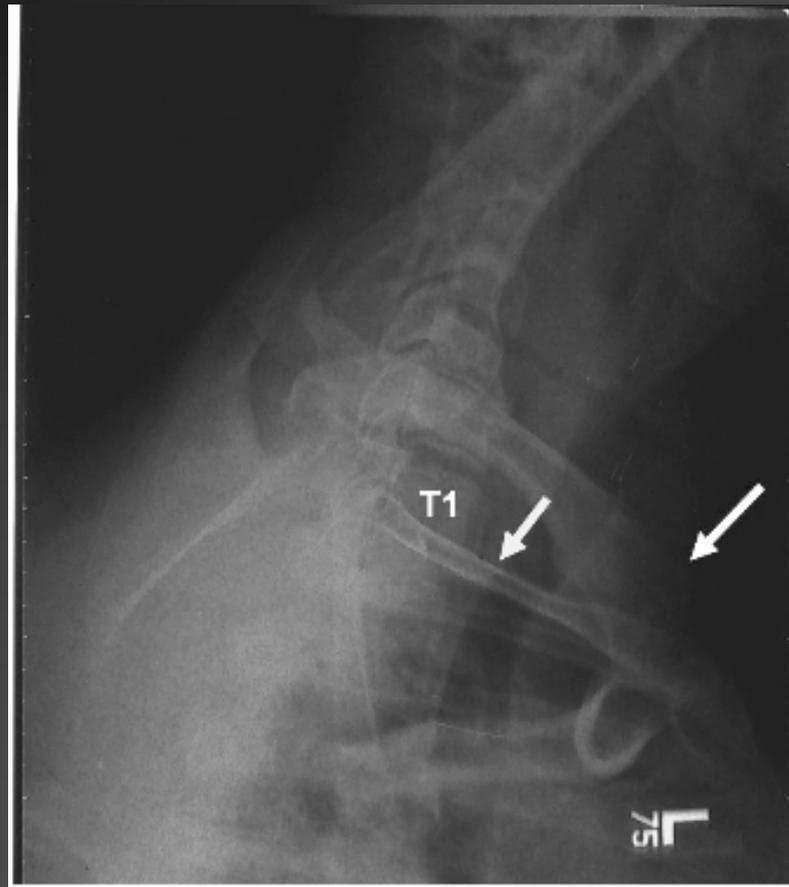
kV trop bas \Rightarrow \downarrow pénétration \uparrow C

Interpréteriez-vous cette radio ?



kV trop bas \Rightarrow \downarrow pénétration

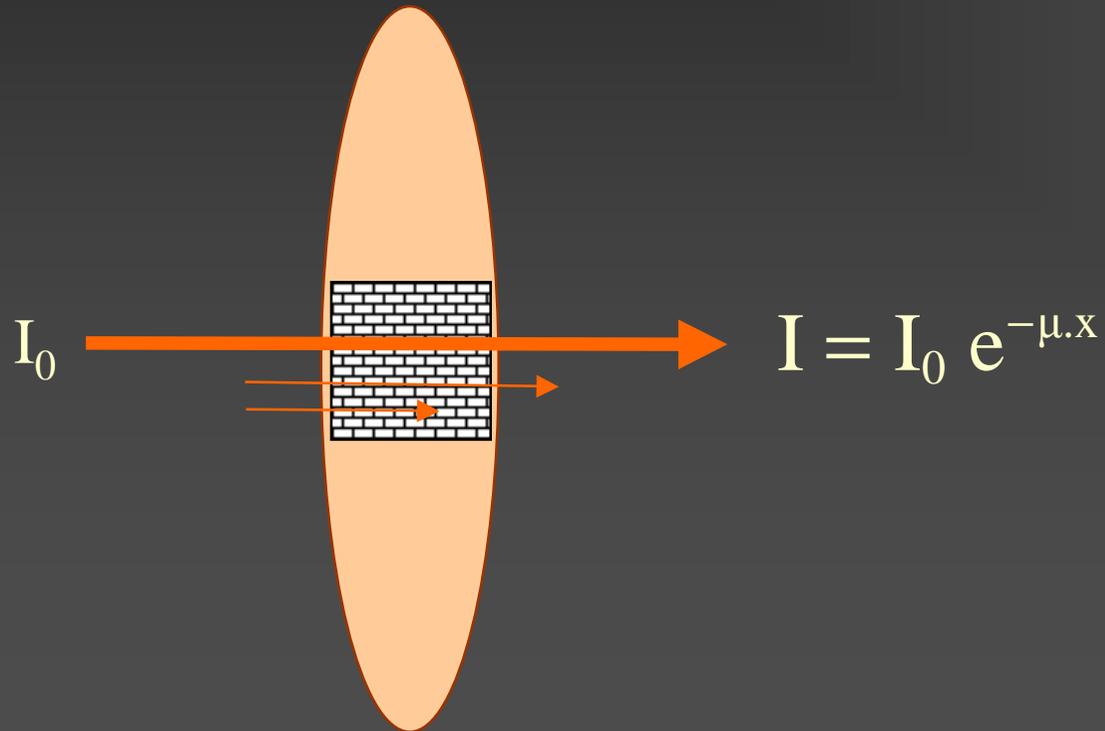
Interprétez-vous cette radio ?



mAs trop bas et kV trop hauts \Rightarrow \downarrow C + diffusé Compton

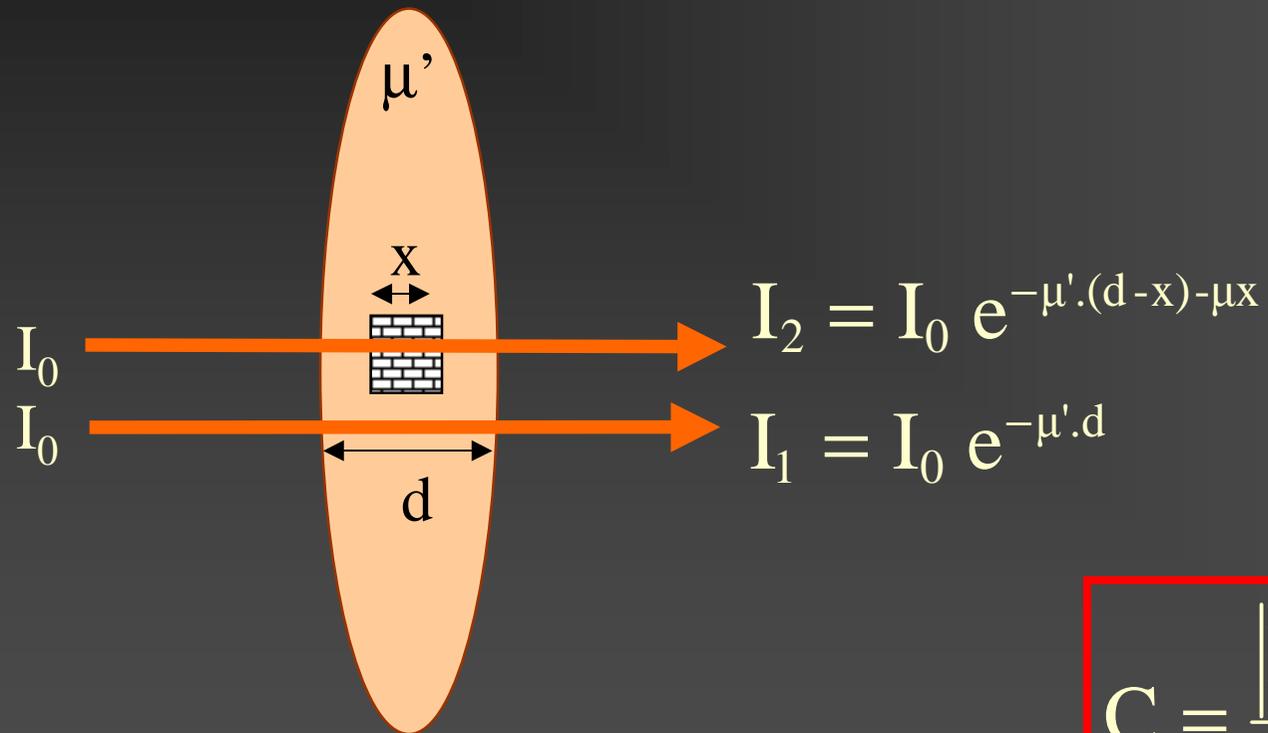
Atténuation photo-électrique

$$\frac{dI}{I dx} = -\mu \Rightarrow I = I_0 e^{-\mu x}$$



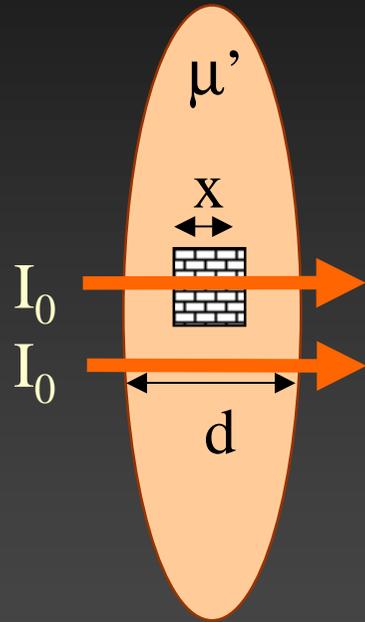
$$\mu = k \rho \frac{Z^3}{E^3}$$

Contraste (I)



$$C = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2}$$

Contraste (II)



$$e^{-x} \approx 1 - x \quad \text{si } x \rightarrow 0$$

$$I_2 = I_0 e^{-\mu' \cdot (d-x) - \mu x} \approx I_0 \cdot (1 - \mu' d + \mu' x - \mu x)$$

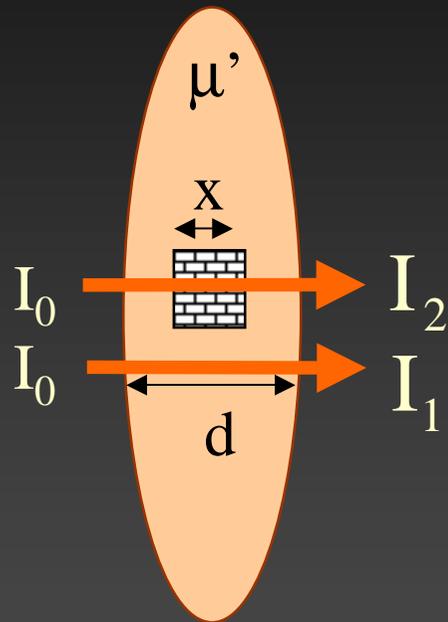
$$I_1 = I_0 e^{-\mu' \cdot d} \approx I_0 \cdot (1 - \mu' d)$$

$$I_1 - I_2 \approx I_0 (\mu - \mu') \cdot x$$

$$I_1 + I_2 \approx 2I_0$$

$$C = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} = \frac{|\mu' - \mu| \cdot x}{2}$$

Contraste (III)



$$C = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} = \frac{|\mu' - \mu| \cdot x}{2}$$

$$\mu = k \rho \frac{Z^3}{E^3} \Rightarrow$$

$$C = K \frac{|\rho'Z'^3 - \rho Z^3|}{E^3} \cdot x$$

E = énergie des photons X

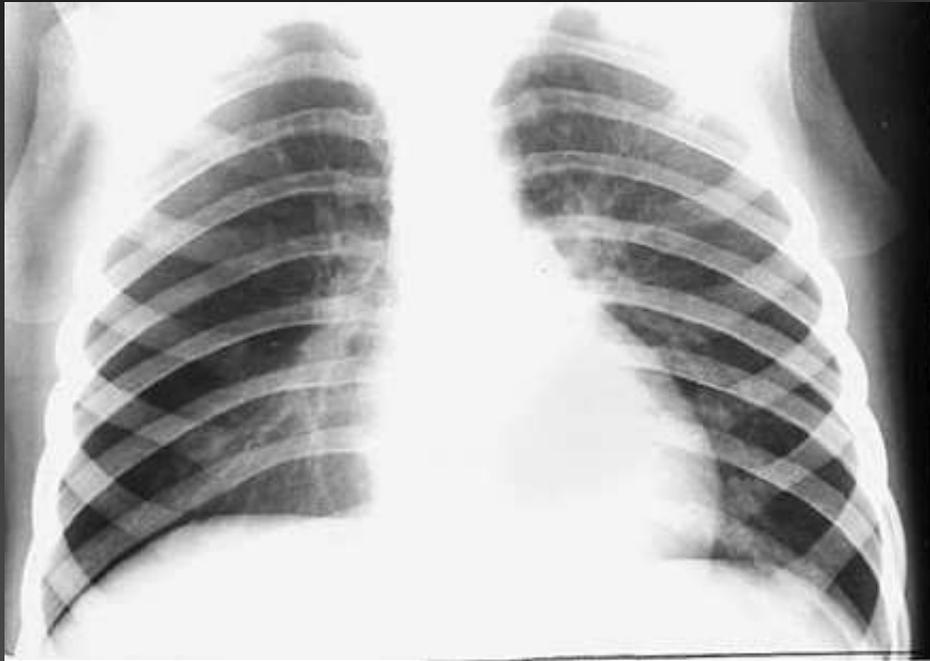
Déterminants du contraste (I)

$$C = K \frac{|\rho'Z'^3 - \rho Z^3|}{E^3} \cdot x$$

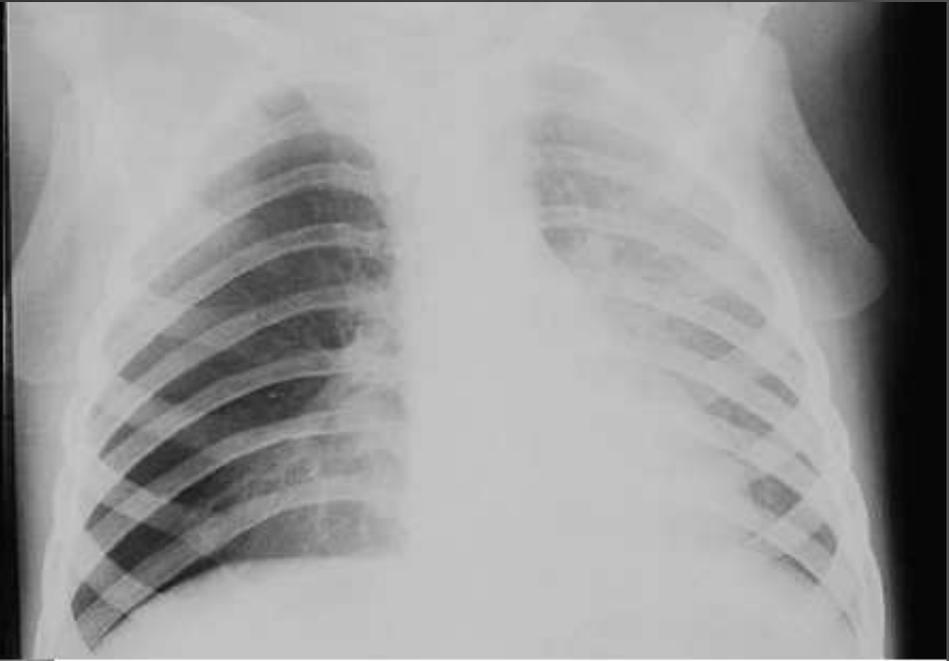
- **Différence de (ρ, Z) sur une épaisseur $x \neq 0$**
 - Imagerie morphologique de densité
 - Rx pulmonaires en inspiration forcée
 - Produits de contraste iodés
- **Diminution de l'E max des X (kV)**
 - Pour améliorer un contraste insuffisant...
 - Mais cela augmente l'irradiation...

Exemples : ρZ

$$C = K \frac{|\rho'Z'^3 - \rho Z^3|}{E^3} . x$$



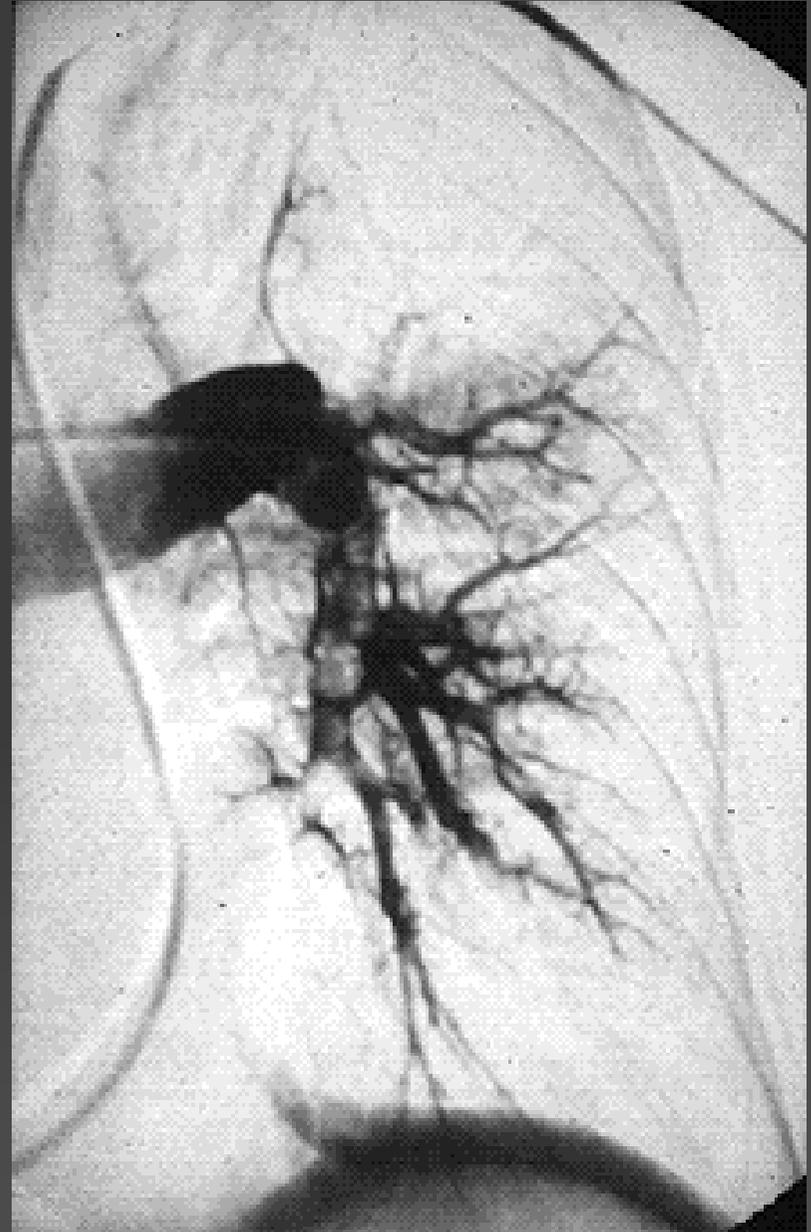
Inspiration



Expiration

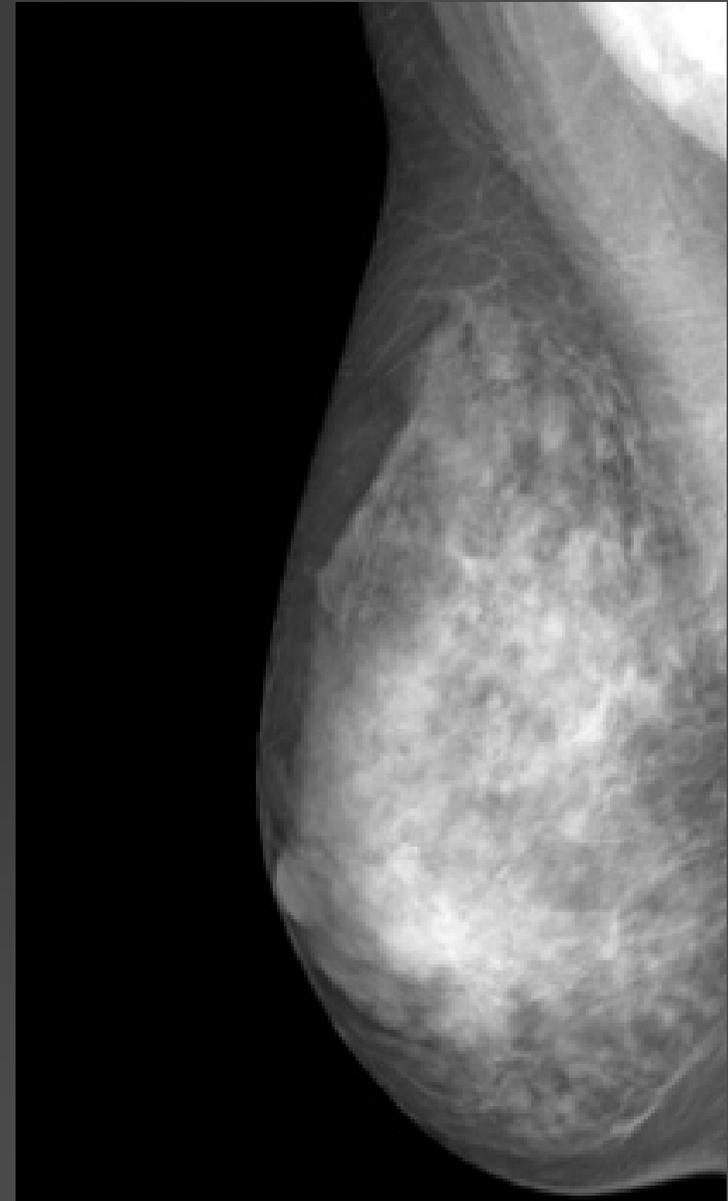
Exemples : ρZ

$$C = K \frac{|\rho'Z'^3 - \rho Z^3|}{E^3} \cdot x$$



Exemples : E

$$C = K \frac{|\rho'Z'^3 - \rho Z^3|}{E^3} \cdot x$$



Problème ?

$$C = K \frac{|\rho'Z'^3 - \rho Z^3|}{E^3} . x$$

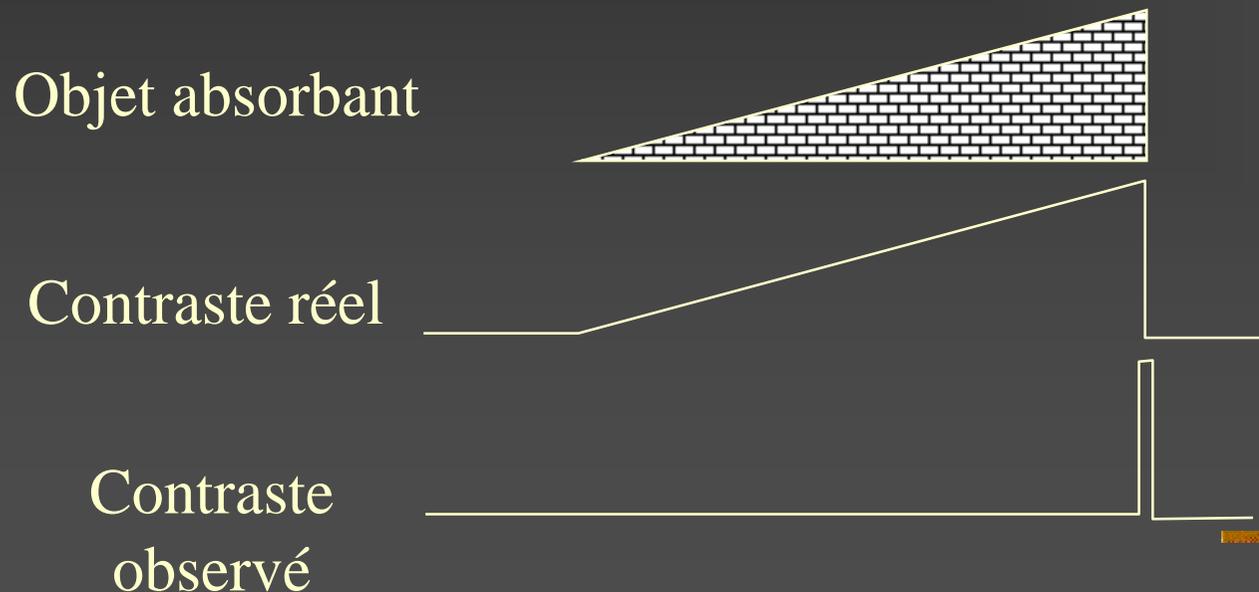
$$E_T = k.N.Z.V^2$$



mAs trop hauts et kV trop bas \Rightarrow trop de contraste

Déterminants du contraste (II)

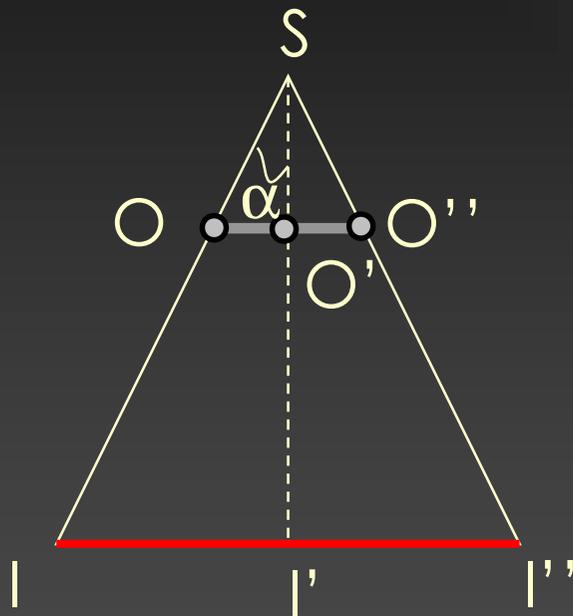
- Aspect « subjectif »
 - Une différence de (ρ, Z, x) ne suffit pas
 - Une discontinuité est nécessaire



Quel est votre diagnostic ?



Les grandissements (I)



Source de X = S

Objet absorbant

Détecteur (film)

$$\sin \alpha = \frac{II'}{SI} = \frac{OO'}{SO}$$

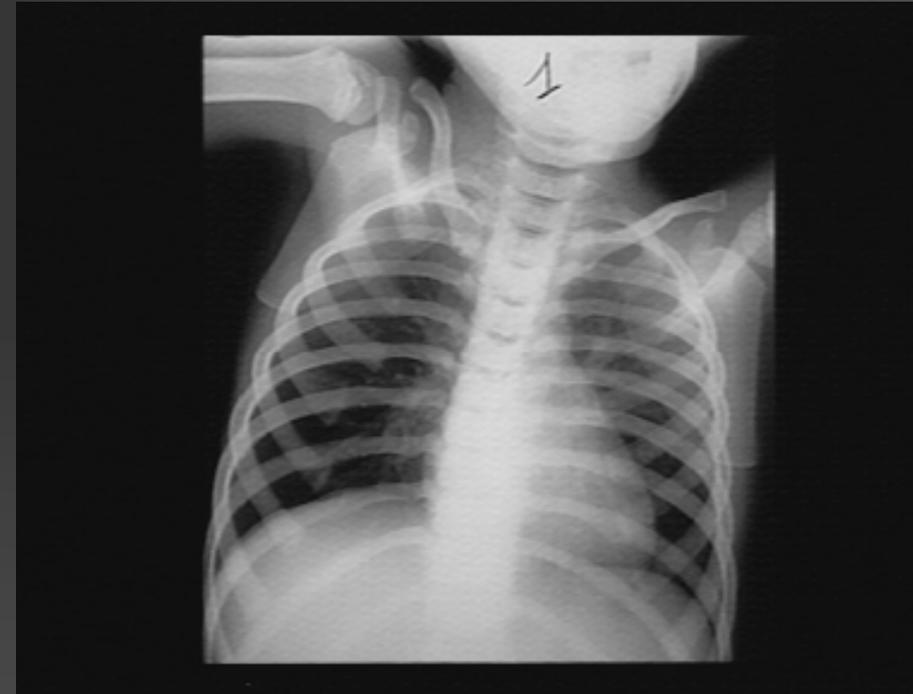
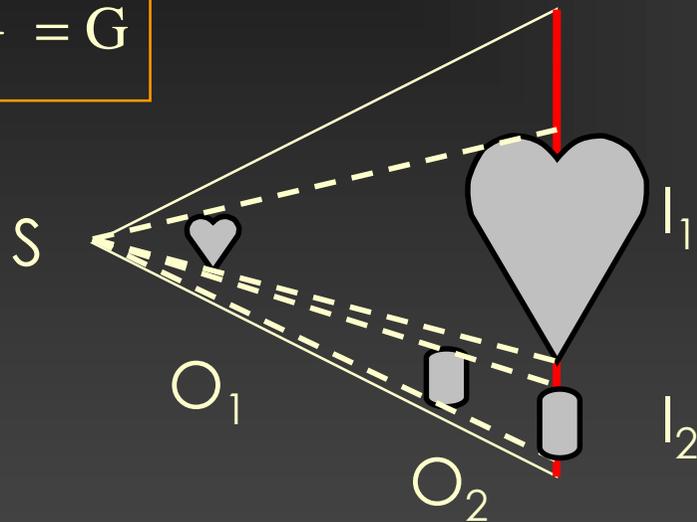


$$\frac{SI}{SO} = \frac{II'}{OO'} = G$$

Le grandissement dépend de la distance du tube X au film (SI) et à l'objet (SO)

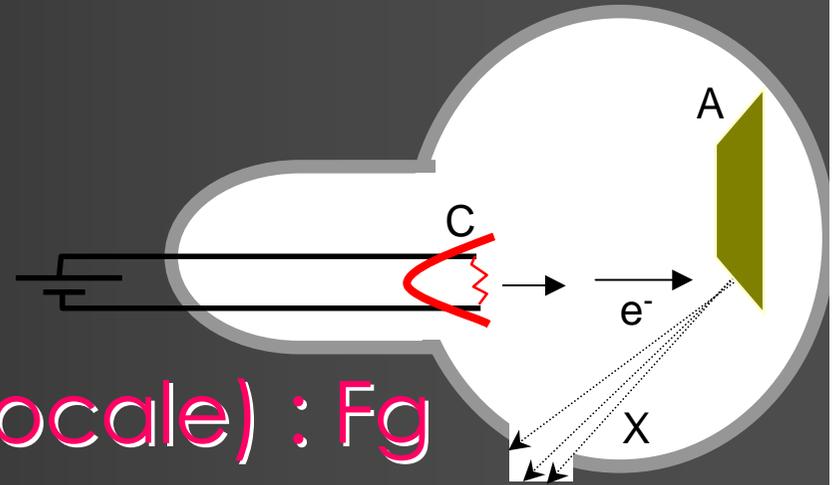
Les grandissements (II)

$$\frac{SI}{SO} = G$$

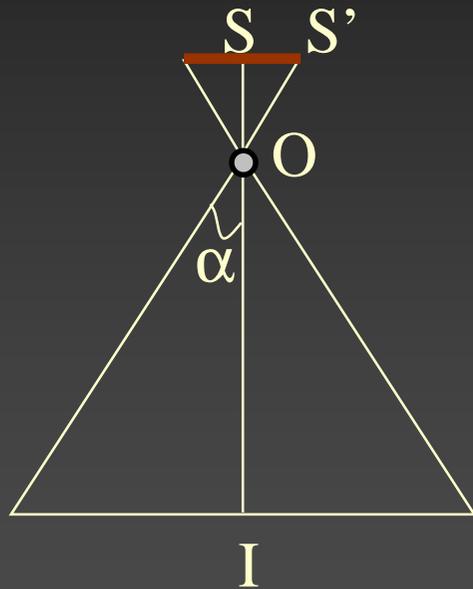


Donc : Radiographie de face : G diminue du plan ventral au plan dorsal

Les flous (I)



- Le flou géométrique (focale) : F_g



Focale $F = SS'$

Objet absorbant

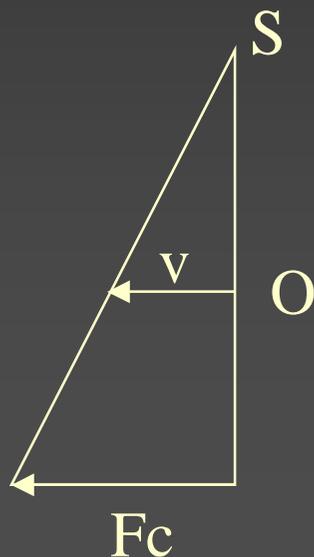
$F_g = I I'$

$$F_g = F \cdot (G - 1)$$

$$\text{tg } \alpha = \frac{II'}{IO} = \frac{SS'}{SO} \Rightarrow F_g = F \cdot \frac{IO}{SO} = F \cdot \left(\frac{IS - OS}{SO} \right) = F \cdot \left(\frac{SI}{SO} - 1 \right) = F \cdot (G - 1)$$

Les flous (II)

- Le flou d'écran : F_e
 - Grain et Ecran renforçateur ; échantillonnage
 - Détecteur électronique...
- Le flou cinétique : F_c

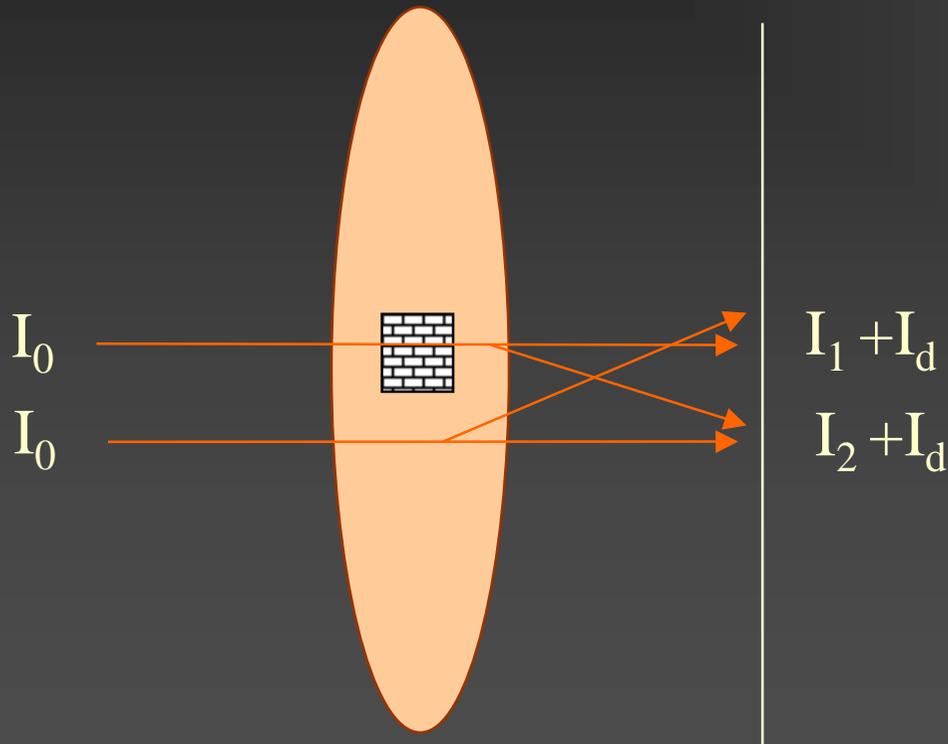


$$F_c = G.v.t$$

Compromis idéal : $F_g = F_e = F_c$

Les flous (III)

- Le flou lié au rayonnement diffusé

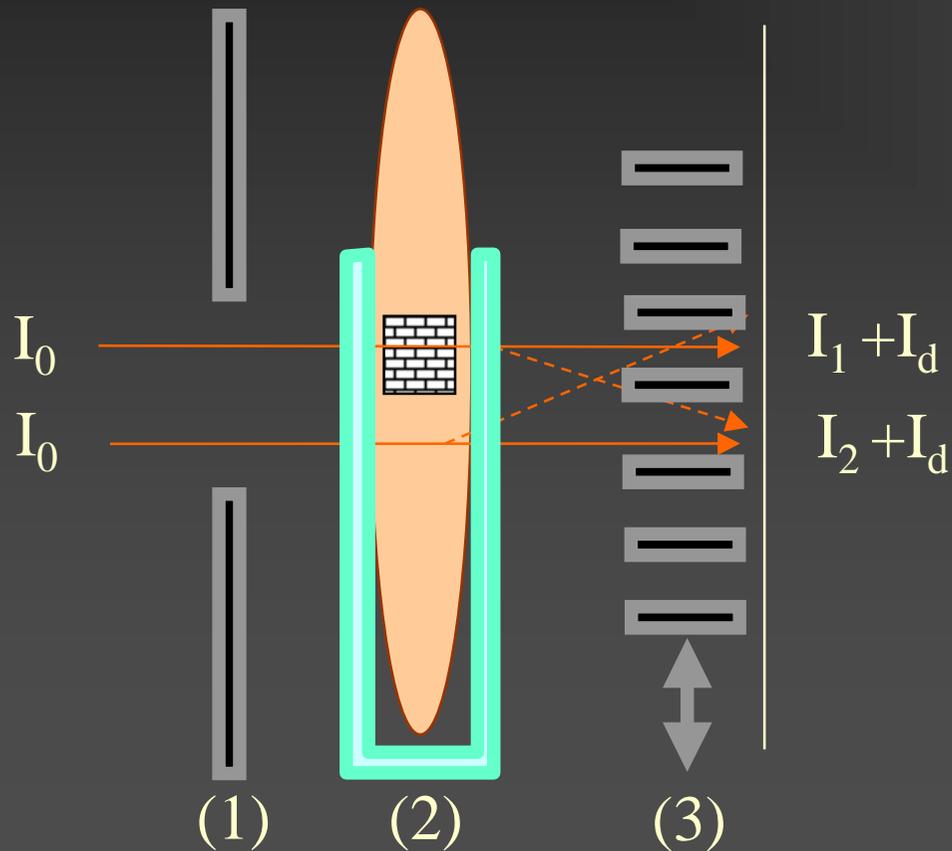


$$\mu_c \approx 5 \cdot \mu_{PE}$$

$$C = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2 + 2I_d} \quad \downarrow$$

Les flous (III)

■ rayonnement diffusé



- ✓ Diaphragme (1)
- ✓ Compression (2)
- ✓ Grille (3)
- ✓ Radio-protection

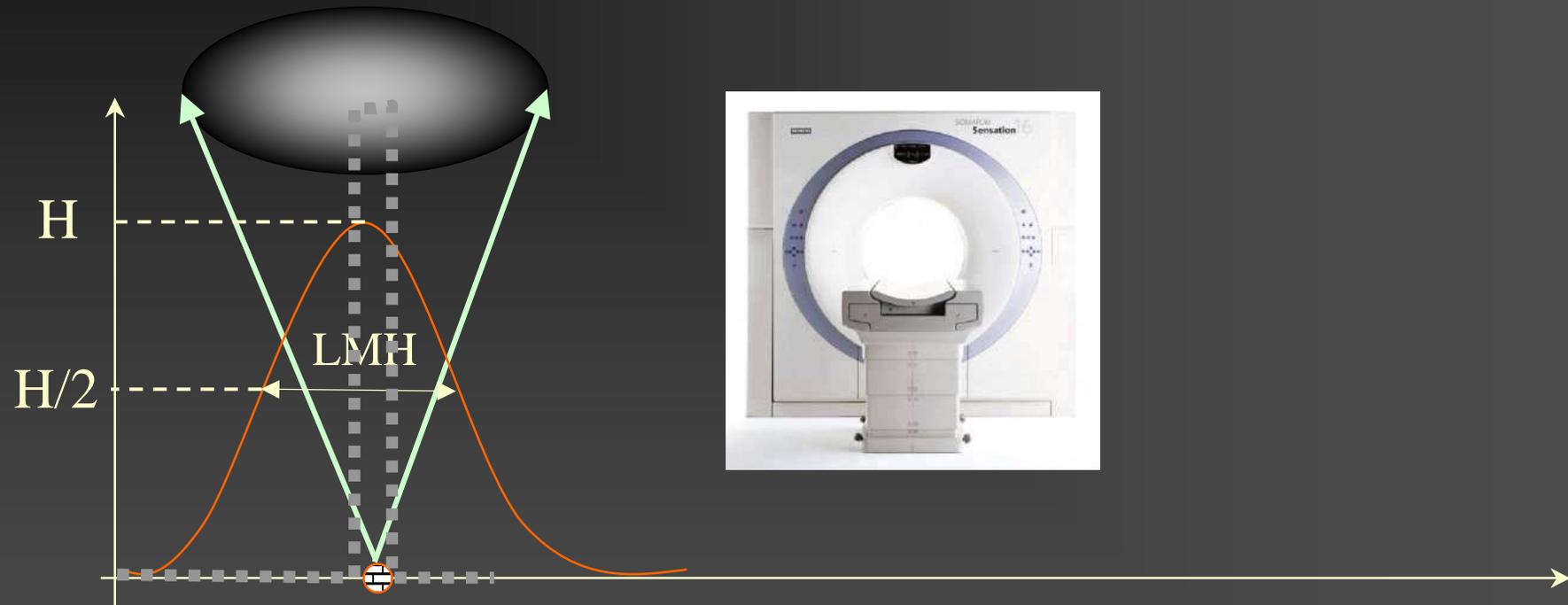
Synthèse sur les flous

- Grandissement des structures proches du tube
- Les différents flous
 - Géométrique : $F_g = F.(G - 1)$
 - D'écran : « grain » chimique ou électronique
 - Cinétique : $F_c = G.v.t$
 - Diffusé : $C \downarrow$
 - diaphragme, compression, grille

Imageur « idéal » :

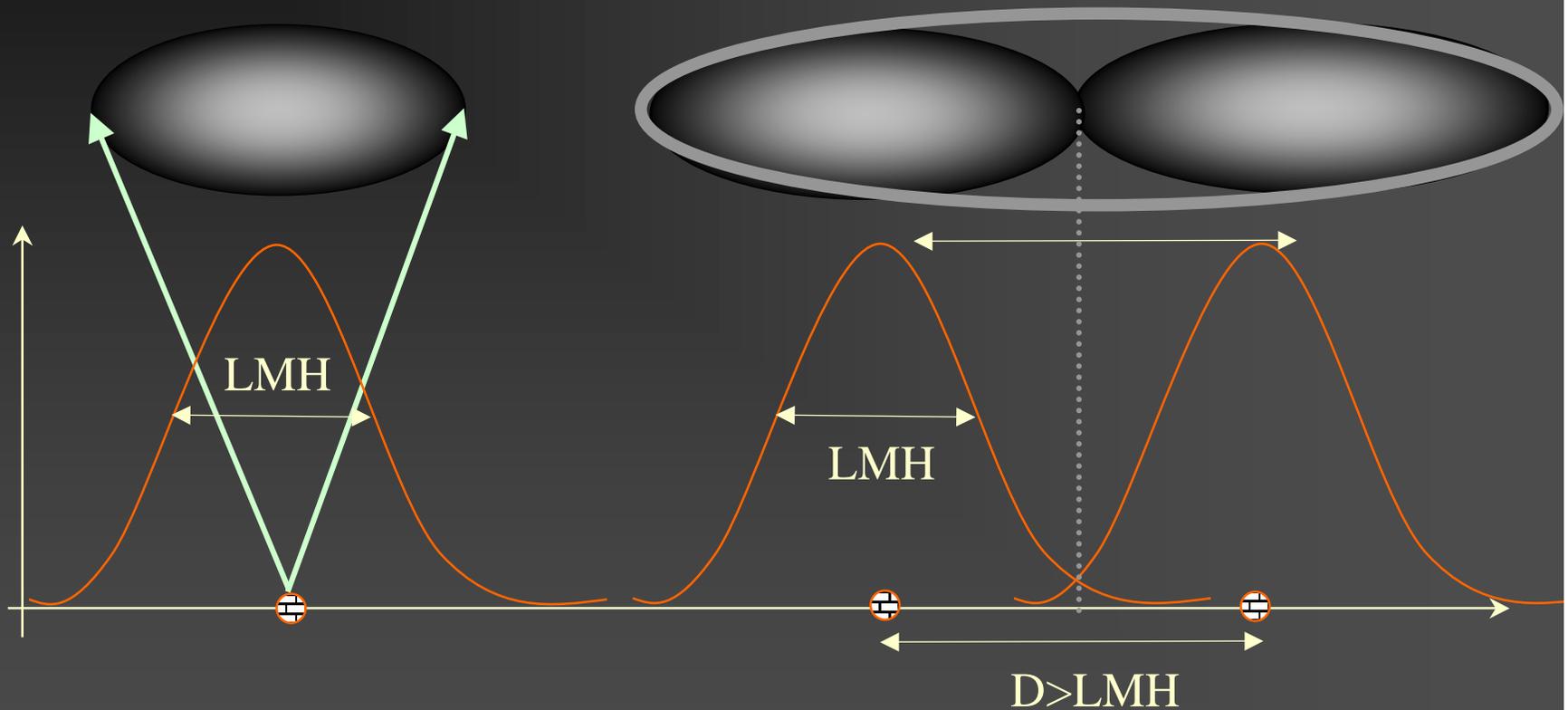


En réalité, du fait des flous :



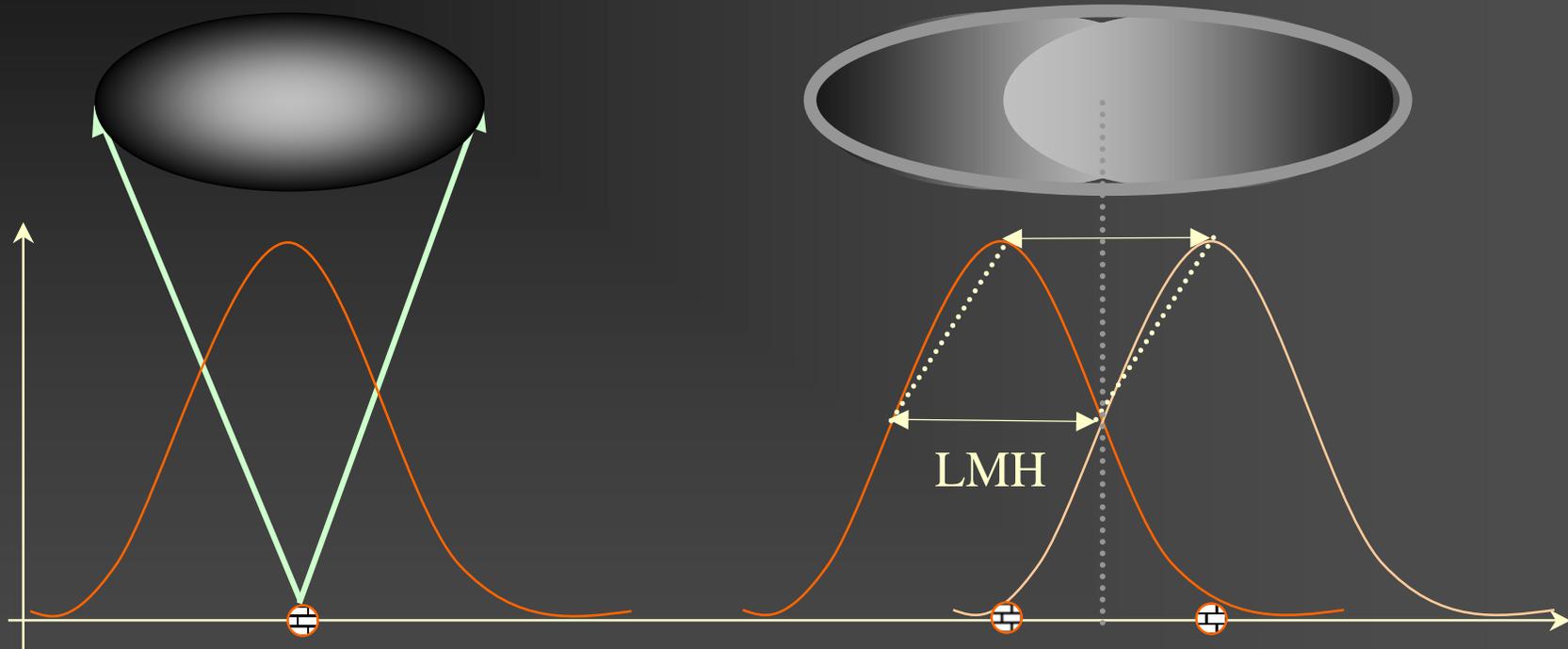
La largeur à mi-hauteur (LMH) caractérise l'appareil d'imagerie

Résolution : Largeur à mi-Hauteur



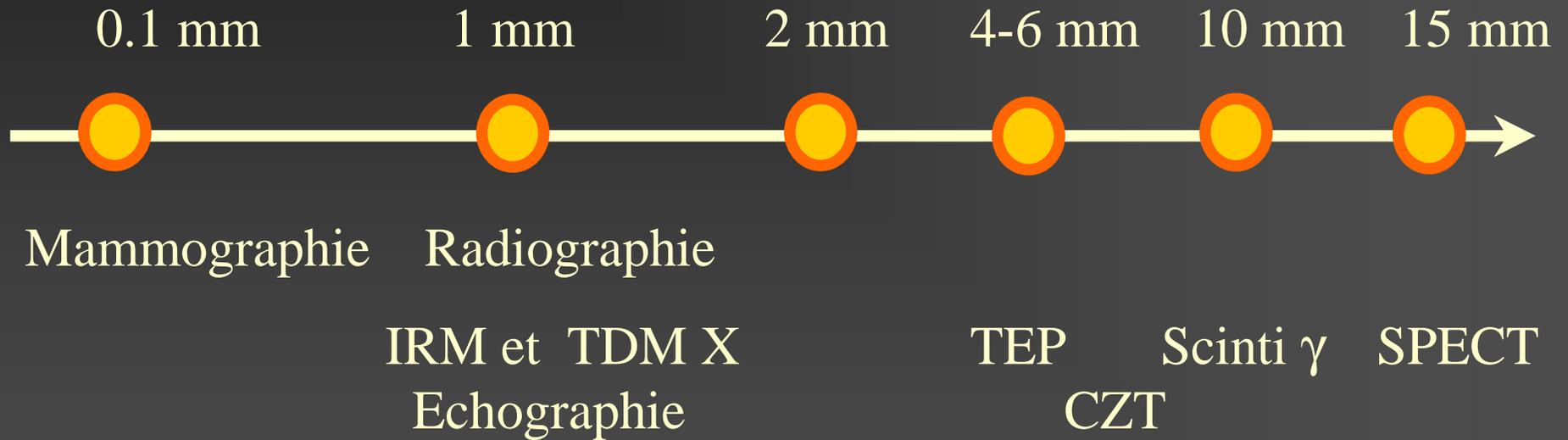
Si $D > LMH$, les deux objets sont discernables sur l'image

Résolution : Largeur à mi-Hauteur



Si $D < LMH$, les deux images fusionnent :
LMH = résolution = pouvoir séparateur

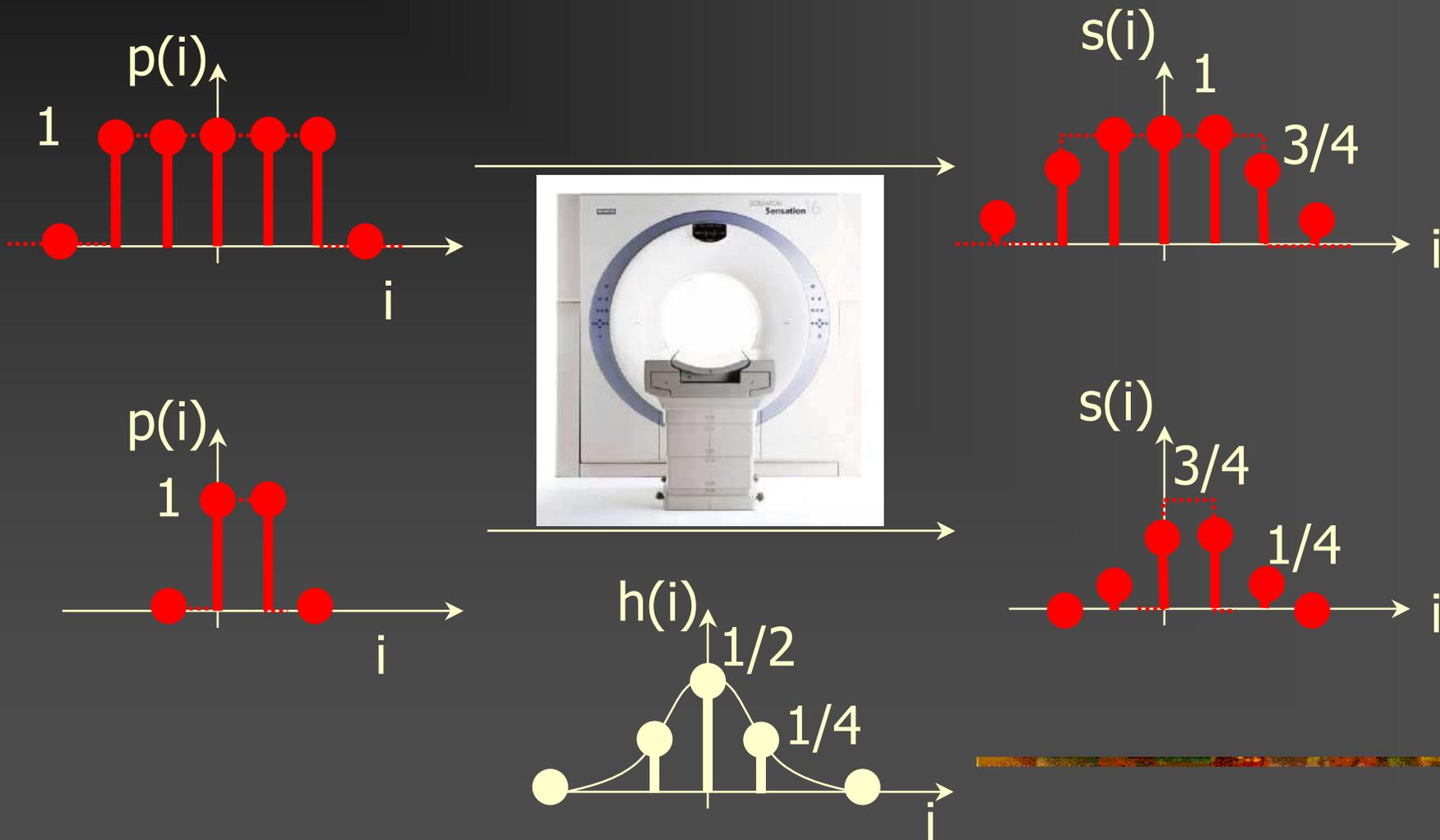
Ordre de grandeur des résolutions



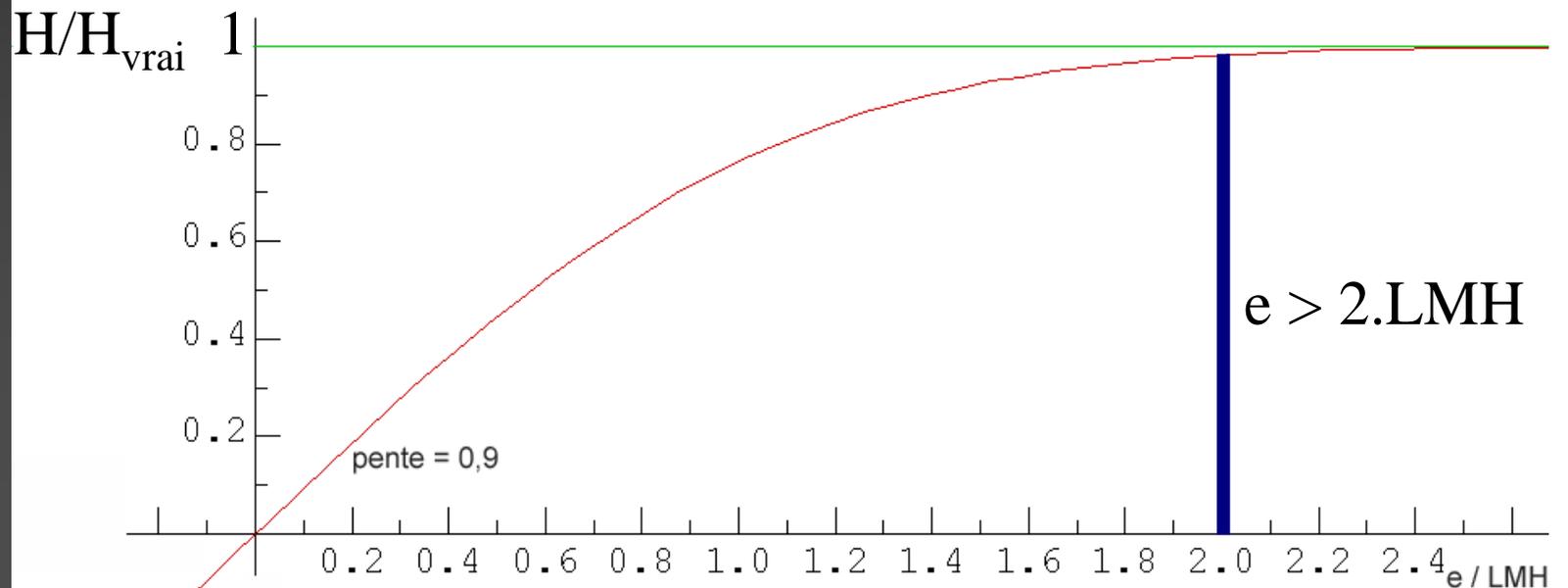
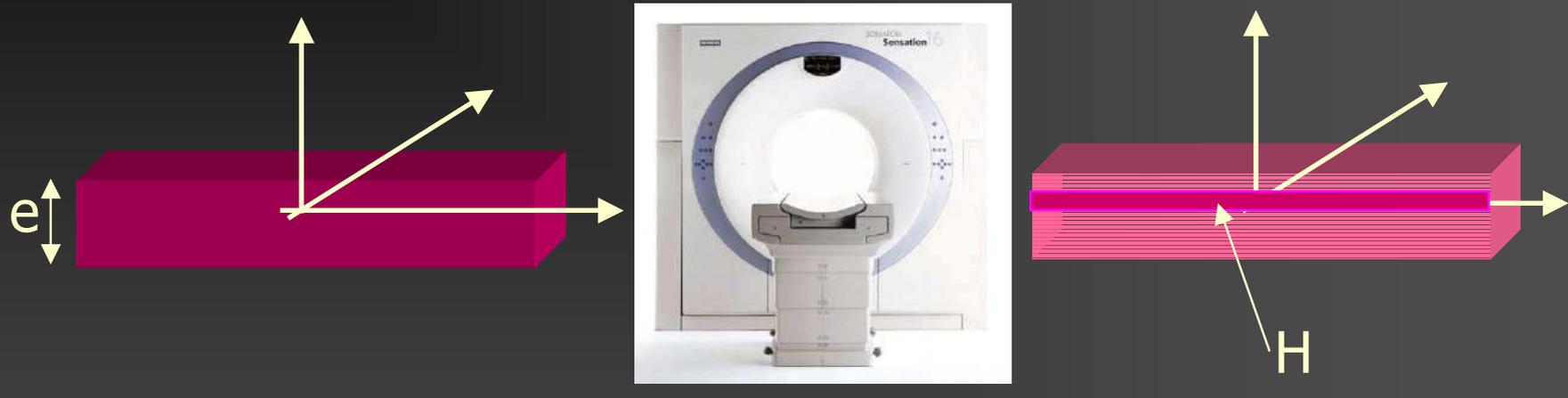
« Effet de Volume partiel »



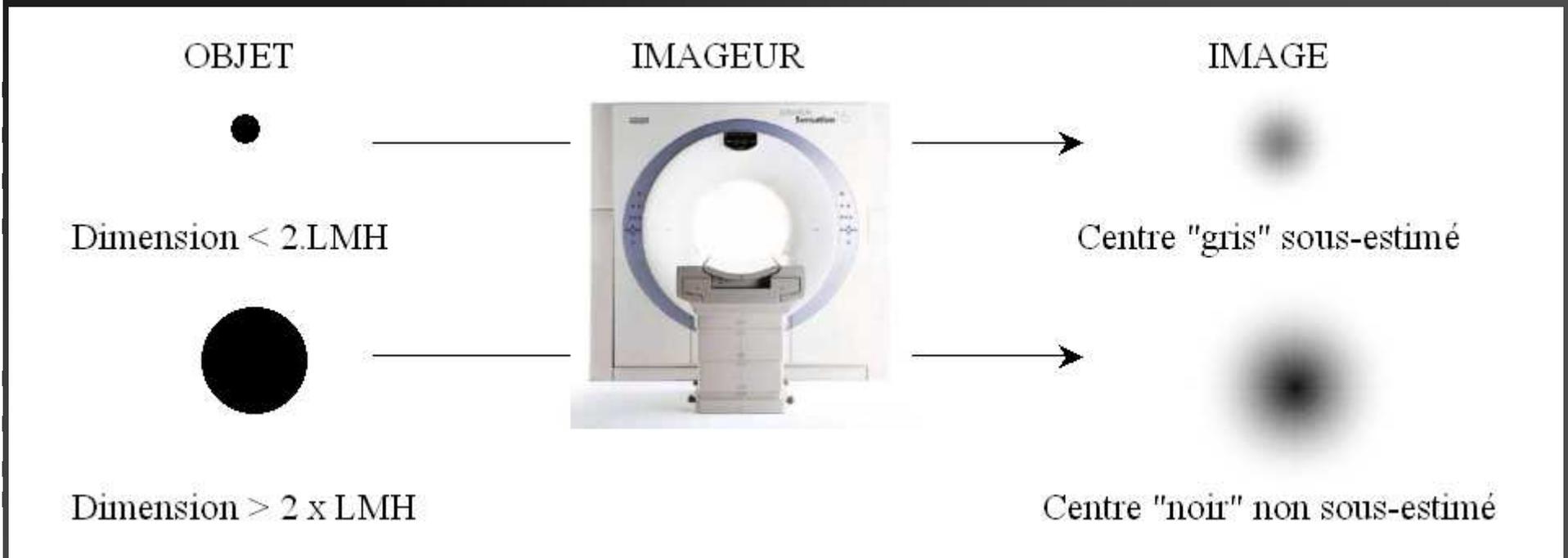
« Effet de Volume partiel »



« Effet de Volume partiel »



« Effet de Volume partiel »



0.2 (mammo) 2 (X) 10 (TEP-CZT) 20 (γ) 30 (SPECT) *mm*



Synthèse sur la résolution

- Limitée du fait des flous
- 2 définitions équivalentes
 - Distance minimale séparant 2 objets dont les images sont discernables
 - LMH de la réponse impulsionnelle
- Conséquence : effet de volume partiel
 - Intensité du signal conservée si $e > 2.LMH$
- Ordre de grandeur : 1 mm en radiologie

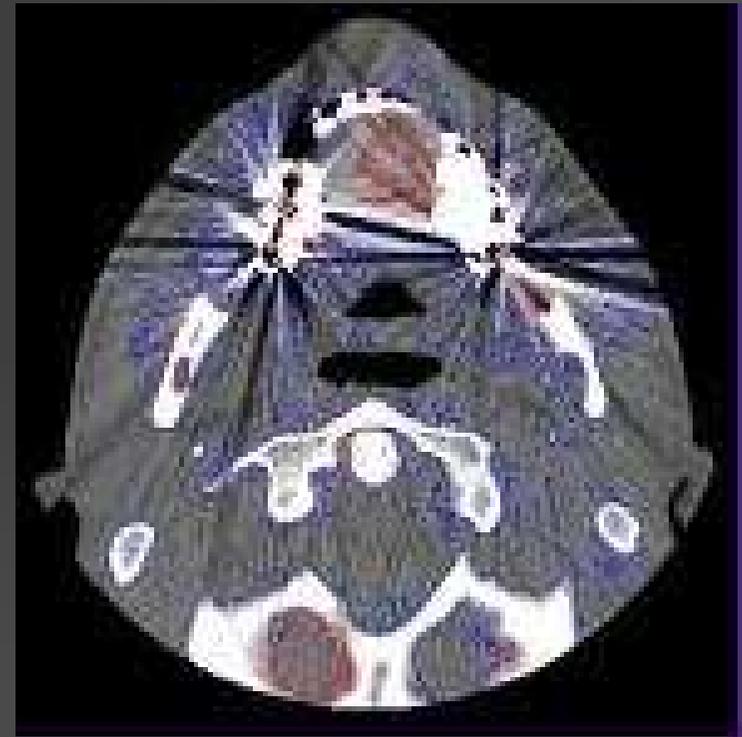
Vocabulaire spécialisé (I)

- **Opacité** = hyperdensité = densification = condensation
- **Clarté** = transparence
- **Niche** = cavité dans paroi pleine de x de contraste
- **Lacune** = zone non remplie par un x de contraste



Vocabulaire spécialisé (II)

■ Artefact



Vocabulaire spécialisé (II)

■ Image construite



- 1 - Pédicule
- 2 - Apophyse articulaire supérieure
- 3 - Apophyse transverse
- 4 - Apophyse articulaire inférieure
- 5 - Isthme
- 6 - Lame
- 7 - Apophyse épineuse
- 8 - $\frac{1}{2}$ arc opposé



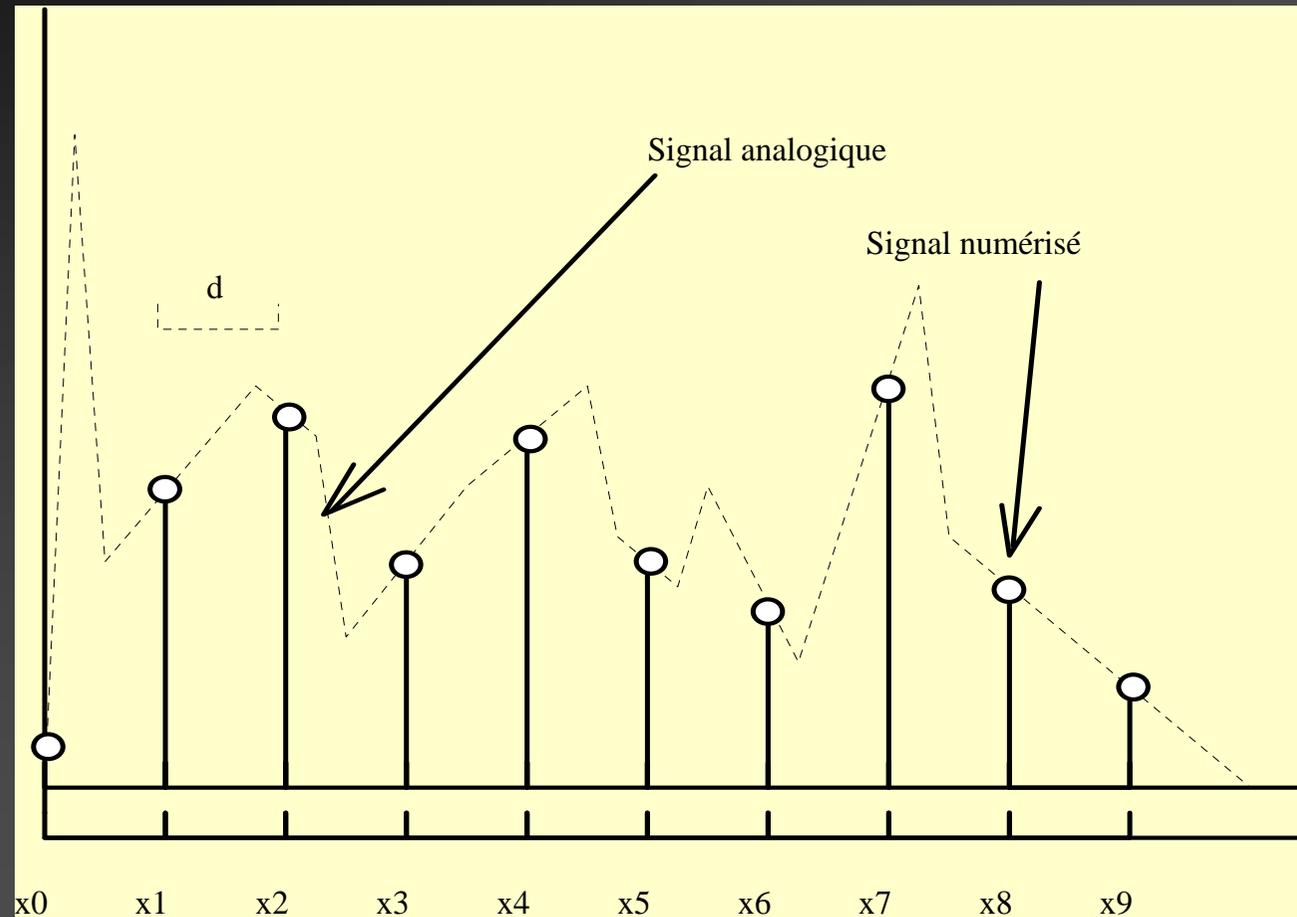
« Petit chien de la Chapelle »

Radiologie numérisée

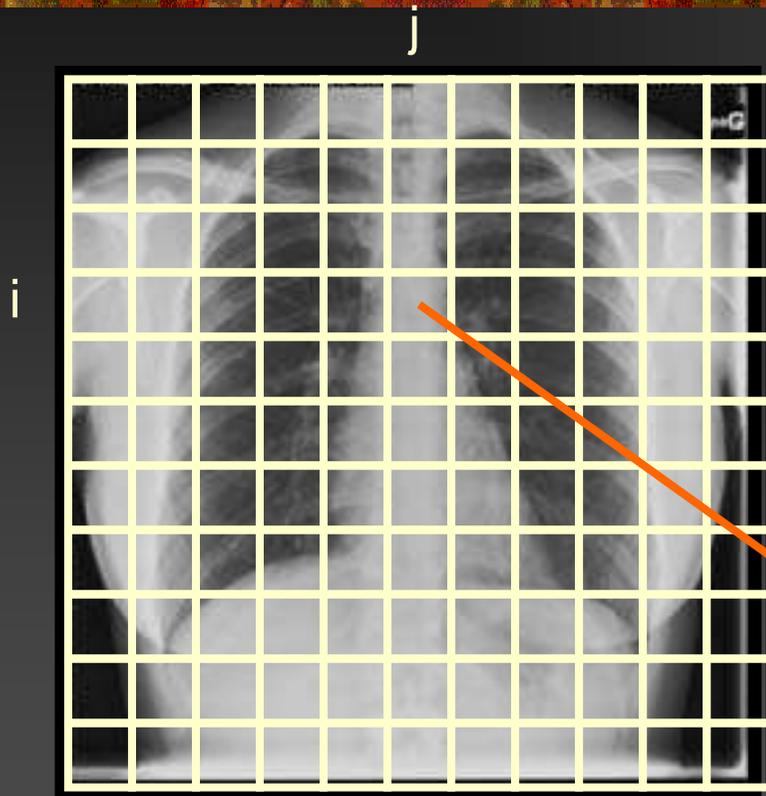
Pourquoi numériser ?

- Pour traiter les images
 - Amélioration du S/B
 - Reconstruction d'image
 - Tomographie
 - Angiographie numérisée
 - Ostéodensitométrie
 - Multimodalité...
- Pour analyser des images
- Pour archiver et transmettre

Echantillonnage



Nombre de Hounsfield



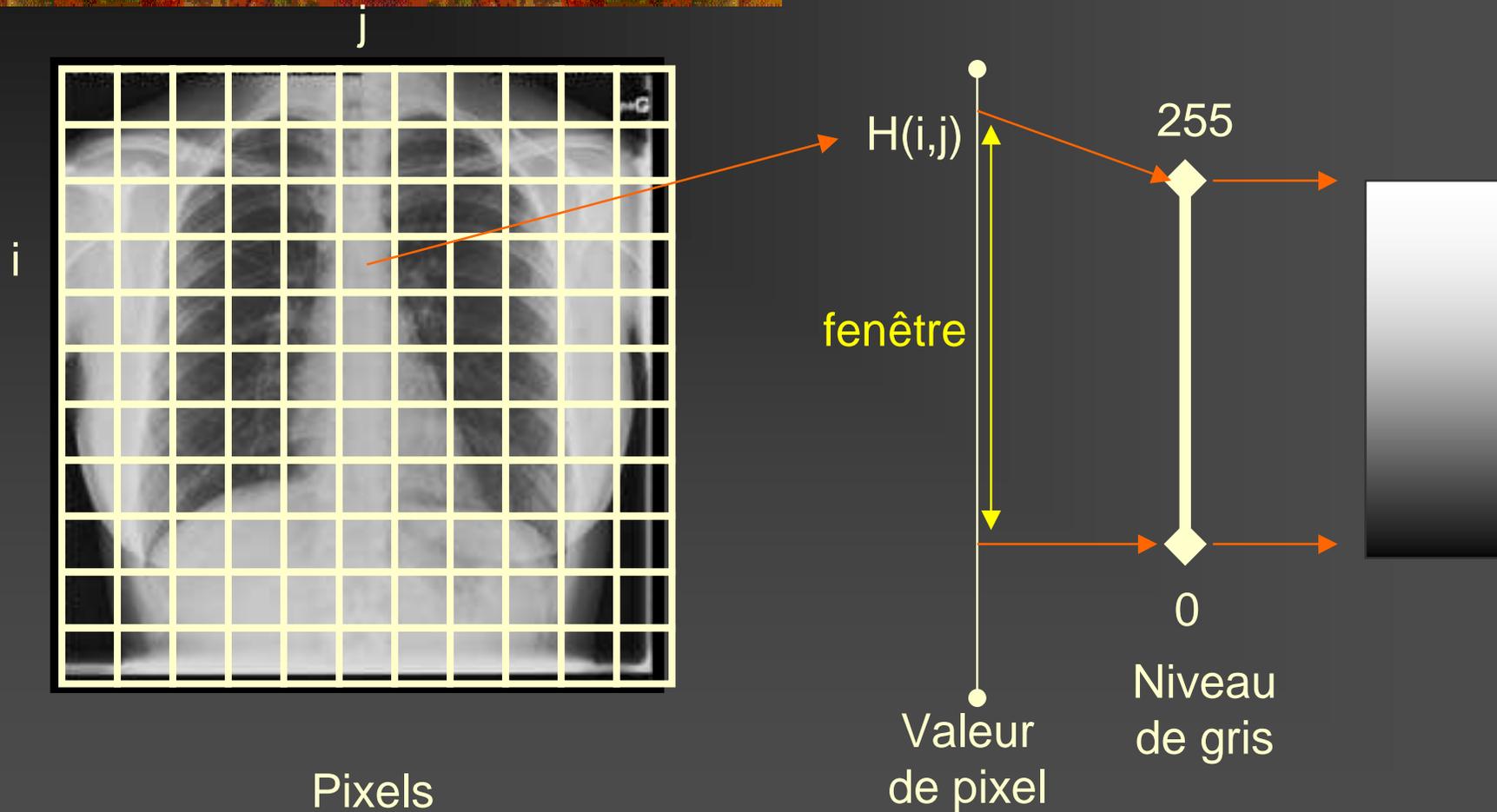
Pixels

$$I = I_0 e^{-\bar{\mu} \cdot x}$$

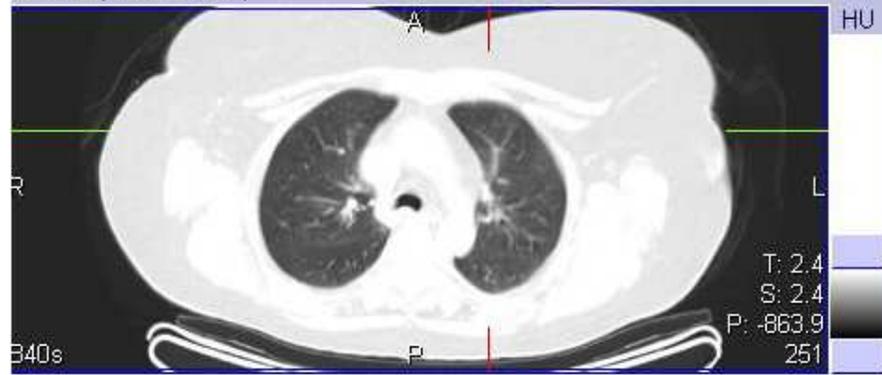
$$\frac{1}{x} \ln \left(\frac{I}{I_0} \right) = \bar{\mu}$$

$$H = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}} - \mu_{\text{air}}}$$

Fenêtre de visualisation



CT TAP epais 5.0 B40s,



HU

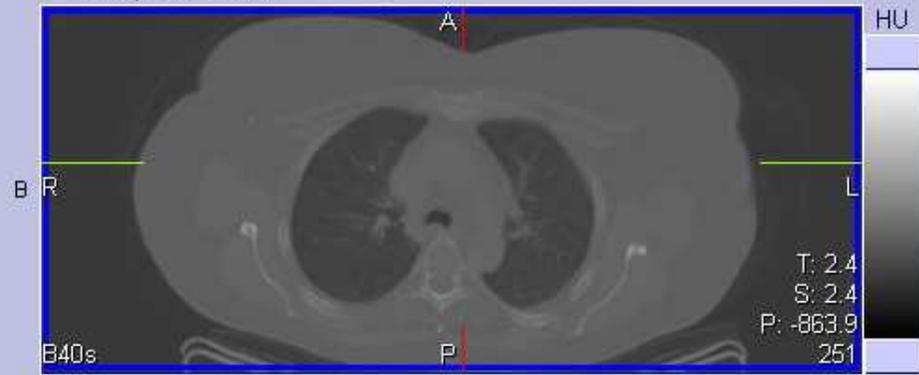
T: 2.4
S: 2.4
P: -863.9
251

B40s

HU(B:-1200,T:0.000061)

CT TAP epais 5.0 B40s

CT TAP epais 5.0 B40s



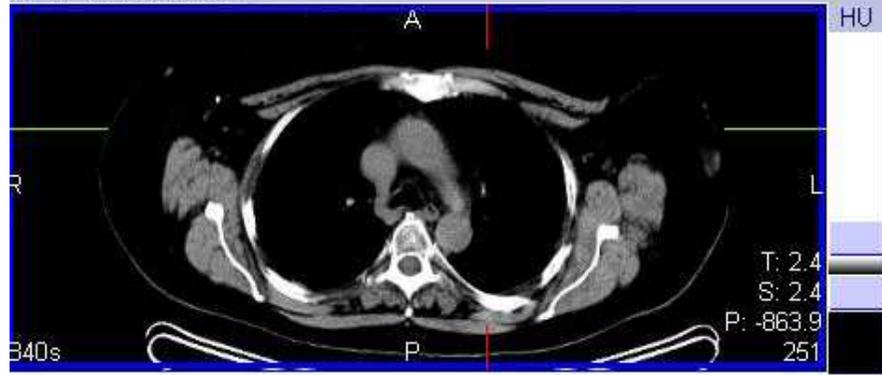
HU

T: 2.4
S: 2.4
P: -863.9
251

B40s

HU(B:-2476,T:3884)

CT TAP epais 5.0 B40s

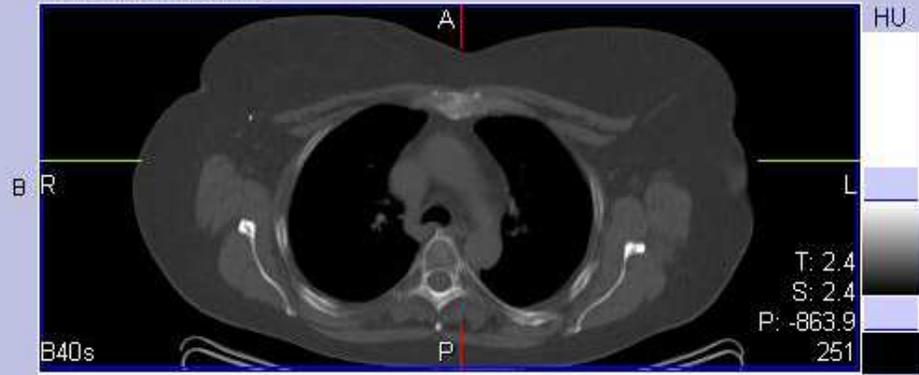


HU

T: 2.4
S: 2.4
P: -863.9
251

B40s

HU(B:-85,T:165)



HU

T: 2.4
S: 2.4
P: -863.9
251

B40s

HU(B:-400,T:1000)

CT TAP epais 5.0 B40s



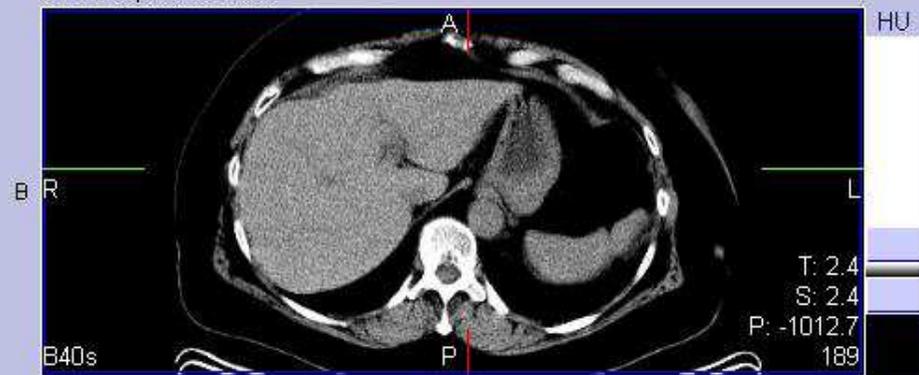
HU

T: 2.4
S: 2.4
P: -611.9
356

B40s

HU(B:-5.0,T:75)

CT TAP epais 5.0 B40s



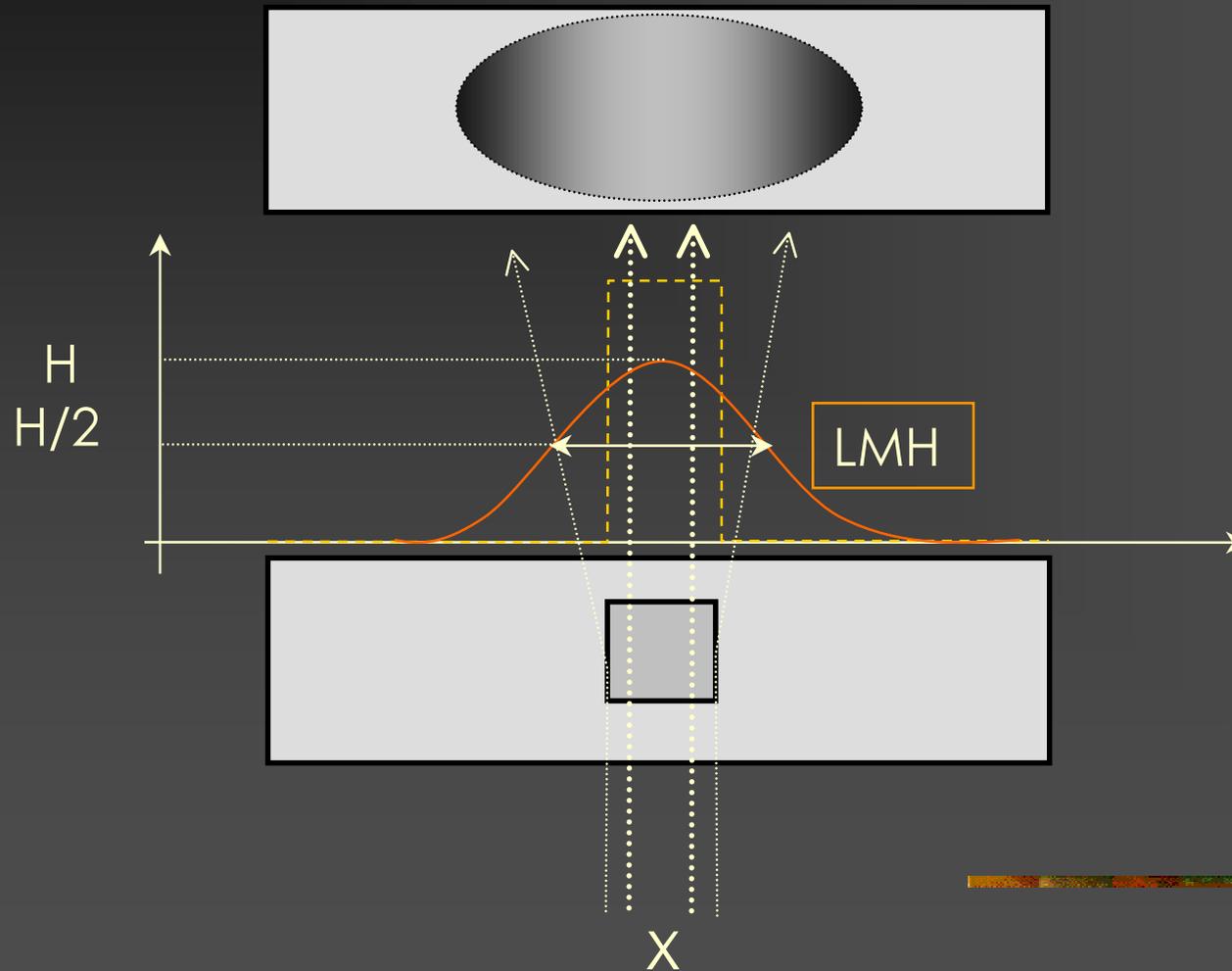
HU

T: 2.4
S: 2.4
P: -1012.7
189

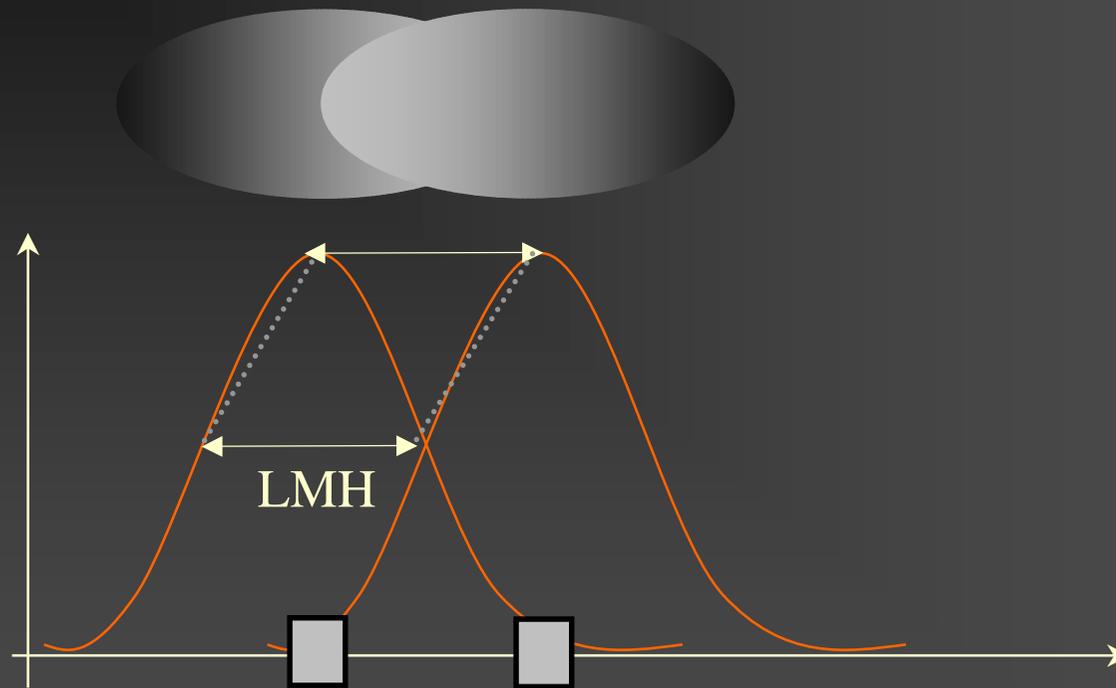
B40s

HU(B:-60,T:140)

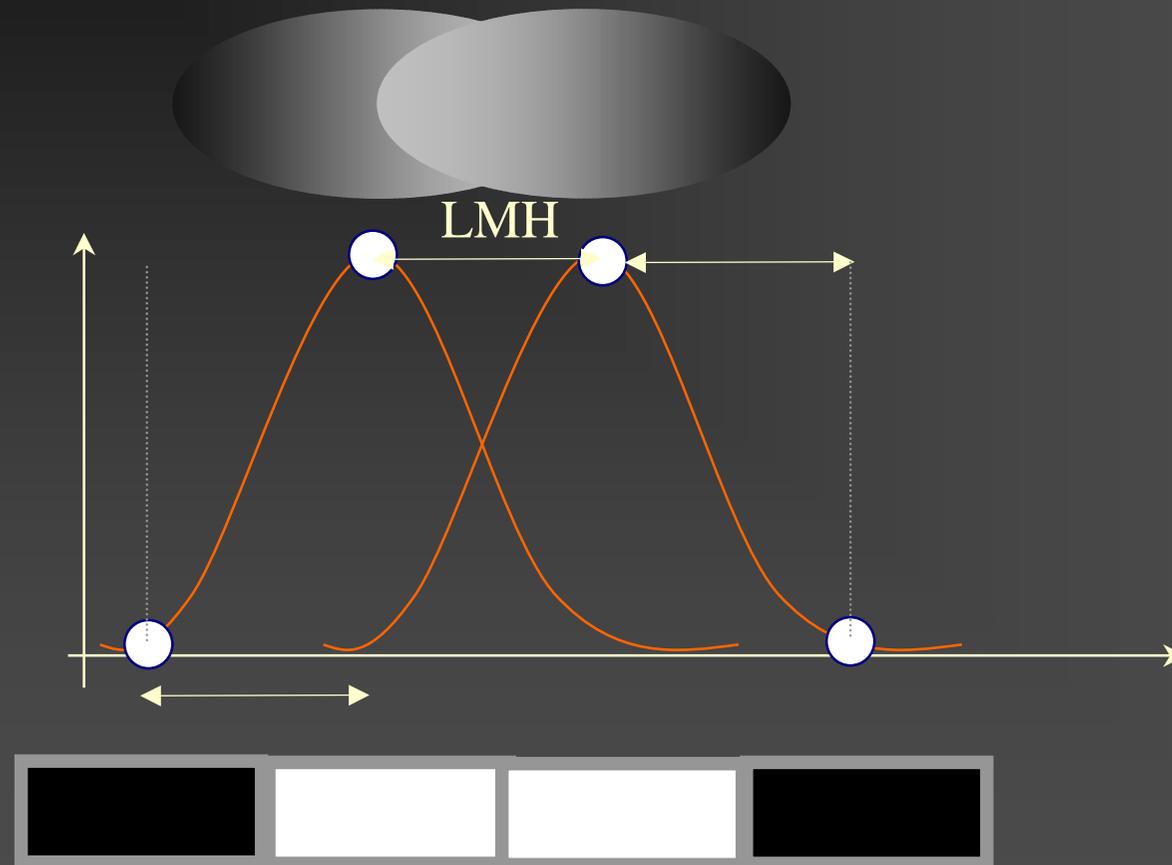
Fréquence d'échantillonnage



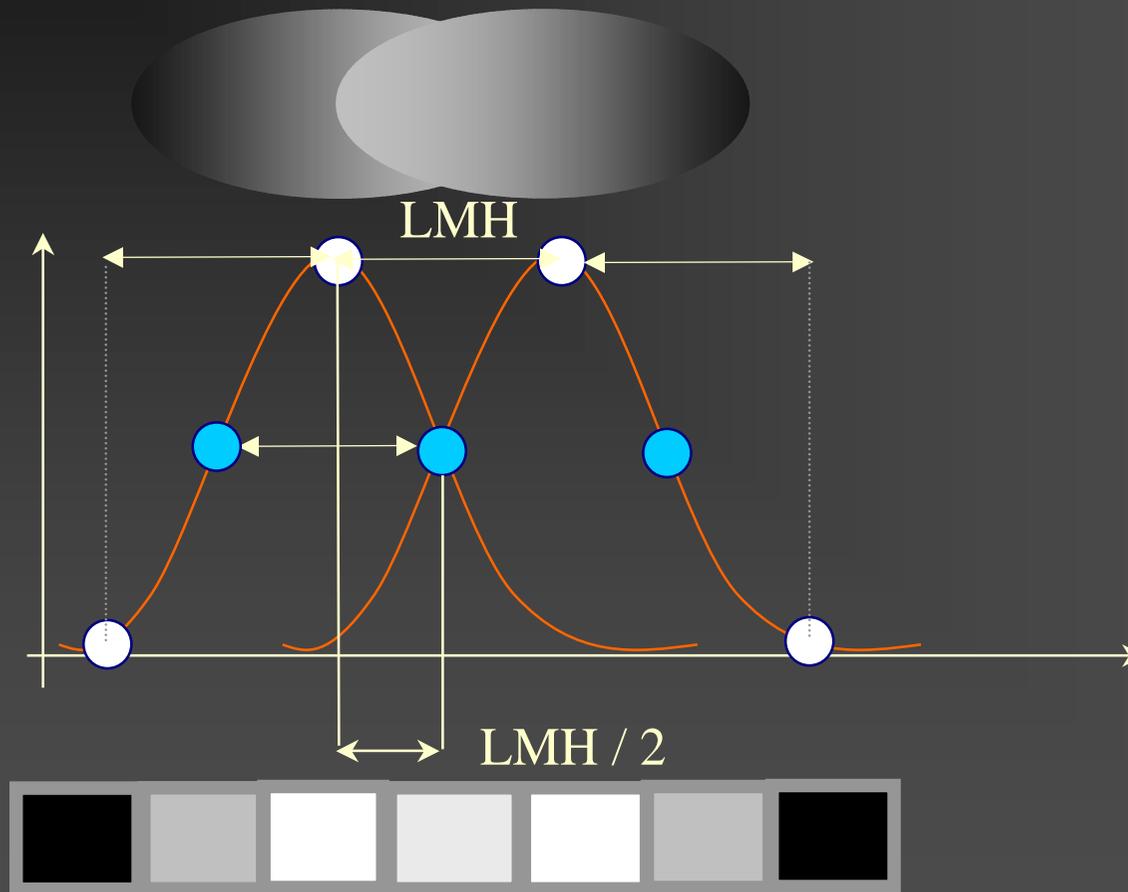
Fréquence d'échantillonnage



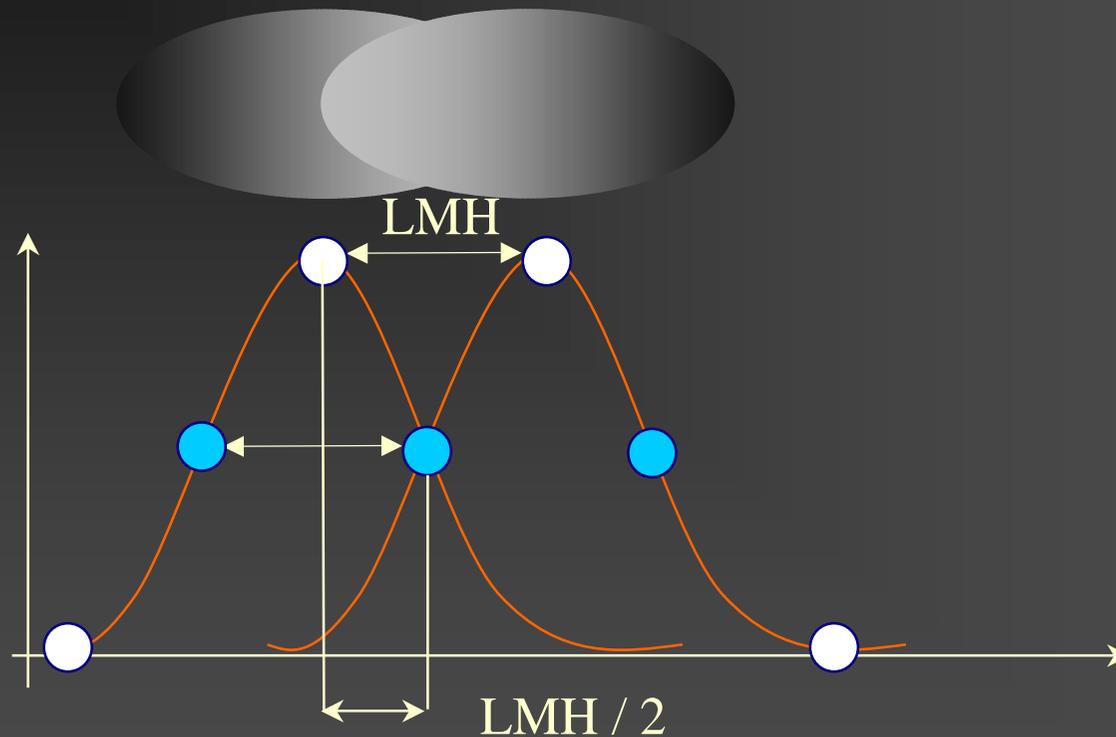
Fréquence d'échantillonnage



Fréquence d'échantillonnage

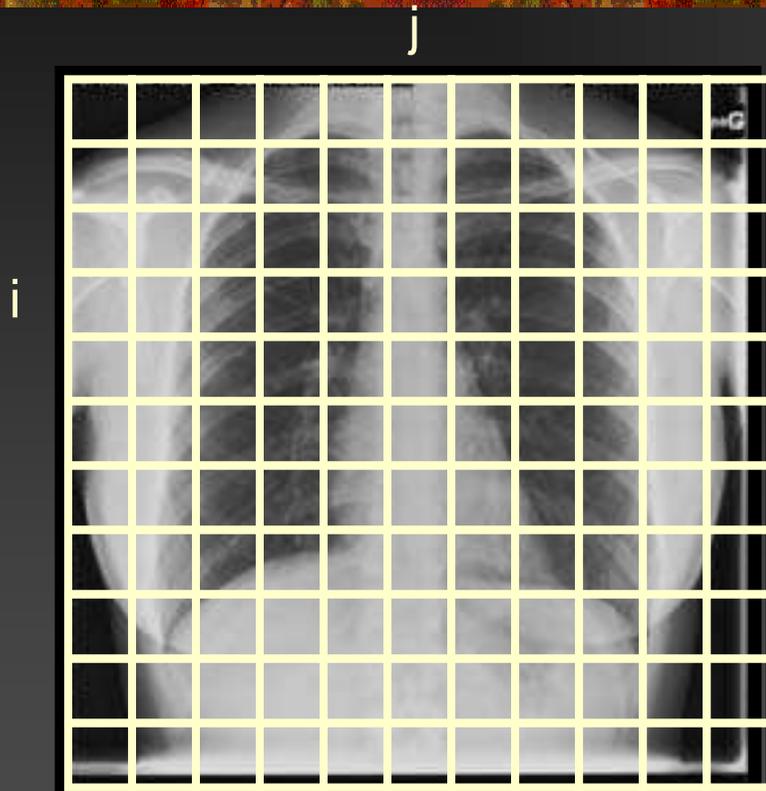


Fréquence d'échantillonnage



Période d'échantillonnage : 1 pixel tous les $LMH/2$

Exemple



Exemple :

Résolution = 1 mm

Taille du champ = 50 x 50 cm

1 pixel nécessaire / 0.5 mm

Soit 2 pixels/mm

Donc 1000 pixels pour 500 mm

↳ Image 1024 x 1024

Codée sur un octet : 1 Mo

Exemple: angiographie numérisée

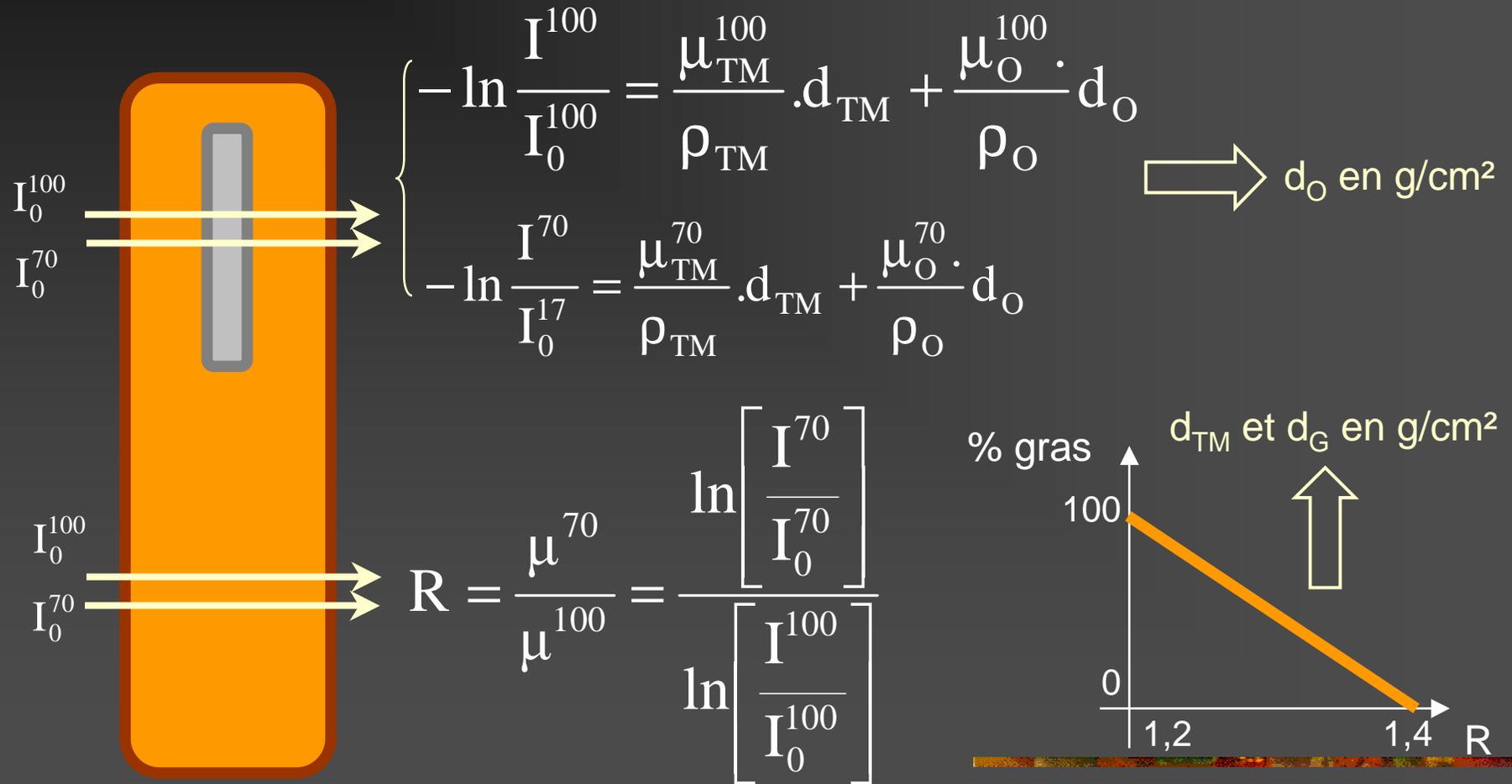


Exemple: Ostéodensitométrie

$$I_0^{100} \rightarrow \left\{ \begin{array}{l} I^{100} = I_0^{100} \cdot e^{-\mu_{TM}^{100} \cdot x_{TM} - \mu_O^{100} \cdot x_O} = I_0^{100} \cdot e^{-\frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} - \frac{\mu_O^{100}}{\rho_O} \cdot d_O} \\ I^{70} = I_0^{70} \cdot e^{-\mu_{TM}^{70} \cdot x_{TM}^{70} - \mu_O^{70} \cdot x_O^{70}} = I_0^{100} \cdot e^{-\frac{\mu_{TM}^{70}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} - \frac{\mu_O^{70}}{\rho_O} \cdot d_O} \end{array} \right.$$

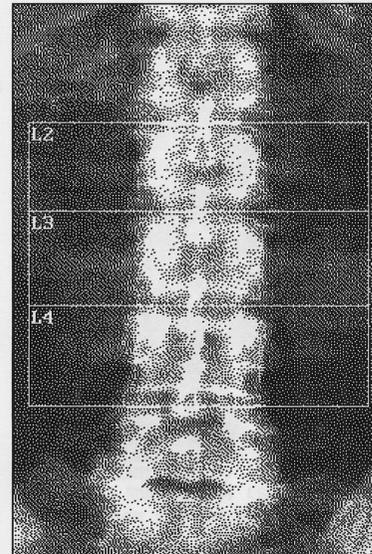
$$I_0^{100} \rightarrow \quad R = \frac{\mu^{70}}{\mu^{100}} = \frac{\ln \left[\frac{I^{70}}{I_0^{70}} \right]}{\ln \left[\frac{I^{100}}{I_0^{100}} \right]}$$

Exemple: Ostéodensitométrie



DEXA

k = 1.147 d0 = 46.8(1.000H) 6.714



[116 x 1001
(S/N 45533)

Colonne Lombaire 08.26a:3

N01180104
Nom: [redacted]
Comment.: [redacted]
ID: [redacted] Sexe: F
S.S.: [redacted] Race: W
C. P.: [redacted] Taille: 158.00 cm
Opérateur: [redacted] Poids: 60.00 kg
Né(e) le: [redacted] Age: 76
Médecin: [redacted]

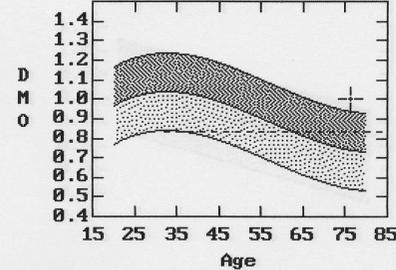
CU DMO TOTALE POUR L1 - L4 1.0%

F. C. 1.035 1.006 1.000

Région	Zone est. (cm ²)	CMO est. (g)	DMO (g/cm ²)
L2	12.91	13.18	1.020
L3	14.10	13.45	0.954
L4	16.54	16.72	1.011
TOTAL	43.55	43.35	0.995

MEDECINE NUCLEAIRE - CHU MONTPELLIER a Colonne Lomb.

Données de référence *



DMO(L2-L4) = 0.995 g/cm²

N01180104
Nom: [redacted]
Comment.: [redacted]
ID: [redacted] Sexe: F
S.S.: [redacted] Race: W
C. P.: [redacted] Taille: 158.00 cm
Opérateur: [redacted] Poids: 60.00 kg
Né(e) le: [redacted] Age: 76
Médecin: [redacted]

Région	DMO	T(32.5)	Z
N/A			
L2	1.020	+0.33 103%	+3.23 146%
L3	0.954	-0.83 92%	+2.16 129%
L4	1.011	-0.66 94%	+2.29 129%
L2-L4	0.995	-0.42 96%	+2.57 135%

* Correspondance âge et sexe

Valeurs Normales Hop.Ed.Herriot LYON
UNF PB 12 Jan 99

Synthèse sur la numérisation

- Dimension du côté des pixels = $LMH/2$
- Valeur des pixels en nb. de Hounsfield

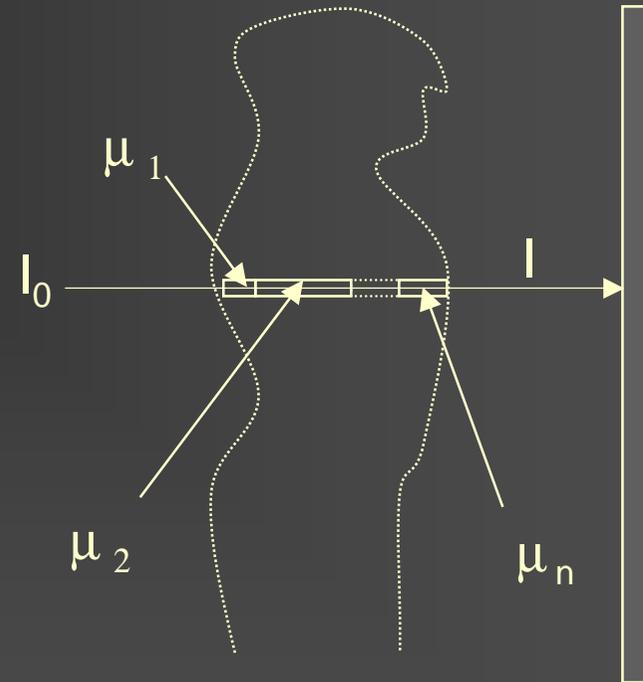
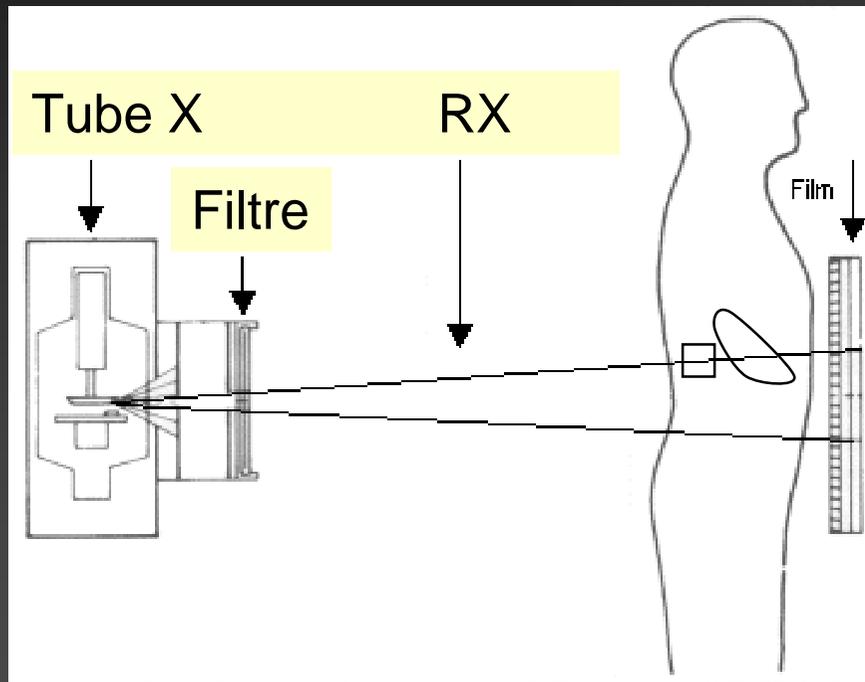
$$H = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}} - \mu_{\text{air}}}$$

- Notions de niveau de gris, de palette et de fenêtrage.

Tomodensitométrie

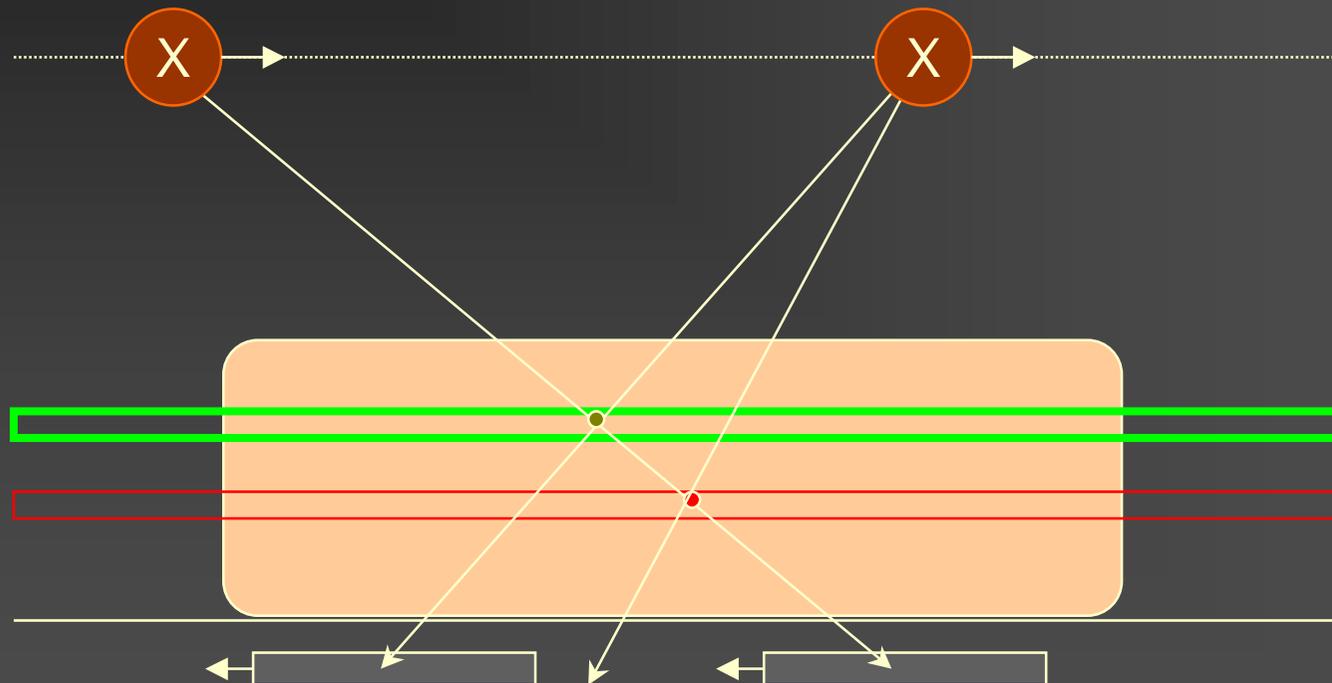


L'image de projection



$$I = I_0 e^{-\mu_1 \cdot X_1 - \mu_2 \cdot X_2 - \dots - \mu_n \cdot X_n}$$

Tomographie analogique



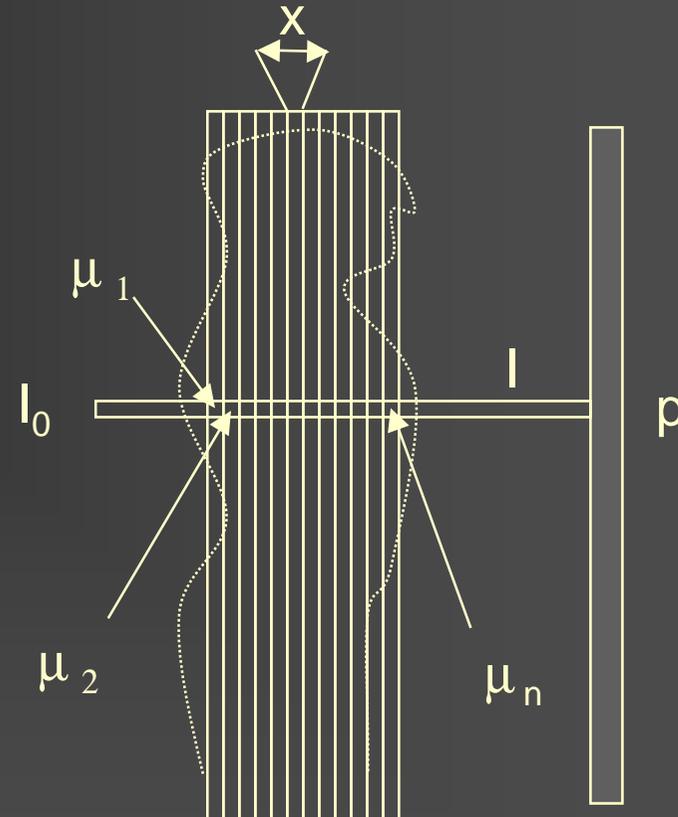
Tomographie numérisée

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n) \cdot x}$$

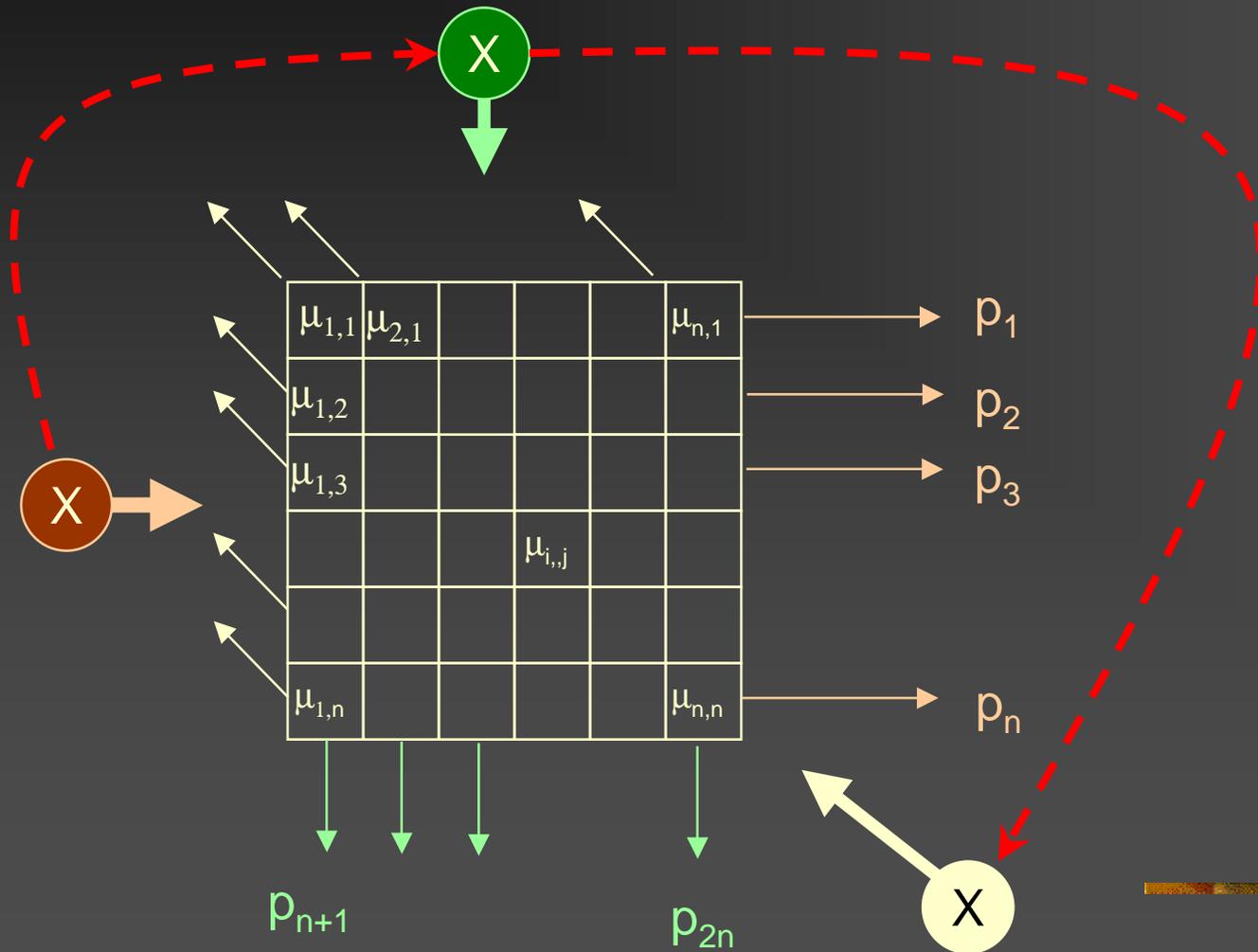
$$p = -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n$$

$p \Rightarrow$

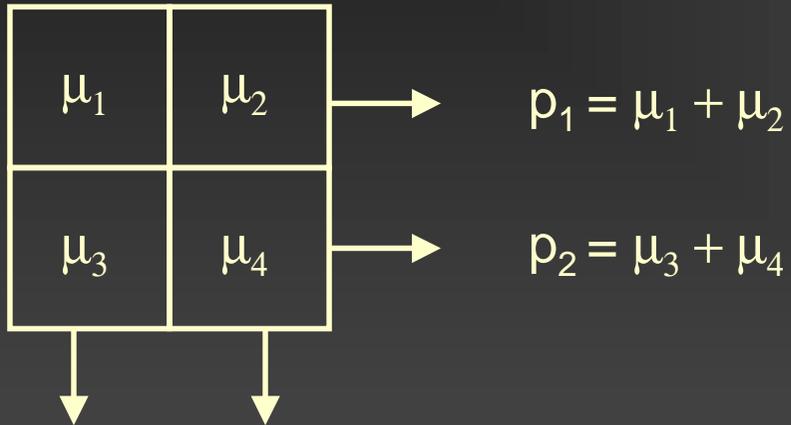
		μ_1			
		μ_2			
		μ_3			
		μ_n			



Tomographie numérisée



Modélisation



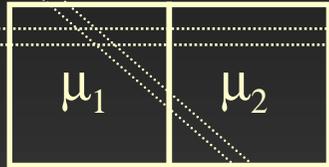
$$\rho_3 = \mu_1 + \mu_3$$

$$\rho_4 = \mu_2 + \mu_4$$

Reconstruire une coupe
=
Résoudre un système linéaire
de N^2 équations
et N^2 inconnues

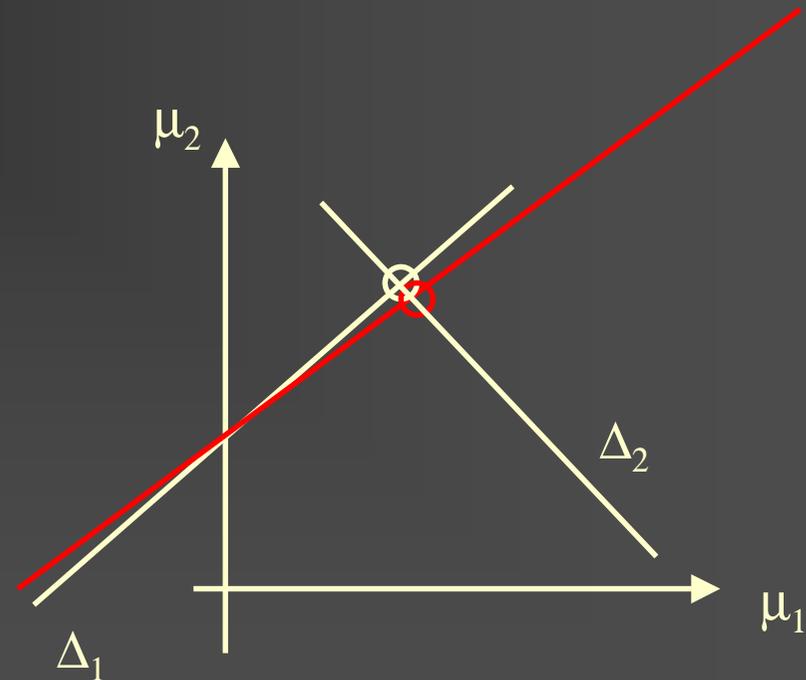
$$\begin{aligned} 64^2 &= 4\,096 \\ 128^2 &= 16\,384 \\ 256^2 &= 65\,536 \\ 512^2 &= 262\,144 \end{aligned}$$

Difficultés (I)

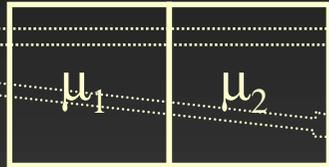


$$\Delta_1$$
$$\rho_1 = \alpha_{1,1} \mu_1 + \alpha_{1,2} \mu_2$$

$$\Delta_2$$
$$\rho_2 = \alpha_{2,1} \mu_1 + \alpha_{2,2} \mu_2$$



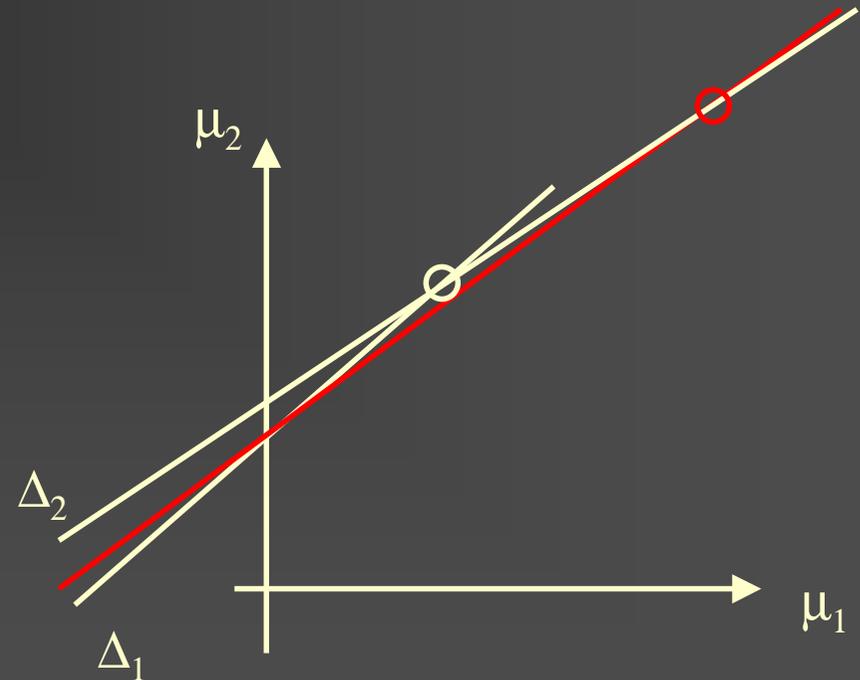
Difficultés (II)



$$\Delta_1 = \alpha_{1,1} \mu_1 + \alpha_{1,2} \mu_2$$

$$\Delta_2 = \beta_{2,1} \mu_1 + \beta_{2,2} \mu_2$$

$64^2 = 4\,096$
 $128^2 = 16\,384$
 $256^2 = 65\,536$
 $512^2 = 262\,144$



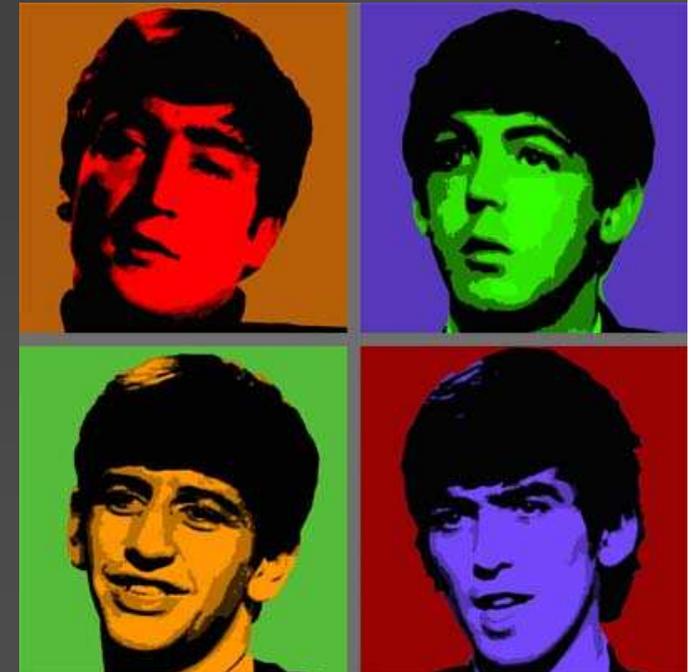
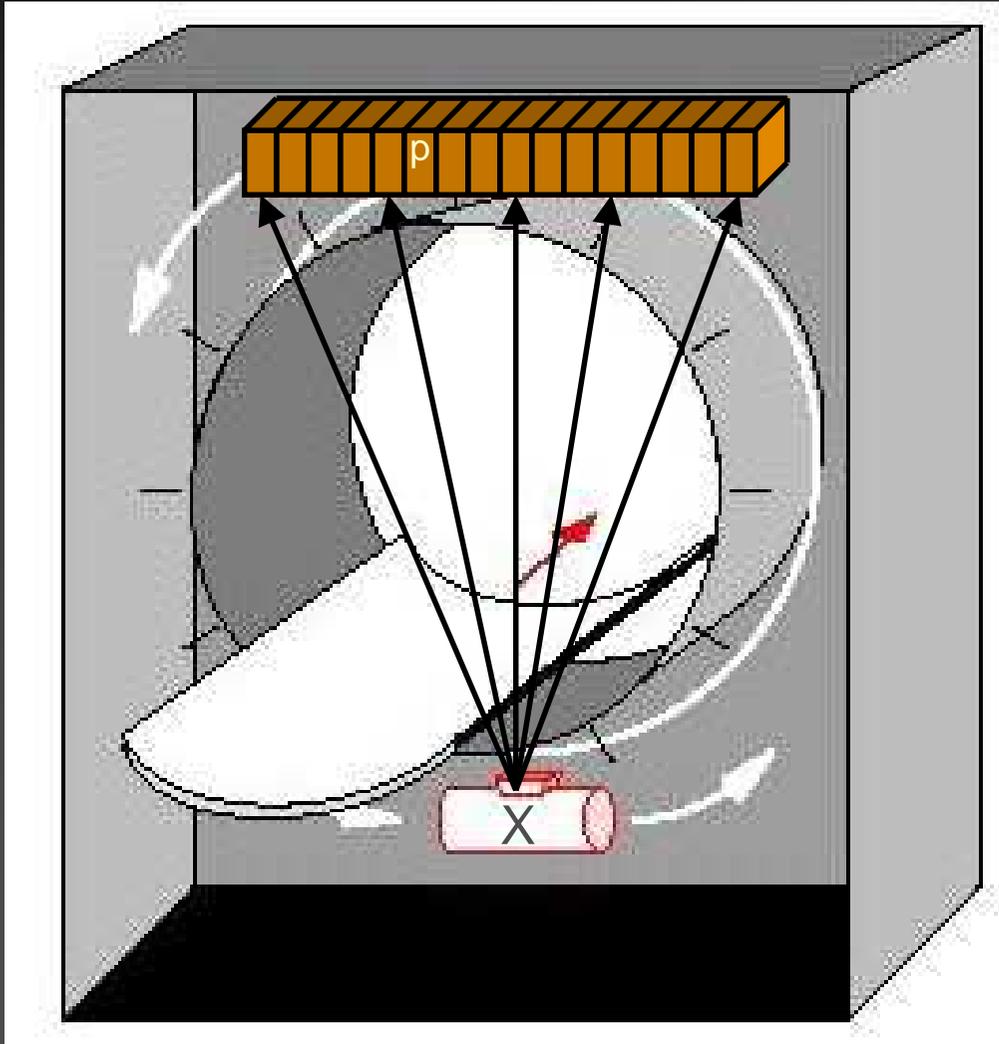
Difficultés (III)

- Très grands systèmes d'équations
 - Temps de calcul
- Résolution instable
 - Propagation de bruits (modèle, calcul, projections)
- Acquisition de multiples projections
 - Générations successives de TDM X

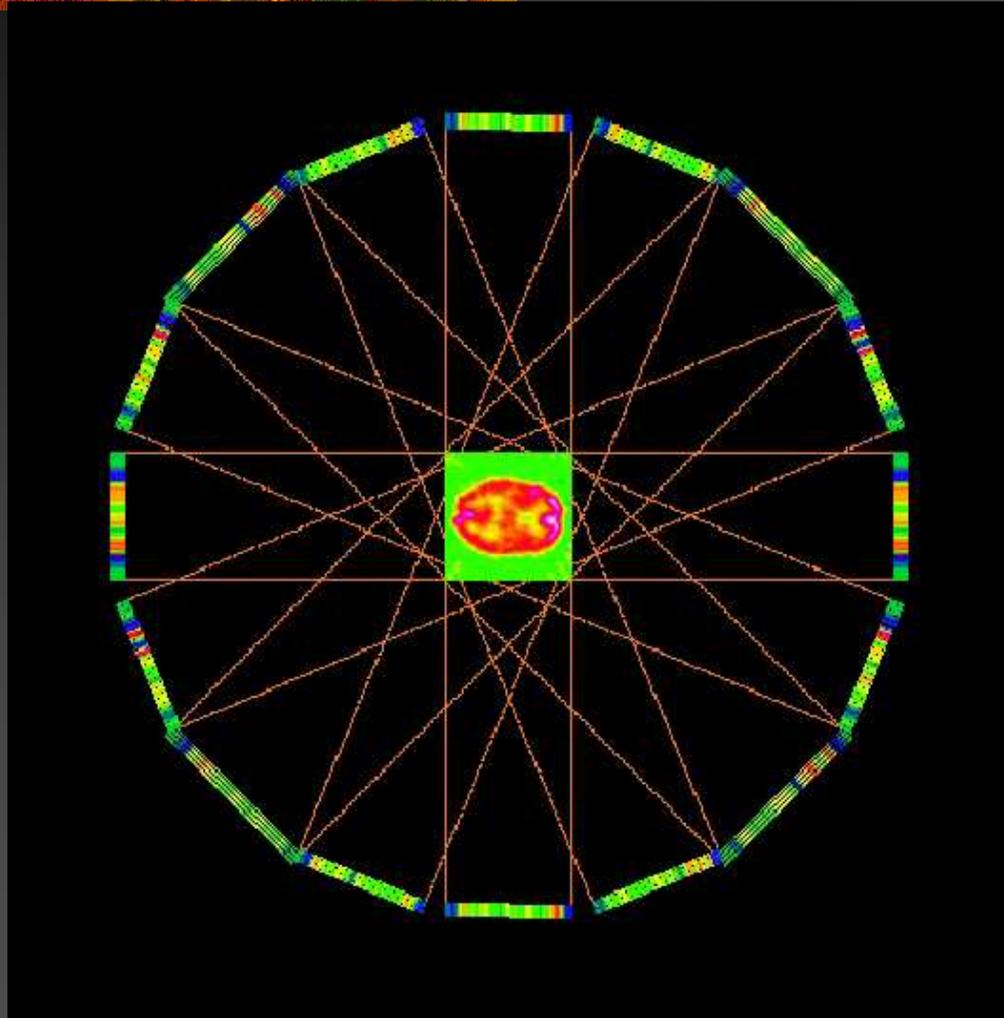
Acquisition (I)



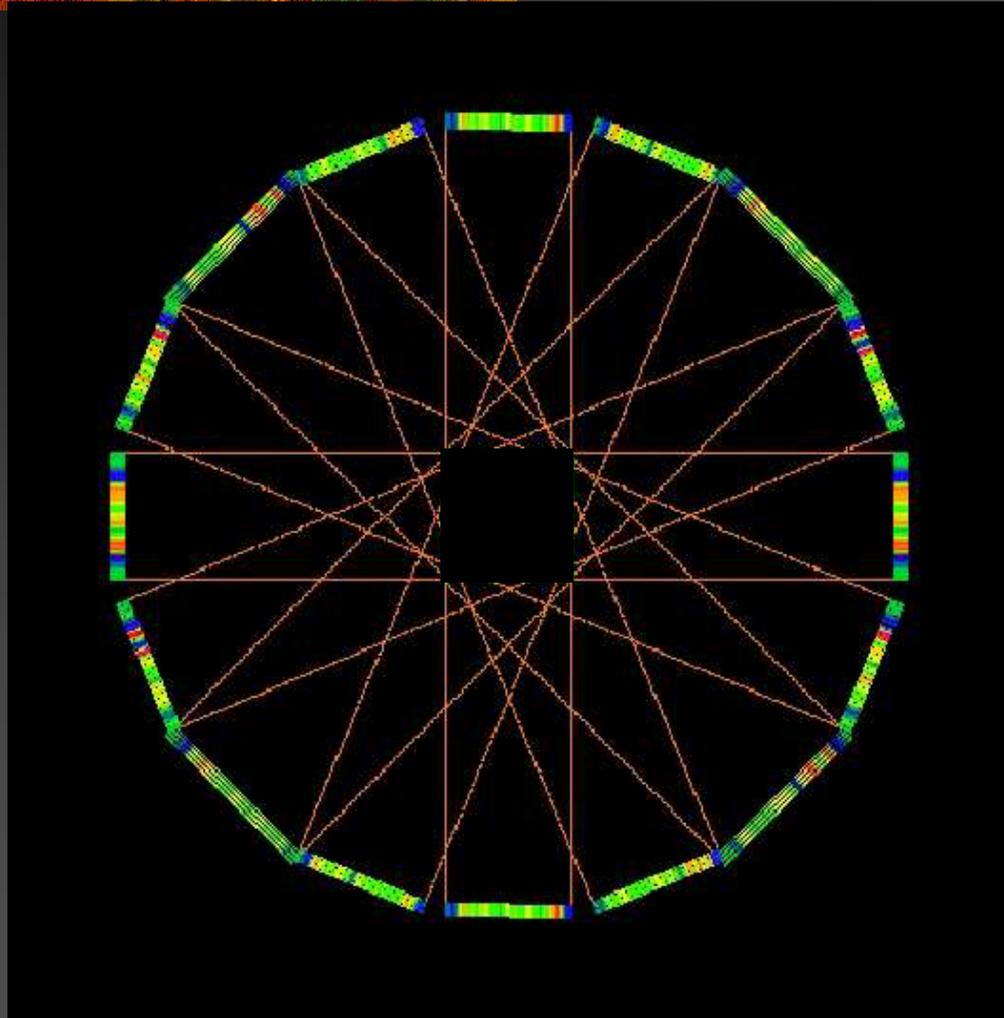
G. Hounsfield 1919-2004



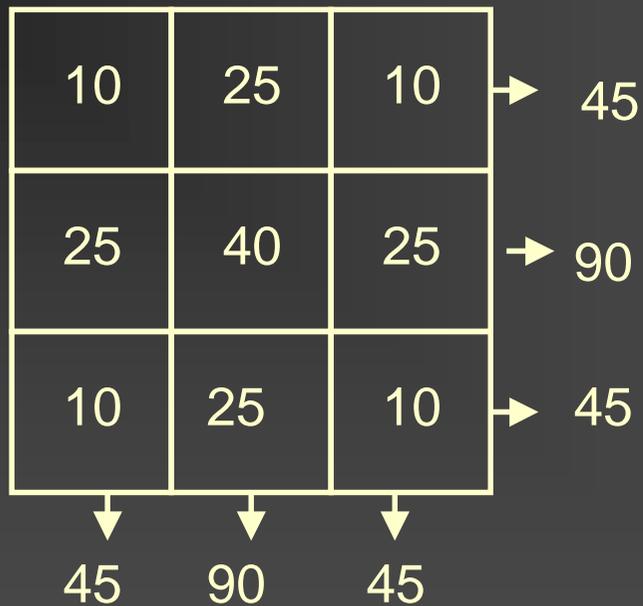
Acquisition (II)



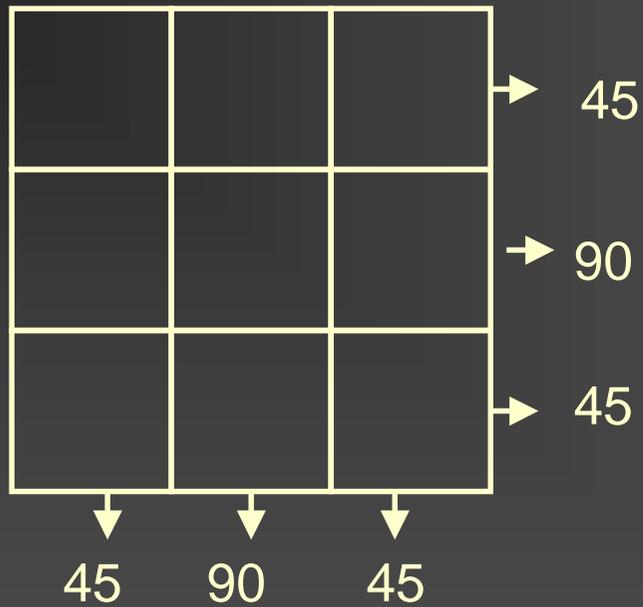
Reconstruction



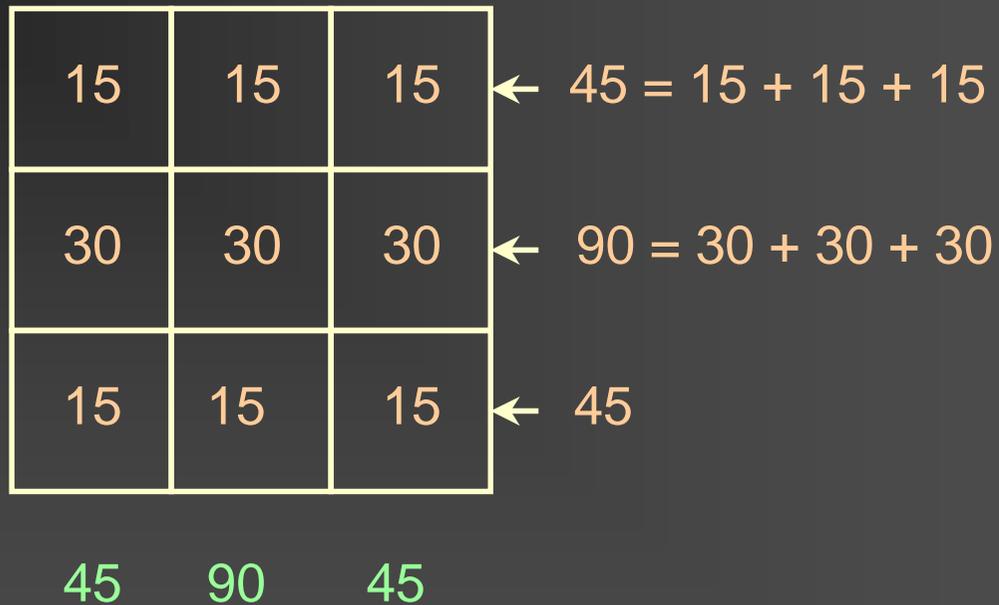
Projection (I)



Projection (II)



Rétro-projection (I)



Rétro-projection (II)

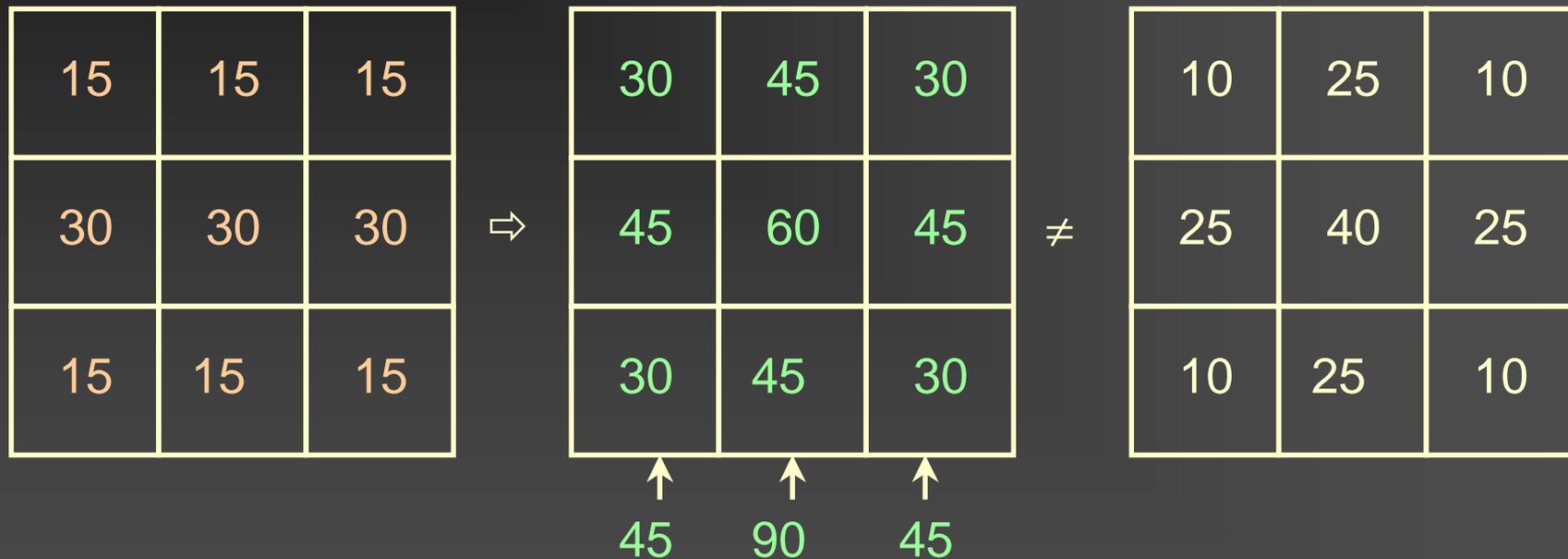
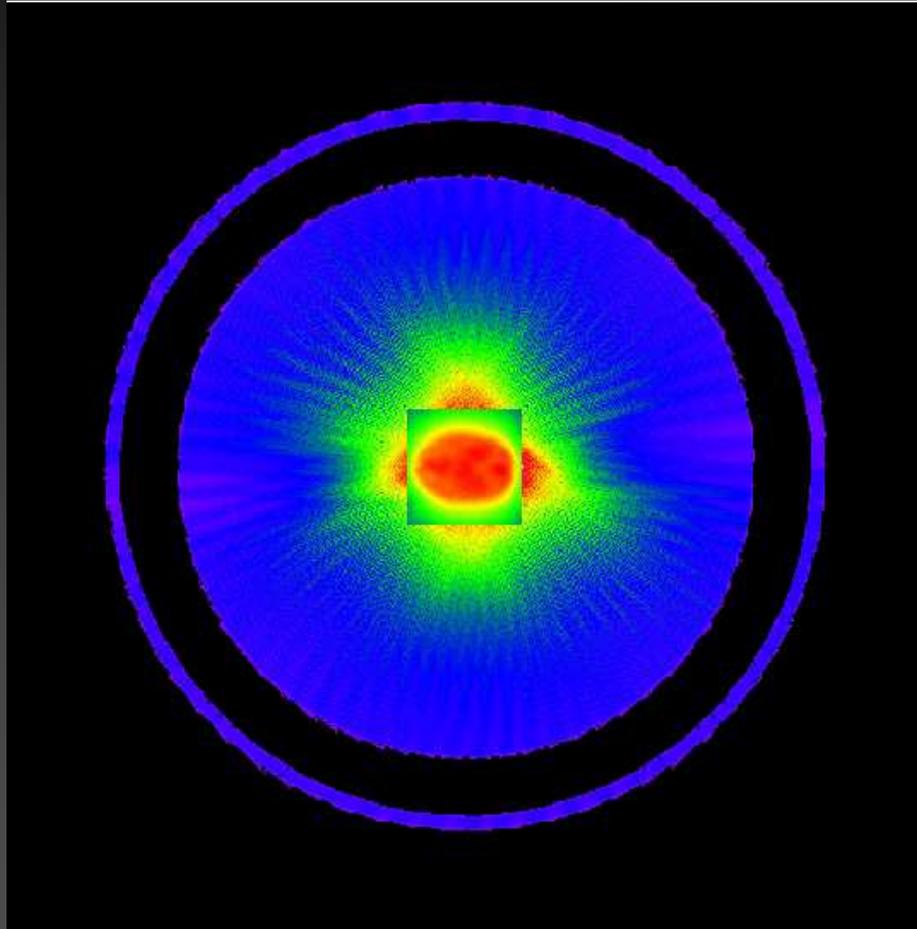


Illustration de l'épandage



Filtrage des projections

Moyenne Pondérée :
[-1/3 ; 1 ; -1/3]

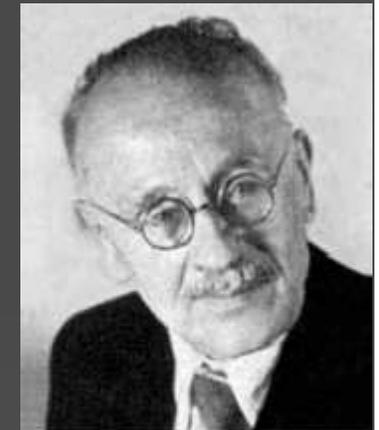
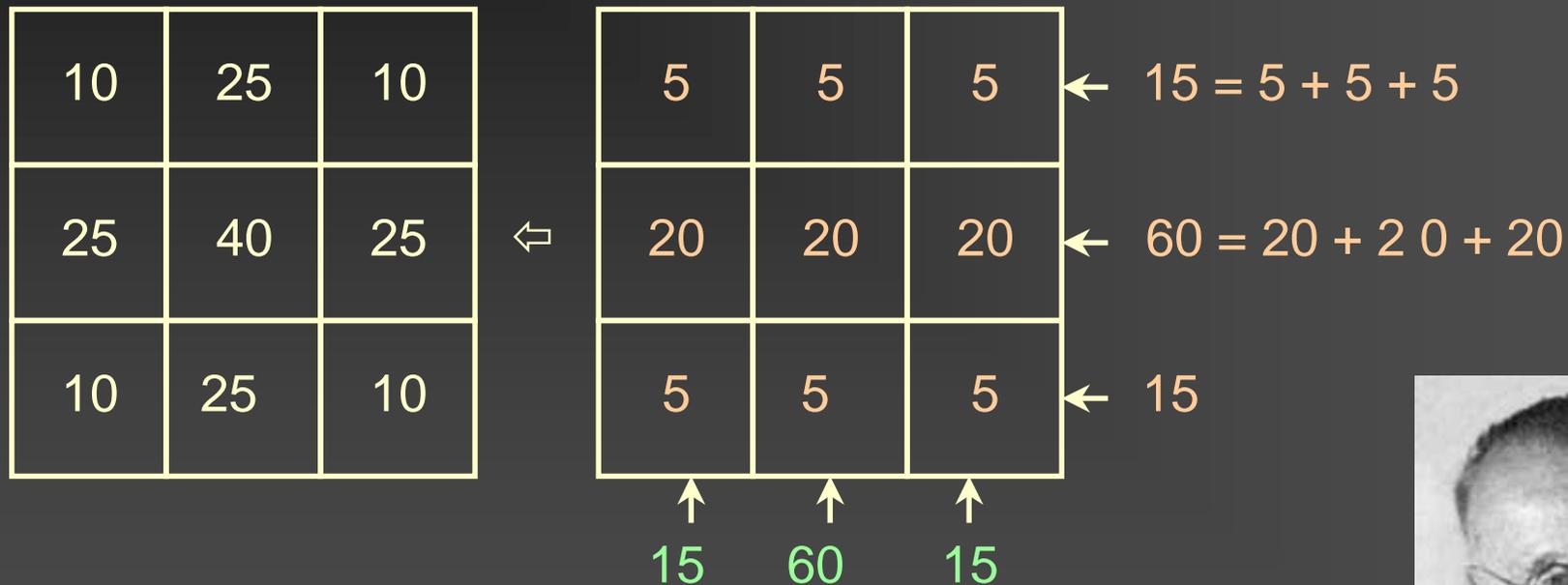
45 90 45

$$45 \quad 45 - 90/3 = 15$$

$$90 \quad 90 - 45/3 - 45/3 = 60$$

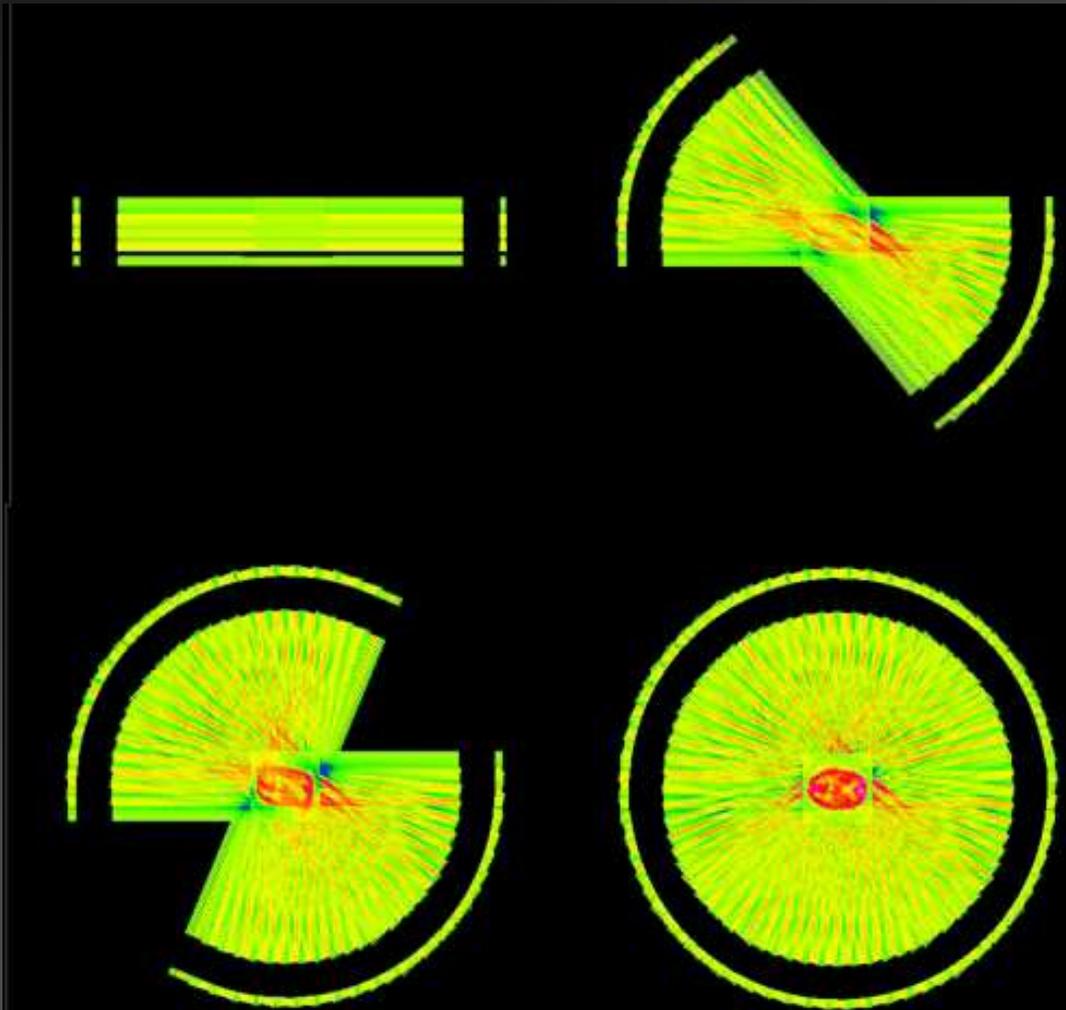
$$45 \quad 45 - 90/3 = 15$$

Rétro-Projection Filtrée



J. Radon
1887-1956

Illustration



Les algorithmes itératifs (I)

0	0	0
0	0	0
0	0	0

← $45 - 0 = 15 + 15 + 15$

← $90 - 0 = 30 + 30 + 30$

← $45 - 0$

45 90 45

15	15	15
30	30	30
15	15	15

60 60 60



S. Kaczmarz
1895-1940

Les algorithmes itératifs (II)

15	15	15
30	30	30
15	15	15

⇒

10	25	10
25	40	25
10	25	10

45 90 45
- 60 60 60
-15 30 -15



S. Kaczmarz
1895-1940

Synthèse sur la tomographie

- Reconstruction d'un signal de densité 3D (voxels) par résolution d'un grand système d'équations linéaires
 - Principes des algorithmes de reconstruction
 - rétroprojection filtrée
 - techniques itératives (ou algébriques)
-

Doses absorbées

Doses en radiologie et en TDM

- En radiologie planaire, la dose
 - **diminue si V (kV) augmente**
 - augmente si les mAs augmentent
 - La distribution de dose est inhomogène dans le volume.
- En tomодensitométrie , la dose
 - **augmente si V^2 (kV) augmente**
 - Augmente si les mAs augmentent
 - Diminue si le pas d'hélice augmente
 - La distribution de dose est homogène dans le volume.
- Dans tous les cas : tube, grille, détecteur

RADIOLOGIE	Doses efficaces mSv	MEDECINE NUCLEAIRE
TDM abdomen →	- 20 -	← myocarde ^{201}Tl
TDM thorax →	- 10 -	← oncologie ^{18}FDG
urographie →	- 5 -	← cerveau $^{99\text{m}}\text{Tc HMPAO}$
cliché lombaire statique →	1 an d'exposition naturelle	← foie $^{99\text{m}}\text{Tc HIDA}$
abdomen →		← myocarde $^{99\text{m}}\text{Tc MIBI}$
cliché dorsal statique →	- 1 -	← os $^{99\text{m}}\text{Tc phosphonate}$
radiographie du crâne →	- 0,5 -	← poumons $^{99\text{m}}\text{Tc microspheres}$
radiographie thoracique →	- 0,1 -	← thyroïde $^{99\text{m}}\text{Tc pertechnetate}$
		← reins $^{99\text{m}}\text{Tc DMSA}$
		← clearance $^{51}\text{Cr EDTA}$

Doses absorbées : références

- Dose mortelle en irradiation totale :
 - 5 Gy
- Dose critique pour un embryon :
 - 100 mGy
- Irradiation naturelle CE :
 - 1-2 mGy /an

Doses absorbées à la peau

- Radiologie standard :
 - Thorax ≈ 1 mGy
 - Mammographie $\approx 16-32$ mGy
- TDM :
 - $\approx 10-40$ mGy
- Scopies :
 - 1 mGy par 90 secondes environ

CAT en cas de grossesse

- **Entre 5 et 17 SA :**
 - IMG raisonnable si Dose > 200 mGy (SNC)
 - Discuter IMG entre 100 et 200 mGy
- **Avant 5 SA : effet tout ou rien**
 - Expectative
- **Exemples de doses possibles à l'utérus**
 - UIV : 20 mGy ; Hystérogographie : 10 mGy ;
 - Radiopelvimétrie : 8 mGy.

Synthèse sur la dosimétrie

- $D \uparrow$ si $V \uparrow$ en TDM et si $V \downarrow$ en radio. Standard
- $D \uparrow$ si $A \uparrow$
- $D < 10-20$ mSv ($\approx 5-10$ ans d'exposition naturelle)
- Bénéfice/risque et ALARA
- IMG si dose à l'utérus > 200 mGy entre 5-17 SA



Merci de votre attention...