

# Imagerie en Médecine Nucléaire

---

Irène Buvat

UMR 8165 CNRS

Imagerie et Modélisation en Neurobiologie et Cancérologie  
Orsay

buvat@imnc.in2p3.fr

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

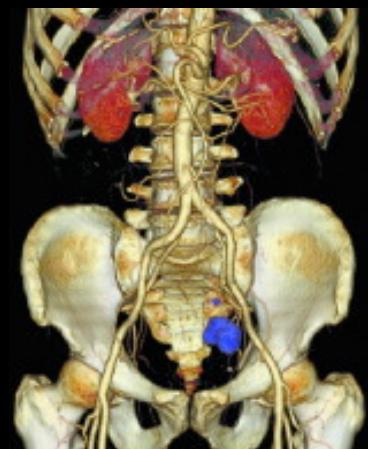
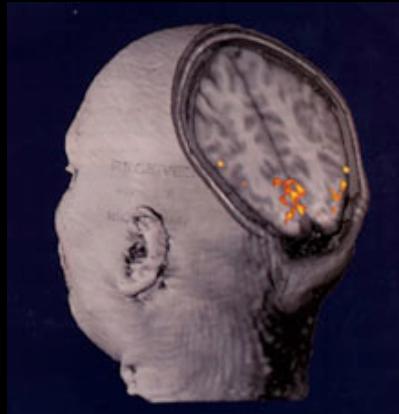
# Introduction

---

- 1895



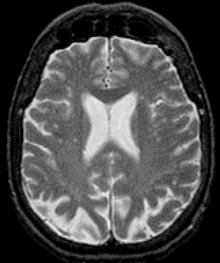
- Aujourd'hui



## Trois types d'imagerie

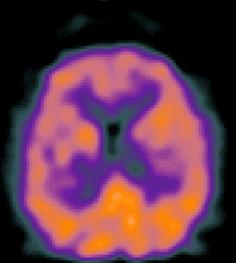
---

- Imagerie morphologique : étude de l'anatomie



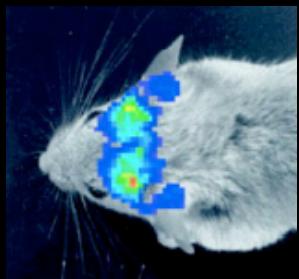
scanner, IRM, ... :  
haute résolution spatiale

- 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

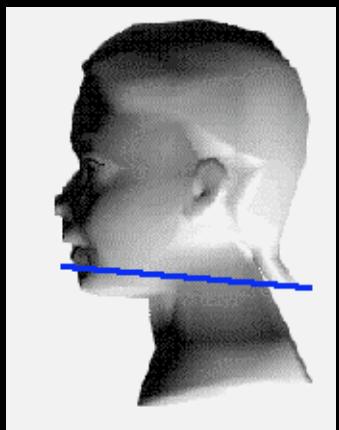


imagerie scintigraphique, imagerie optique, IRM  
essentiellement développée chez le petit animal

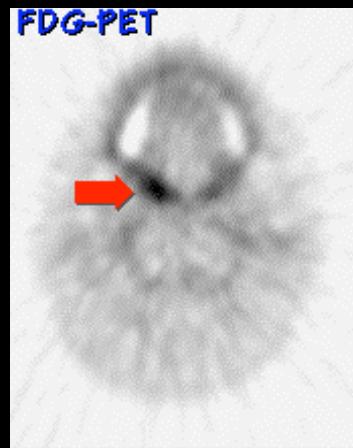
## Intérêt de l'imagerie fonctionnelle

---

- Imagerie anatomique normale



- Imagerie fonctionnelle anormale



## Limites de l'imagerie fonctionnelle

---

- Imagerie fonctionnelle anormale



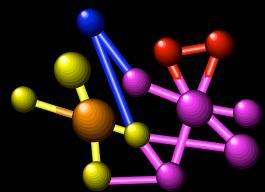
- Imagerie anatomique nécessaire à la localisation de l'anomalie



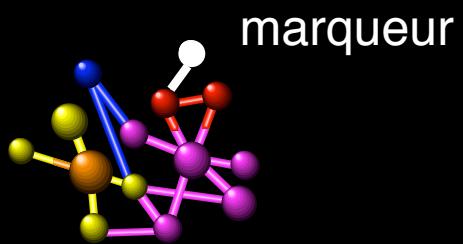
*David Brasse, University of Pittsburgh*

# Principe général de l'imagerie fonctionnelle

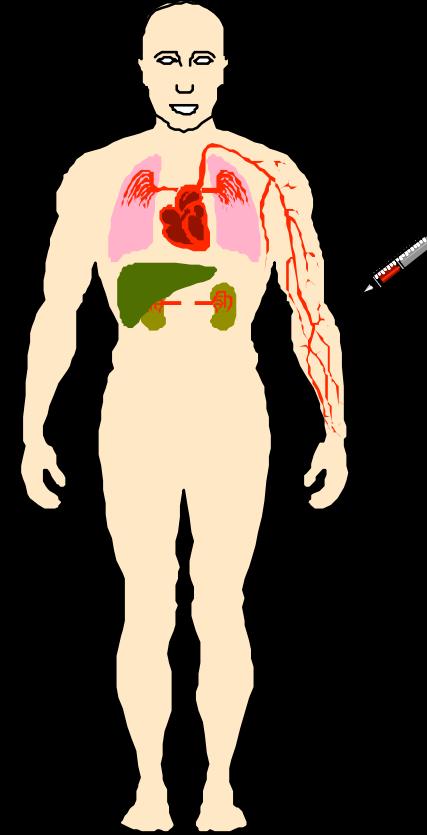
---



1. Traceur caractéristique d'une fonction métabolique ou physiologique

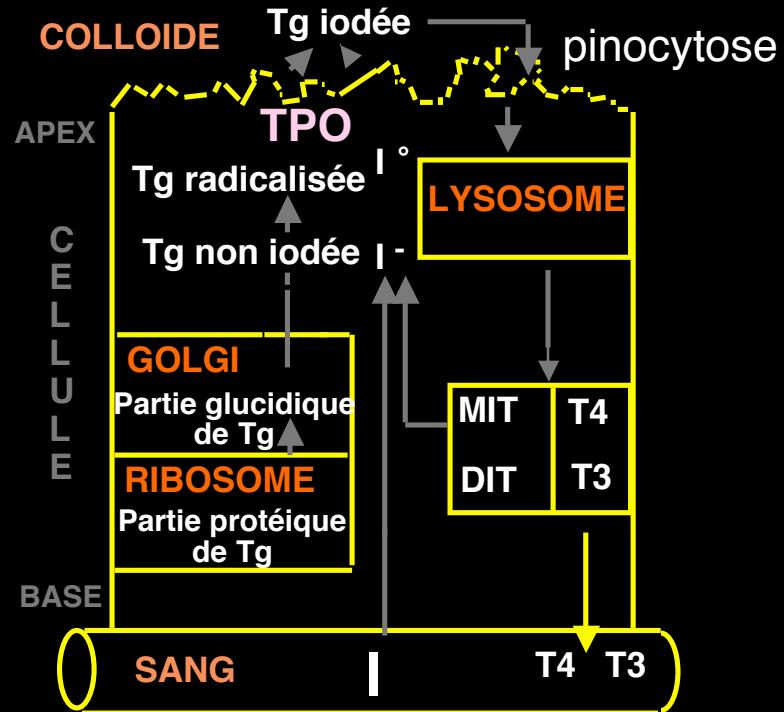


2. Marquage



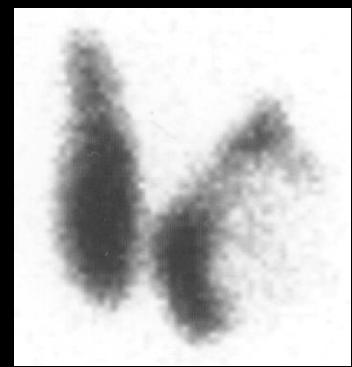
3. Etude du devenir de la molécule marquée

# Principe de l'imagerie fonctionnelle



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

2. Isotope : I-123

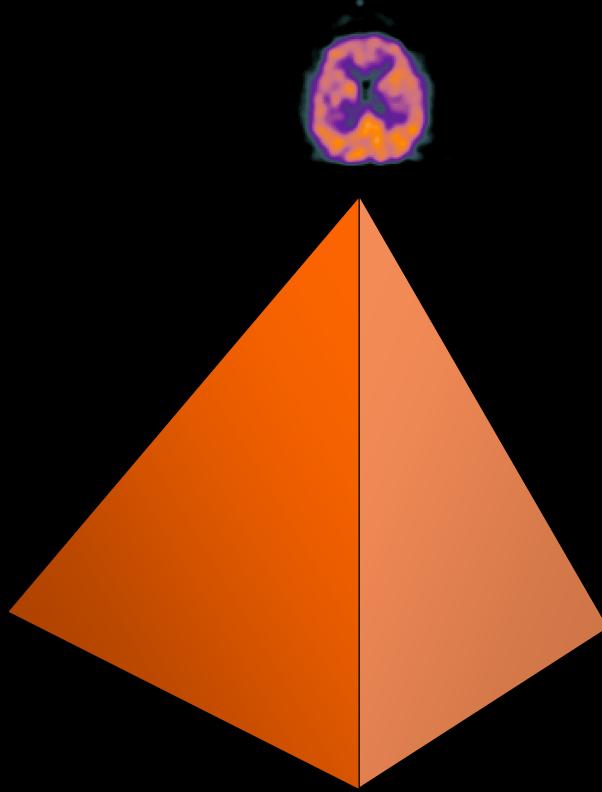
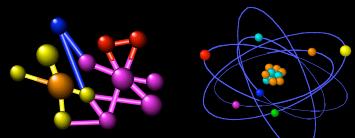


3. Etude du devenir de la molécule

# Les pierres d'angle

---

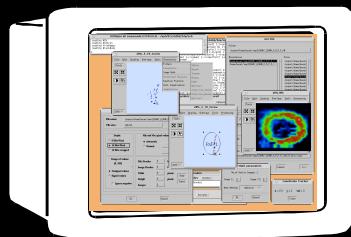
Radiotraceur



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, ...

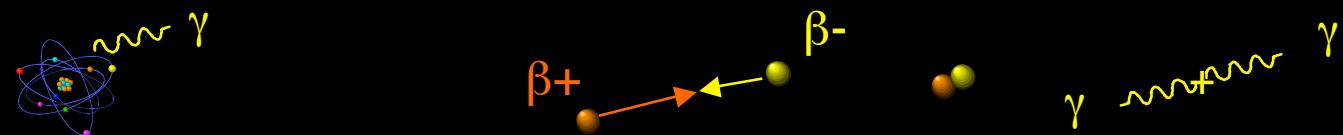
# Radiotraceurs

---



- Propriétés physiques :

- nature du rayonnement émis :



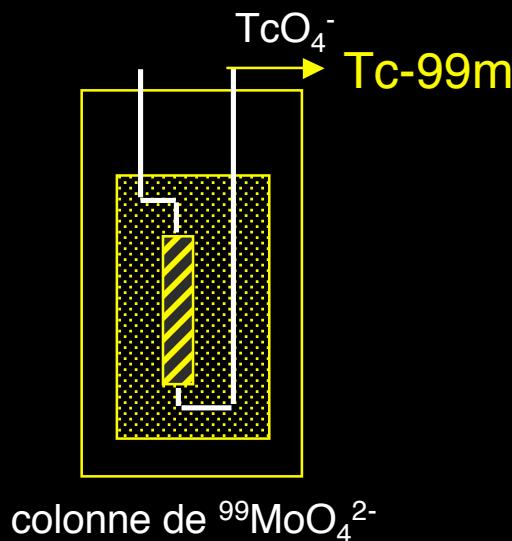
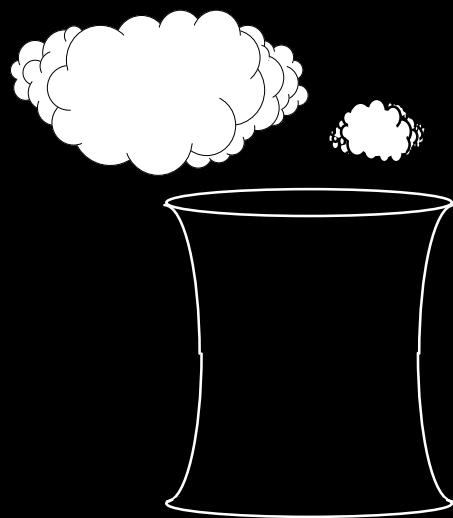
- énergie du rayonnement émis : 50 - 511 keV
  - période du radioisotope : qq minutes à qq dizaines d'heures

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

Technétium 99m (1960) :

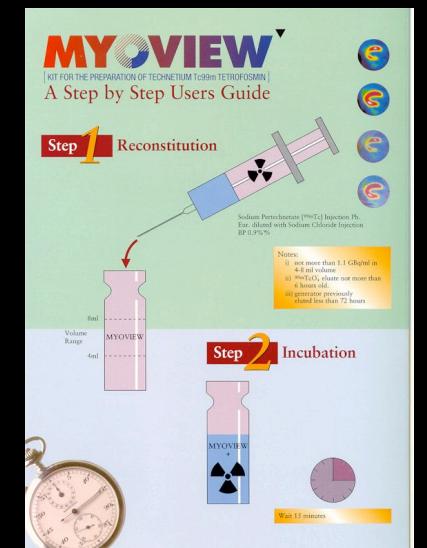
énergie = 140 keV

T = 6 h



précurseur :  
molybdène 99  
T = 66 h

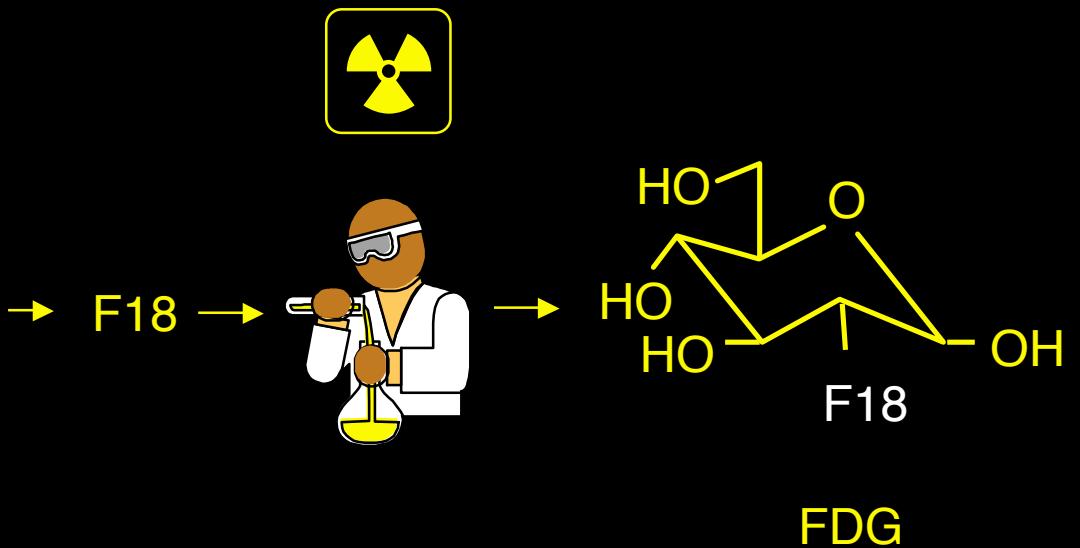
$\text{Tc}^{99m}$   
T = 6h



## Isotope émetteur de positons le plus utilisé : le F18

---

Fluor 18 :       $T = 110 \text{ min}$



# Isotopes utilisés en imagerie nucléaire

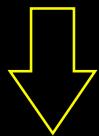
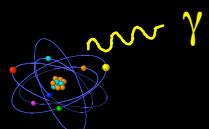
---

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

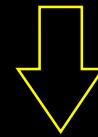
---

## Emetteurs de $\gamma$



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

## Emetteurs de positons

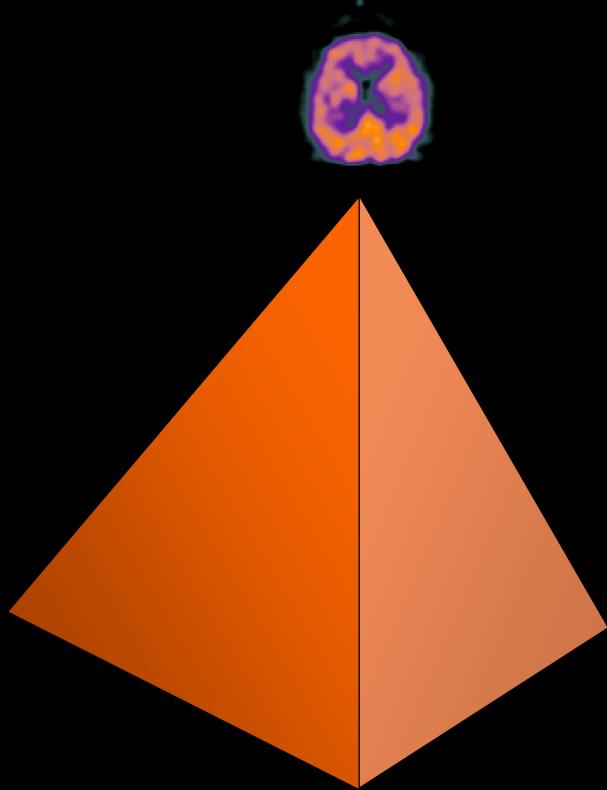
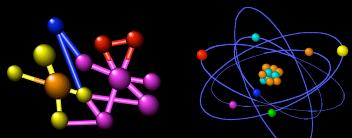


- tomographie par émission de positons : PET ou TEP

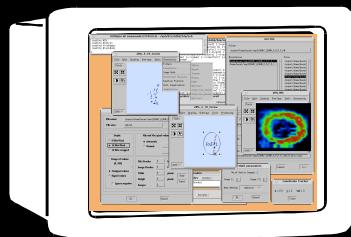
## Les détecteurs

---

Radiotraceur



Traitement de l'information

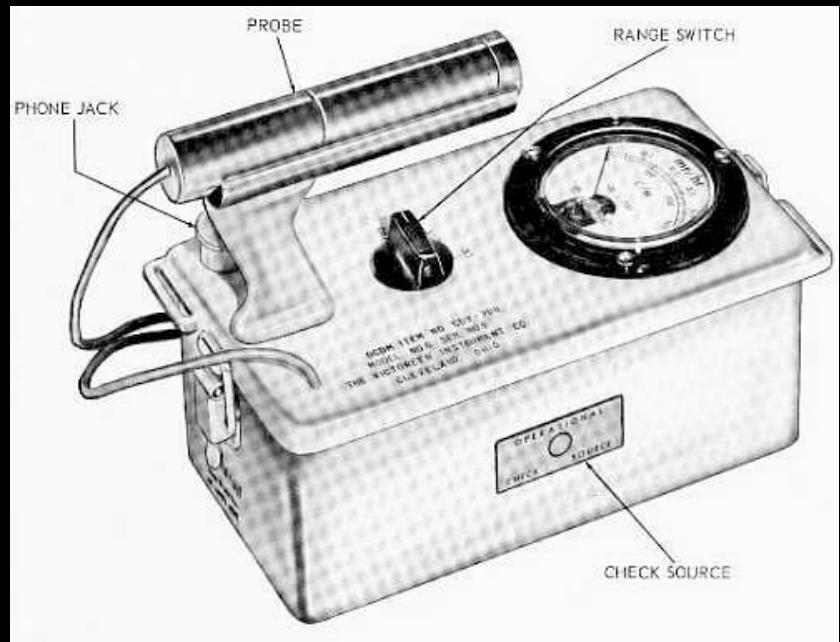


Détecteur

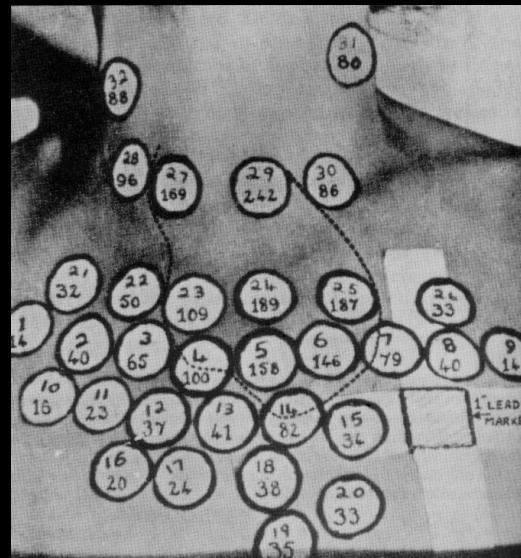


# 1948 : Comptage des rayonnements gamma point par point

---

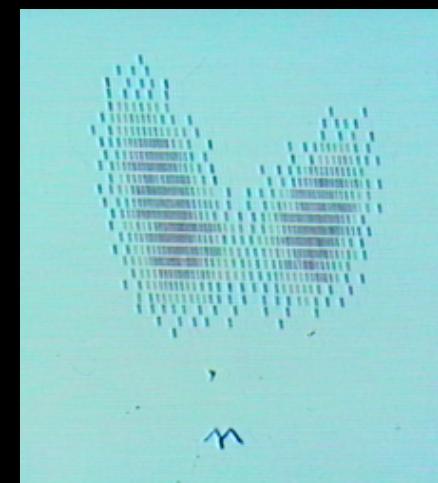
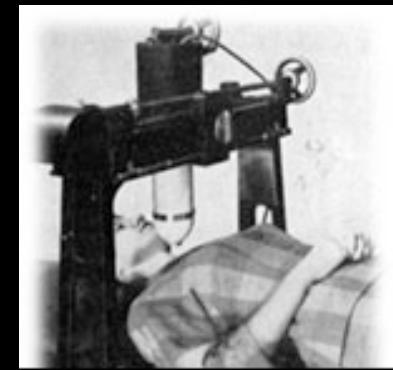
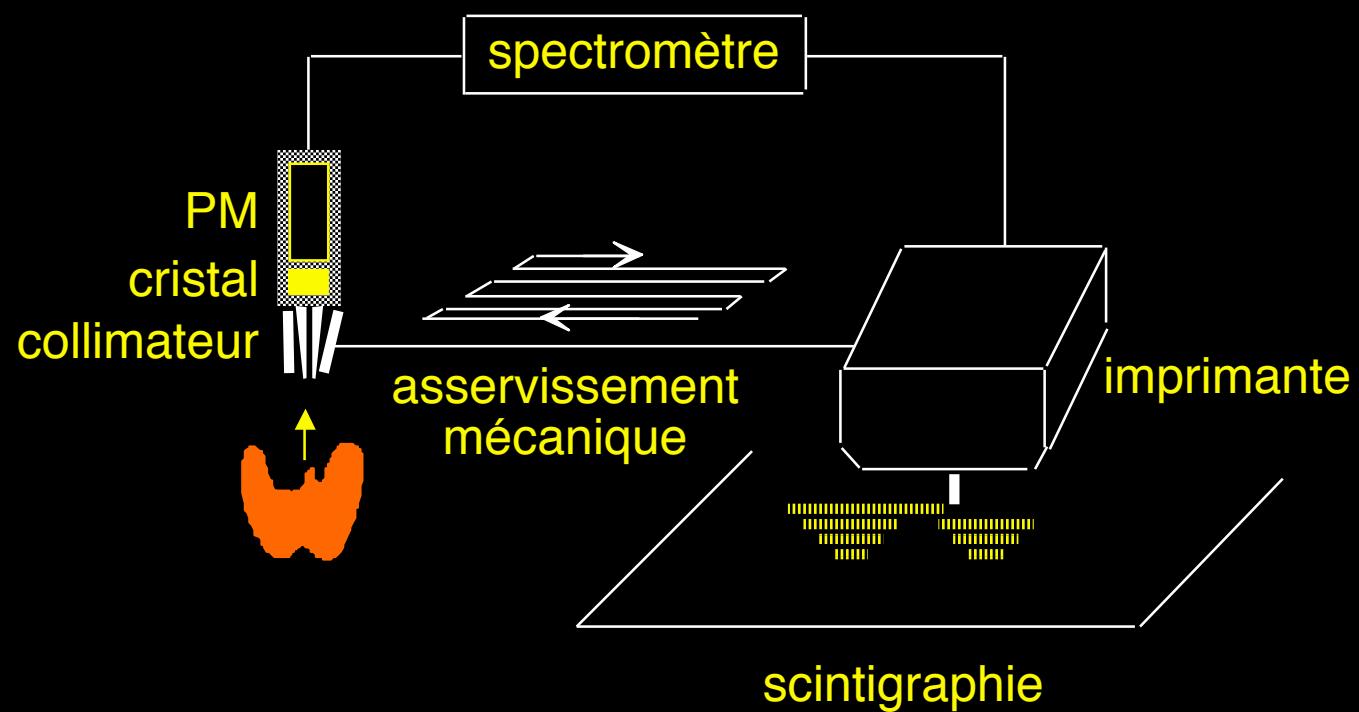


Compteur Geiger-Müller



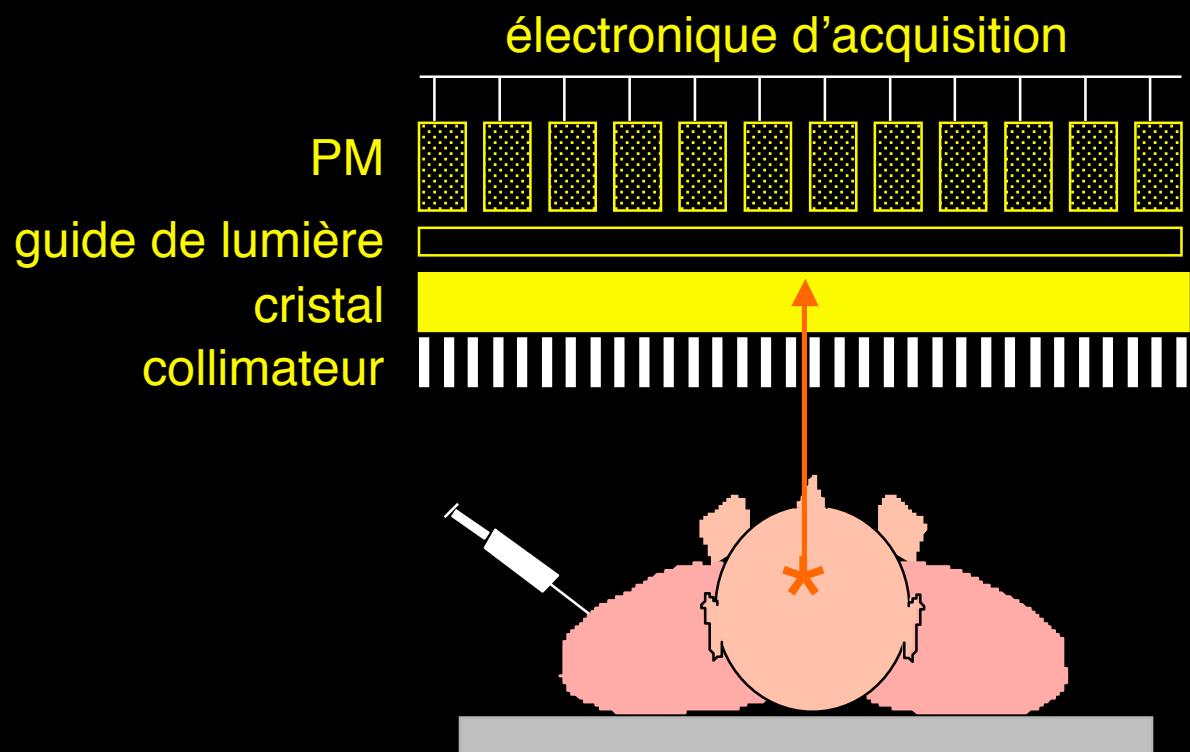
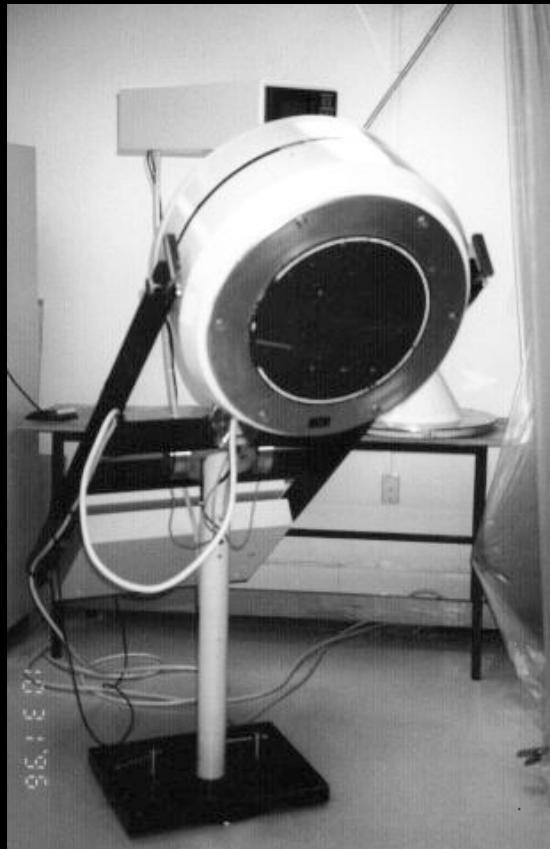
I-131

## 1951 : Scintigraphe à balayage

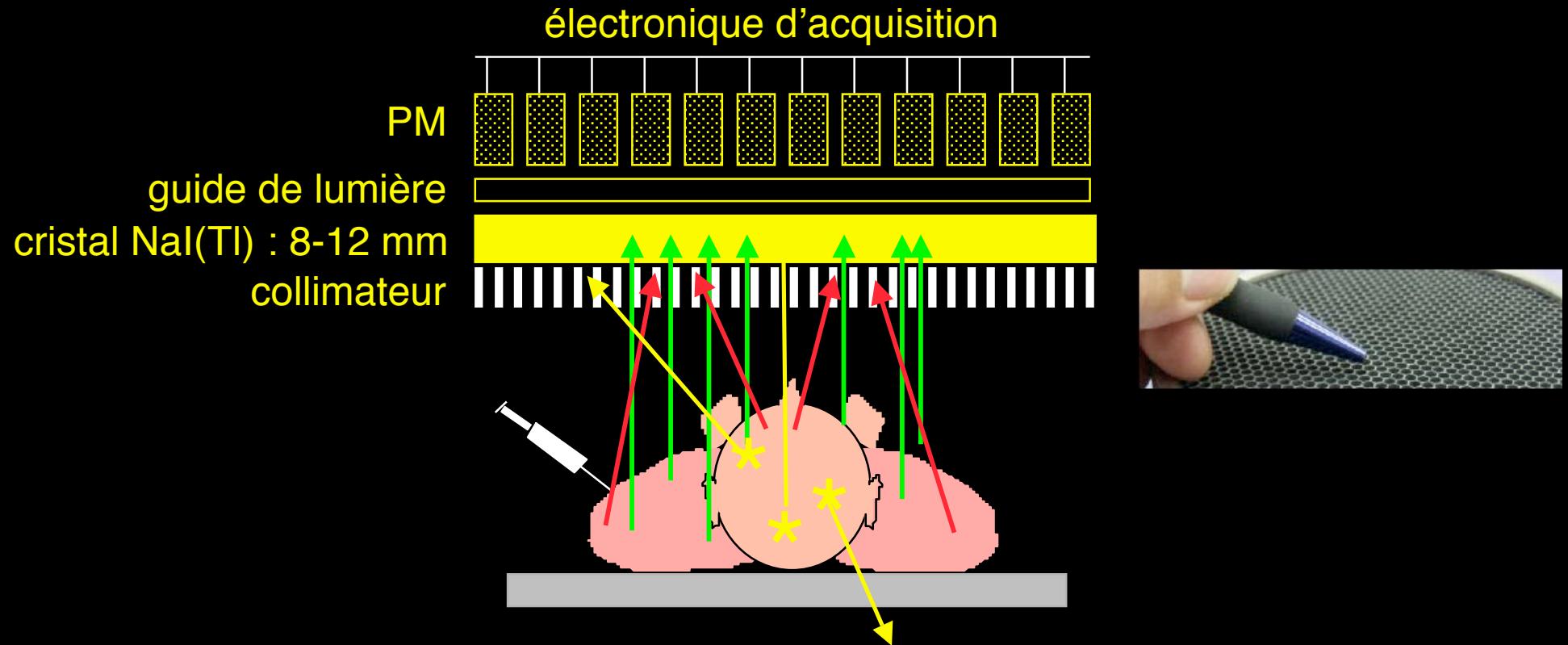


## 1958 : Gamma caméra

---



# Principe de la gamma caméra



NaI(Tl) :

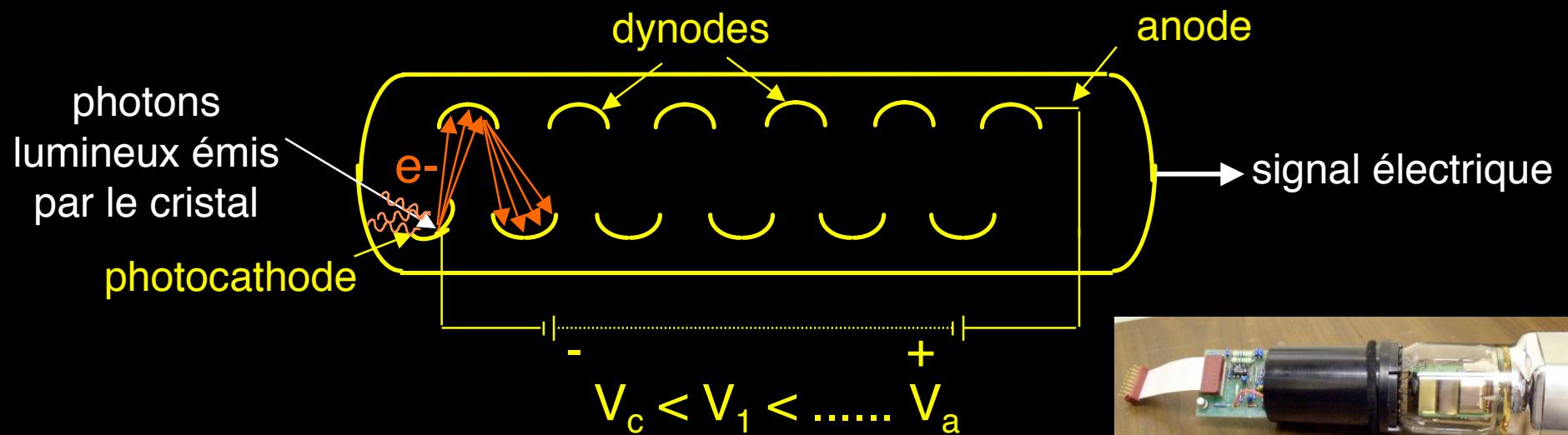
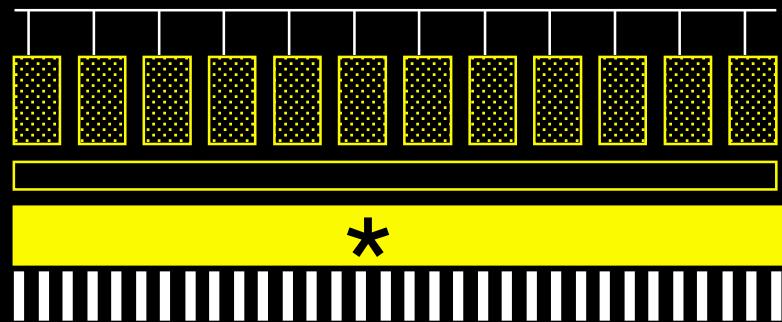
$\sim 430 \text{ nm} \sim 3 \text{ eV} = \text{lumière bleue-verte}$

densité :  $3,7 \text{ g/cm}^3$

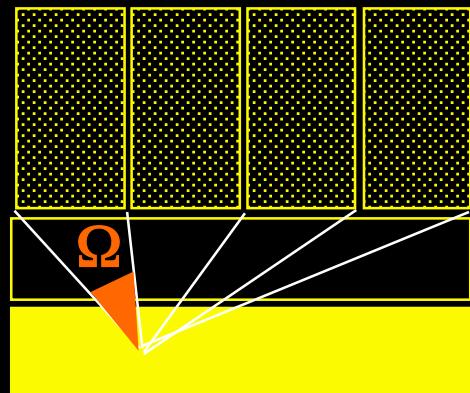
constante de décroissance :  $230 \text{ ns} \Rightarrow 2000 \text{ cps / PM}$

rendement lumineux : 13%

# Tubes photomultiplicateurs



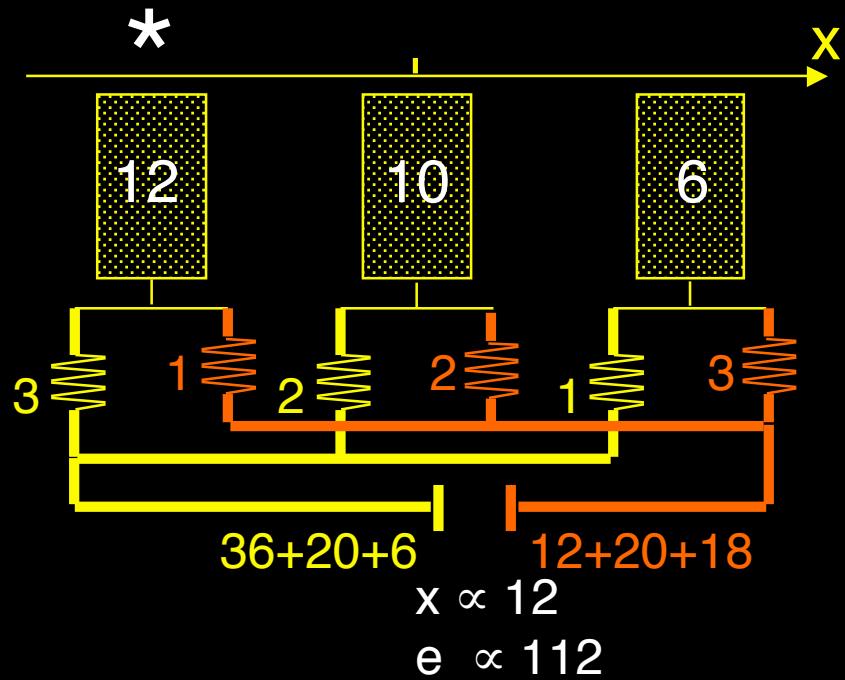
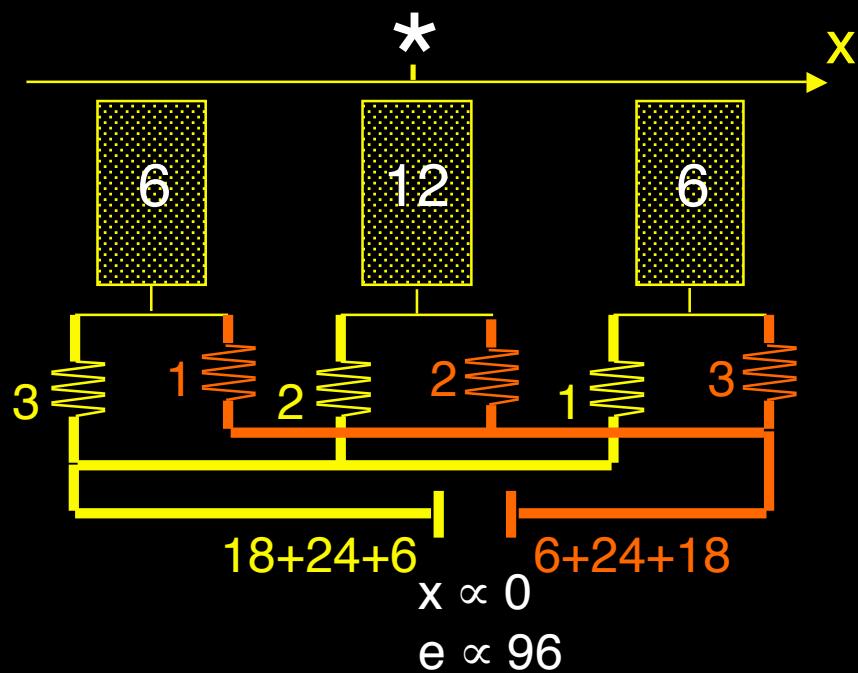
## Circuit de positionnement



tubes PM

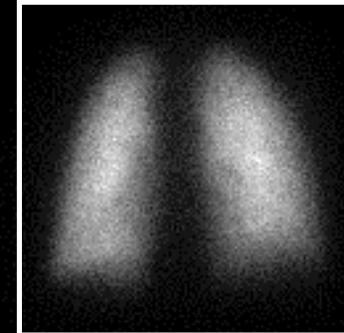
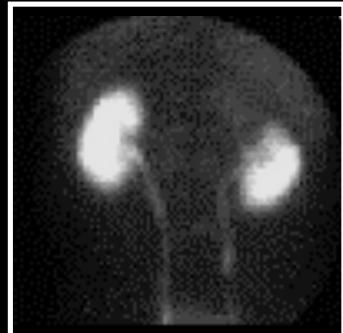
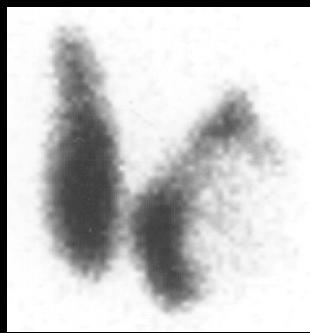
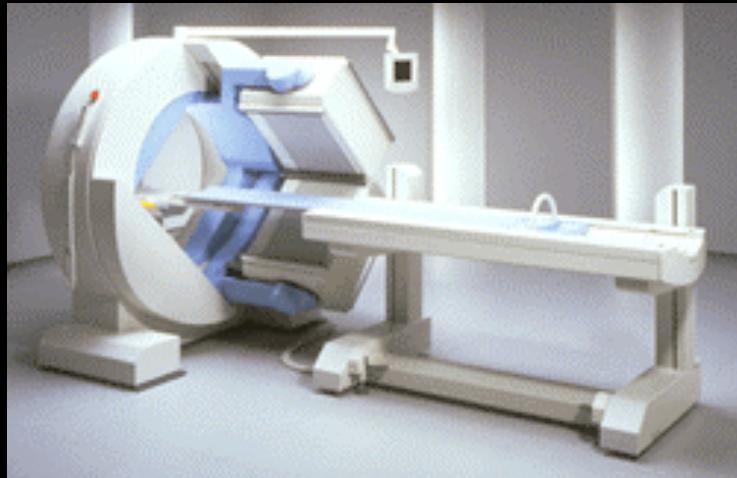
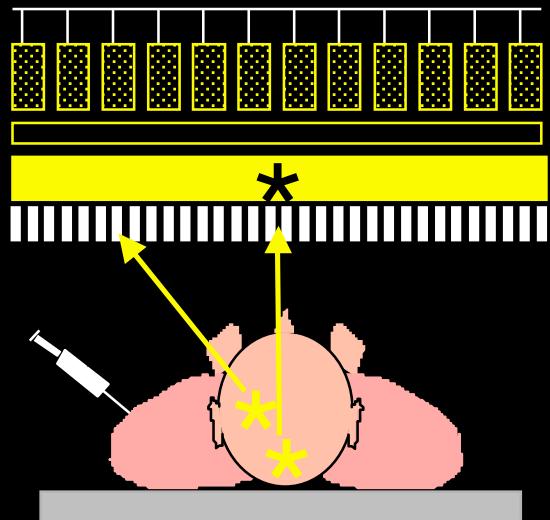
guide de lumière

cristal



## Images planaires

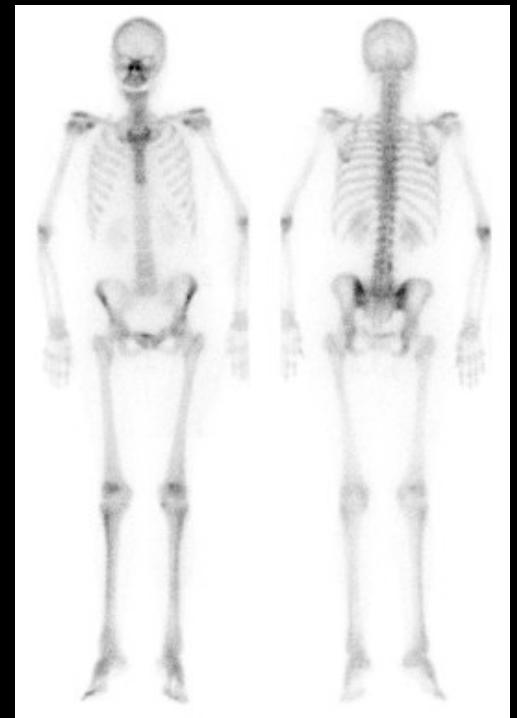
---



## 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%

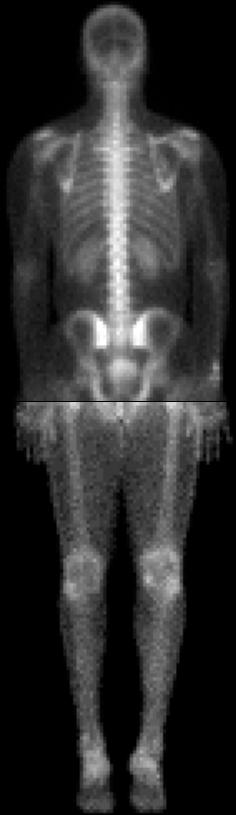


## Scintigraphie osseuse au Tc-99m

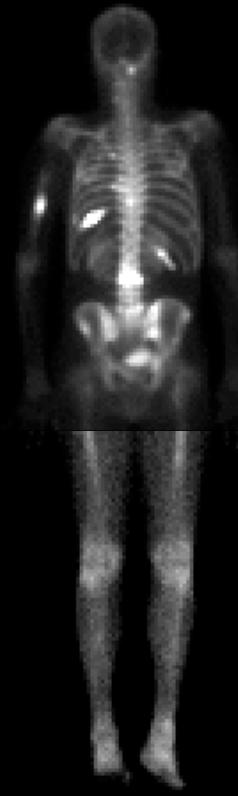
---



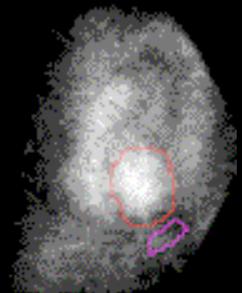
normale



métastases osseuses



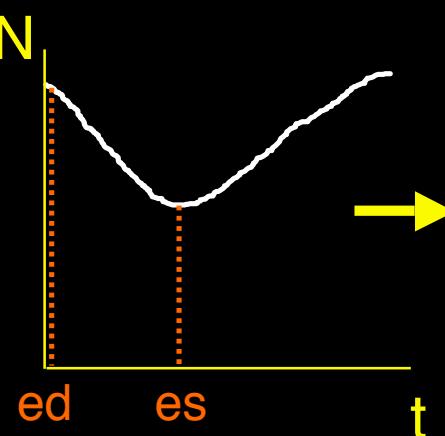
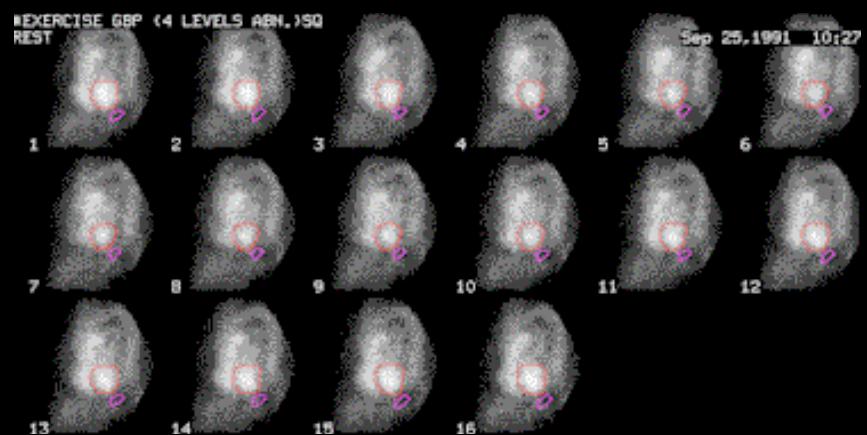
## Imagerie cardiaque dynamique : scintigraphie cavitaire Tc-99m



fin de diastole



fin de systole



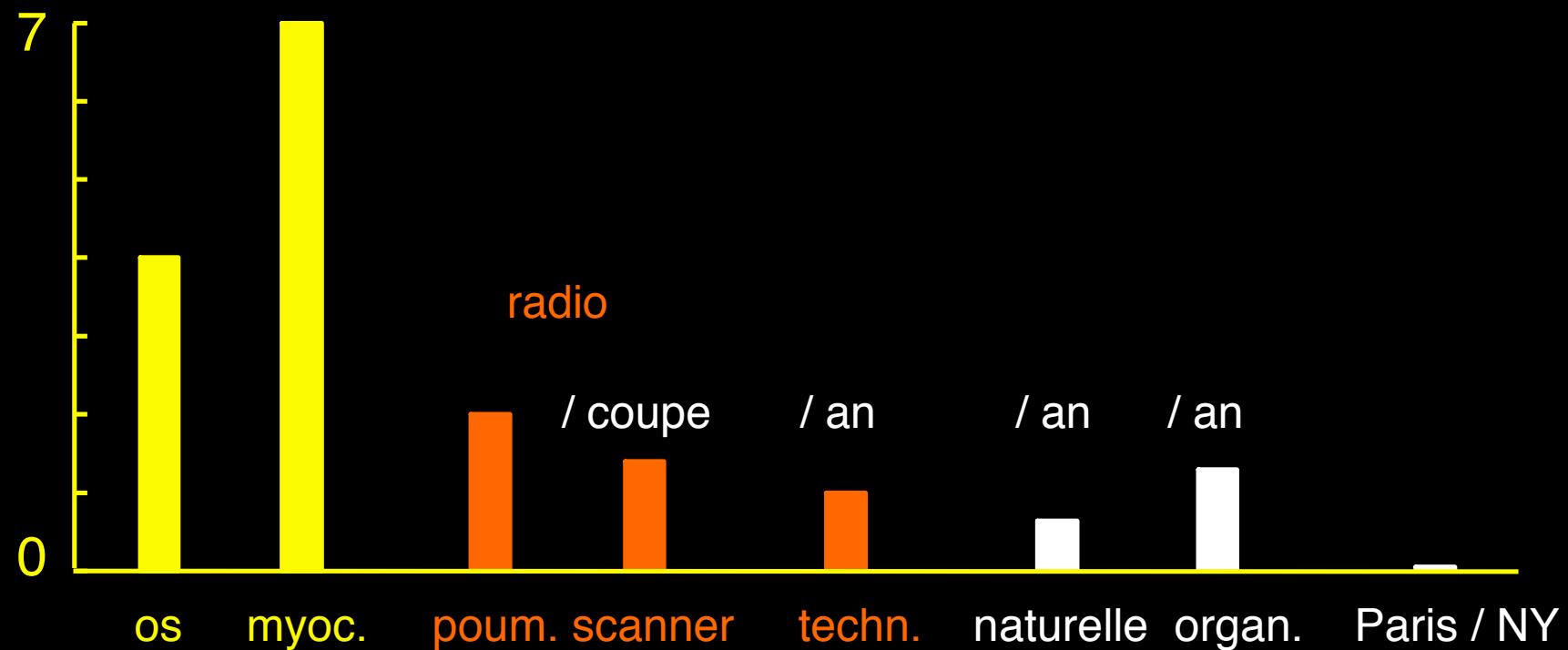
fraction d'éjection

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

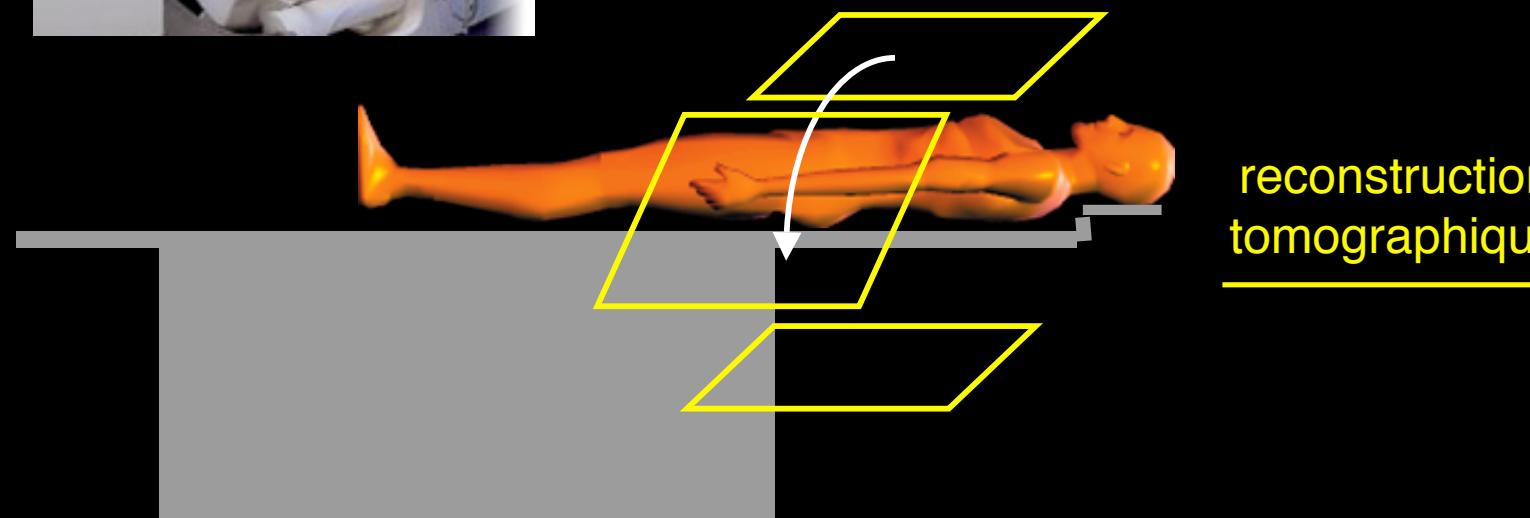
## Irradiations liées aux examens

---

mSv scintigraphie



## Imagerie 3D des émetteurs de photons gamma



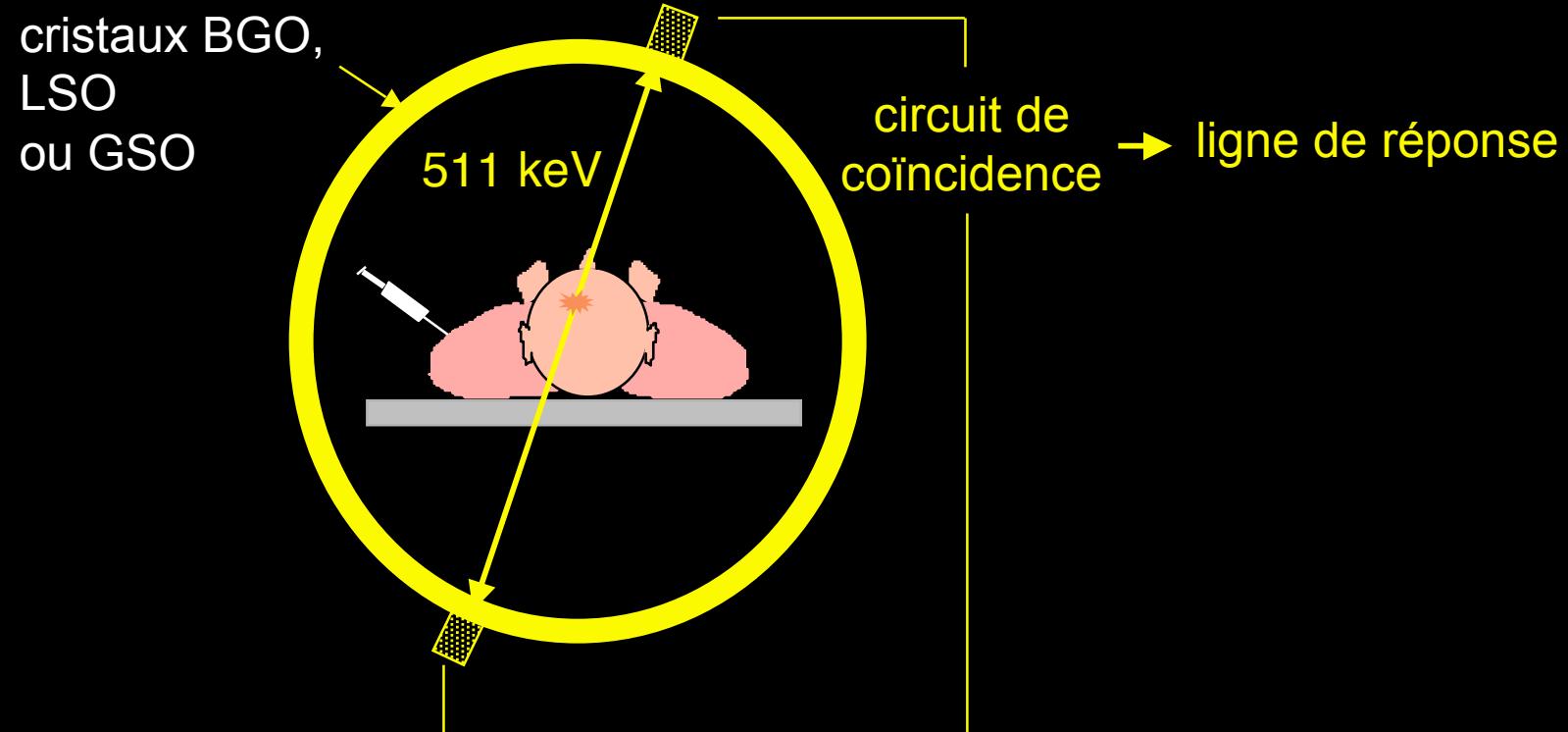
Recueil d'images sous différentes incidences  
projections

## Différents types de détecteurs en SPECT

---



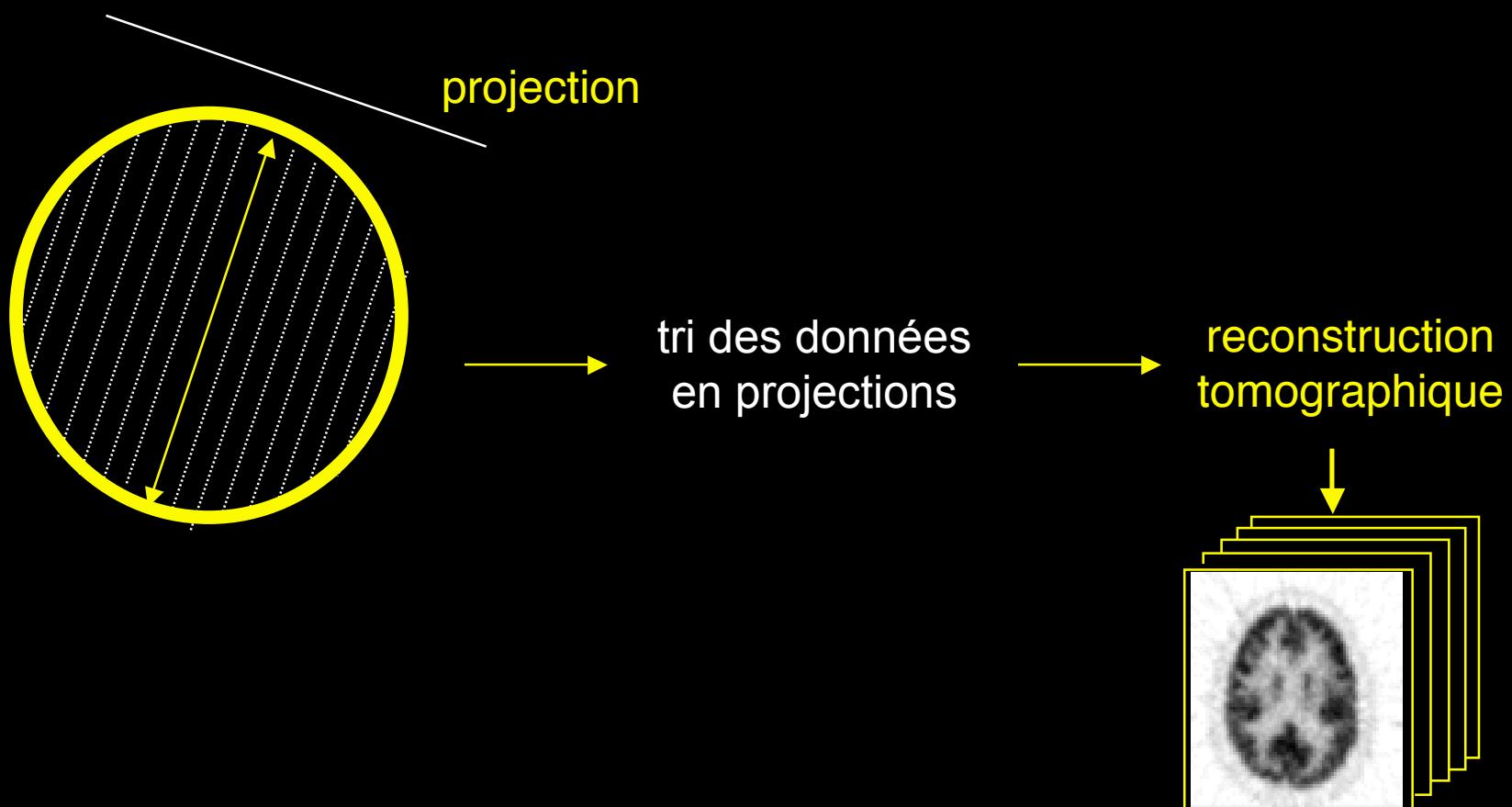
## Détecteur pour la tomographie d'émission de positons (TEP)



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

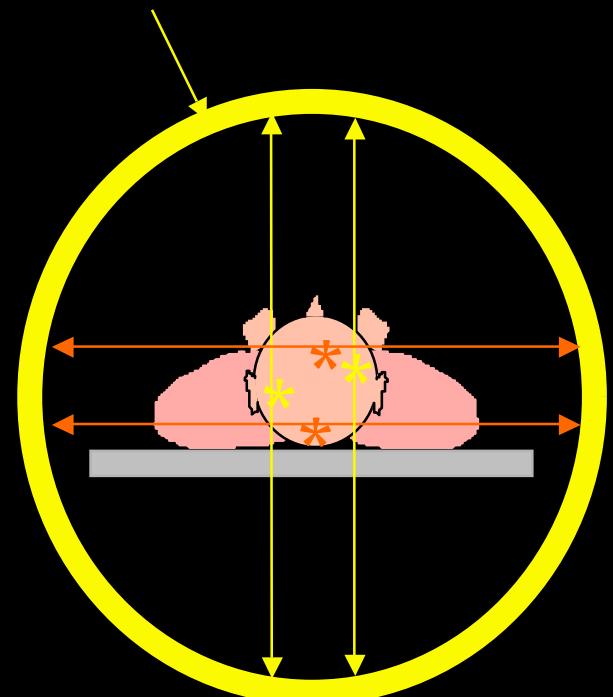
## Passage des lignes de réponse aux projections

---



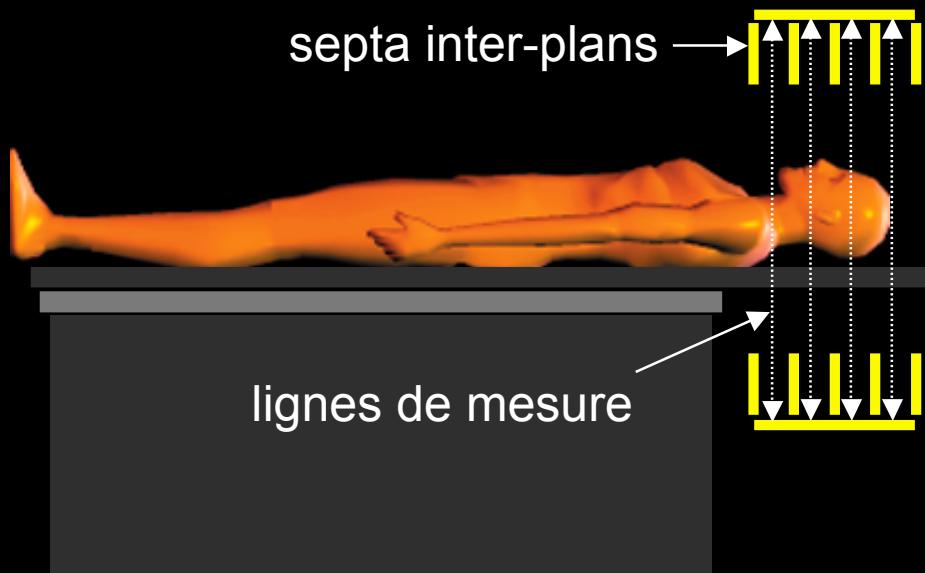
## PET bidimensionnel (2D)

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

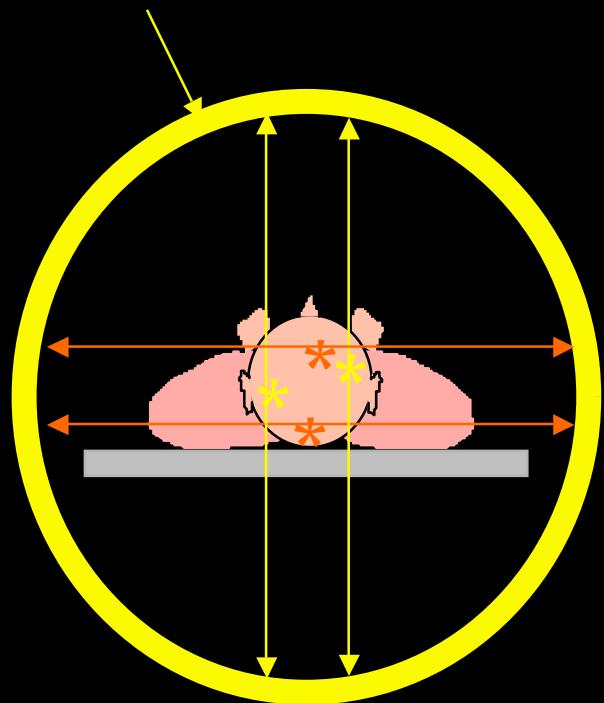
septa inter-plans →



Vue axiale

## PET tridimensionnel (3D)

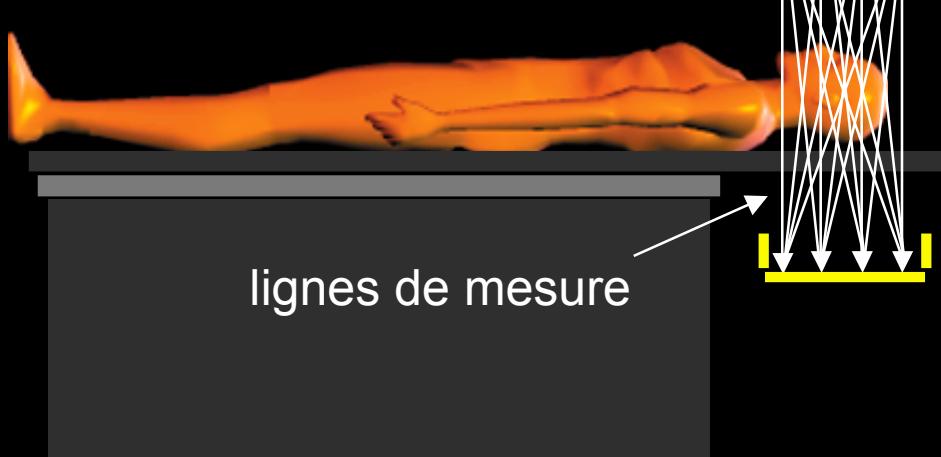
couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

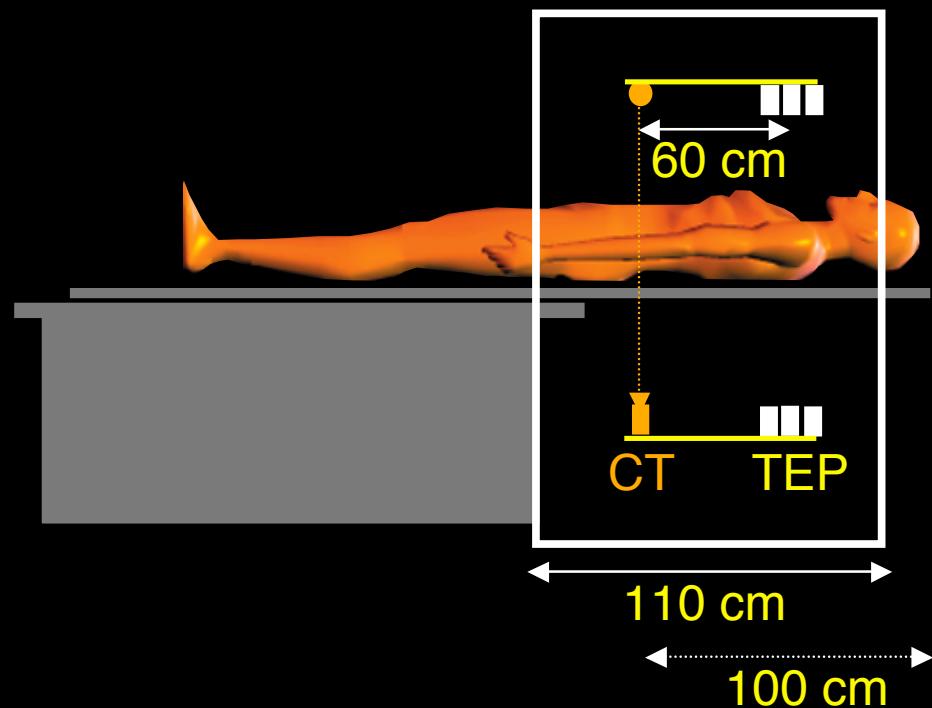
pas de septa  
inter-plans

lignes de mesure



Vue axiale

## Les détecteurs TEP / CT



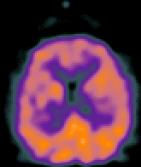
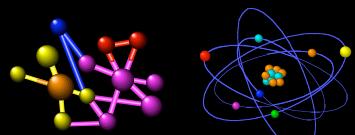
Proof of concept : 1998 (Université de Pittsburgh)

Townsend et al. J. Nucl. Med. 2004. 45:4S-14S.

# Le traitement de l'information

---

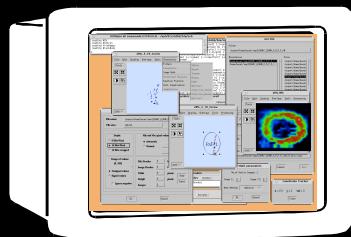
Radiotraceur



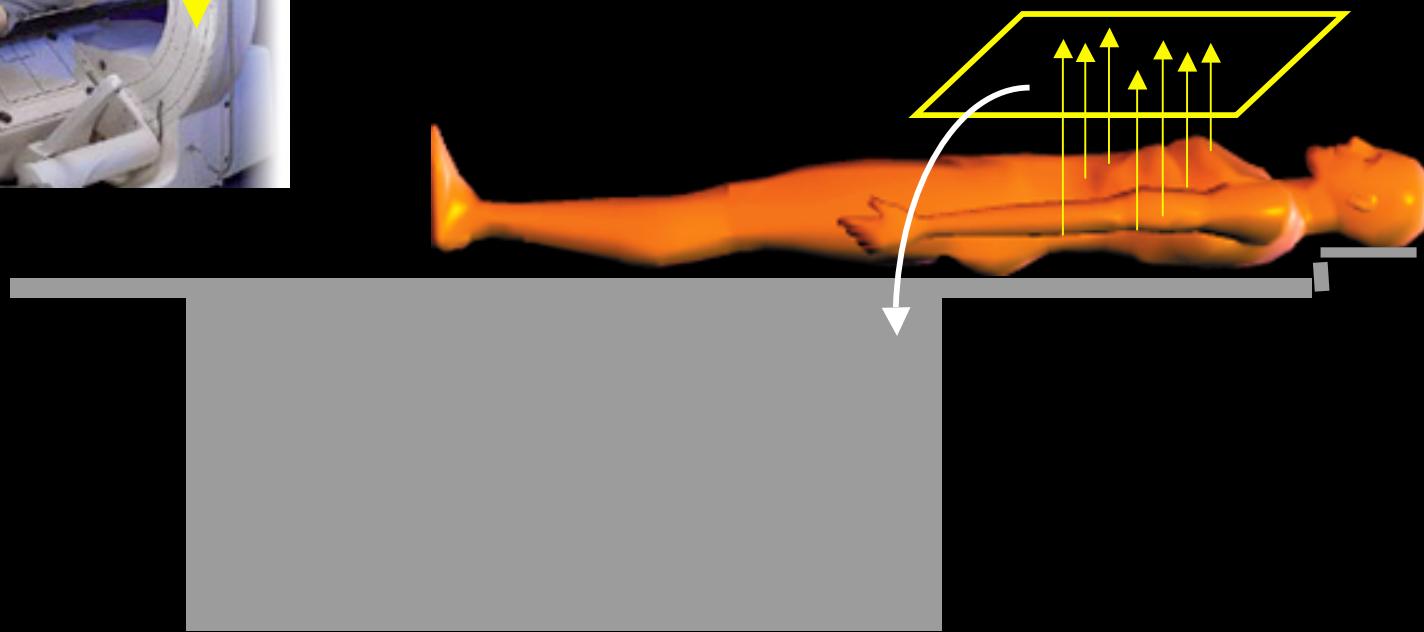
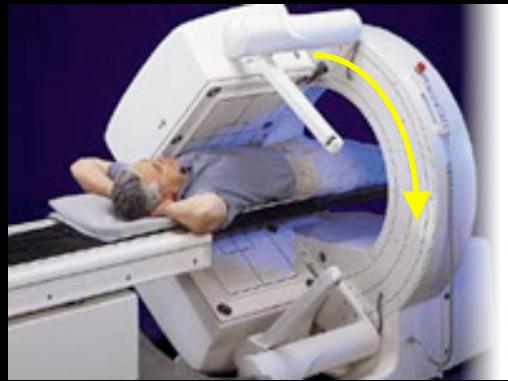
Détecteur



Traitement de l'information



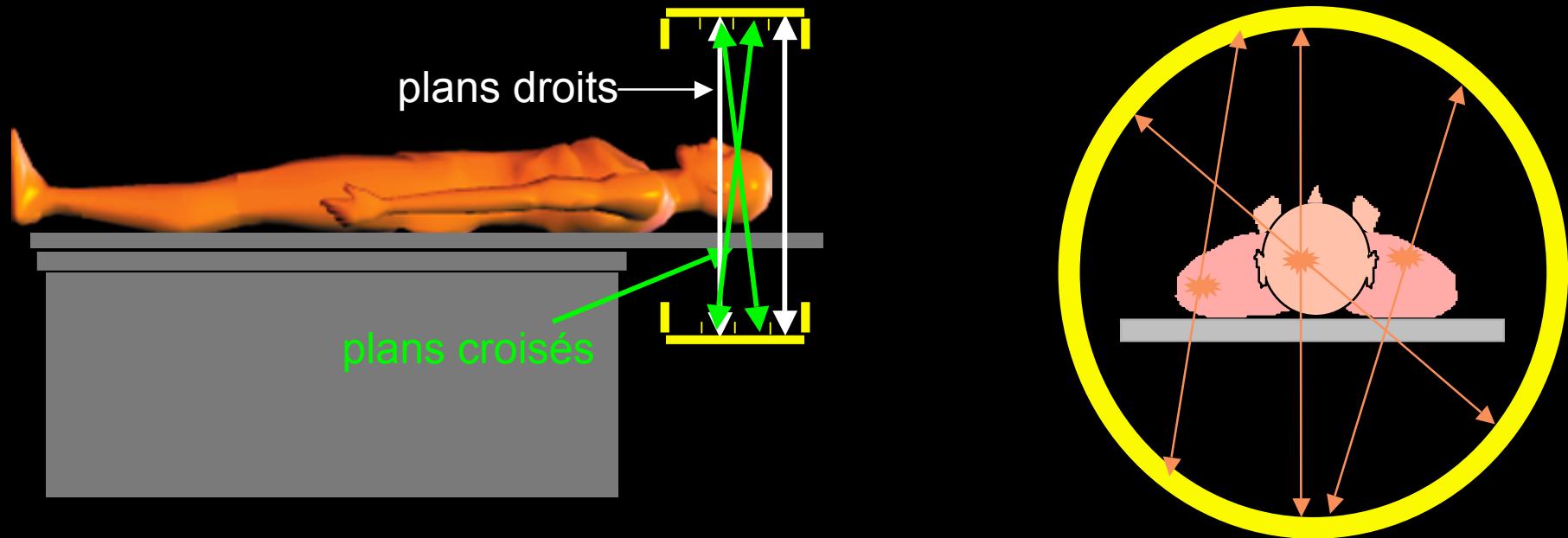
## Problématique : images détectées par la gamma caméra



Intégrale du rayonnement  $\gamma$  émis dans différentes directions

## Problématique : signaux détectés par le tomographe TEP

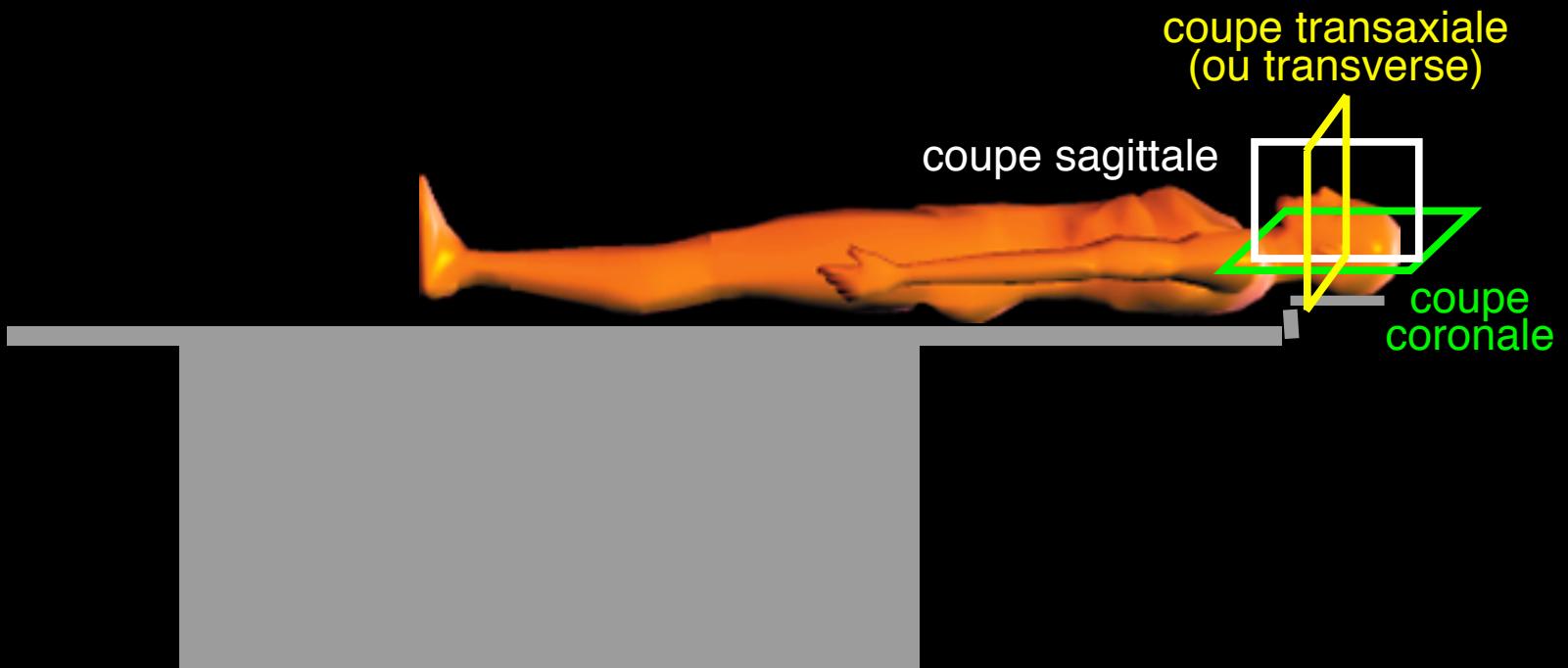
---



Lignes de réponse dans toutes les directions

## Problématique : estimer la distribution 3D du radiotraceur

---

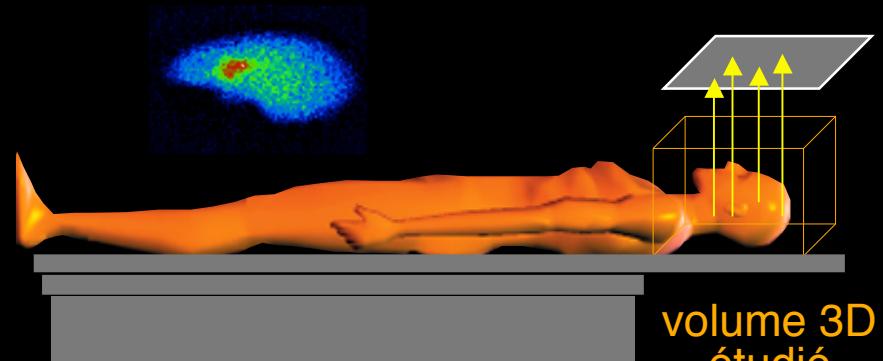


... à partir de mesures intégrales de cette distribution dans différentes directions

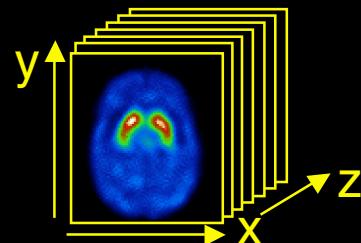
# Reconstruction tomographique : factorisation du problème

## Ensemble de projections 2D

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

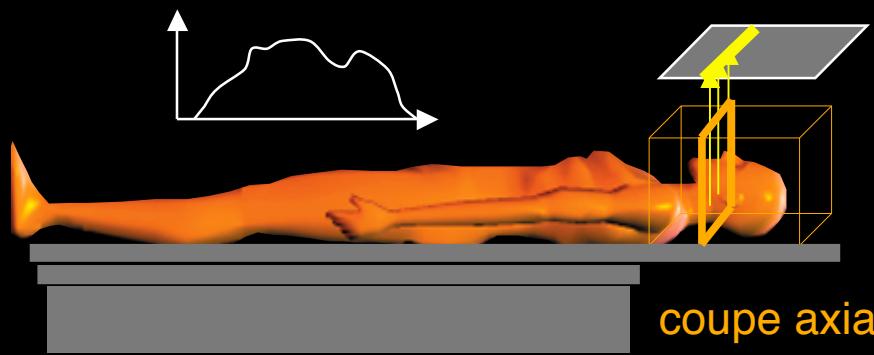


→ reconstruction d'un volume 3D

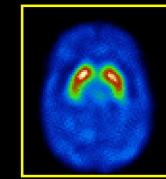


## Ensemble de projections 1D

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



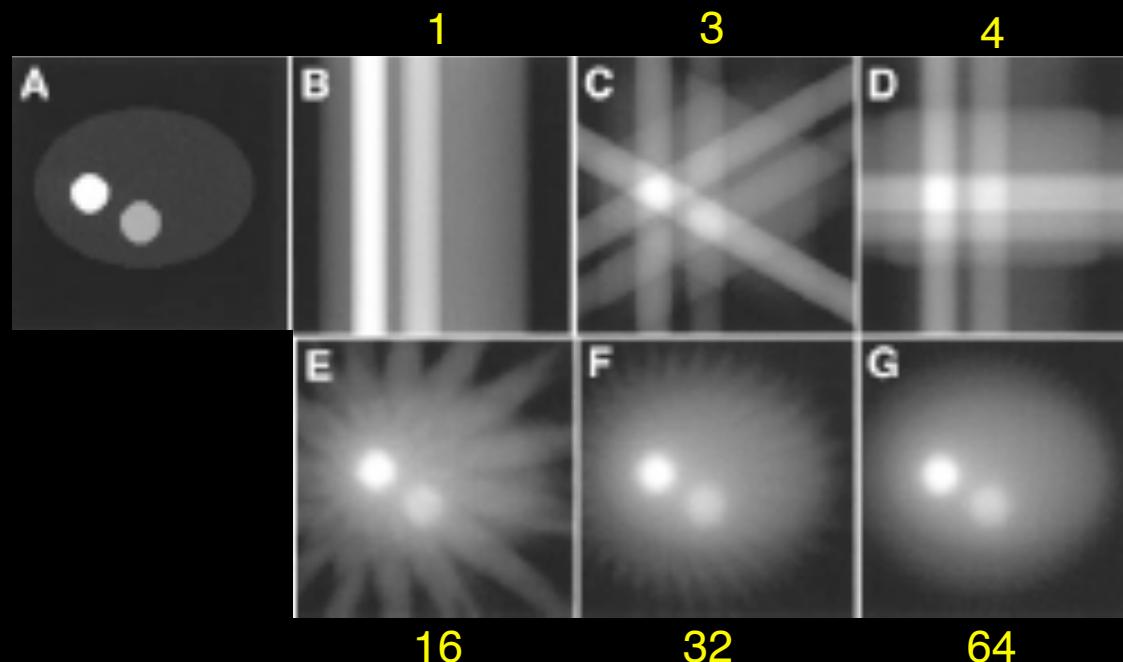
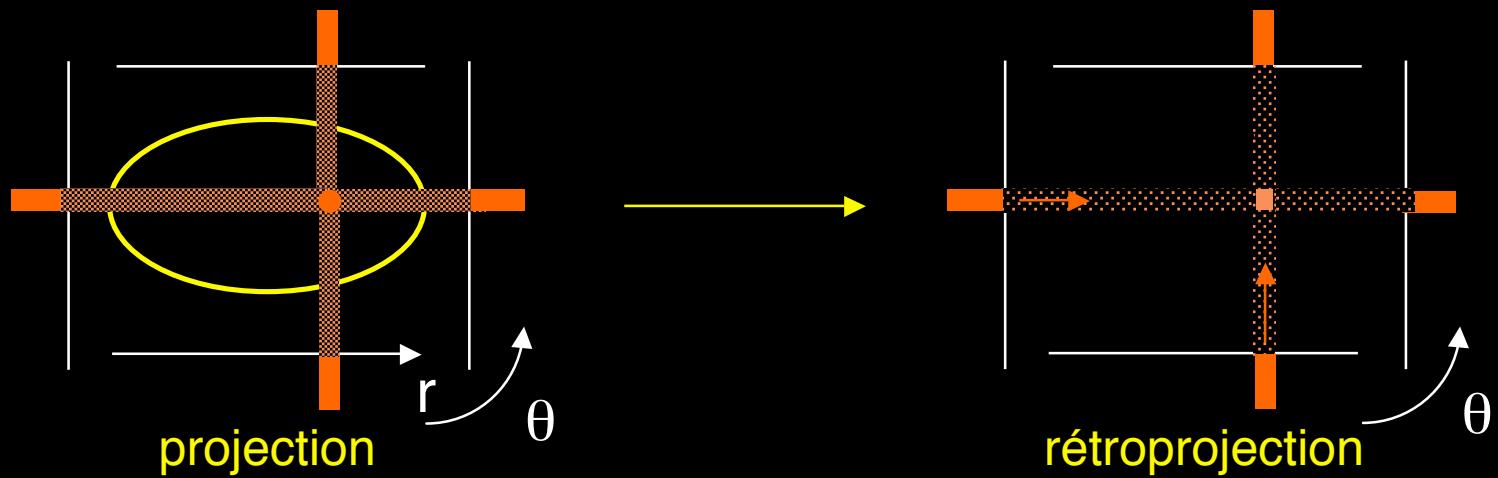
→ reconstruction d'une coupe 2D



juxtaposition des coupes

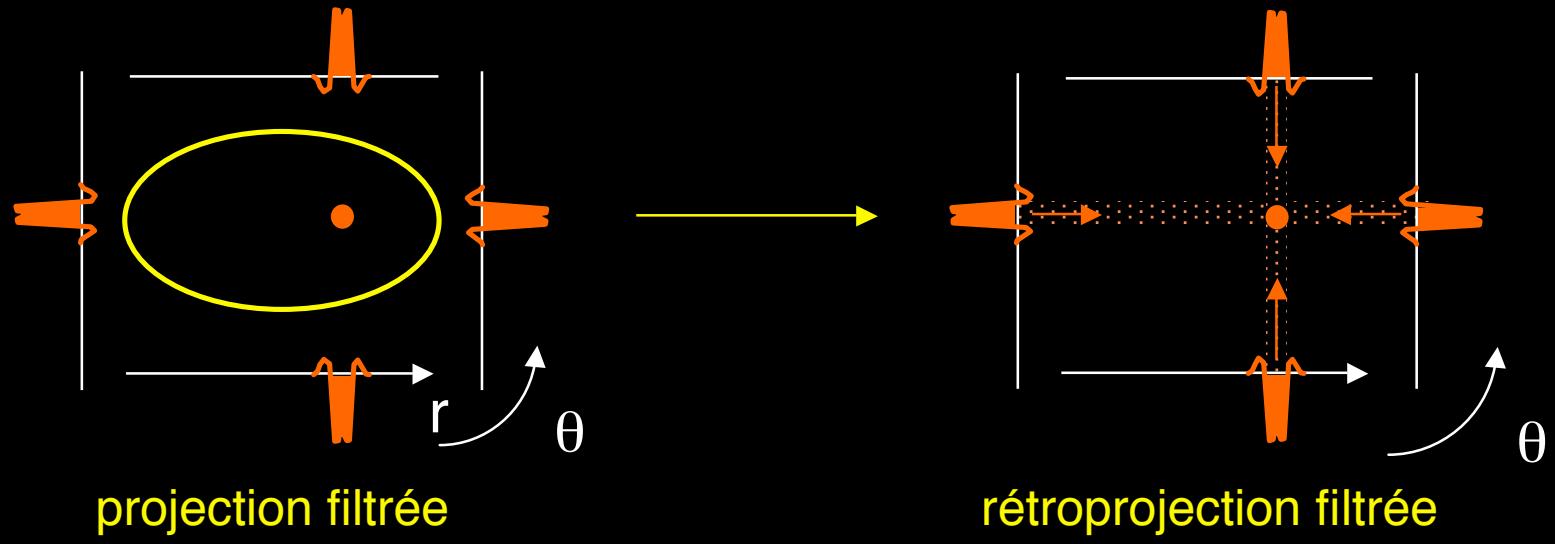
→ volume 3D

## Principe de la reconstruction tomographique



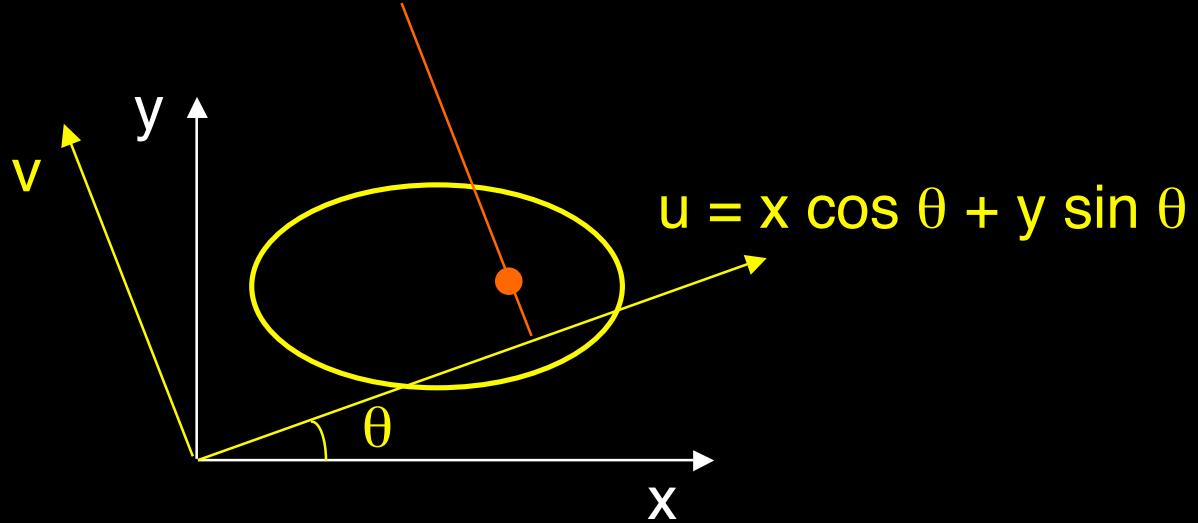
# Principe de la reconstruction tomographique

---



# Opérateurs impliqués en reconstruction tomographique

---



projection

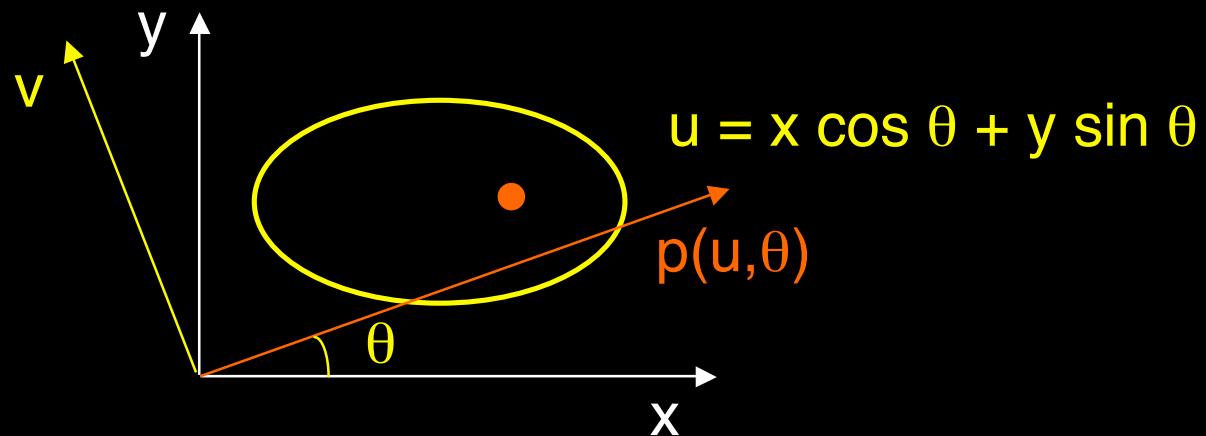
$$p(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \, dv$$

rétroprojection

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

## Théorème de la tranche centrale

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



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

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

## Rétrécissement filtré

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

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

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

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

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

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

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

## Algorithme de rétroprojection filtrée

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

projections

$$p(u, \theta)$$

TF

images reconstruites

$$f(x,y)$$

rétroprojection

$$P(\rho, \theta)$$

filtrage

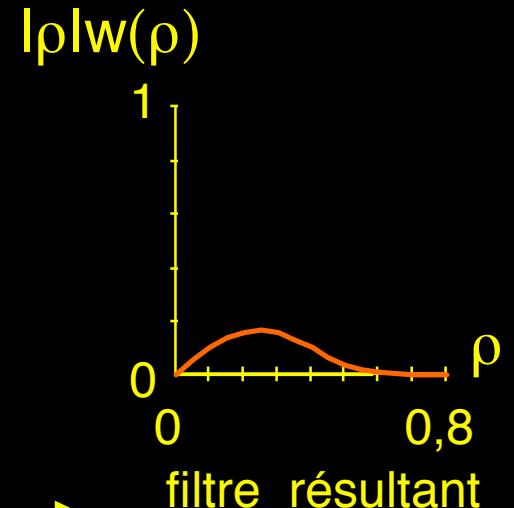
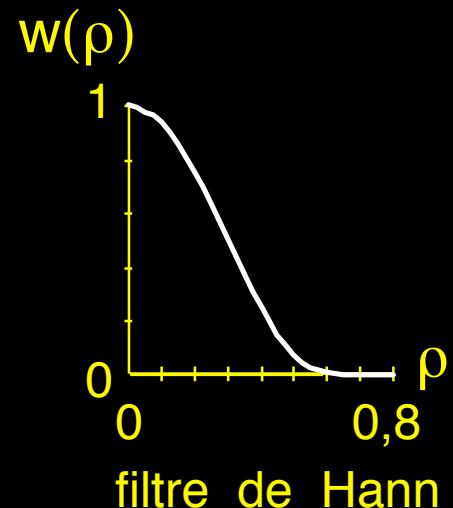
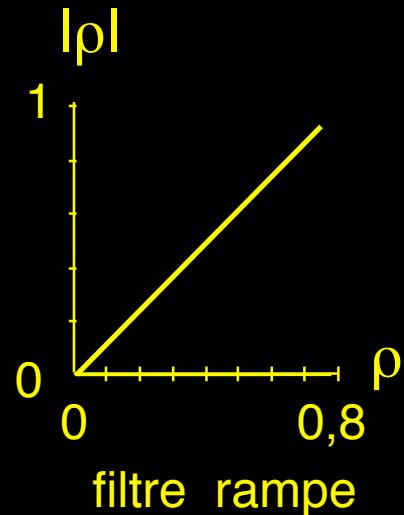
$$|\rho| P(\rho, \theta)$$

TF<sup>-1</sup>

$$p'(u, \theta)$$

## Insuffisance du filtre rampe

$$f(x,y) = \int_0^{\pi} p'(u, \theta) d\theta \quad \text{avec} \quad p' (u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} P(\rho, \theta) |\rho| e^{i 2\pi \rho u} d\rho$$
$$|\rho| \longrightarrow |\rho| w(\rho)$$



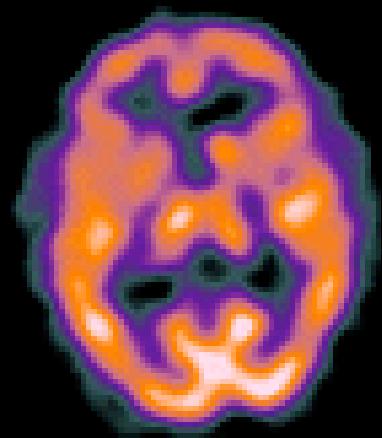
## SPECT cérébral HMPAO Tc-99m

---

Syndrome de fatigue chronique



Avant traitement



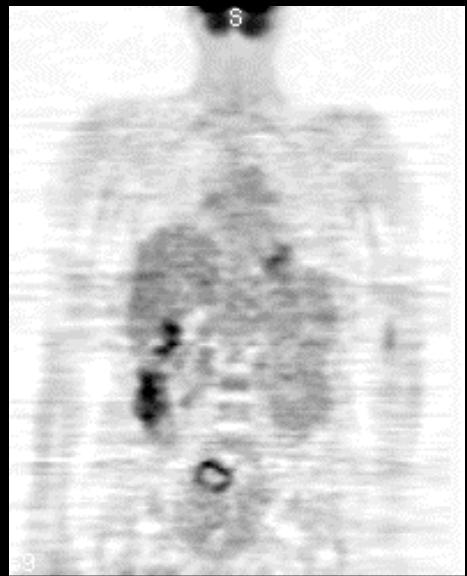
Après traitement



IRM anatomique

## Reconstruction analytique vs reconstruction algébrique

---

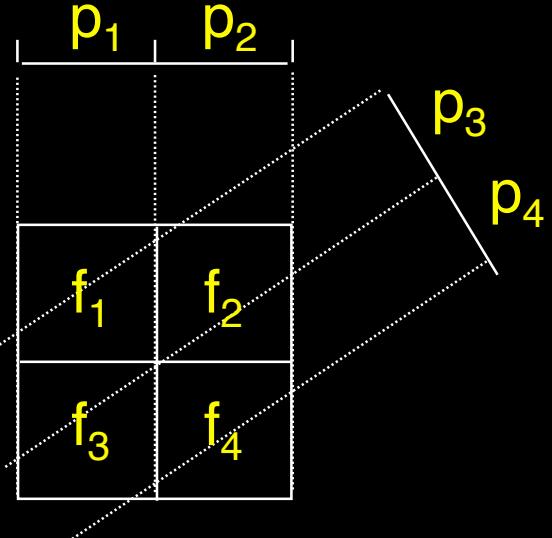
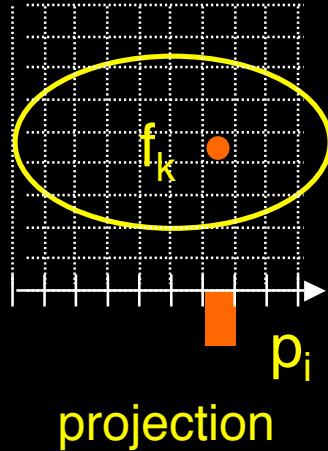


rétroprojection filtrée



reconstruction algébrique

# Principe des méthodes de reconstruction algébrique



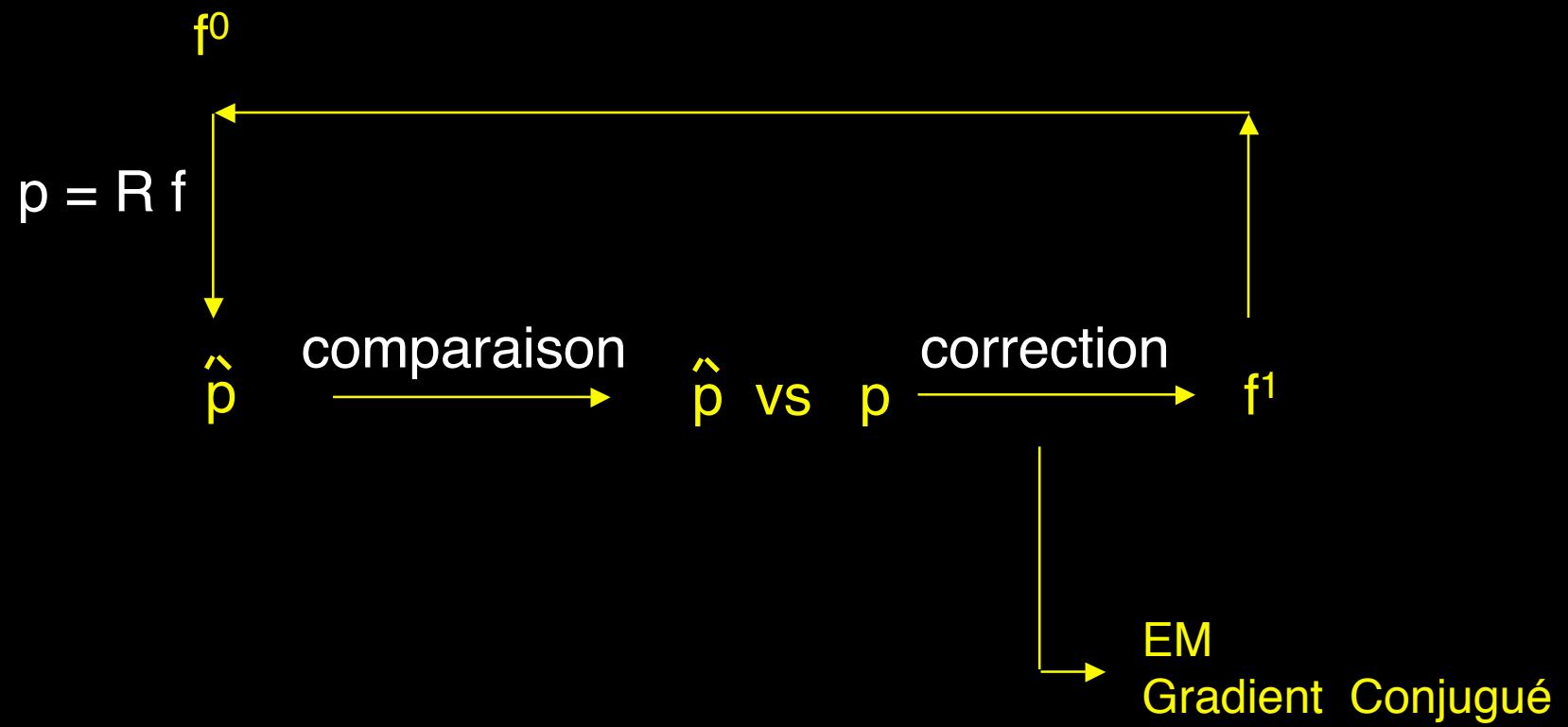
$$\begin{aligned} p_1 &= r_{11}f_1 + r_{12}f_2 + r_{13}f_3 + r_{14}f_4 \\ p_2 &= r_{21}f_1 + r_{22}f_2 + r_{23}f_3 + r_{24}f_4 \\ p_3 &= r_{31}f_1 + r_{32}f_2 + r_{33}f_3 + r_{34}f_4 \\ p_4 &= r_{41}f_1 + r_{42}f_2 + r_{43}f_3 + r_{44}f_4 \end{aligned}$$

$$\begin{bmatrix} p_1 \\ p_2 \\ p_3 \\ p_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{11} & \dots & r_{14} \\ r_{21} & \dots & r_{24} \\ r_{31} & \dots & r_{34} \\ r_{41} & \dots & r_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \end{bmatrix}$$

$$p = R f$$

## 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

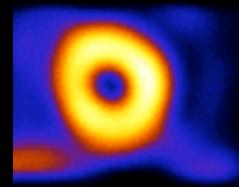
$$f^{n+1} = f^n + \alpha^n d^n$$

$$\| p - R f \|_2^2$$

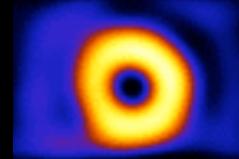
## Etude de la perfusion myocardique en TEMP

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

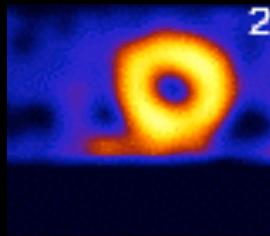
repos



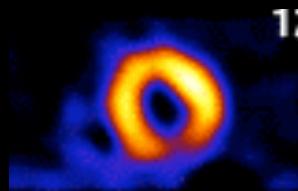
effort



normal



ischémie



infarctus

## Examen PET au FDG

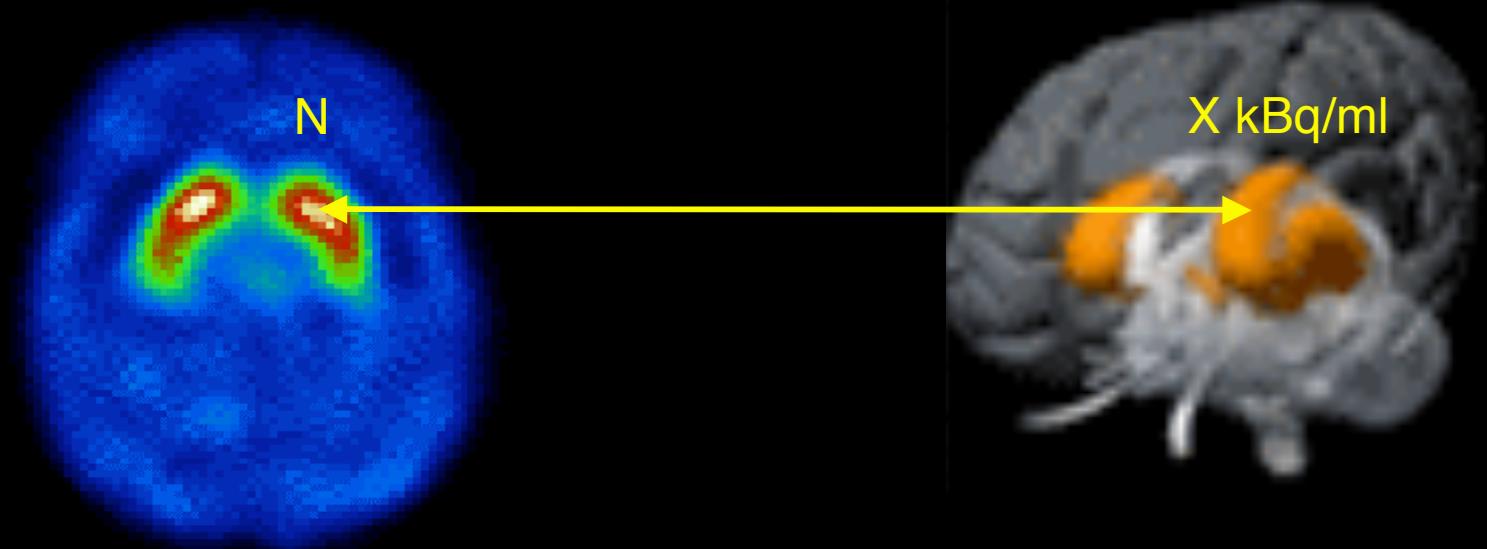
---



Cancer du poumon non à petites cellules

## Au delà des images : la quantification

---

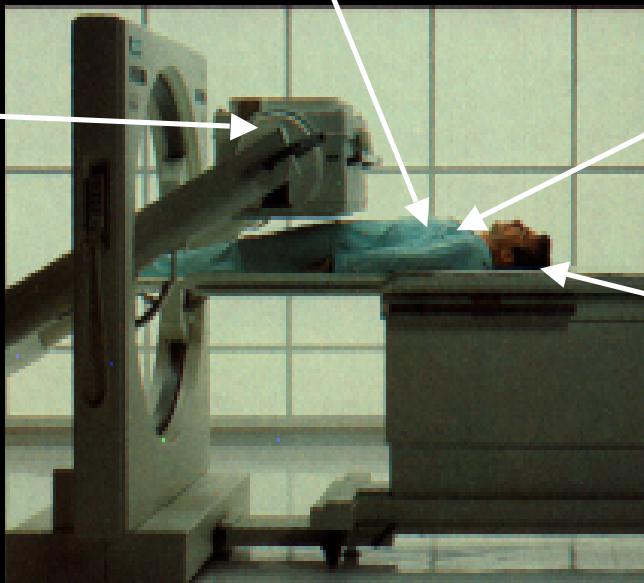


Etablir la relation entre la valeur d'un pixel et la concentration de radiotraceur dans la région correspondante

# Obstacles à la quantification

Technologiques  
uniformité  
résolution spatiale variable  
résolution spatiale limitée  
bruit de mesure  
temps mort

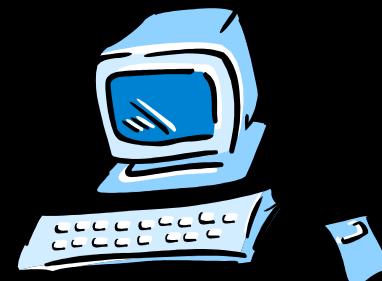
Physiques  
atténuation, diffusion, fortuits



Statistiques  
émission aléatoire  
des photons ou des  
positons

Patient  
mouvements

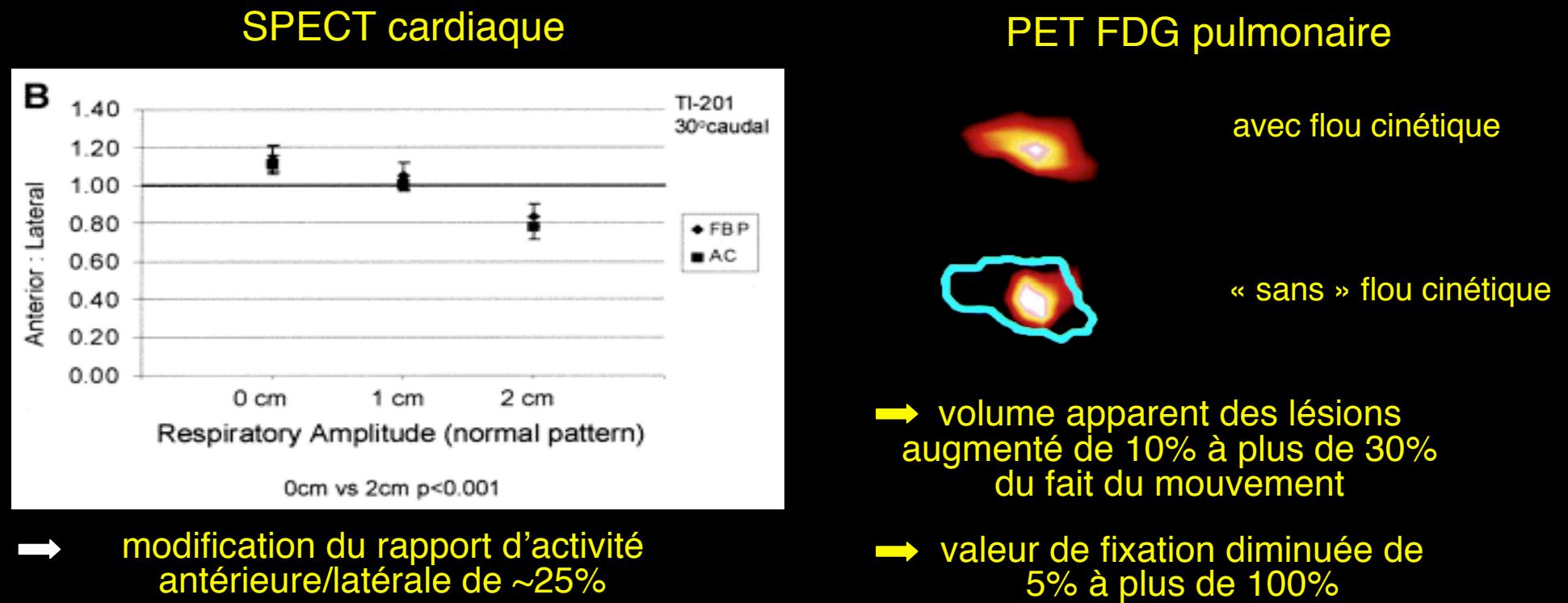
Algorithmiques  
reconstruction tomographique



# 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/minute

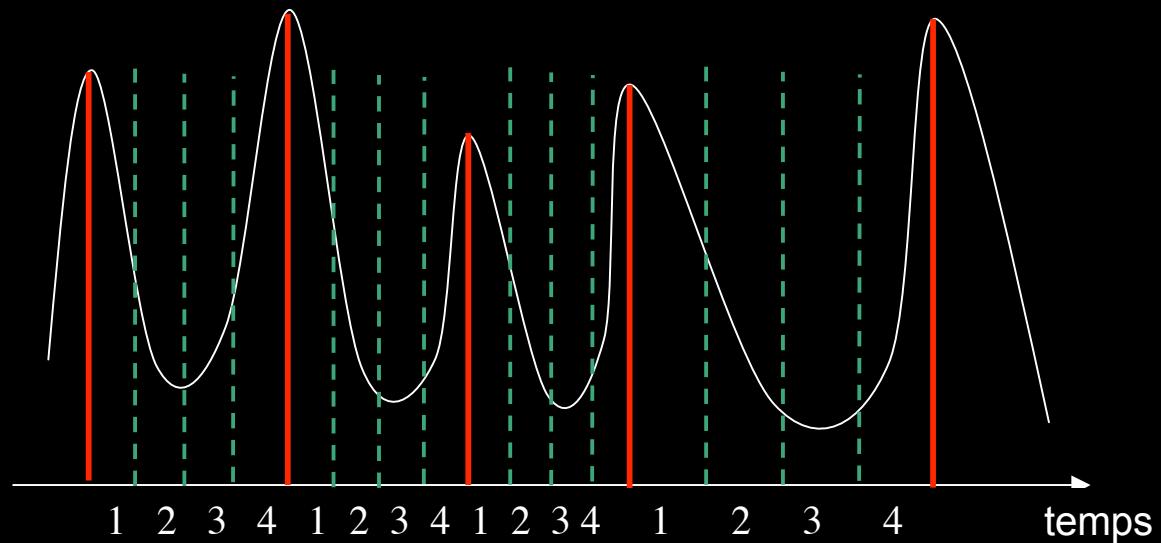


Pitman et al, J Nucl Med 2002:1259-1267

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

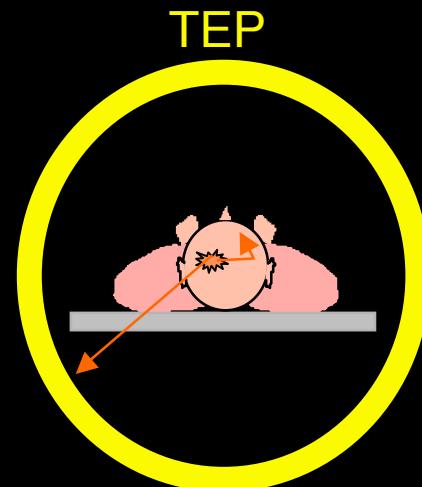
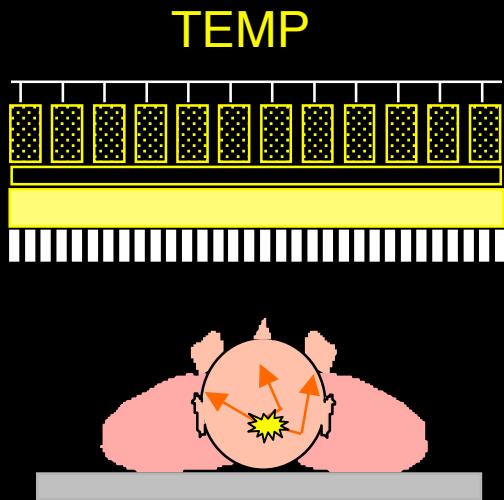
## Corrections de mouvements : où en est-on ?

- 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)

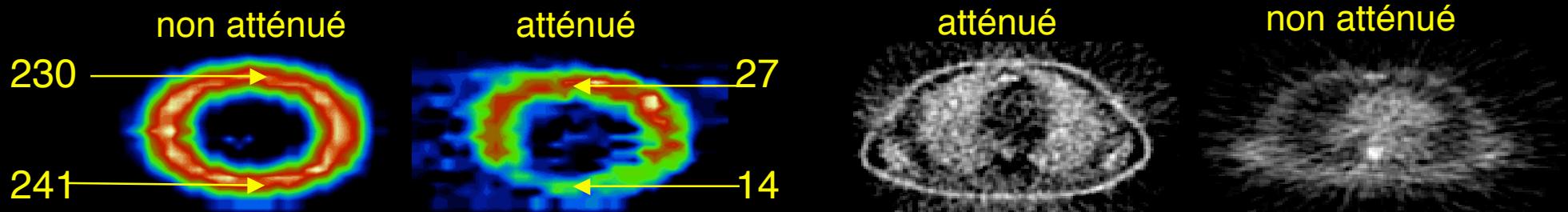


Toutes les données sont utilisées

# L'atténuation et ses conséquences



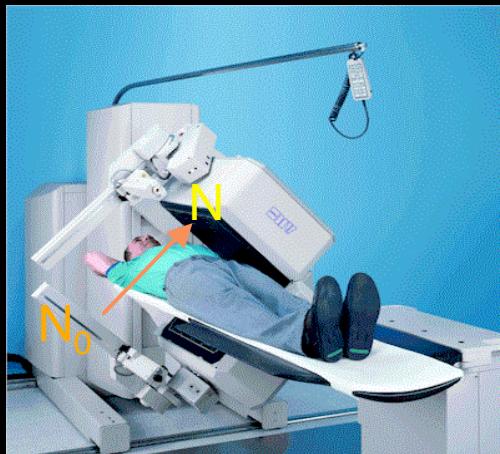
→ sous-estimation de l'activité de plus de 70%



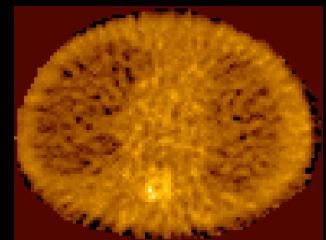
- pas de quantification absolue possible sans correction de l'atténuation
- dépend de la densité des tissus atténuateurs

## Corrections d'atténuation

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



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



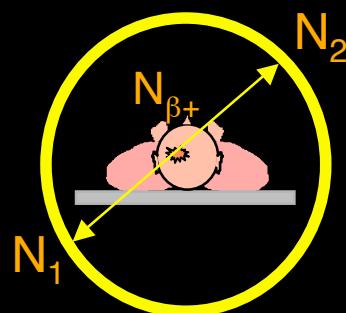
cartographie des  $\mu$

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

$$p = R_\mu f$$

### Corrections

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



$$N_1 N_2 = N_{\beta+} \exp \int_0^d -\mu(l) dl$$
$$C = N_0 / N$$

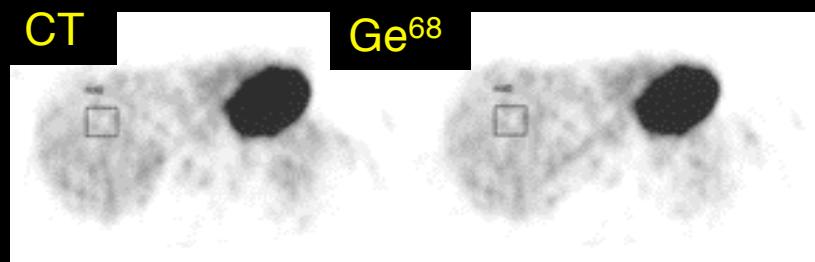
## Performances et conclusions sur la correction d'atténuation

---

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

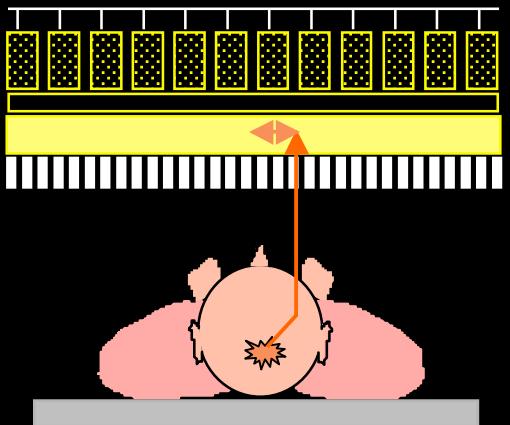


Concentrations d'activité environ 10% supérieure avec la correction utilisant la carte CT

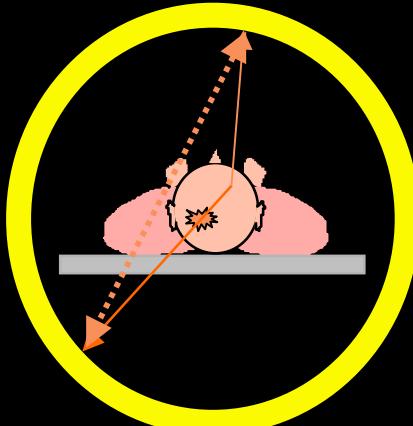
Nakamoto et al, J Nucl Med 2002:1137-1143

## La diffusion et ses conséquences

TEMP



TEP



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

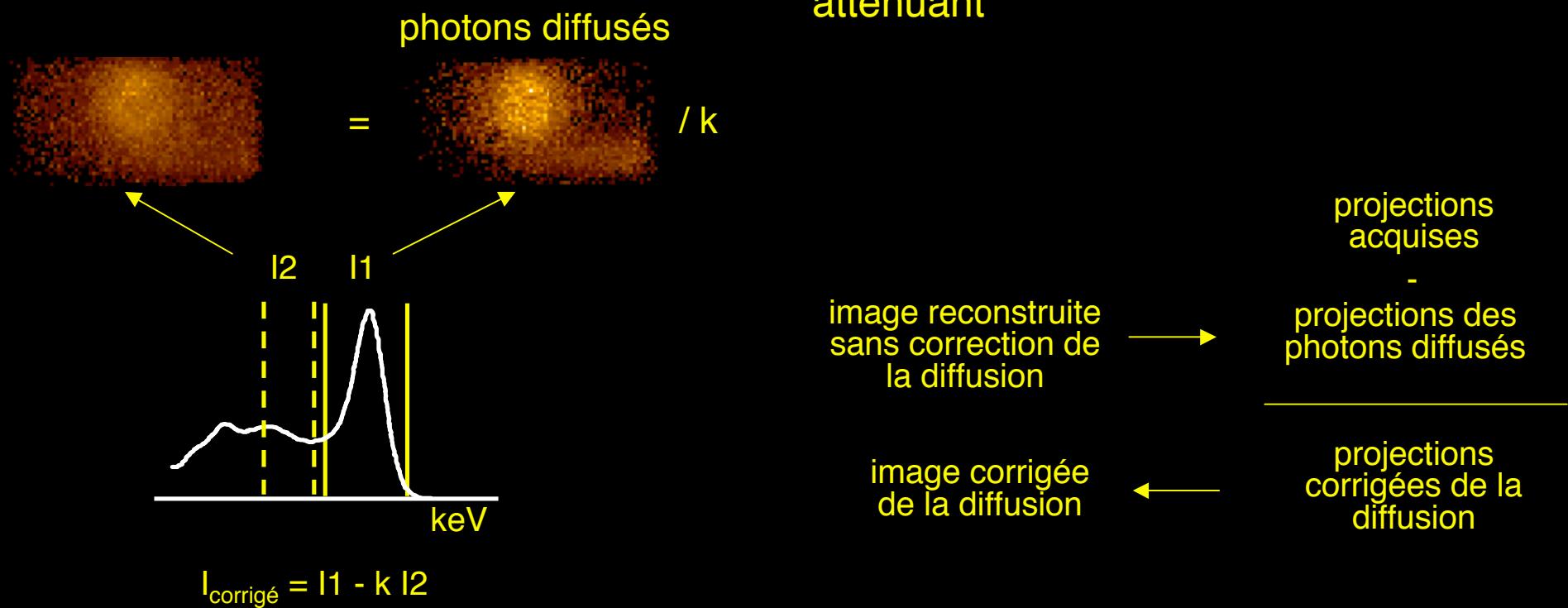
PET 2D : ~30%  
PET 3D : > 50%

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

## La correction de la diffusion

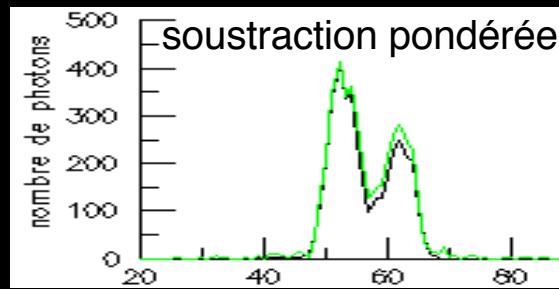
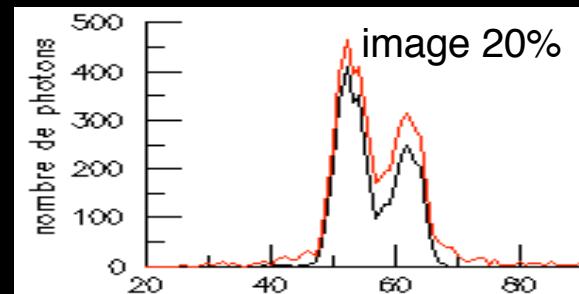
- Approches spectrométriques empiriques (surtout en TEMP)

- 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



## 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

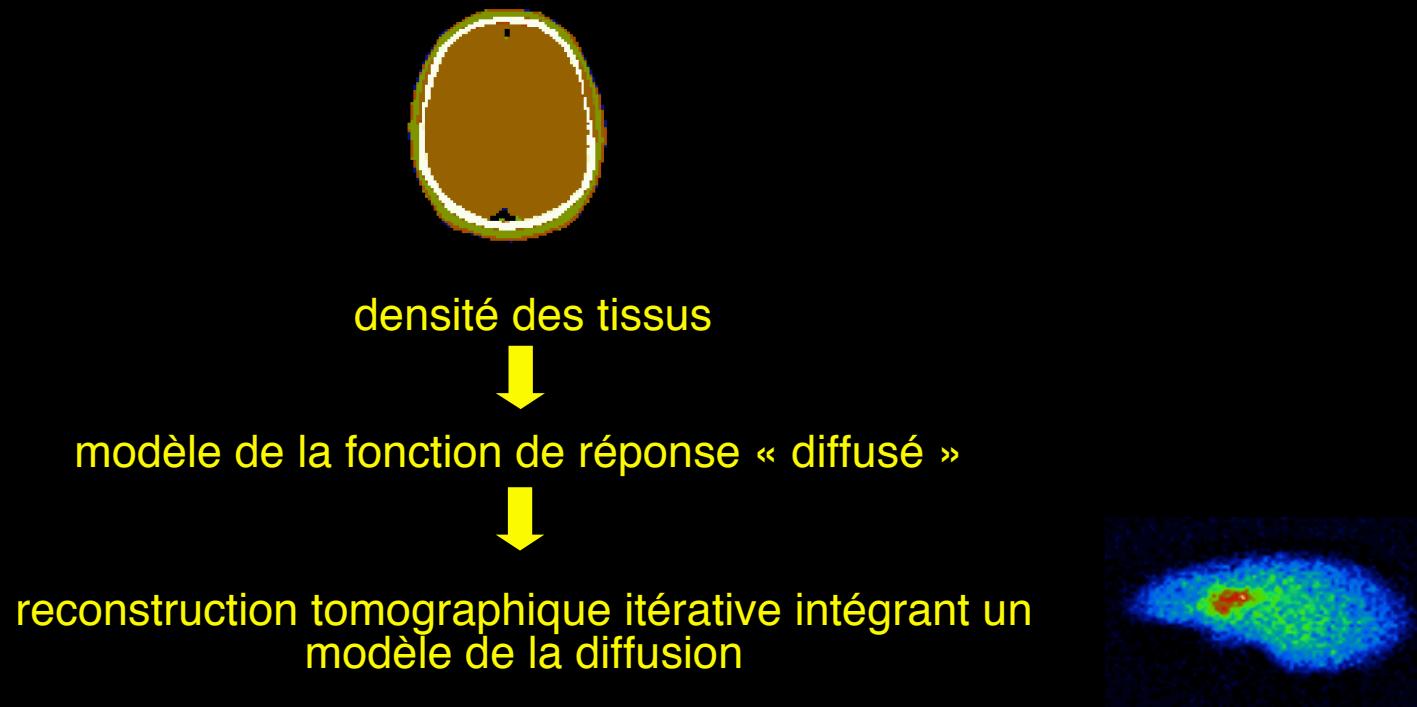
- correction d'atténuation  
erreurs : 9% à 30%
- différentes corrections de diffusion :  
erreurs : -5% à 12%

Figure of merit	Absolute concentration (kBq/ml)	
	B	D
Case/compartment	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

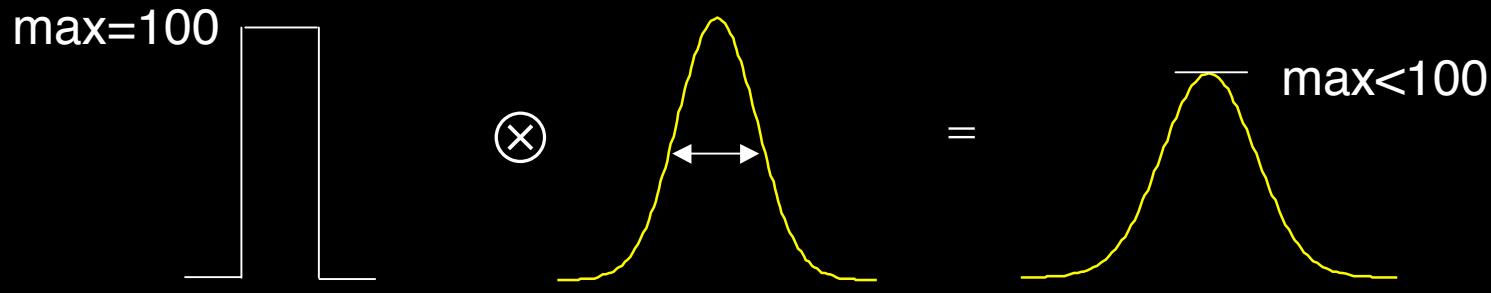


*Très coûteux en temps calcul  
mais repositionne les photons  
diffusés, d'où meilleur RSB*

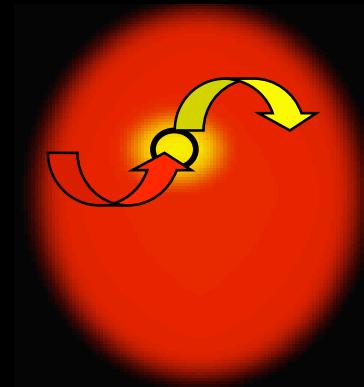
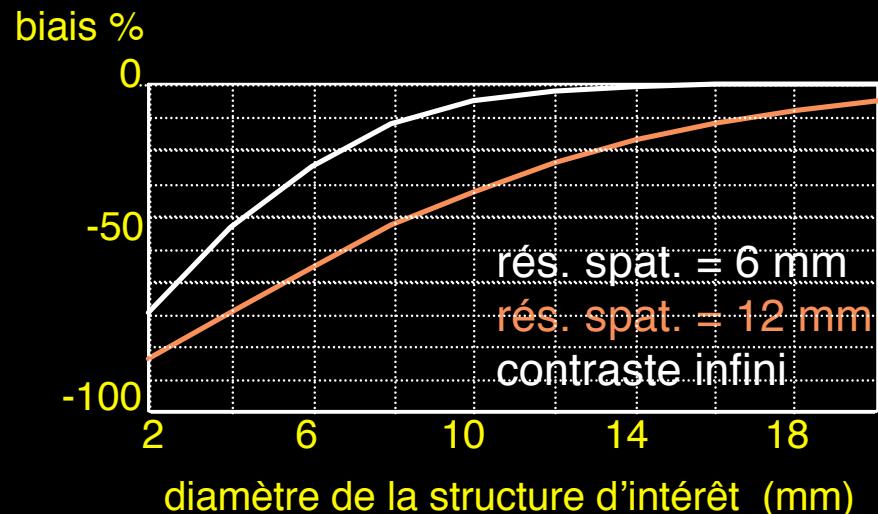
$$\rightarrow \mathbf{p} = \mathbf{R}_s \mathbf{f}$$

# L'effet de volume partiel et ses conséquences

effet commun au TEMP et TEP



affecte les structures de taille <2-3 FWHM



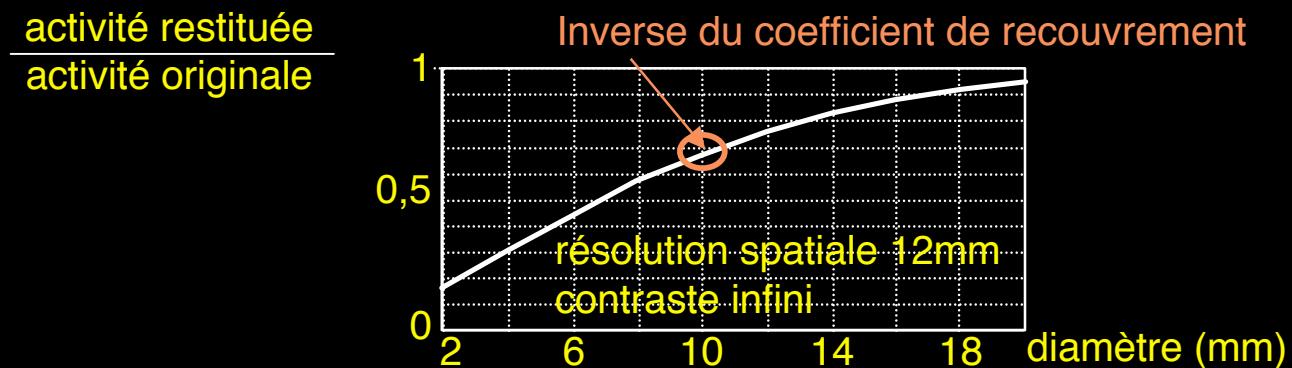
spill-in :  
activité extérieure  
contaminant la  
structure d'intérêt

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

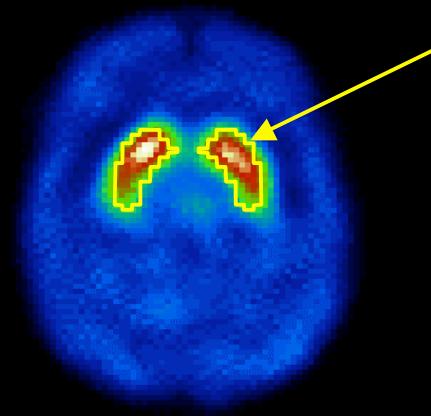
## Correction d'effet de volume partiel

---

- 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



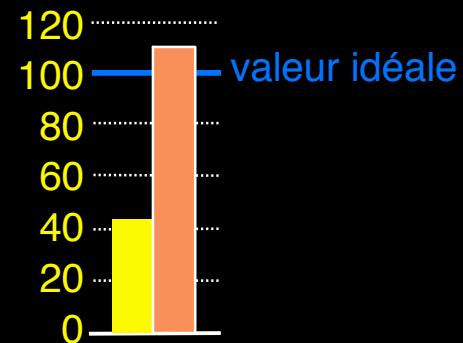
## Performances et conclusions sur la correction de volume partiel



TEMP

■ ttes corrections  
sauf volume partiel  
■ ttes corrections

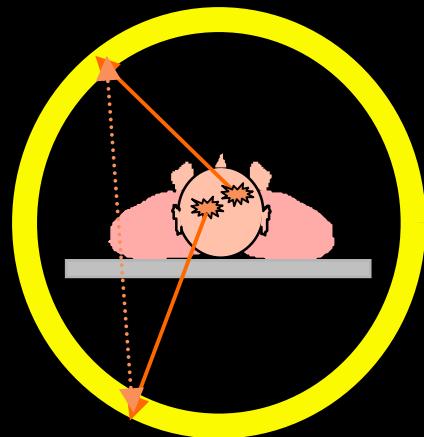
activité restituée dans les putamen (%)



- 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 ?

Soret et al, IEEE Trans Nucl Sci 2002

## Les coïncidences fortuites en TEP

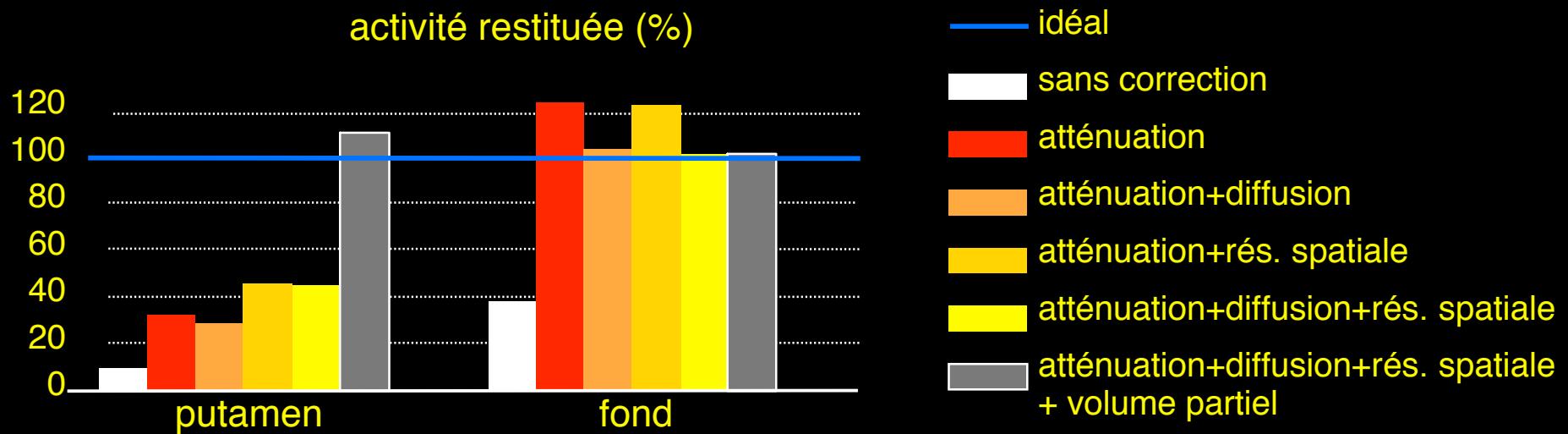
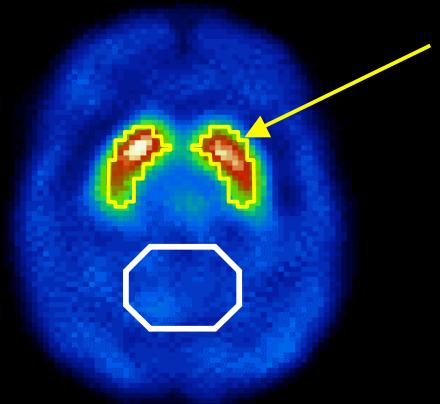


leur nombre varie comme le carré de l'activité dans le champ de vue :  $N = 2 \tau S_1 S_2$

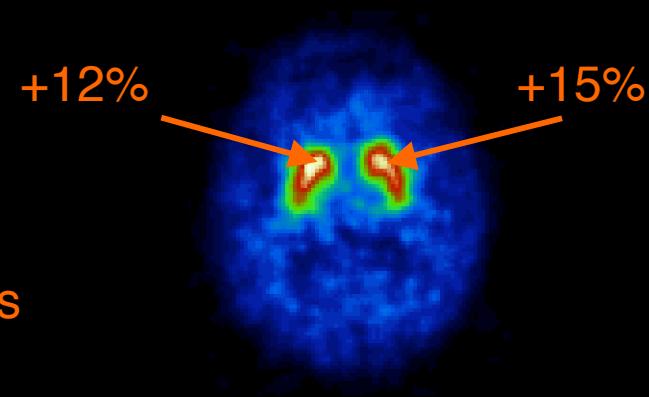
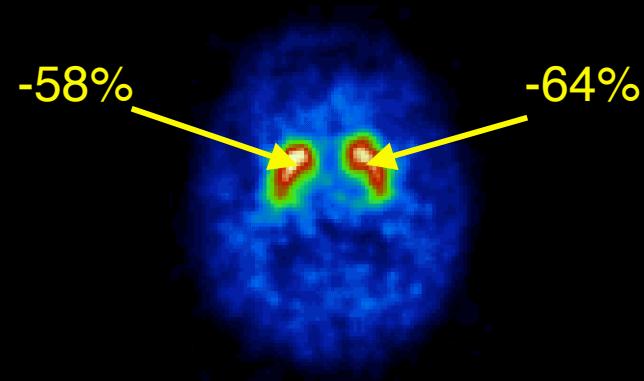
- 2 méthodes de correction efficaces en ligne :
  - fenêtre temporelle de coïncidence décalée dans le temps
  - estimation à partir des taux d'événements simples  $S_1$  et  $S_2$
- pas de biais majeur lié à la détection de coïncidences fortuites
- Augmentation du bruit consécutive à leur soustraction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

## Synthèse : importance relative des différents biais

TEMP cérébral du système dopaminergique

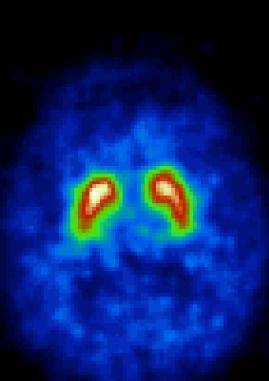


## Importance des corrections, même en quantification relative

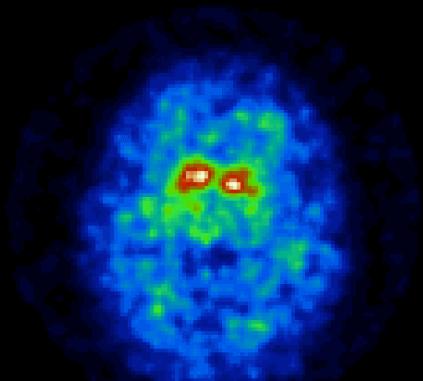


sans correction  
avec corrections

### mesure du potentiel de liaison



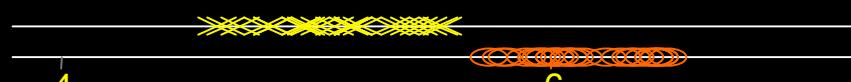
Alzheimer



démence à  
corps de Lewy



approche sans correction



approche avec ttes les corrections

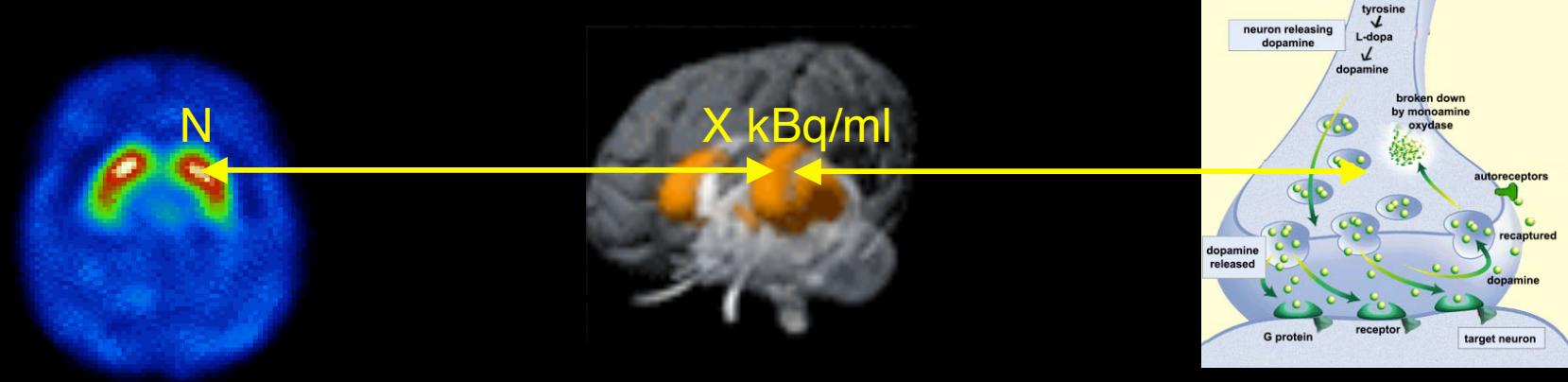
### diagnostic différentiel

## Conclusions sur la quantification

---

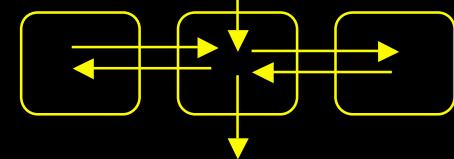
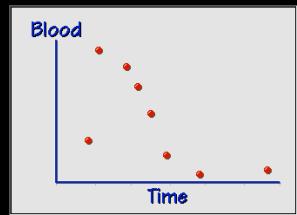
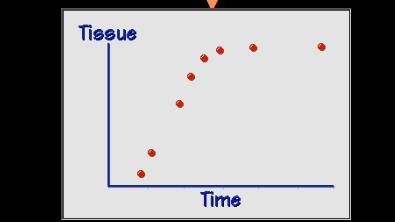
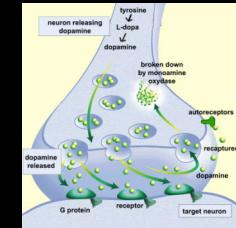
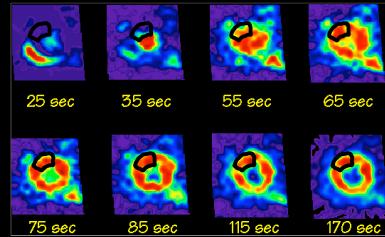
- La quantification est accessible, en TEP et en TEMP
- Une quantification absolue fiable, en TEP ou en TEMP, est un processus complexe, nécessitant une cartographie de la densité des tissus, un protocole d'acquisition et d'analyse rigoureusement contrôlé, et idéalement, une cartographie anatomique haute 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

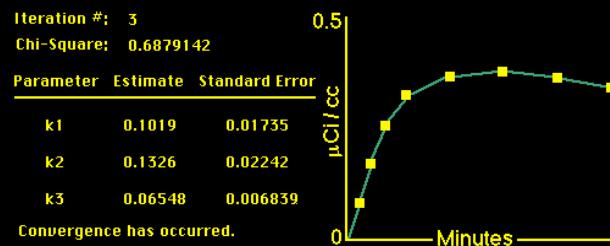


Exploiter les mesures de concentration de radiotraceur pour estimer des paramètres physiologiques caractérisant les processus étudiés

# Principe de l'estimation de paramètres physiologiques



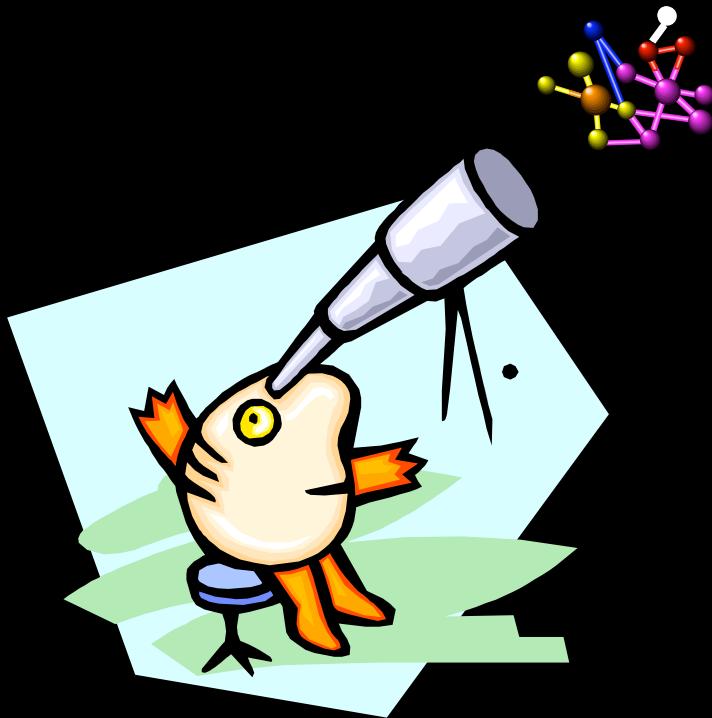
ajustement des mesures au modèle



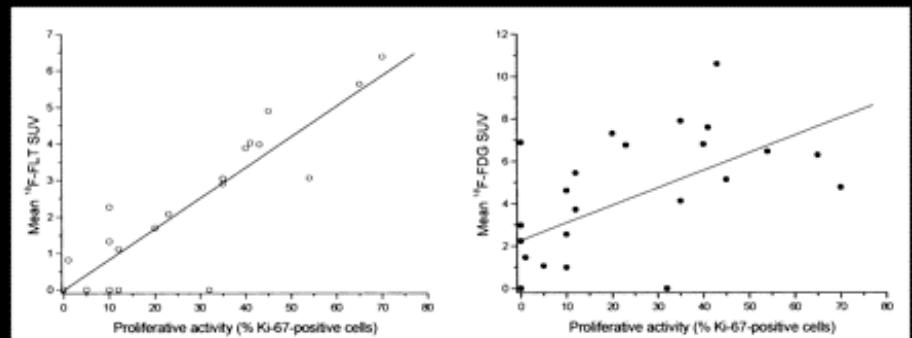
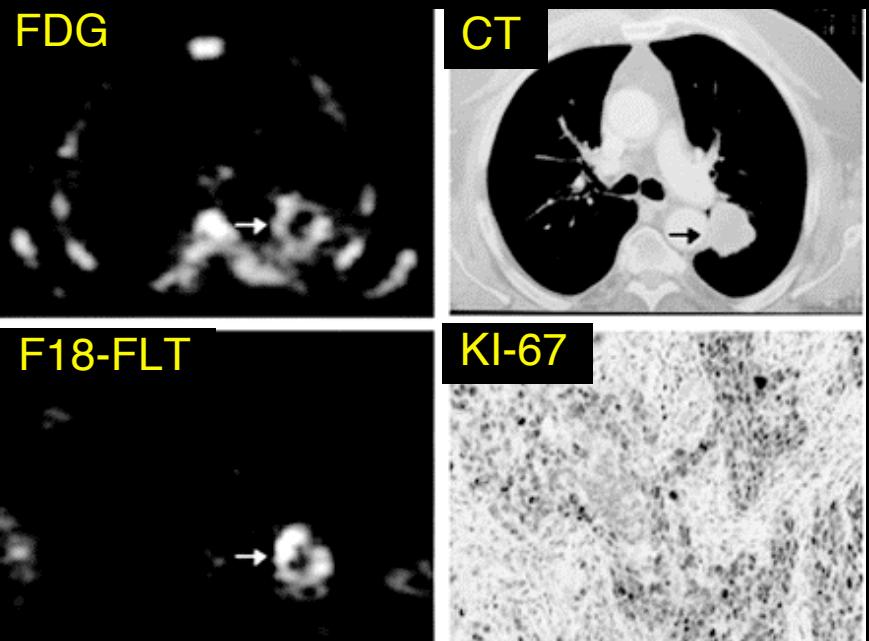
paramètres physiologiques relatifs à la région,  
e.g., constante d'échange, flux sanguin, densité de récepteurs

# Le futur

---



## Les challenges : radiotraceurs

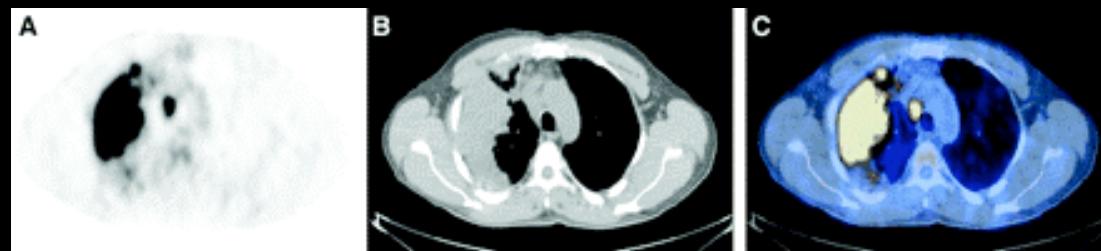


Radiotraceurs plus spécifiques...

Buck et al. J. Nucl. Med. 2003 44: 1426-1431.

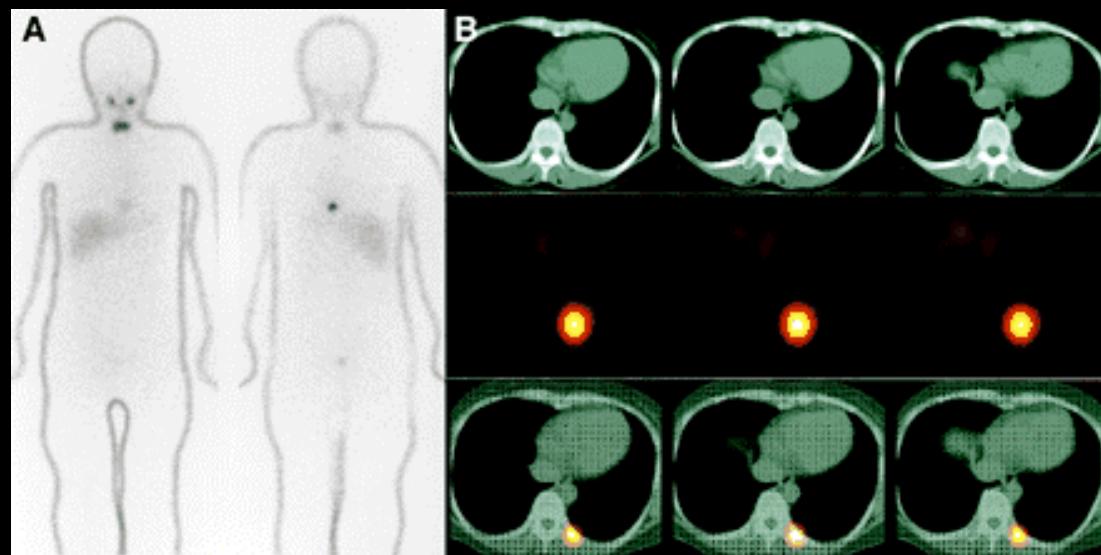
## Les challenges : détecteurs

PET/CT



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

SPECT/CT

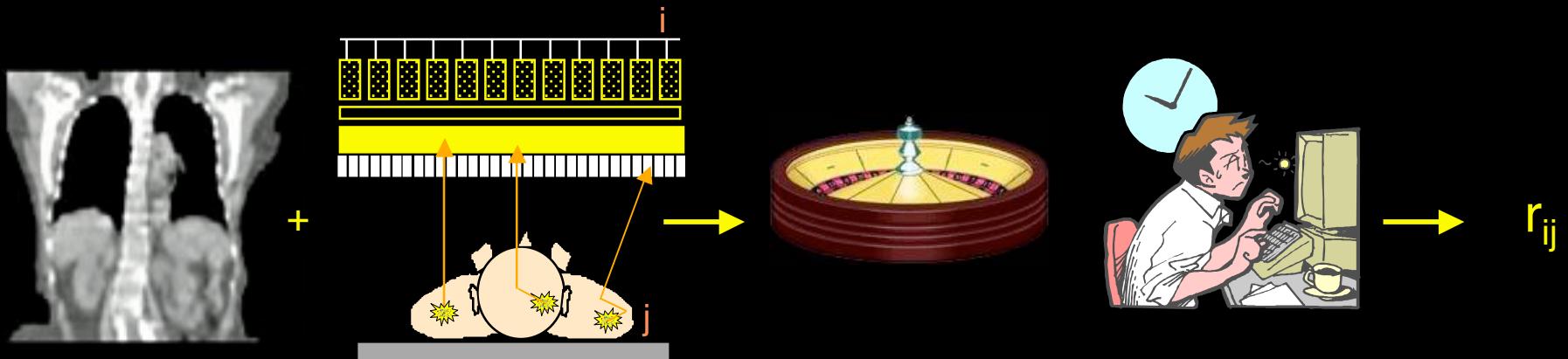


<sup>I-131</sup>

PET/IRM...

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

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

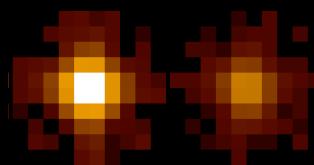
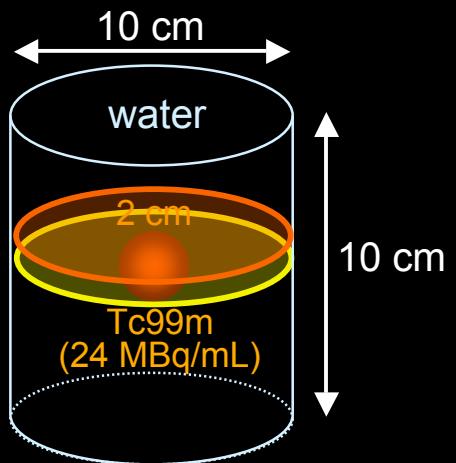


densité et composition des tissus

modèle de détecteur

Modélisation analytique ou Monte Carlo

proba pour qu'un photon émis en  $j$  soit détecté en  $i$



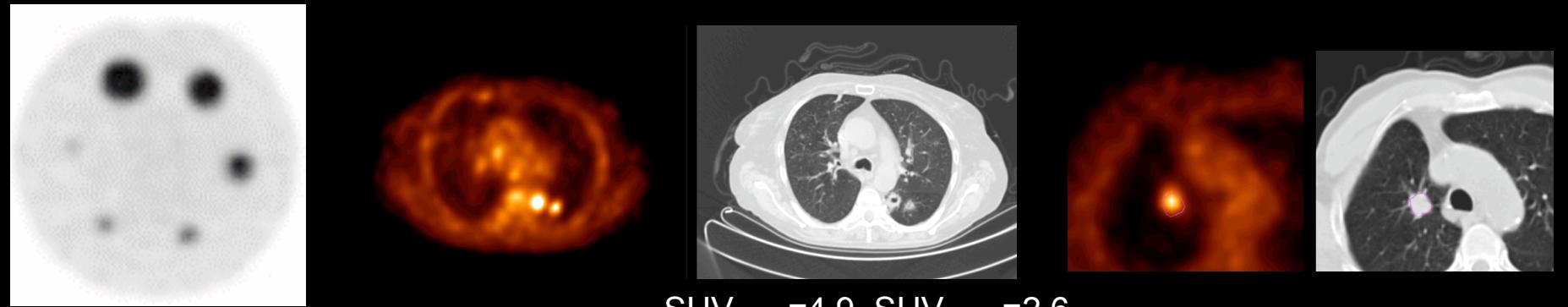
FBP



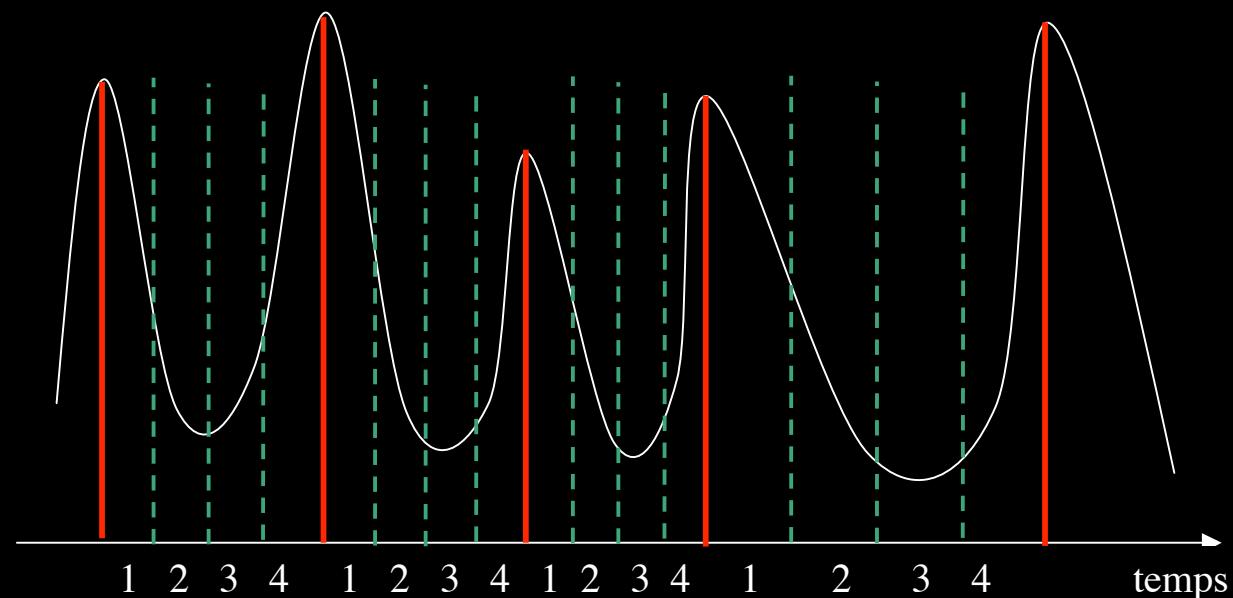
F3DMC

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

## Compensation des effets de volume partiel

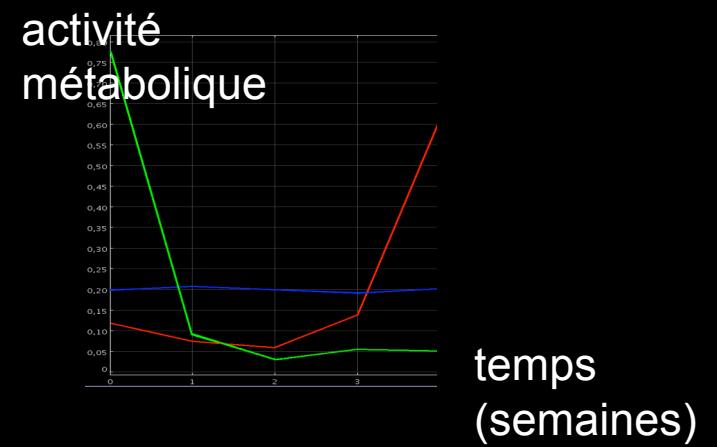
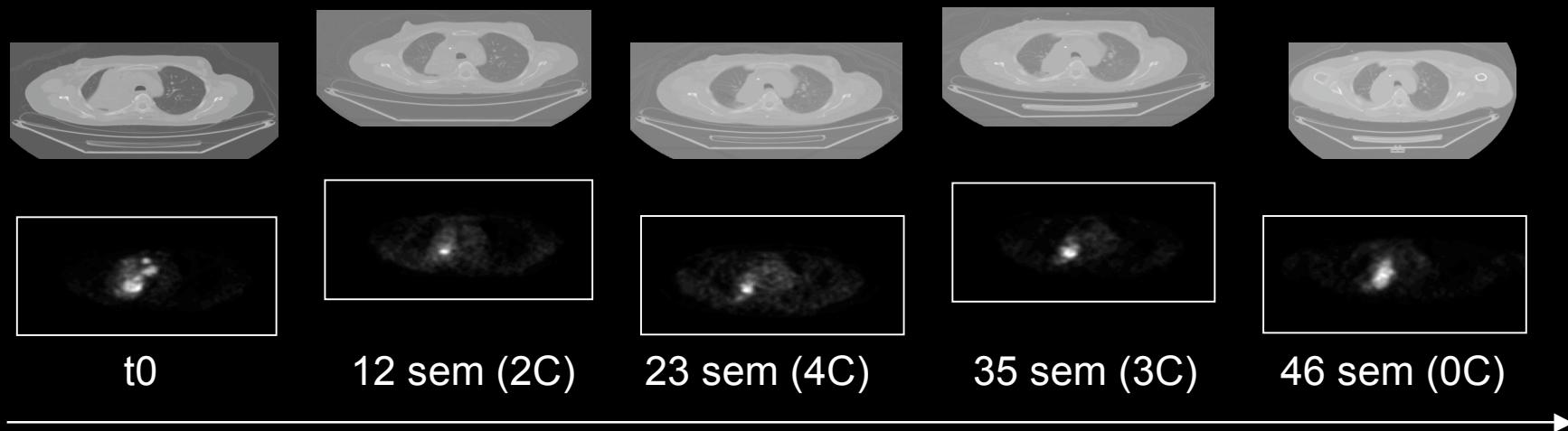


## Compensation des mouvements respiratoires



## Les challenges en termes d'applications

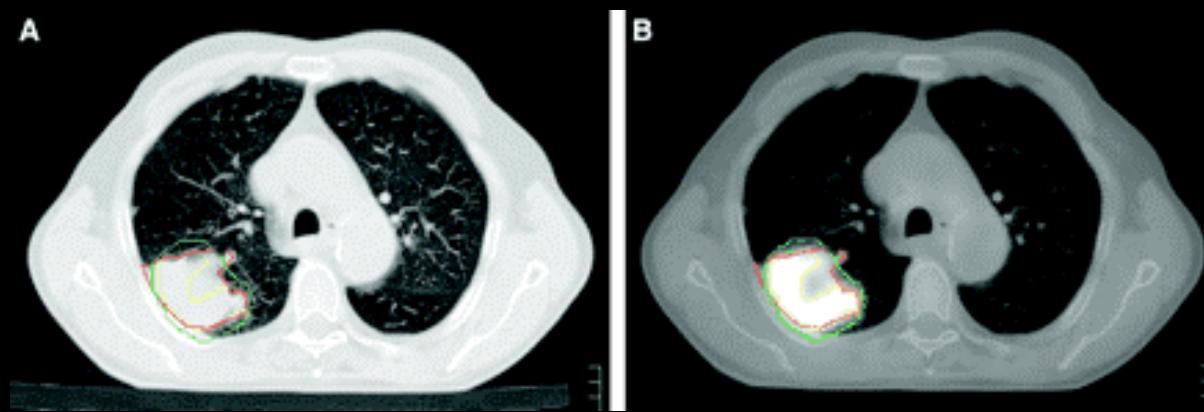
### Le suivi thérapeutique en PET



## 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