



# BASES PHYSIQUES DE LA RADIOLOGIE

---

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

# PLAN DU COURS (5 heures)

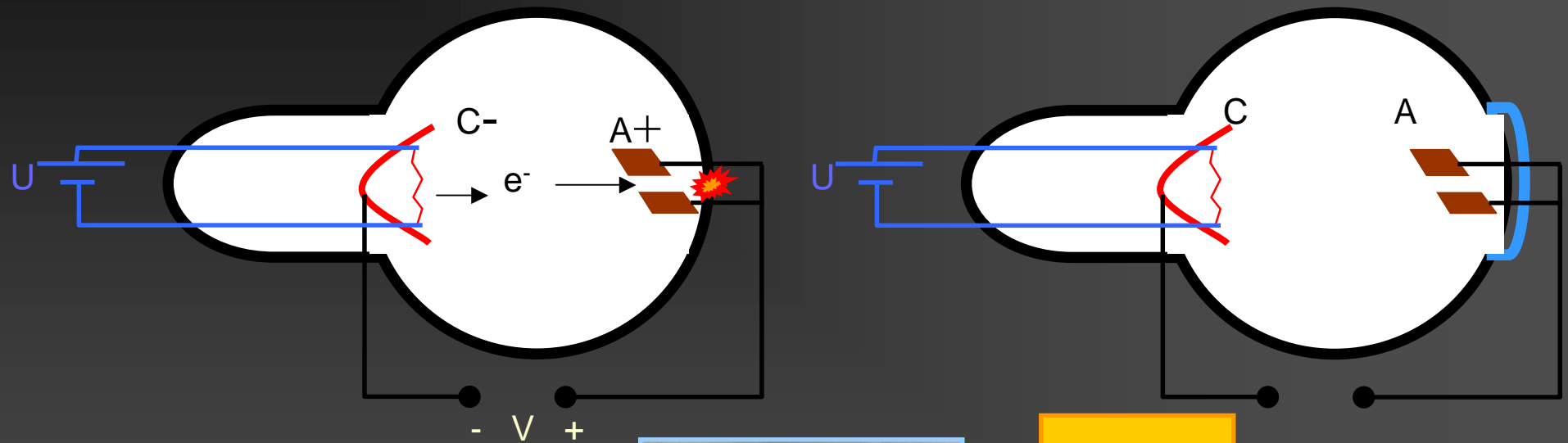
- Imagerie de transmission par rayons X
  - Le tube X et ses réglages
  - L'image de transmission
    - Contraste, grandissement, flous, résolution, vocabulaire
- Radiologie numérisée
  - Échantillonnage, pixels et niveaux de gris, fenêtres
  - Applications médicales
- Tomodensitométrie (TDM ou scanner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

# Imagerie de transmission des X

---

---

# Découverte des rayons X (I)

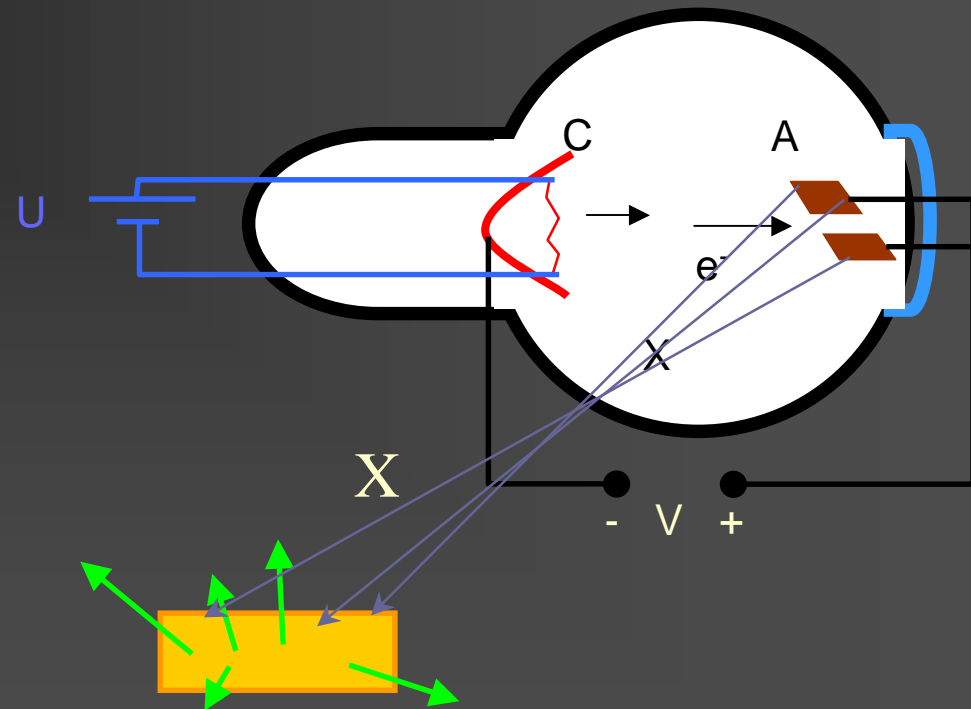


Röntgen 1895

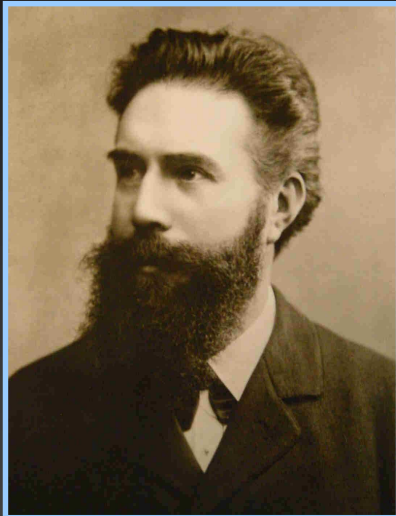
# Découverte des rayons X (II)



Röntgen 1895



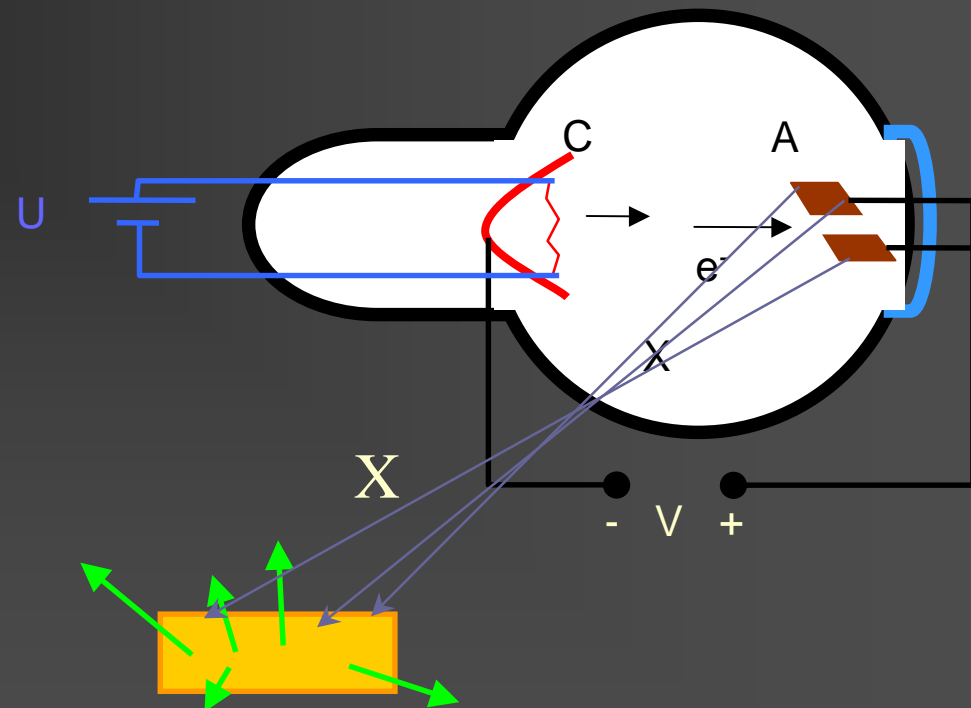
# Découverte des rayons X (II)



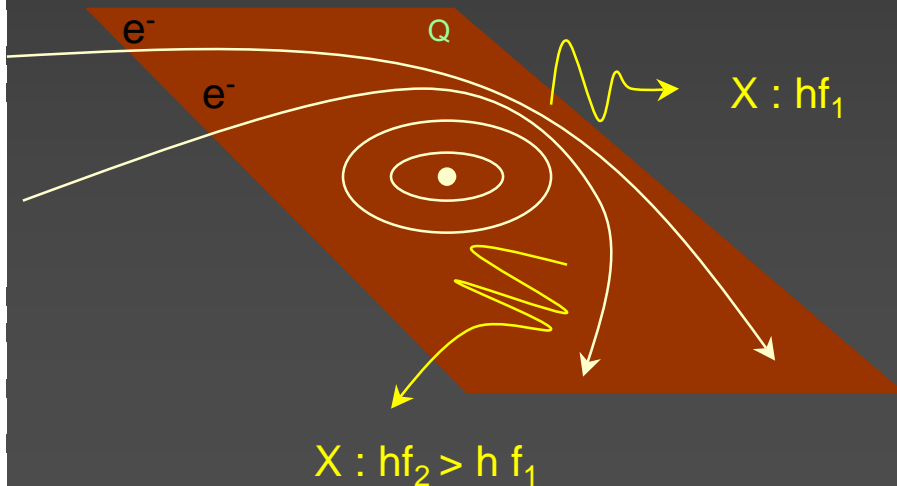
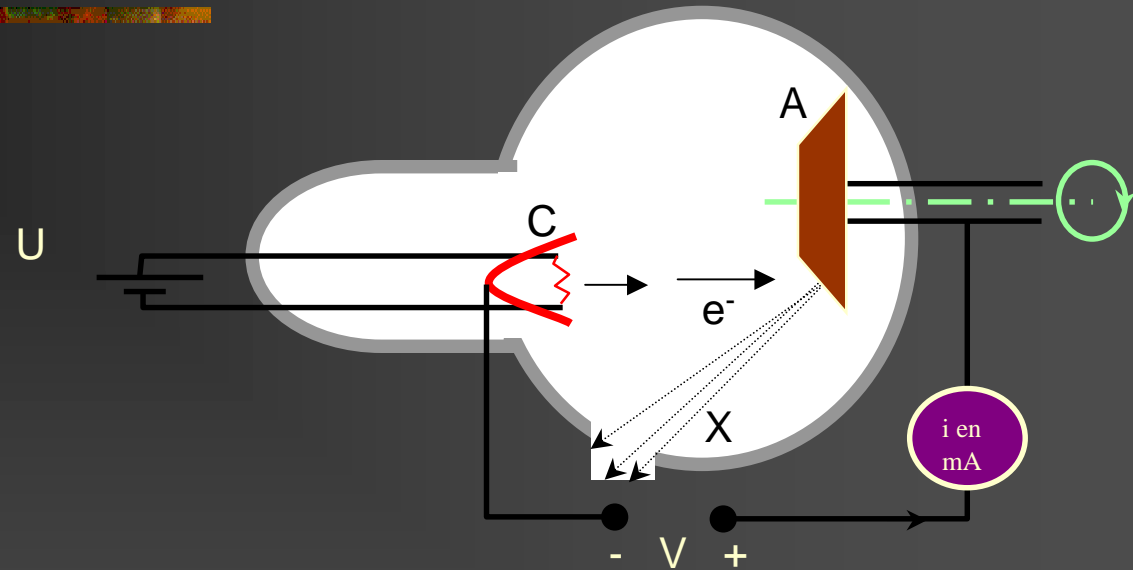
Röntgen 1895

## Imagerie de transmission

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



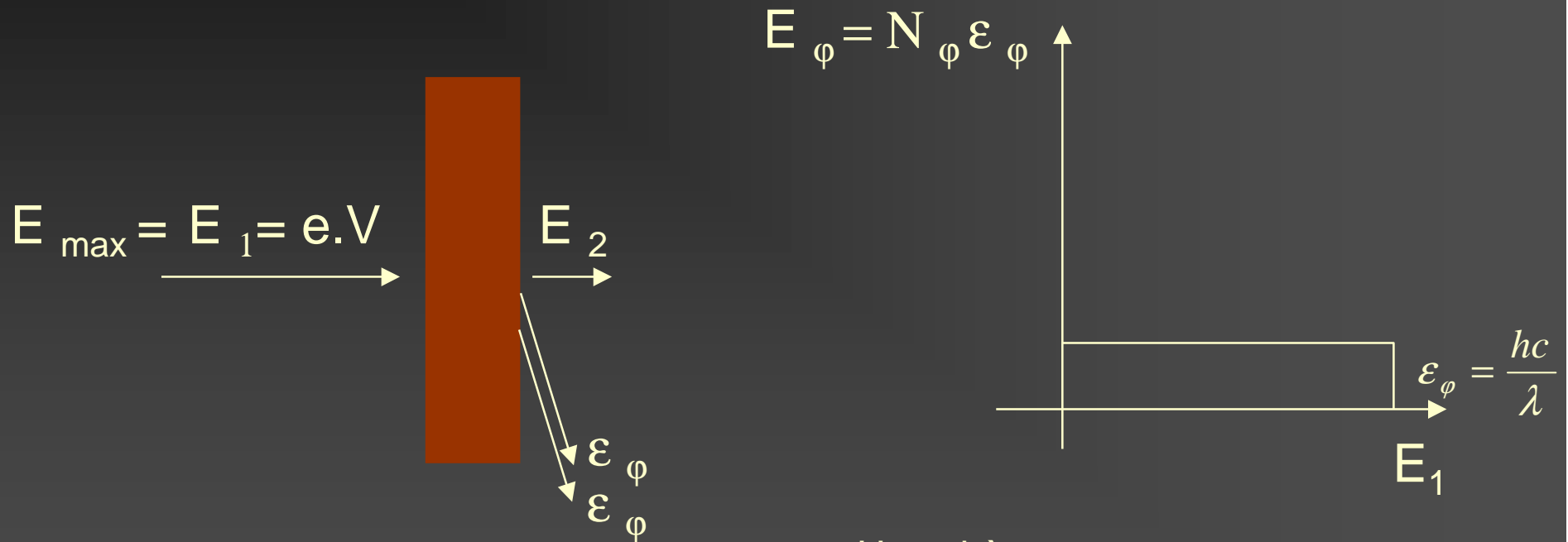
# Production des rayons X



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

Spectre continu entre 0 et  $E_{\max}$

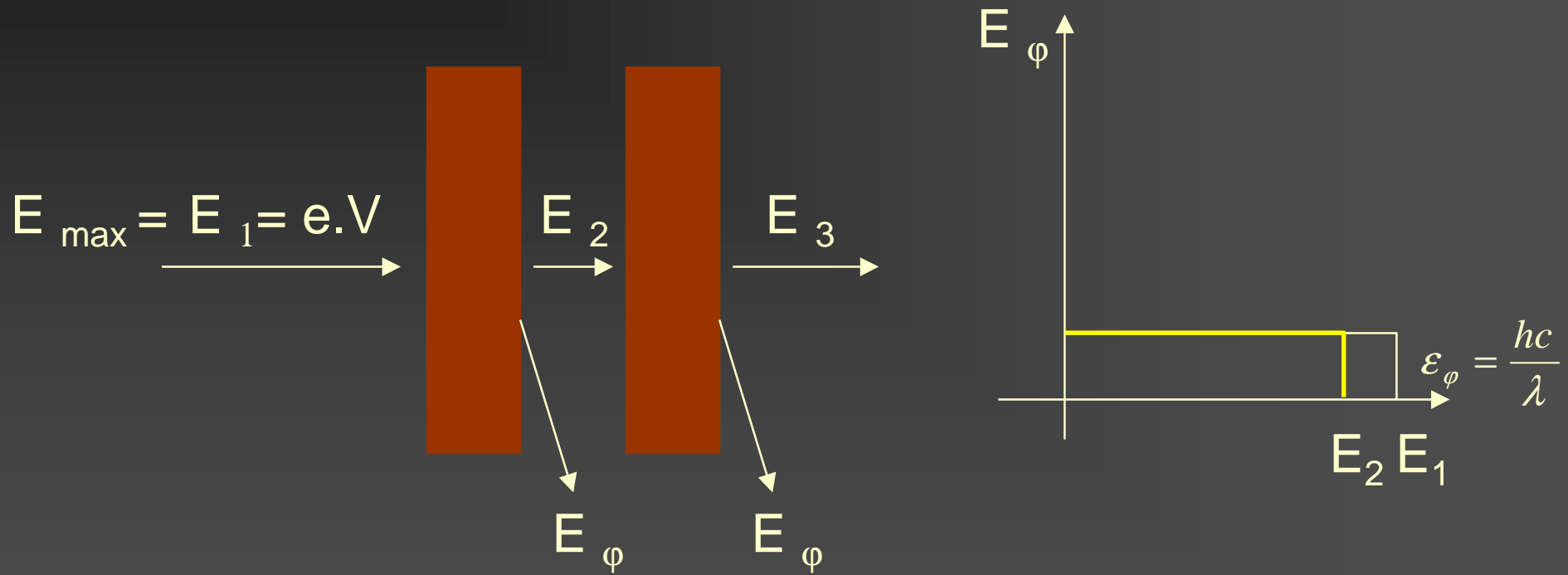
# Spectre de rayons X (I)



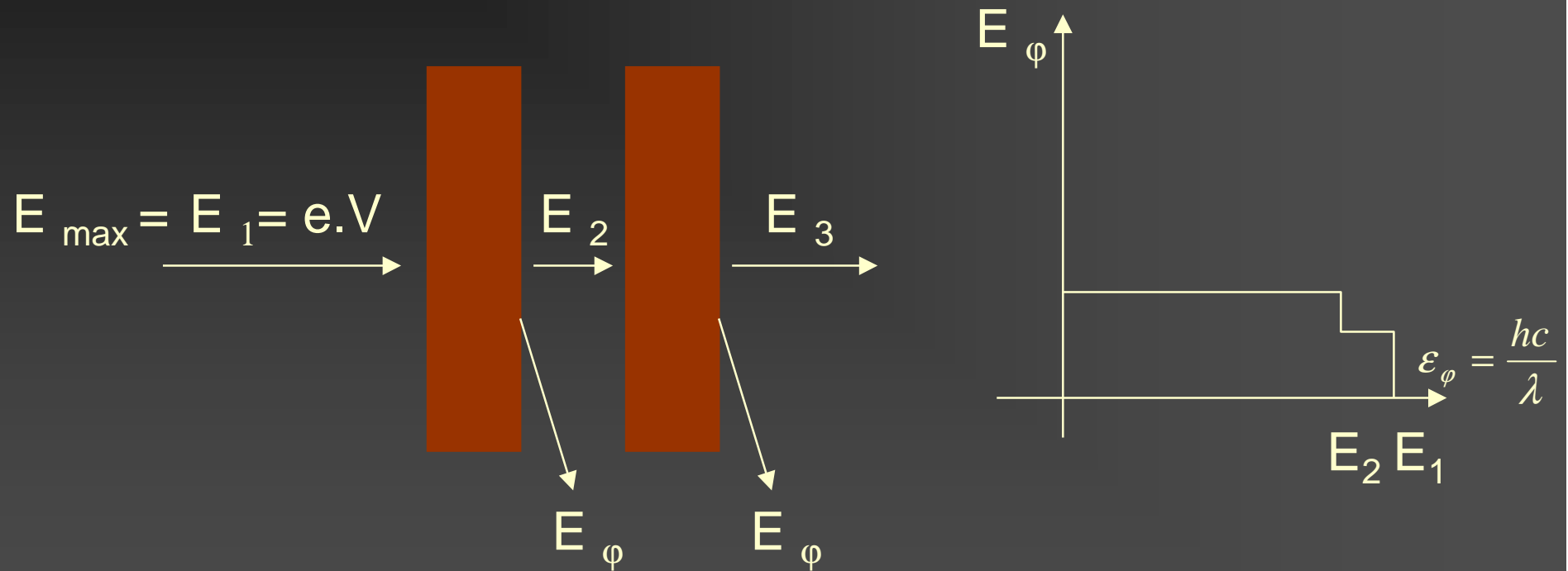
Hypothèse :  
 $N_{\phi}$  et  $\epsilon_{\phi}$  inversement proportionnels



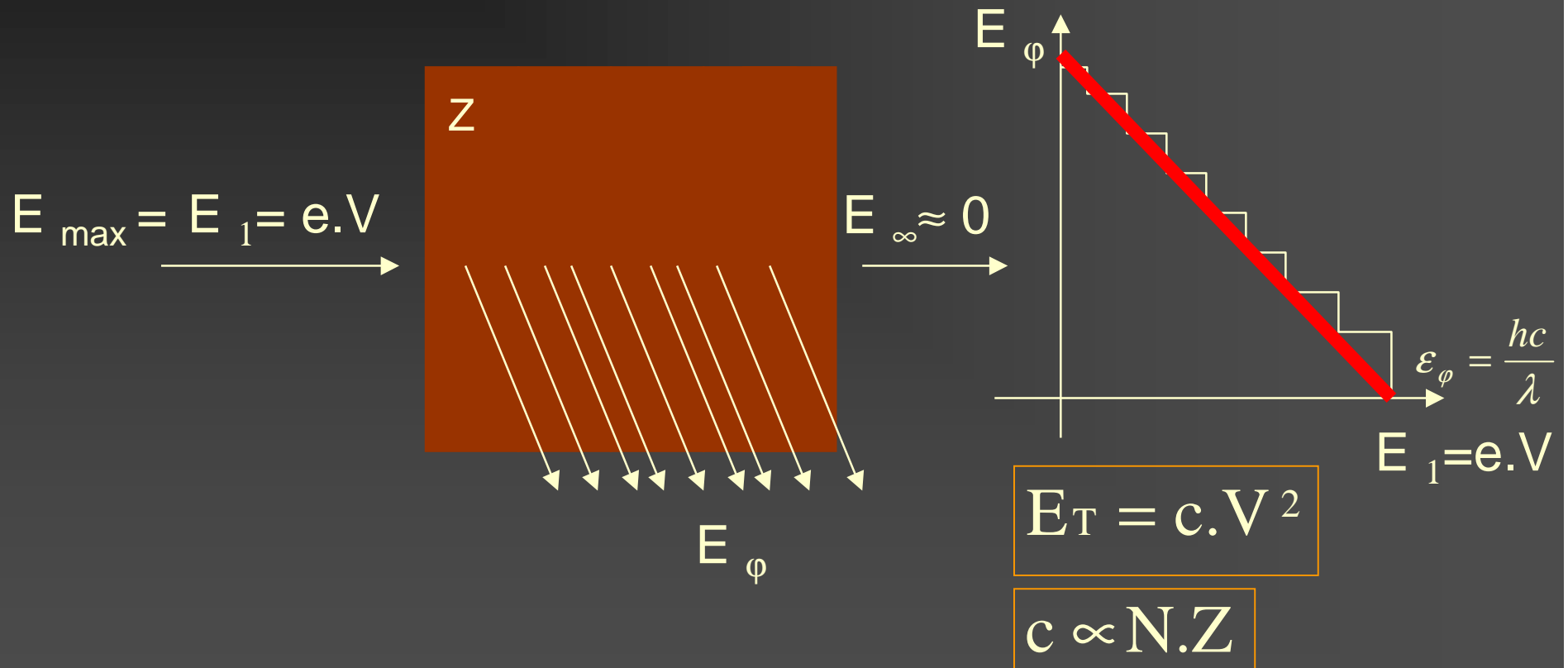
# Spectre de rayons X (II)



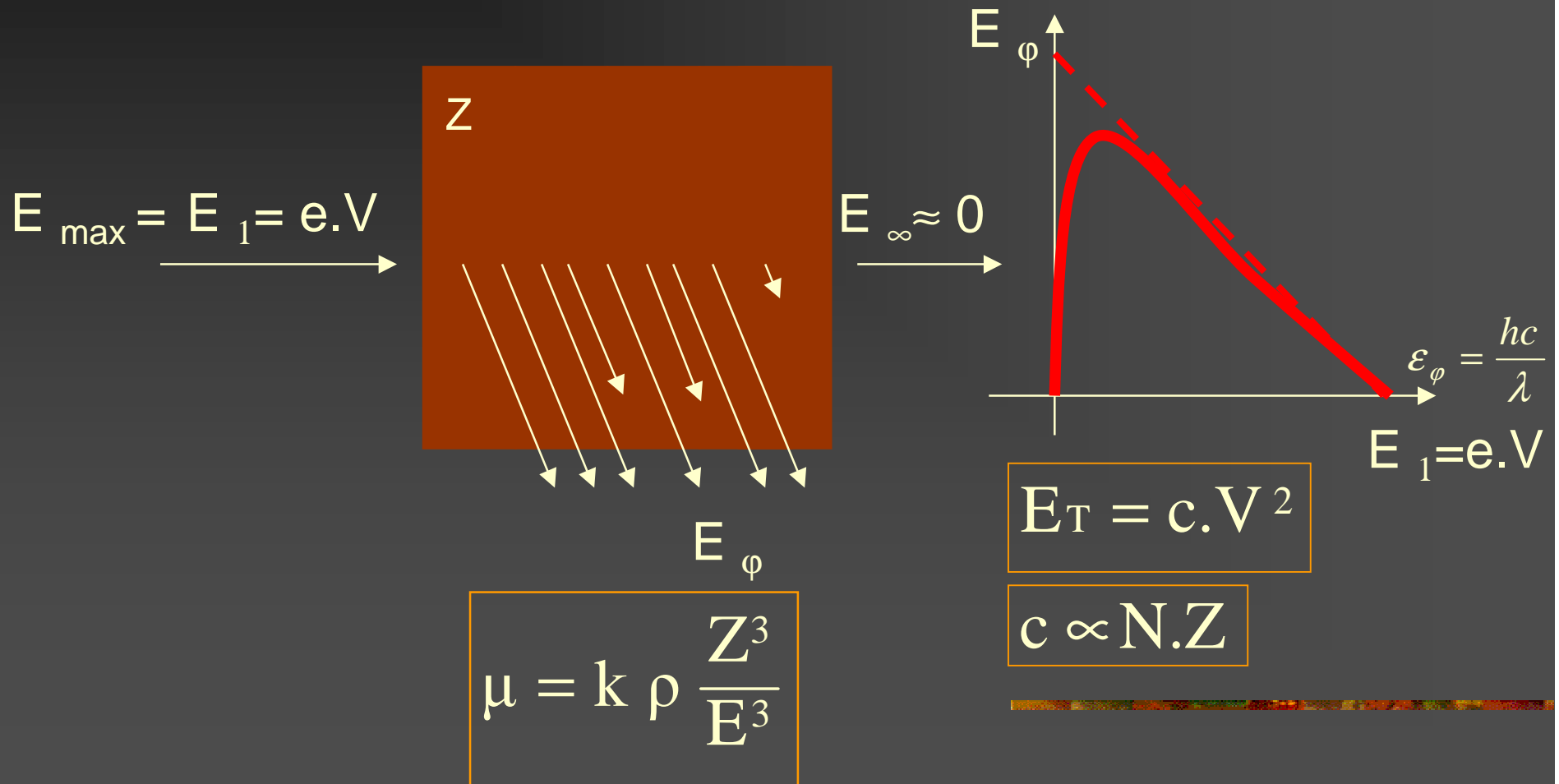
# Spectre de rayons X (II)



# Spectre de rayons X (III)

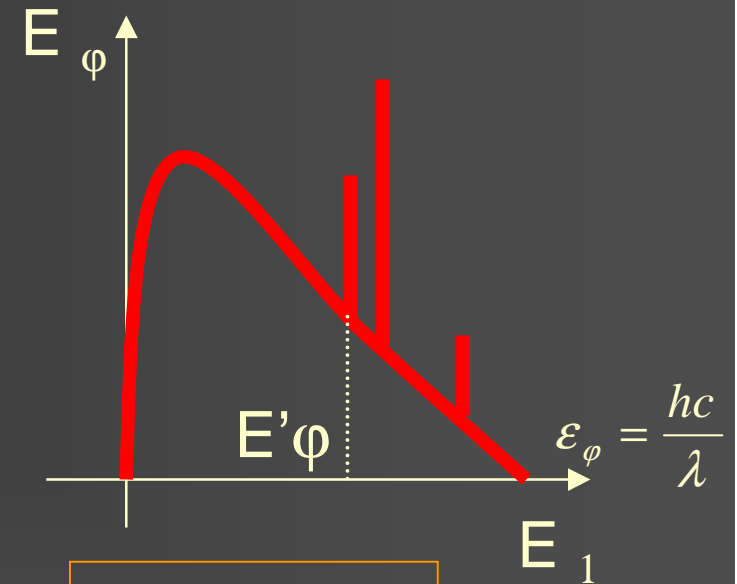
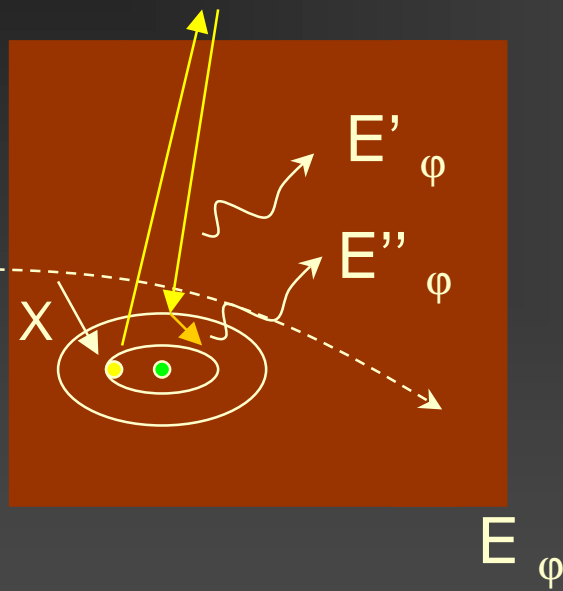


# Spectre de rayons X (IV)



# Spectre de rayons X (V)

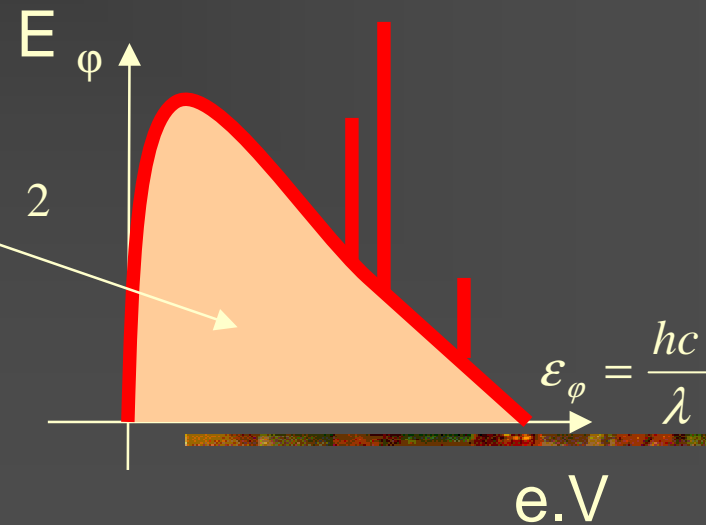
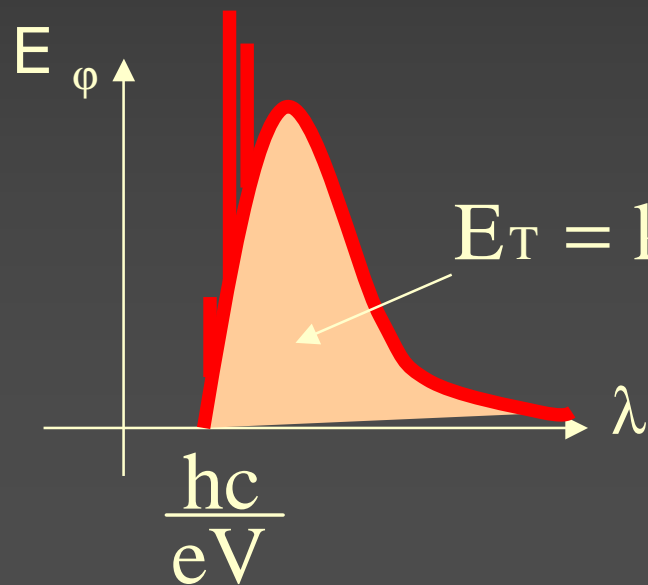
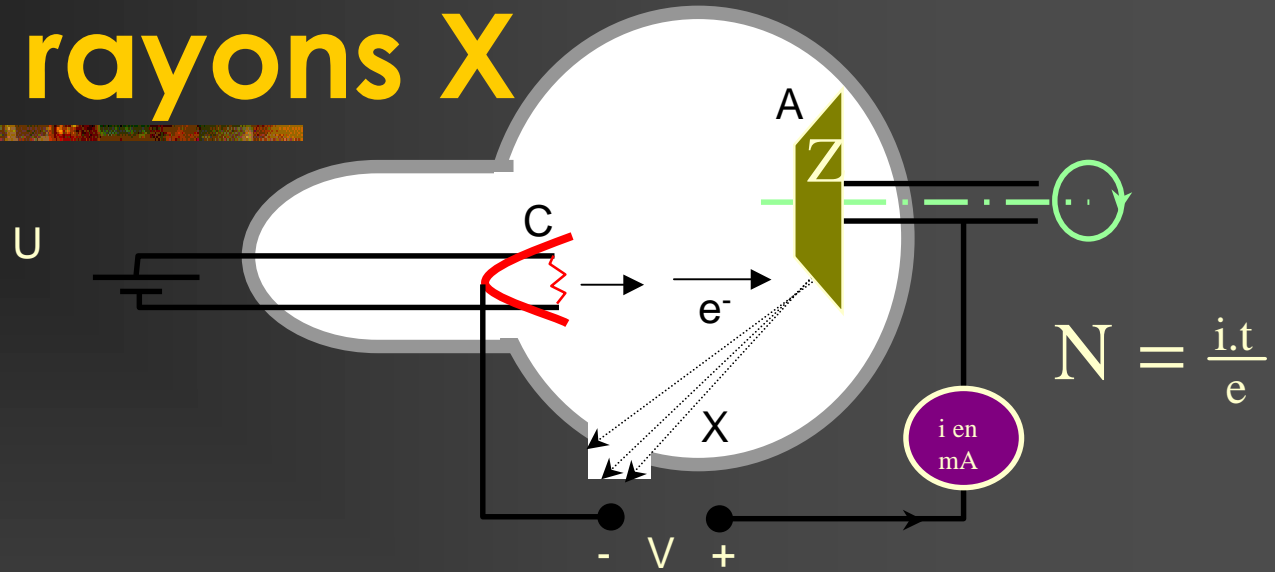
$$E_{\max} = E_1 = e.V$$



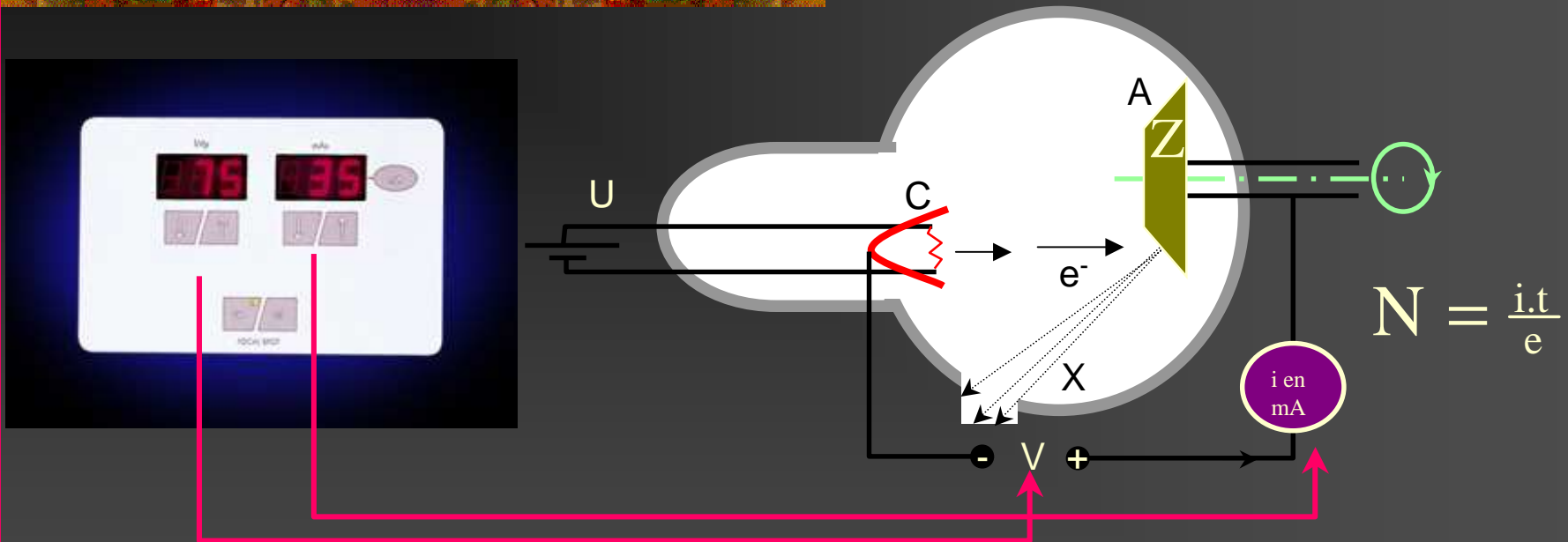
$$E_T = c.V^2$$

$$c \propto N.Z$$

# Spectre de rayons X



# Production d'X par freinage d'e<sup>-</sup>



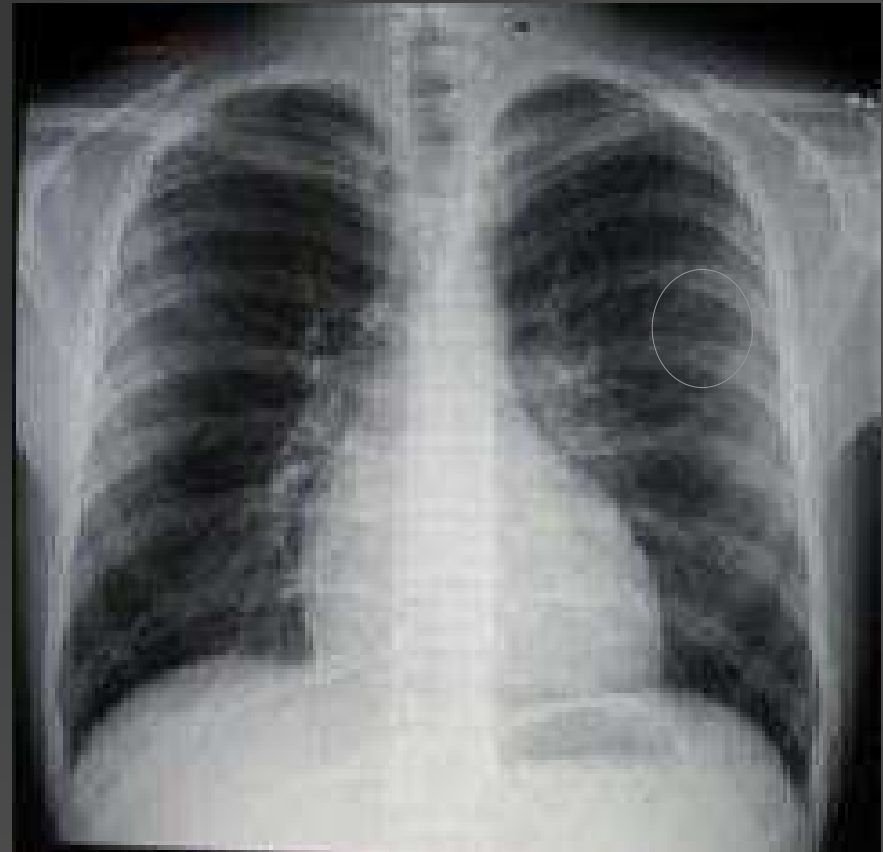
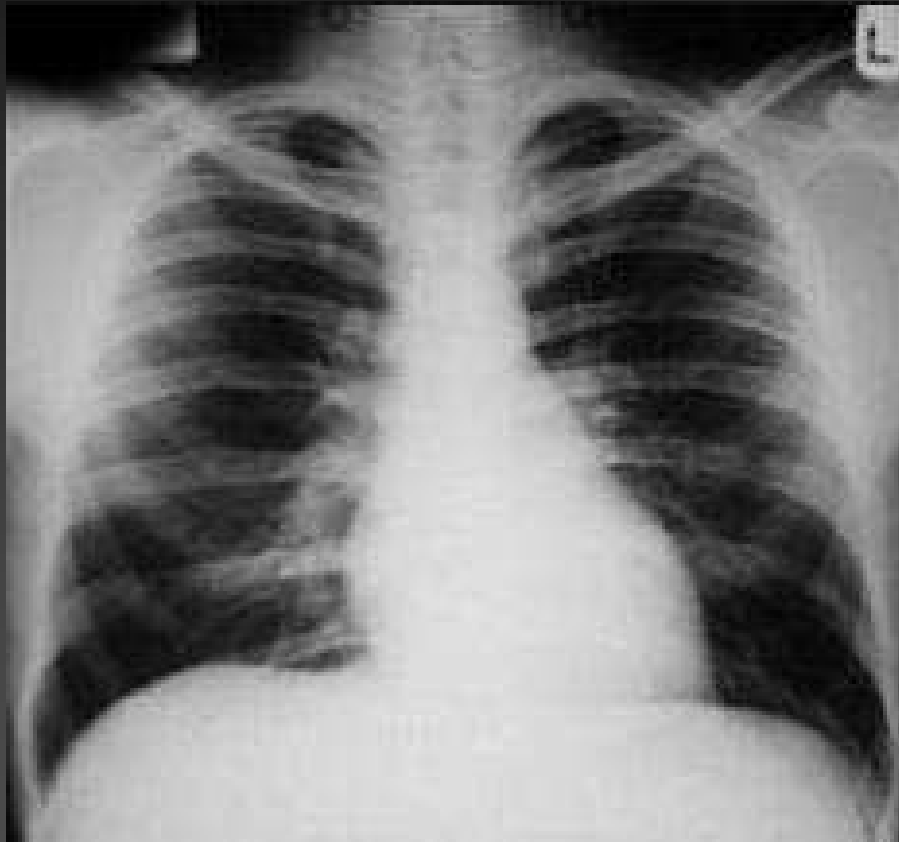
① ↑ mAs (i.t) : ↑ Nombre de X ⇒ ↑ impression de la radiographie

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

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

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

# Interpréteriez-vous cette radio ?



kV trop bas  $\Rightarrow$   $\downarrow$  pénétrat°  $\uparrow$  C

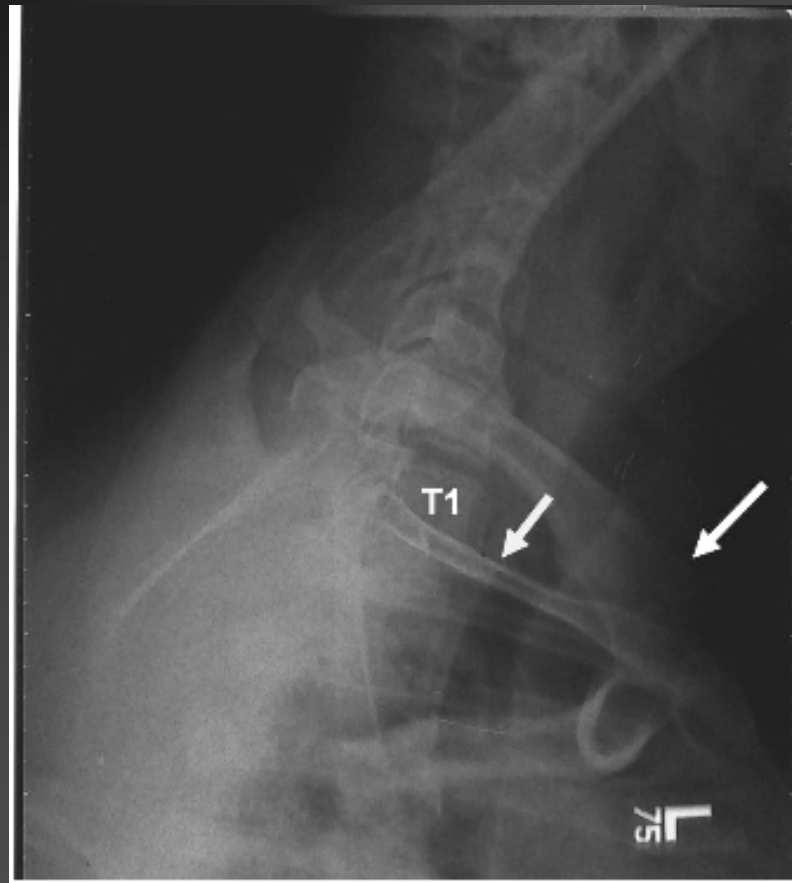


# Interpréteriez-vous cette radio ?



kV trop bas  $\Rightarrow$   $\downarrow$  pénétration

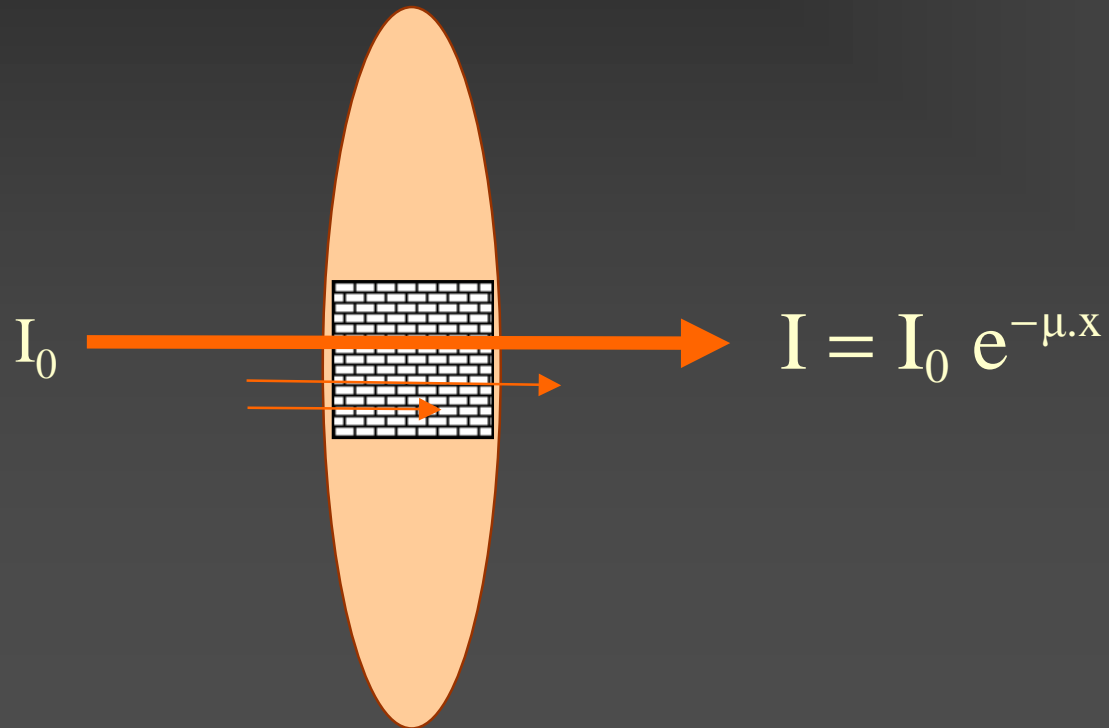
# Interprétez-vous cette radio ?



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

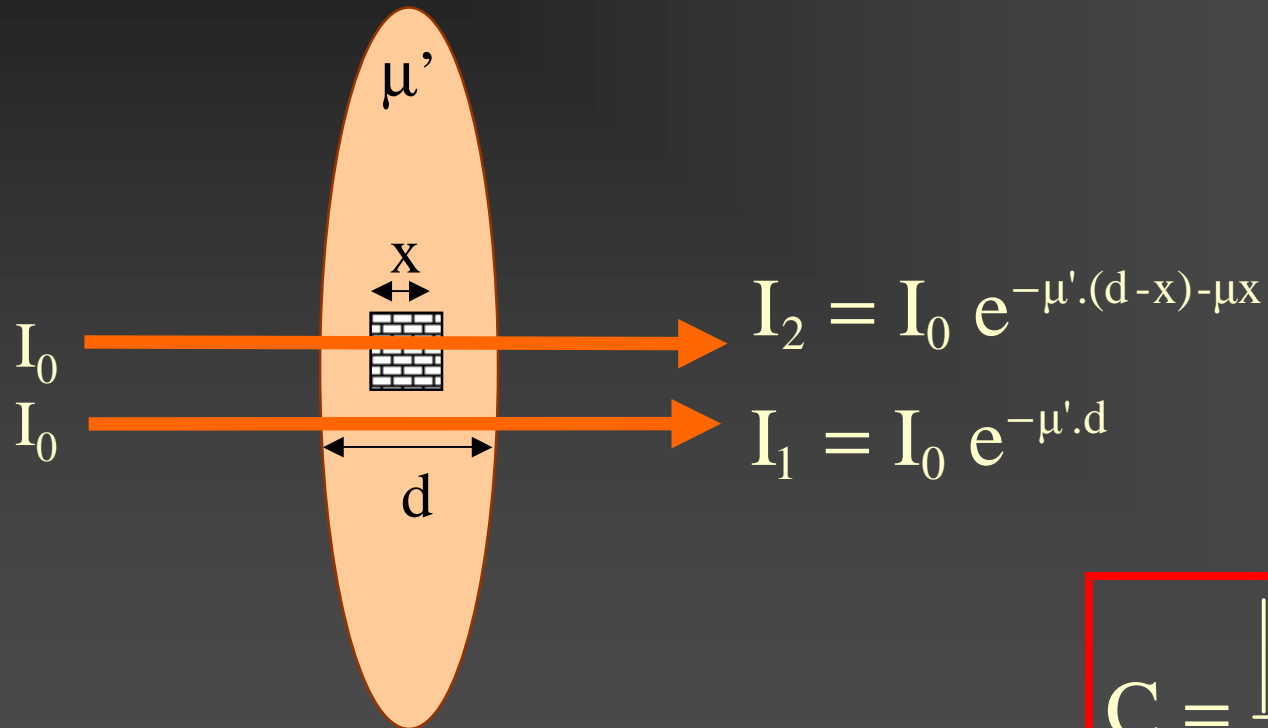
# Atténuation photo-électrique

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



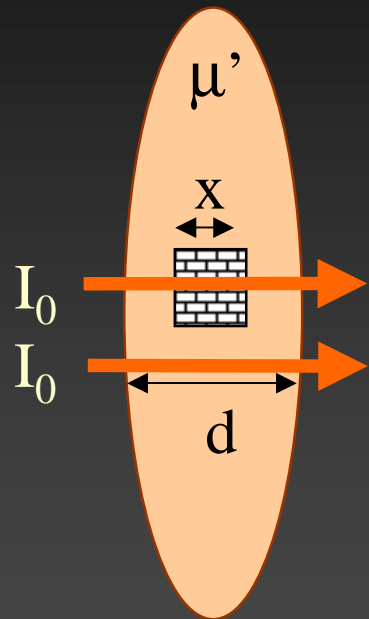
$$\mu = k \rho \frac{Z^3}{E^3}$$

# Contraste (I)



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

# Contraste (II)



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

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

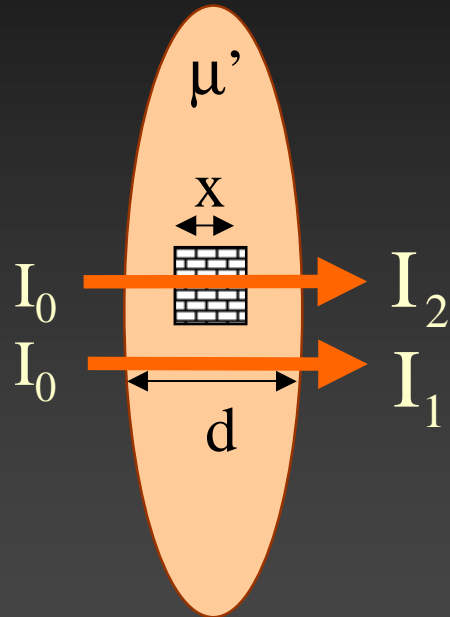
$$I_1 = I_0 e^{-\mu' \cdot d} \approx I_0 \cdot (1 - \mu' d)$$

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

$$I_1 + I_2 \approx 2I_0$$

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

# 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

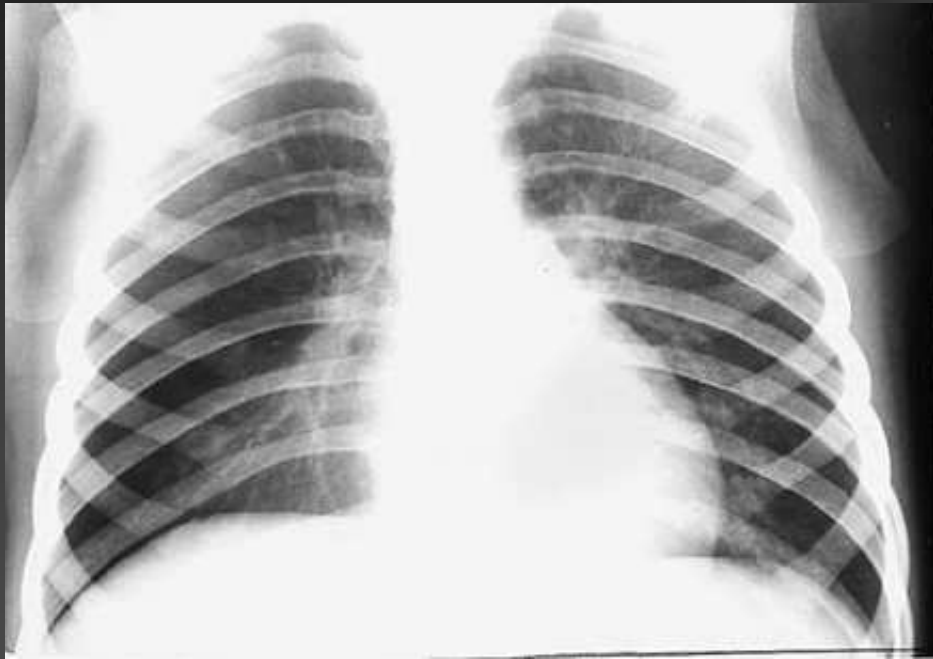
# Déterminants du contraste (I)

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

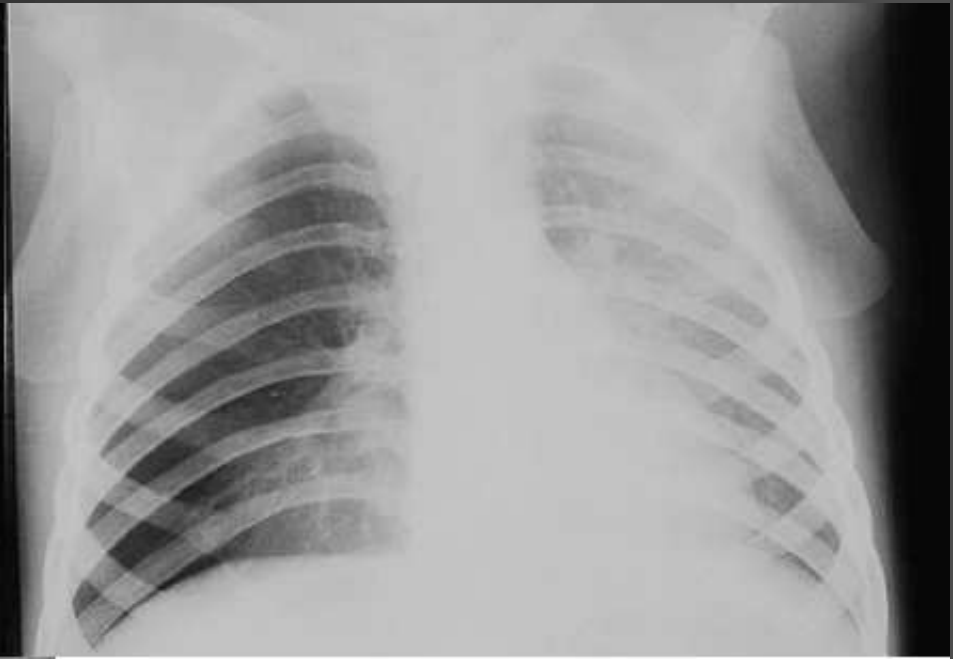
- **Différence de  $(\rho, Z)$  sur une épaisseur  $x \neq 0$** 
  - Imagerie morphologique de densité
  - Rx pulmonaires en inspiration forcée
  - Produits de contraste iodés
- **Diminution de l'E max des X (kV)**
  - Pour améliorer un contraste insuffisant...
    - Mais cela augmente l'irradiation...

# Exemples : $\rho Z$

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



Inspiration

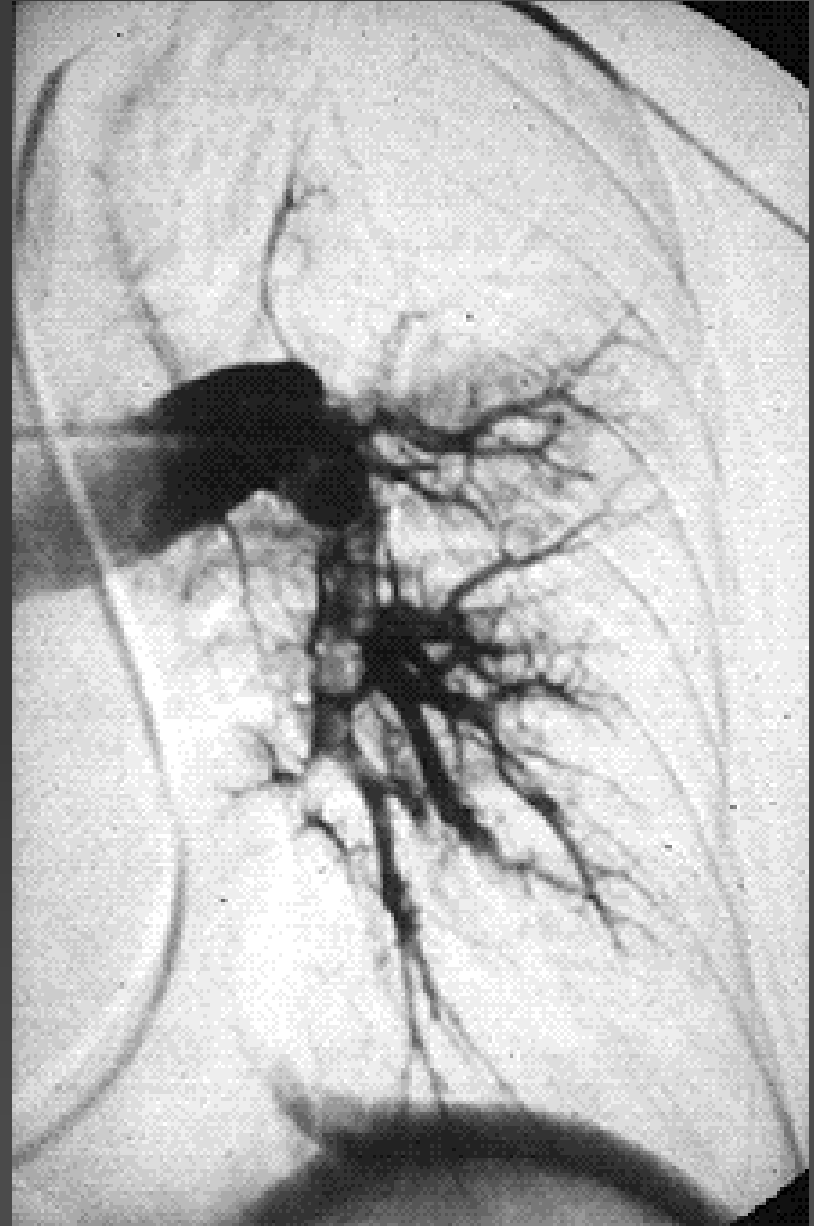


Expiration



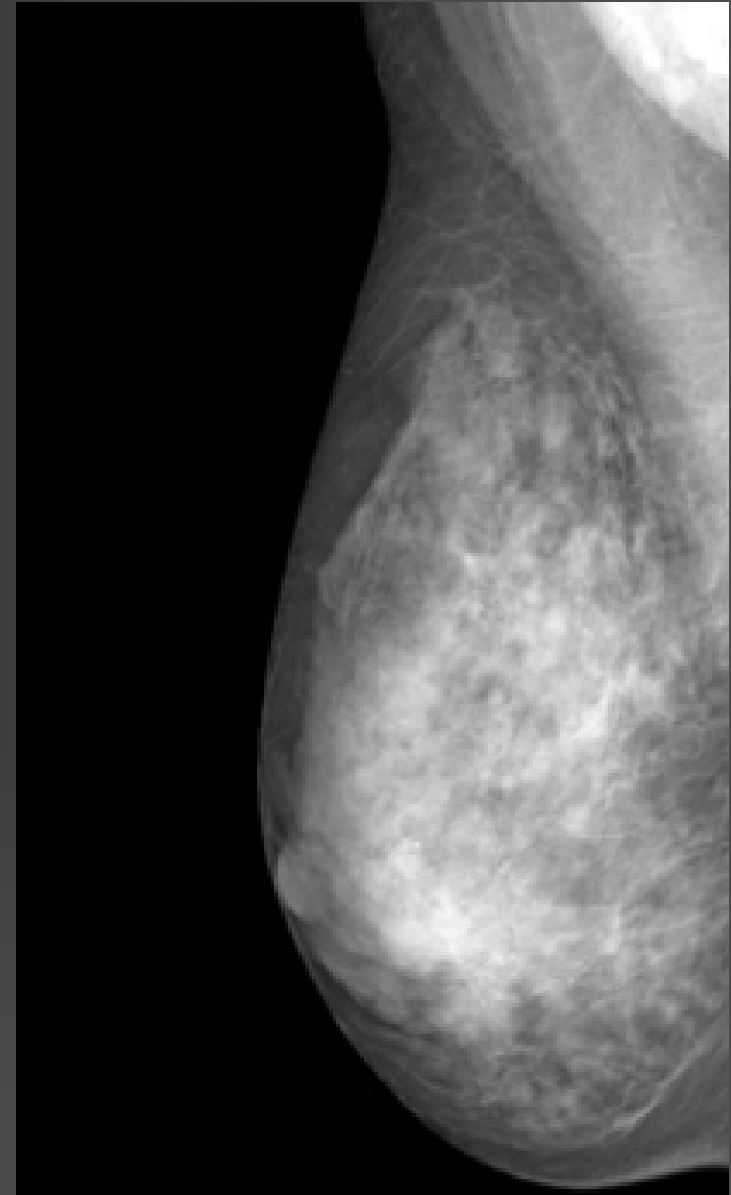
# Exemples : $\rho Z$

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



# Exemples : E

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



# Problème ?

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

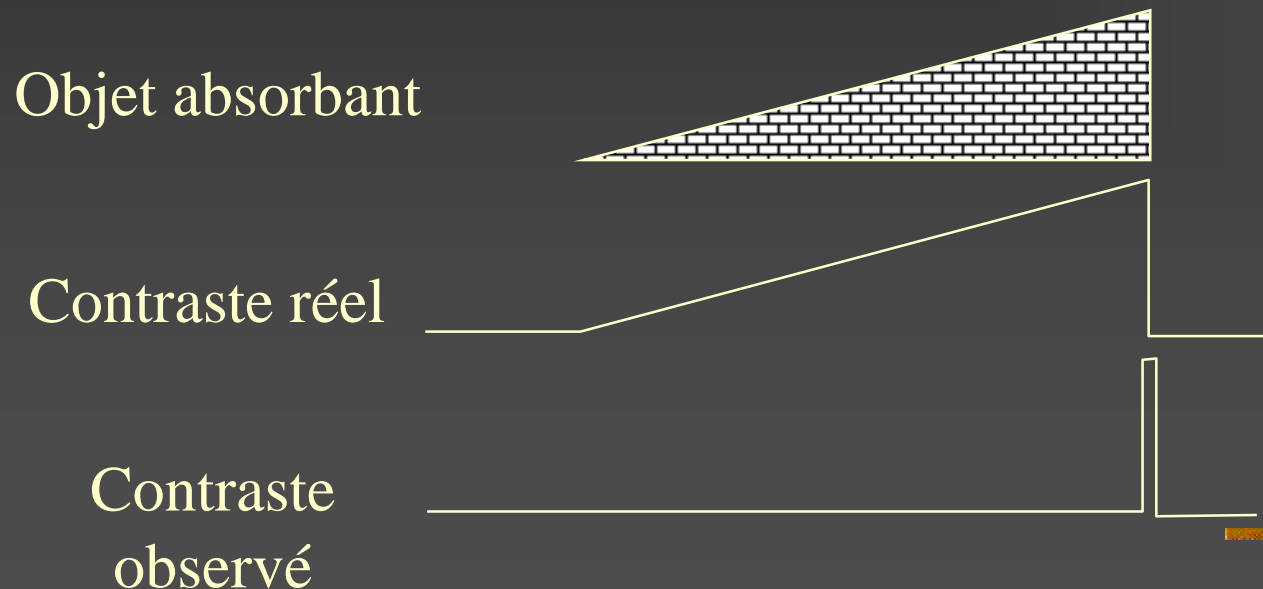
$$E_T = k.N.Z.V^2$$



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

# Déterminants du contraste (II)

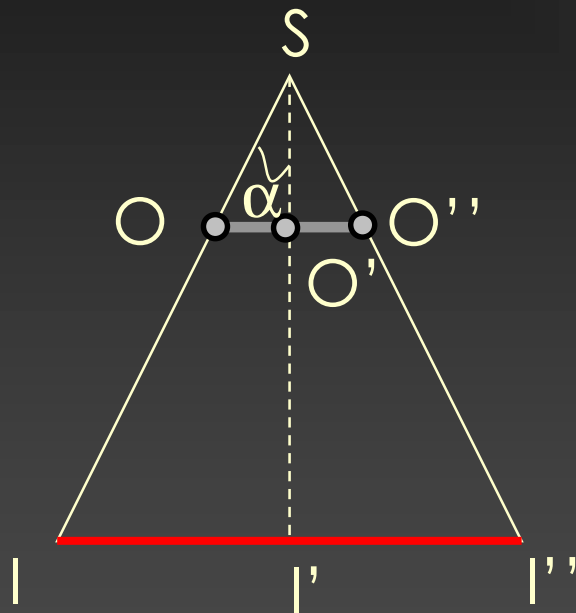
- Aspect « subjectif »
  - Une différence de  $(\rho, Z, x)$  ne suffit pas
  - Une discontinuité est nécessaire



# Quel est votre diagnostic ?



# Les grandissements (I)



Source de X = S

Objet absorbant

Détecteur (film)

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

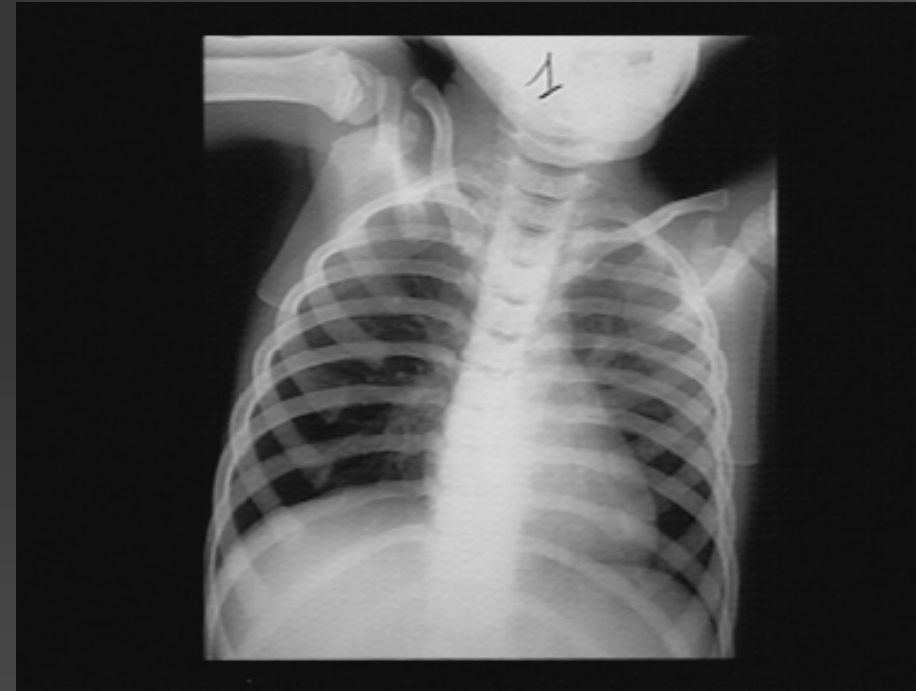
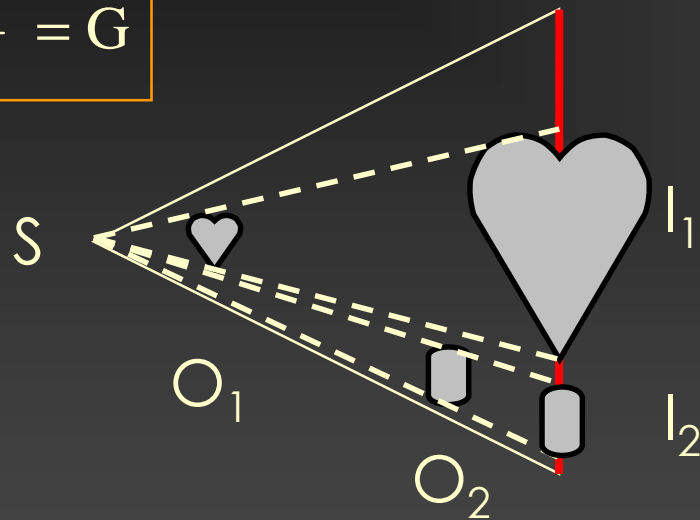


$$\frac{SI}{SO} = \frac{II'}{OO'} = G$$

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

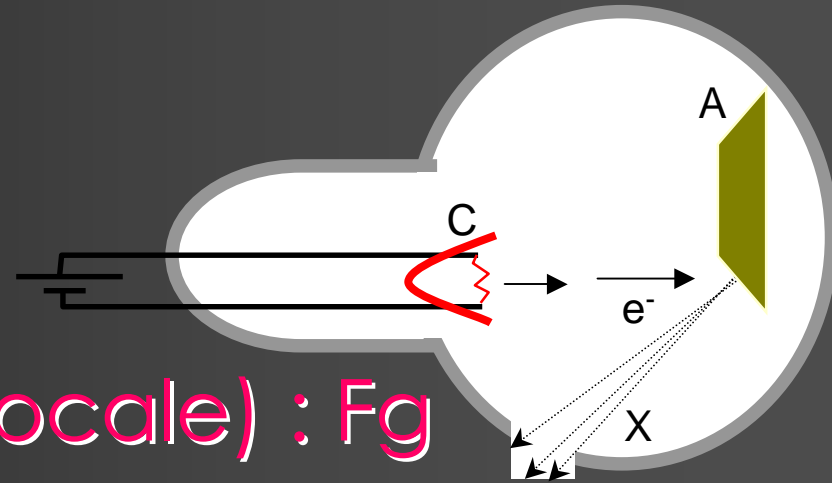
# Les grandissements (II)

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

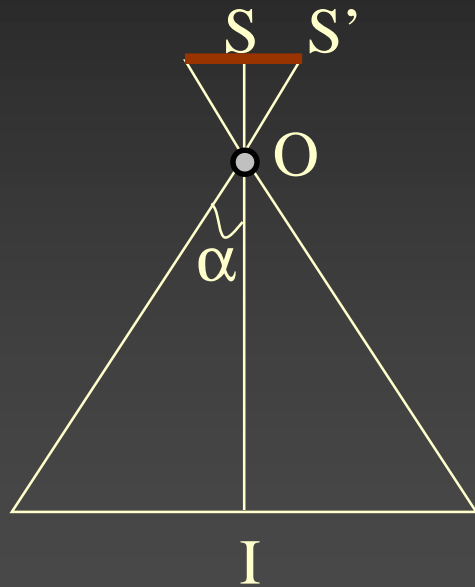


Donc : Radiographie de face : G diminue du plan ventral au plan dorsal

# Les flous (I)



- Le flou géométrique (focale) :  $F_g$



Focale  $F = SS'$

Objet absorbant

$F_g = I I'$

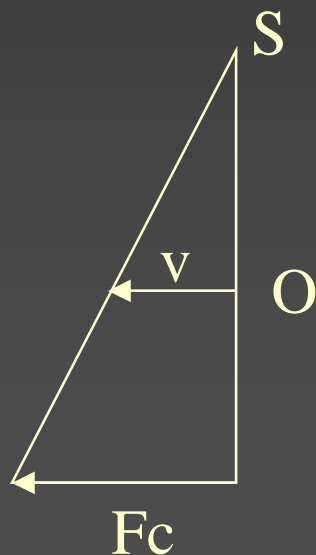
$$F_g = F \cdot (G - 1)$$

$$\text{tg } \alpha = \frac{I I'}{I O} = \frac{SS'}{S O} \Rightarrow F_g = F \cdot \frac{I O}{S O} = F \cdot \left( \frac{I S - O S}{S O} \right) = F \cdot \left( \frac{S I}{S O} - 1 \right) = F \cdot (G - 1)$$



## Les flous (II)

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

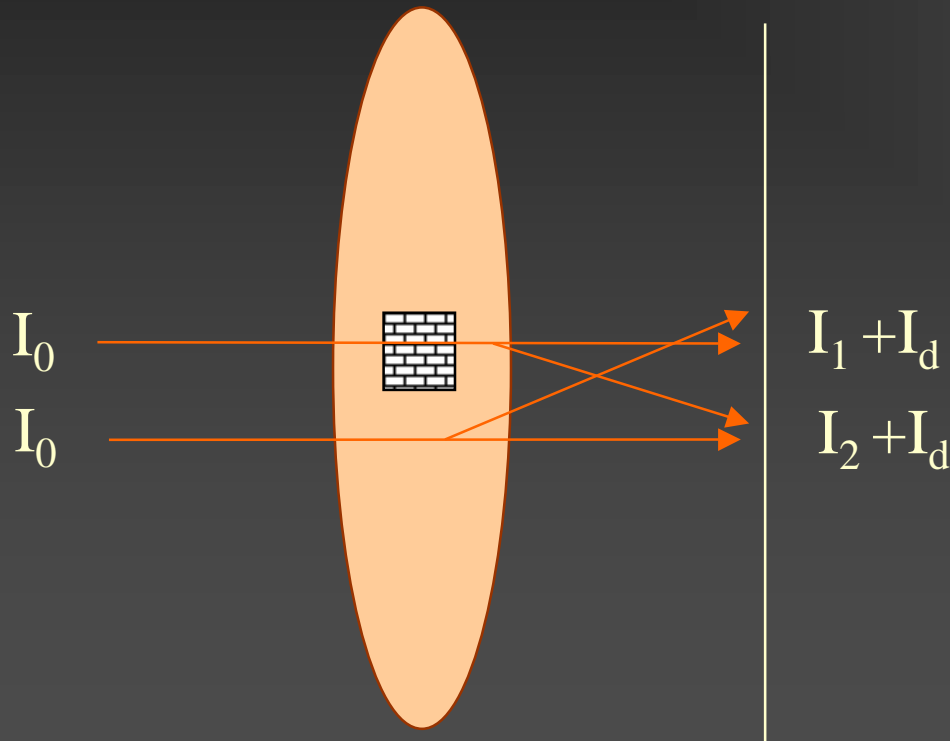


$$F_c = G.v.t$$

Compromis idéal :  $F_g = F_e = F_c$

# Les flous (III)

- Le flou lié au rayonnement diffusé

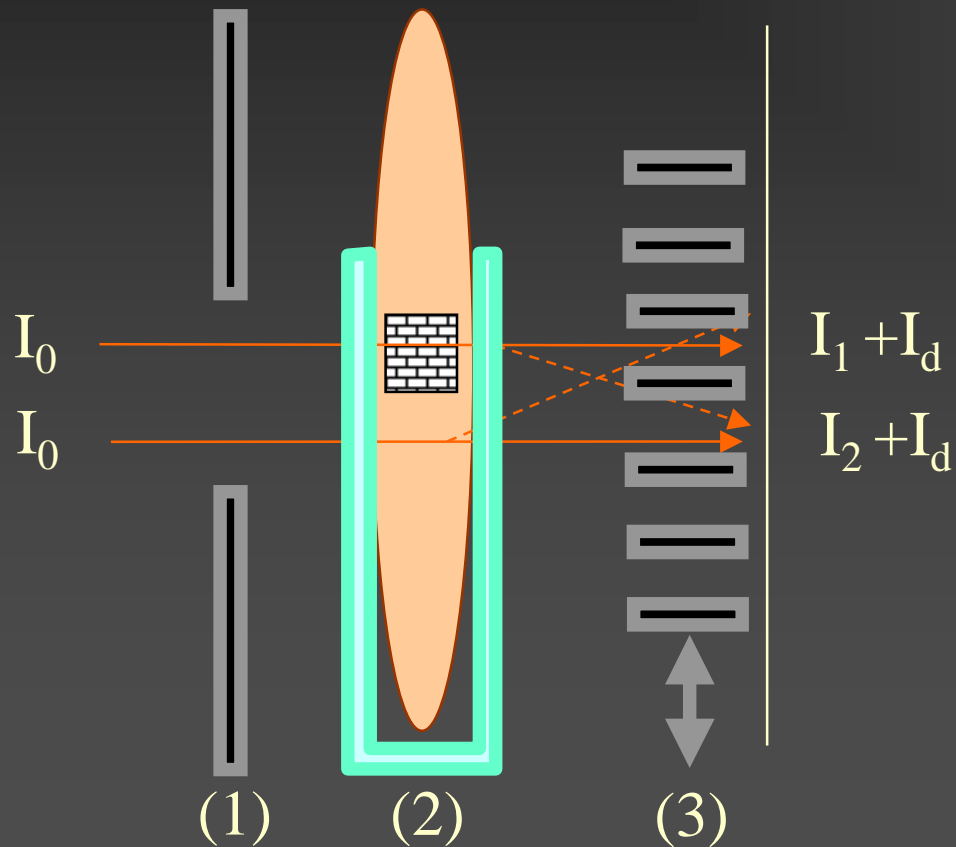


$$\mu_c \approx 5 \cdot \mu_{PE}$$

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

# Les flous (III)

## ■ rayonnement diffusé



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

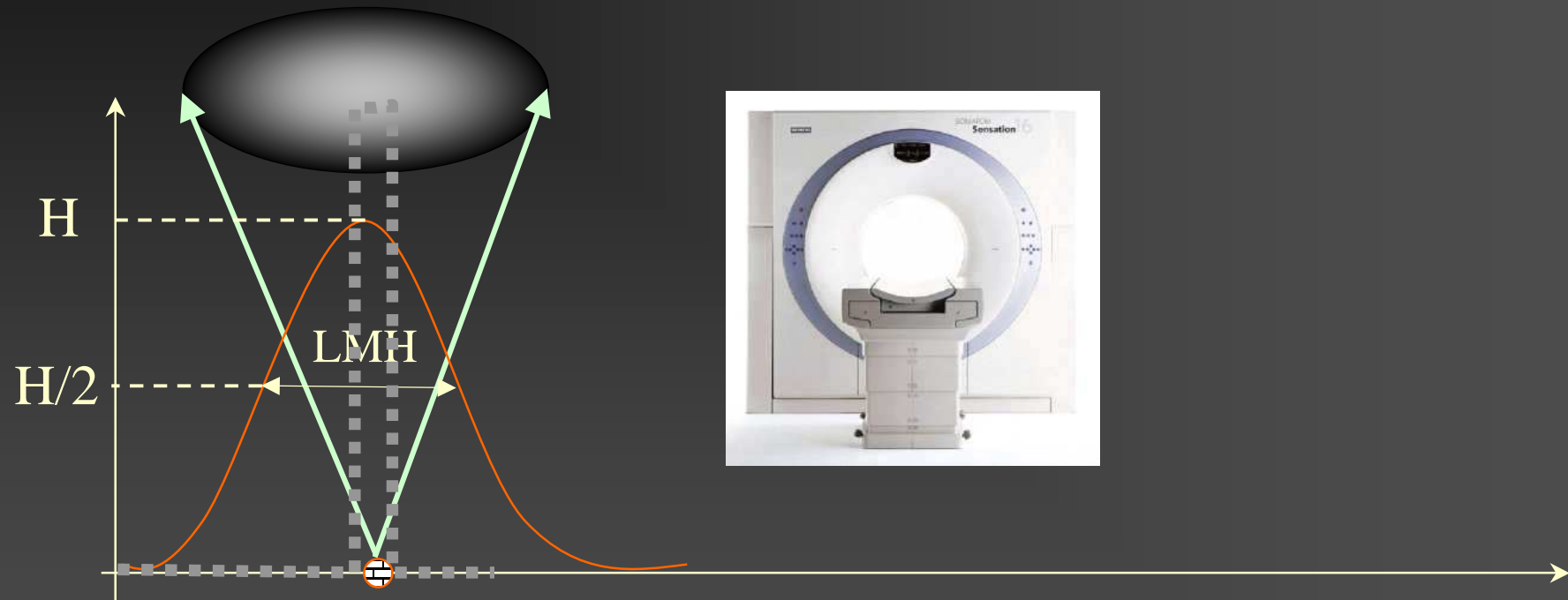
# Synthèse sur les flous

- 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 » :

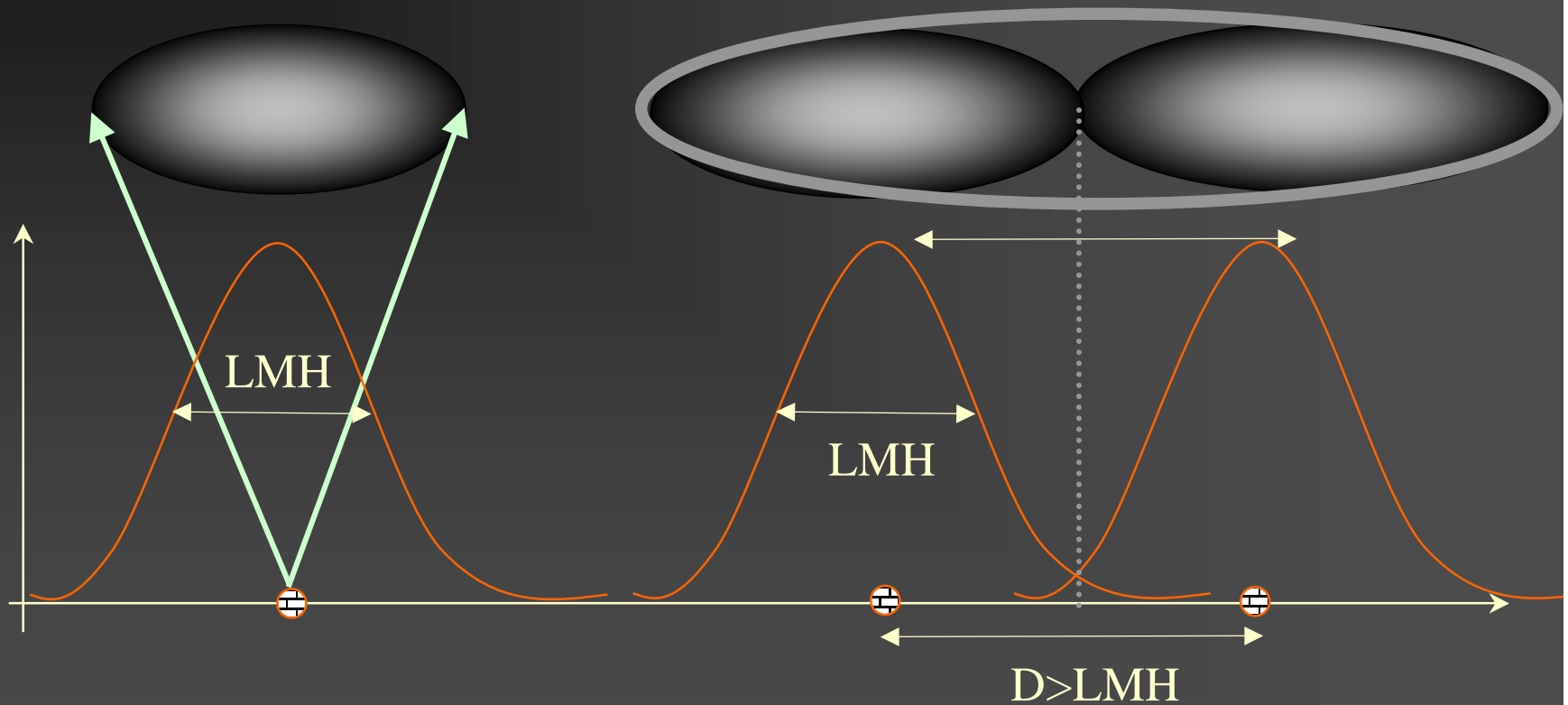


# En réalité, du fait des flous :



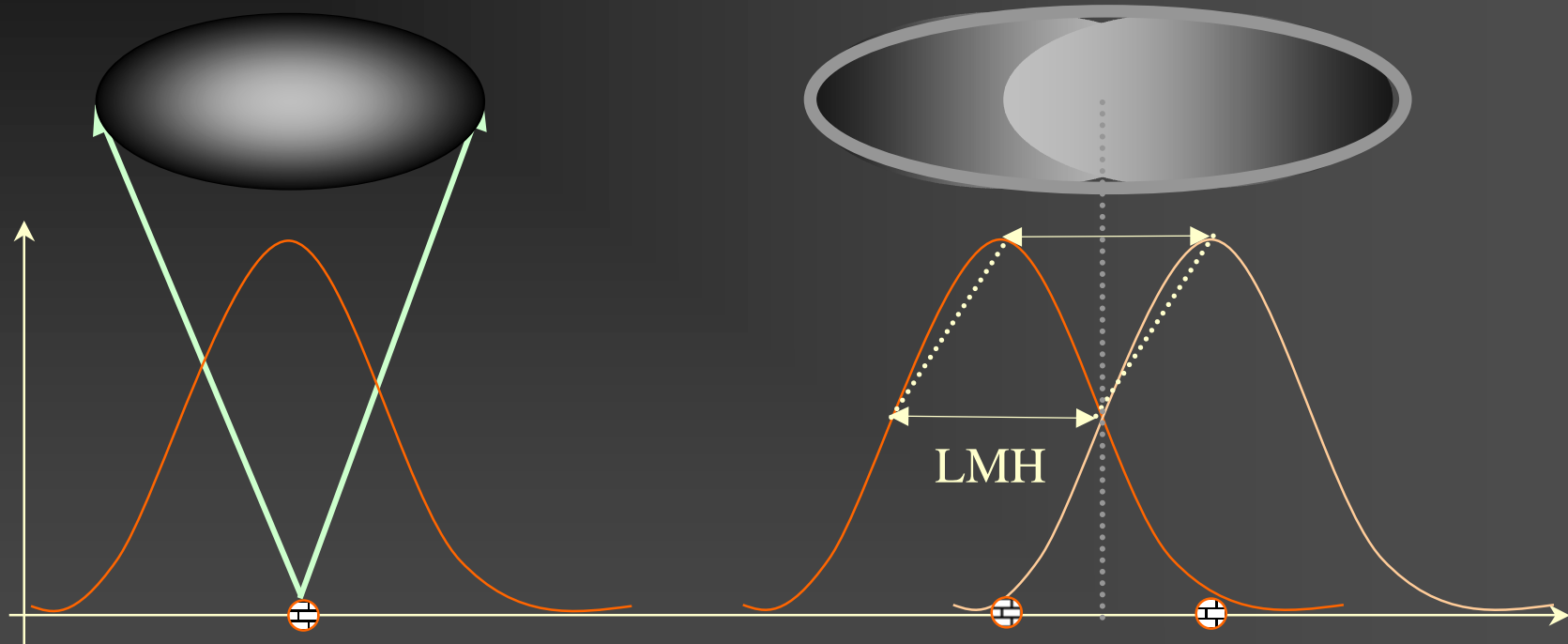
La largeur à mi-hauteur (LMH) caractérise l'appareil d'imagerie

# Résolution : Largeur à mi-Hauteur



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

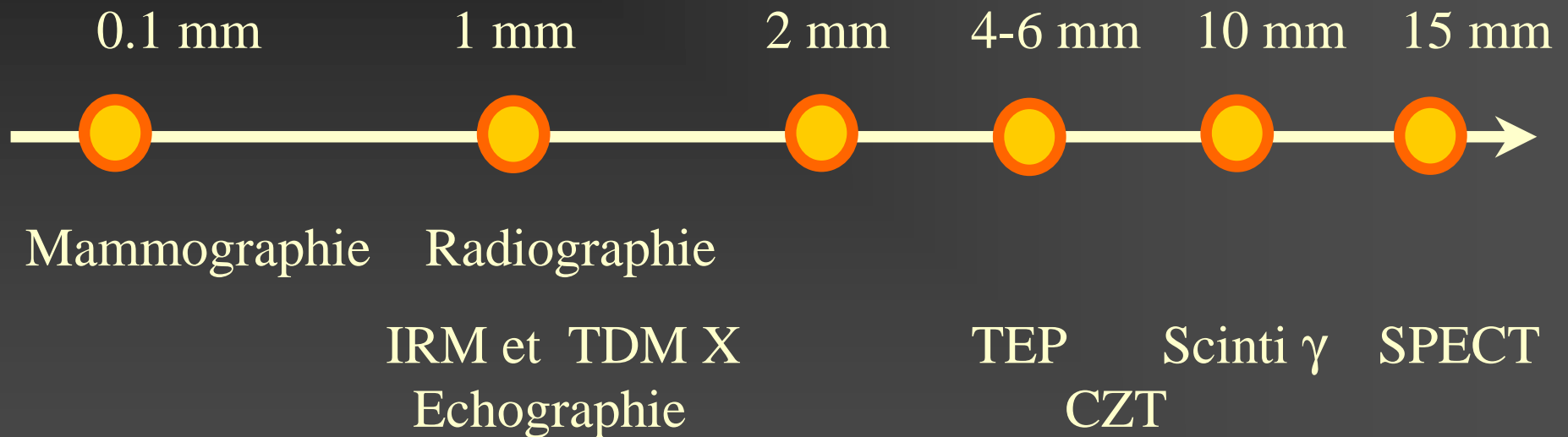
# Résolution : Largeur à mi-Hauteur



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



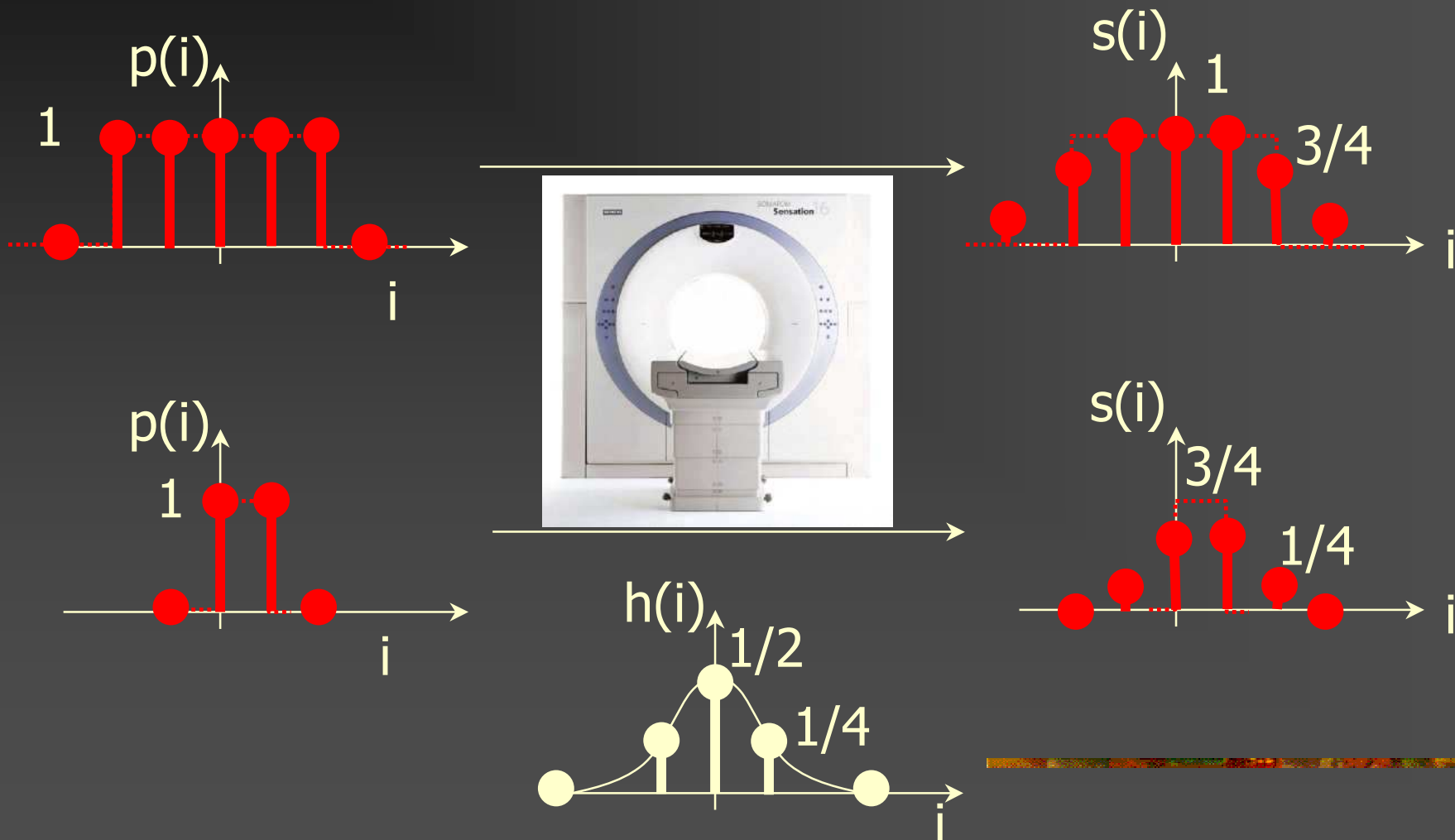
# Ordre de grandeur des résolutions



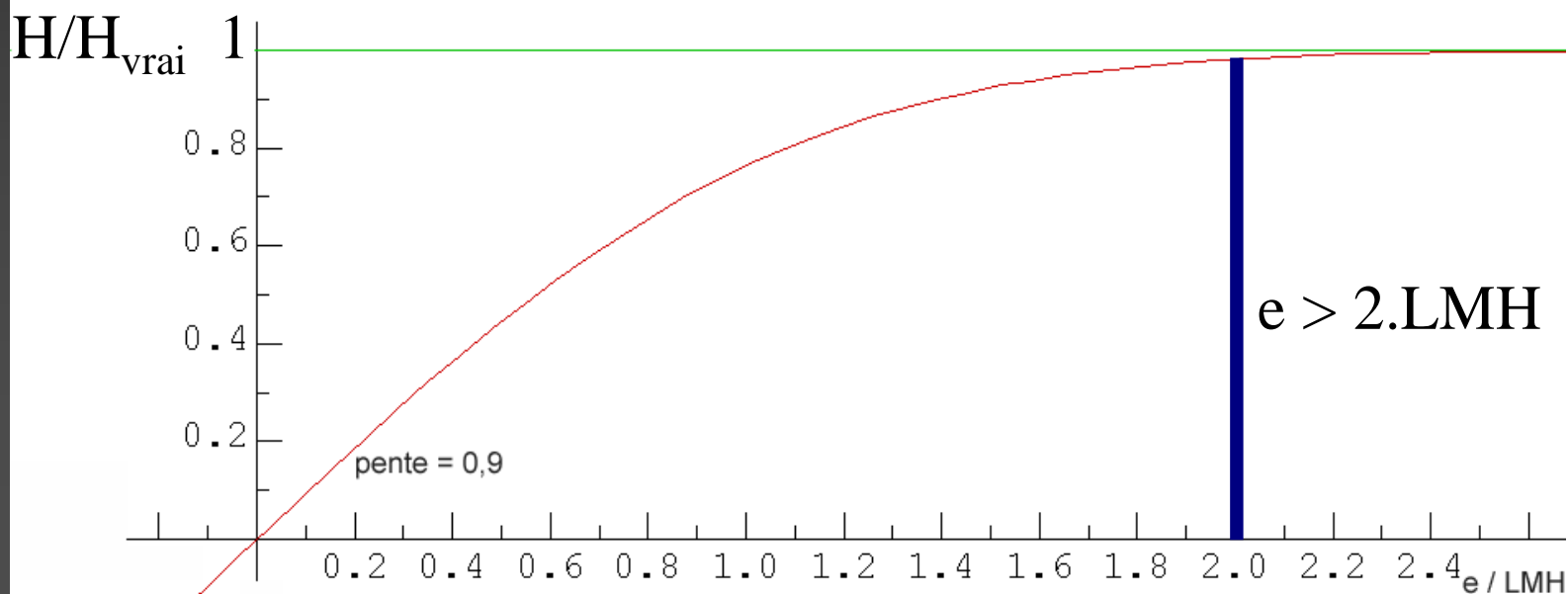
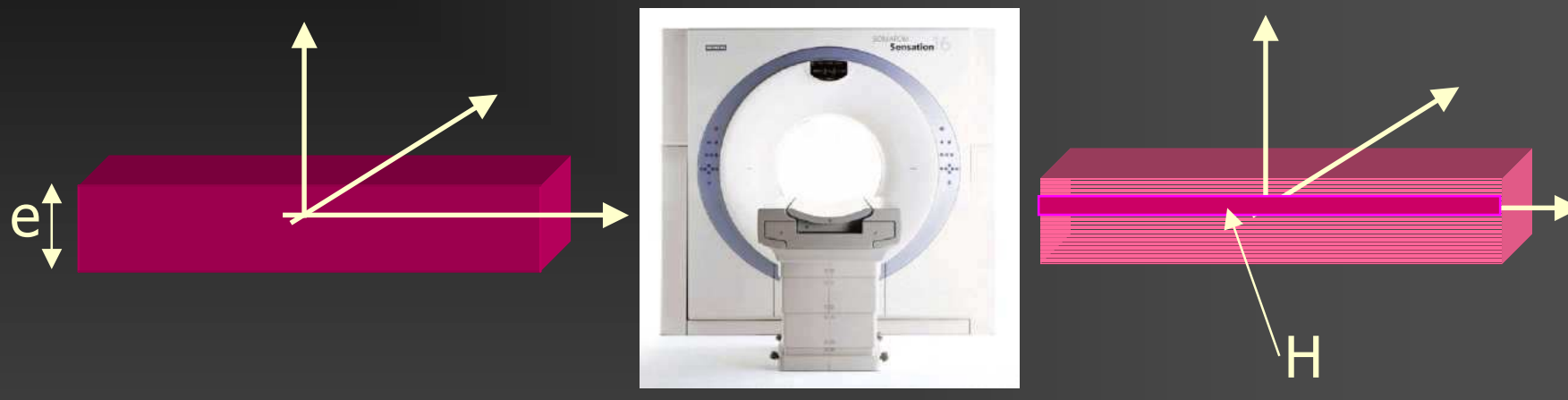
# « Effet de Volume partiel »



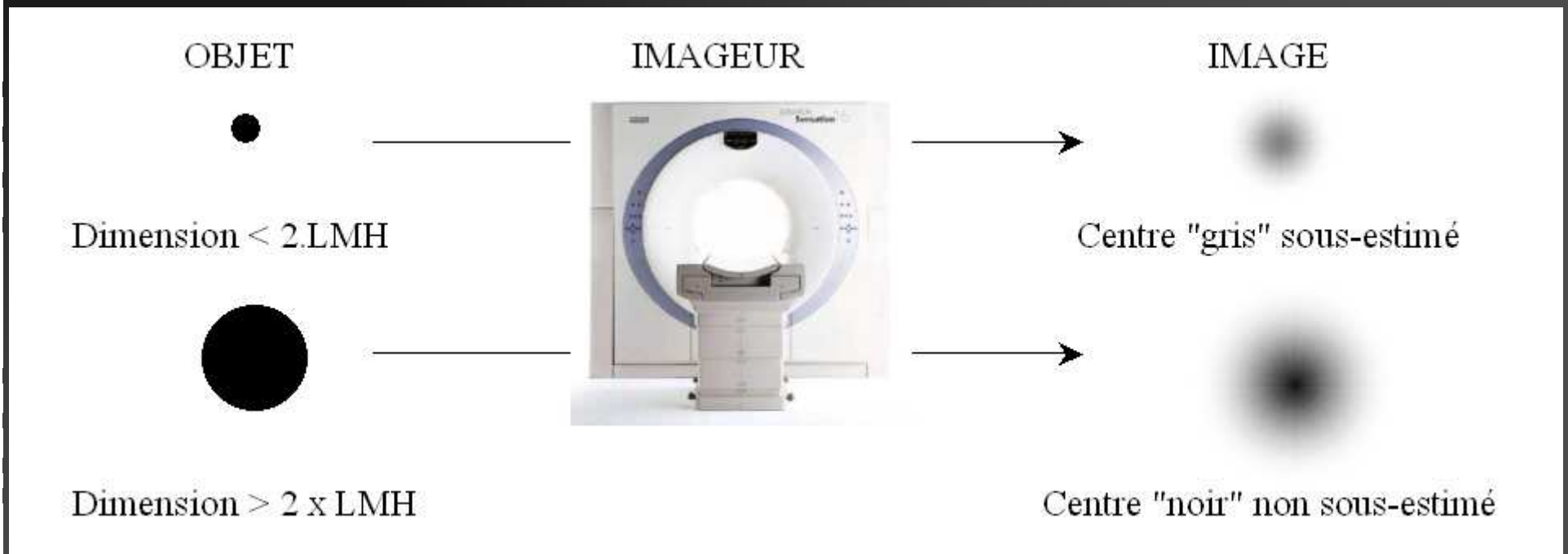
# « Effet de Volume partiel »



# « Effet de Volume partiel »



# « Effet de Volume partiel »



0.2 (mammo)

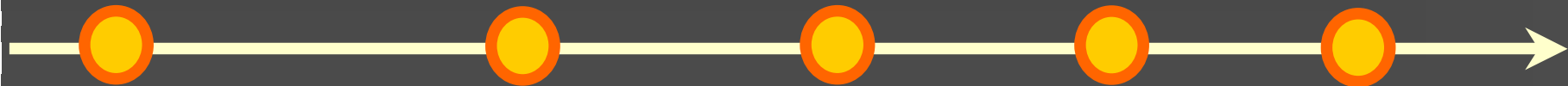
2 (X)

10 (TEP-CZT)

20 ( $\gamma$ )

30 (SPECT)

mm

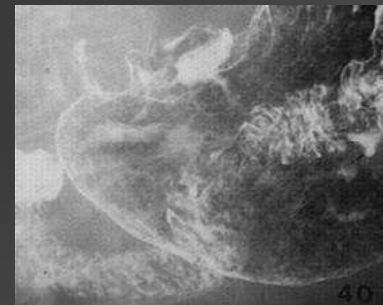


# Synthèse sur la résolution

- 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

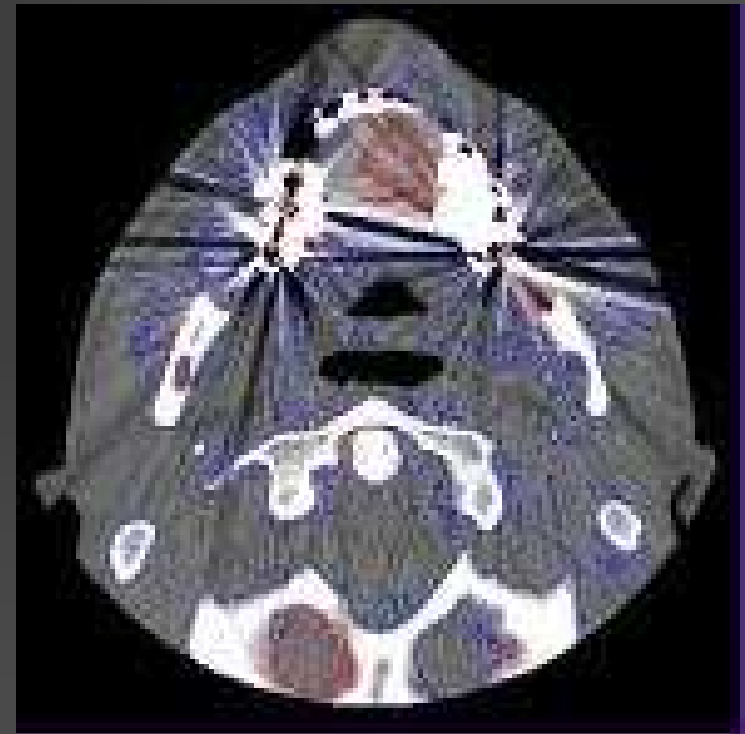
# Vocabulaire spécialisé (I)

- **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)

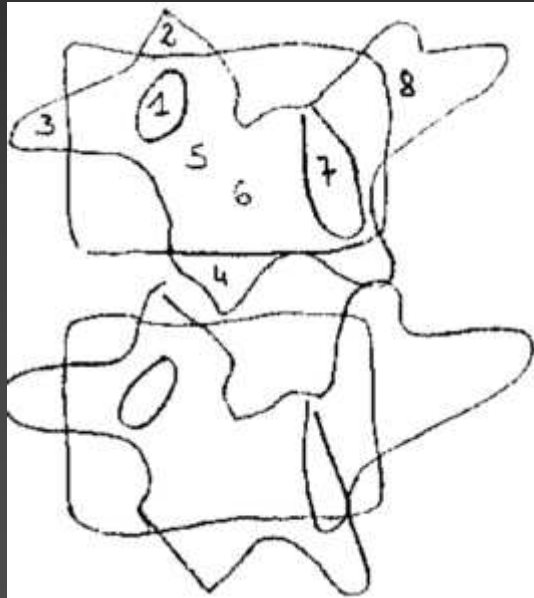
## ■ Artefact





# 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

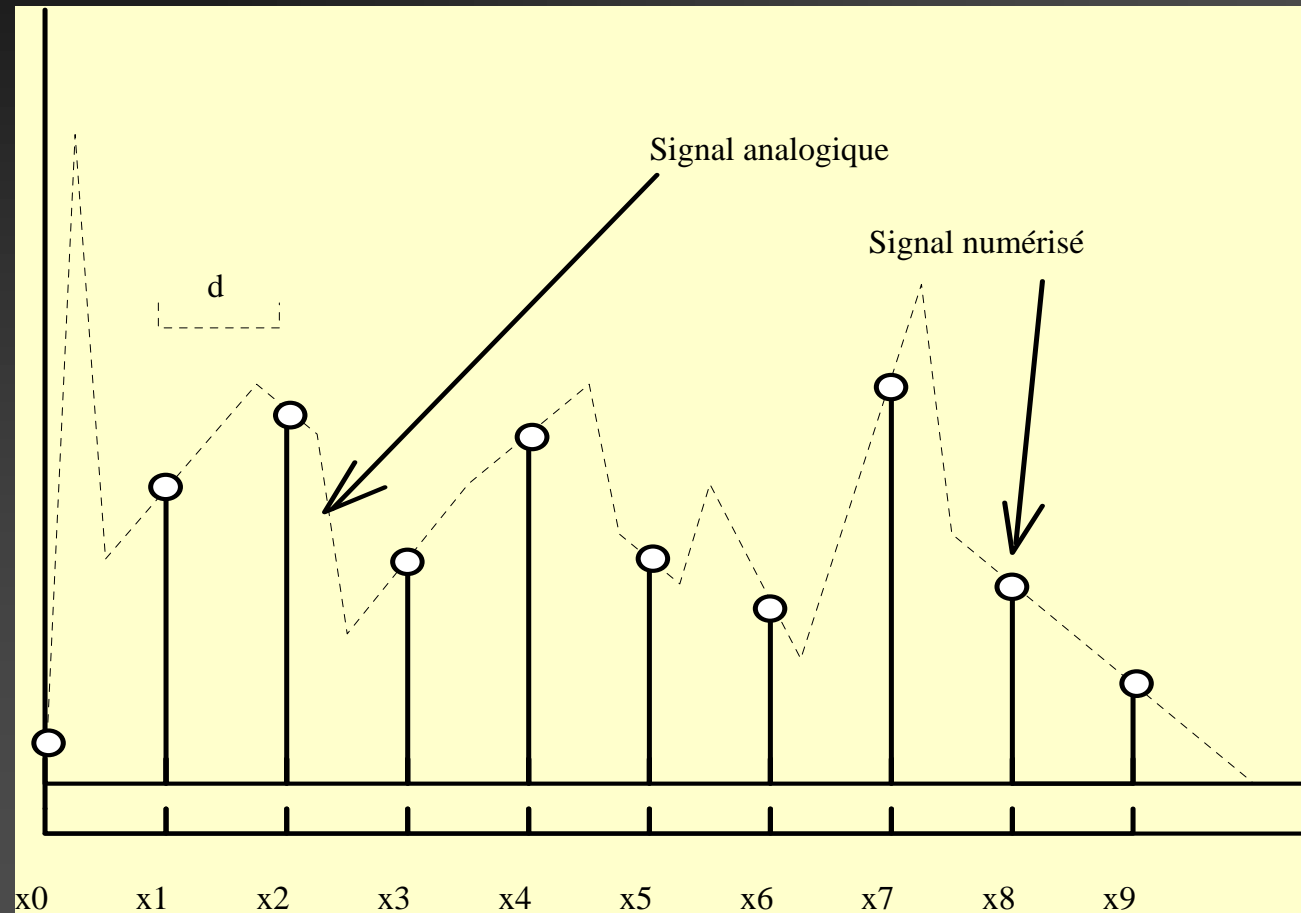
---

---

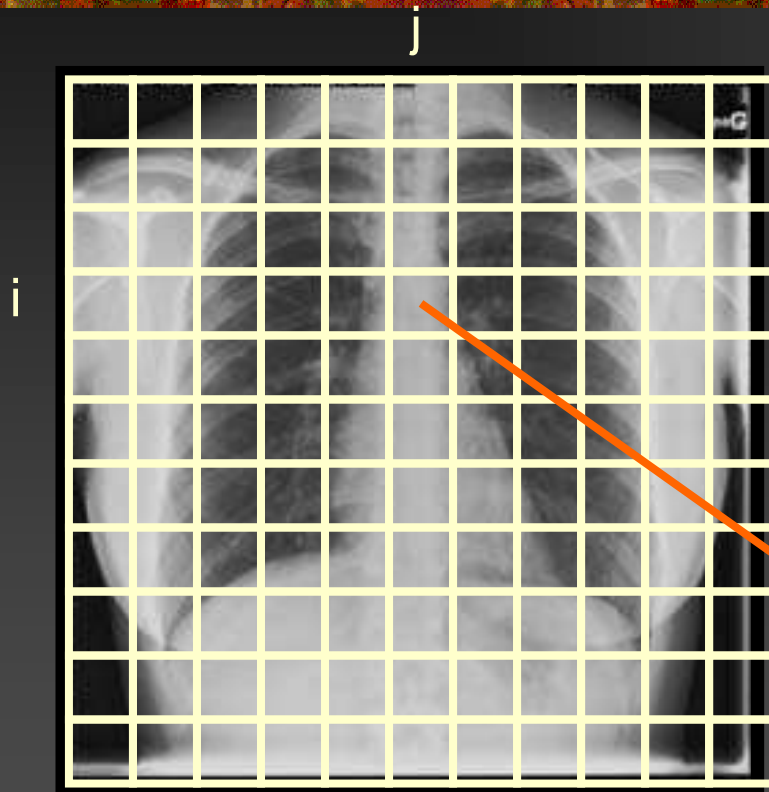
# Pourquoi numériser ?

- 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



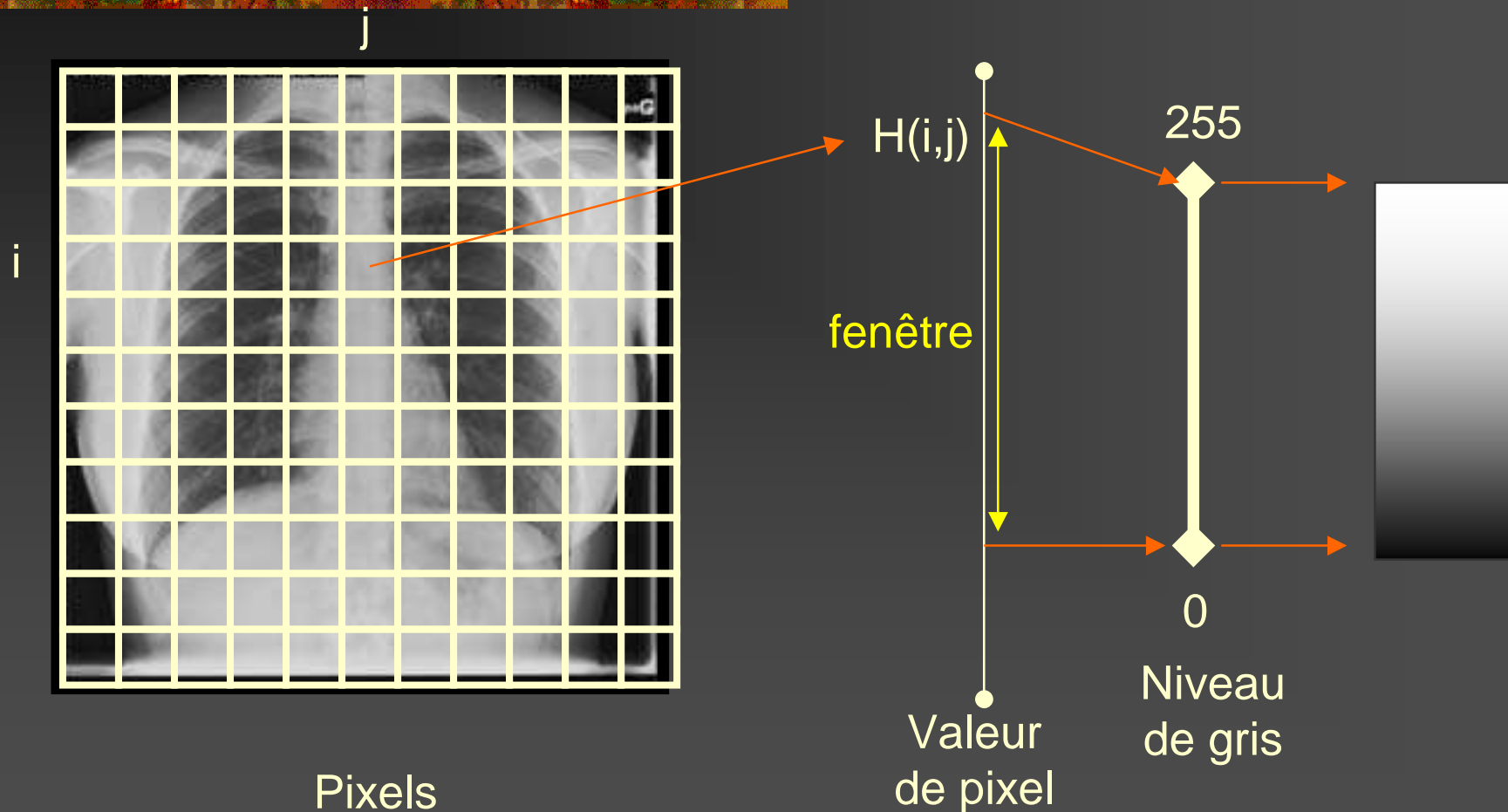
Pixels

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

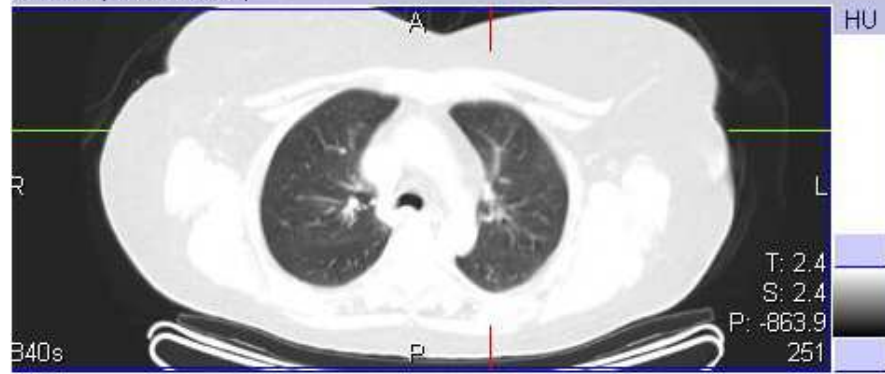
$$\frac{1}{x} \ln \left( \frac{I}{I_0} \right) = \bar{\mu}$$

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

# Fenêtre de visualisation

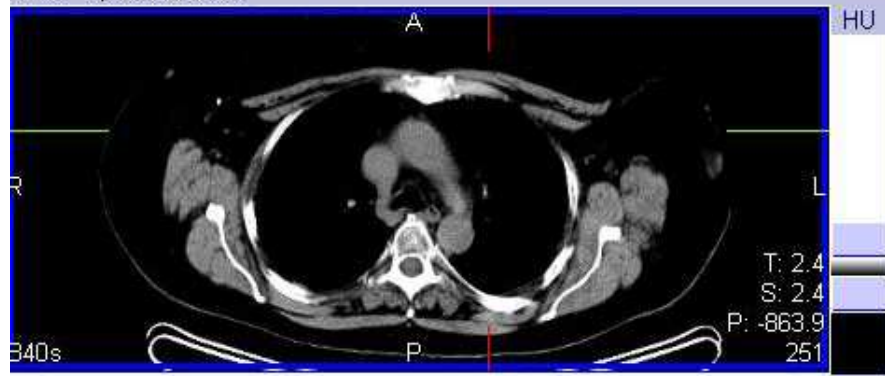


CT TAP epais 5.0 B40s,



HU(B:-1200,T:0.000061)

CT TAP epais 5.0 B40s



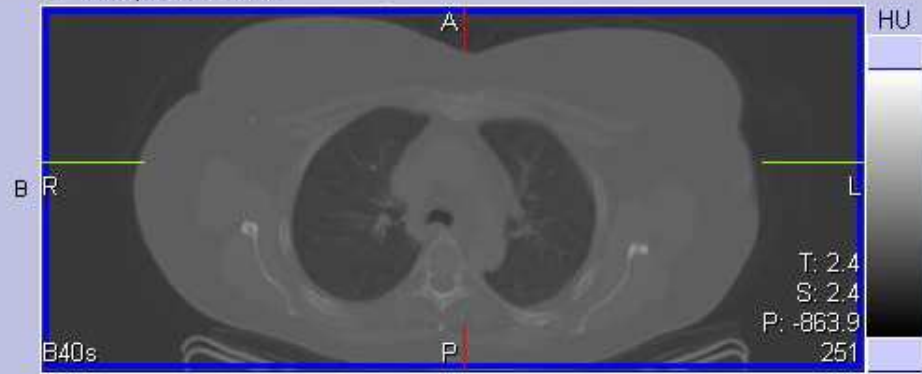
HU(B:-85,T:165)

CT TAP epais 5.0 B40s



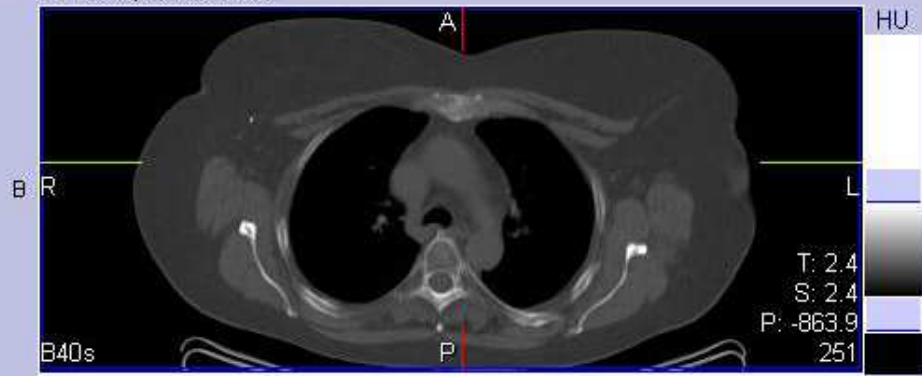
HU(B:-5.0,T:75)

CT TAP epais 5.0 B40s



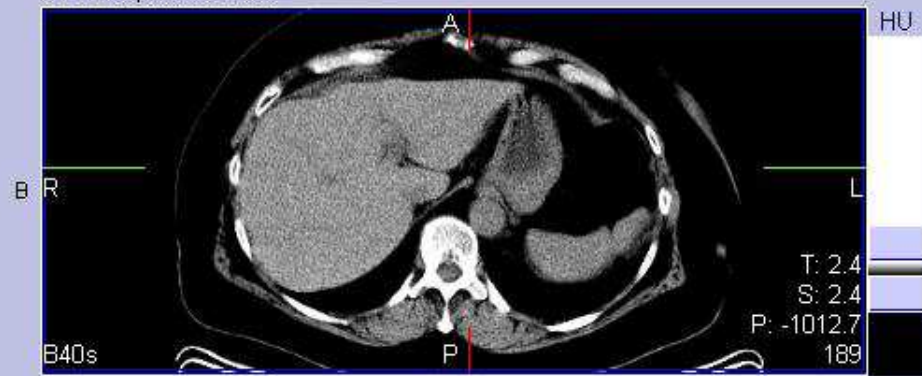
HU(B:-2476,T:3884)

CT TAP epais 5.0 B40s



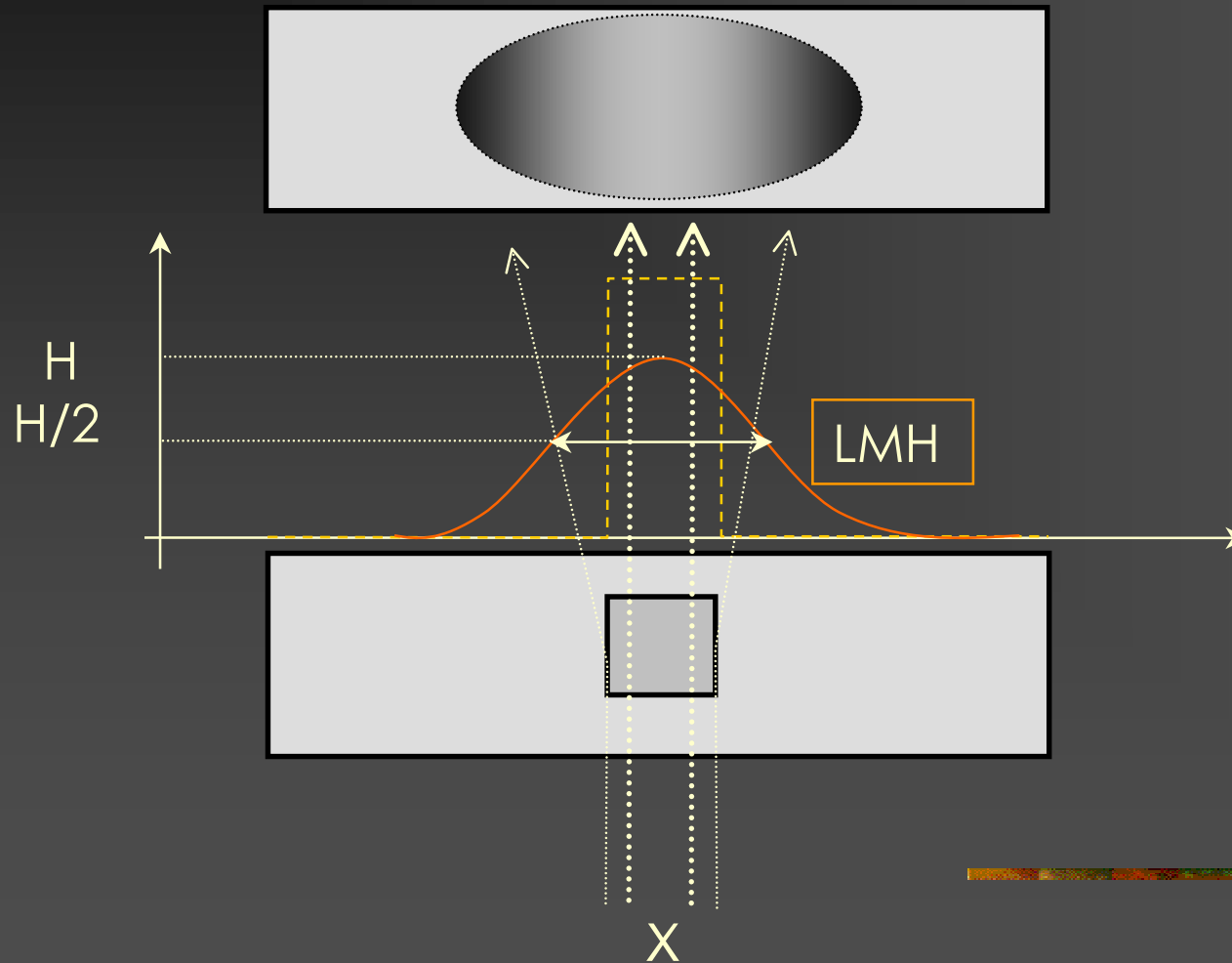
HU(B:-400,T:1000)

CT TAP epais 5.0 B40s



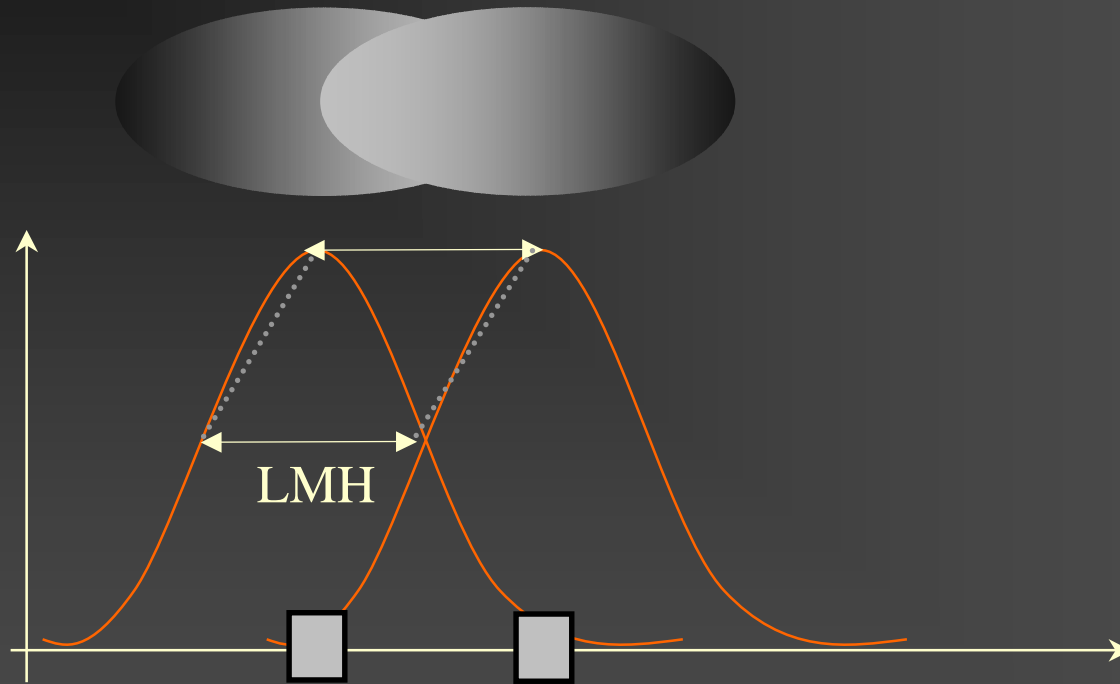
HU(B:-60,T:140)

# Fréquence d'échantillonnage

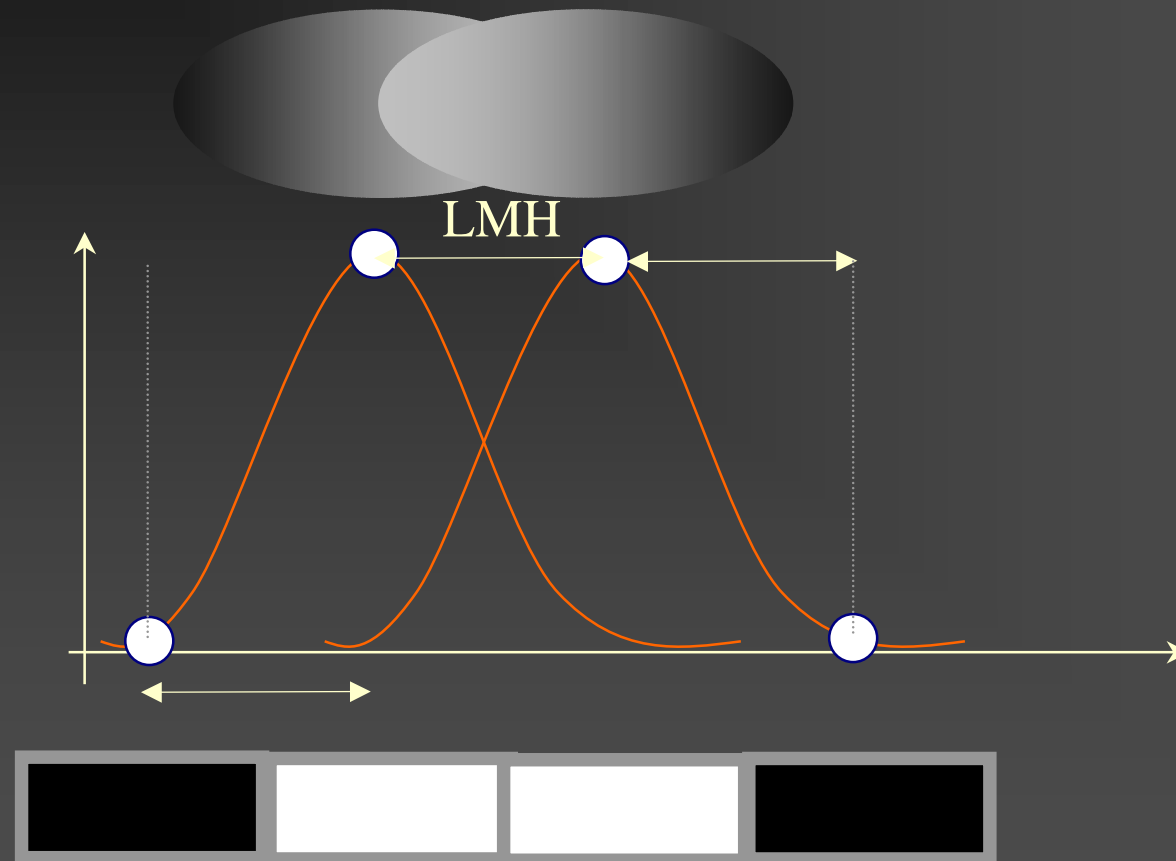




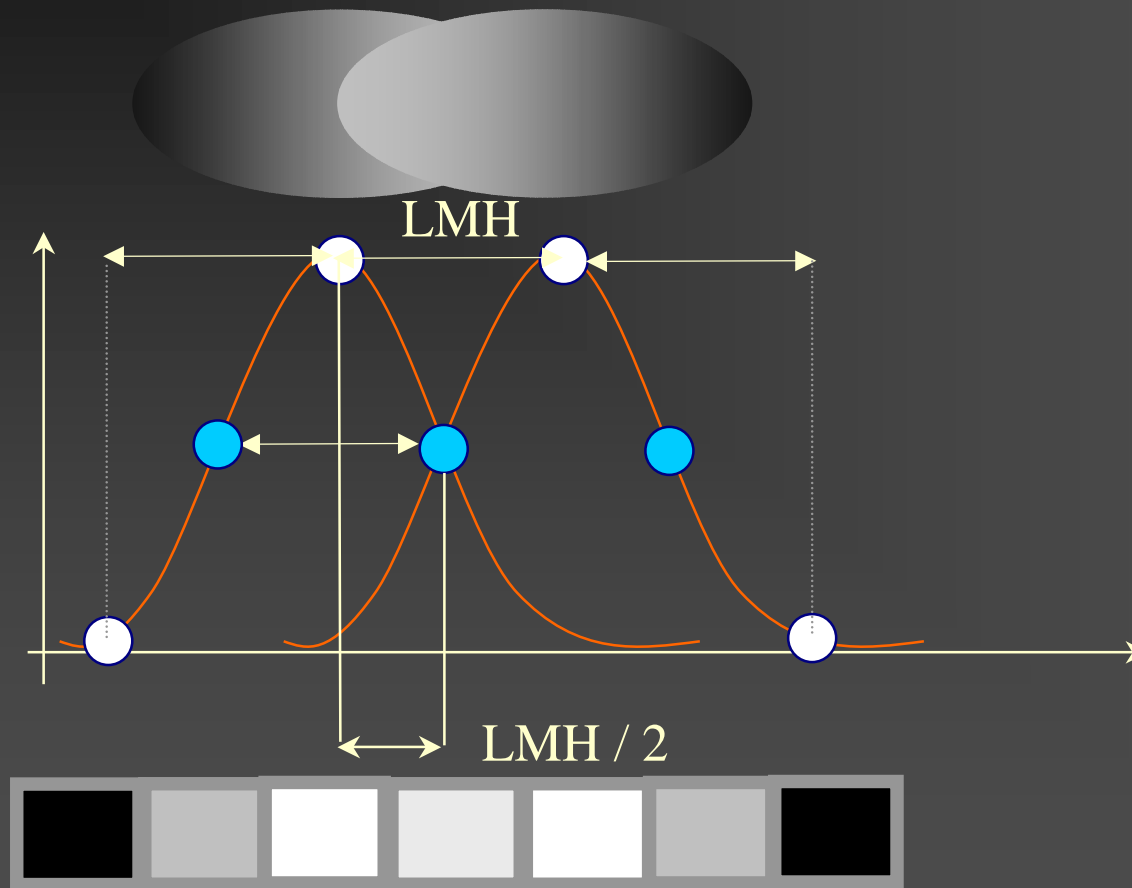
# Fréquence d'échantillonnage



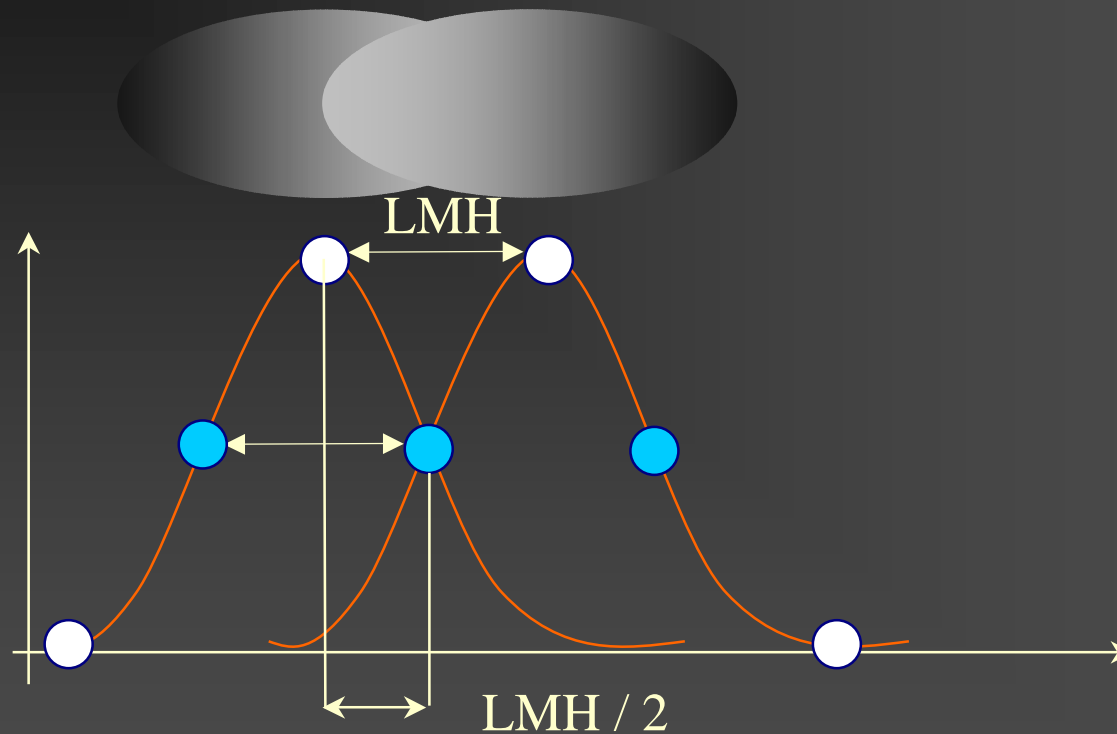
# Fréquence d'échantillonnage



# Fréquence d'échantillonnage

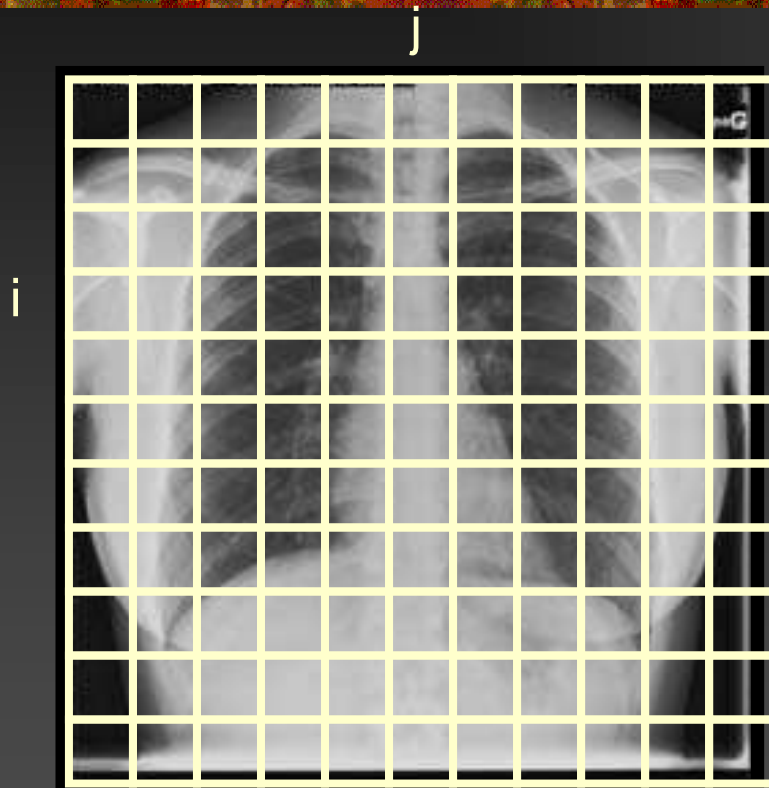


# Fréquence d'échantillonnage



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

# Exemple



Pixels

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

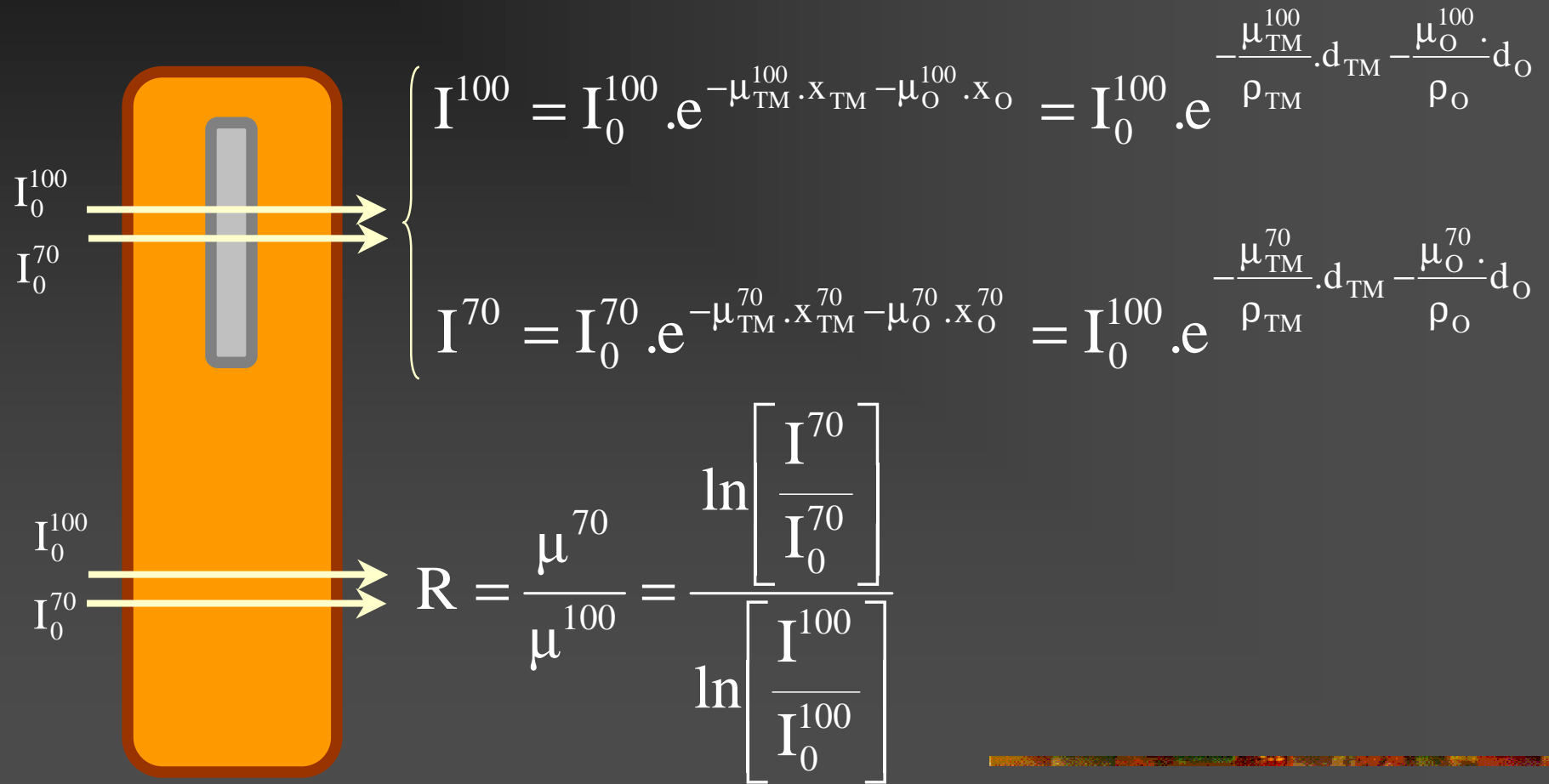
↳ Image 1024 x 1024

Codée sur un octet : 1 Mo

# Exemple: angiographie numérisée



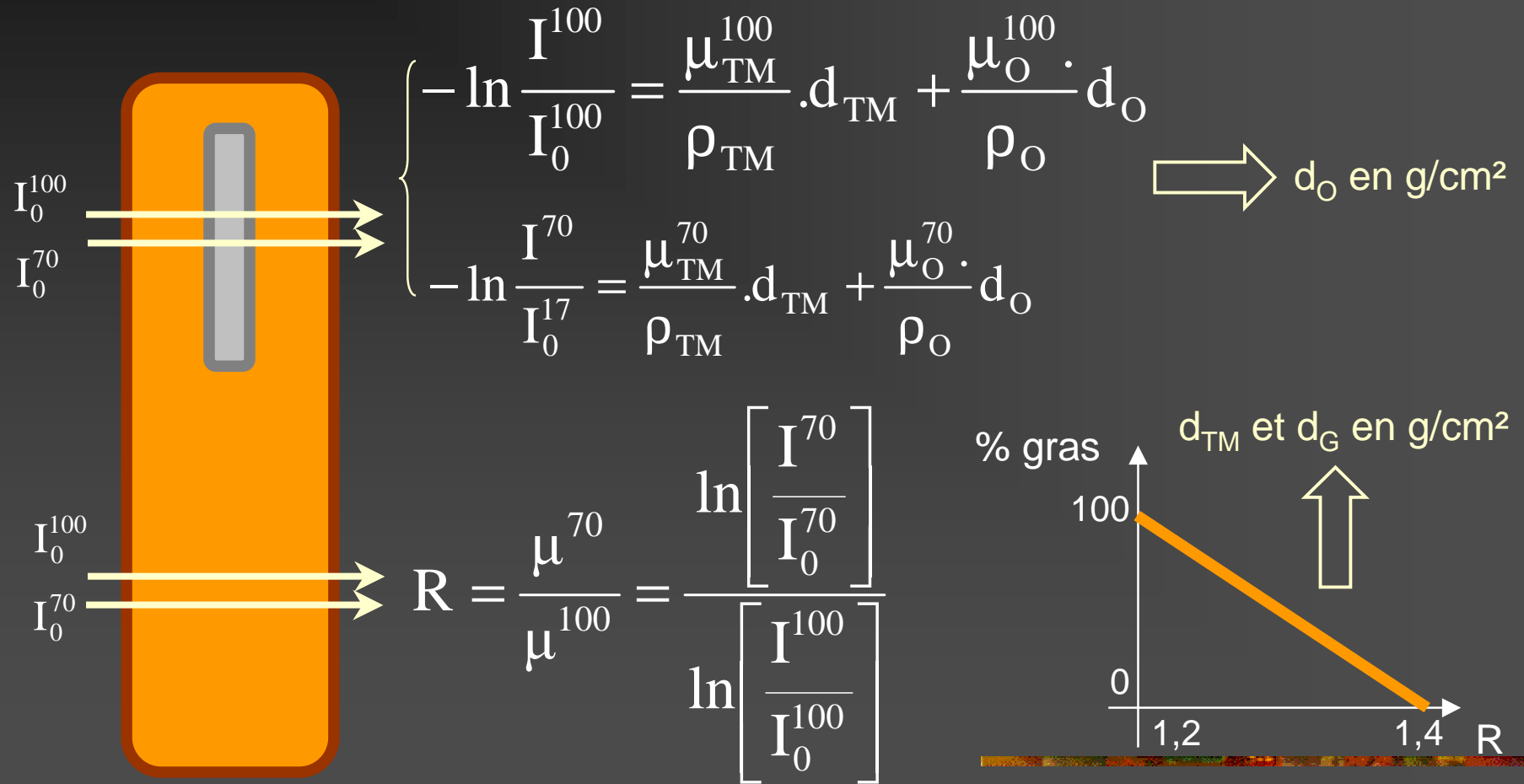
# Exemple: Ostéodensitométrie



$$\begin{cases}
 I^{100} = I_0^{100} \cdot e^{-\mu_{TM}^{100} \cdot x_{TM} - \mu_O^{100} \cdot x_O} = I_0^{100} \cdot e^{-\frac{\mu_{TM}^{100}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} - \frac{\mu_O^{100}}{\rho_O} \cdot d_O} \\
 I^{70} = I_0^{70} \cdot e^{-\mu_{TM}^{70} \cdot x_{TM}^{70} - \mu_O^{70} \cdot x_O^{70}} = I_0^{70} \cdot e^{-\frac{\mu_{TM}^{70}}{\rho_{TM}} \cdot d_{TM} - \frac{\mu_O^{70}}{\rho_O} \cdot d_O}
 \end{cases}$$

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

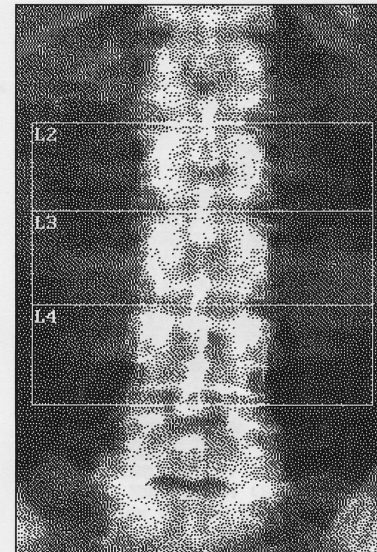
# Exemple: Ostéodensitométrie





# 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]

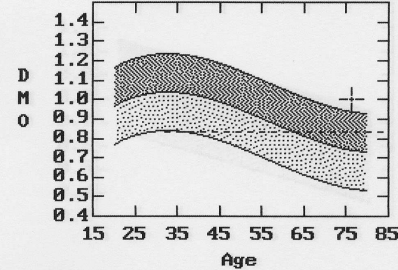
CV DMO TOTALE POUR L1 - L4 1.0%

F. C. 1.035 1.006 1.000

Région	Zone est. (cm <sup>2</sup> )	CMO est. (g)	DMO (g/cm <sup>2</sup> )
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/cm<sup>2</sup>

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

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]

# Synthèse sur la numérisation

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

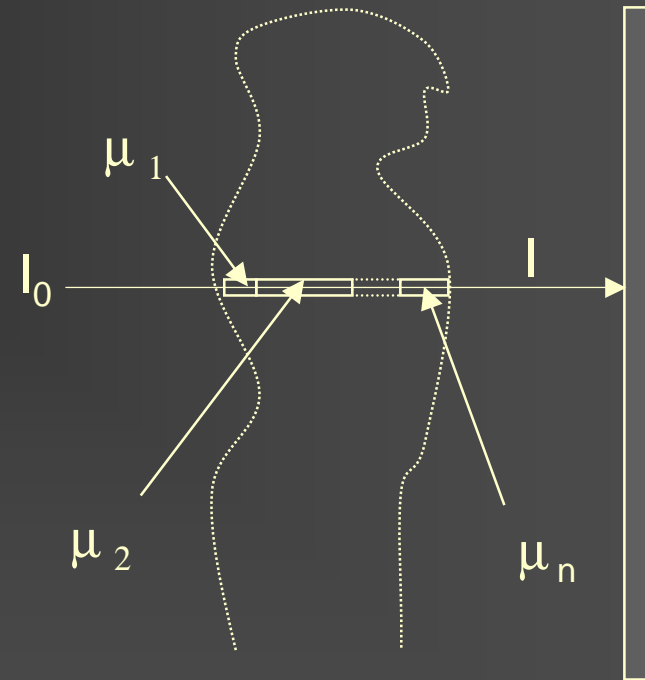
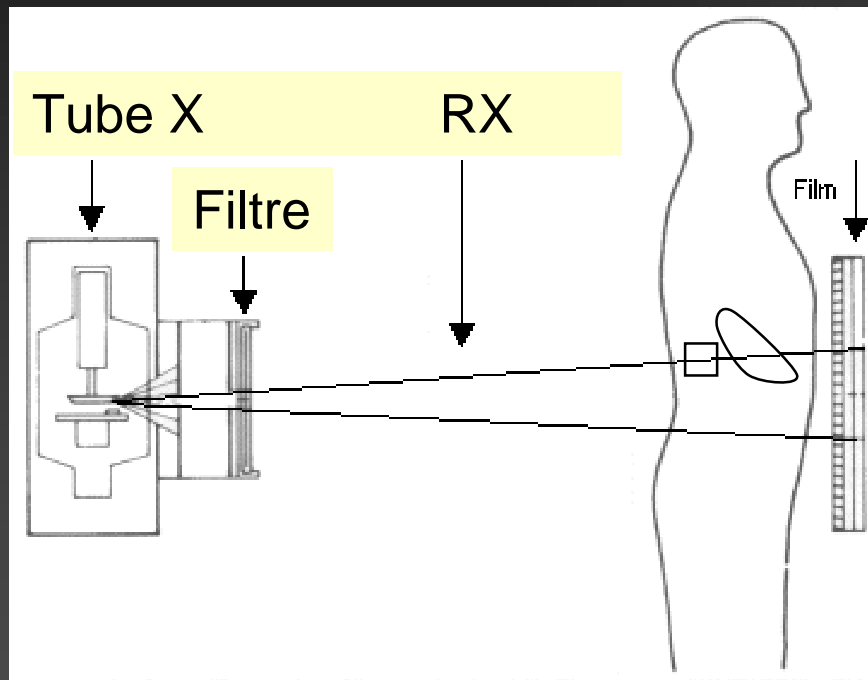
$$H = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}} - \mu_{\text{air}}}$$

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

# Tomodensitométrie

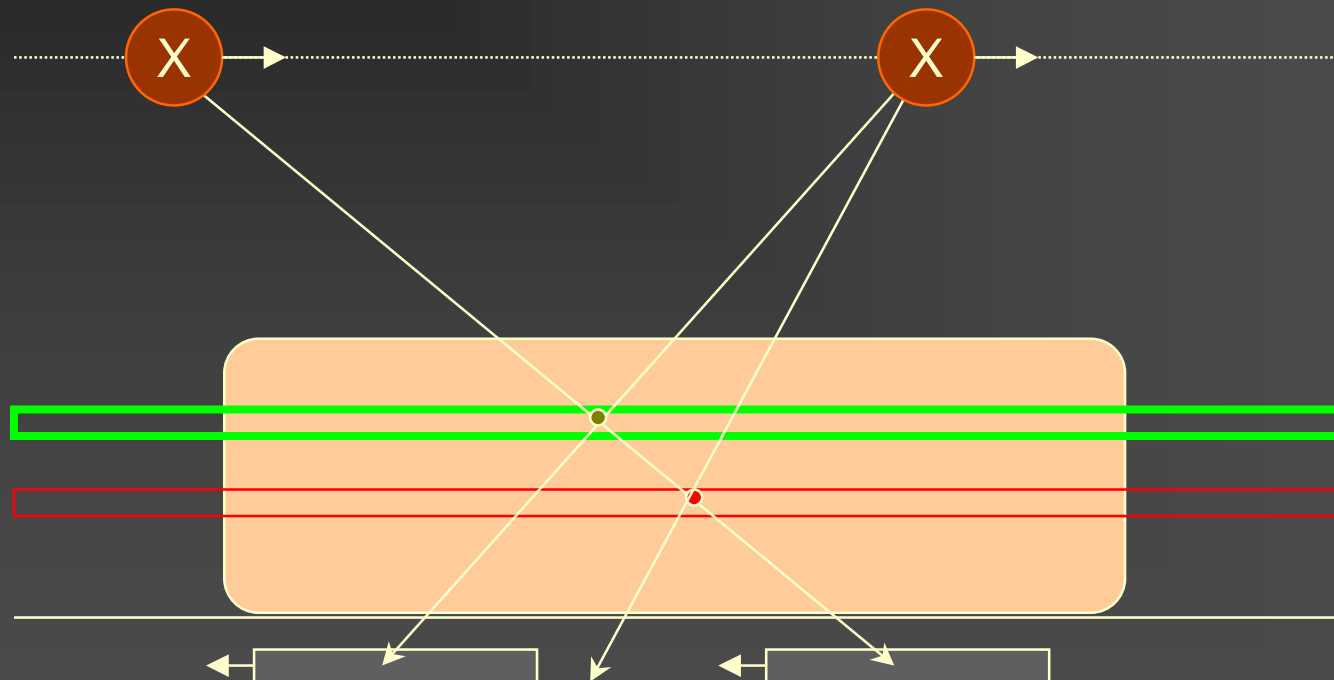


# L'image de projection



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

# Tomographie analogique



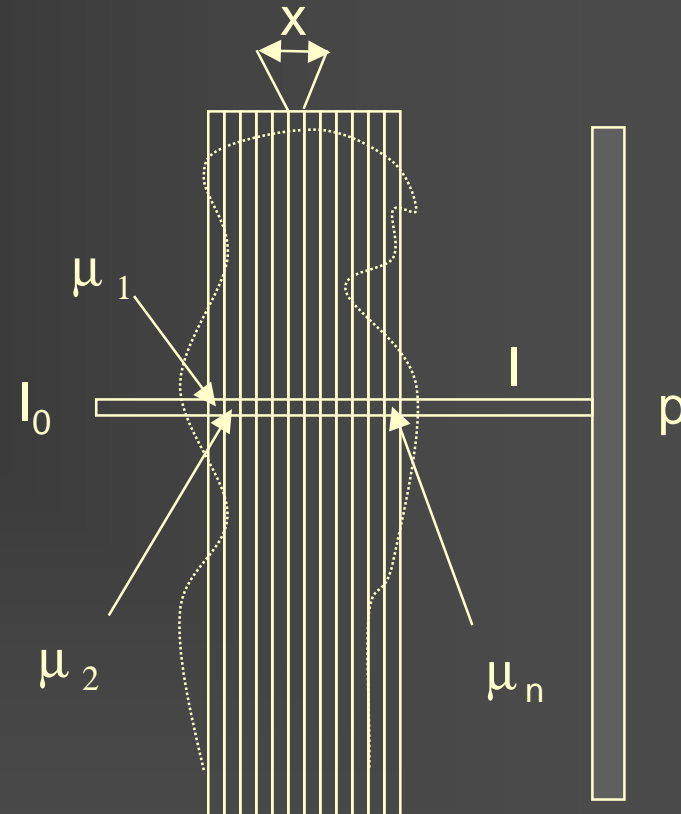
# Tomographie numérisée

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

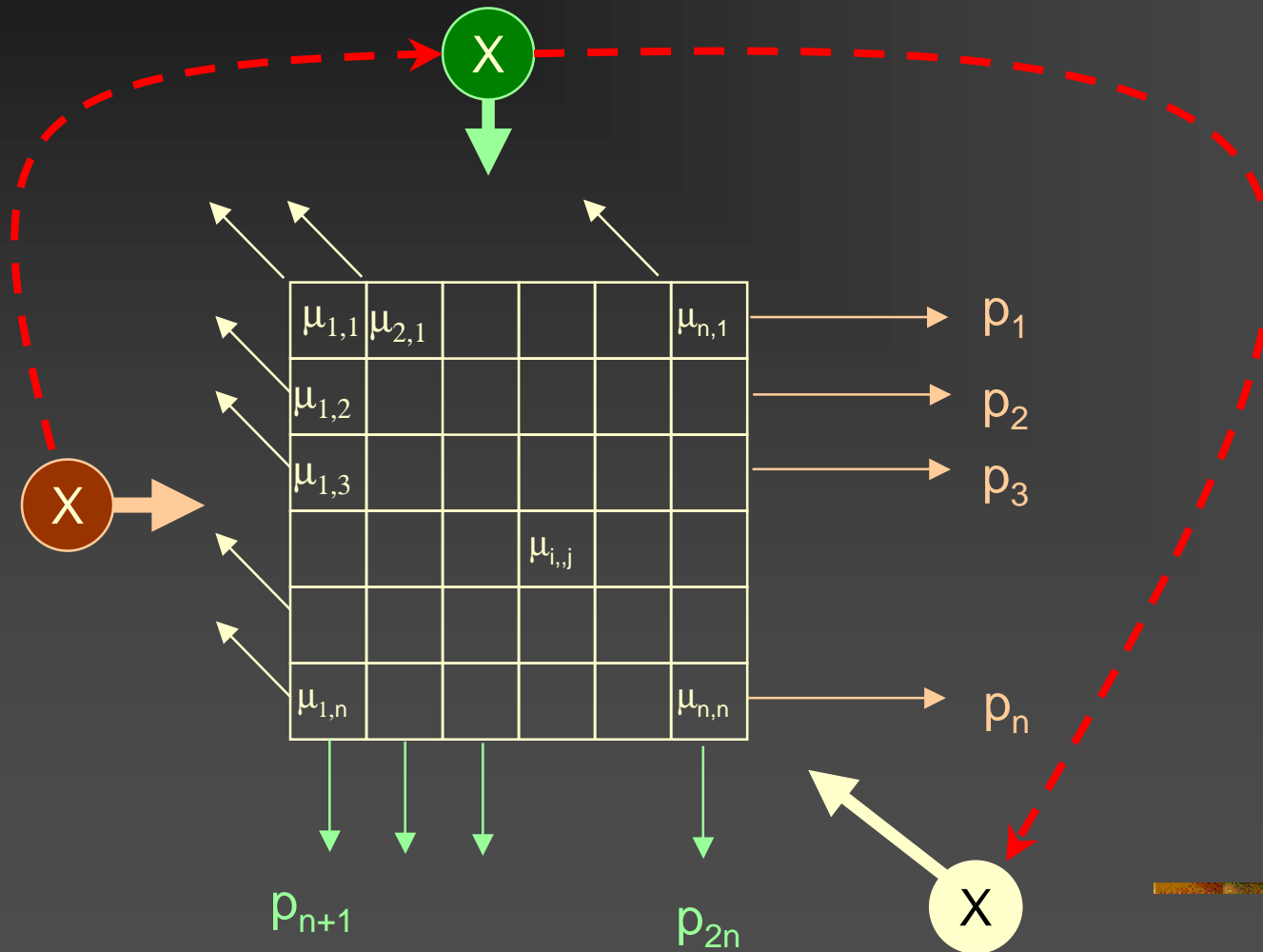
$$p = -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n$$

$p \Rightarrow$

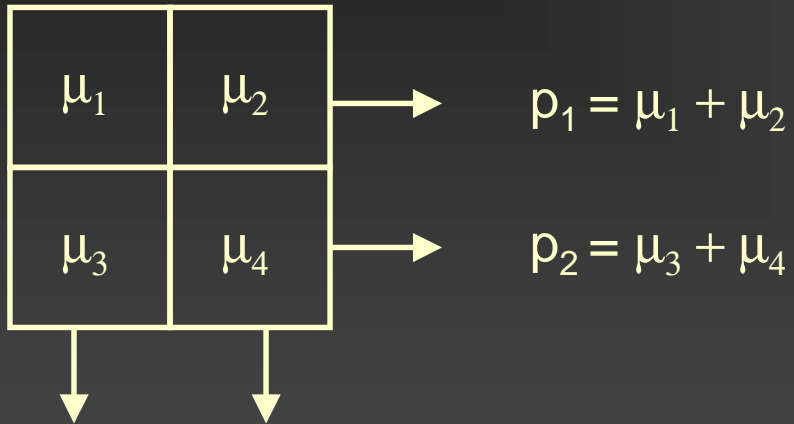
		$\mu_1$			
		$\mu_2$			
		$\mu_3$			
		$\mu_n$			



# Tomographie numérisée



# Modélisation



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

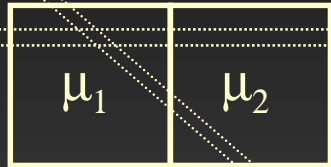
$$\rho_4 = \mu_2 + \mu_4$$

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

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

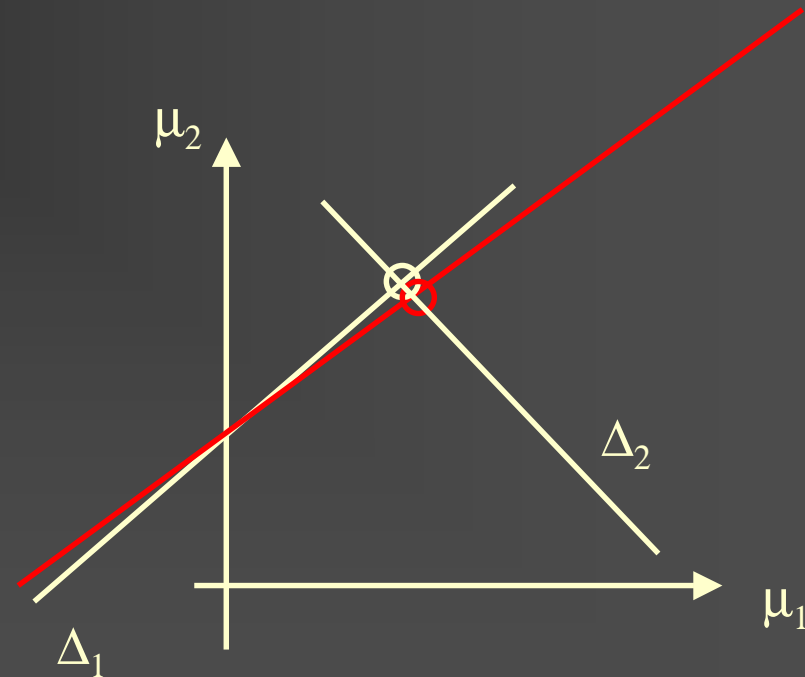


# Difficultés (I)

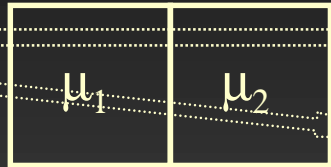


$$\Delta_1 = \rho_1 = \alpha_{1,1} \mu_1 + \alpha_{1,2} \mu_2$$

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



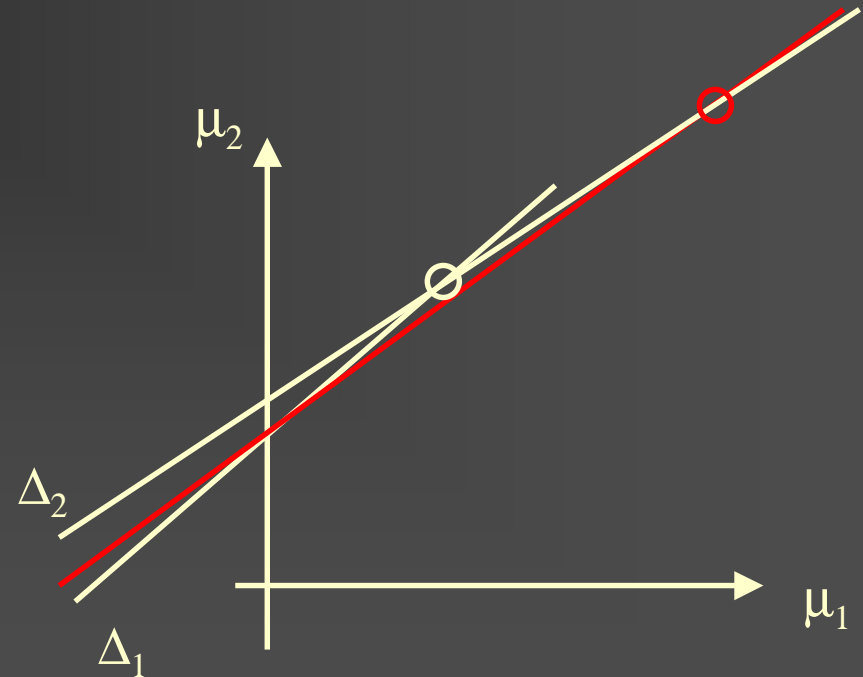
# Difficultés (II)



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

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

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



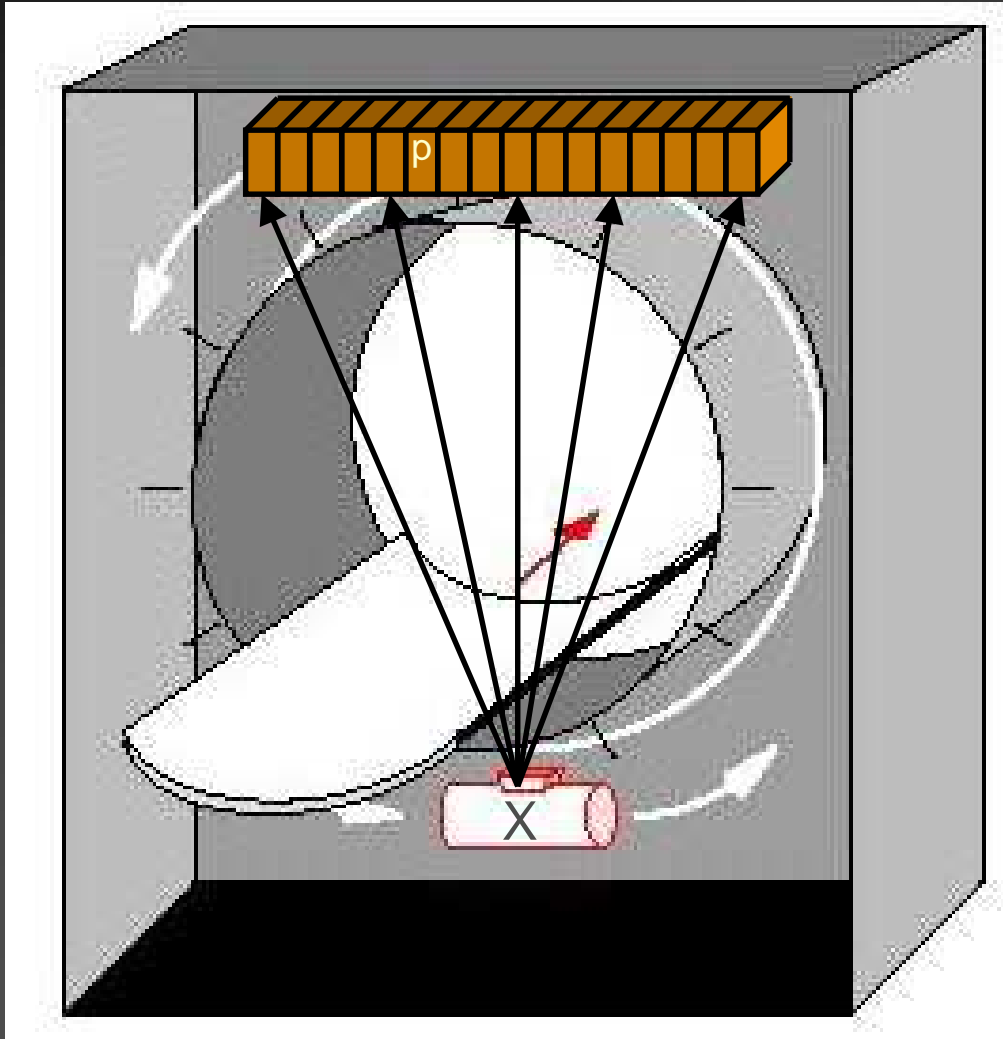
# Difficultés (III)

- 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

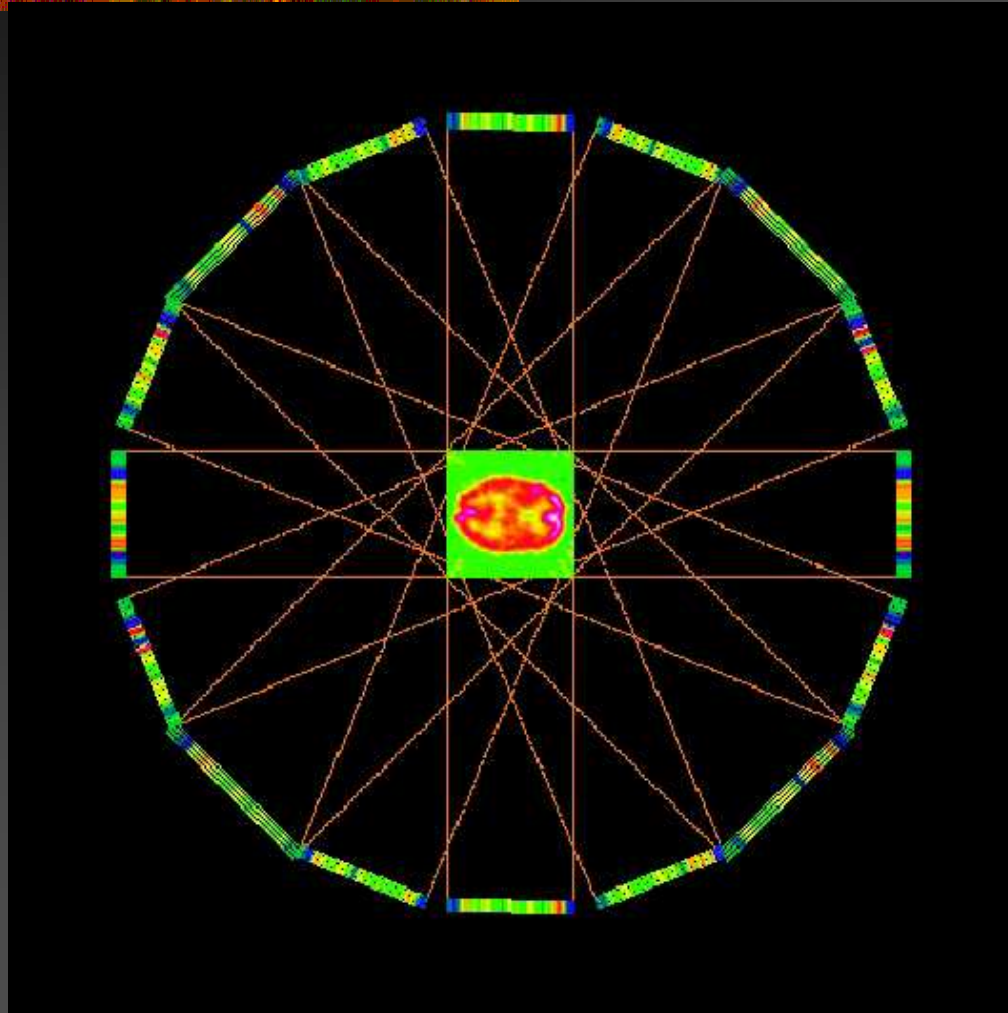
# Acquisition (I)



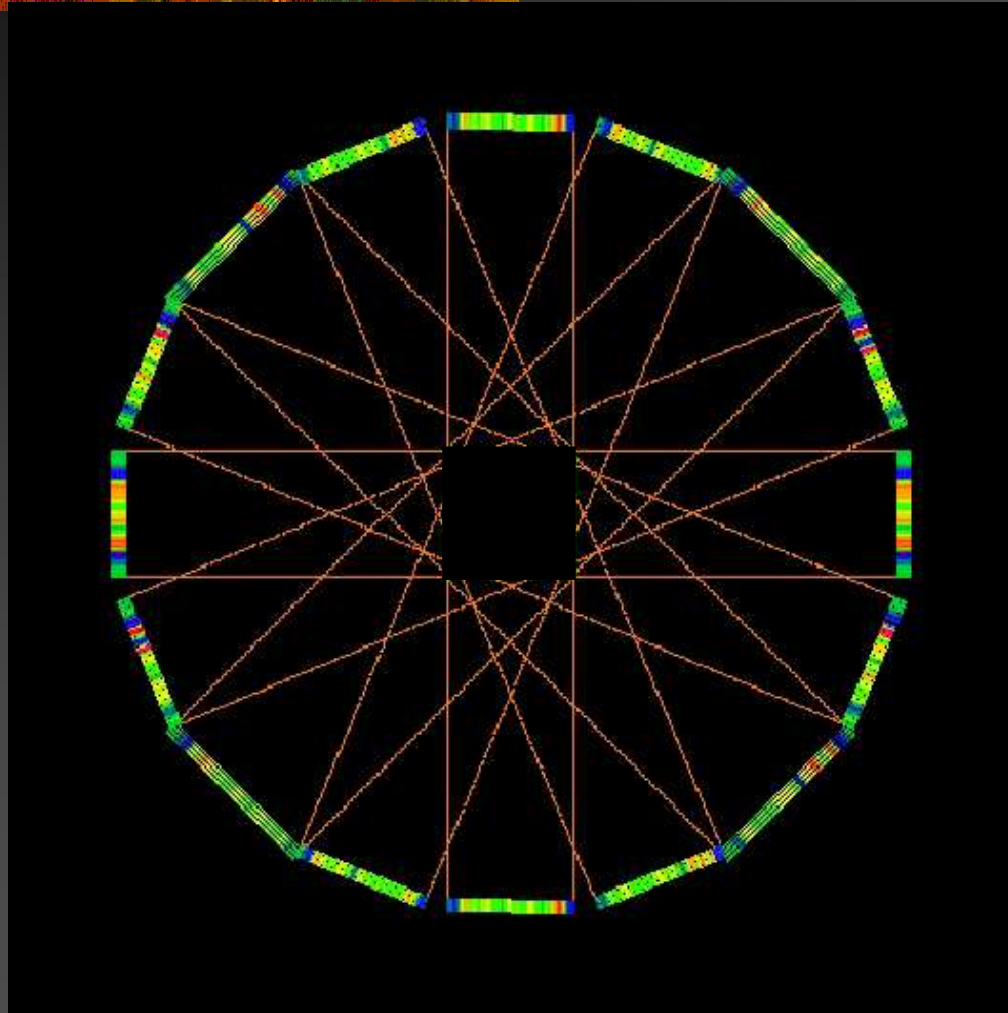
G. Hounsfield 1919-2004



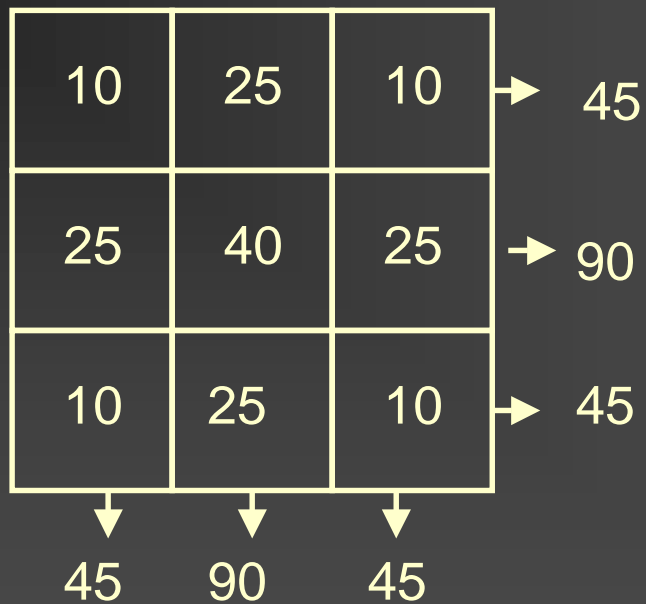
# Acquisition (II)



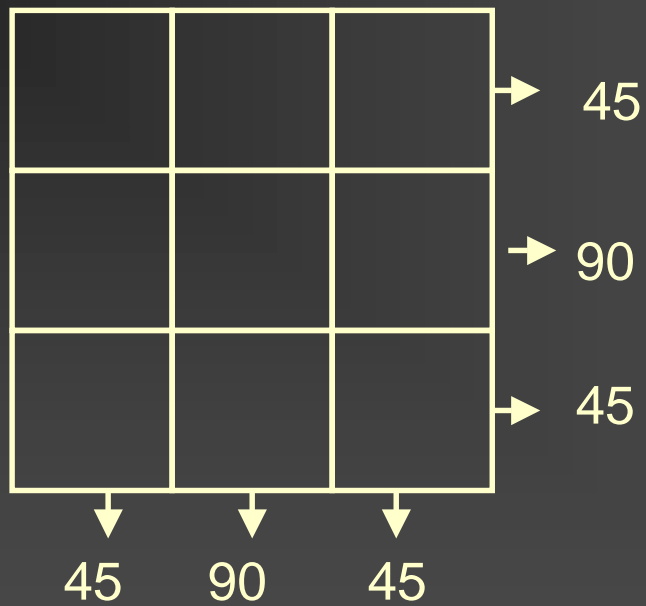
# Reconstruction



# Projection (I)

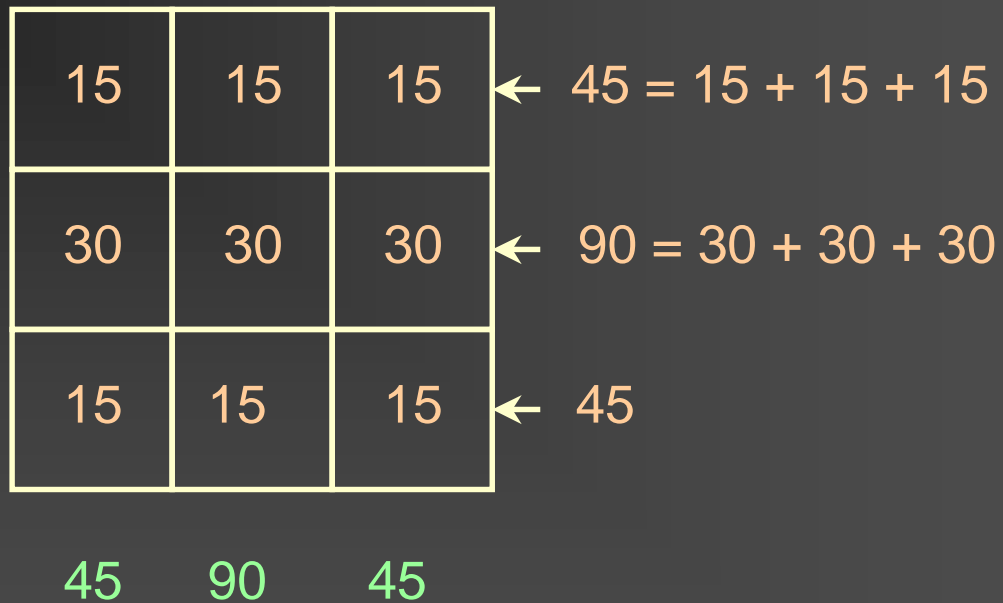


# Projection (II)

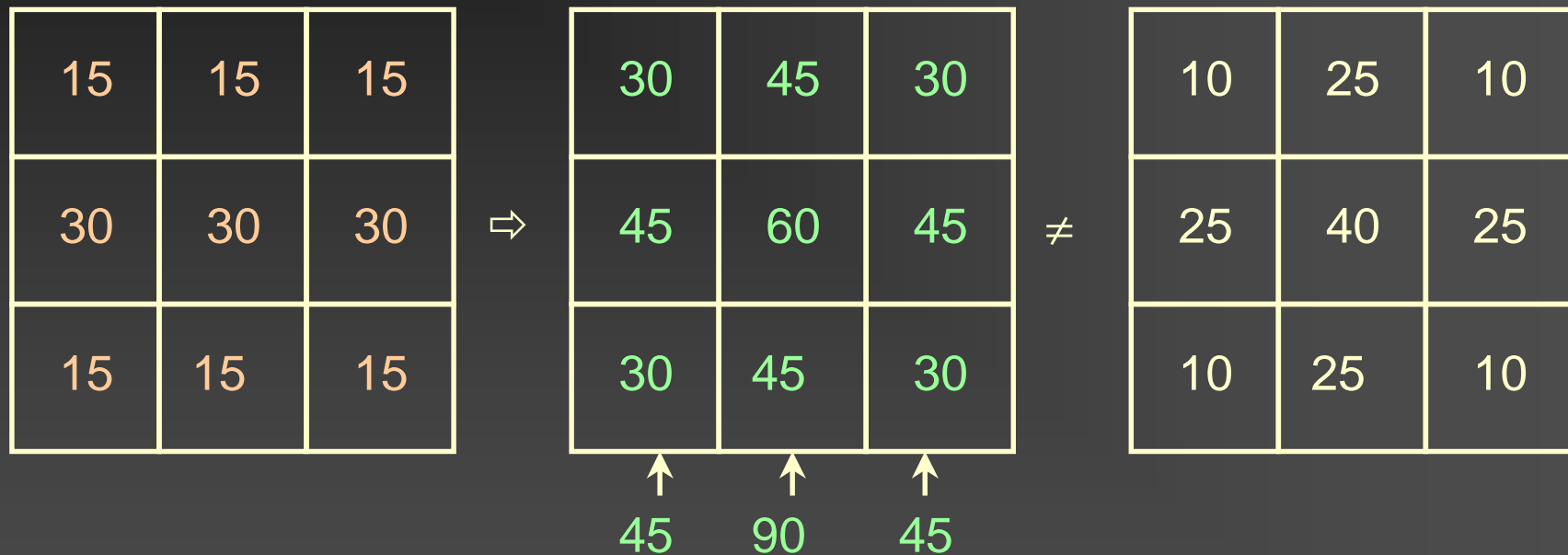




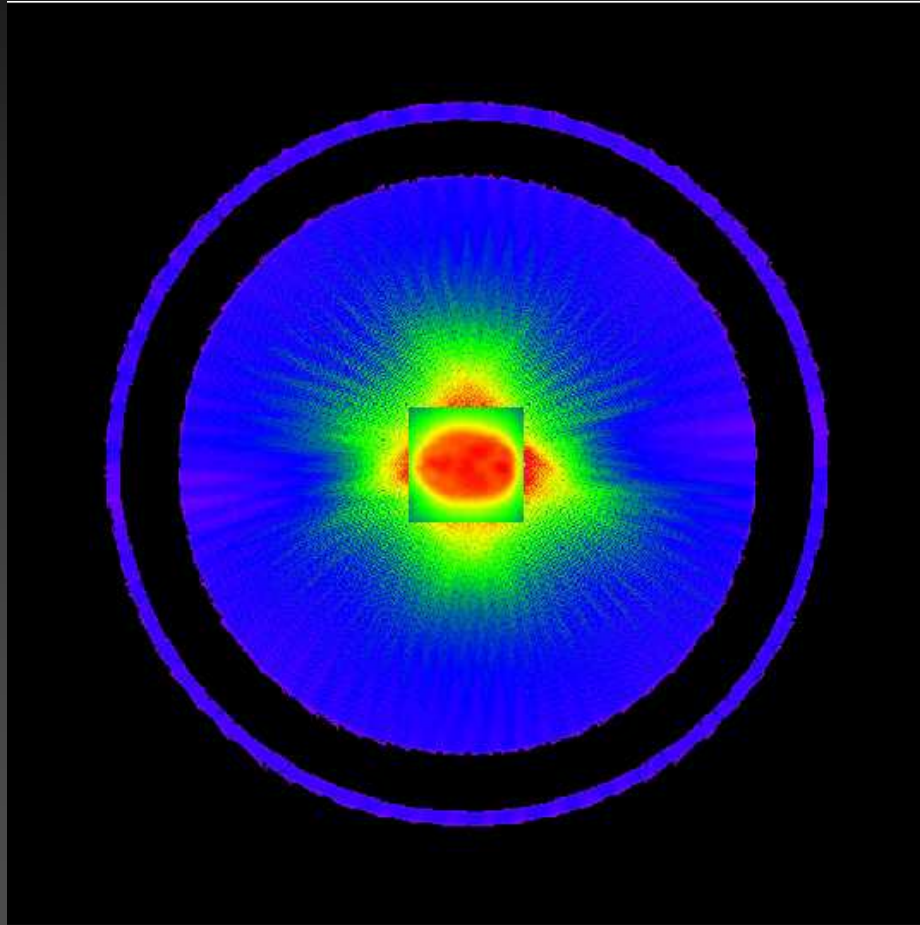
# Rétro-projection (I)



# Rétro-projection (II)



# Illustration de l'épandage



# Filtrage des projections

Moyenne Pondérée :  
[-1/3 ; 1 ; -1/3]

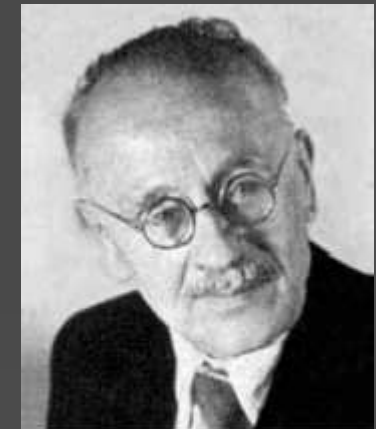
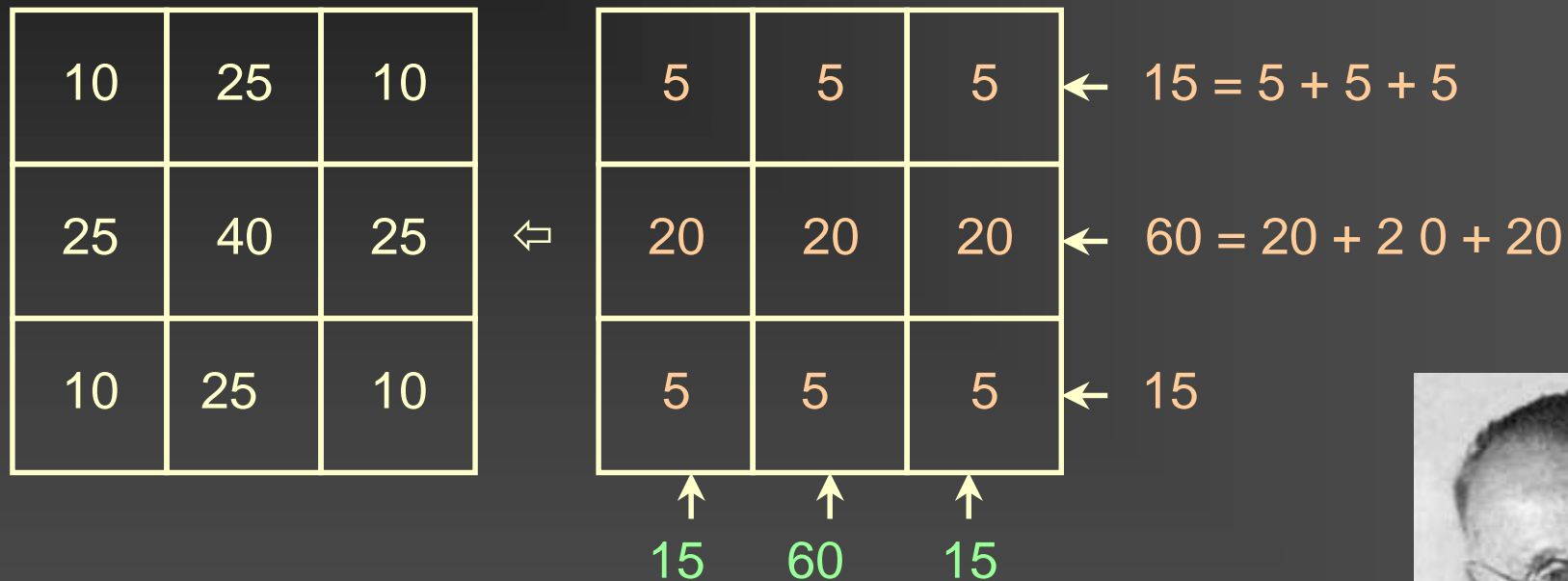

45 90 45

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

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

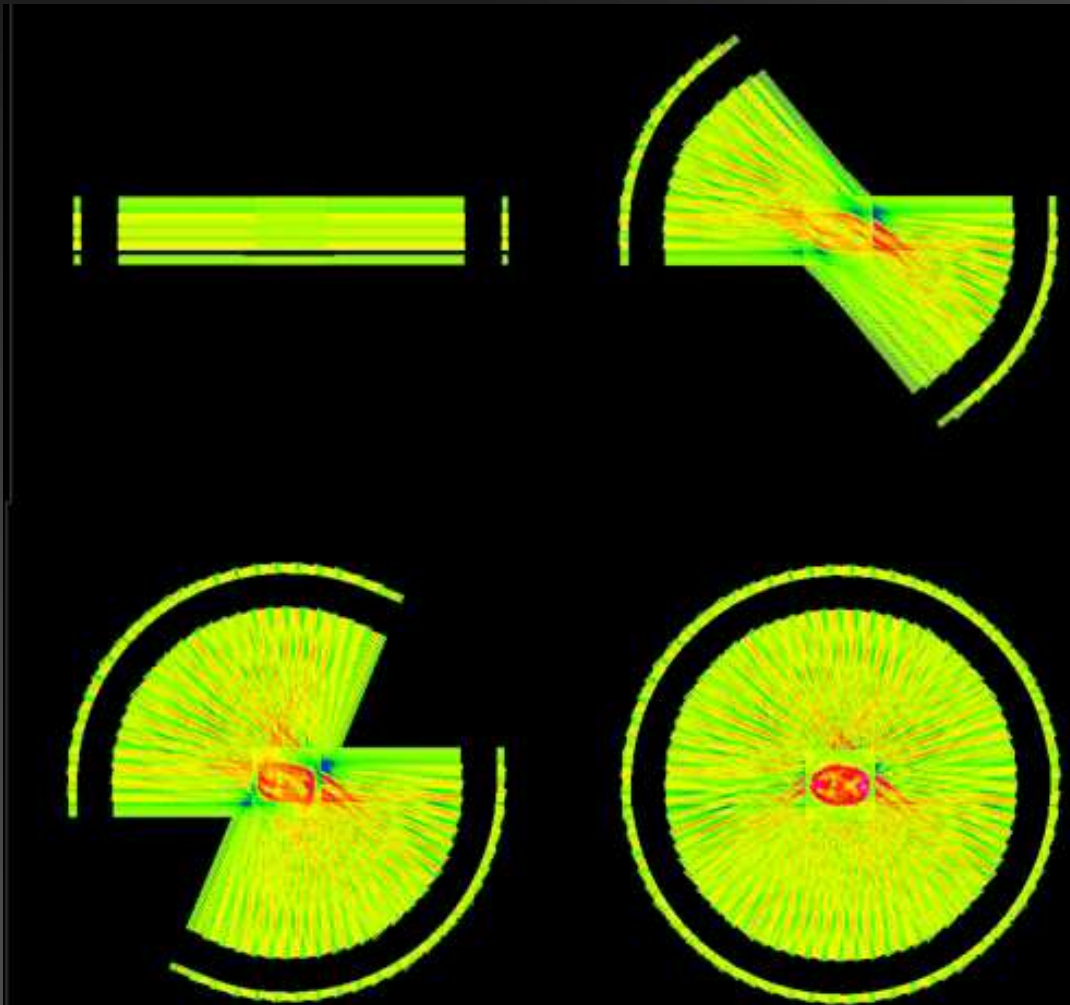
$$45 \quad 45 - 90/3 = 15$$

# 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

<b>RADIOLOGIE</b>	Doses efficaces mSv	<b>MEDECINE NUCLEAIRE</b>
<b>TDM abdomen</b> →	- 20 -	← myocarde $^{201}\text{Tl}$
<b>TDM thorax</b> →	- 10 -	← <b>oncologie <math>^{18}\text{FDG}</math></b>
<b>urographie</b> →	- 5 -	← cerveau $^{99\text{m}}\text{Tc HMPAO}$
<b>cliché lombaire statique</b> →	1 an d'exposition naturelle	← foie $^{99\text{m}}\text{Tc HIDA}$
<b>abdomen</b> →		← myocarde $^{99\text{m}}\text{Tc MIBI}$
<b>cliché dorsal statique</b> →	- 1 -	← os $^{99\text{m}}\text{Tc phosphonate}$
<b>radiographie du crâne</b> →	- 0,5 -	← poumons $^{99\text{m}}\text{Tc microspheres}$
<b>radiographie thoracique</b> →	- 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  $\approx$  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...**