

# Imagerie en Médecine Nucléaire

---

Irène Buvat

UMR 8165 CNRS

Imagerie et Modélisation en Neurobiologie et Cancérologie

Orsay

[buvat@imnc.in2p3.fr](mailto:buvat@imnc.in2p3.fr)

<http://www.guillemet.org/irene>

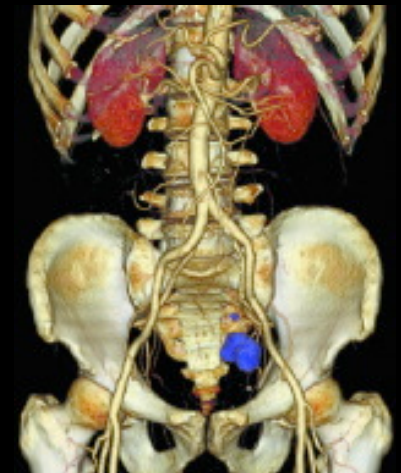
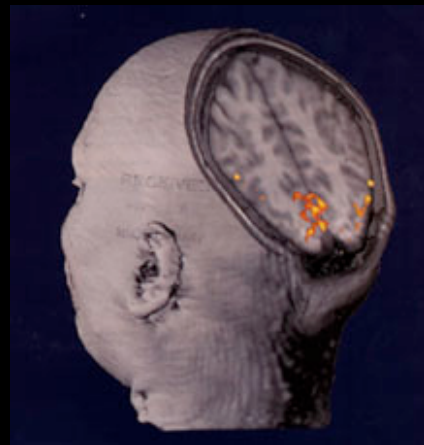
# Introduction

---

- 1895

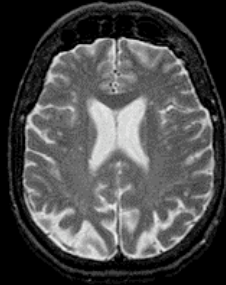


- Aujourd'hui



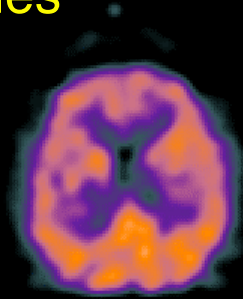
# Trois types d'imagerie

- Imagerie morphologique : étude de l'anatomie



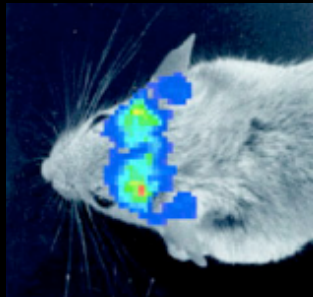
scanner, IRM, ... :  
haute résolution spatiale

- Imagerie fonctionnelle : étude de processus biochimiques et physiologiques



imagerie scintigraphique :  
résolution spatiale médiocre

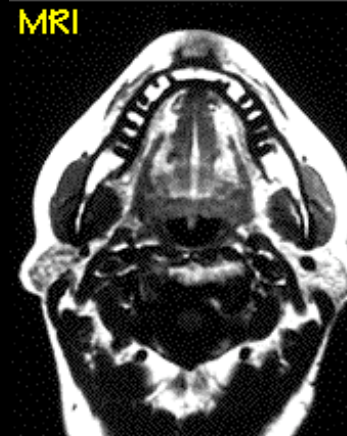
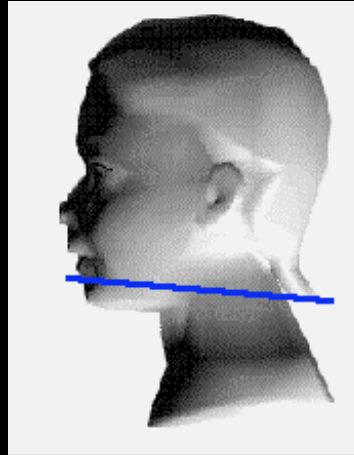
- Imagerie moléculaire : visualisation de gènes ou de protéines spécifiques, ou de signaux émanant de ces entités



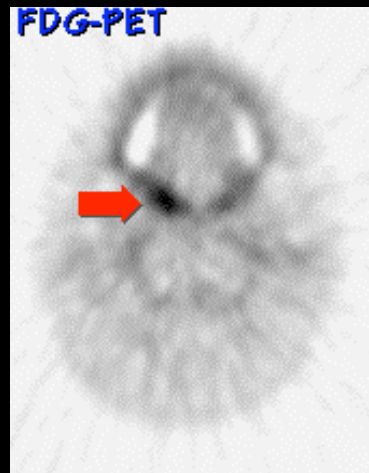
imagerie scintigraphique, imagerie optique, IRM  
essentiellement développée chez le petit animal

# Intérêt de l'imagerie fonctionnelle

- Imagerie anatomique normale



- Imagerie fonctionnelle anormale



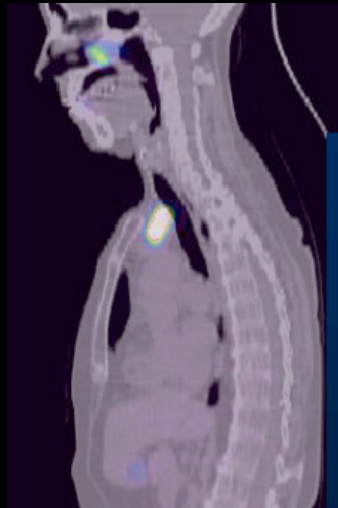
# Limites de l'imagerie fonctionnelle

---

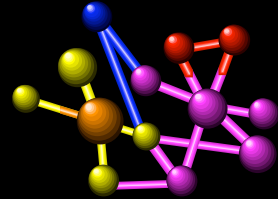
- Imagerie fonctionnelle anormale



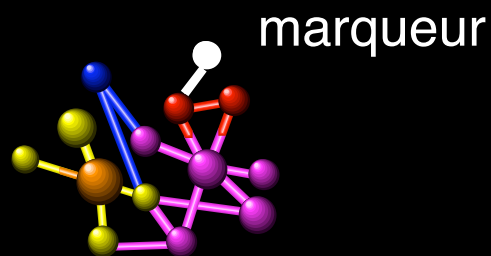
- Imagerie anatomique indispensable à la localisation de l'anomalie



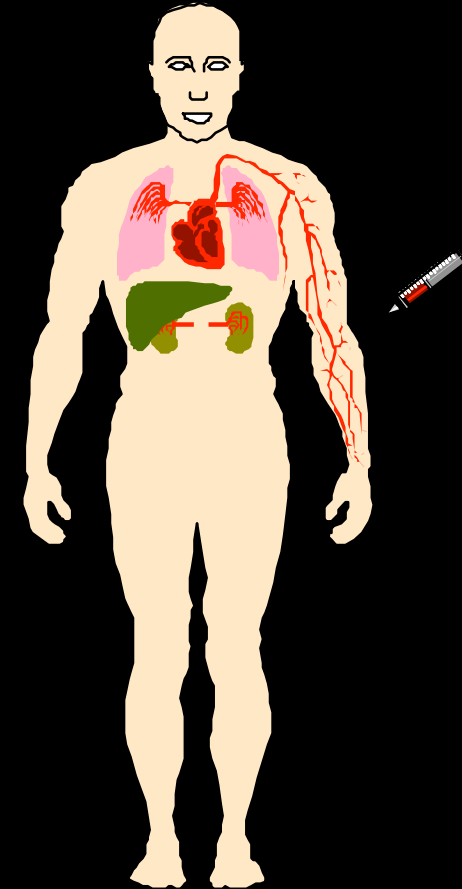
# Principe général de l'imagerie fonctionnelle



1. Traceur caractéristique d'une fonction métabolique ou physiologique

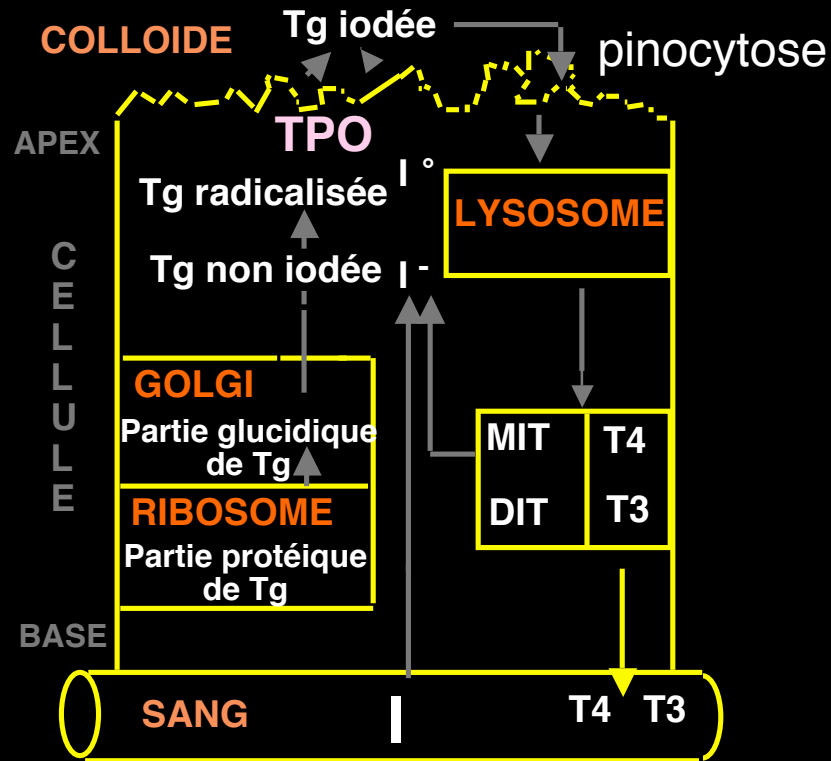


2. Marquage



3. Etude du devenir de la molécule marquée

# Principe de l'imagerie fonctionnelle



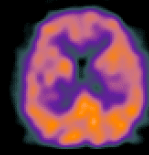
## 2. Isotope : I-123



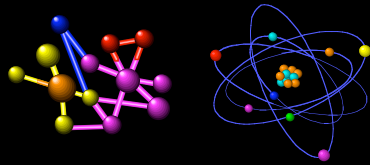
**1.** Matière première indispensable à la fabrication des hormones thyroïdiennes : Iode

**3.** Etude du devenir de la molécule

# Les pierres d'angle



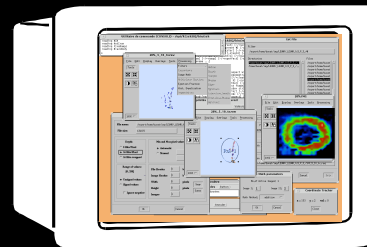
Radiotracteur



Détecteur



Traitement de l'information





# Radiotraceurs : contraintes chimiques



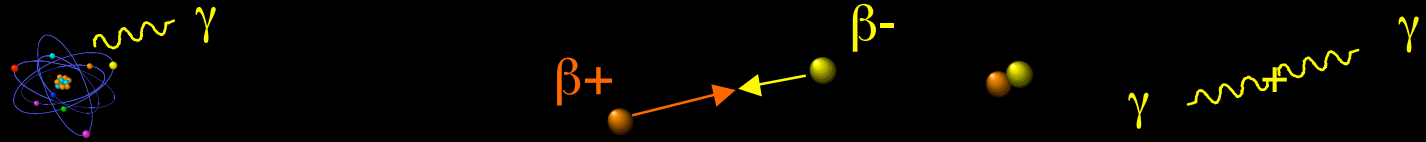
- Administration intraveineuse : stabilité de la substance dans le sang
- Délivrance au tissu cible (passage du flux sanguin au tissu)
- Absence de modification du phénomène physiologique à observer
- « Fixation » stable à la cible et élimination du traceur n'ayant pas rencontré de cible afin d'avoir un traceur spécifique
- Liaison forte entre traceur et marqueur
- Exemples de traceur : molécules, cellules, ligands, hormones, neurotransmetteurs, anticorps, peptides, ...

# Radiotraceurs



- Propriétés physiques :

- nature du rayonnement émis :



- énergie du rayonnement émis : 50 - 511 keV

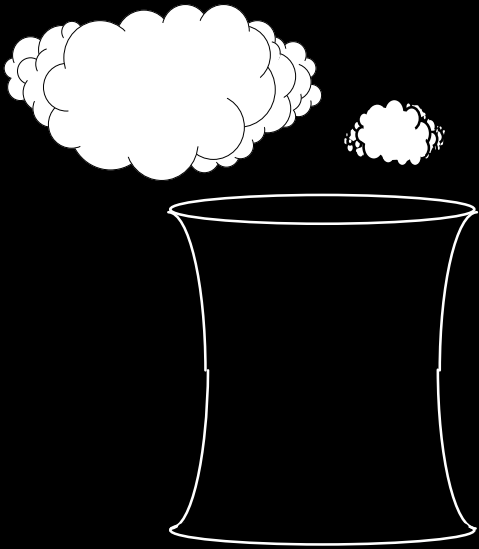
- période du radioisotope : qq minutes à qq dizaines d'heures

# Isotope émetteur de photons $\gamma$ le plus utilisé : le Tc-99m

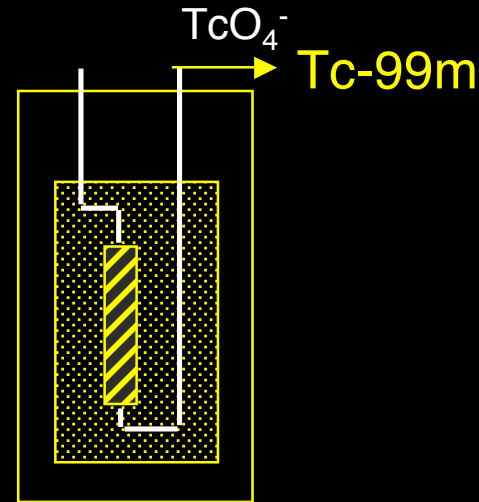
Technétium 99m (1960) :

énergie = 140 keV

T = 6 h

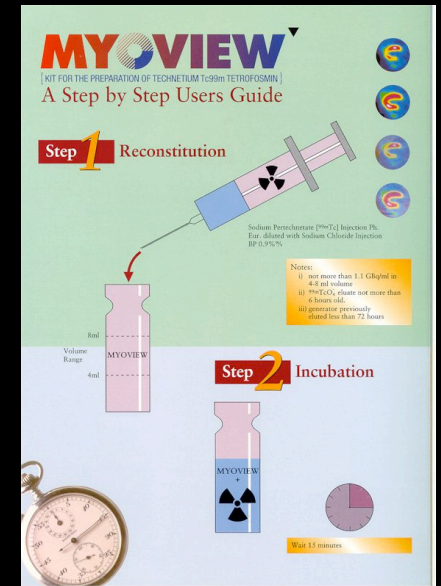


précurseur :  
molybdène 99  
T = 66 h



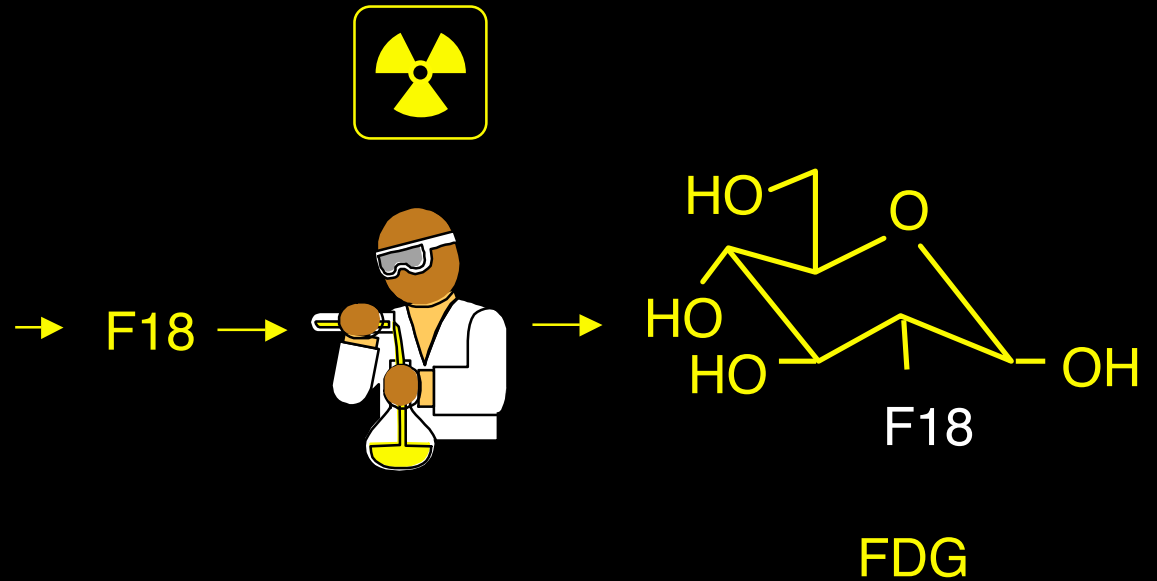
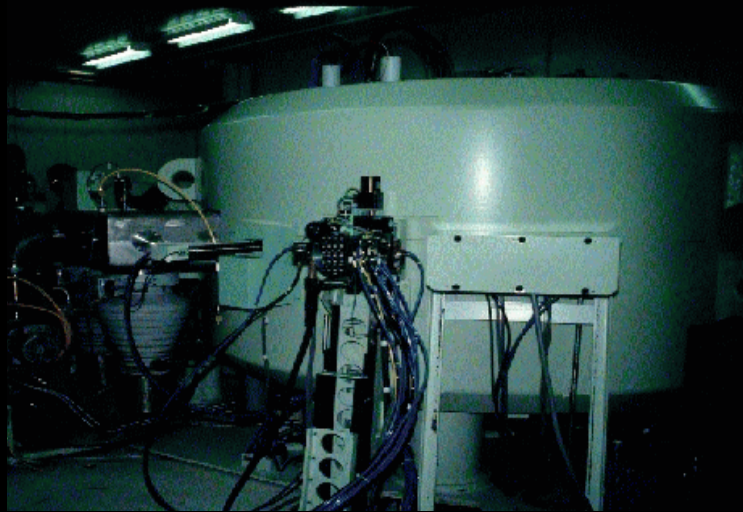
colonne de  $^{99}MoO_4^{2-}$

$Tc^{99m}$   
T = 6h



# Isotope émetteur de positons le plus utilisé : le F18

Fluor 18 : T = 110 min



# Isotopes utilisés en imagerie nucléaire

---

Isotope

Energie

Période

Emetteurs de photons  $\gamma$

Technétium 99m

140 keV

6 heures

Iode 123

159 keV

13 heures

Thallium 201

71 keV

73 heures

Emetteurs de positons  $\beta^+$

Oxygène 15

511 keV

2 minutes

Azote 13

511 keV

10 minutes

Carbone 11

511 keV

20 minutes

Fluor 18

511 keV

110 minutes

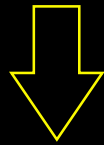
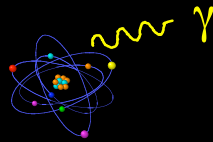
Brome 76

511 keV

978 minutes

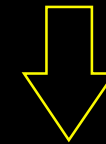
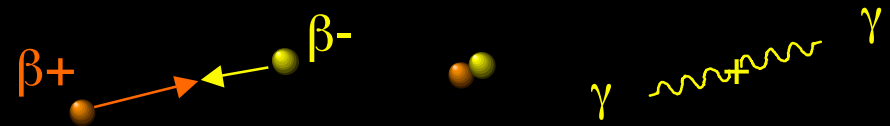
# Types d'émetteurs et techniques d'imagerie

## Emetteurs de $\gamma$



- scintigraphie planaire
- tomographie d'émission monophotonique : SPECT ou TEMP

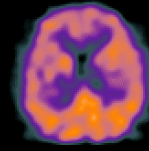
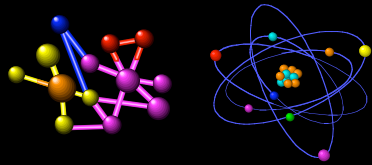
## Emetteurs de positons



- tomographie par émission de positons : PET ou TEP

# Les détecteurs

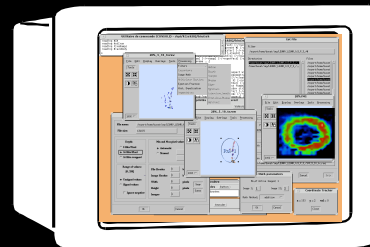
Radiotracteur



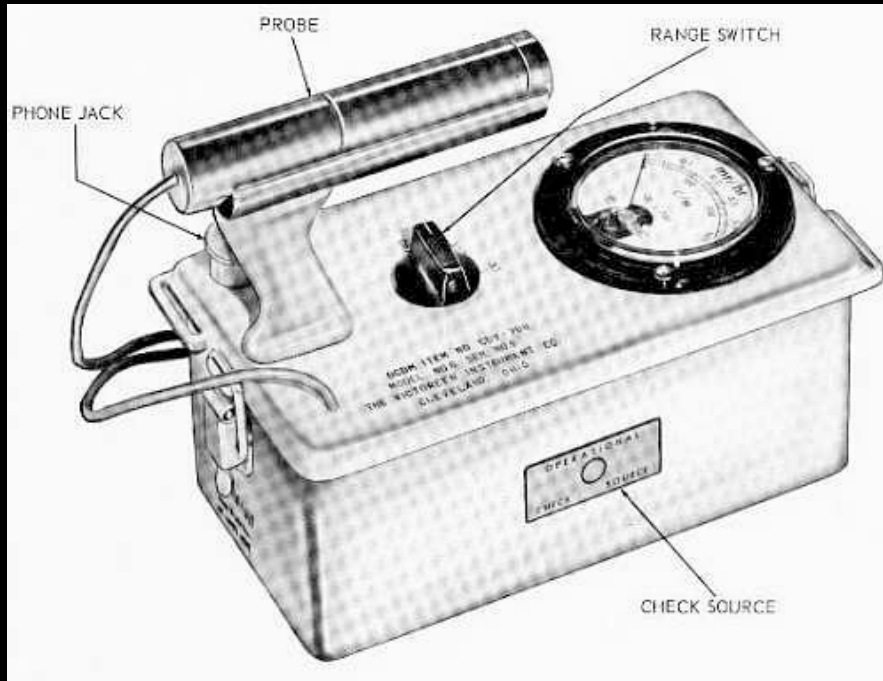
Détecteur



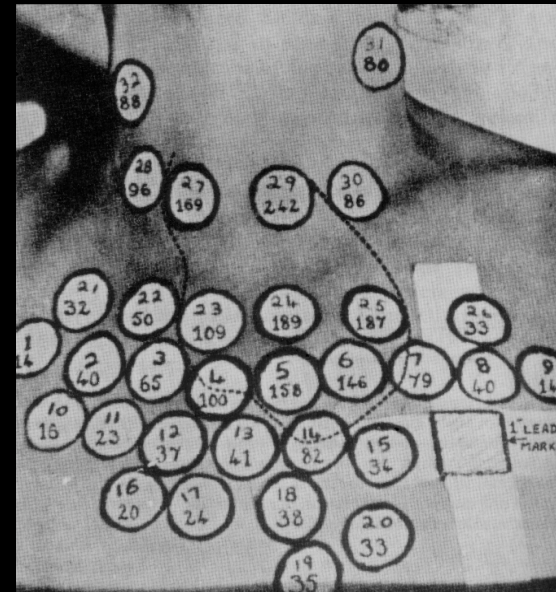
Traitement de l'information



# 1948 : Comptage des rayonnements gamma point par point



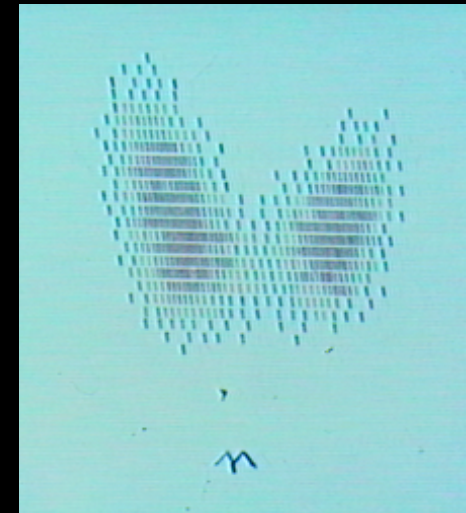
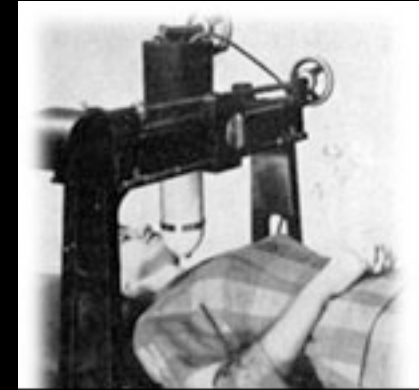
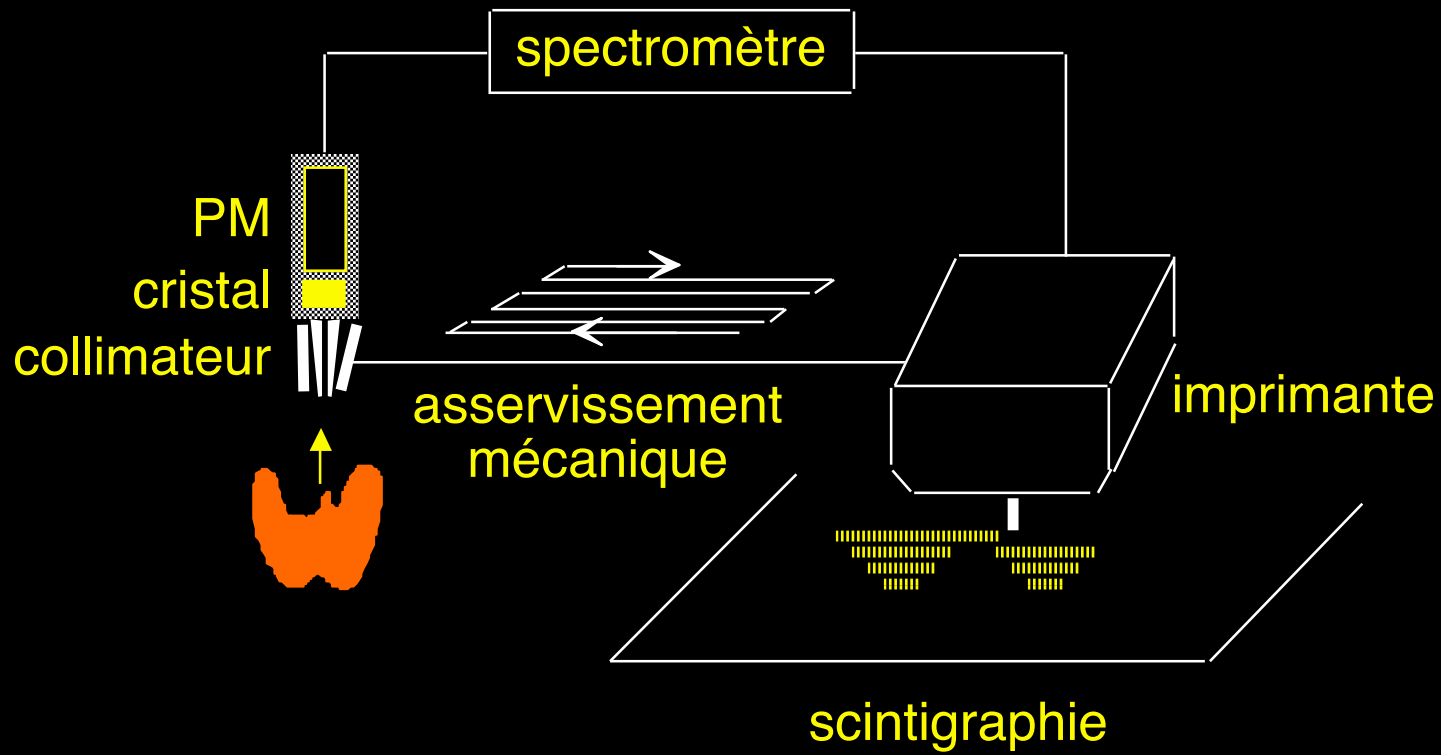
Compteur Geiger-Müller



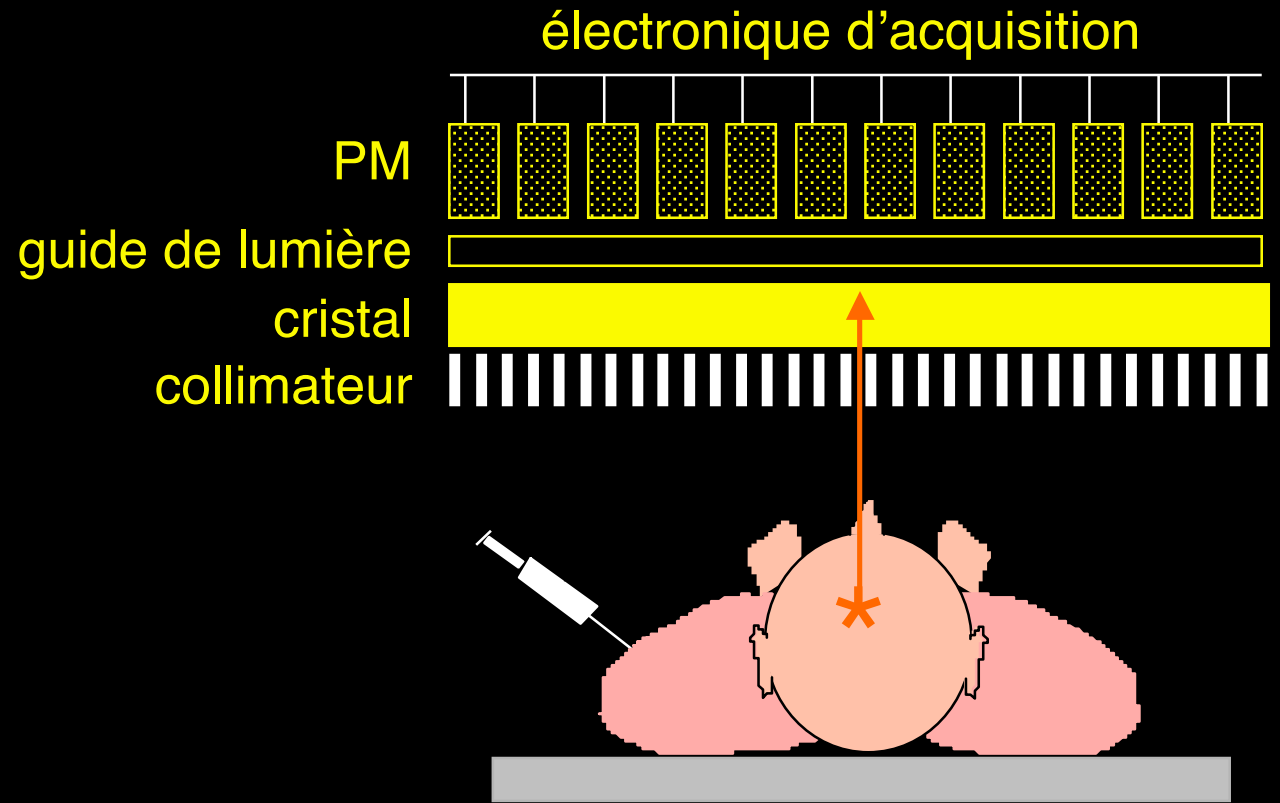
I-131



# 1951 : Scintigraphe à balayage



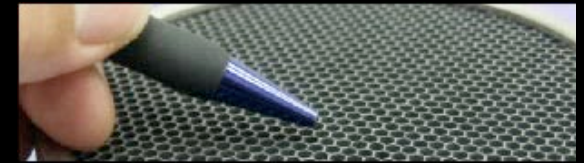
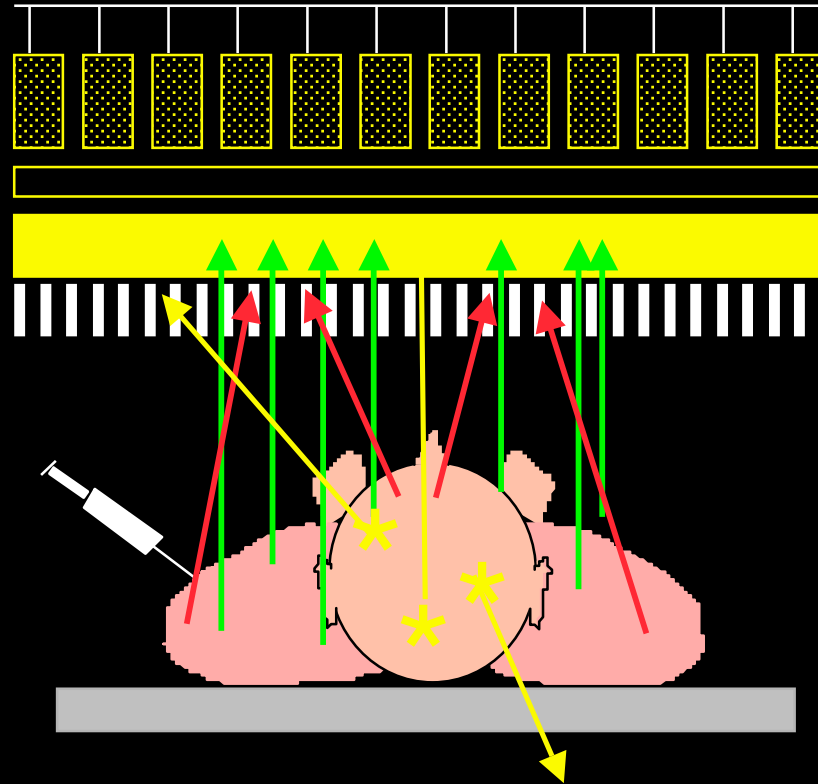
# 1958 : Gamma caméra



# Principe de la gamma caméra

électronique d'acquisition

PM  
guide de lumière  
cristal NaI(Tl) : 8-12 mm  
collimateur



NaI(Tl) :

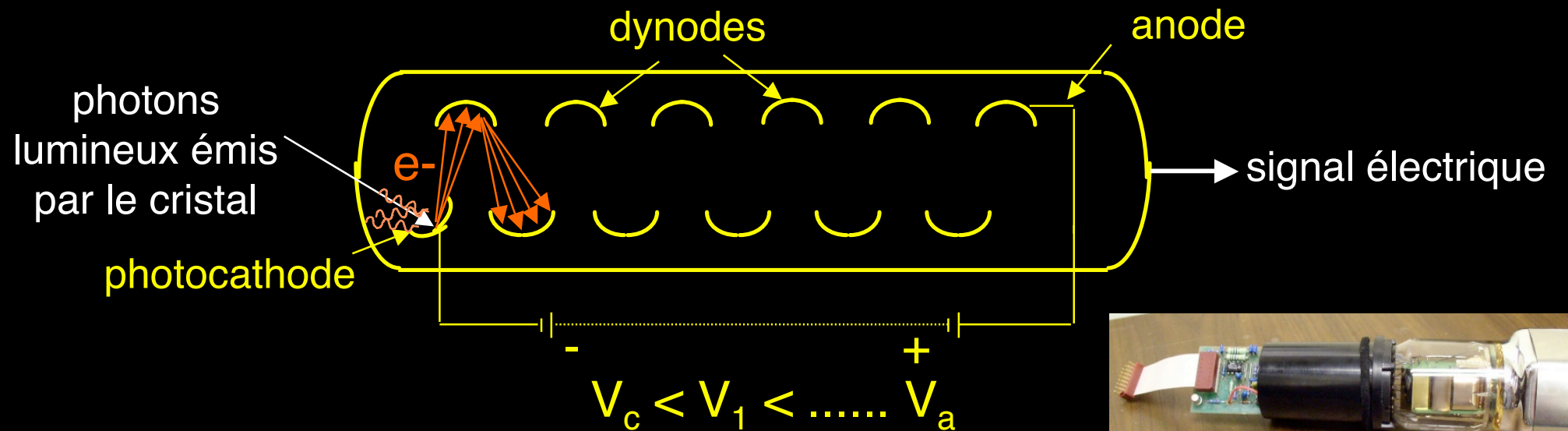
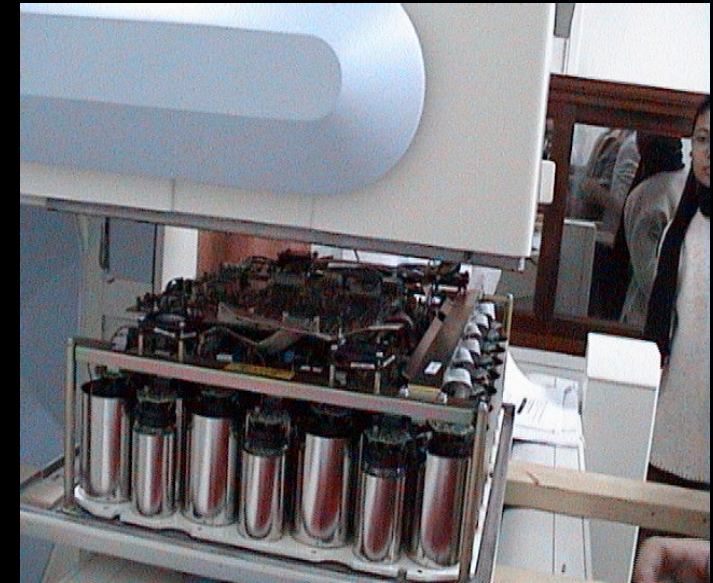
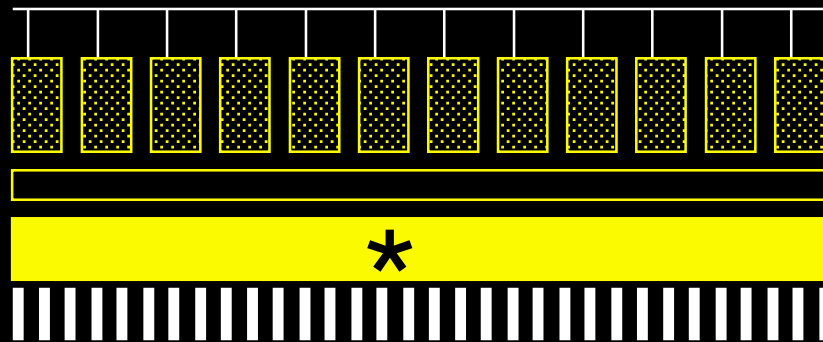
$\sim 430 \text{ nm} \sim 3 \text{ eV} =$  lumière bleue-verte

densité :  $3,7 \text{ g/cm}^3$

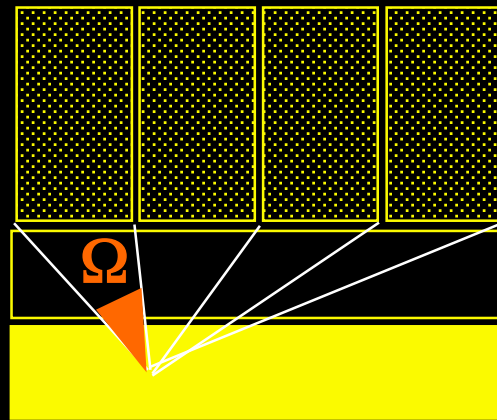
constante de décroissance :  $230 \text{ ns} \Rightarrow 2000 \text{ cps / PM}$

rendement lumineux : 13%

# Tubes photomultiplicateurs



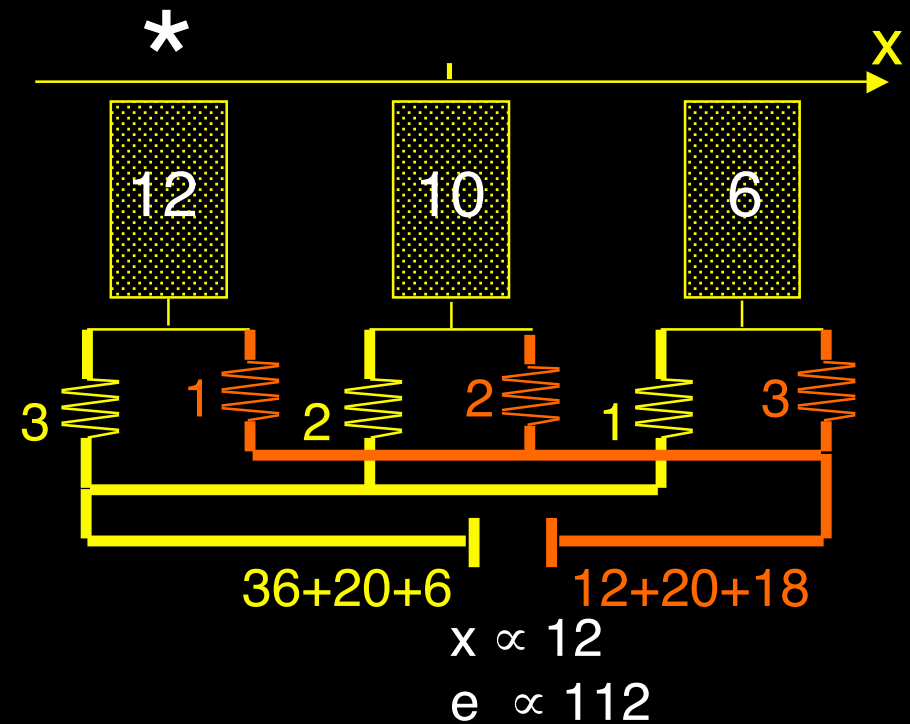
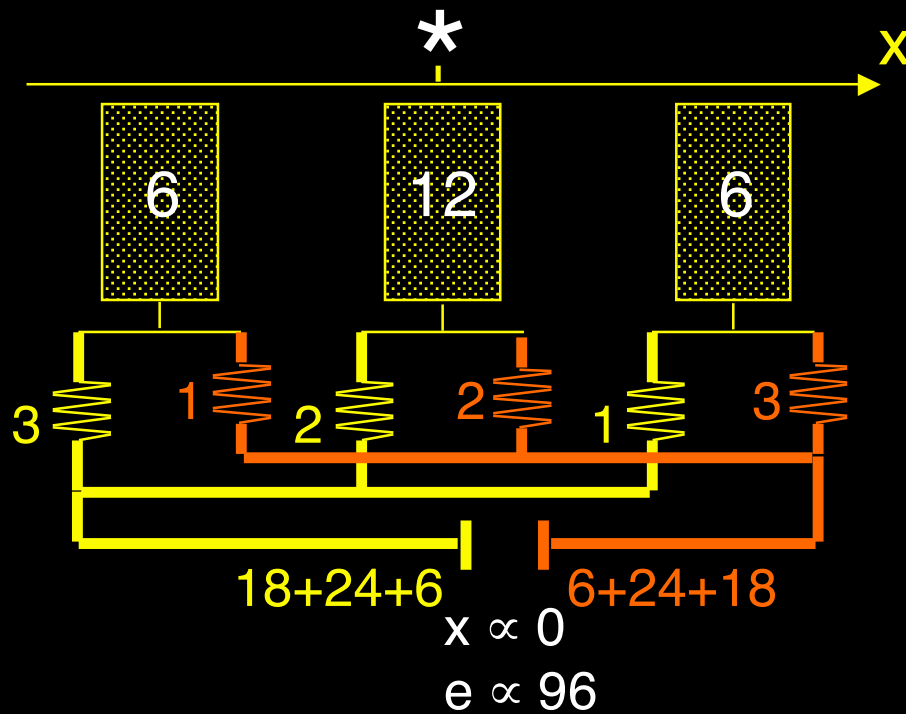
# Circuit de positionnement



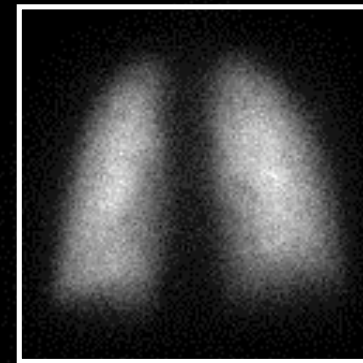
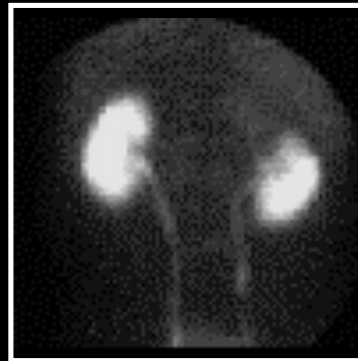
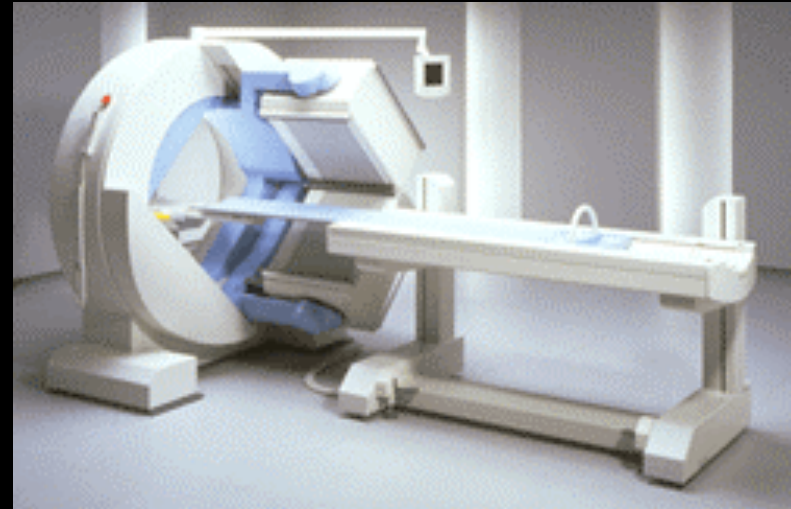
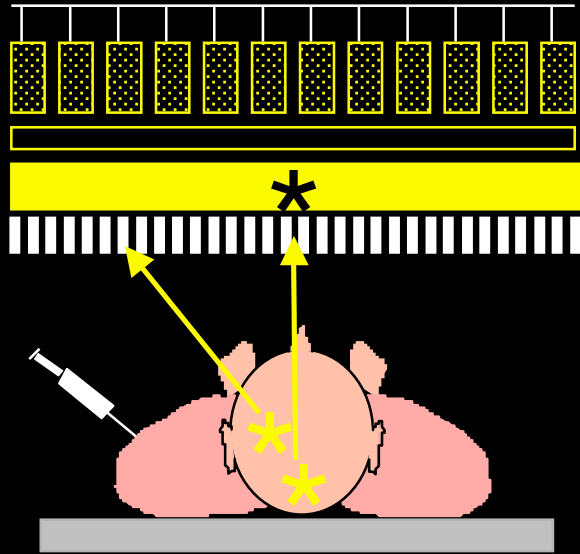
tubes PM

guide de lumière

crystal

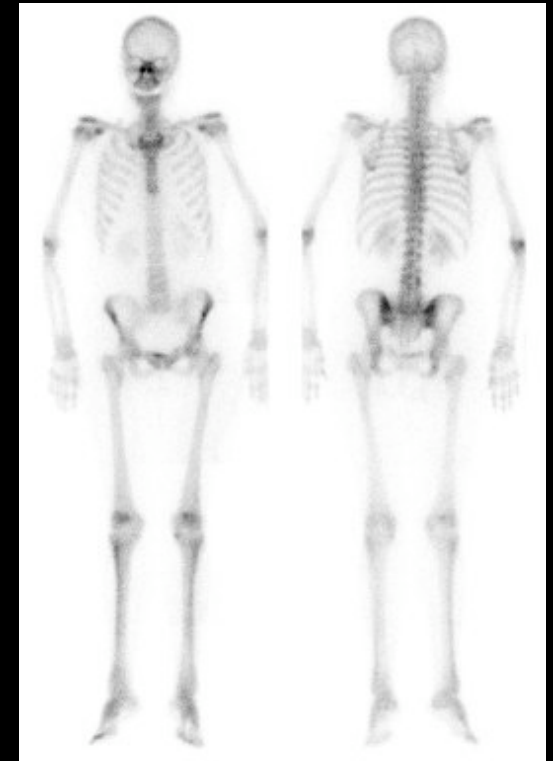


# Images planaires



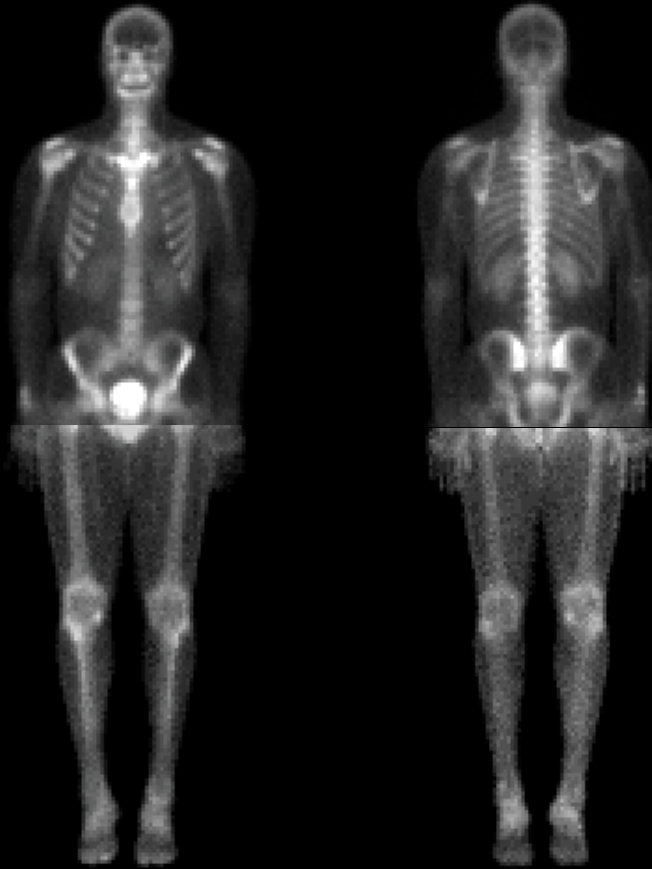
# Evolution des performances des détecteurs TEMP

- Résolution spatiale
  - cristaux plus fins, photomultiplicateurs plus nombreux, numérisation du signal en sortie des PM
  - cristaux de 9,6 mm, 107 PM
  - résolution spatiale intrinsèque (sans collimateur) : 3 à 4,5 mm
  - résolution spatiale extrinsèque : > 6 mm
- Résolution en énergie : 8 à 11%
- Taux de comptage : 200 000 cps avec 20% de perte
- Sensibilité : 0,008%

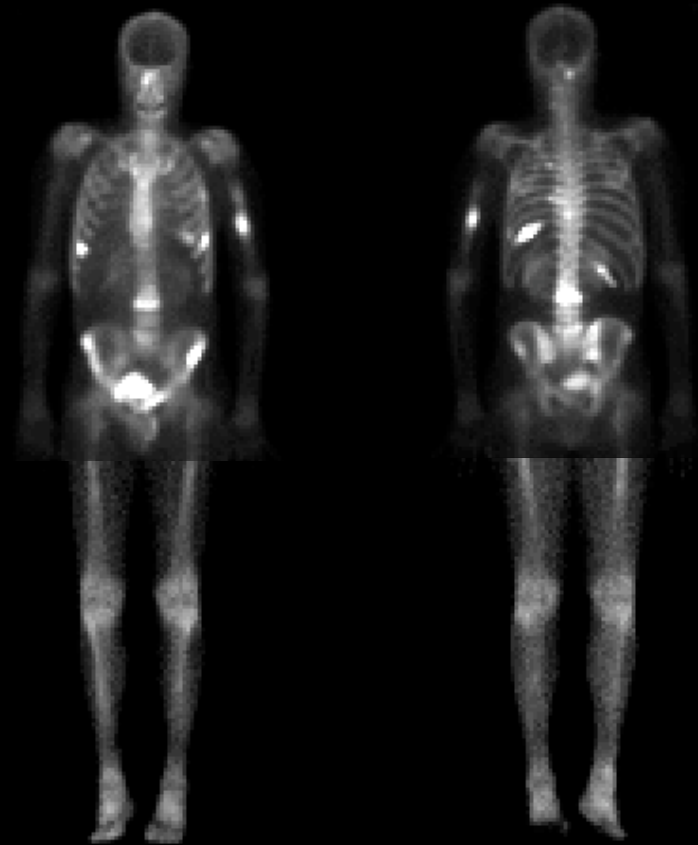


# Scintigraphie osseuse au Tc-99m

---



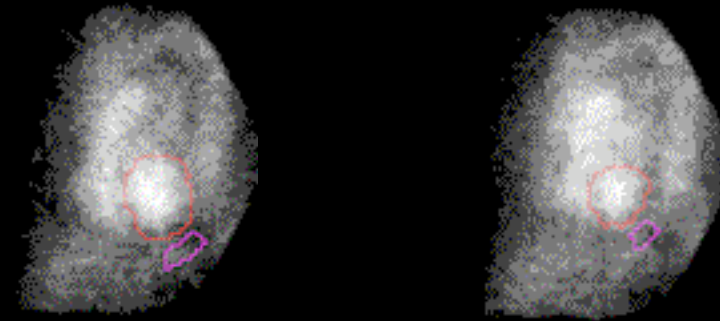
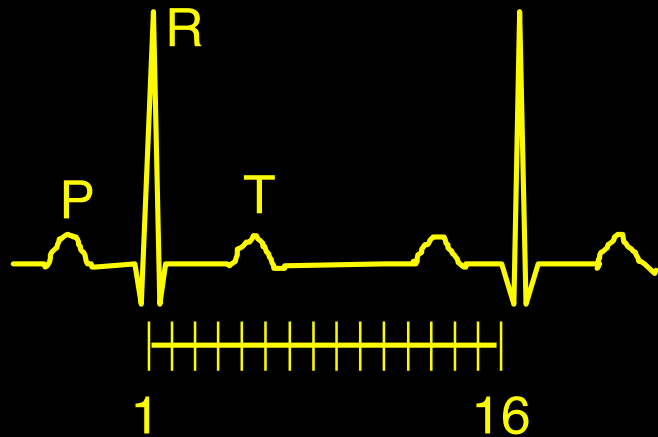
normale



métastases osseuses

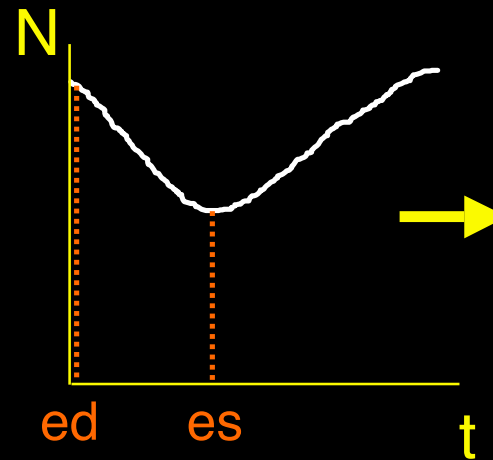
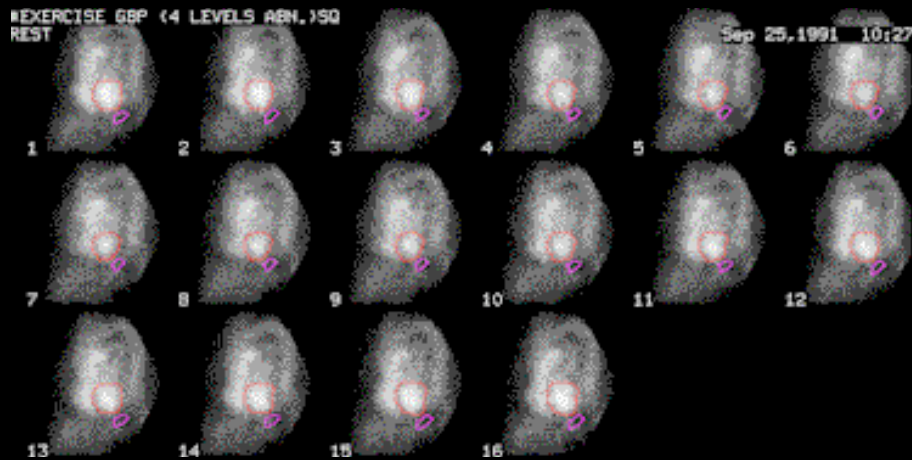


# Imagerie cardiaque dynamique : scintigraphie cavitaire Tc-99m



fin de diastole

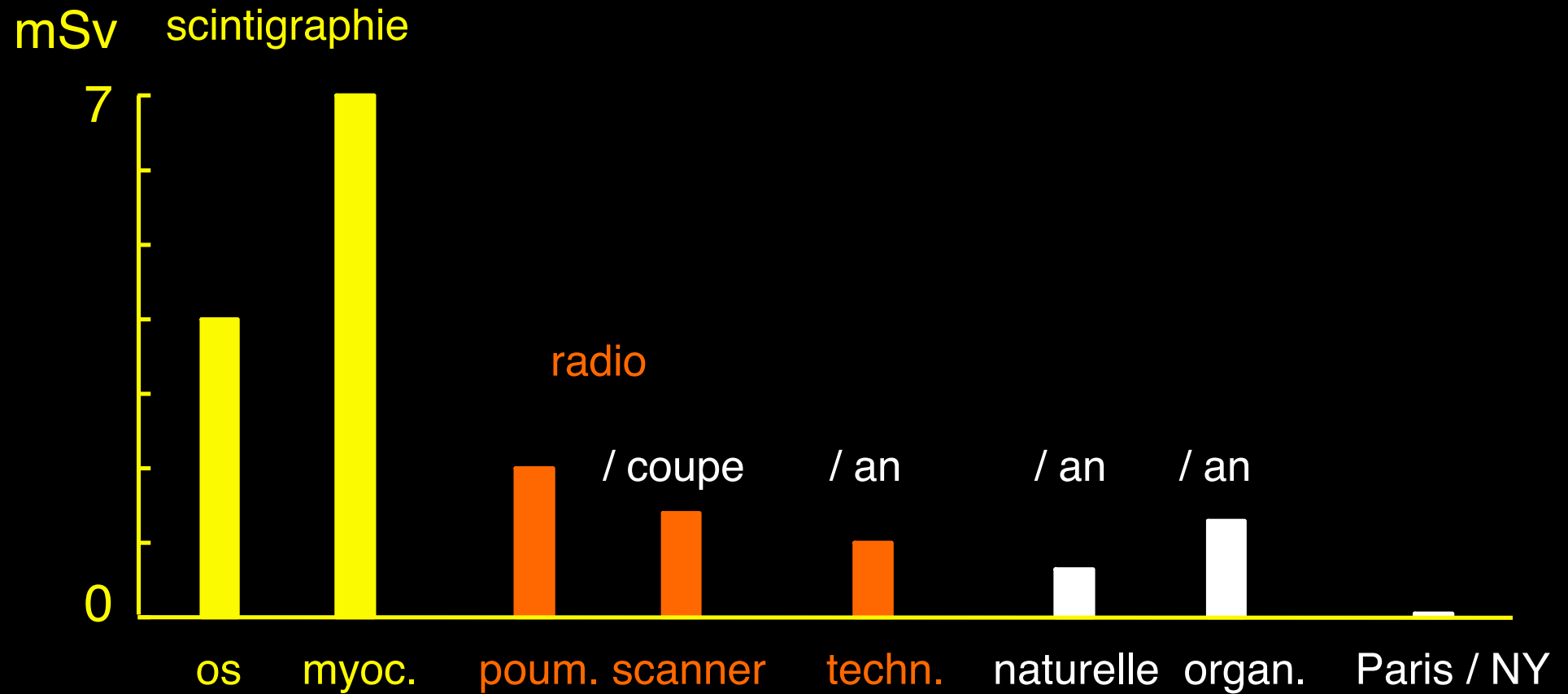
fin de systole



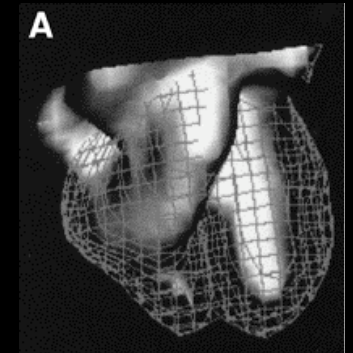
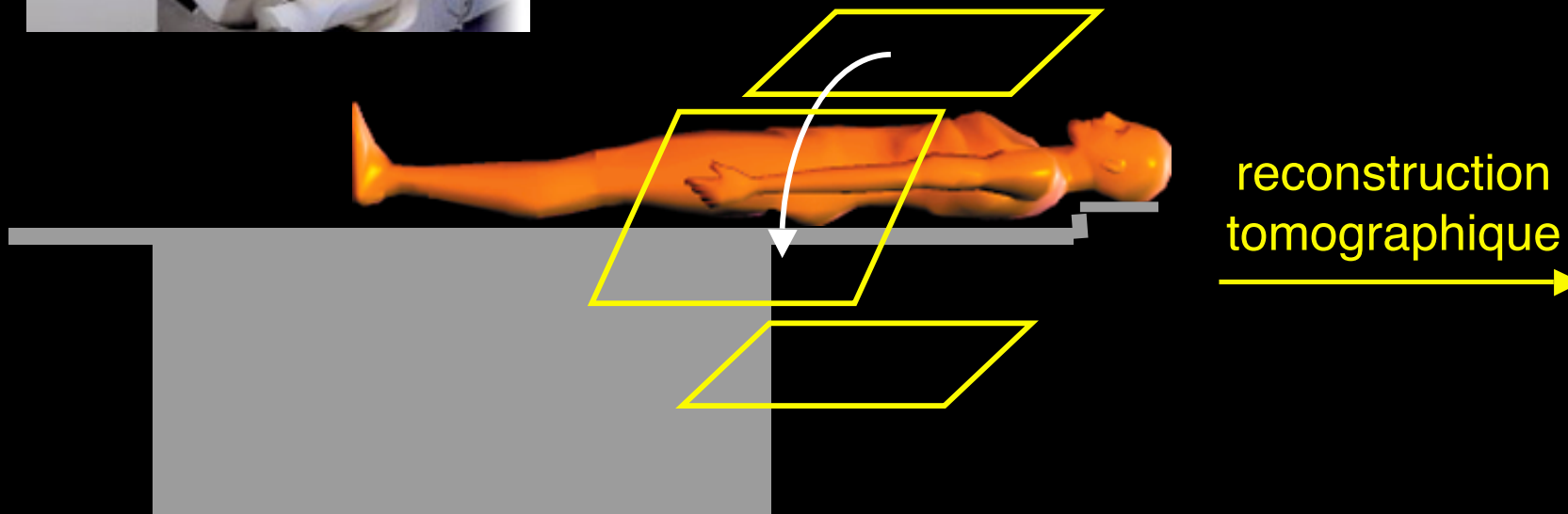
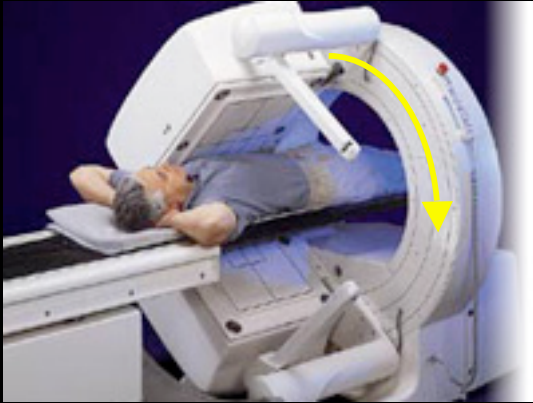
fraction d'éjection

$$100 \times \frac{N_{ed} - N_{es}}{N_{ed}}$$

# Irradiations liées aux examens



# Imagerie 3D des émetteurs de photons gamma

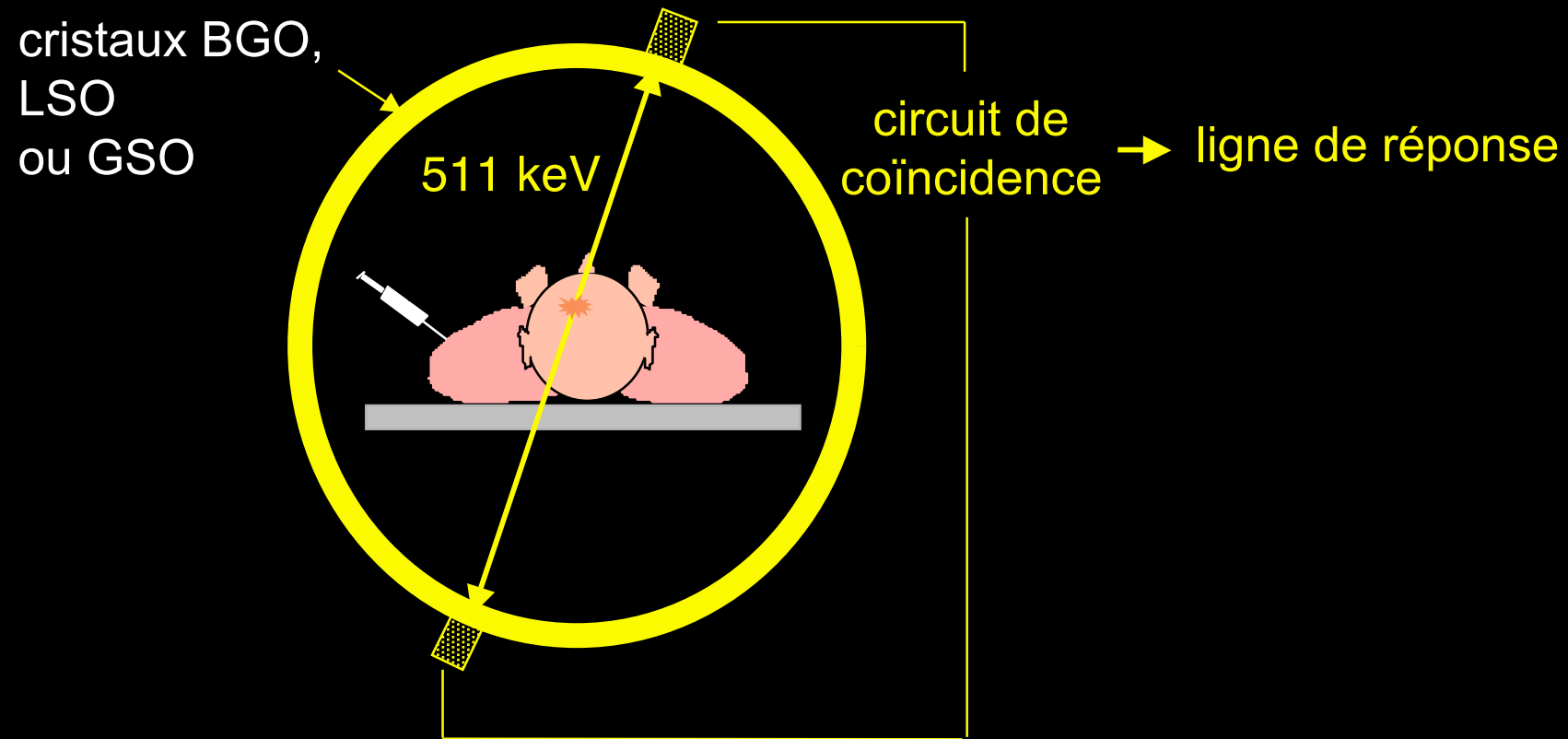


Recueil d'images sous différentes incidences  
projections

# Différents types de détecteurs en SPECT

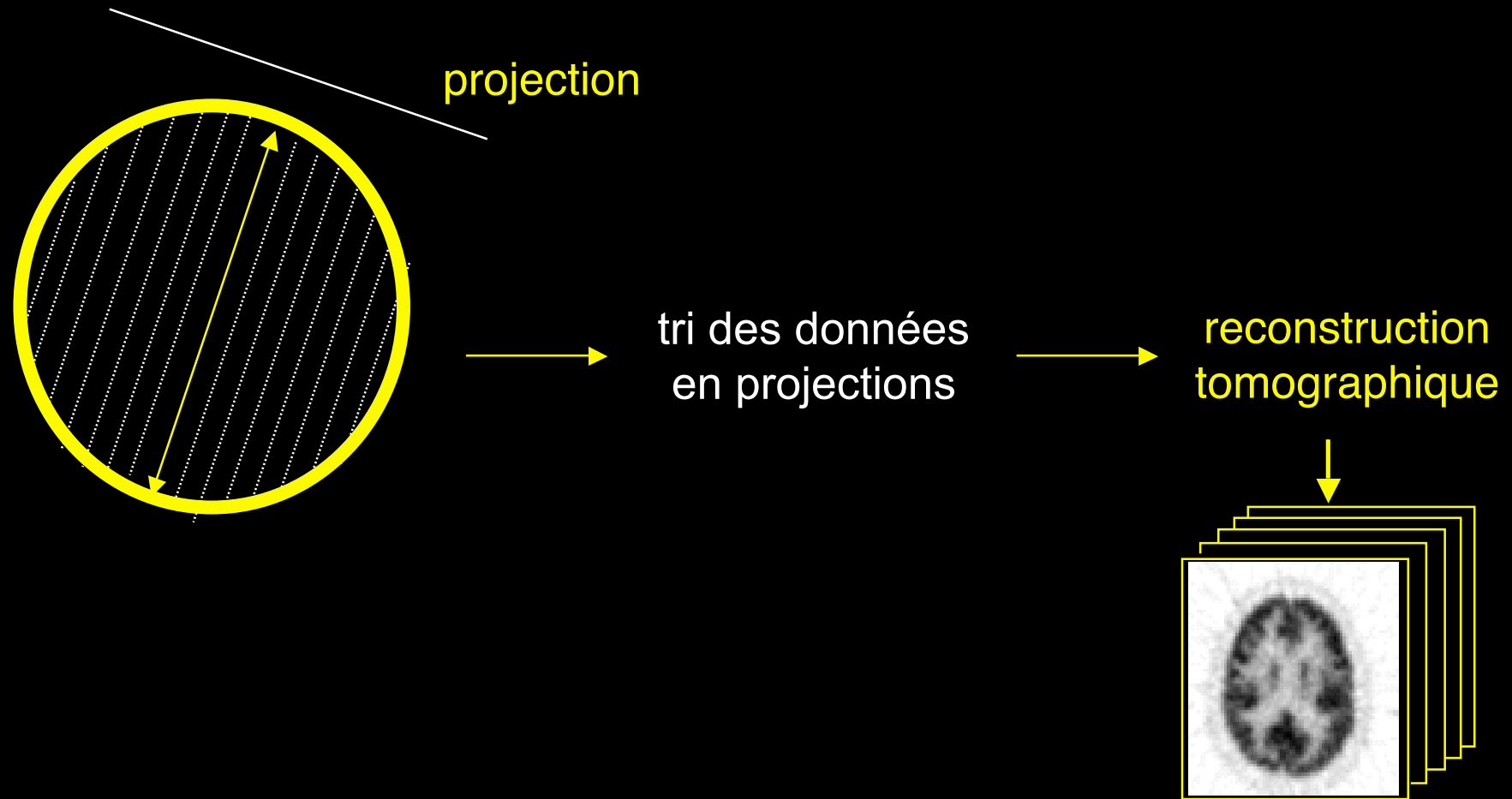


# Détecteur pour la tomographie d'émission de positons (TEP)



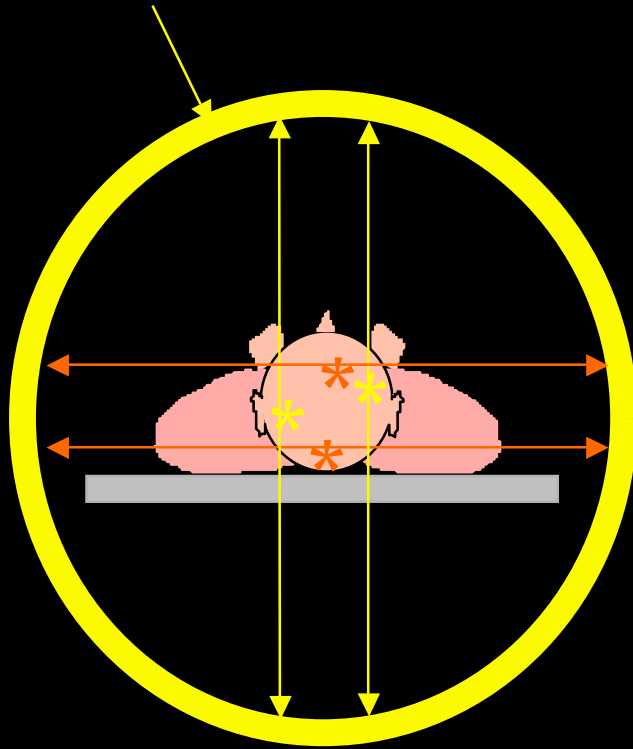
Collimation électronique : beaucoup plus grande sensibilité :  $\sim 0,4\%$   
Cristal plus dense  
Imagerie à 511 keV seulement

# Passage des lignes de réponse aux projections



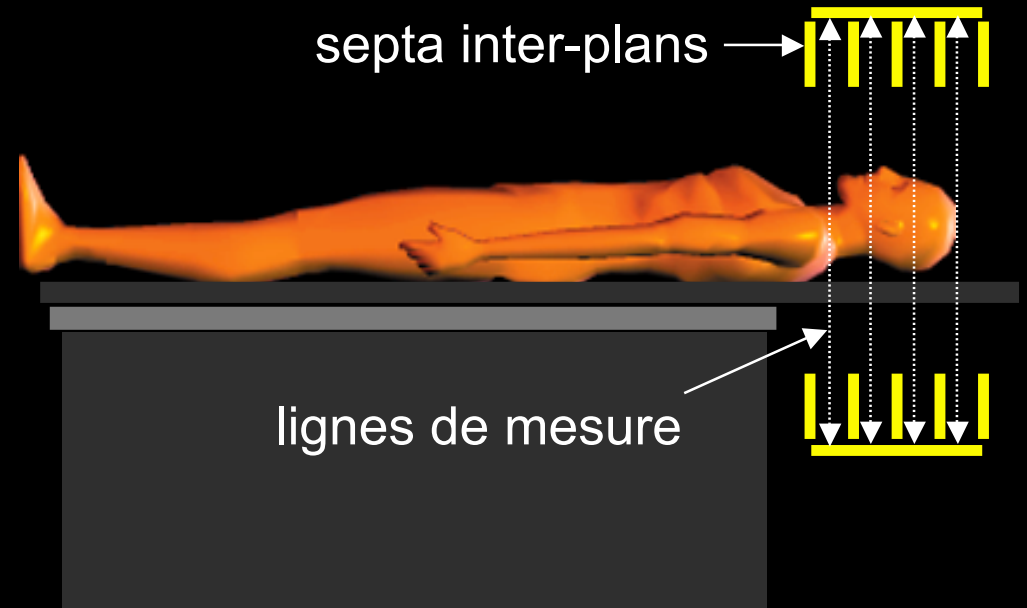
# PET bidimensionnel (2D)

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

septa inter-plans

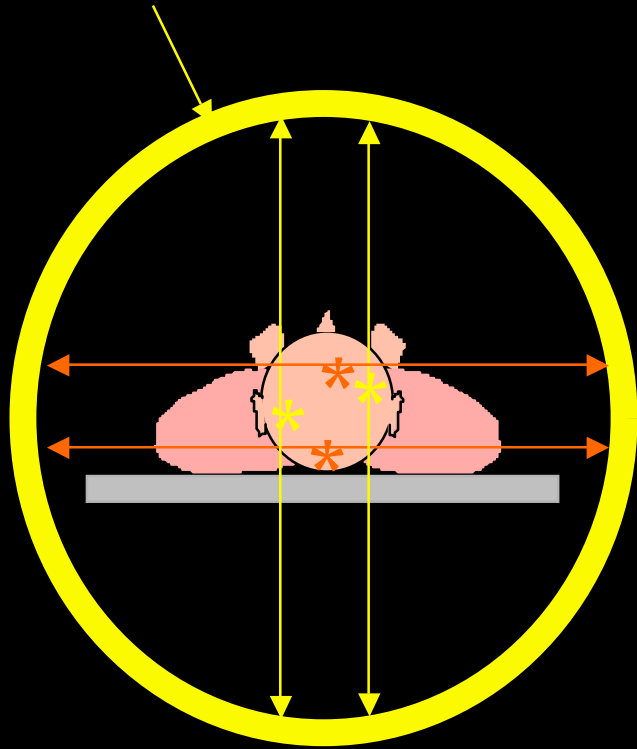


lignes de mesure

Vue axiale

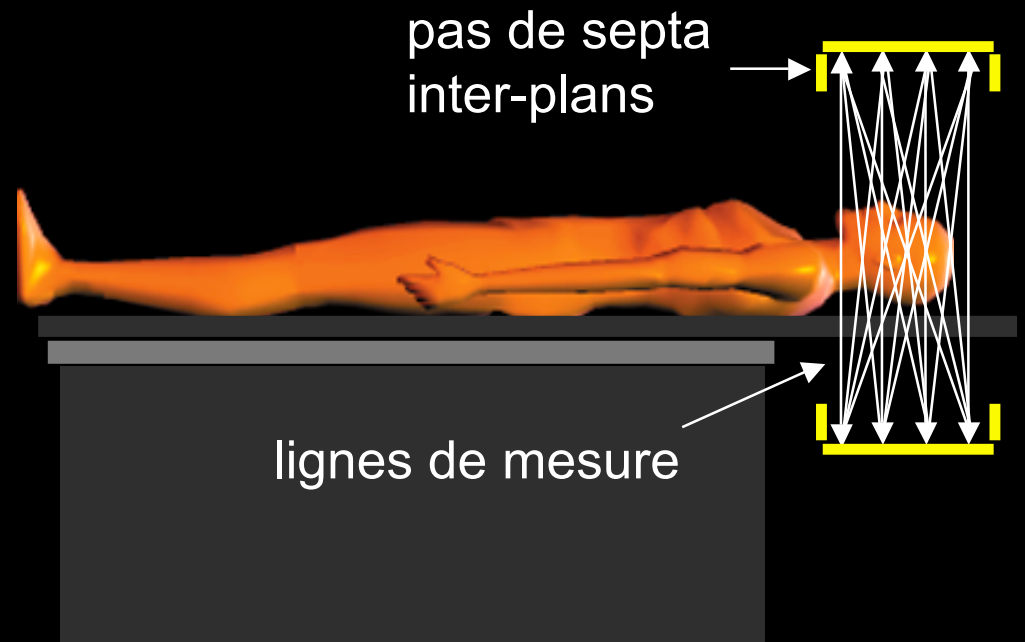
# PET tridimensionnel (3D)

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

pas de septa  
inter-plans

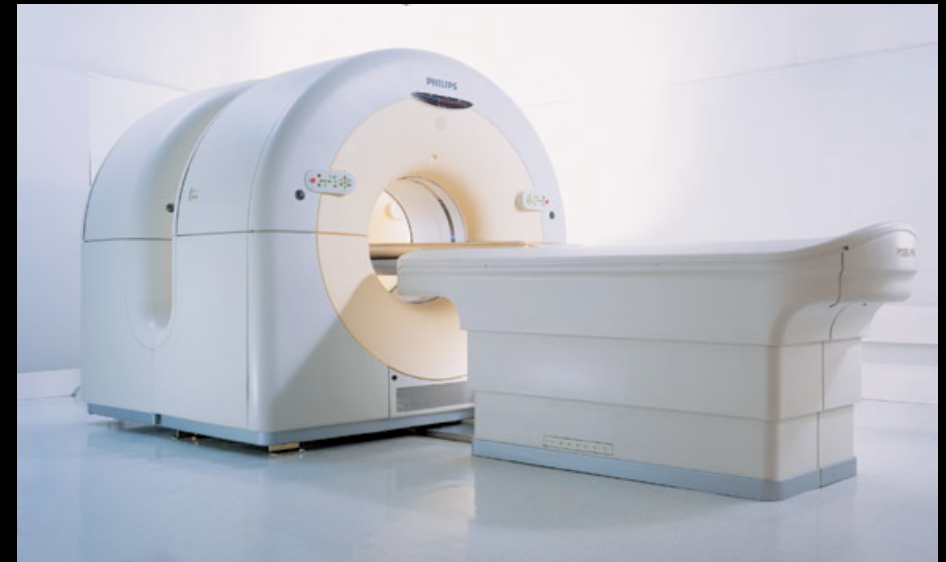
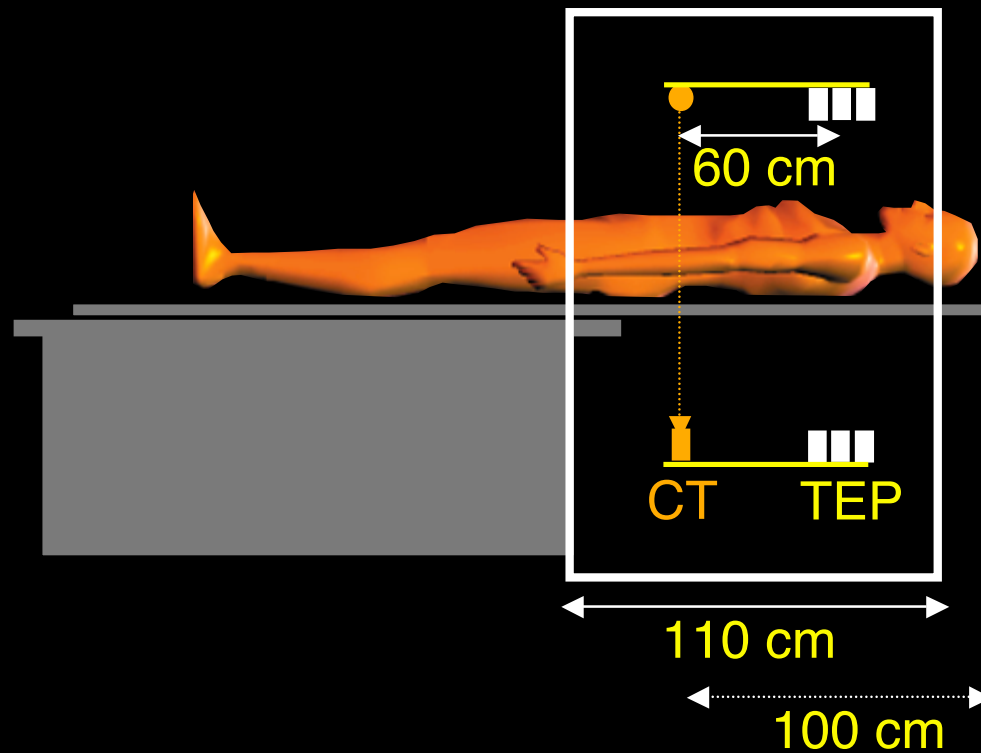


lignes de mesure

Vue axiale



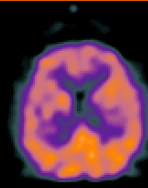
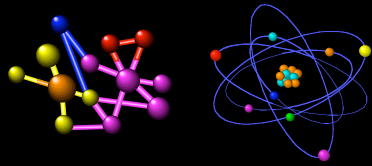
# Les détecteurs TEP / CT



Proof of concept : 1998 (Université de Pittsburgh)

# Le traitement de l'information

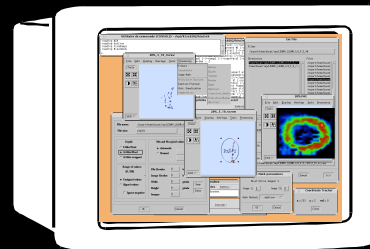
Radiotracteur



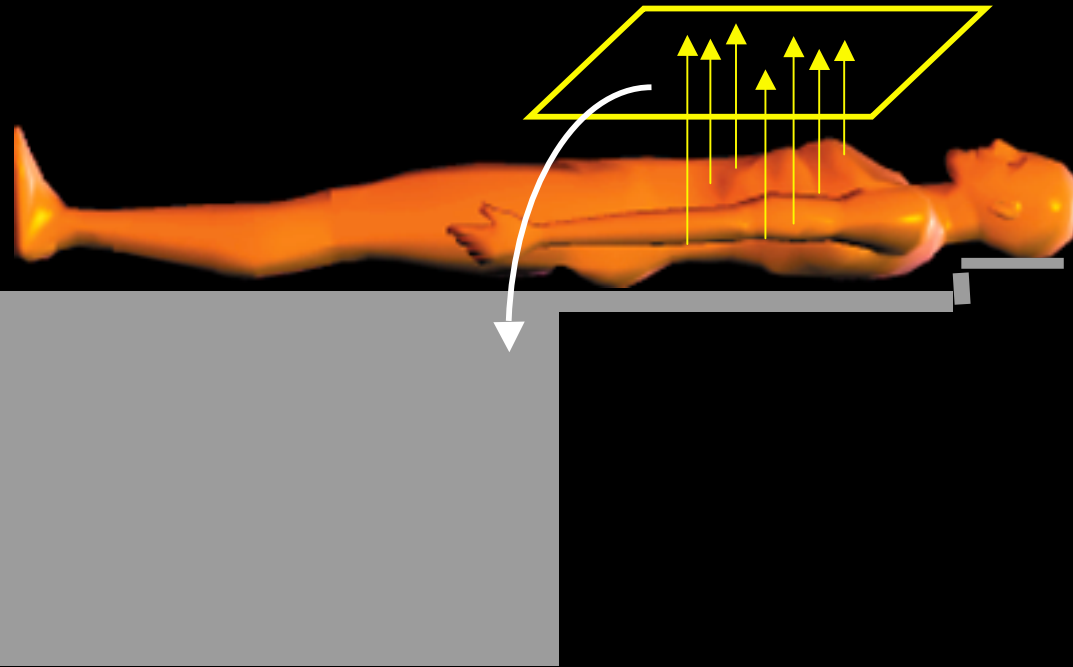
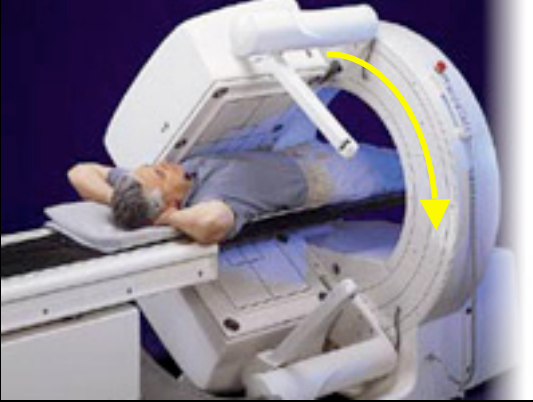
Détecteur



Traitement de l'information

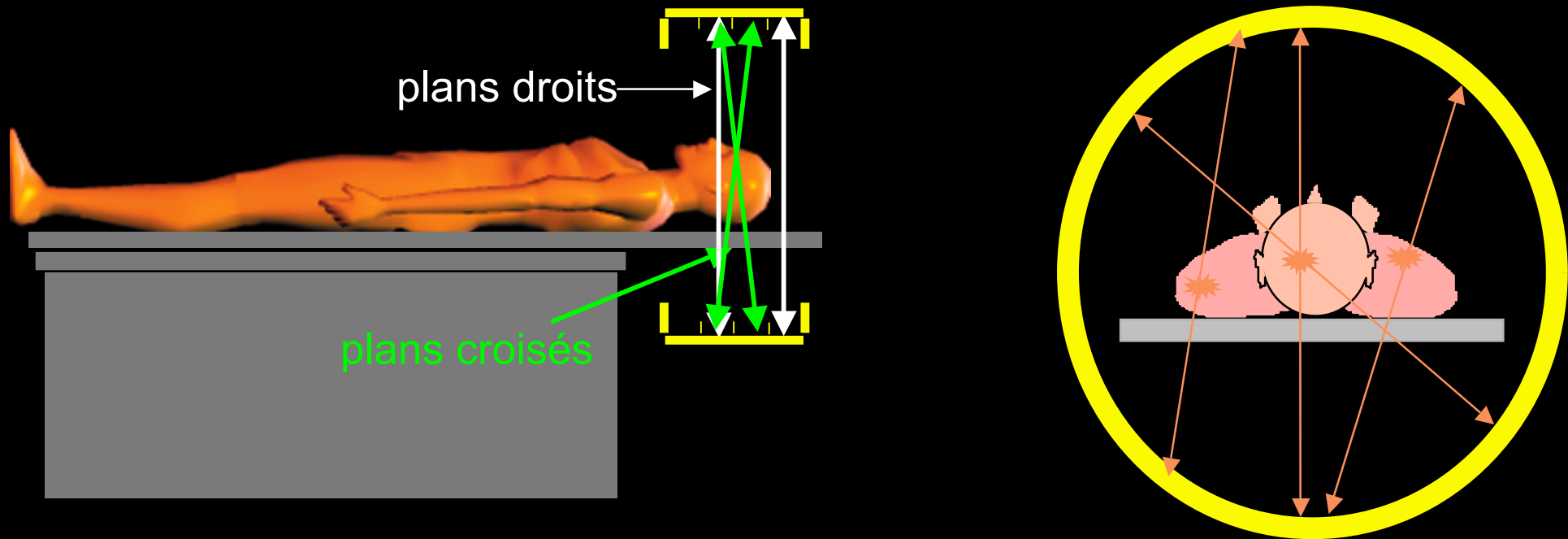


# Problématique : images détectées par la gamma caméra

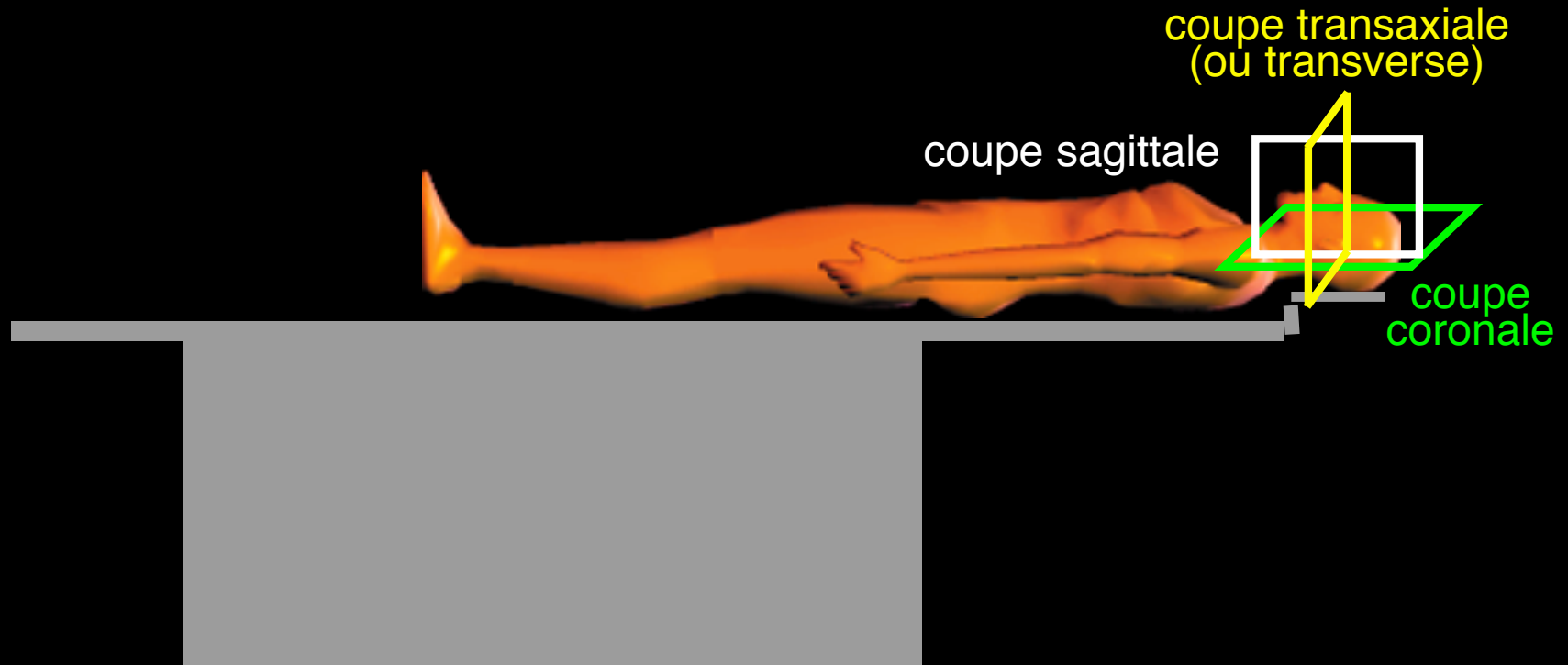


Intégrale du rayonnement  $\gamma$  émis dans différentes directions

# Problématique : signaux détectés par le tomographe TEP



# Problématique : estimer la distribution 3D du radiotraceur

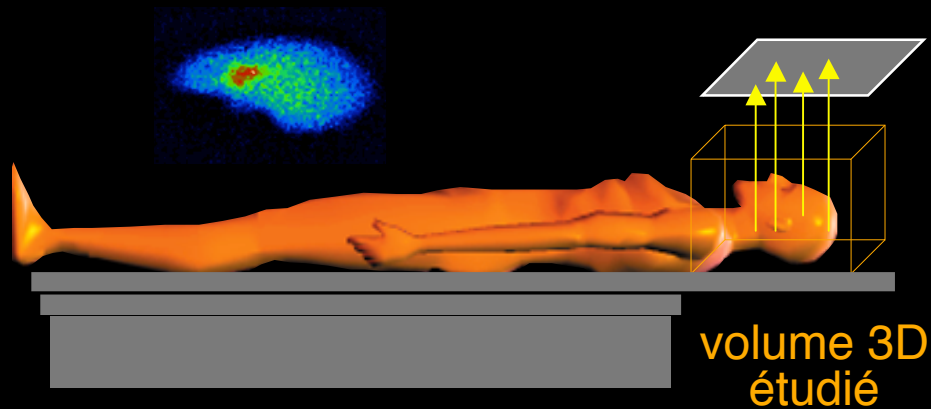


... à partir de mesures intégrales de cette distribution dans différentes directions

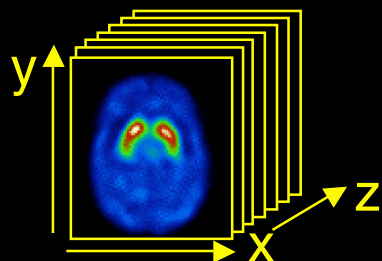
# Reconstruction tomographique : factorisation du problème

## Ensemble de projections 2D

une projection 2D ← détecteur en position  $\theta$

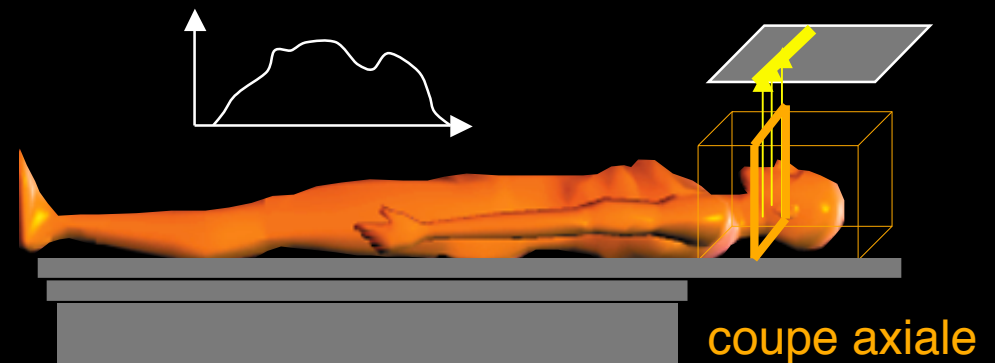


→ reconstruction d'un volume 3D

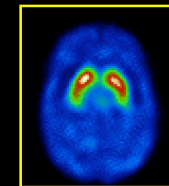


## Ensemble de projections 1D

une projection 1D ← détecteur en position  $\theta$



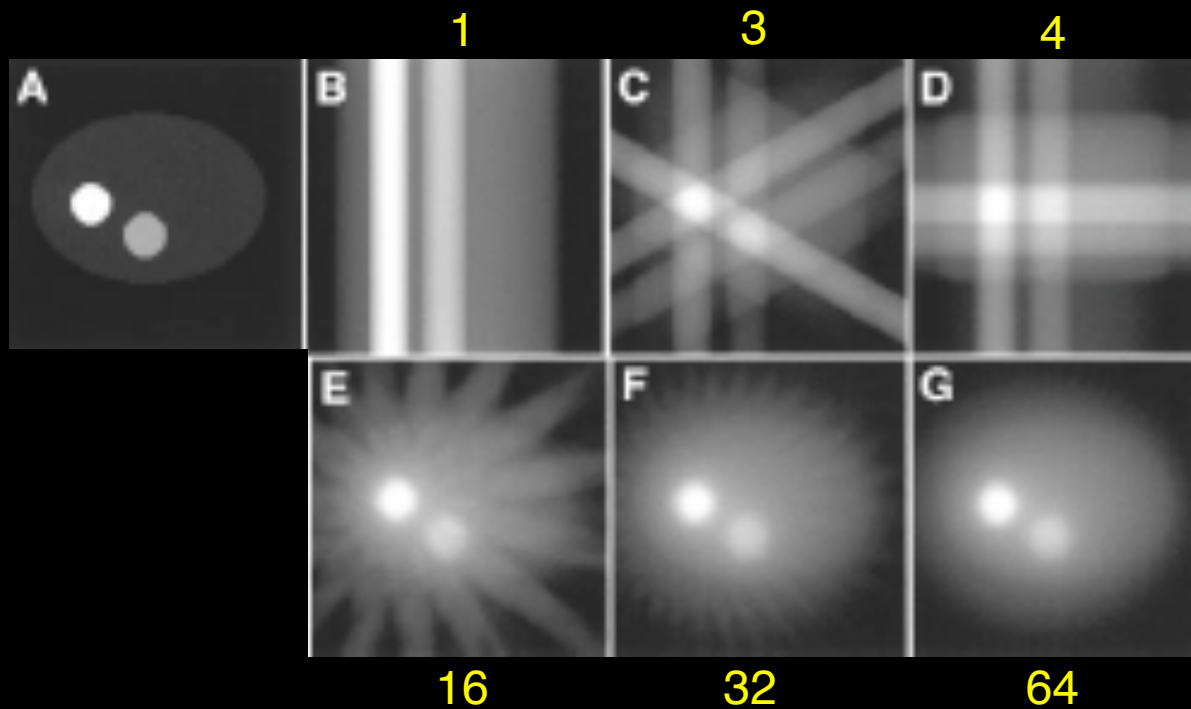
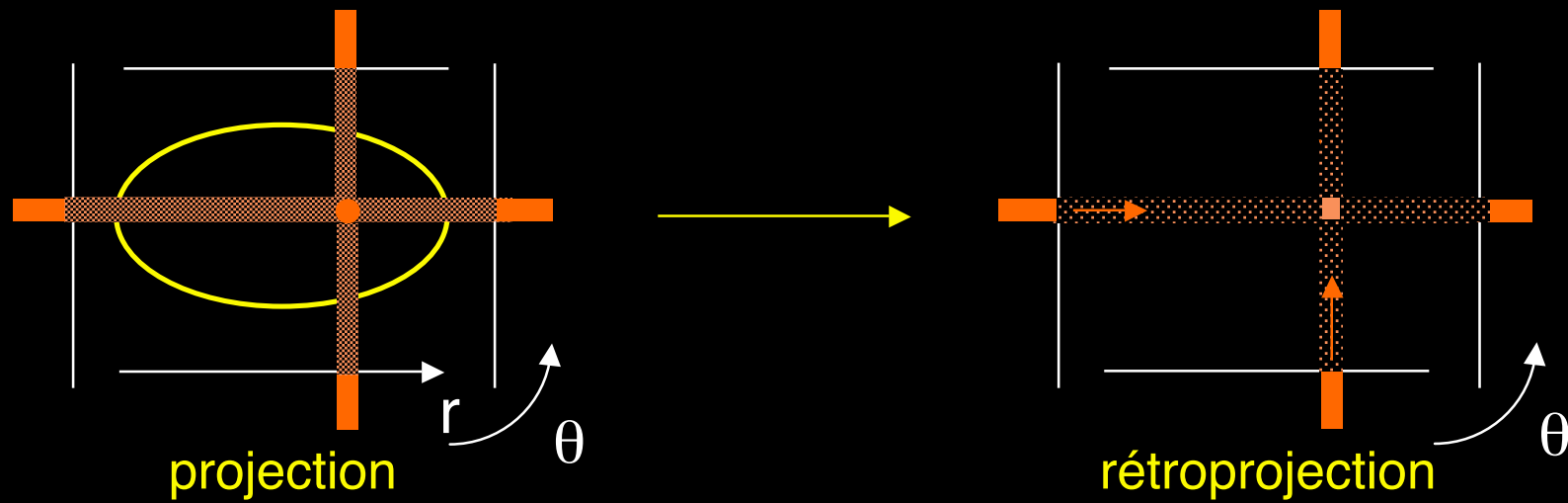
→ reconstruction d'une coupe 2D



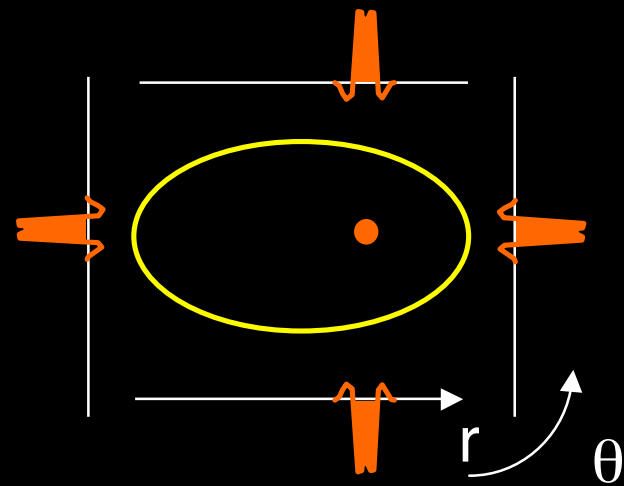
juxtaposition des coupes

→ volume 3D

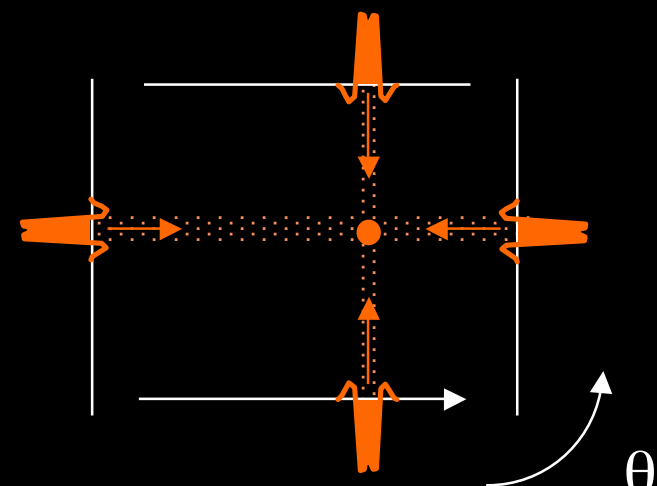
# Principe de la reconstruction tomographique



# Principe de la reconstruction tomographique



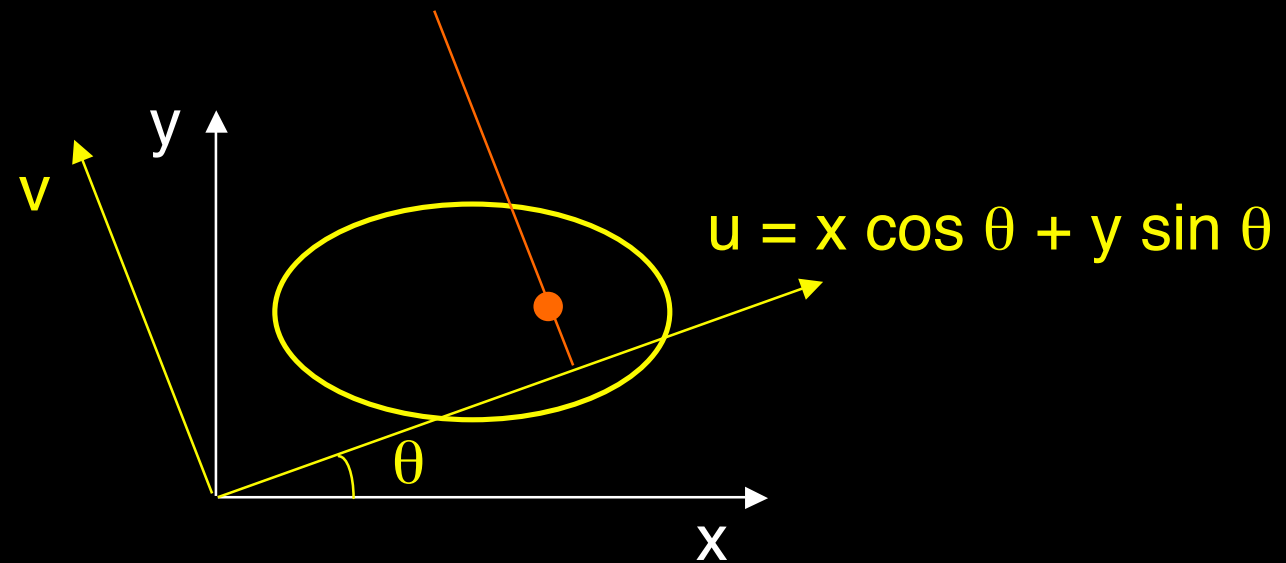
projection filtrée



rétroprojection filtrée



# Opérateurs impliqués en reconstruction tomographique



projection

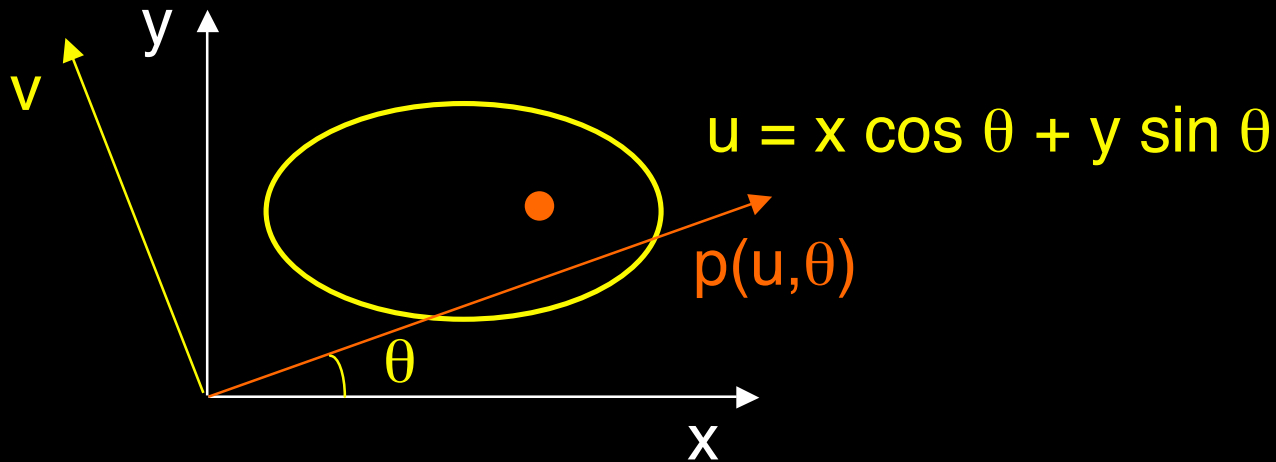
$$p(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) dv$$

rétroprojection

$$f^*(x, y) = \int_0^{\pi} p(u, \theta) d\theta$$

# Théorème de la tranche centrale

$$p(u,\theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) dv \xrightarrow{\text{transformée de Fourier}} P(\rho,\theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} p(u,\theta) e^{-i2\pi\rho u} du$$



$$\begin{aligned} \rho_x &= \rho \cos \theta \\ \rho_y &= \rho \sin \theta \\ du \cdot dv &= dx \cdot dy \end{aligned}$$

$$P(\rho,\theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) e^{-i2\pi\rho u} du \cdot dv = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) e^{-i2\pi(x\rho_x + y\rho_y)} dx \cdot dy$$

# Rétroprojection filtrée

$$P(\rho, \theta) = F(\rho_x, \rho_y)$$

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(\rho_x, \rho_y) e^{i2\pi(x\rho_x + y\rho_y)} d\rho_x \cdot d\rho_y$$

$$= \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} P(\rho, \theta) e^{i2\pi(x\rho_x + y\rho_y)} d\rho_x \cdot d\rho_y$$

$$= \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} P(\rho, \theta) |\rho| e^{i2\pi\rho u} d\rho \cdot d\theta$$

$$= \int_0^{\pi} p'(u, \theta) d\theta \quad \text{avec} \quad p'(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} P(\rho, \theta) |\rho| e^{i2\pi\rho u} d\rho$$

$$\rho_x = \rho \cos \theta$$
$$\rho_y = \rho \sin \theta$$

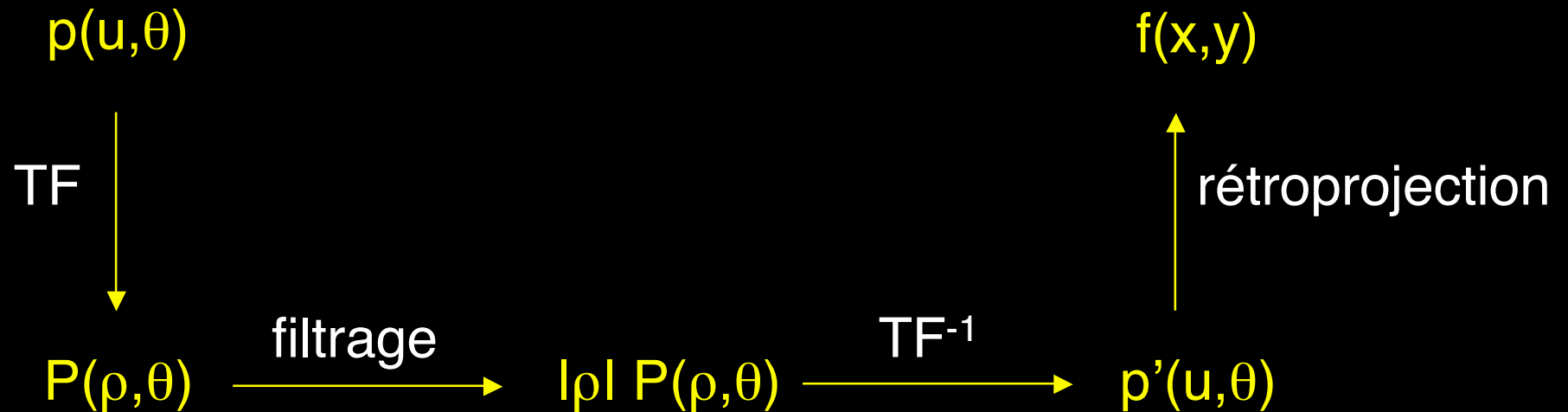
$$\rho = \sqrt{\rho_x^2 + \rho_y^2}$$
$$d\rho_x \cdot d\rho_y = \rho d\rho \cdot d\theta$$
$$u = x \cos \theta + y \sin \theta$$

# Algorithme de rétroprojection filtrée

$$f(x,y) = \int_0^\pi p'(u, \theta) d\theta \quad \text{avec} \quad p'(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} P(\rho, \theta) |\rho| e^{i2\pi\rho u} d\rho$$

projections

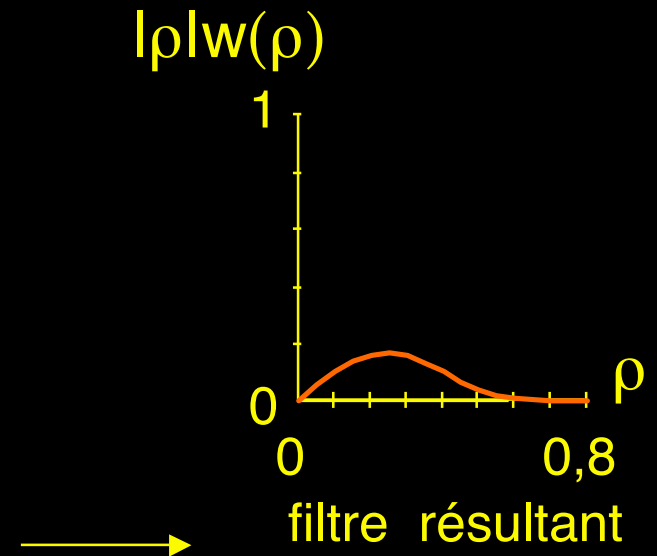
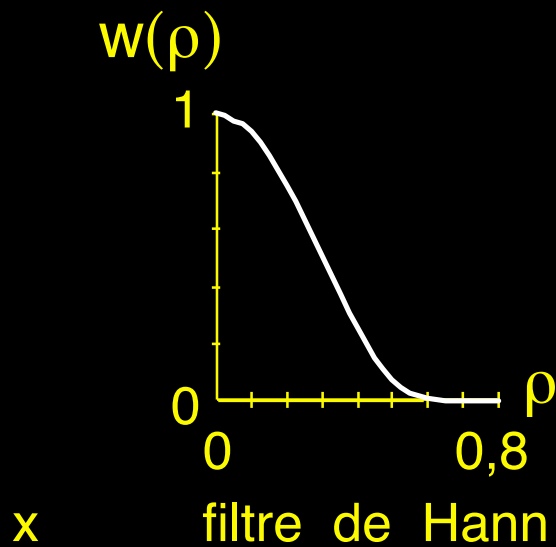
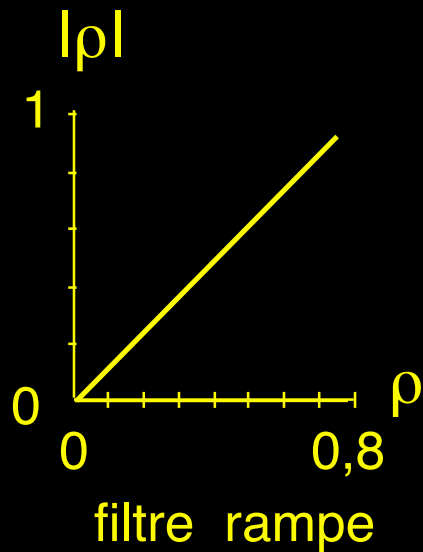
images reconstruites



# Insuffisance du filtre rampe

$$f(x,y) = \int_0^\pi p'(u, \theta) d\theta \quad \text{avec} \quad p'(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} P(\rho, \theta) |\rho| e^{i2\pi\rho u} d\rho$$

$$|\rho| \longrightarrow |\rho|w(\rho)$$

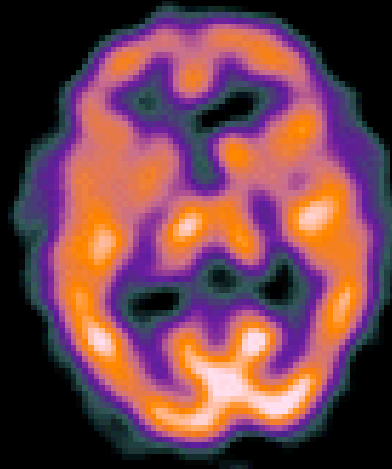


# SPECT cérébral HMPAO Tc-99m

## Syndrome de fatigue chronique



Avant traitement



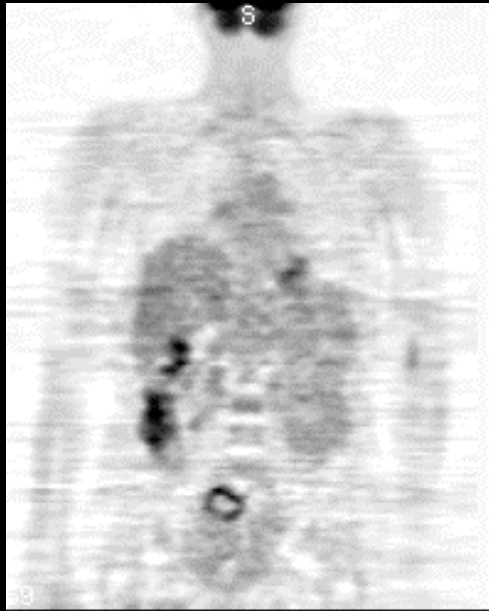
Après traitement



IRM anatomique

# Reconstruction analytique vs reconstruction algébrique

---

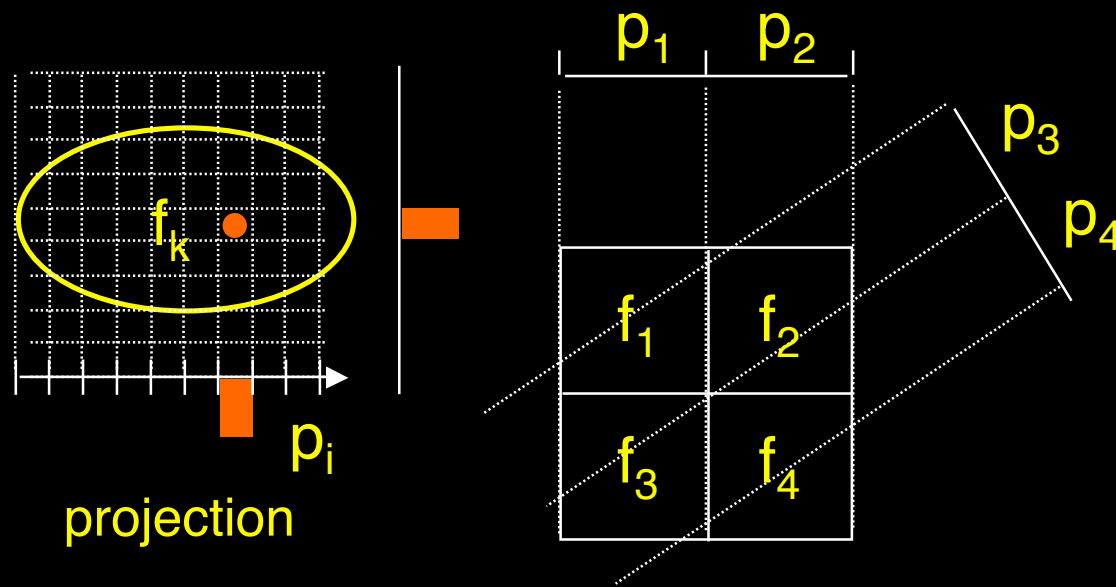


rétroprojection filtrée



reconstruction algébrique

# Principe des méthodes de reconstruction algébrique



$$\begin{aligned}
 p_1 &= r_{11} f_1 + r_{12} f_2 + r_{13} f_3 + r_{14} f_4 \\
 p_2 &= r_{21} f_1 + r_{22} f_2 + r_{23} f_3 + r_{24} f_4 \\
 p_3 &= r_{31} f_1 + r_{32} f_2 + r_{33} f_3 + r_{34} f_4 \\
 p_4 &= r_{41} f_1 + r_{42} f_2 + r_{43} f_3 + r_{44} f_4
 \end{aligned}$$

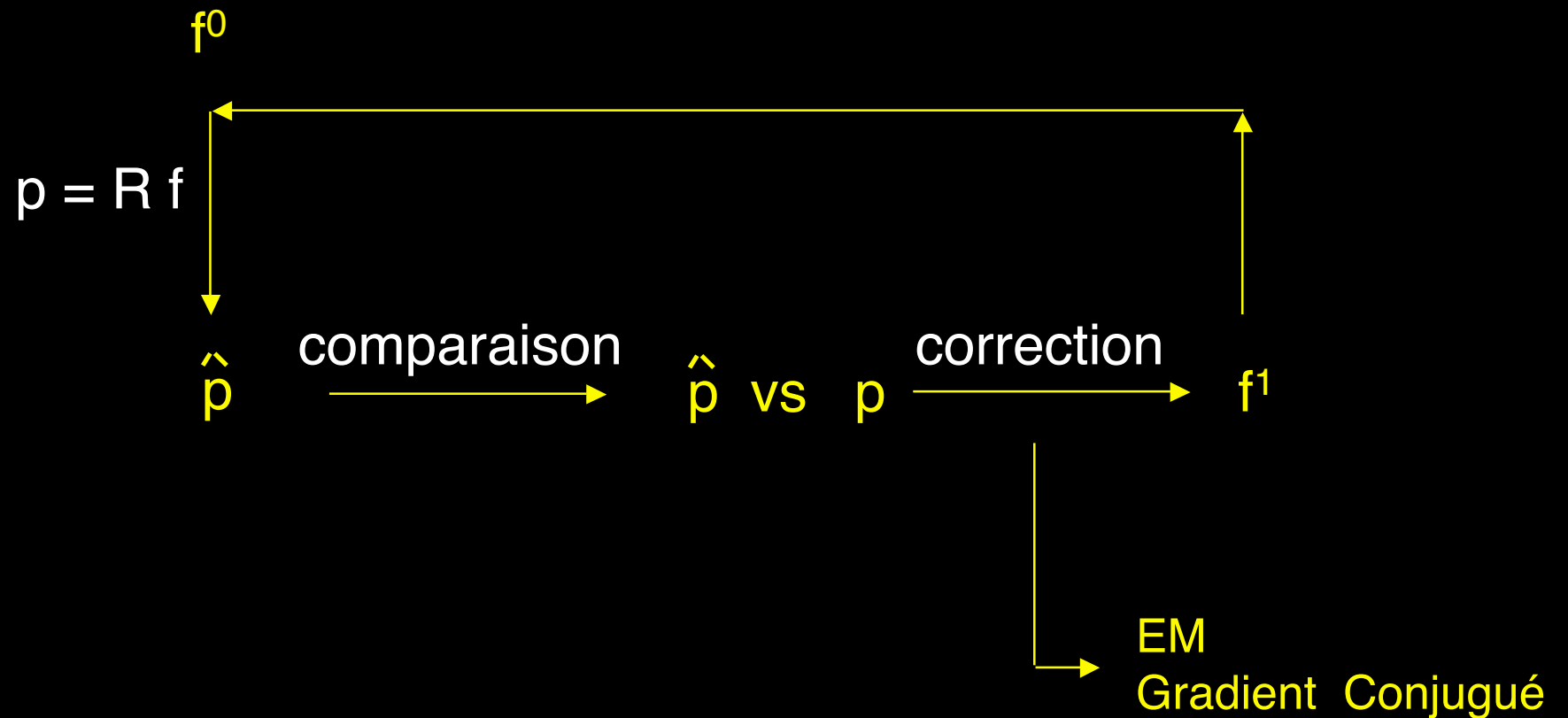
$$\begin{bmatrix} p_1 \\ p_2 \\ p_3 \\ p_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{11} & \dots & r_{14} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ r_{41} & \dots & r_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{p} = \mathbf{R} \mathbf{f}$$



# Résolution du problème inverse

$$p = R f$$



# Algorithmes de reconstruction itérative

---

EM  
(Expectation Maximization)

$$f^{n+1} = f^n R^t \frac{p}{R f^n}$$

solution positive  
convergence lente

Gradient Conjugué

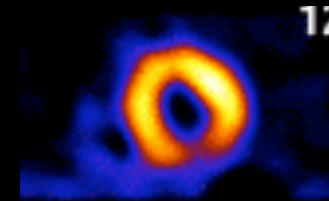
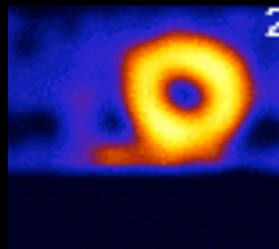
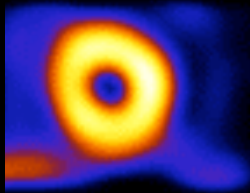
$$f^{n+1} = f^n + \alpha^n d^n$$

$\| p - R f \|^2$

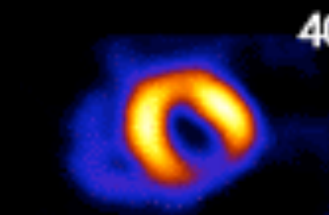
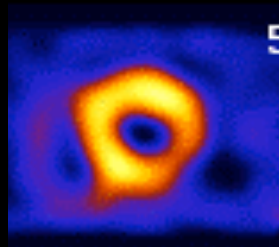
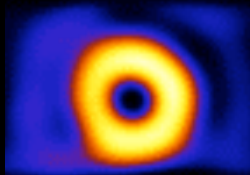
# Etude de la perfusion myocardique en TEMP

- $Tl^{201}$  ( $T_{1/2}=72,5$  h,  $E=69-83$  keV, 135 keV et 167 keV)  
analogue du potassium  
fixation régionale proportionnelle au flux sanguin  
100 MBq
- $Tc^{99m}$  sestamibi ou  $Tc^{99m}$  tetrofosmine ( $T_{1/2}=6$  h,  $E=140$  keV)  
fixation régionale proportionnelle au flux sanguin  
370 - 740 MBq

repos



effort



normal

ischémie

infarctus

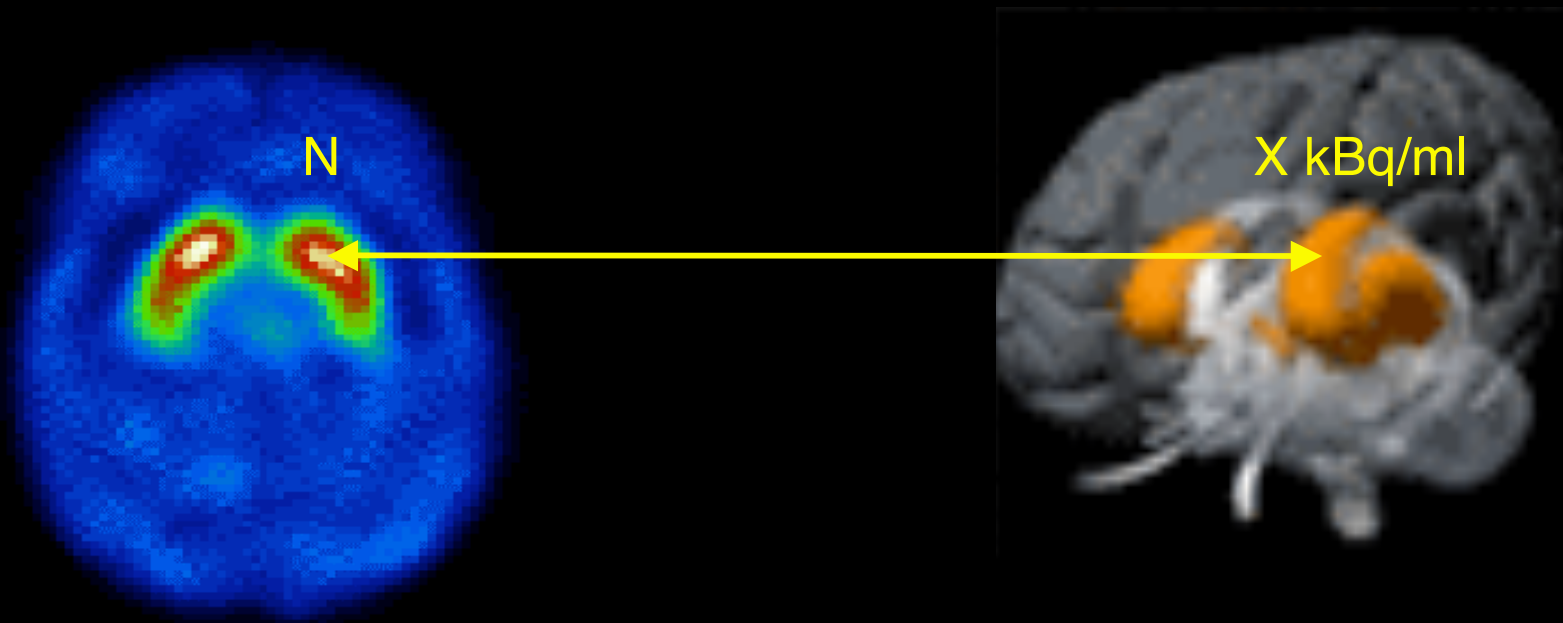
# Examen PET au FDG

---



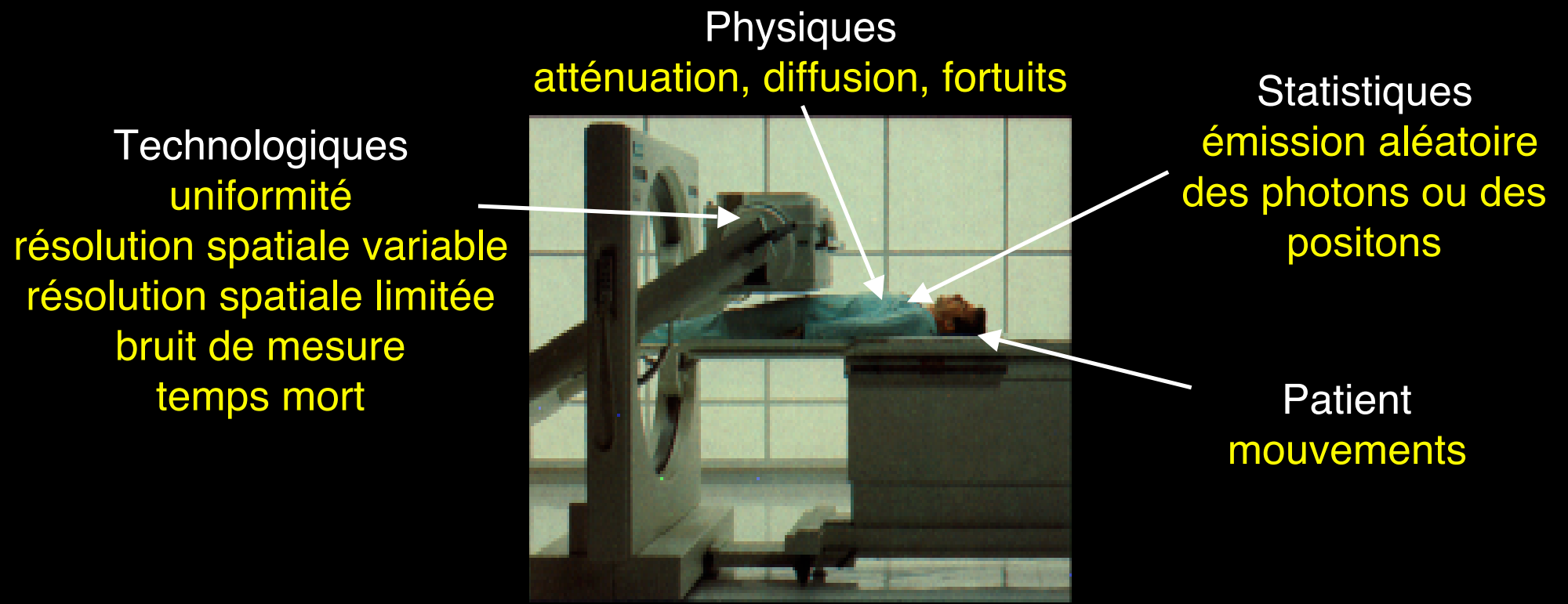
Cancer du poumon non à petites cellules

## Au delà des images : la quantification



Etablir la relation entre la valeur d'un pixel et la concentration de radiotraceur dans la région correspondante

# Obstacles à la quantification



Algorithmiques  
reconstruction tomographique

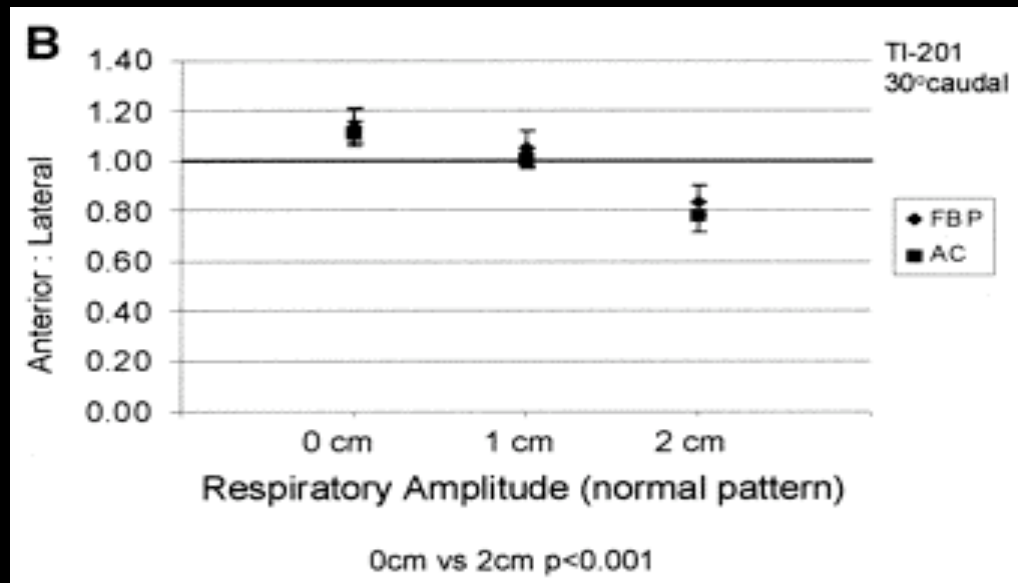


# Le mouvement et ses conséquences

2 types de mouvements :  
fortuits  
physiologiques : cardiaque, respiratoire, ...

Respiration normale : mouvement d'amplitude de 1 à 3 cm, ~18 fois/min

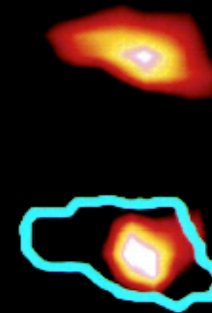
## SPECT cardiaque



→ modification du rapport d'activité antérieure/latérale de ~25%

*Pitman et al, J Nucl Med 2002:1259-1267*

## PET FDG pulmonaire



avec flou cinétique

« sans » flou cinétique

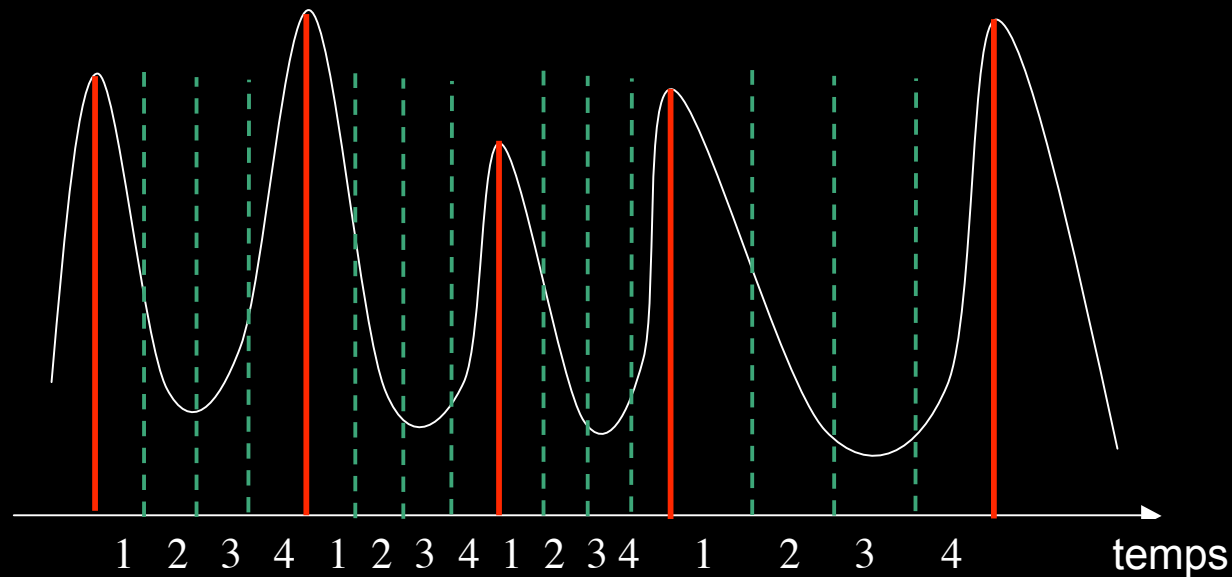
→ volume apparent des lésions augmenté de 10% à plus de 30% du fait du mouvement

→ valeur de fixation diminuée de 5% à plus de 100%

*Nehmeh et al, J Nucl Med 2002:876-881*

# Corrections de mouvements : où en est-on ?

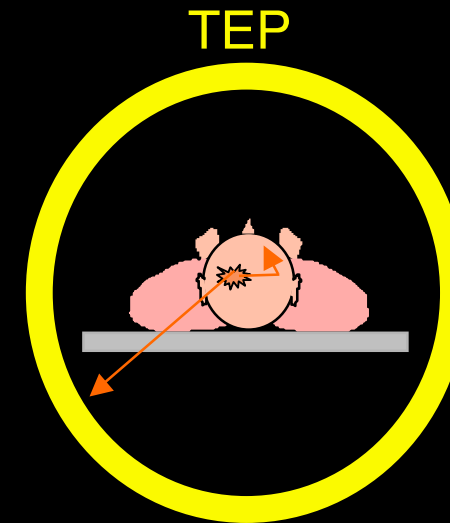
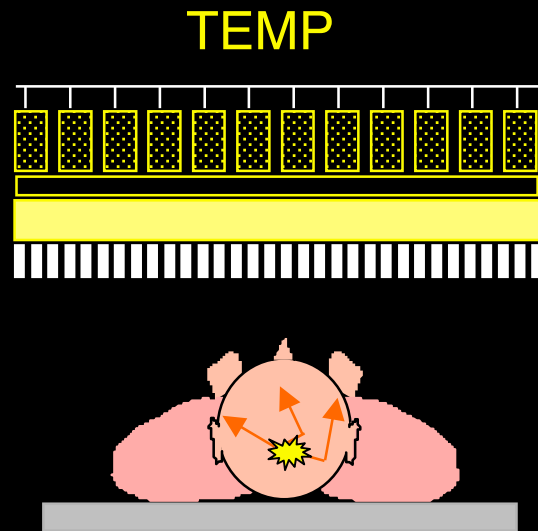
- Mouvements fortuits : tendre vers des examens plus courts
- Mouvements physiologiques :
  - pas de correction systématique
  - synchronisation cardiaque classique (TEP / TEMP)
  - vers la synchronisation respiratoire (notamment TEP oncologique pulmonaire)



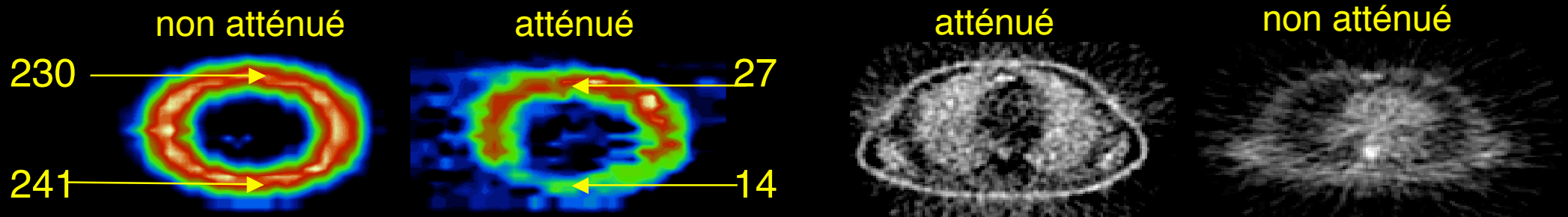
Utilisation ou non de toutes les données



# L'atténuation et ses conséquences



→ sous-estimation de l'activité de plus de 70%



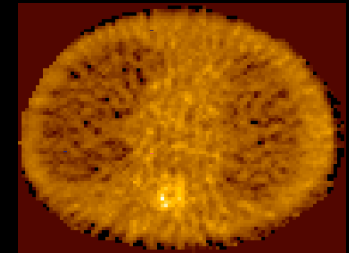
- pas de quantification absolue possible sans correction de l'atténuation
- dépend de la densité des tissus atténuants

# Corrections d'atténuation

Préalable à une correction efficace : mesure de la densité des tissus atténuants par un dispositif d'acquisition en transmission ou par tomодensitométrie



$$N = N_0 \exp \int_0^d -\mu(l) dl \xrightarrow{\text{reconstruction tomo}}$$



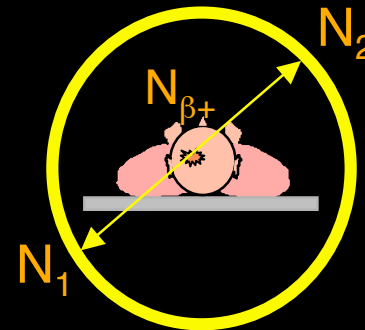
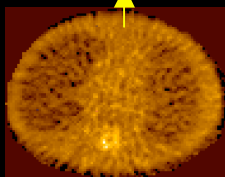
cartographie des  $\mu$

## Corrections

- Modélisation de l'effet de l'atténuation dans le projecteur utilisé lors de la reconstruction et reconstruction itérative

- Multiplication des sinogrammes par des facteurs de correction  $C$  exacts avant reconstruction

$$p = R_{\mu} f$$



$$N_1 N_2 = N_{\beta+} \exp \int_0^d -\mu(l) dl$$

$$C = N_0 / N$$

# Performances et conclusions sur la correction d'atténuation

Les corrections existent, sont implémentées sur les machines TEMP et TEP, et sont efficaces

mais ...

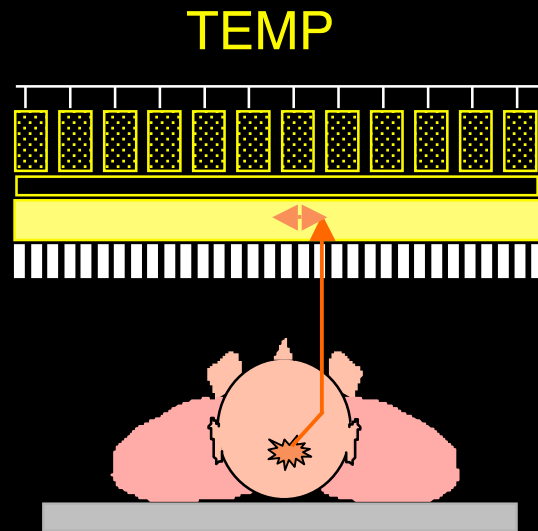
- En TEMP : manque de disponibilité des dispositifs d'acquisition en transmission pour la mesure de carte des  $\mu$  (les TEMP/TDM vont changer la donne)
- En TEP : travaux concernant la carte des  $\mu$  :
  - pour mettre à l'échelle les valeurs des  $\mu$  : segmentation, interpolation
  - pour compenser les flous cinétiques différents en TEP/CT



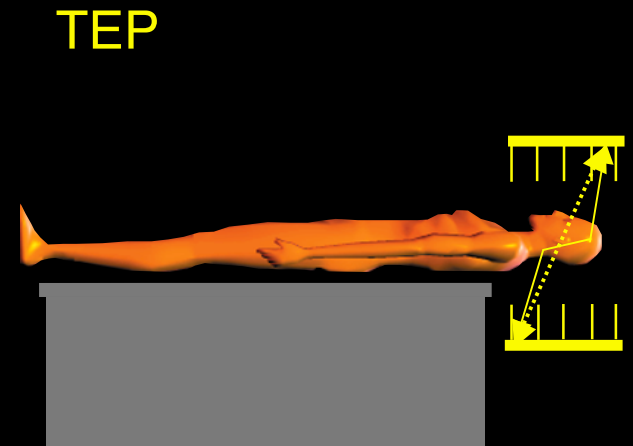
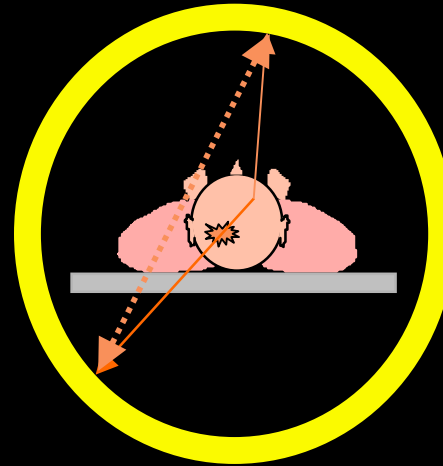
Concentrations d'activité environ 10% supérieure avec la correction utilisant la carte CT

*Nakamoto et al, J Nucl Med 2002:1137-1143*

# La diffusion et ses conséquences



~ 30% des photons détectés dans la fenêtre spectrométrique sont diffusés (Tc99m)



PET 2D : ~30%  
PET 3D : > 50%

- ➔ surestimation locale de l'activité > 10% (jusqu'à plus de 30%)
- ➔ réduction des rapports d'activité lésion / fond

# La correction de la diffusion

- Approches spectrométriques empiriques (surtout en TEMP)

- Modélisation simplifiée de la distribution des photons diffusés à partir d'une image reconstruite sans correction de diffusion et de la cartographie de densité du milieu atténuant

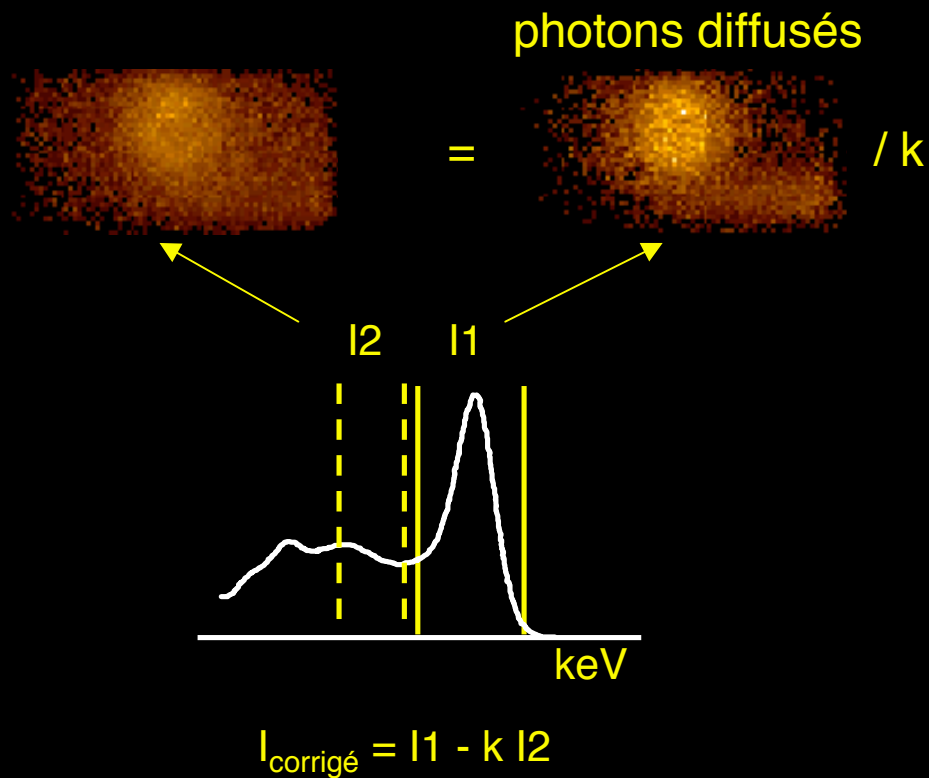


image reconstruite  
sans correction de  
la diffusion

image corrigée  
de la diffusion

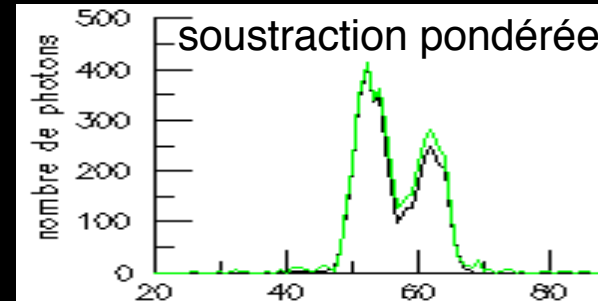
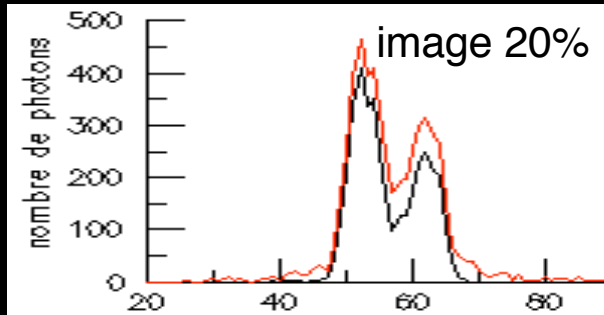
projections  
acquises

projections des  
photons diffusés

projections  
corrigées de la  
diffusion

# Performances des corrections de diffusion

En TEMP : méthodes simples et relativement efficaces pour la quantification des images  $Tc^{99m}$ , mais amplification du bruit



*Buvat et al, J Nucl Med 1995:1467-1488*

En TEP : méthodes implantées sur les systèmes améliorent la quantification, mais biais résiduels en 3D

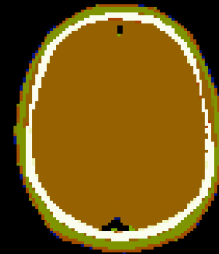
- correction d'atténuation  
erreurs : 9% à 30%
- différentes corrections  
de diffusion :  
erreurs : -5% à 12%

Figure of merit	Absolute concentration (kBq/ml)	
	B	D
Calibration concentration	5.88	4.86
AC	7.66±0.28	5.31±0.17
DEW	6.05±0.23	4.62±0.18
CVS	6.49±0.30	4.68±0.23
SRBSC	6.52±0.30	4.76±0.22
MCBSC1	6.51±0.24	4.81±0.21
MCBSC2	6.55±0.27	4.78±0.15

*Zaidi et al, Eur J Nucl Med 2000:1813-1826*

# Corrections de diffusion : perspectives

Vers des approches de modélisation de la distribution des photons diffusés à partir d'une première estimée de la distribution d'activité et de la cartographie du milieu atténuant



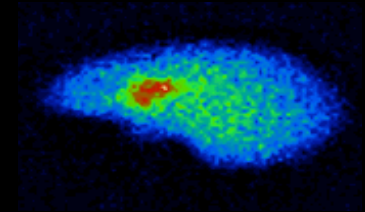
densité des tissus



modèle de la fonction de réponse « diffusé »



reconstruction tomographique itérative intégrant un modèle de la diffusion

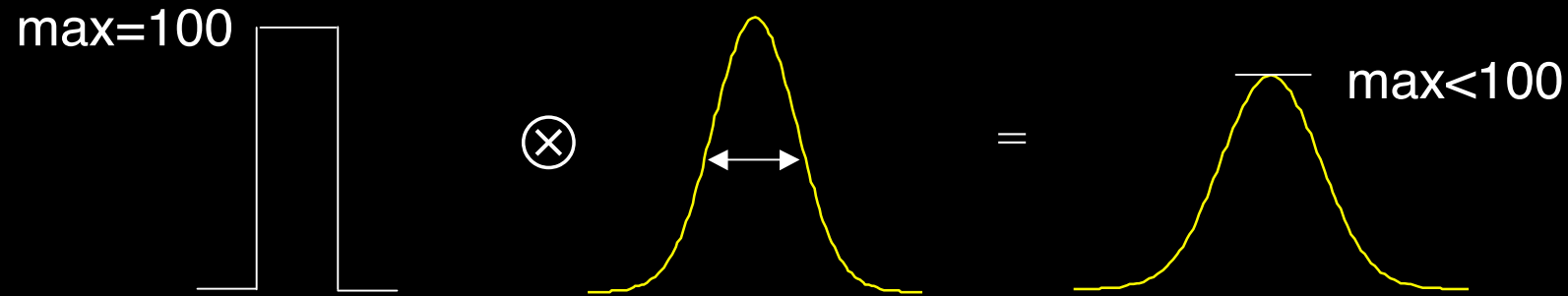


*Très coûteux en temps calcul  
mais repositionne les photons  
diffusés, d'où meilleur RSB*

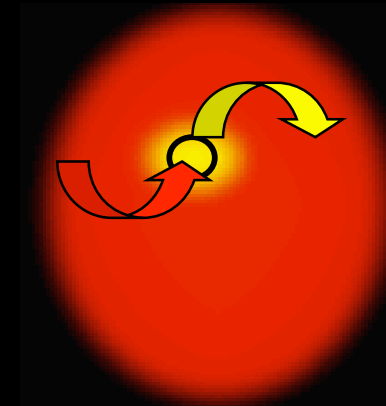
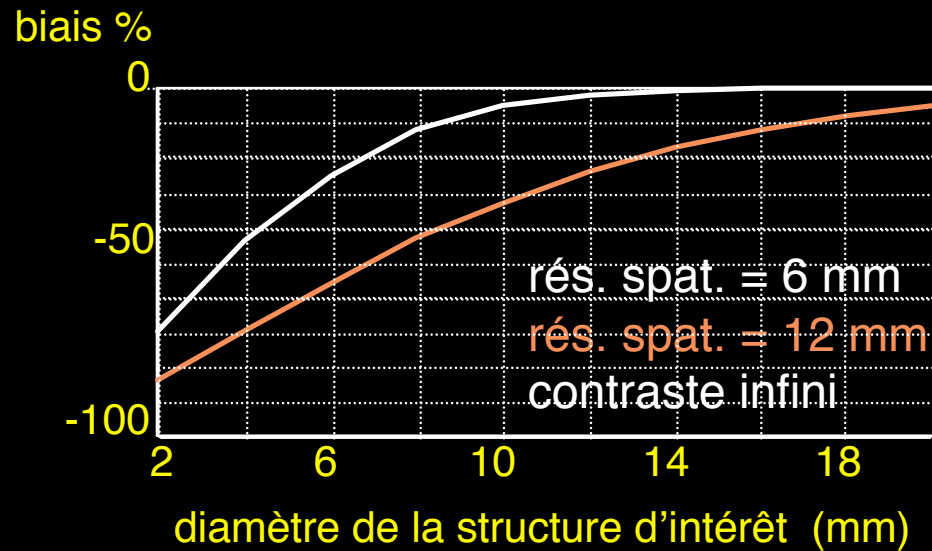
$$\rightarrow \mathbf{p} = \mathbf{R}_s \mathbf{f}$$

# L'effet de volume partiel et ses conséquences

effet commun au TEMP et TEP



affecte les structures de taille <2-3 FWHM



spill-in :  
activité extérieure  
contaminant la  
structure d'intérêt

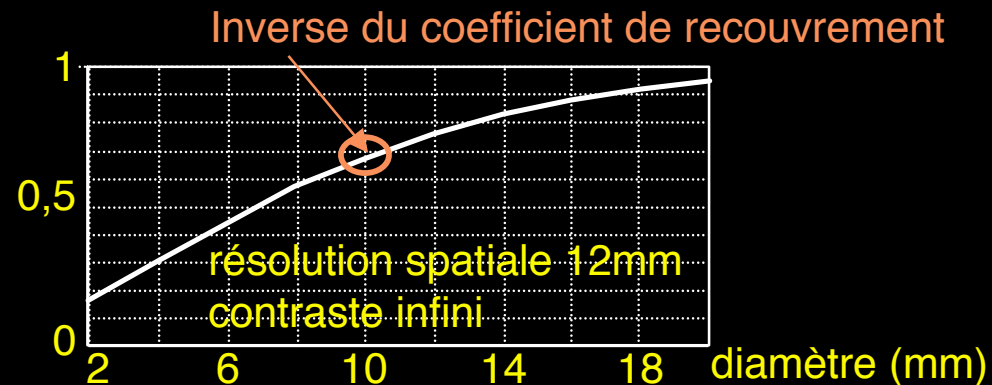
spill-out :  
activité émise dans la  
structure détectée à  
l'extérieur



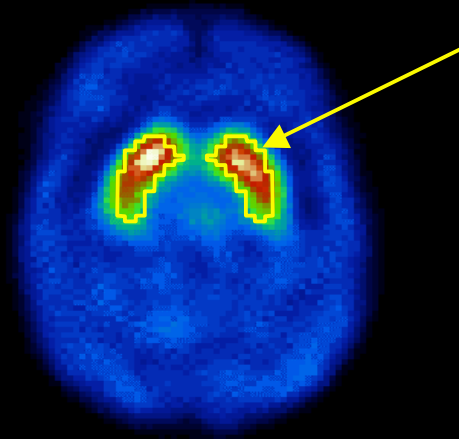
# Correction d'effet de volume partiel

- Multiplication des mesures par un coefficient de recouvrement, qui dépend de la taille (et forme) de la structure, de la résolution spatiale dans les images reconstruites et du contraste à appliquer aux mesures

$\frac{\text{activité restituée}}{\text{activité originale}}$



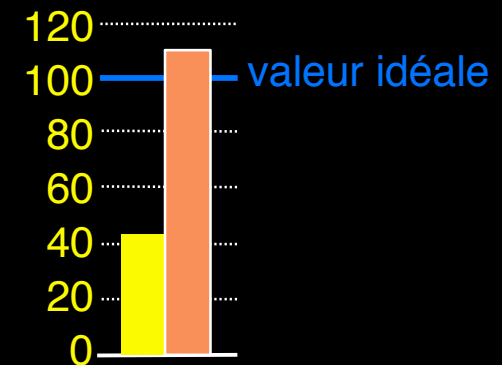
# Performances et conclusions sur la correction de volume partiel



■ ttes corrections  
sauf volume partiel

■ ttes corrections

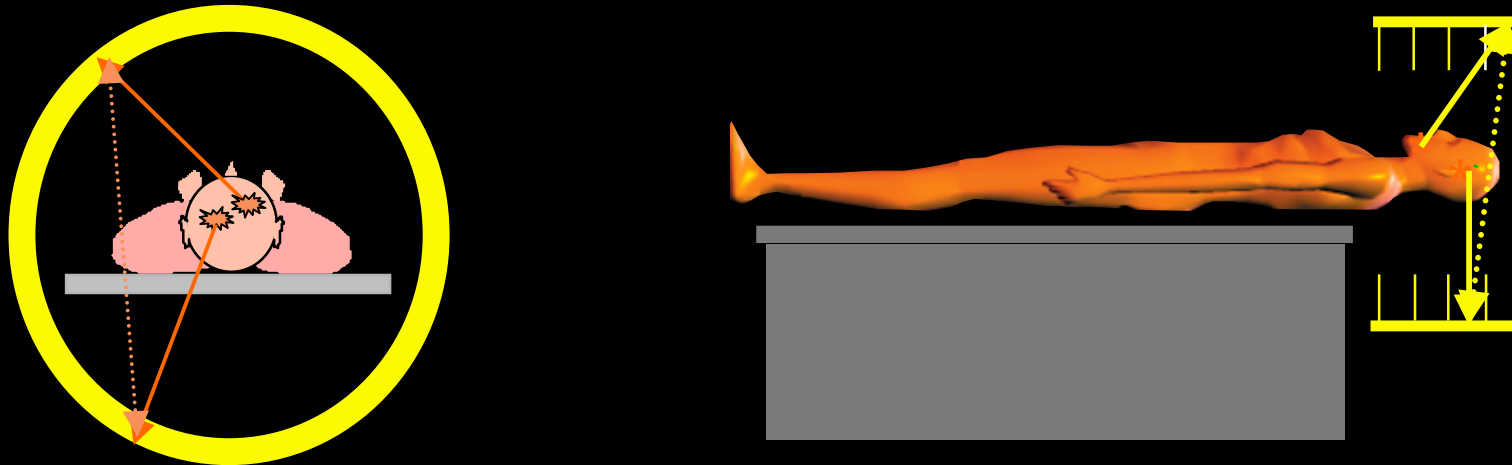
activité restituée dans les putamen (%)



TEMP

- Correction délicate, nécessitant une information anatomique haute résolution
- Correction sensible aux erreurs de segmentation et aux différences entre anomalies anatomiques et fonctionnelles
- Non disponible en routine
- Le futur : exploitation de l'information CT pour faciliter une mise en œuvre ?

# Les coïncidences fortuites en TEP

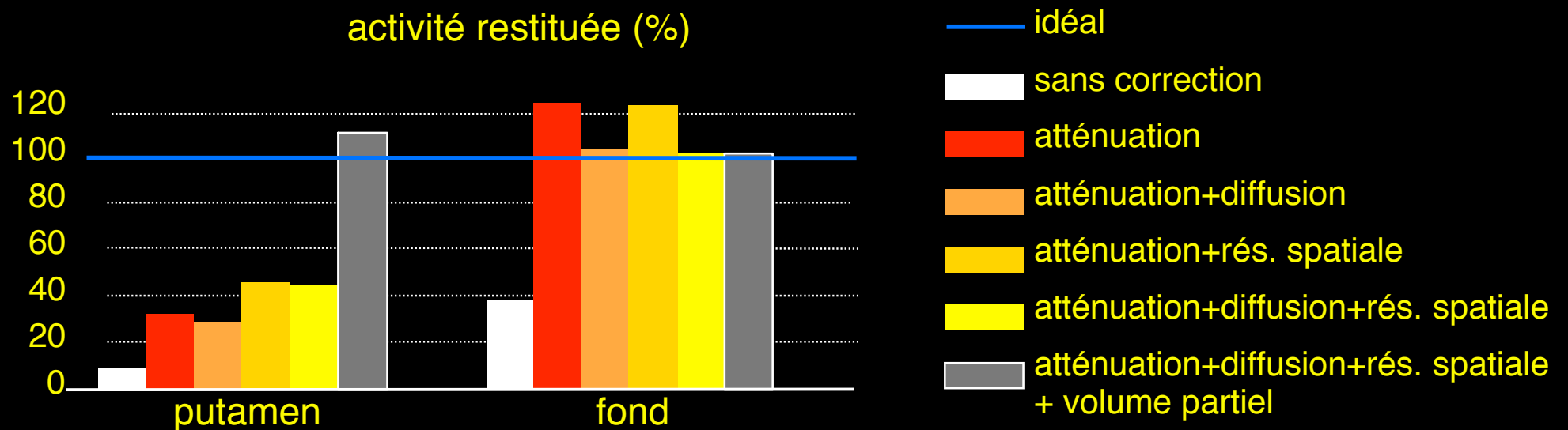
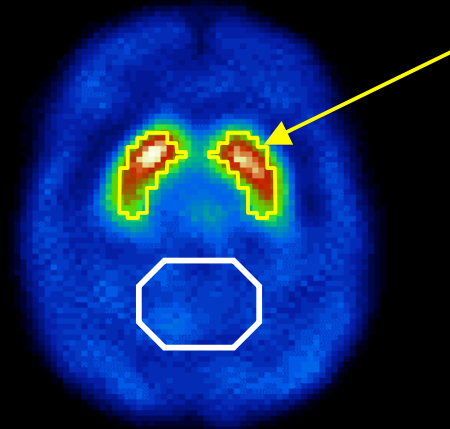


leur nombre varie comme le carré de l'activité dans le champ de vue :  $N = 2 \tau S_1 S_2$

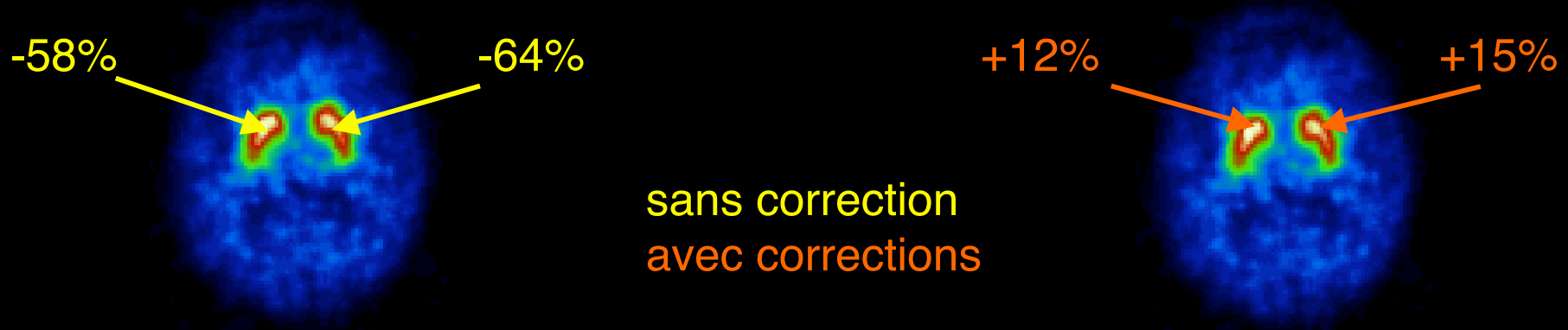
- 2 méthodes de correction efficaces en ligne :
  - fenêtre temporelle de coïncidence décalée dans le temps
  - estimation à partir des taux d'événements simples  $S_1$  et  $S_2$
- ➔ pas de biais majeur lié à la détection de coïncidences fortuites
  
- Augmentation du bruit consécutive à leur soustraction
- ➔ augmentation de la variabilité associée aux mesures

# Synthèse : importance relative des différents biais

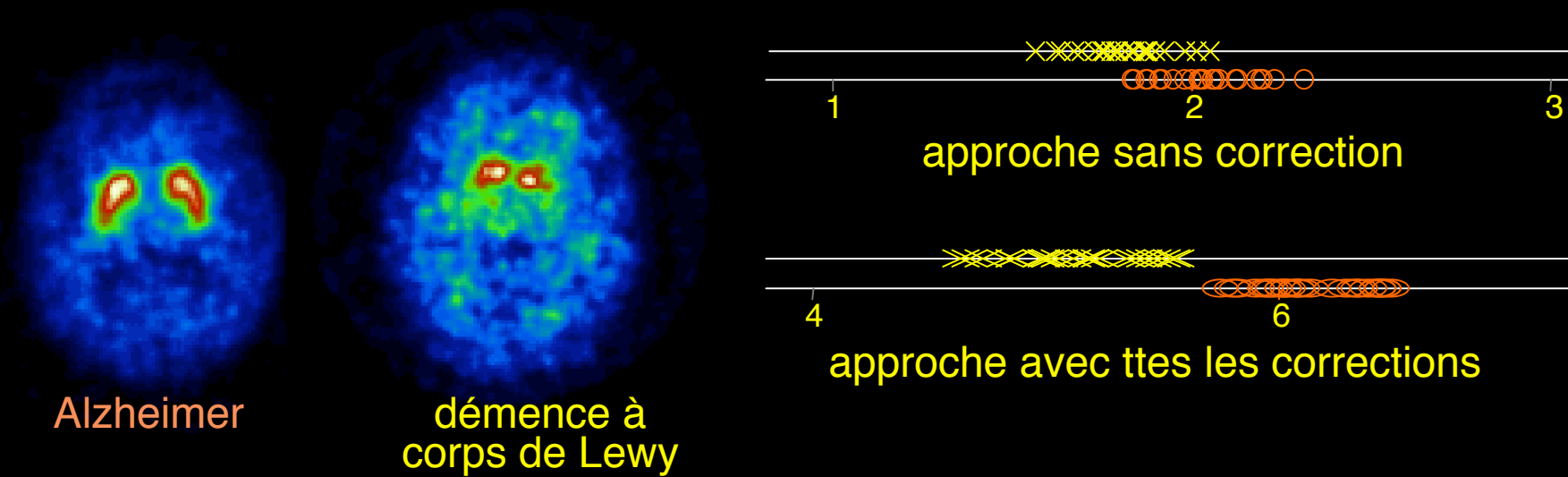
## TEMP cérébral du système dopaminergique



# Importance des corrections, même en quantification relative



mesure du potentiel de liaison



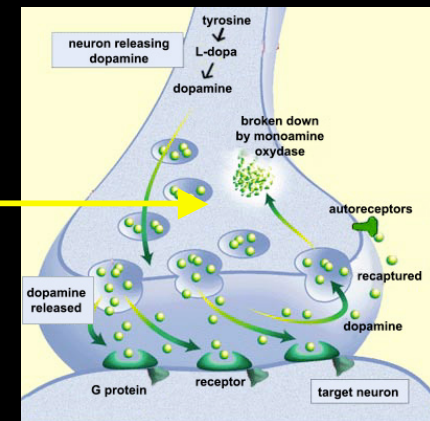
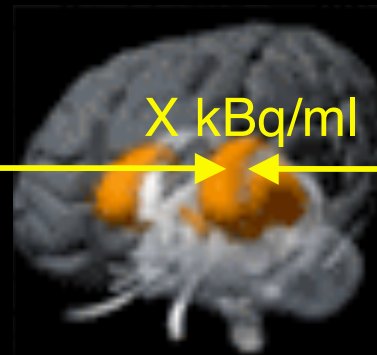
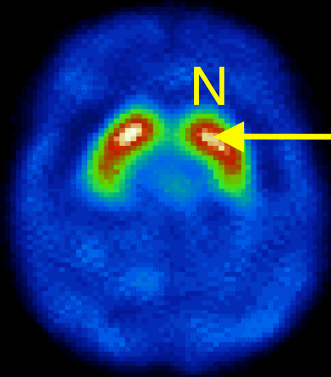
diagnostic différentiel

# Conclusions sur la quantification

---

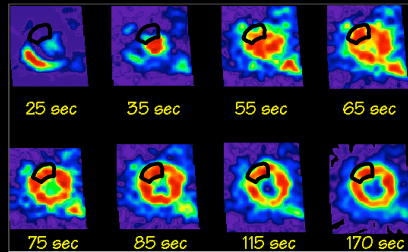
- La quantification est accessible, en TEP et en TEMP
- Une quantification absolue fiable, en TEP ou en TEMP, est un processus complexe, nécessitant une cartographie de la densité des tissus, un protocole d'acquisition et d'analyse rigoureusement contrôlé, et idéalement, une cartographie anatomique haute résolution
- La quantification fiable est plus aisée en TEP qu'en TEMP, du fait de la correction d'atténuation plus accessible et de la meilleure résolution spatiale, mais reste difficile en TEP
- Les détecteurs bimodaux TEP/CT et TEMP/CT pourraient jouer un rôle majeur pour faire de la quantification une réalité clinique
- Le problème de volume partiel reste l'obstacle majeur à la quantification des structures de petites tailles

## Au delà de la mesure de « fixation » : la modélisation

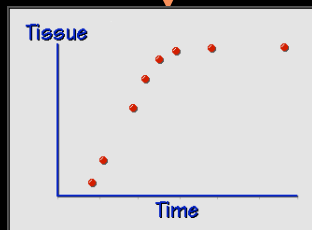


Exploiter les mesures de concentration de radiotraceur pour estimer des paramètres physiologiques caractérisant les processus étudiés

# Principe de l'estimation de paramètres physiologiques



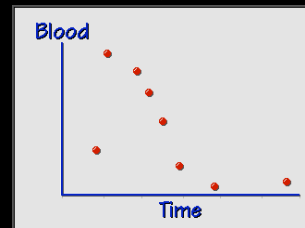
séquence d'images dynamique



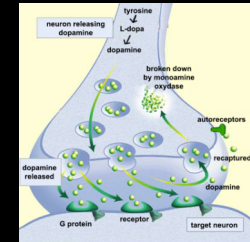
cinétique associée à une région



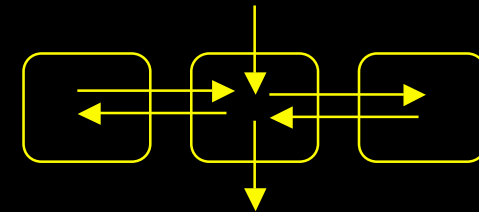
prélèvement sanguin



fonction d'entrée



connaissances biochimiques



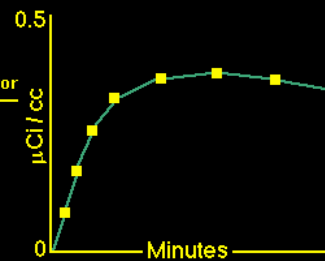
modèle

ajustement des mesures au modèle

Iteration #: 3  
Chi-Square: 0.6879142

Parameter	Estimate	Standard Error
k1	0.1019	0.01735
k2	0.1326	0.02242
k3	0.06548	0.006839

Convergence has occurred.

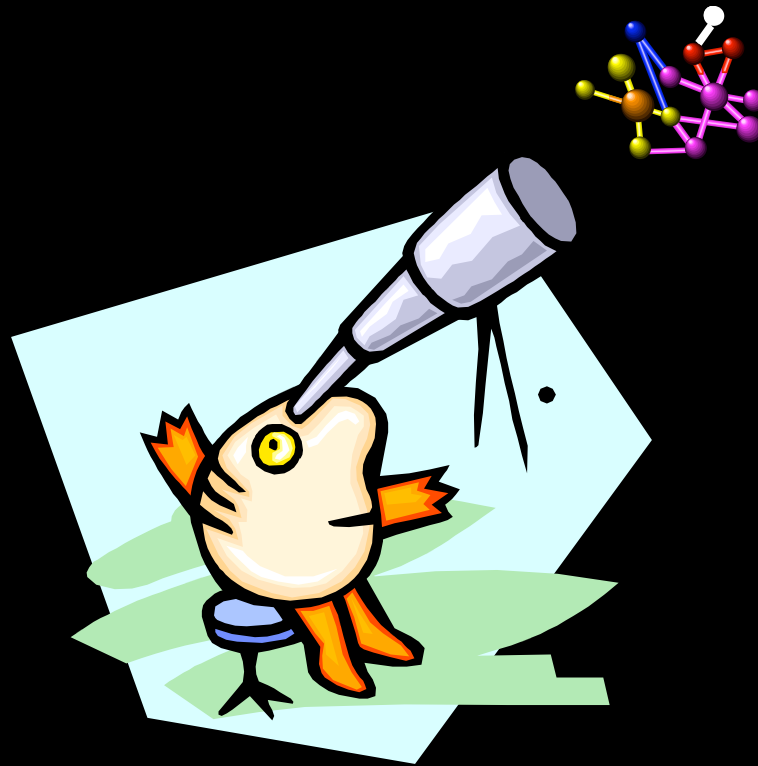


paramètres physiologiques relatifs à la région,  
e.g., constante d'échange, flux sanguin, densité de récepteurs

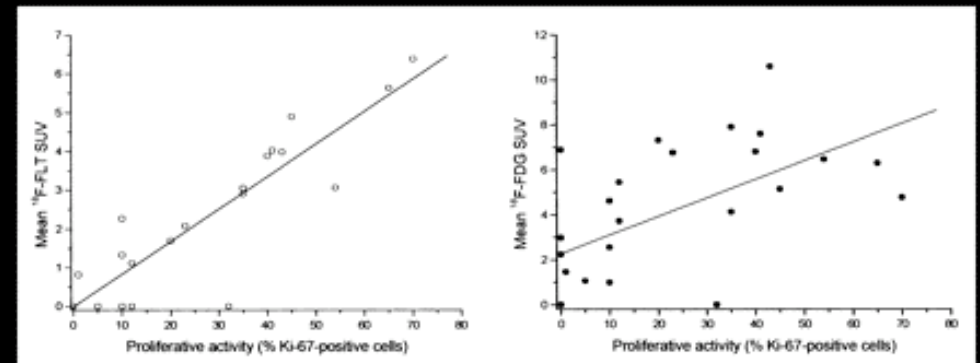
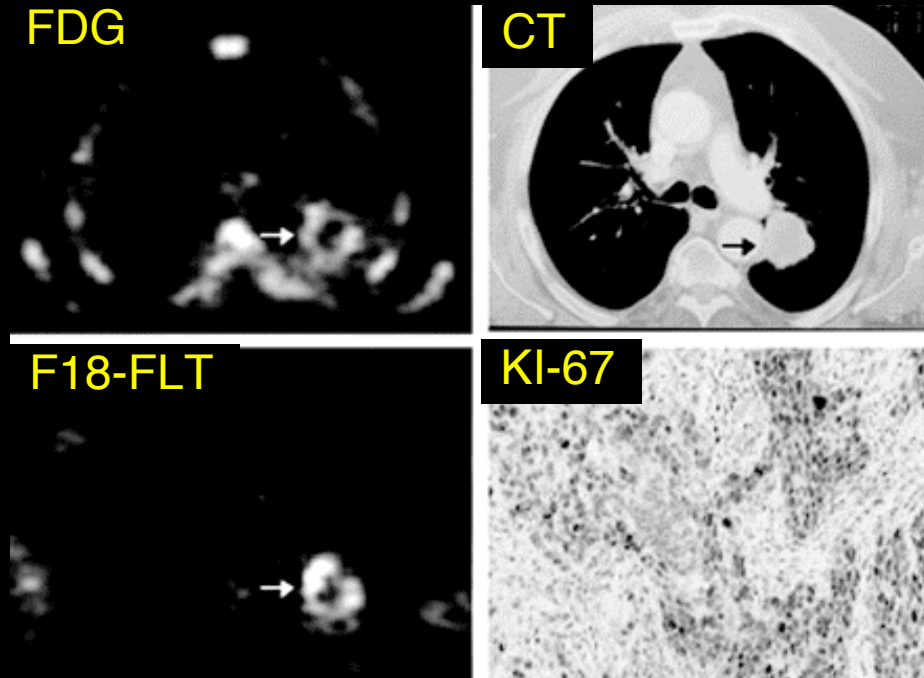


# Le futur

---



# Les challenges : radiotraceurs



Radiotraceurs plus spécifiques...

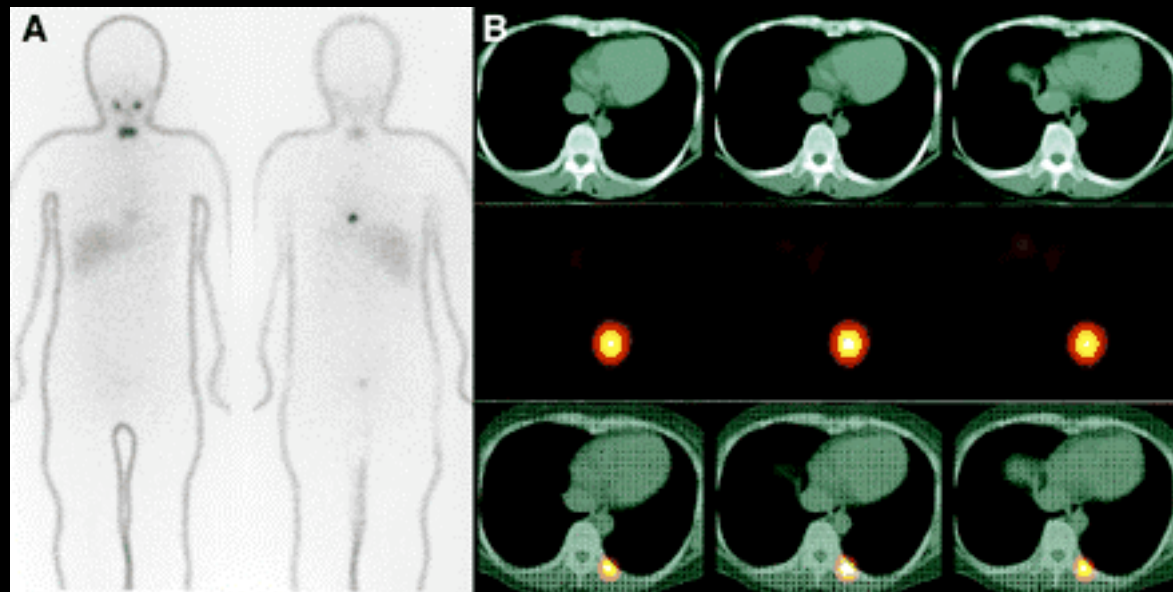
# Les challenges : détecteurs

PET/CT



*Wahl et al. J. Nucl. Med. 2004 45: 82S-95S.*

SPECT/CT

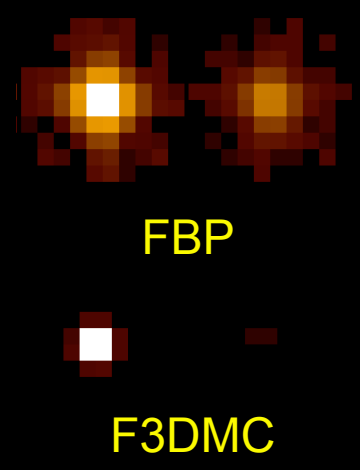
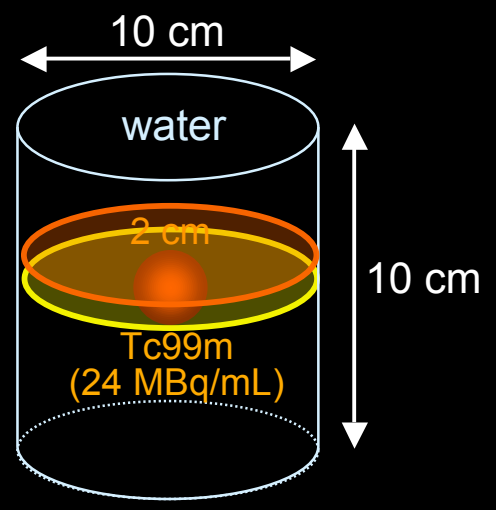
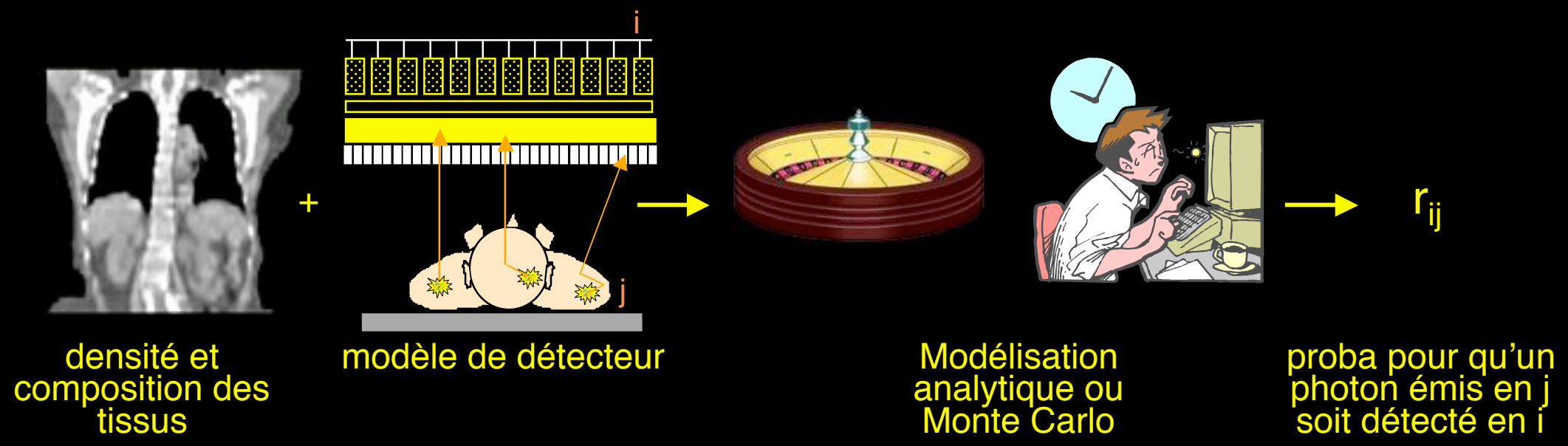


I-131

PET/IRM...

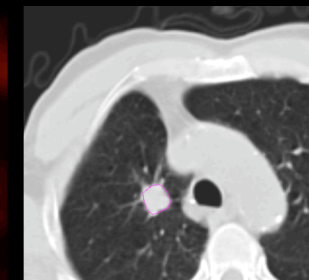
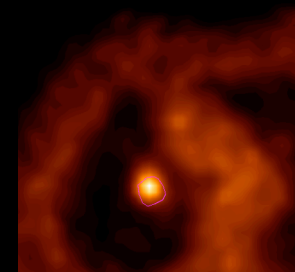
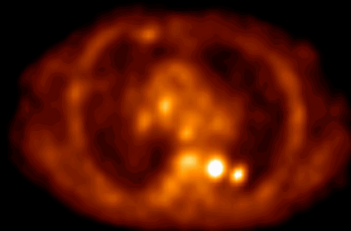
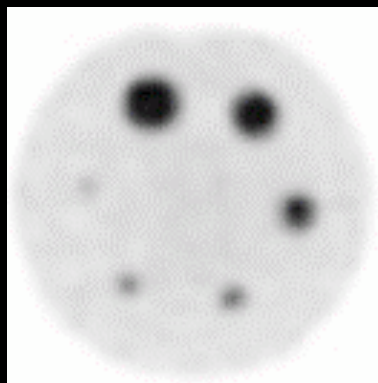
*Yamamoto et al. J. Nucl. Med. 2003 44: 1905-1910.*

# Les challenges en quantification : meilleure intégration de l'information CT



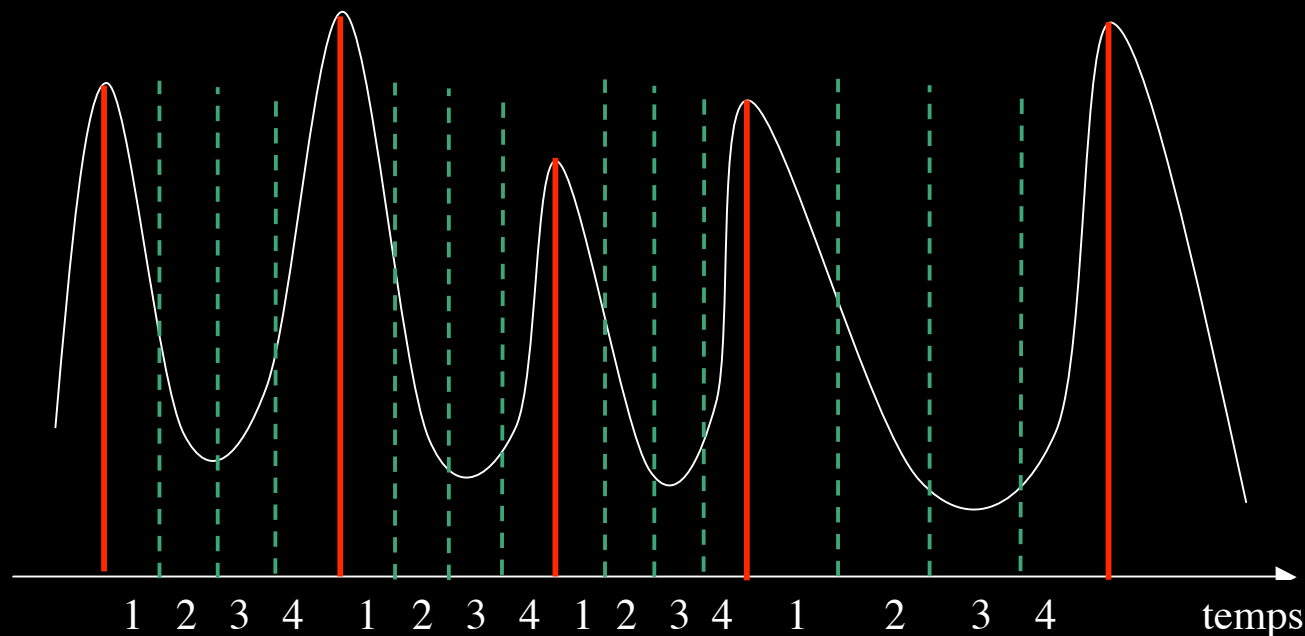
# Les challenges en quantification : meilleure intégration de l'information CT

## Compensation des effets de volume partiel



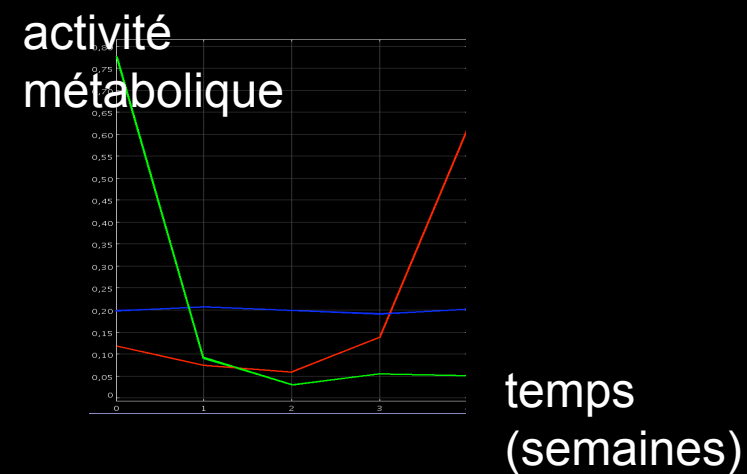
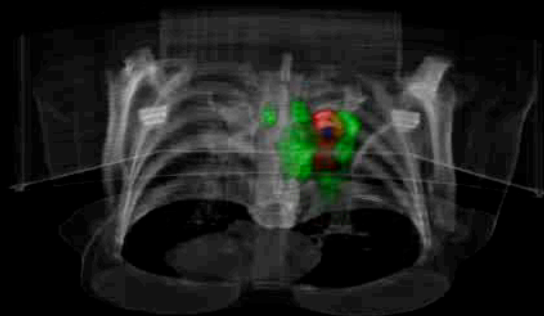
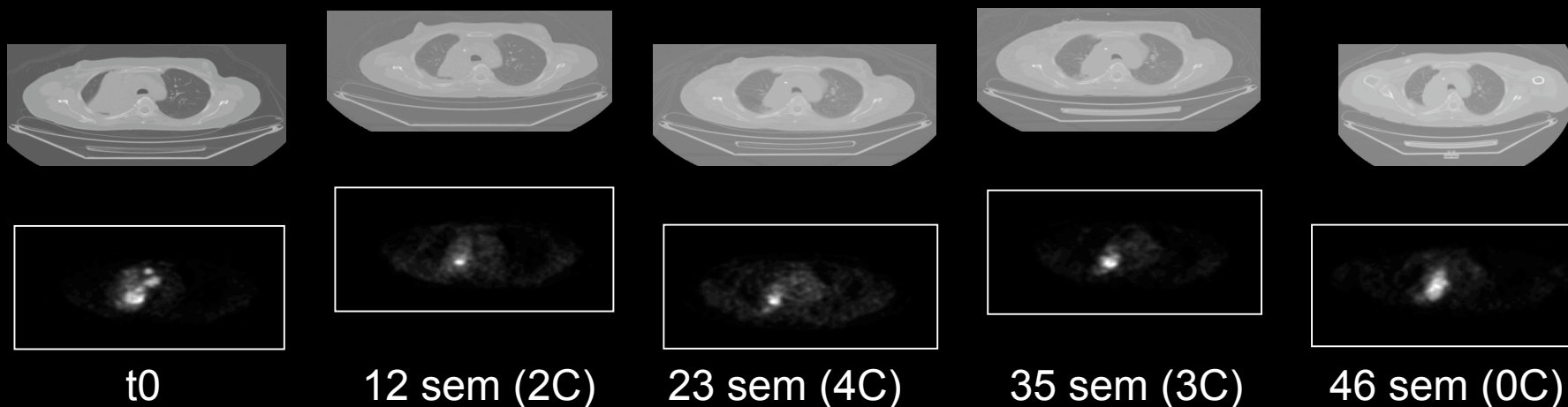
$SUV_{max} = 4.9$ ,  $SUV_{mean} = 2.6$

## Compensation des mouvements respiratoires



# Les challenges en termes d'applications

## Le suivi thérapeutique en PET

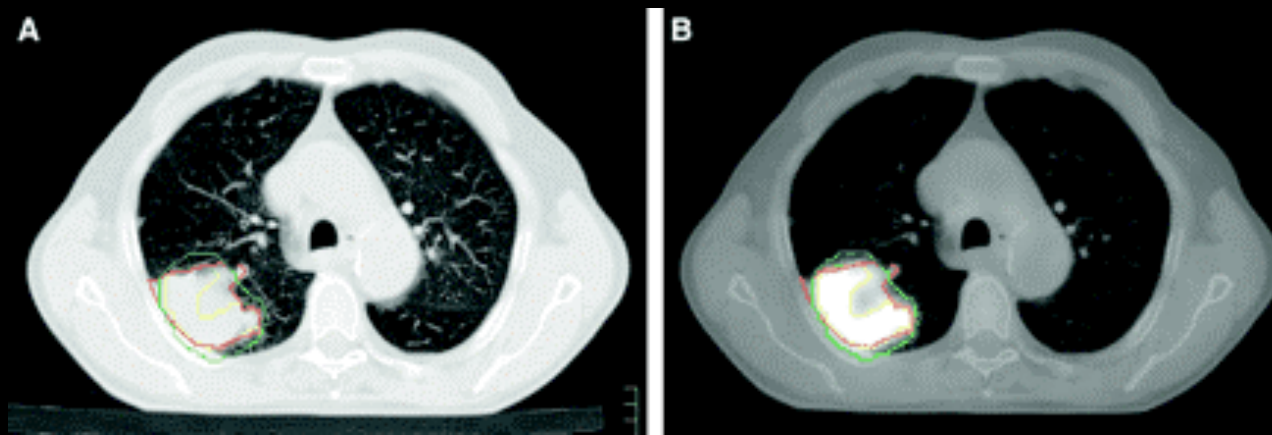


# Les challenges en termes d'applications

## Définition des zones à cibler en radiothérapie

Actuellement, uniquement à partir des images CT : volume « anatomique »

Le futur : irradiation à partir d'un volume « fonctionnel » ?



Jaune : volume défini à partir du PET en considérant tous les pixels de valeurs  $> 40\%$  SUVmax

Vert : volume défini à partir du PET avec une approche empirique dérivée d'expériences sur fantômes maximisant la corrélation entre volume PET et volume CT

Rouge : volume défini à partir du CT seulement

*e.g., Nestle et al, J Nucl Med 2005*