

Imagerie en Médecine Nucléaire

Irène Buvat

UMR 8165 CNRS

Imagerie et Modélisation en Neurobiologie et Cancérologie
Orsay

buvat@imnc.in2p3.fr

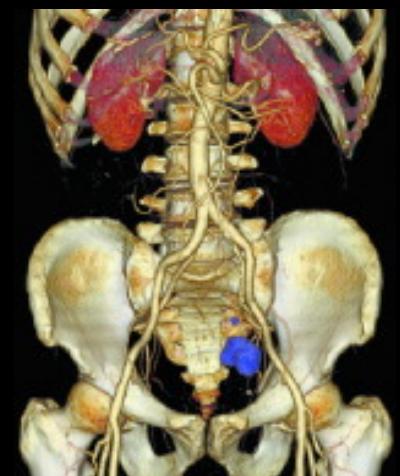
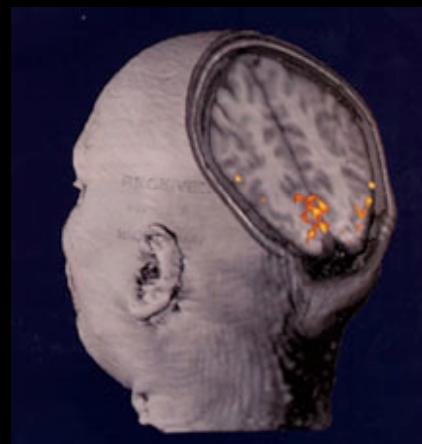
<http://www.guillemet.org/irene>

Introduction

- 1895

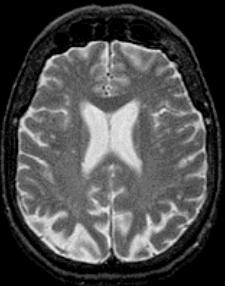


- Aujourd'hui



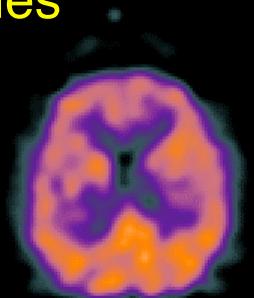
Trois types d'imagerie

- Imagerie morphologique : étude de l'anatomie



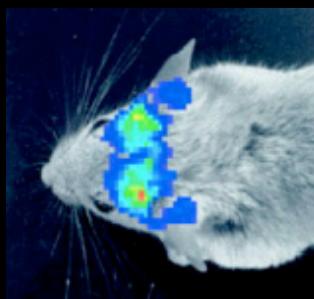
scanner, IRM, ... :
haute résolution spatiale

- Imagerie fonctionnelle : étude de processus biochimiques et physiologiques



imagerie scintigraphique :
résolution spatiale médiocre

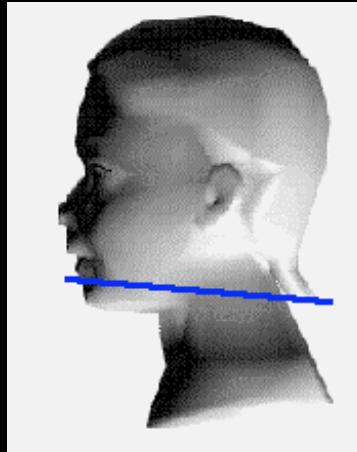
- Imagerie moléculaire : visualisation de gènes ou de protéines spécifiques, ou de signaux émanant de ces entités



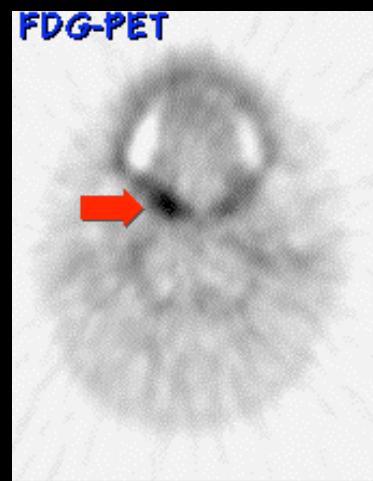
imagerie scintigraphique, imagerie optique, IRM
essentiellement développée chez le petit animal

Intérêt de l'imagerie fonctionnelle

- Imagerie anatomique normale



- Imagerie fonctionnelle anormale



Limites de l'imagerie fonctionnelle

- Imagerie fonctionnelle anormale

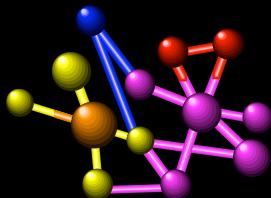


- Imagerie anatomique indispensable à la localisation de l'anomalie

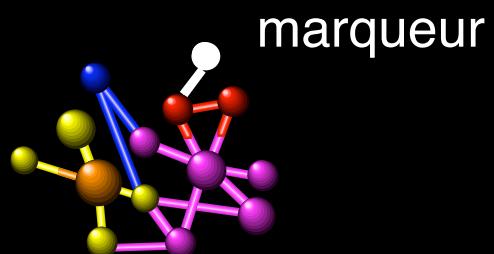
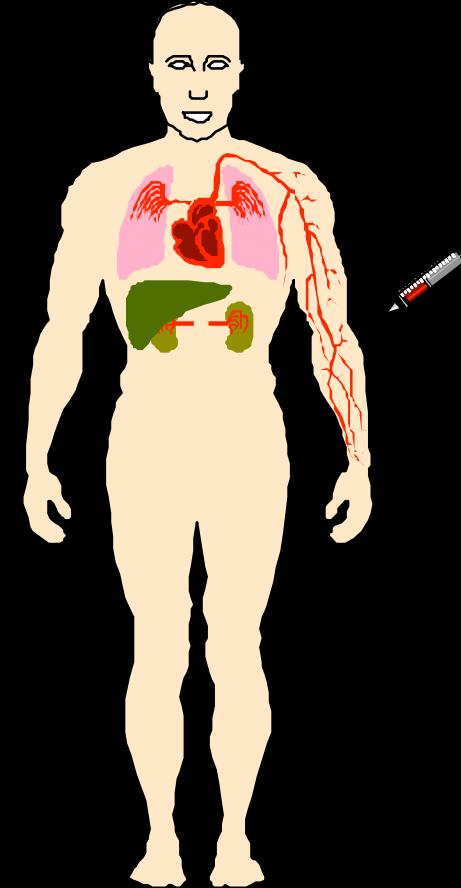


David Brasse, University of Pittsburgh

Principe général de l'imagerie fonctionnelle



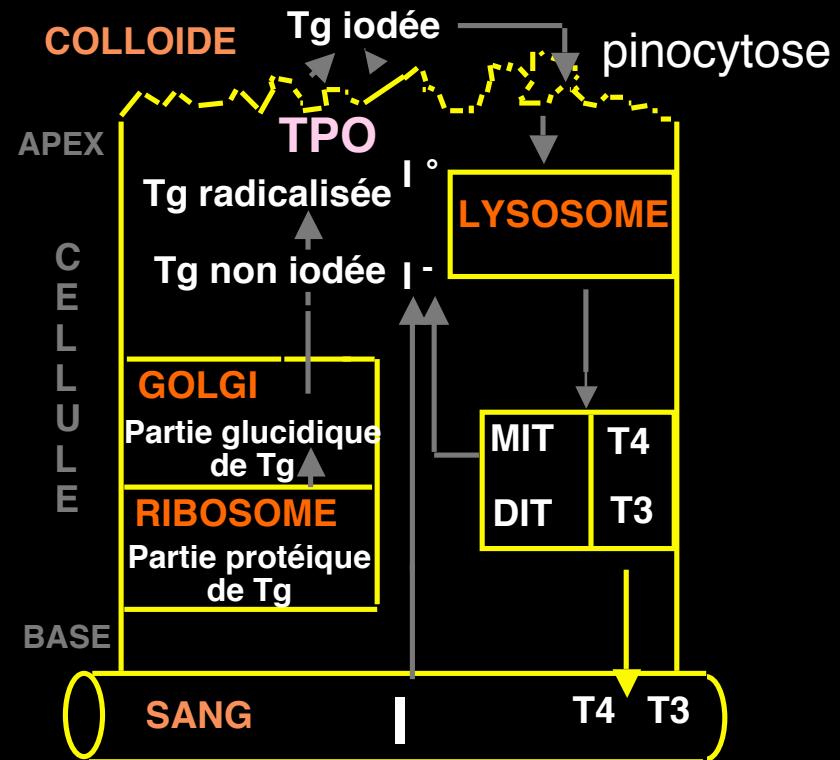
1. Traceur caractéristique d'une fonction métabolique ou physiologique



2. Marquage

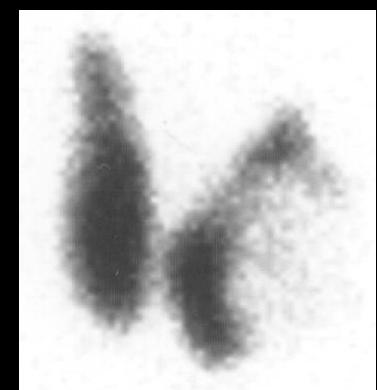
3. Etude du devenir de la molécule marquée

Principe de l'imagerie fonctionnelle



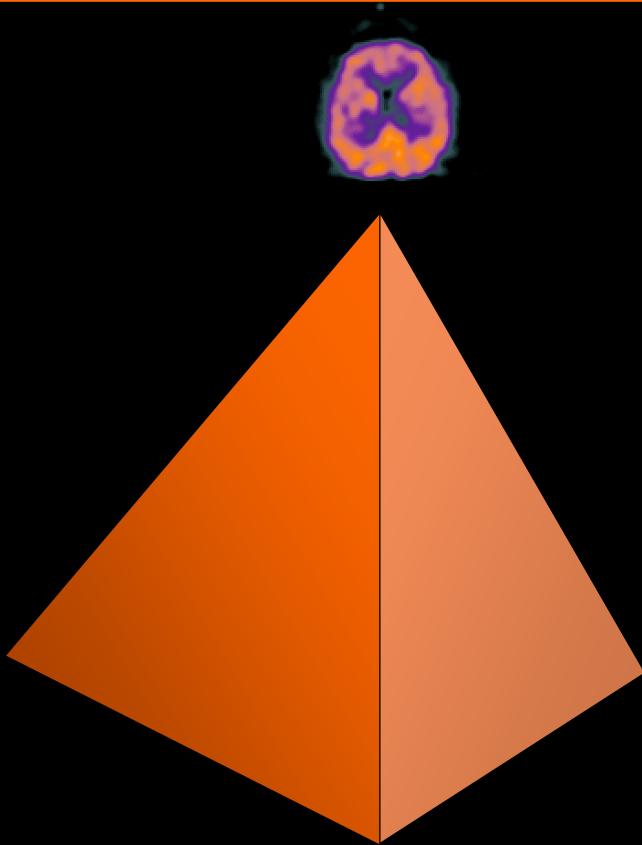
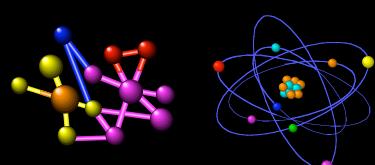
1. Matière première indispensable à la fabrication des hormones thyroïdiennes : Iode

2. Isotope : I-123



3. Etude du devenir de la molécule

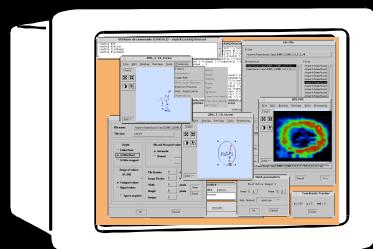
Les pierres d'angle



Détecteur



Traitements de l'information



Radiotraceurs : contraintes chimiques



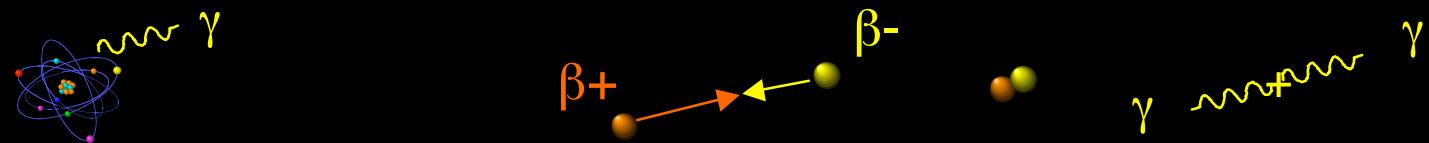
- Administration intraveineuse : stabilité de la substance dans le sang
- Délivrance au tissu cible (passage du flux sanguin au tissu)
- Absence de modification du phénomène physiologique à observer
- « Fixation » stable à la cible et élimination du traceur n'ayant pas rencontré de cible afin d'avoir 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 :



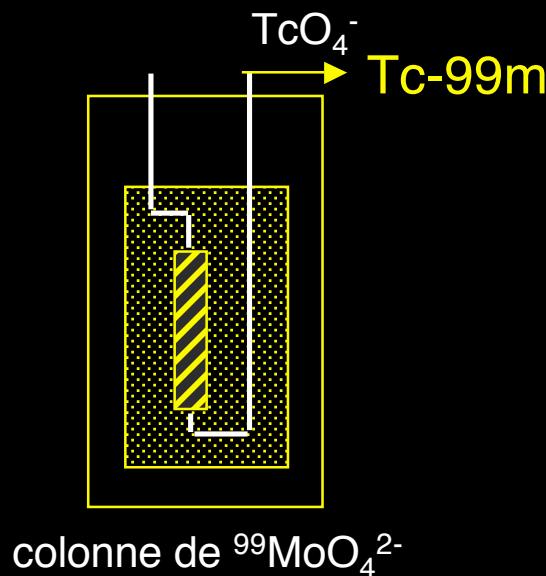
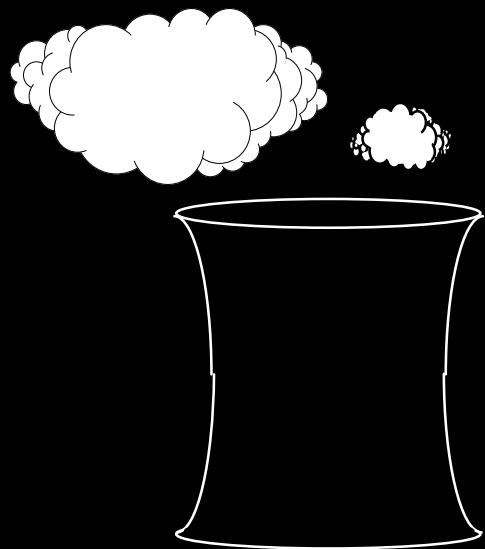
- énergie du rayonnement émis : 50 - 511 keV
 - période du radioisotope : qq minutes à qq dizaines d'heures

Isotope émetteur de photons γ le plus utilisé : le Tc-99m

Technétium 99m (1960) :

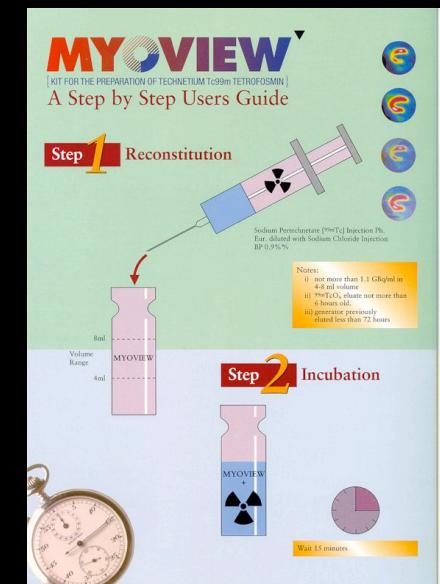
énergie = 140 keV

T = 6 h



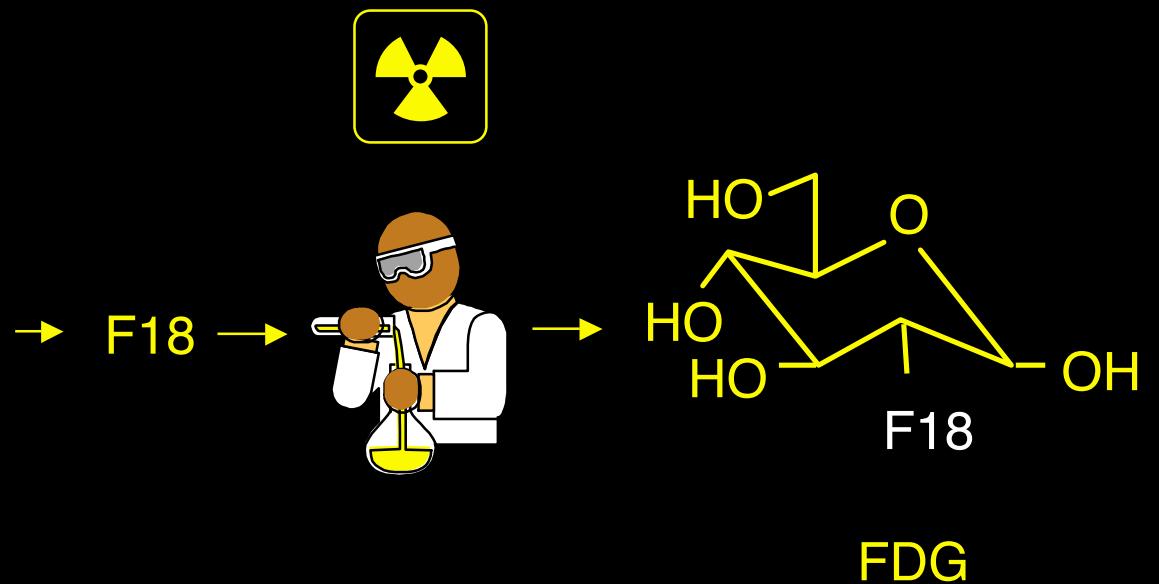
précurseur :
molybdène 99
T = 66 h

Tc^{99m}
T = 6h



Isotope émetteur de positons le plus utilisé : le F18

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

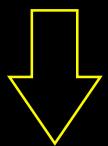


Isotopes utilisés en imagerie nucléaire

Isotope	Energie	Période
Emetteurs de photons γ		
Technétium 99m	140 keV	6 heures
Iode 123	159 keV	13 heures
Thallium 201	71 keV	73 heures
Emetteurs de positons β^+		
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

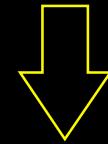
Types d'émetteurs et techniques d'imagerie

Emetteurs de γ



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

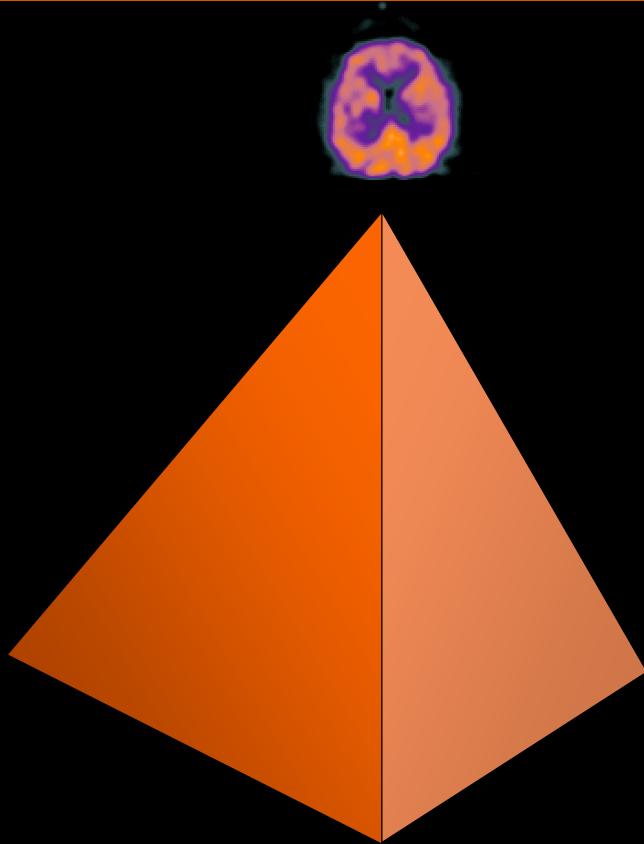
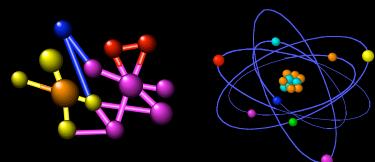
Emetteurs de positons



- tomographie par émission de positons : PET ou TEP

Les détecteurs

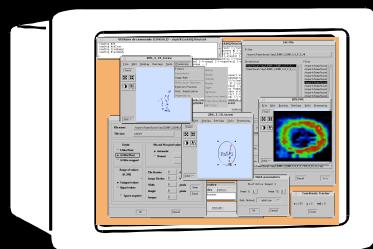
Radiotraceur



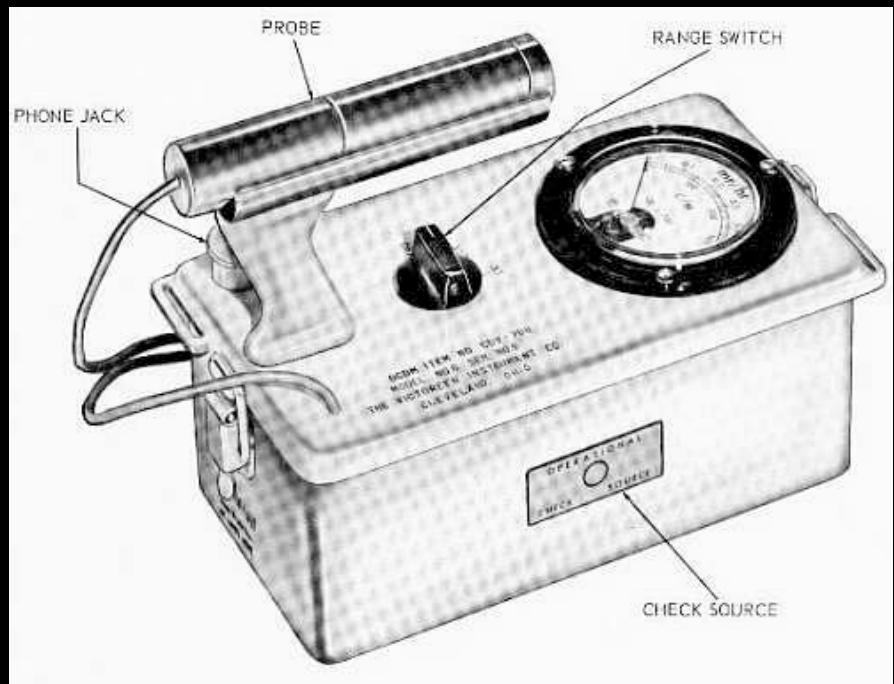
Détecteur



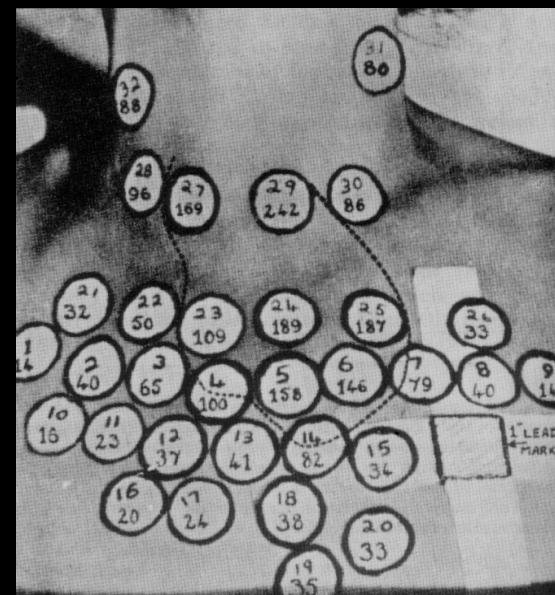
Traitements de l'information



1948 : Comptage des rayonnements gamma point par point

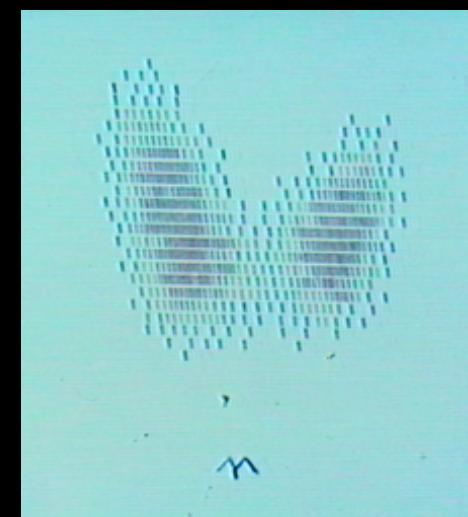
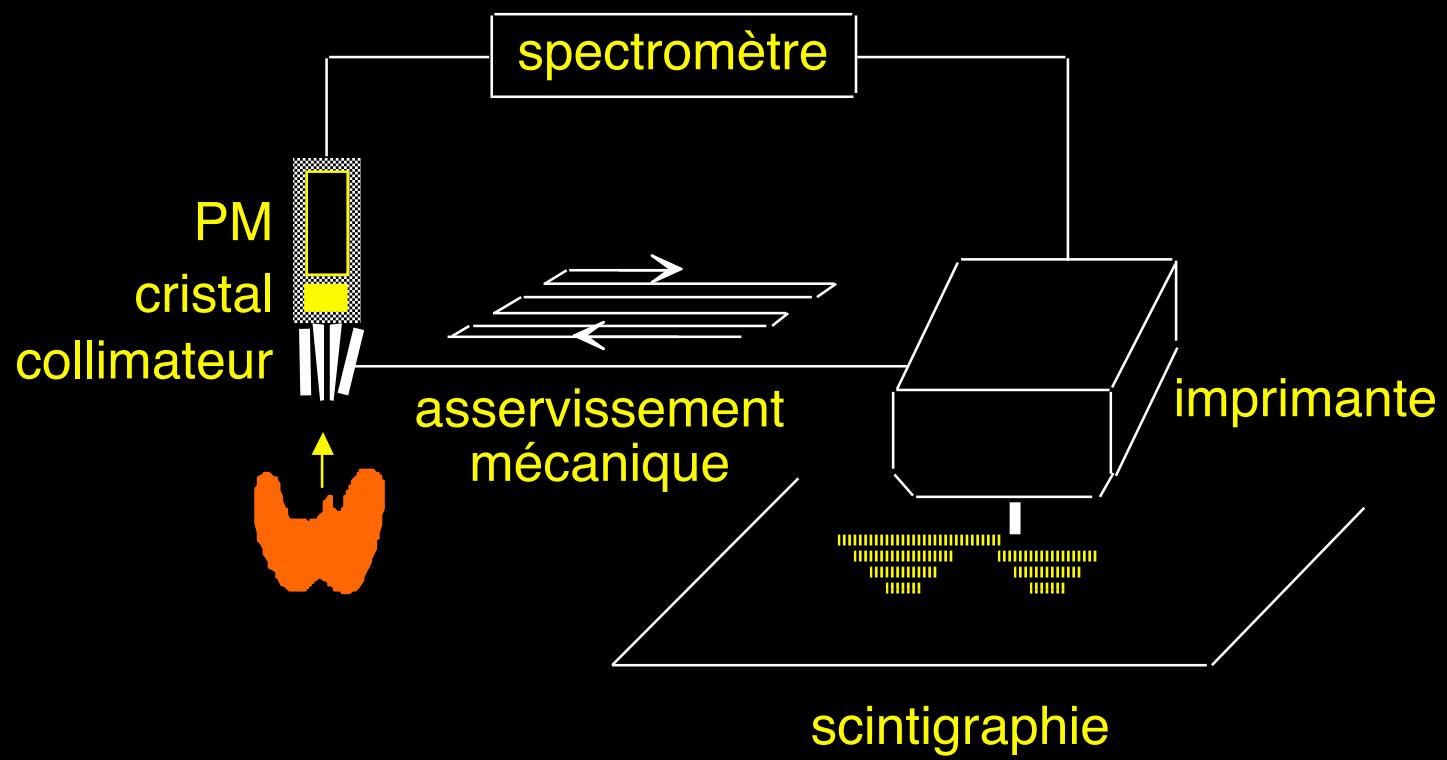


Compteur Geiger-Müller

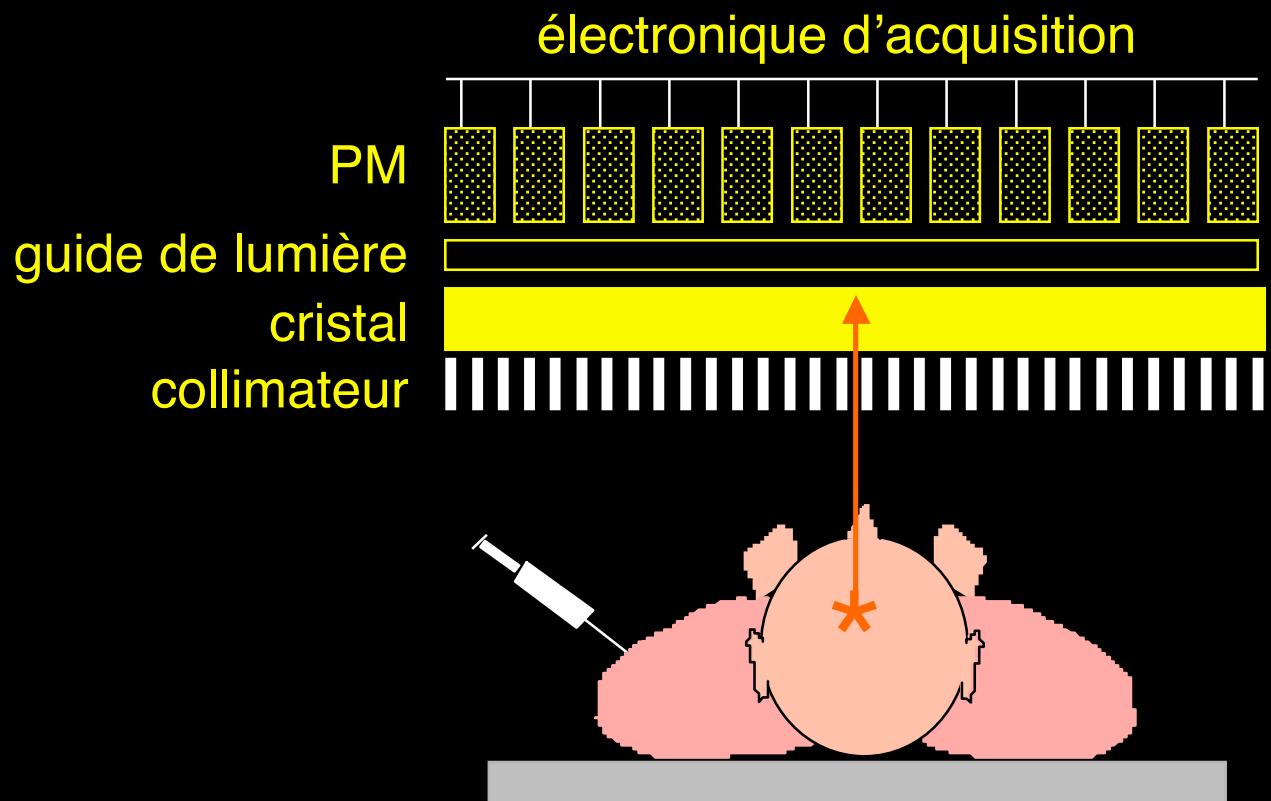
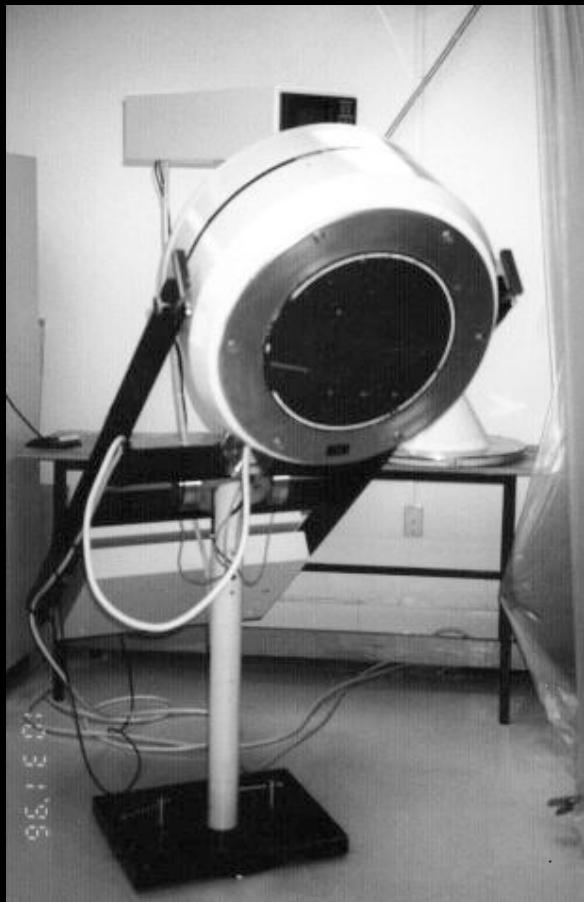


I-131

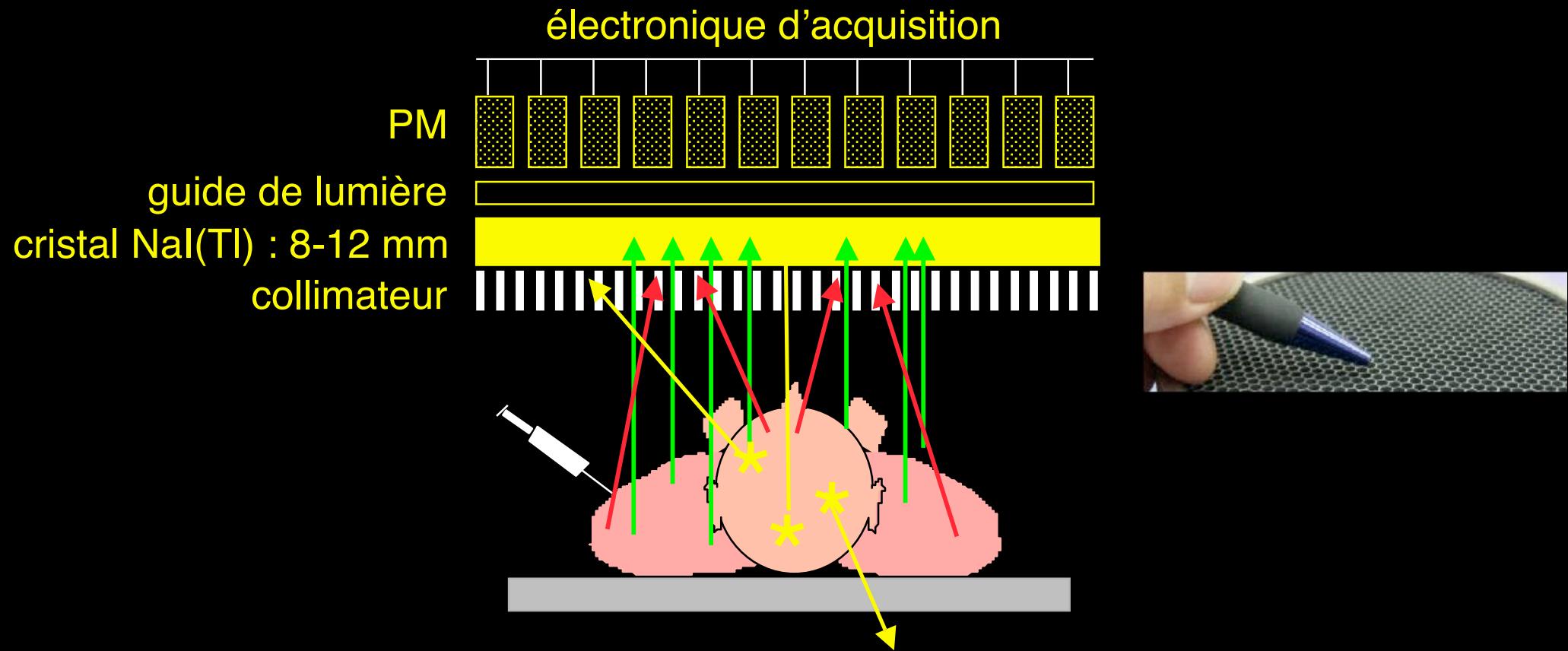
1951 : Scintigraphe à balayage



1958 : Gamma caméra



Principe de la gamma caméra



NaI(Tl) :

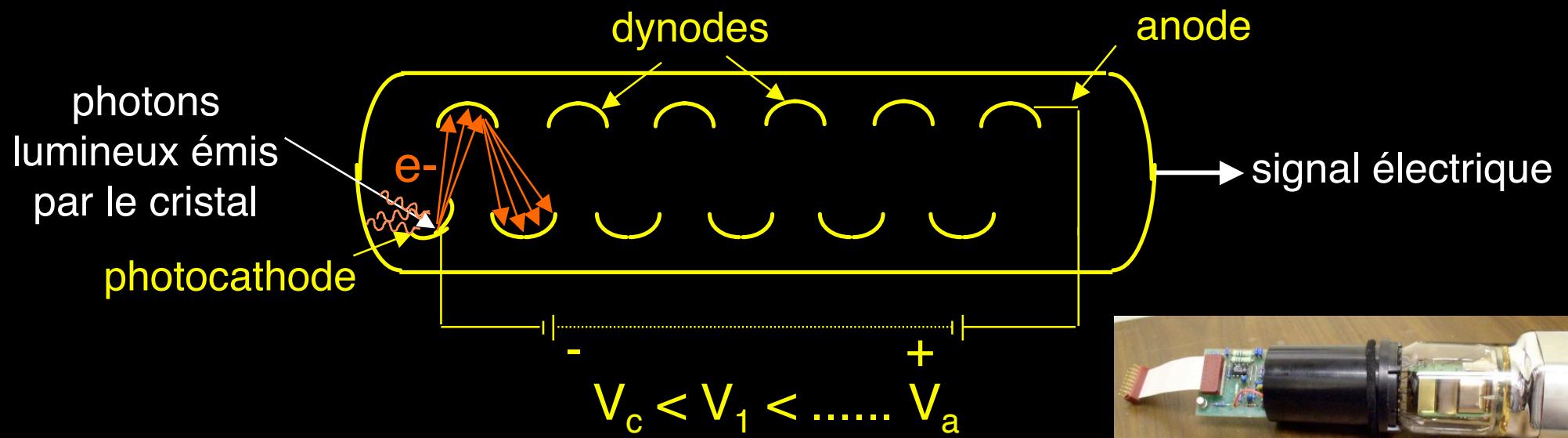
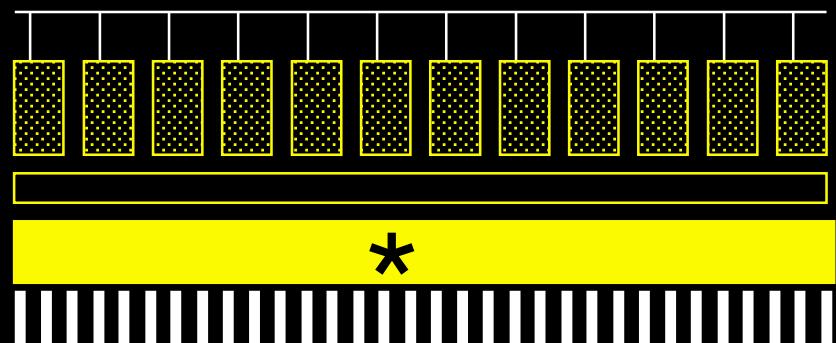
$\sim 430 \text{ nm} \sim 3 \text{ eV} = \text{lumière bleue-verte}$

densité : $3,7 \text{ g/cm}^3$

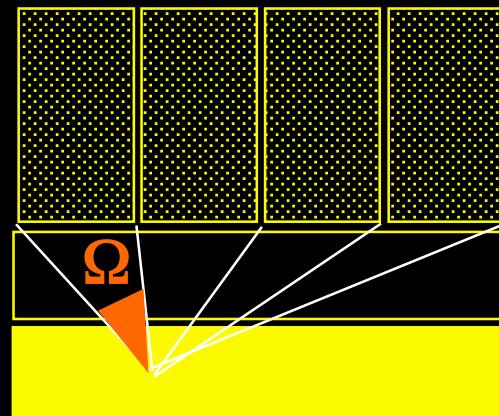
constante de décroissance : $230 \text{ ns} \Rightarrow 2000 \text{ cps / PM}$

rendement lumineux : 13%

Tubes photomultiplicateurs



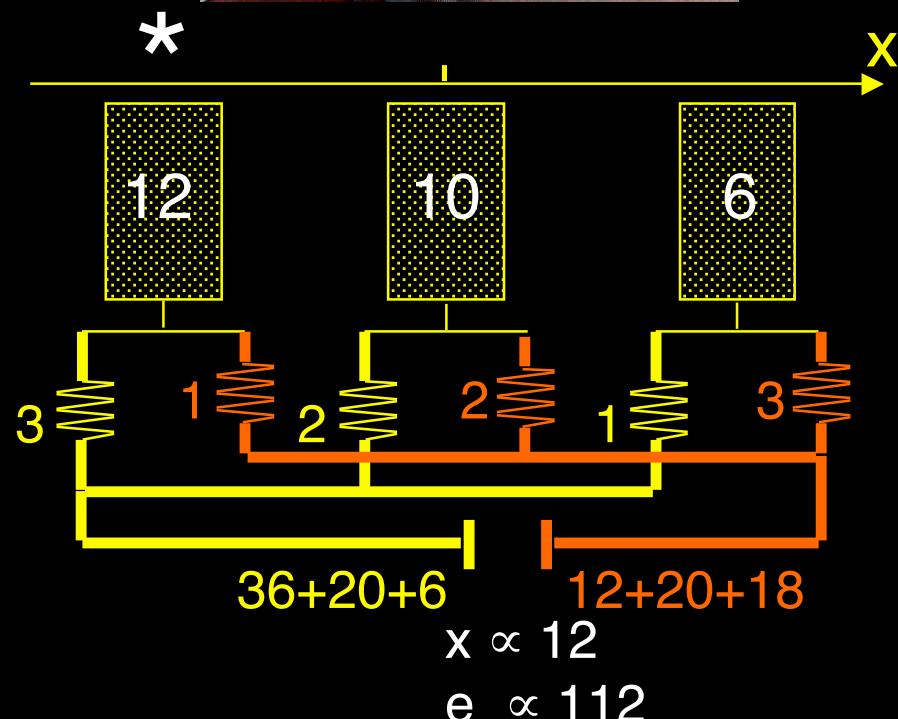
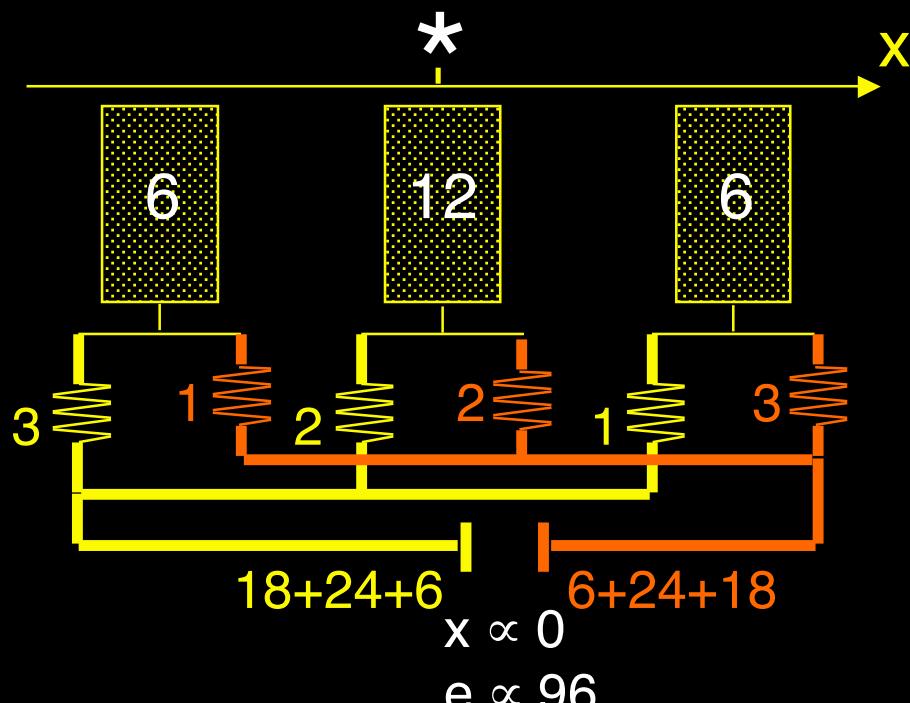
Circuit de positionnement



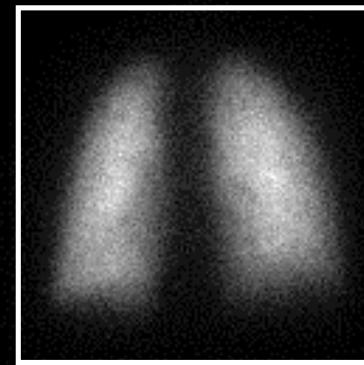
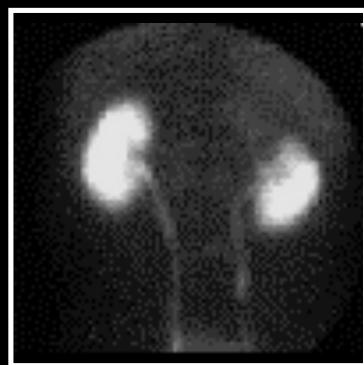
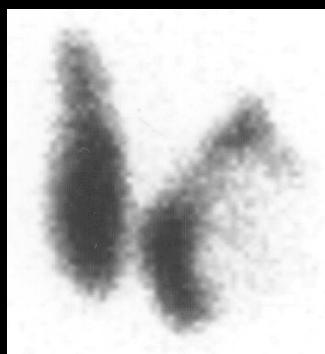
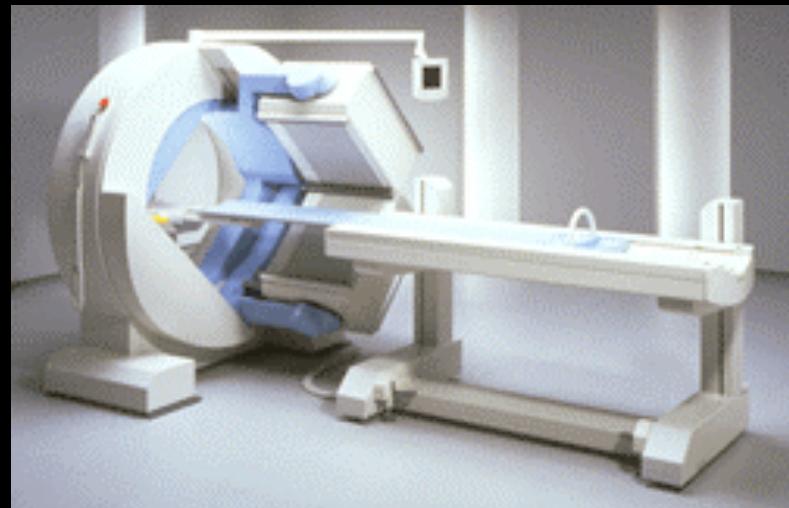
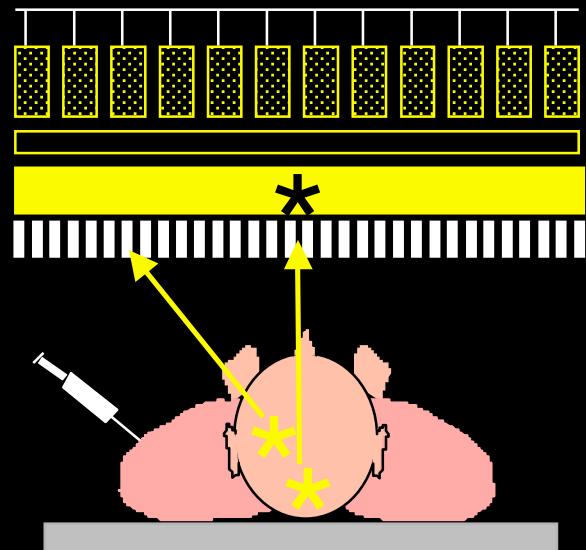
tubes PM

guide de lumière

cristal

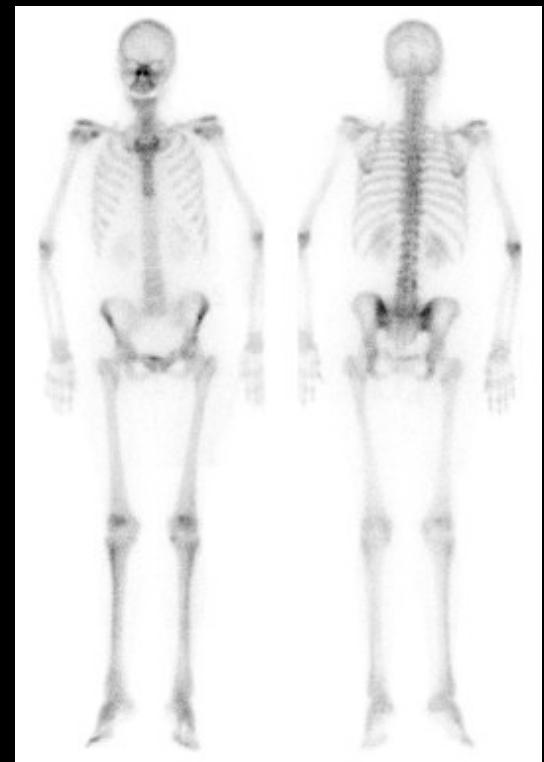


Images planaires

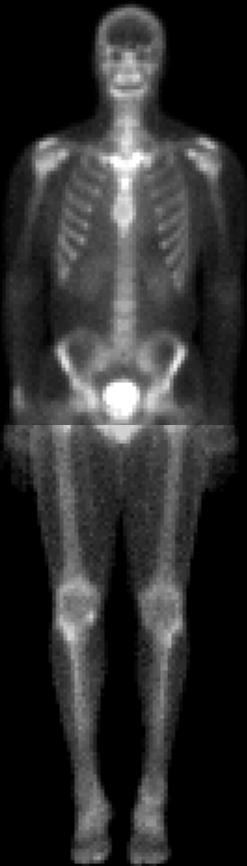


Evolution des performances des détecteurs TEMP

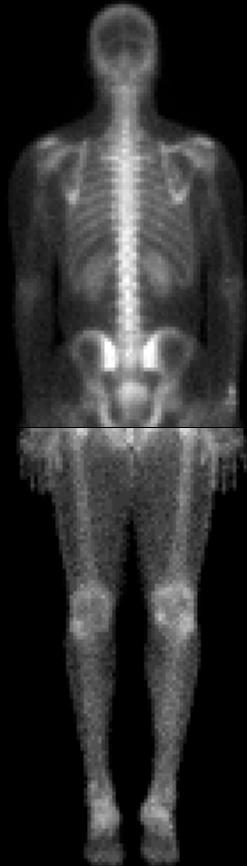
- Résolution spatiale
 - cristaux plus fins, photomultiplicateurs plus nombreux, numérisation du signal en sortie des PM
 - cristaux de 9,6 mm, 107 PM
 - résolution spatiale intrinsèque (sans collimateur) : 3 à 4,5 mm
 - résolution spatiale extrinsèque : > 6 mm
- Résolution en énergie : 8 à 11%
- Taux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



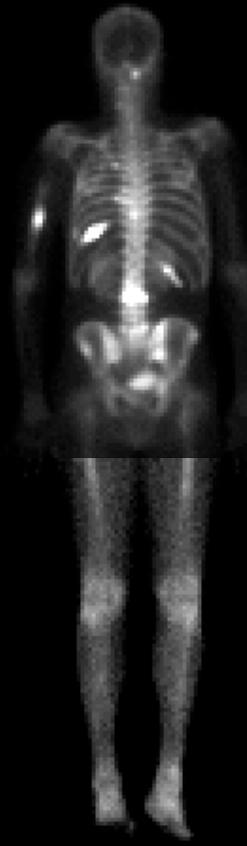
Scintigraphie osseuse au Tc-99m



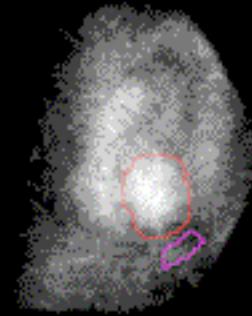
normale



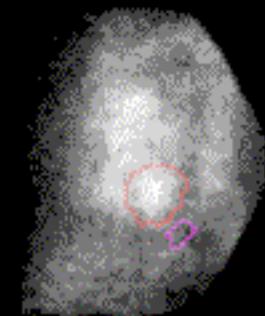
métastases osseuses



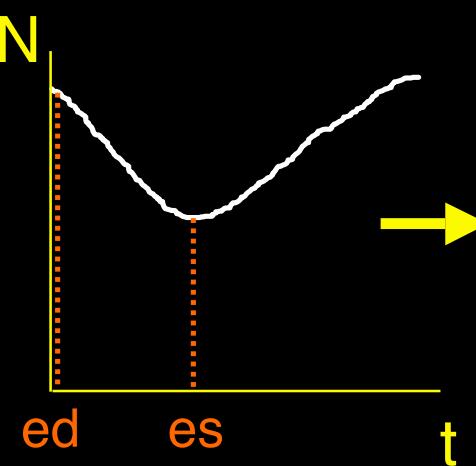
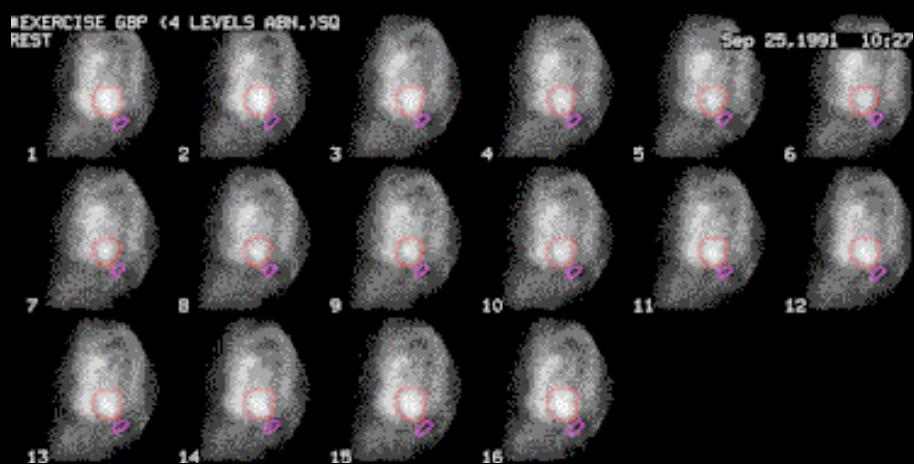
Imagerie cardiaque dynamique : scintigraphie cavitaire Tc-99m



fin de diastole



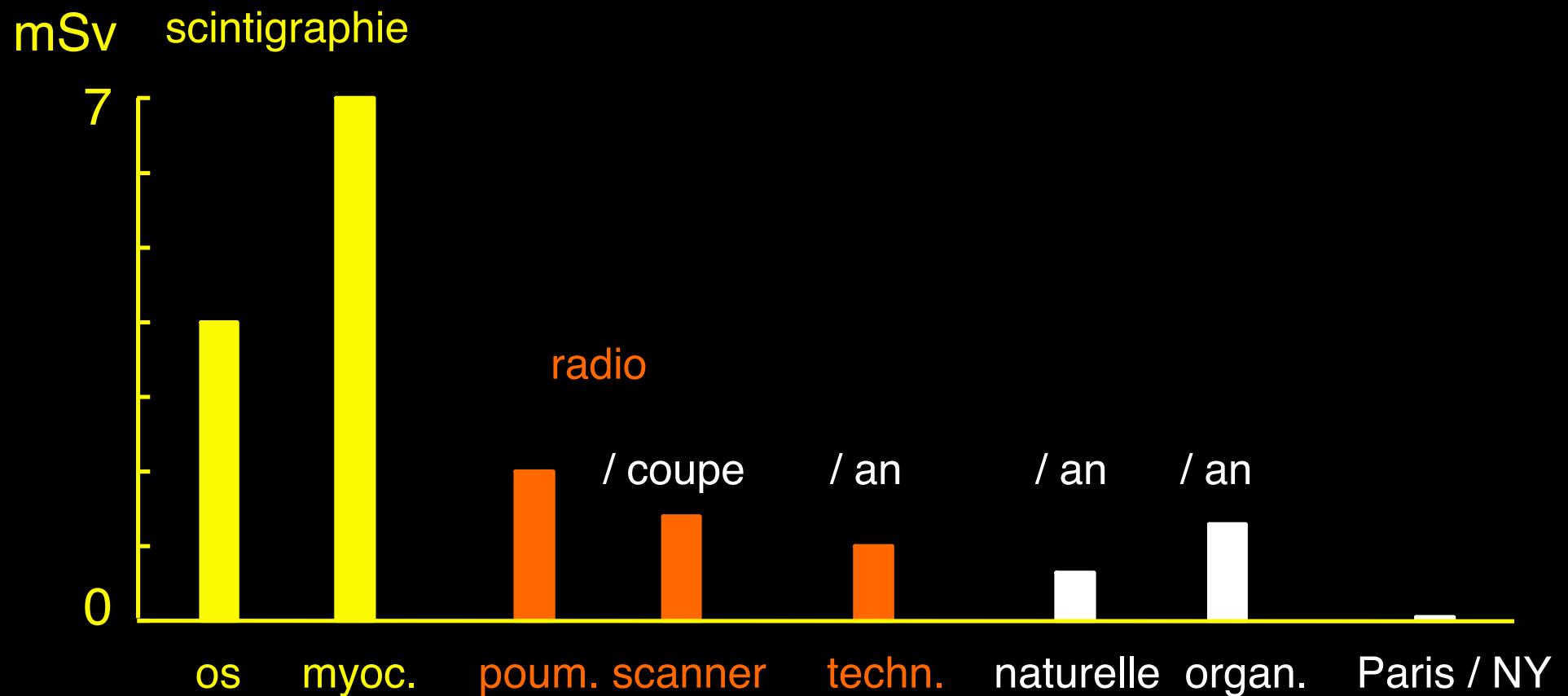
fin de systole



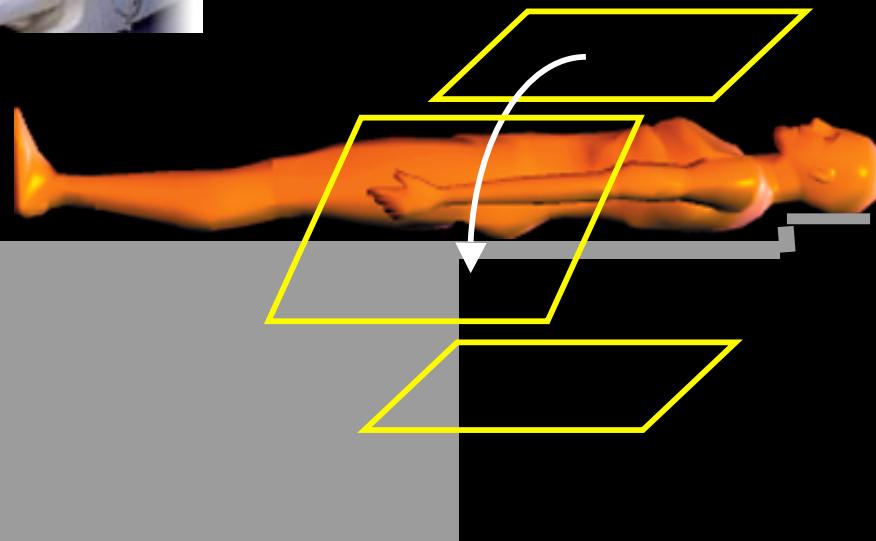
fraction d'éjection

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

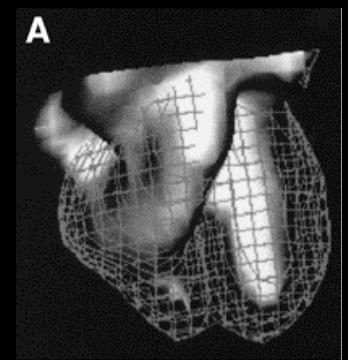
Irradiations liées aux examens



Imagerie 3D des émetteurs de photons gamma



reconstruction
tomographique

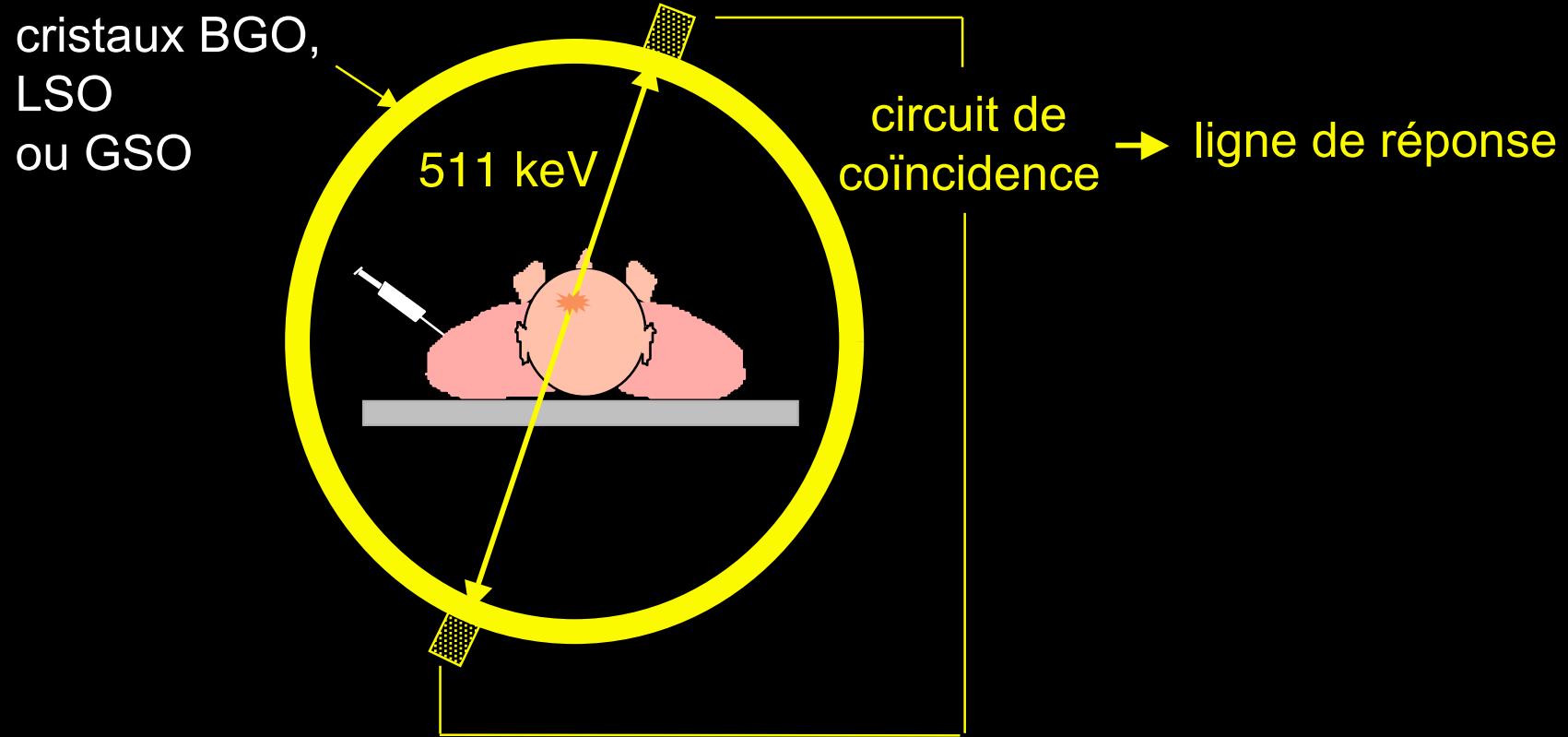


Recueil d'images sous differentes incidences
projections

Différents types de détecteurs en SPECT

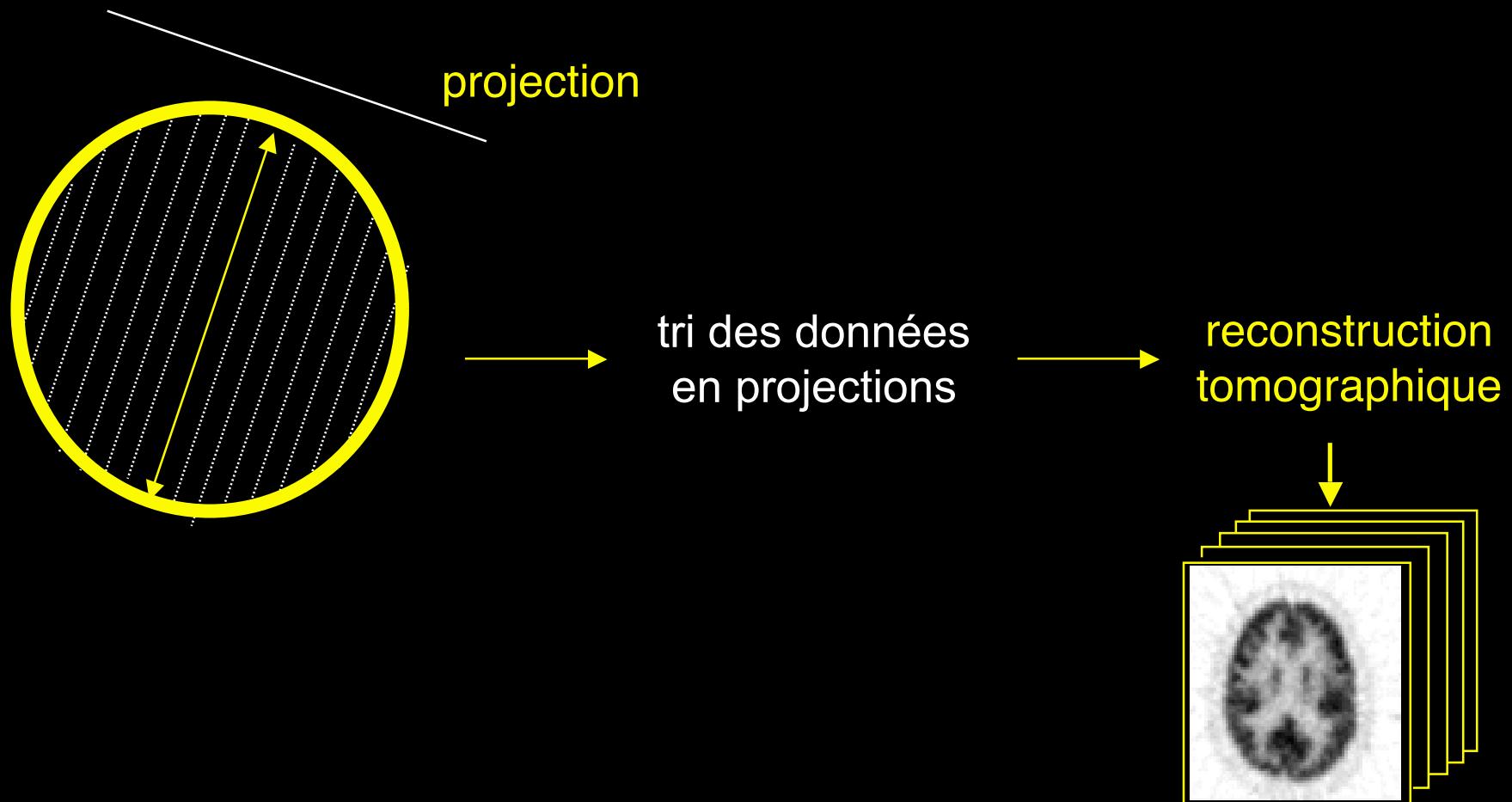


Détecteur pour la tomographie d'émission de positons (TEP)



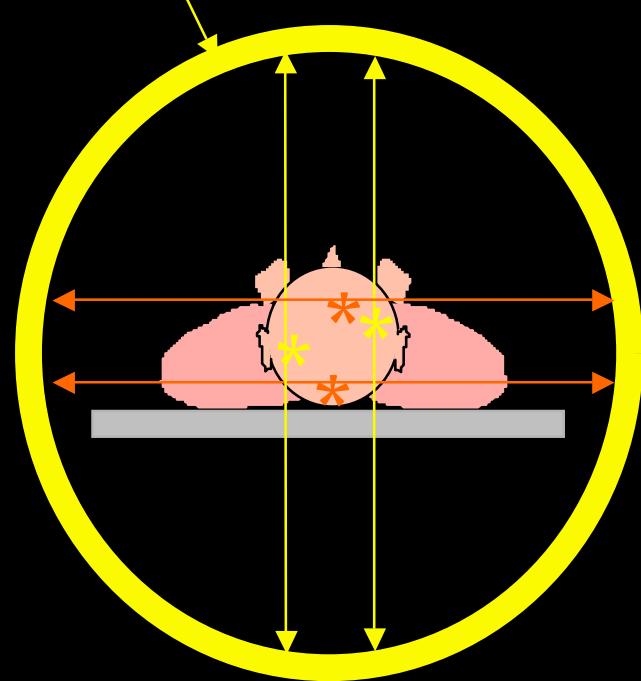
Collimation électronique : beaucoup plus grande sensibilité : ~0,4%
Cristal plus dense
Imagerie à 511 keV seulement

Passage des lignes de réponse aux projections



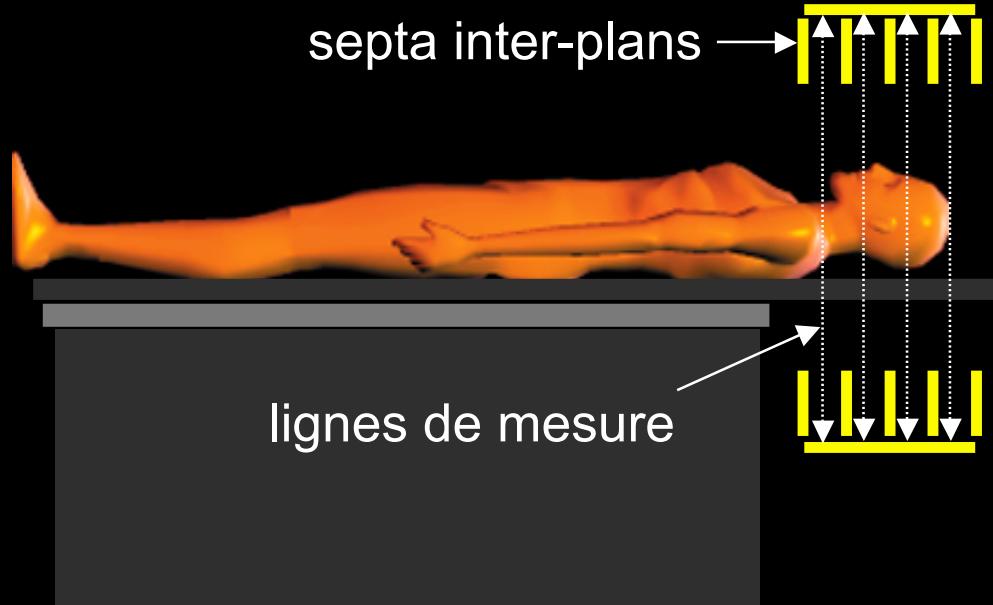
PET bidimensionnel (2D)

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

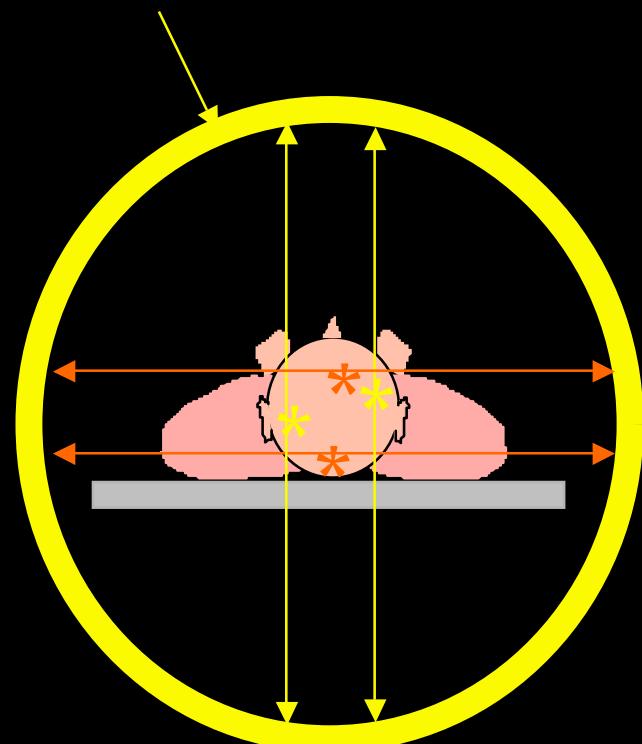
septa inter-plans →



Vue axiale

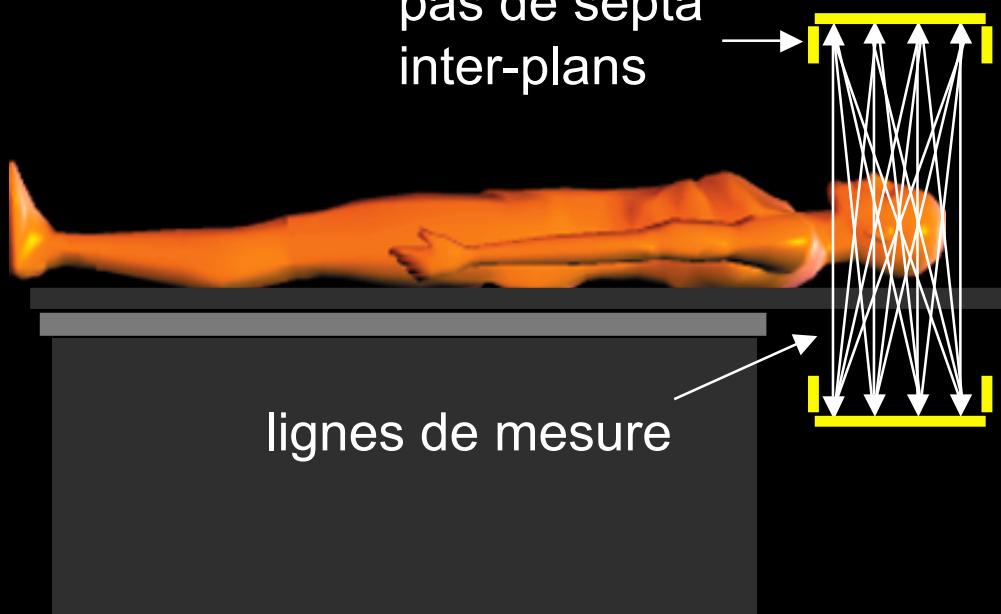
PET tridimensionnel (3D)

couronnes de détecteurs



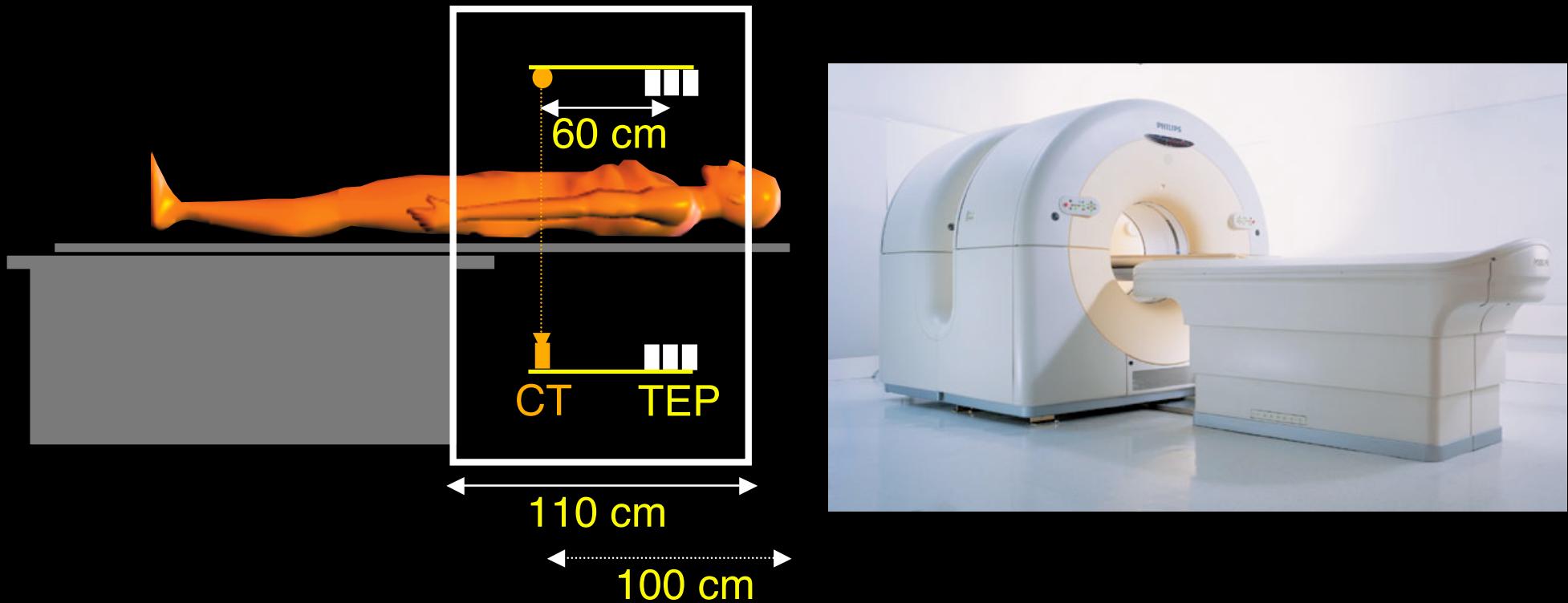
Vue transaxiale

pas de septa
inter-plans



Vue axiale

Les détecteurs TEP / CT

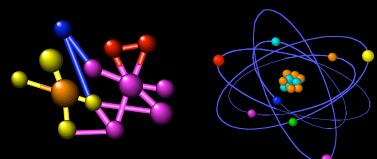


Proof of concept : 1998 (Université de Pittsburgh)

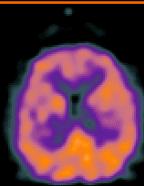
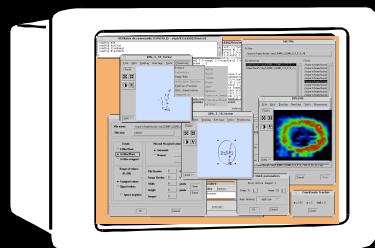
Townsend et al. J. Nucl. Med. 2004. 45:4S-14S.

Le traitement de l'information

Radiotraceur



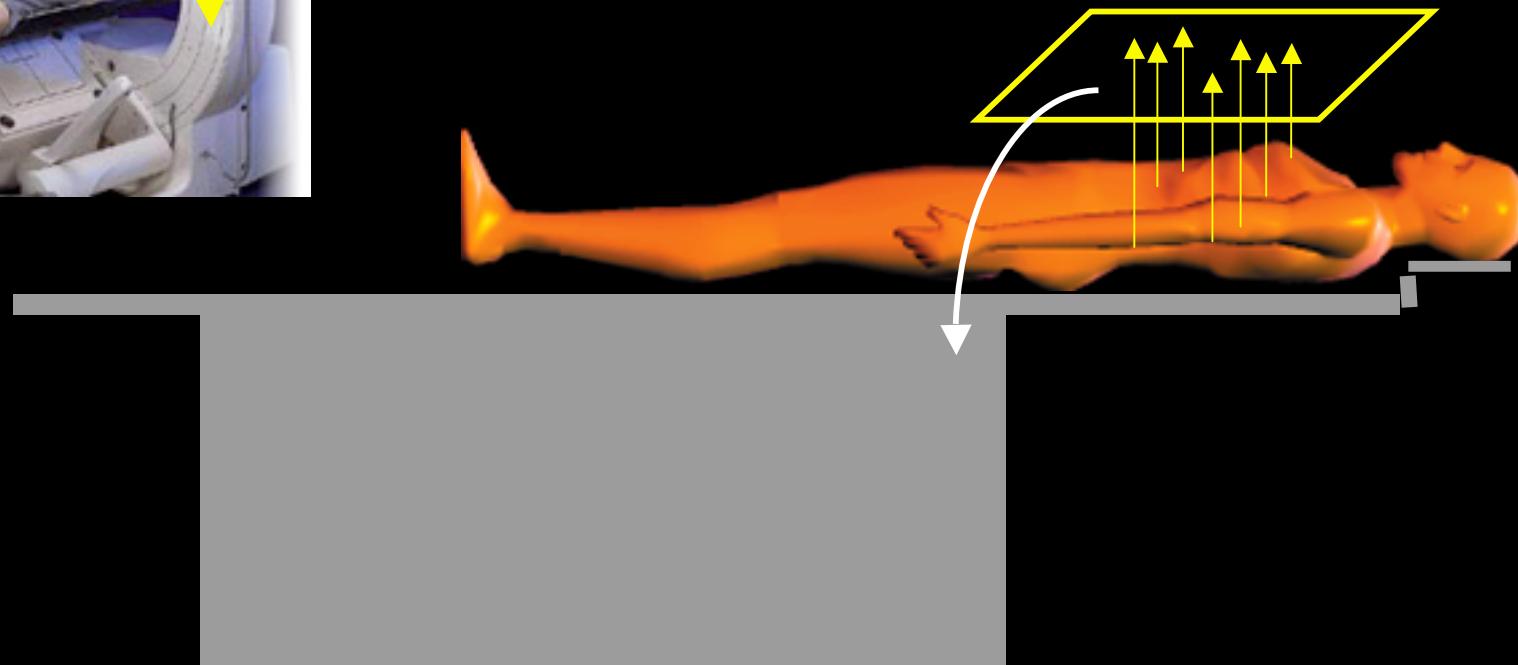
Traitement de l'information



Détecteur

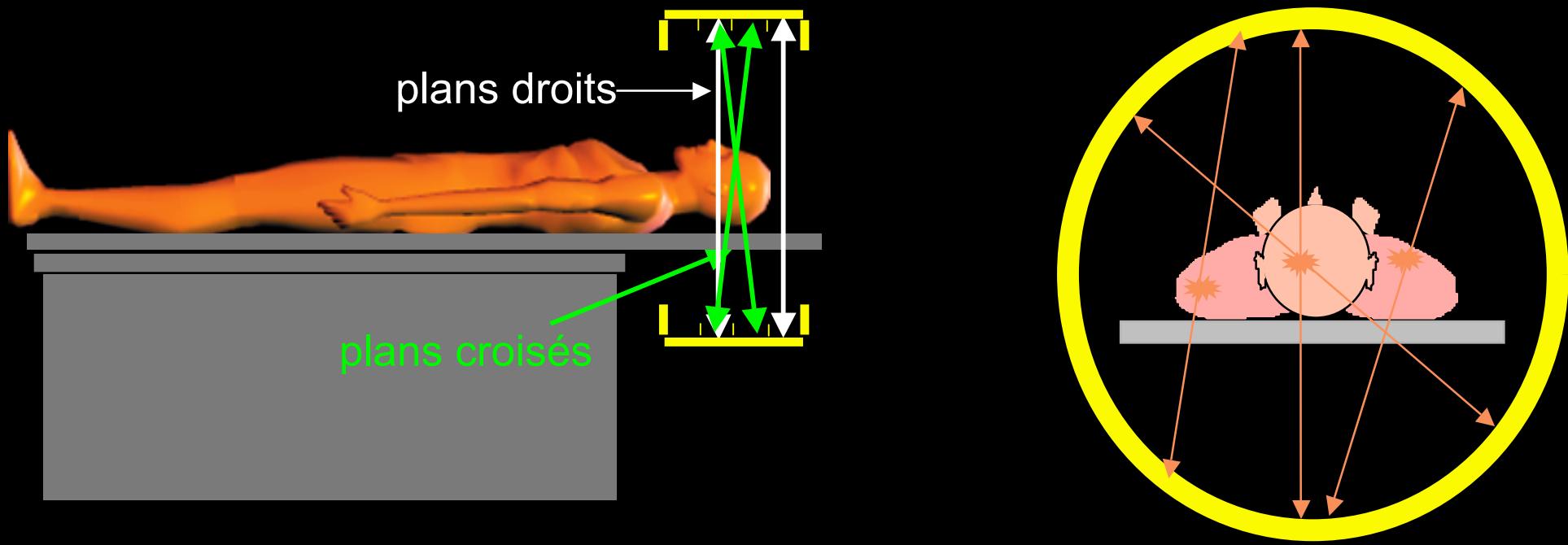


Problématique : images détectées par la gamma caméra



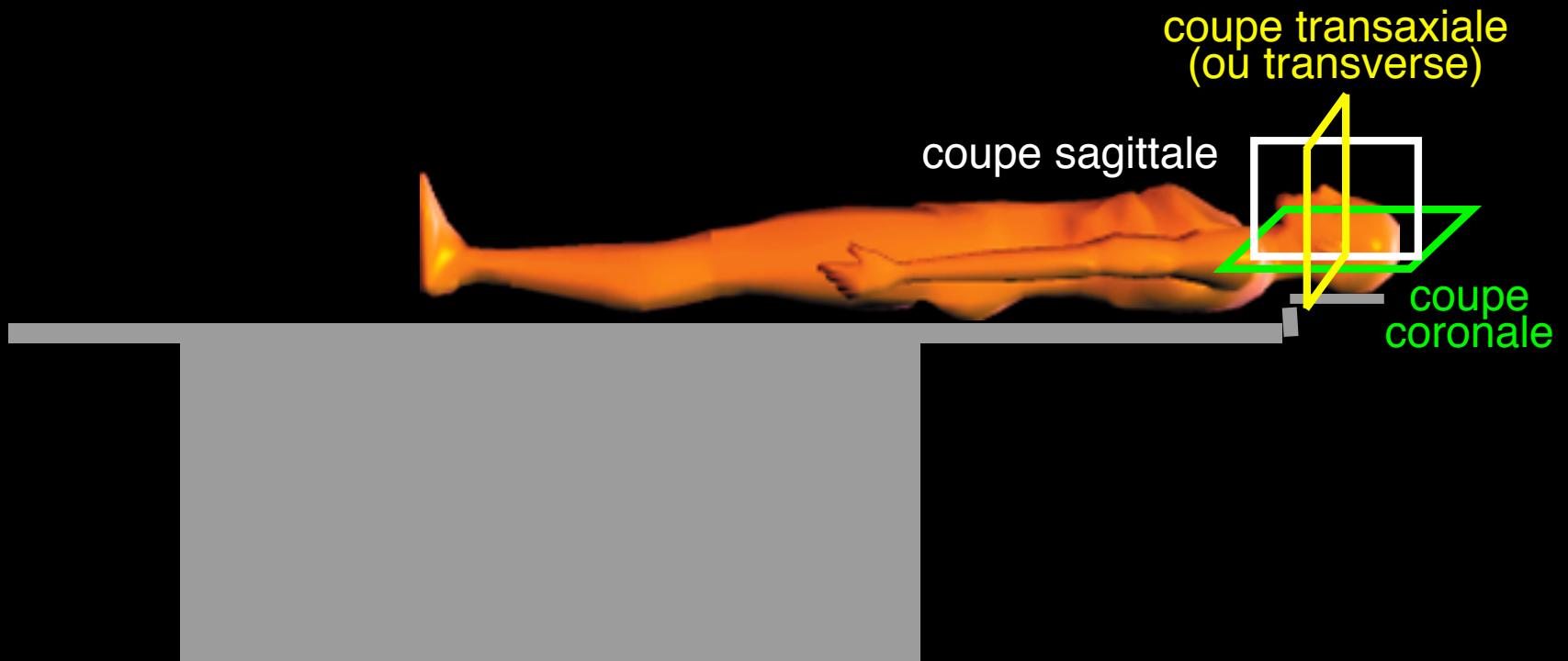
Intégrale du rayonnement γ émis dans différentes directions

Problématique : signaux détectés par le tomographe TEP



Lignes de réponse dans toutes les directions

Problématique : estimer la distribution 3D du radiotraceur

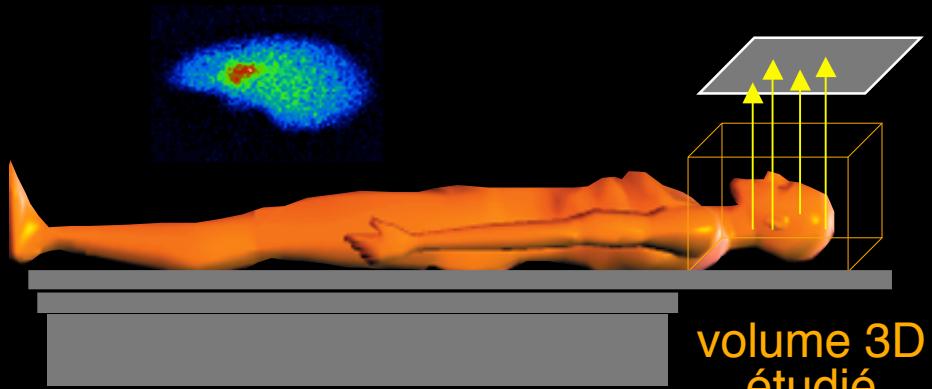


... à partir de mesures intégrales de cette distribution dans différentes directions

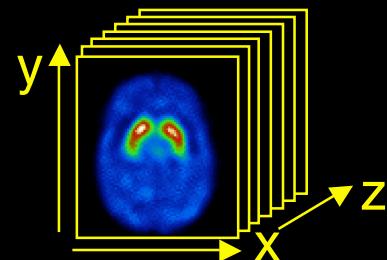
Reconstruction tomographique : factorisation du problème

Ensemble de projections 2D

une projection 2D ← détecteur en position θ

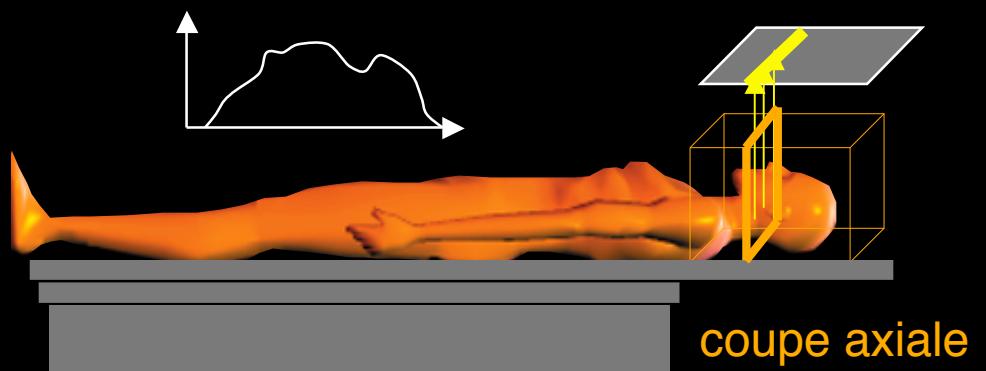


→ reconstruction d'un volume 3D

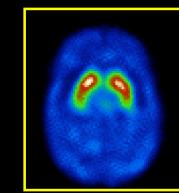


Ensemble de projections 1D

une projection 1D ← détecteur en position θ



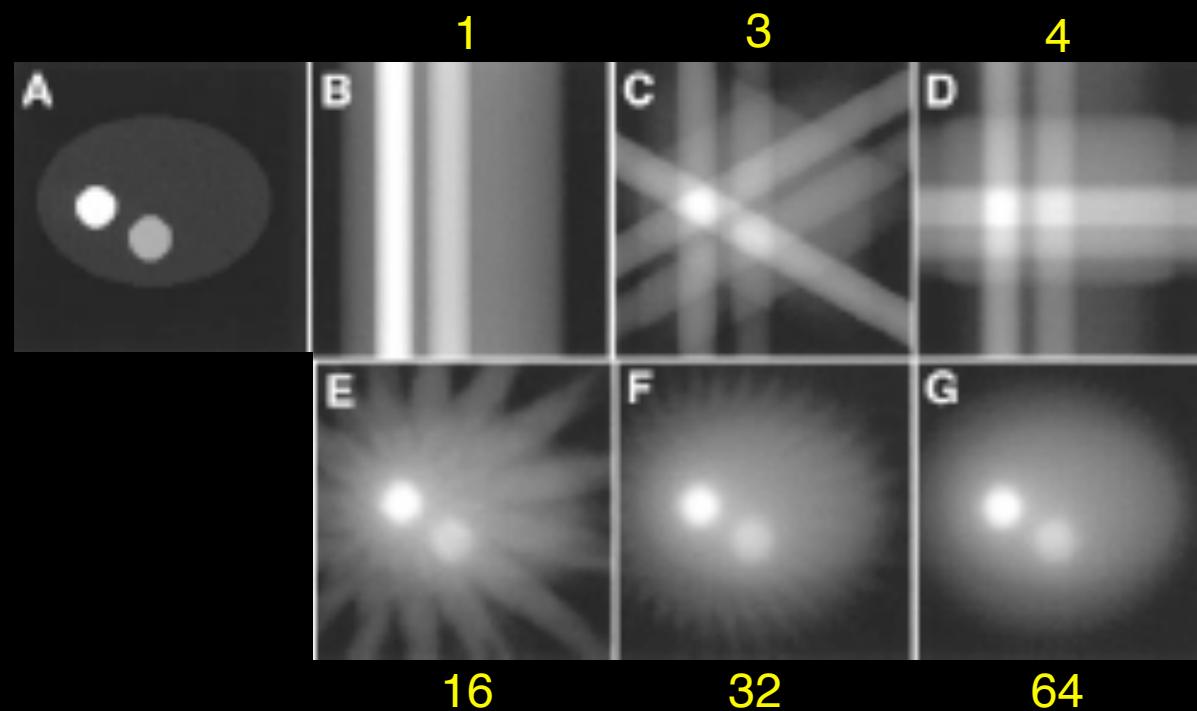
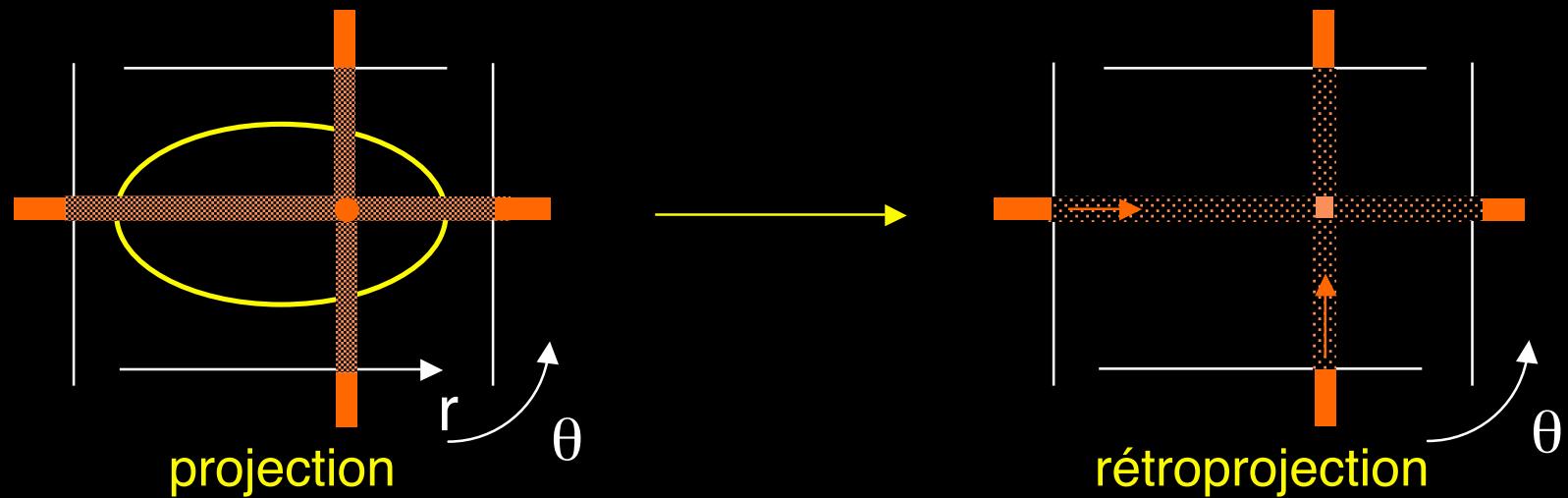
→ reconstruction d'une coupe 2D



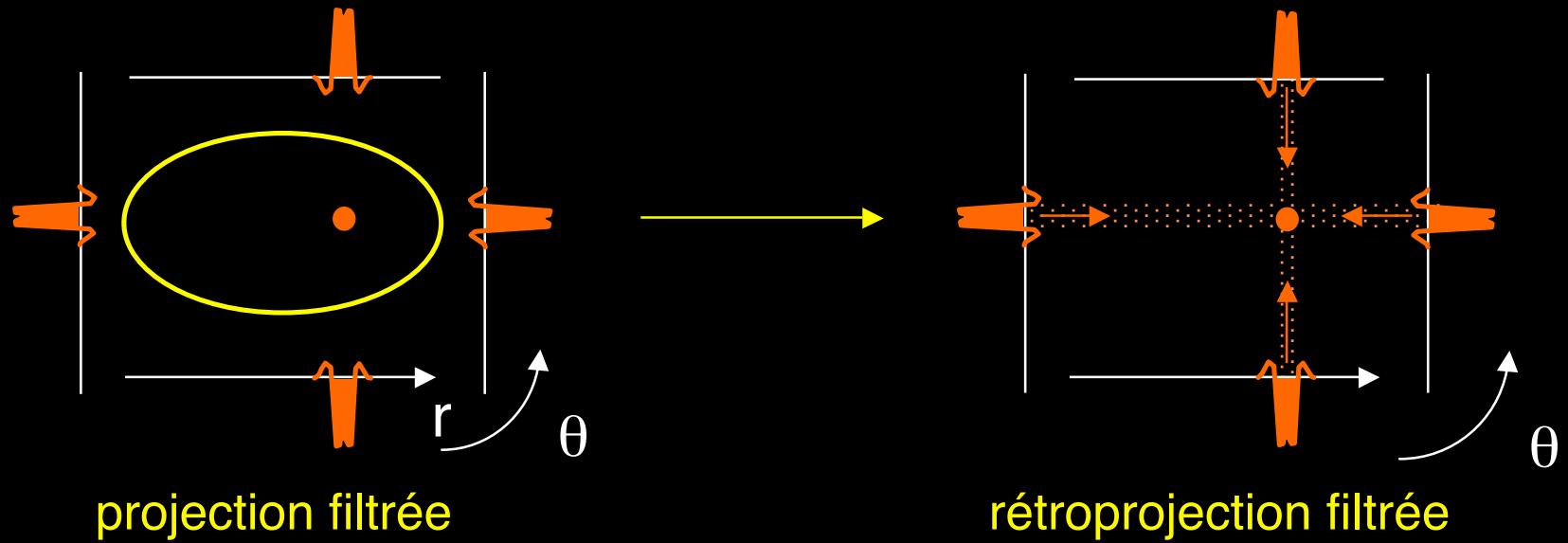
juxtaposition des coupes

→ volume 3D

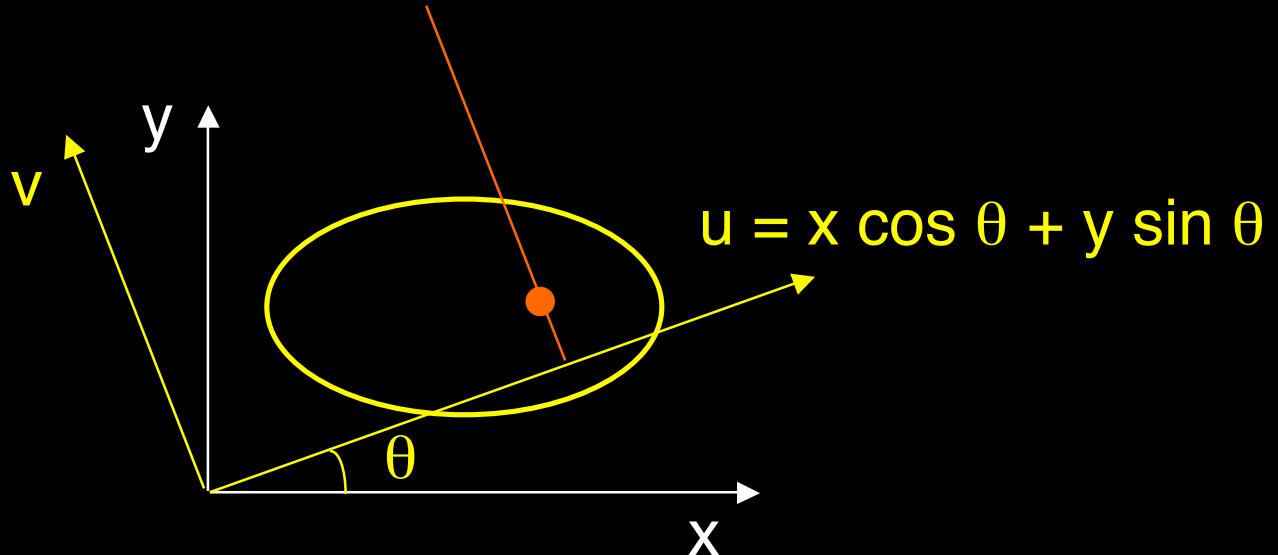
Principe de la reconstruction tomographique



Principe de la reconstruction tomographique



Opérateurs impliqués en reconstruction tomographique



projection

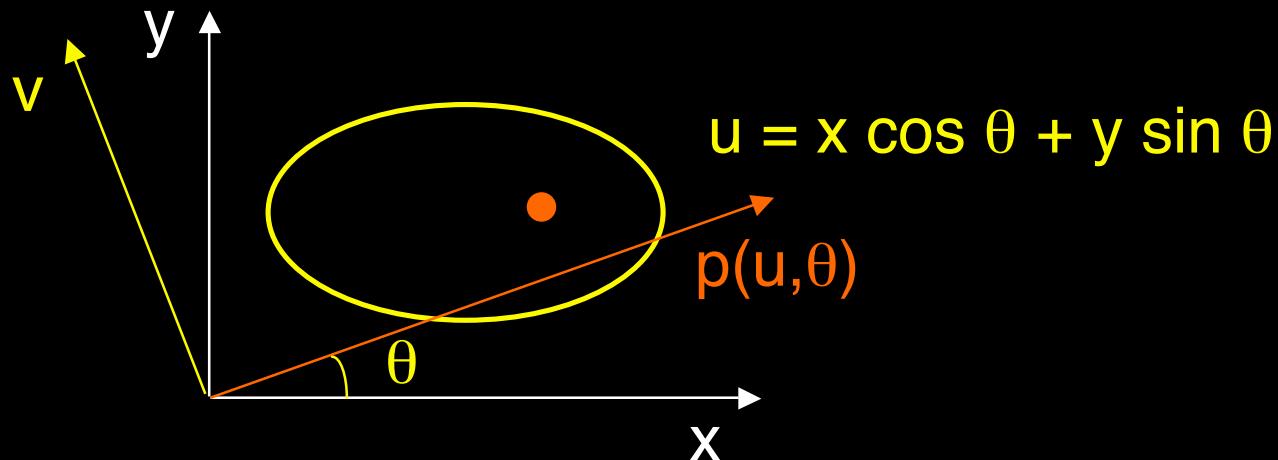
$$p(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \, dv$$

rétroprojection

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

Théorème de la tranche centrale

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



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

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

Rétroprojection filtrée

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

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

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

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

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

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

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

Algorithme de rétroprojection filtrée

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

projections

$$p(u, \theta)$$

TF

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

filtrage

images reconstruites

$$f(x,y)$$

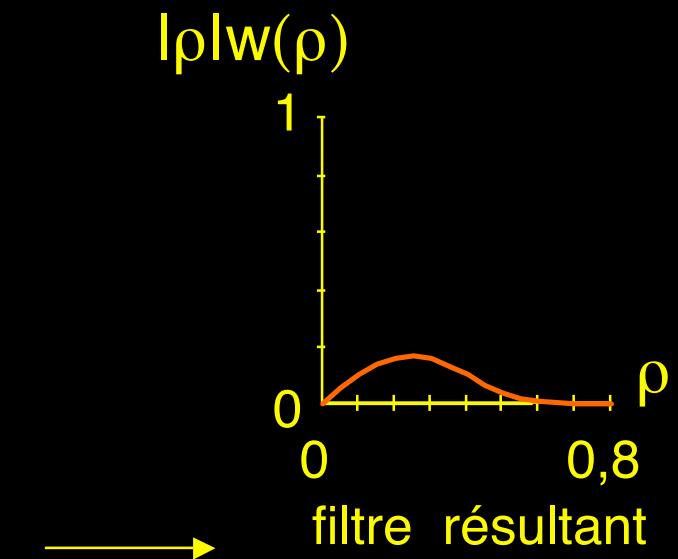
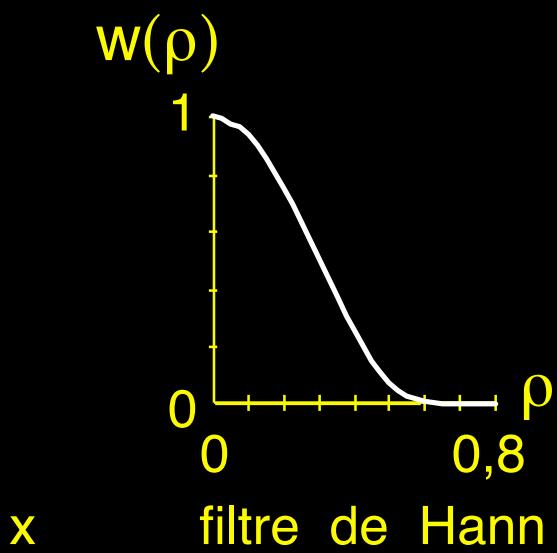
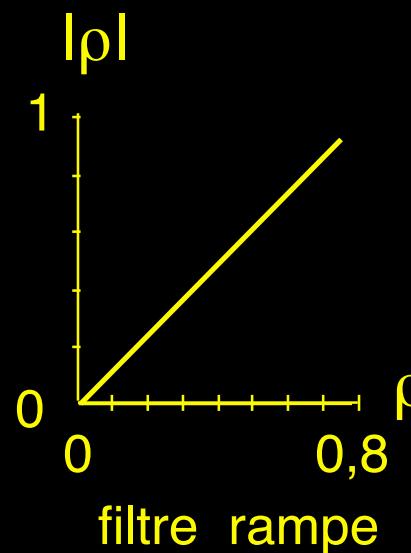
rétroprojection

TF⁻¹

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

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

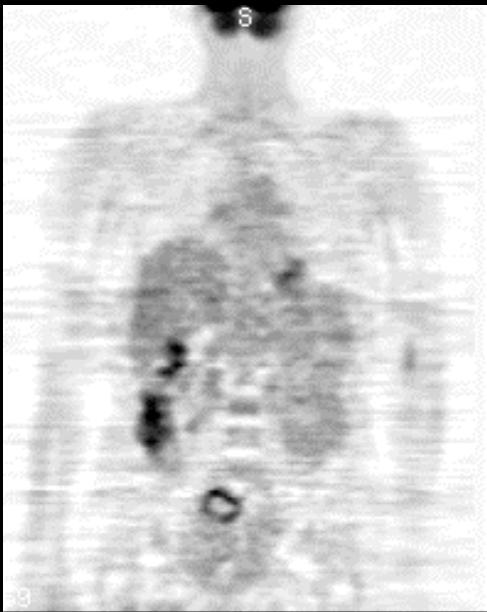


Après traitement



IRM anatomique

Reconstruction analytique vs reconstruction algébrique

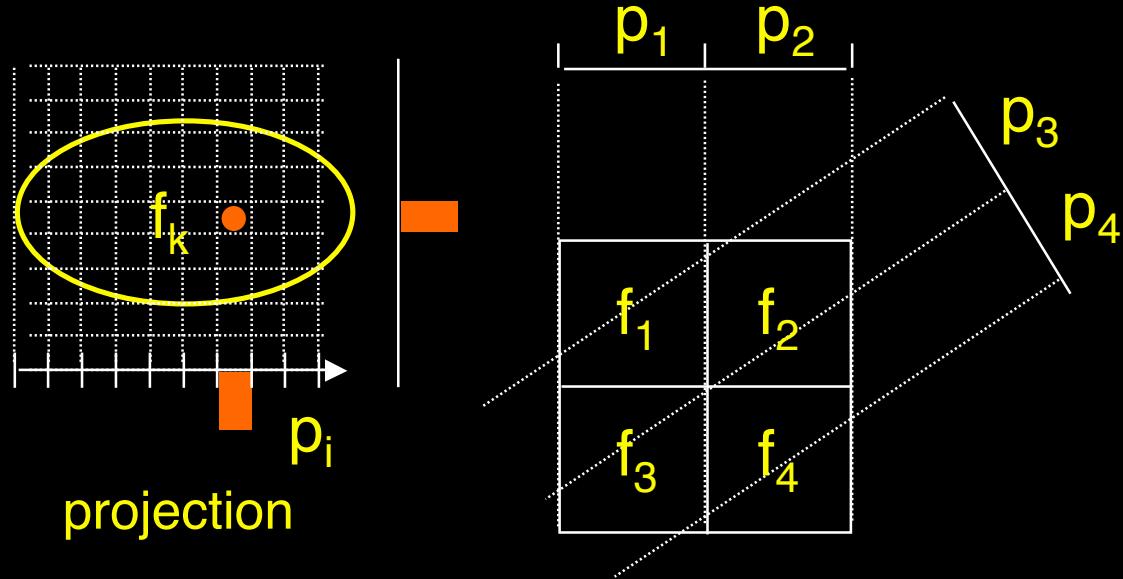


rétroprojection filtrée



reconstruction algébrique

Principe des méthodes de reconstruction algébrique



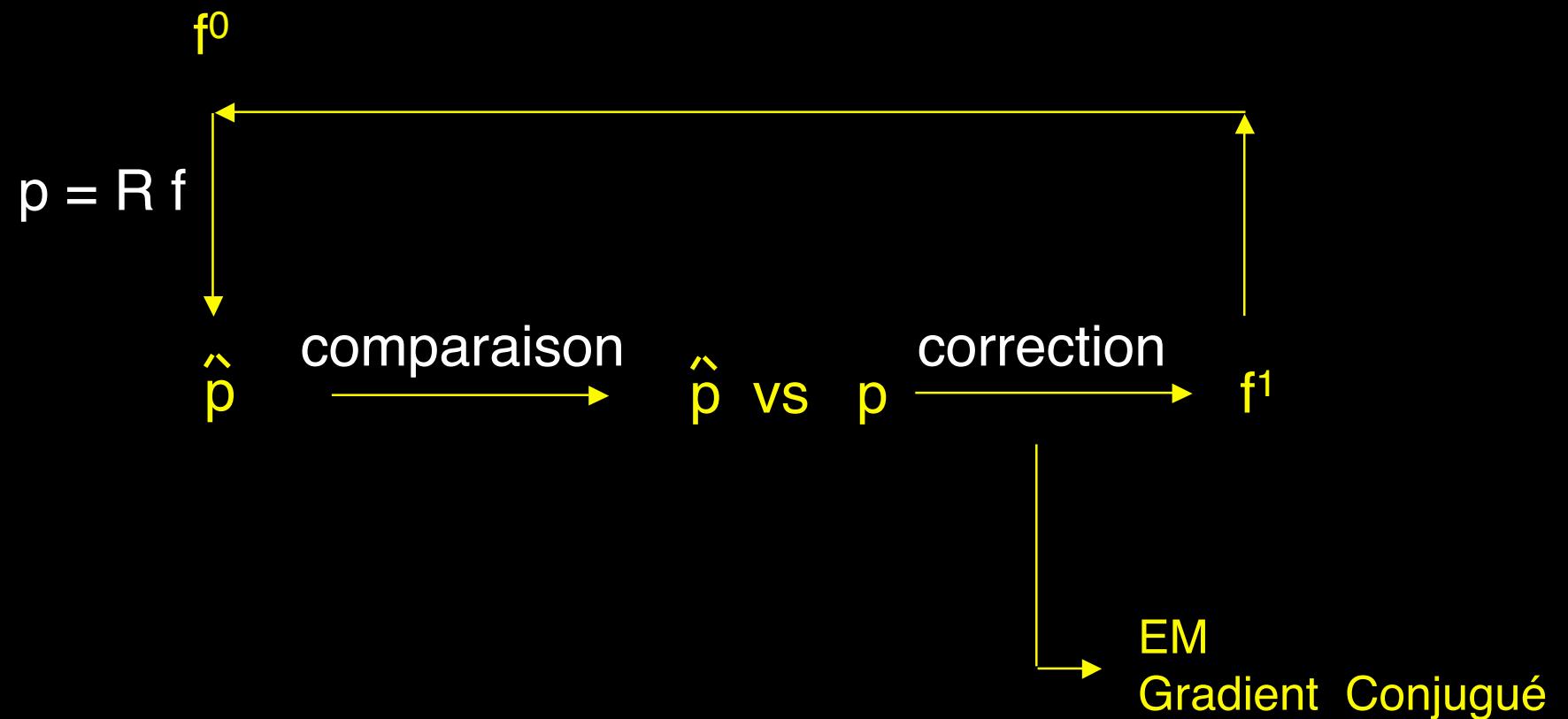
$$\begin{aligned} p_1 &= r_{11} f_1 + r_{12} f_2 + r_{13} f_3 + r_{14} f_4 \\ p_2 &= r_{21} f_1 + r_{22} f_2 + r_{23} f_3 + r_{24} f_4 \\ p_3 &= r_{31} f_1 + r_{32} f_2 + r_{33} f_3 + r_{34} f_4 \\ p_4 &= r_{41} f_1 + r_{42} f_2 + r_{43} f_3 + r_{44} f_4 \end{aligned}$$

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

$$p = R f$$

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

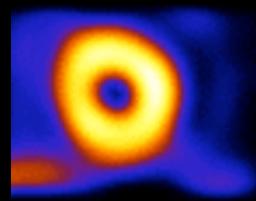
$$f^{n+1} = f^n + \alpha^n d^n$$

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

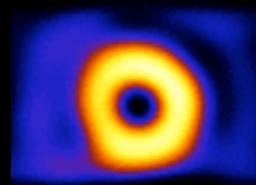
Etude de la perfusion myocardique en TEMP

- TI^{201} ($T_{1/2}=72,5$ h, $E=69-83$ keV, 135 keV et 167 keV)
anologue 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

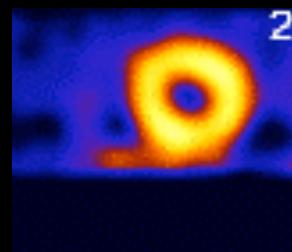
repos



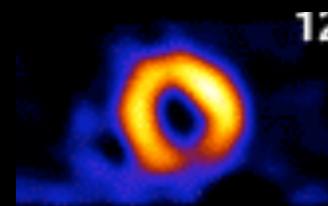
effort



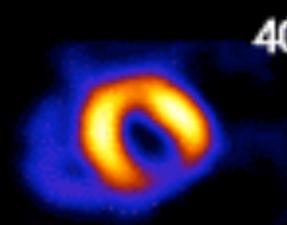
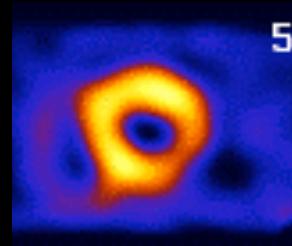
normal



ischémie



infarctus

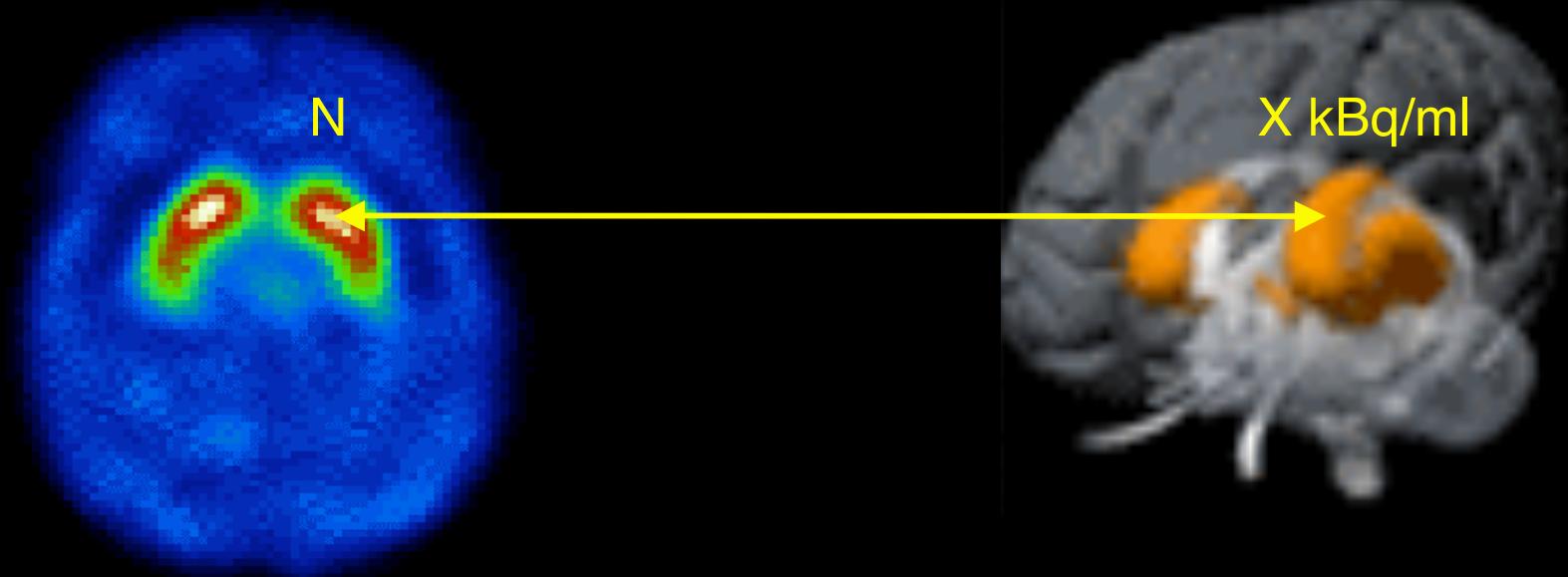


Examen PET au FDG



Cancer du poumon non à petites cellules

Au delà des images : la quantification

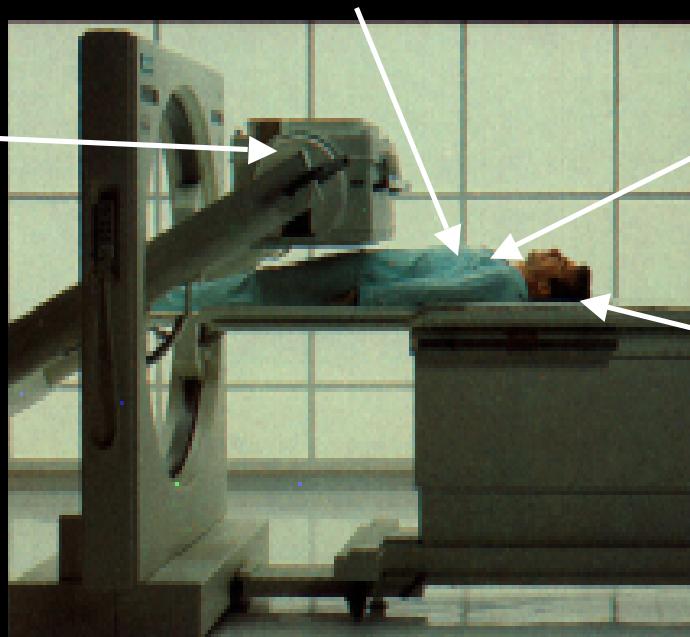


Etablir la relation entre la valeur d'un pixel et la concentration de radiotraceur dans la région correspondante

Obstacles à la quantification

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

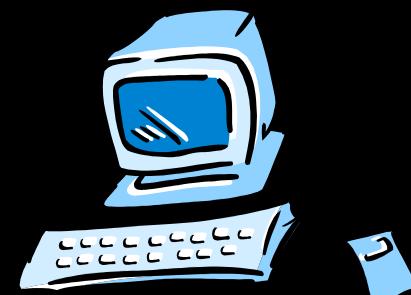
Physiques
atténuation, diffusion, fortuits



Statistiques
émission aléatoire
des photons ou des
positons

Patient
mouvements

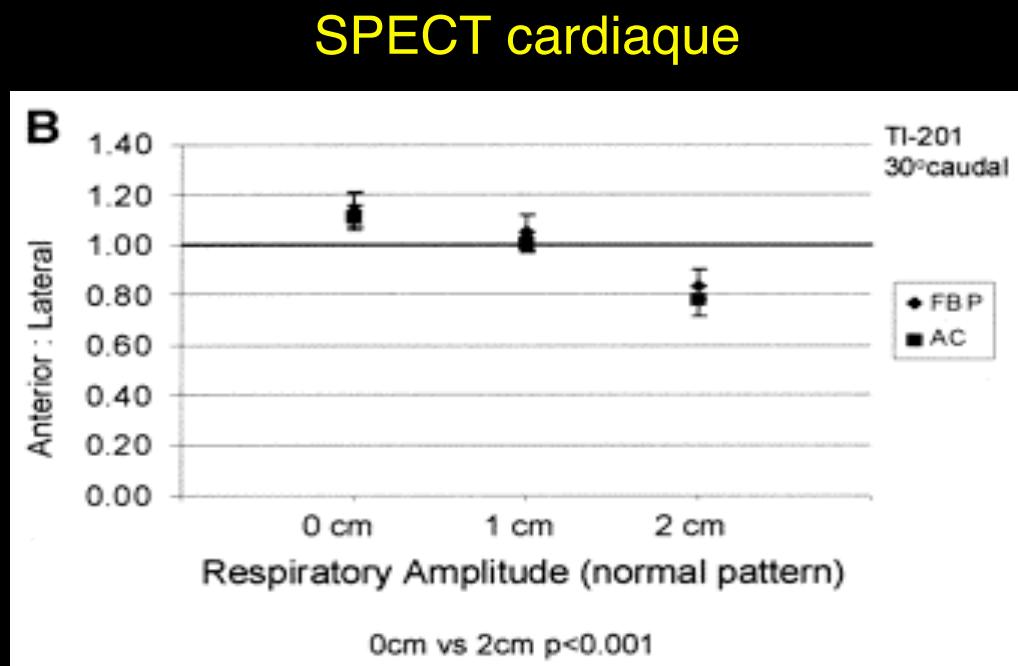
Algorithmiques
reconstruction tomographique



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



→ 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

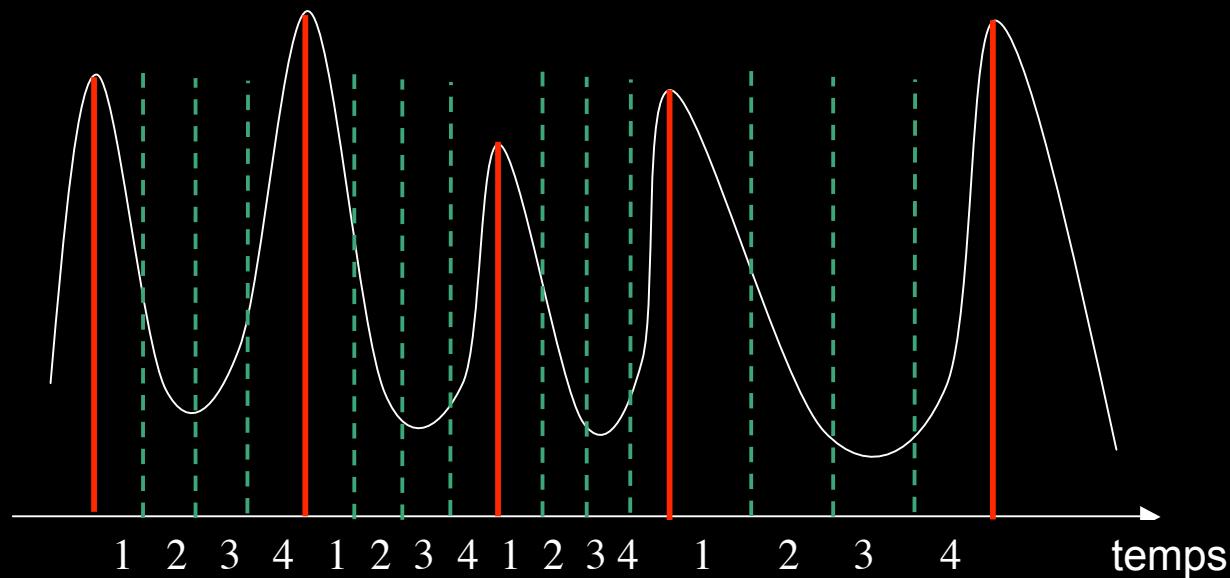
→ volume apparent des lésions augmenté de 10% à plus de 30% du fait du mouvement

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

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

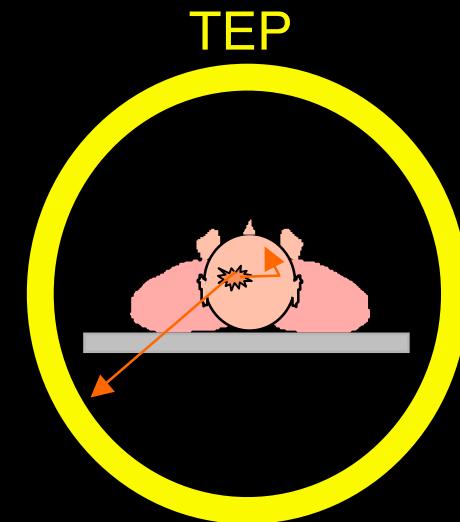
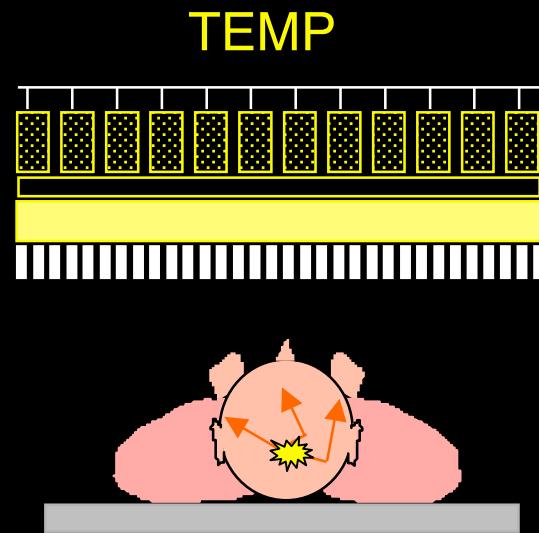
Corrections de mouvements : où en est-on ?

- 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)

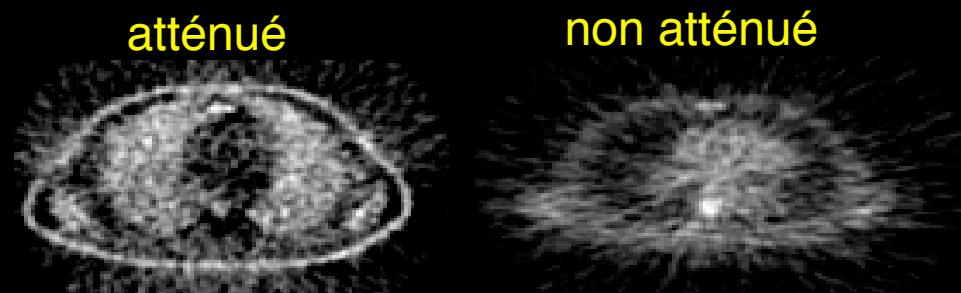
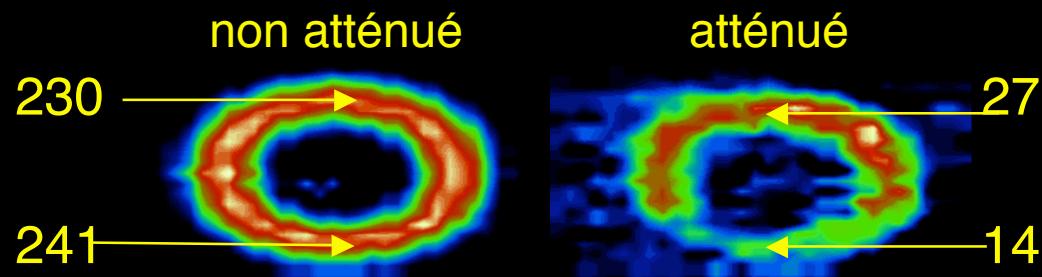


Utilisation ou non de toutes les données

L'atténuation et ses conséquences



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



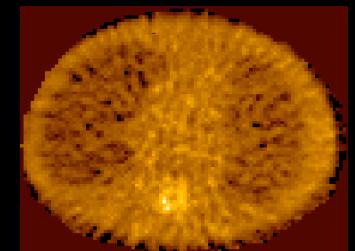
- pas de quantification absolue possible sans correction de l'atténuation
- dépend de la densité des tissus atténuants

Corrections d'atténuation

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



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

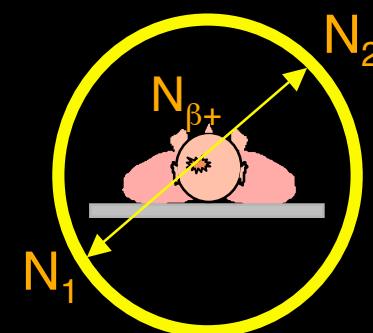
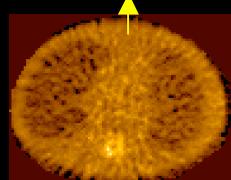


cartographie des μ

Corrections

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

$$p = R_\mu f$$



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

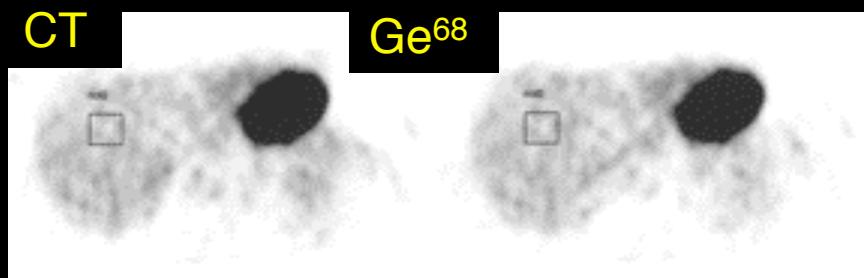
$$C = N_0 / N$$

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 μ (les TEMP/TDM vont changer la donne)
- En TEP : travaux concernant la carte des μ :
 - pour mettre à l'échelle les valeurs des μ : segmentation, interpolation
 - pour compenser les flous cinétiques différents en TEP/CT

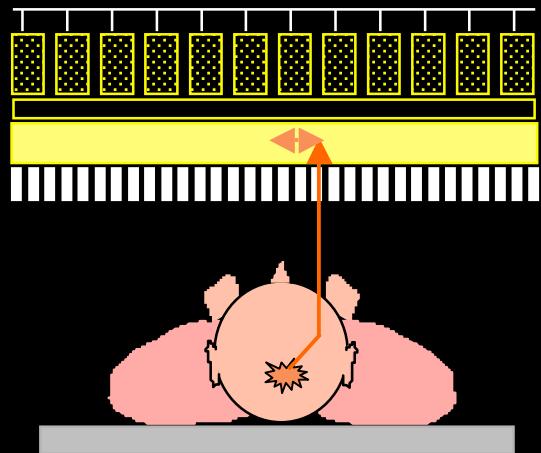


Concentrations d'activité environ 10% supérieure avec la correction utilisant la carte CT

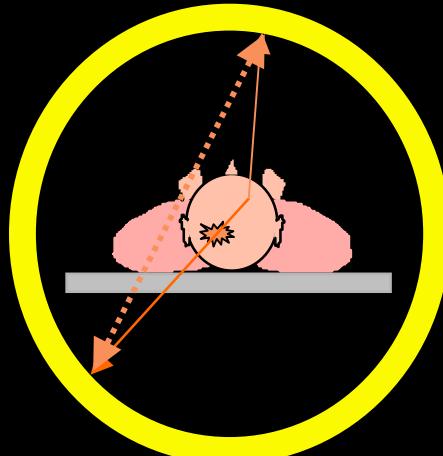
Nakamoto *et al*, J Nucl Med 2002:1137-1143

La diffusion et ses conséquences

TEMP



TEP



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

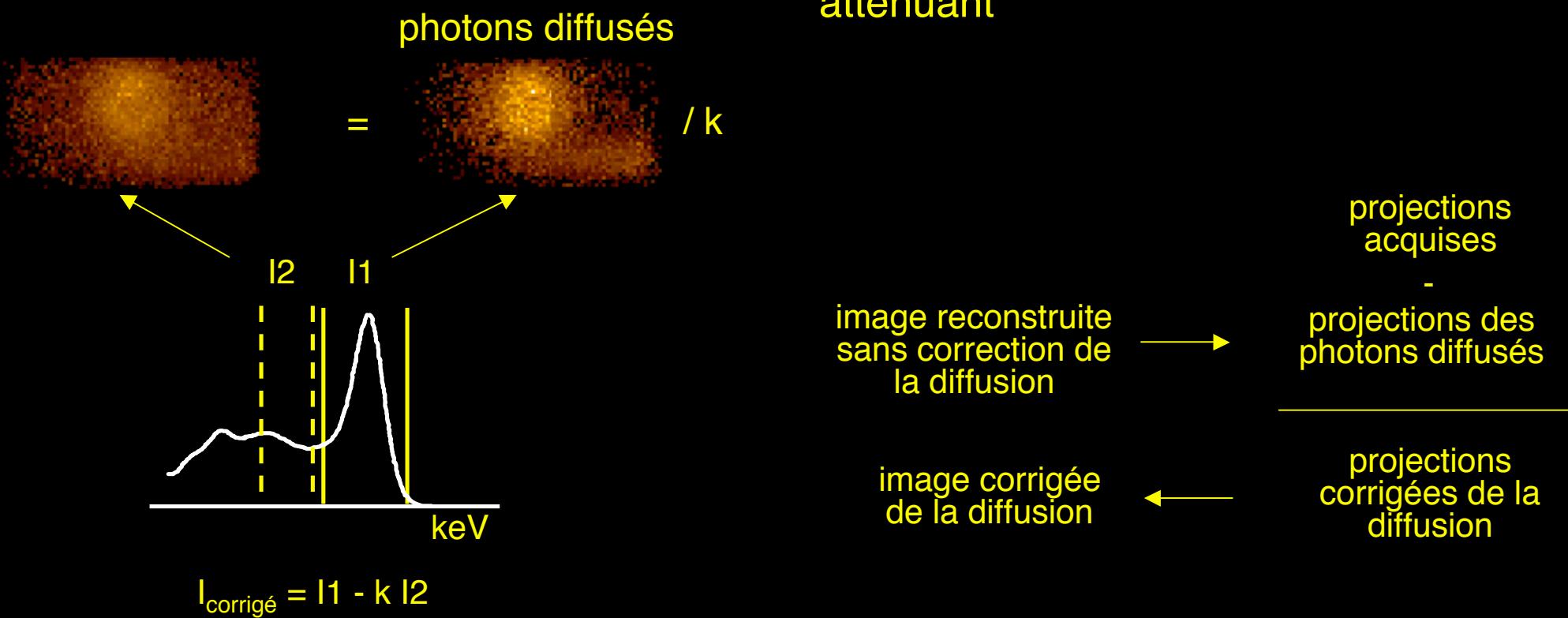
PET 2D : ~30%
PET 3D : > 50%

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

La correction de la diffusion

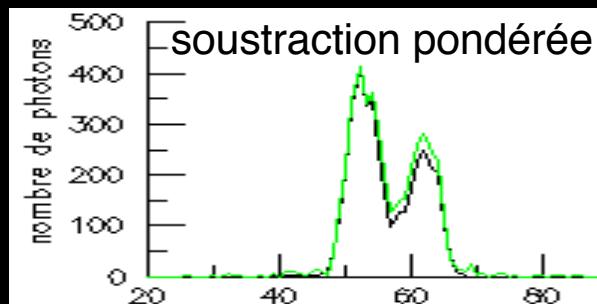
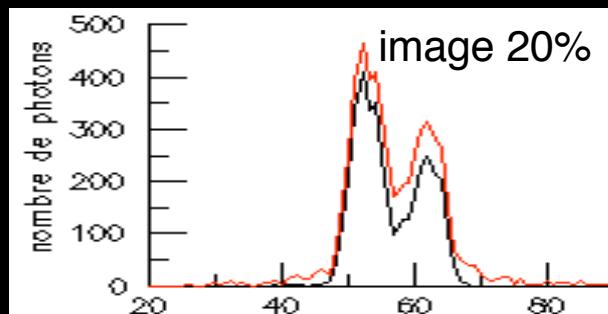
- Approches spectrométriques empiriques (surtout en TEMP)

- 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

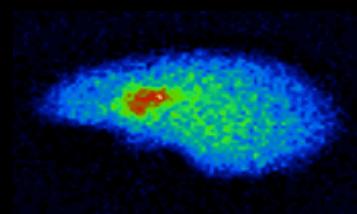
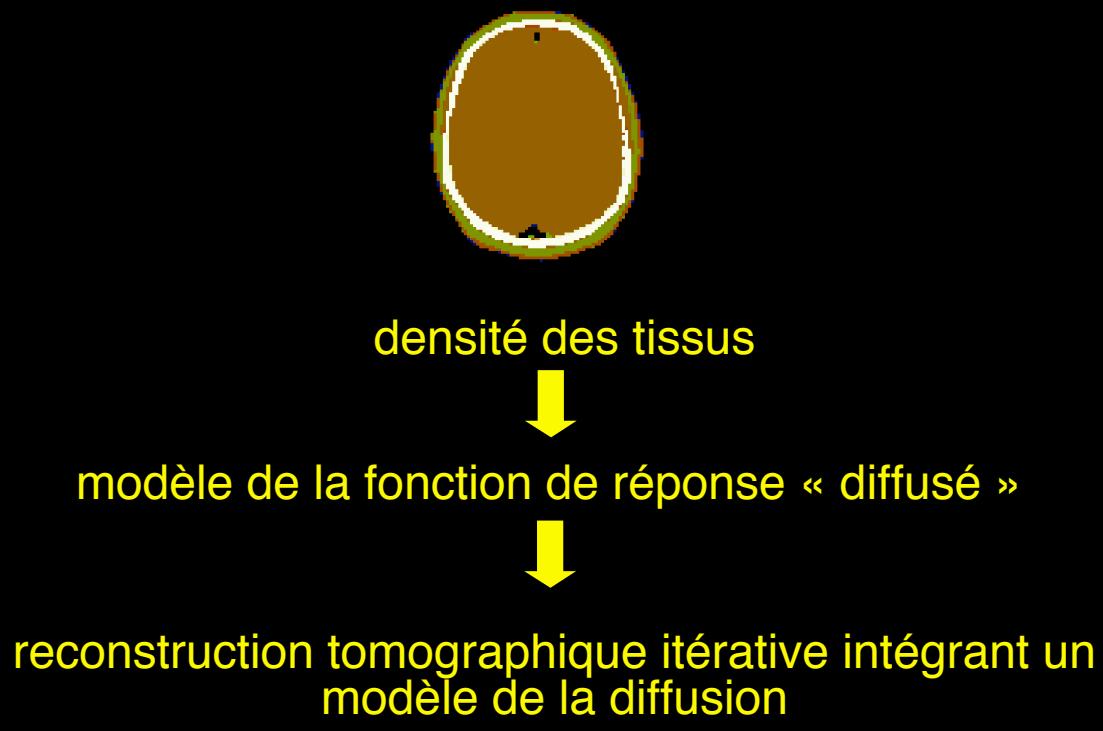
- correction d'atténuation → erreurs : 9% à 30%
- différentes corrections de diffusion : erreurs : -5% à 12%

Case/compartiment	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

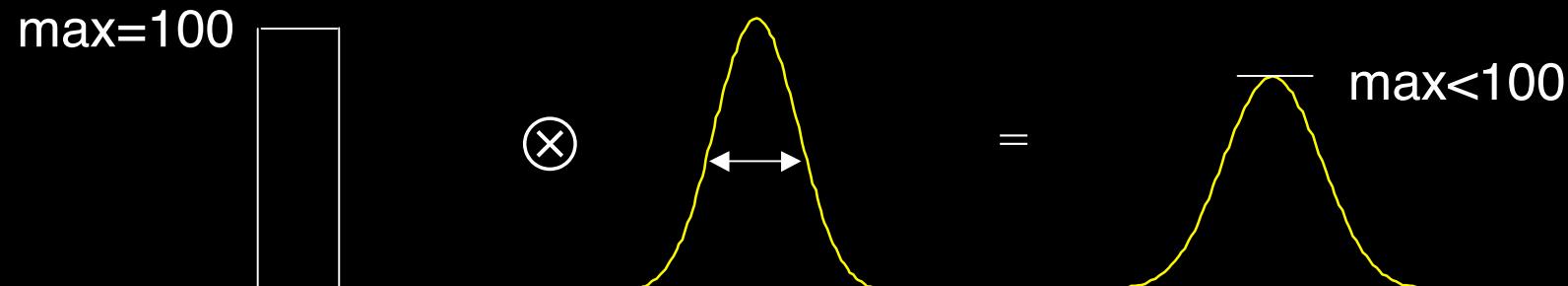


*Très coûteux en temps calcul
mais repositionne les photons
diffusés, d'où meilleur RSB*

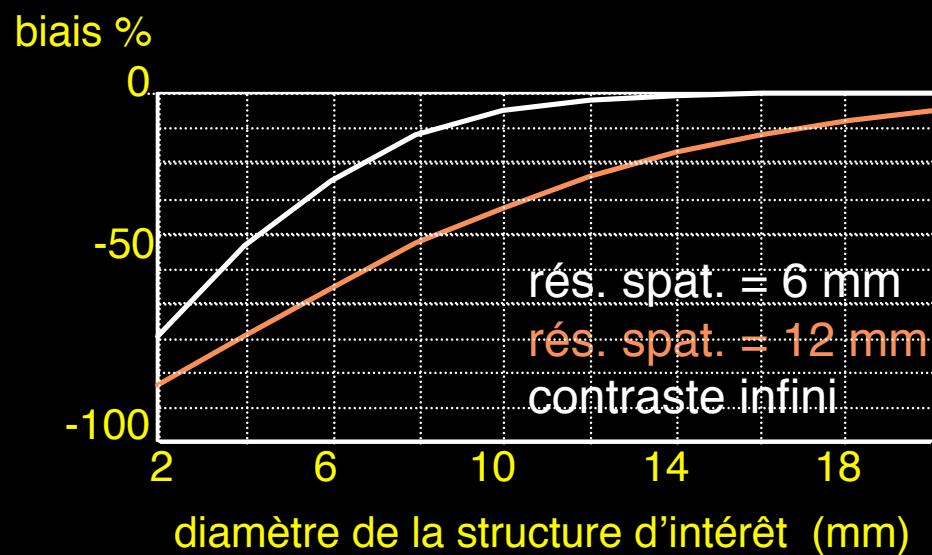
$$\mathbf{p} = \mathbf{R}_s \mathbf{f}$$

L'effet de volume partiel et ses conséquences

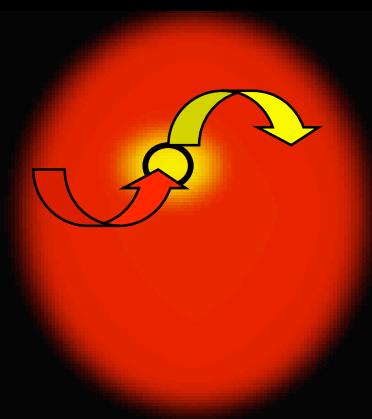
effet commun au TEMP et TEP



affecte les structures de taille <2-3 FWHM



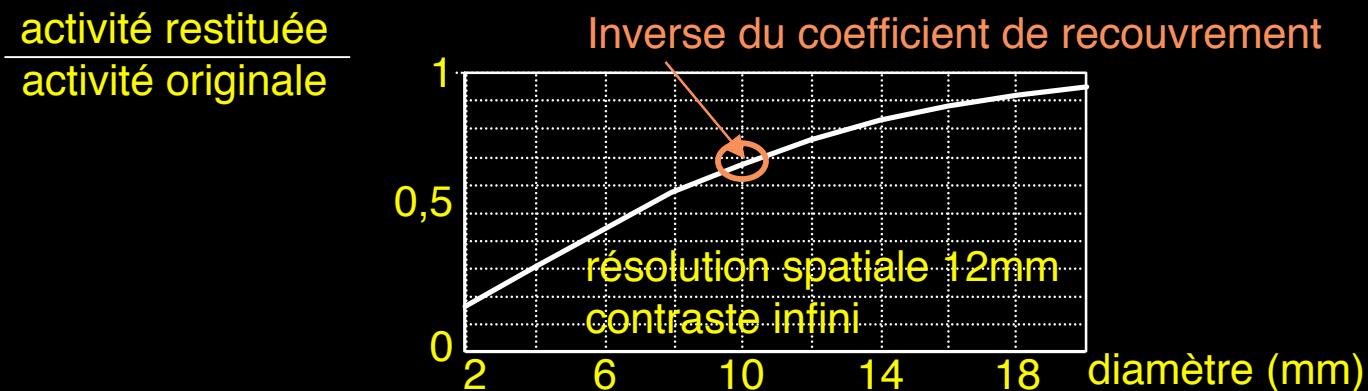
spill-in :
activité extérieure
contaminant la
structure d'intérêt



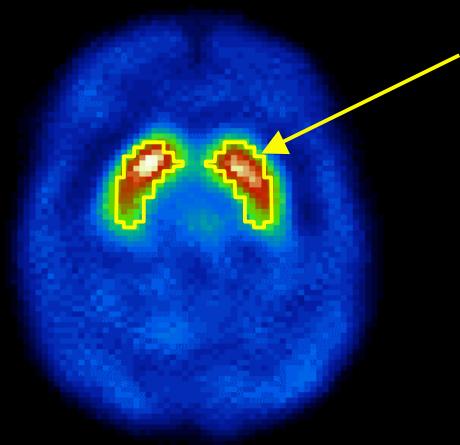
spill-out :
activité émise dans la
structure détectée à
l'extérieur

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



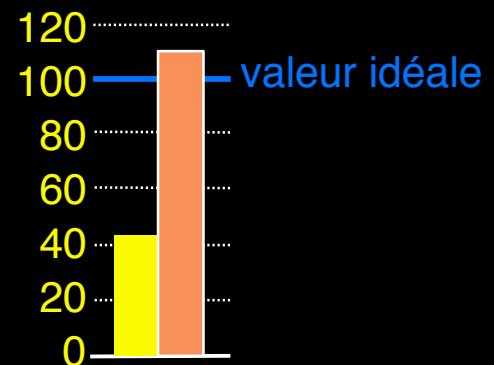
Performances et conclusions sur la correction de volume partiel



TEMP

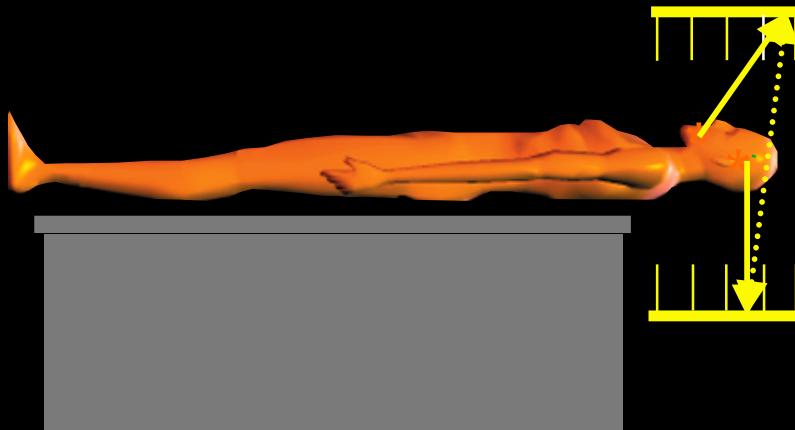
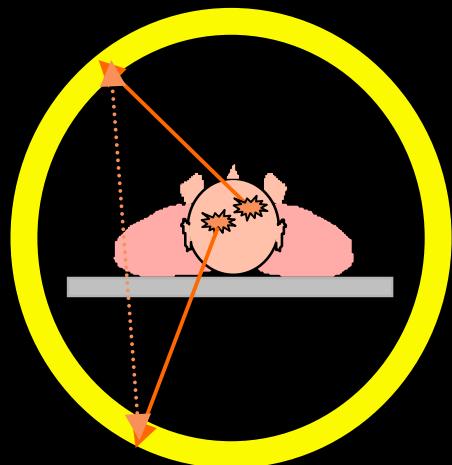
■ ttes corrections
sauf volume partiel
■ ttes corrections

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 ?

Les coïncidences fortuites en TEP

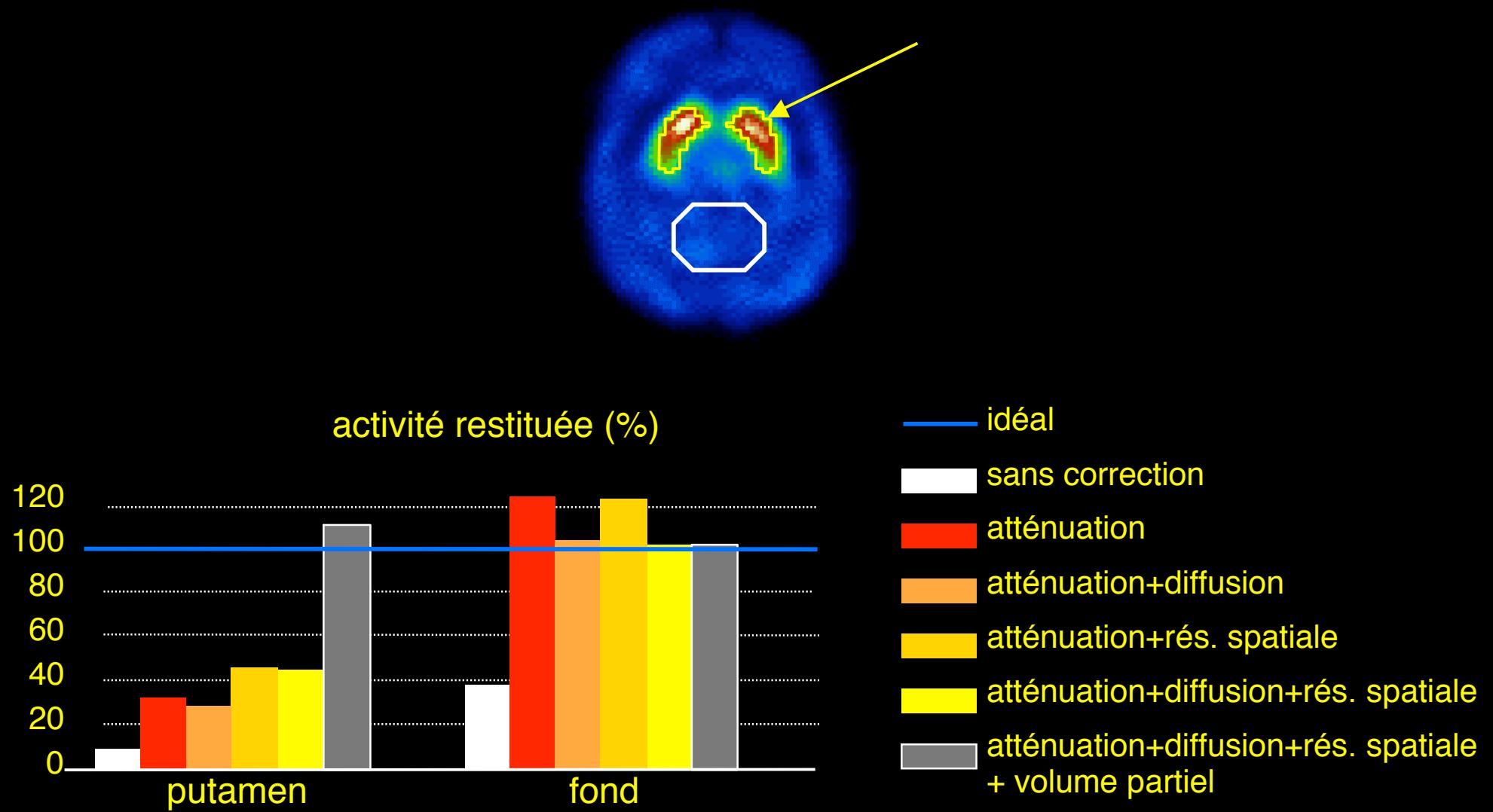


leur nombre varie comme le carré de l'activité dans le champ de vue : $N = 2 \tau S_1 S_2$

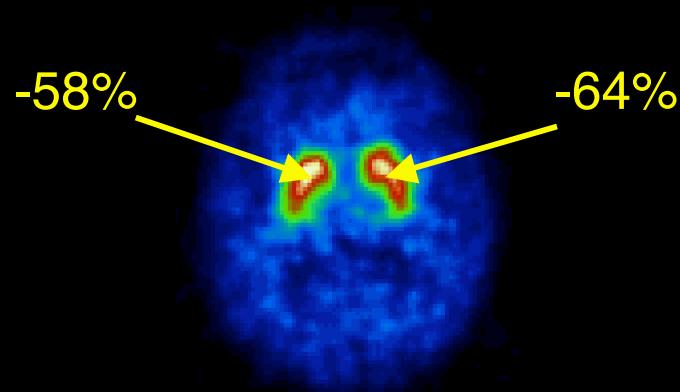
- 2 méthodes de correction efficaces en ligne :
 - fenêtre temporelle de coïncidence décalée dans le temps
 - estimation à partir des taux d'événements simples S_1 et S_2
- pas de biais majeur lié à la détection de coïncidences fortuites
- Augmentation du bruit consécutive à leur soustraction
 - augmentation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

Synthèse : importance relative des différents biais

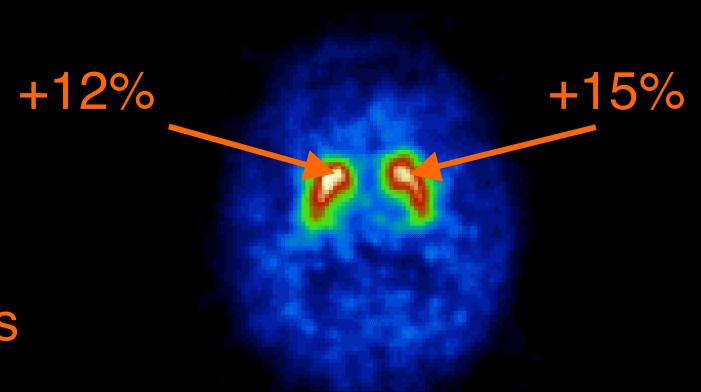
TEMP cérébral du système dopaminergique



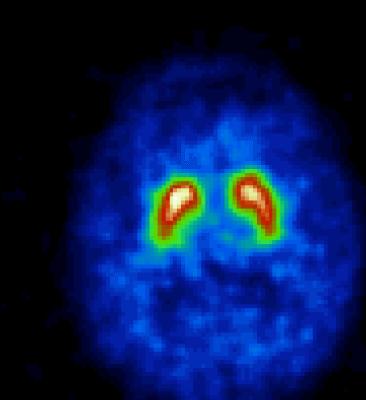
Importance des corrections, même en quantification relative



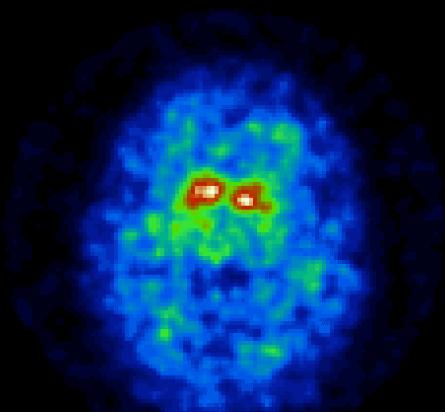
sans correction
avec corrections



mesure du potentiel de liaison



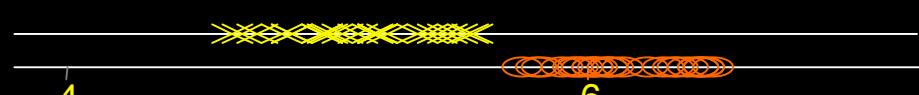
Alzheimer



démence à
corps de Lewy



approche sans correction



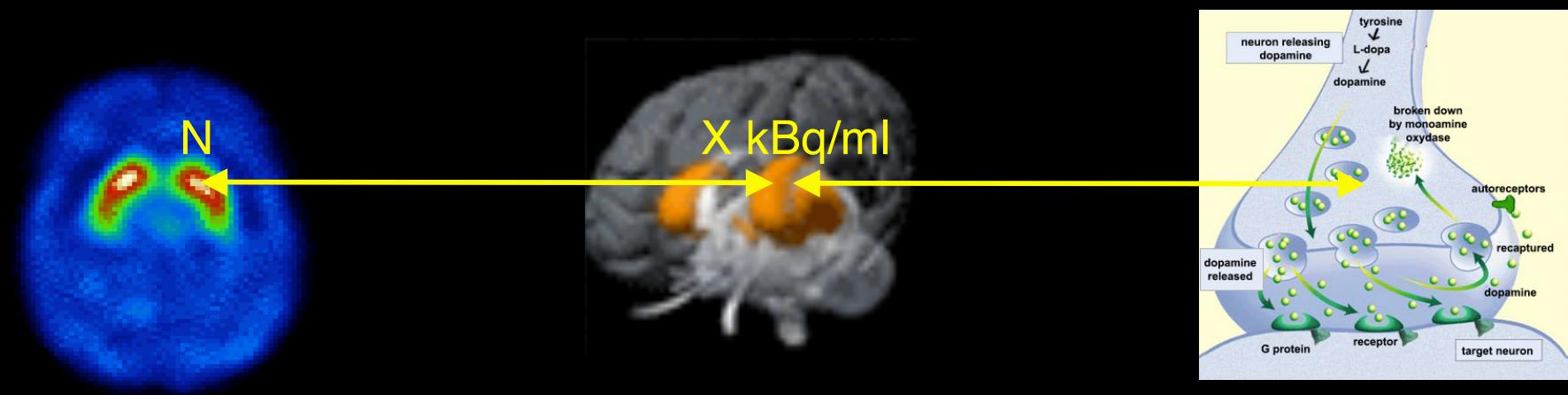
approche avec ttes les corrections

diagnostic différentiel

Conclusions sur la quantification

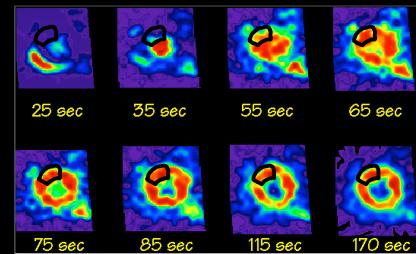
- La quantification est accessible, en TEP et en TEMP
- Une quantification absolue fiable, en TEP ou en TEMP, est un processus complexe, nécessitant une cartographie de la densité des tissus, un protocole d'acquisition et d'analyse rigoureusement contrôlé, et idéalement, une cartographie anatomique haute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

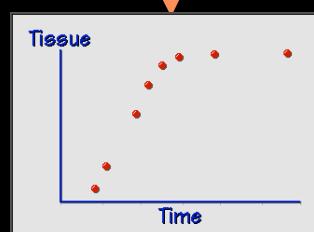


Exploiter les mesures de concentration de radiotraceur pour estimer des paramètres physiologiques caractérisant les processus étudiés

Principe de l'estimation de paramètres physiologiques



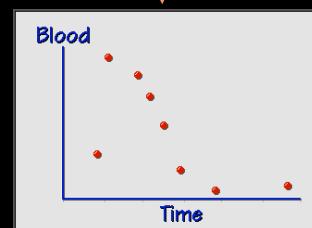
séquence d'images dynamique



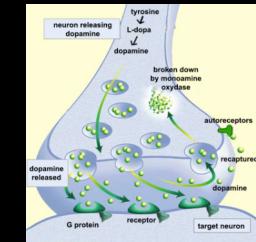
cinétique associée à une région



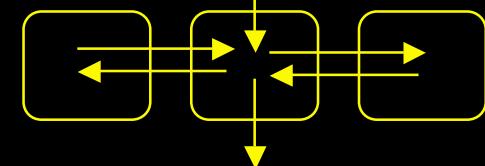
prélèvement sanguin



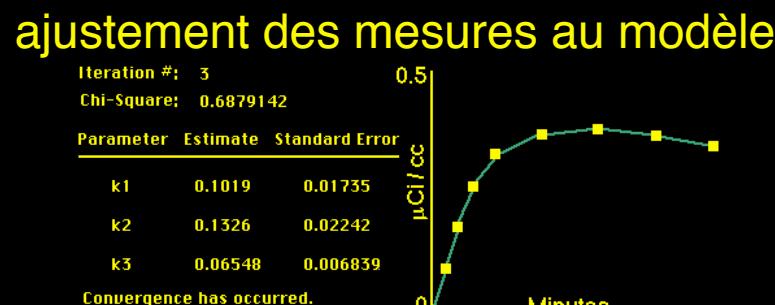
fonction d'entrée



connaissances biochimiques

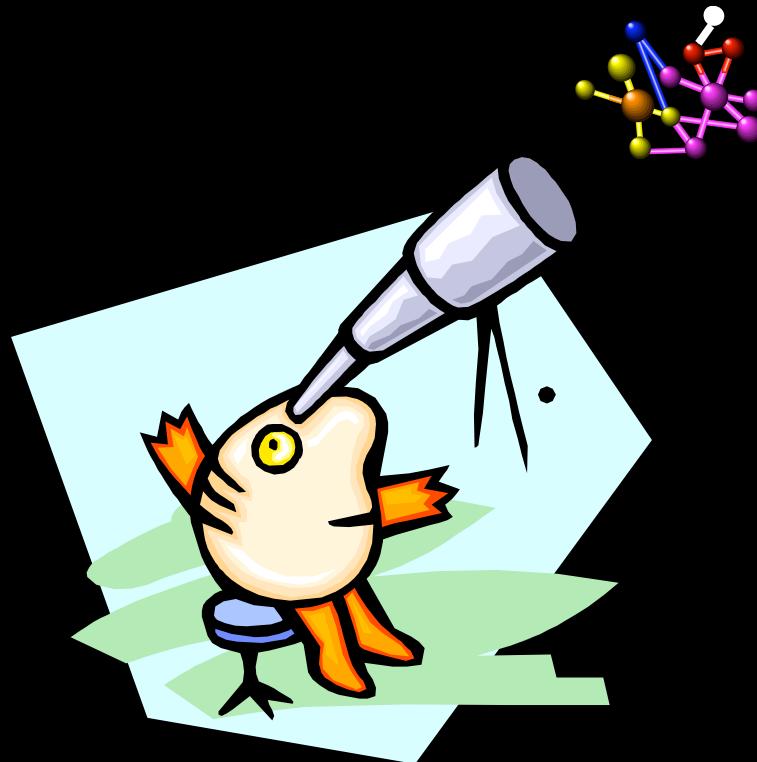


modèle

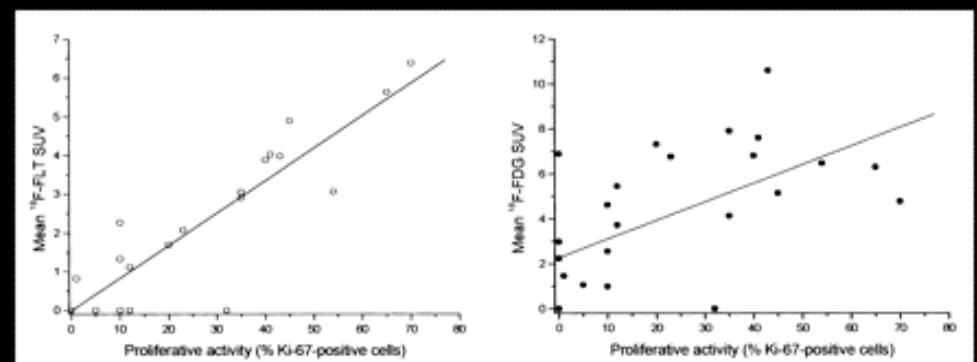
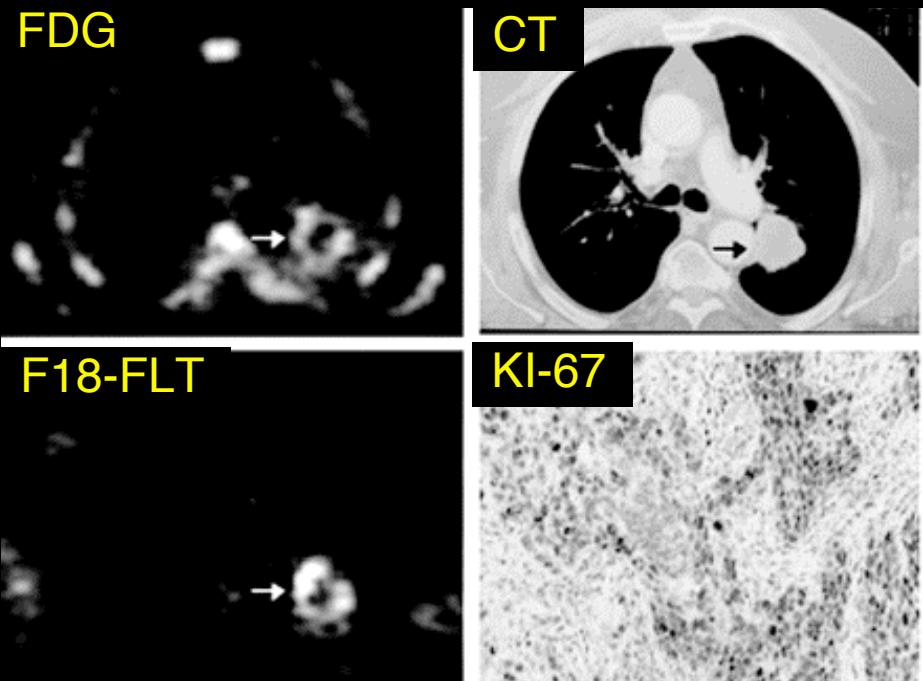


paramètres physiologiques relatifs à la région,
e.g., constante d'échange, flux sanguin, densité de récepteurs

Le futur



Les challenges : radiotraceurs



Radiotraceurs plus spécifiques...

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

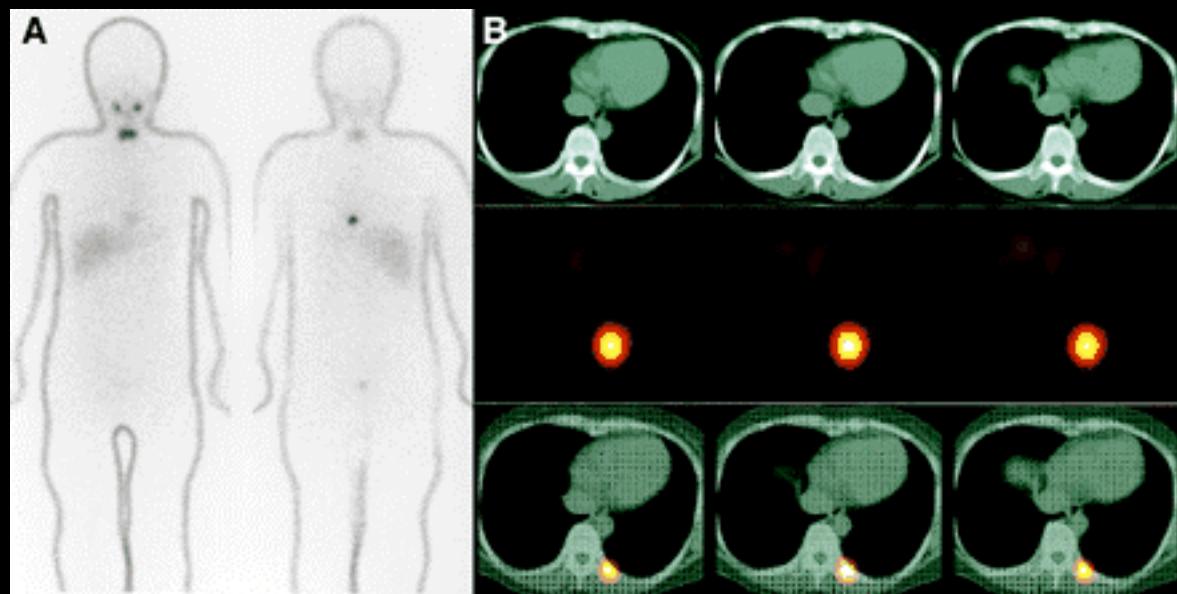
Les challenges : détecteurs

PET/CT



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

SPECT/CT

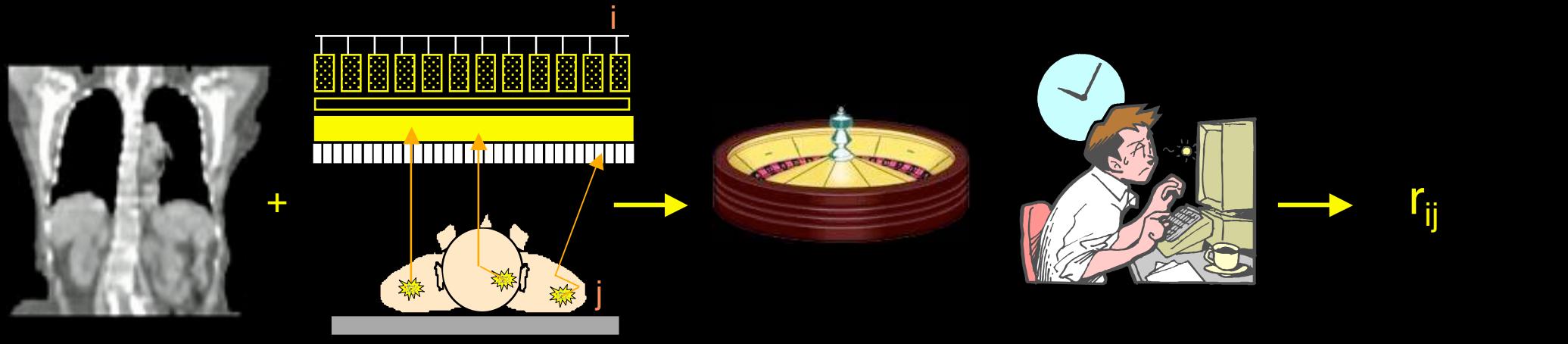


I-131

PET/IRM...

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

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

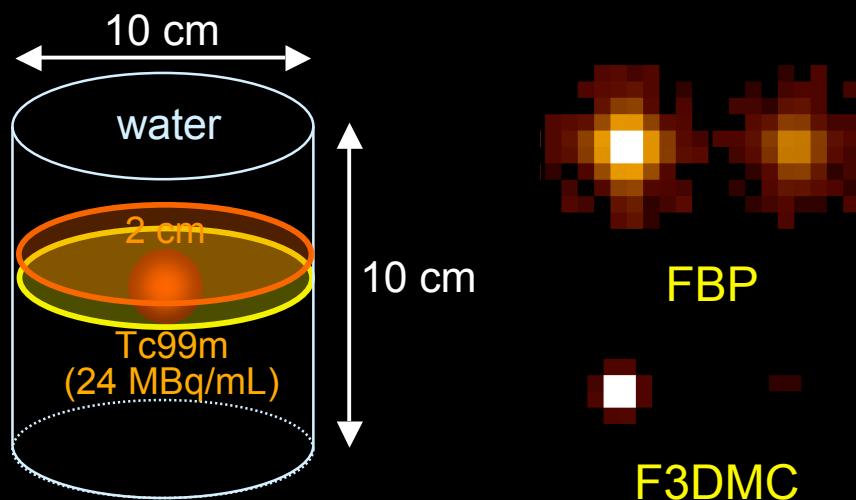


densité et composition des tissus

modèle de détecteur

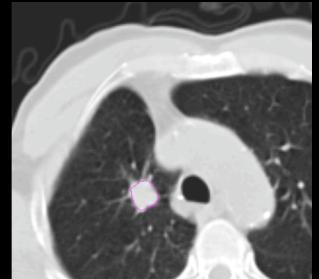
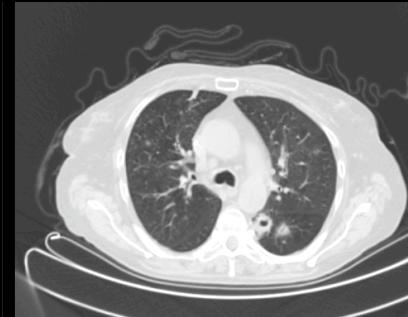
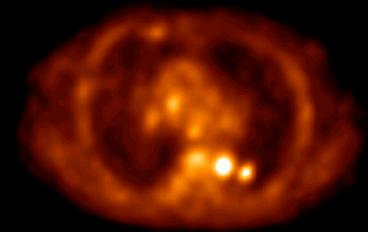
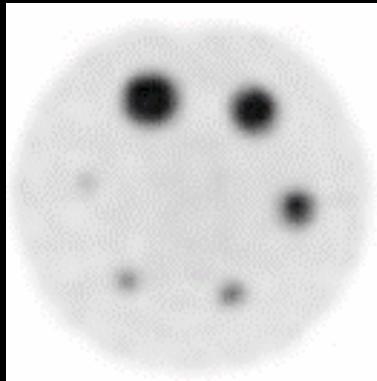
Modélisation analytique ou Monte Carlo

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



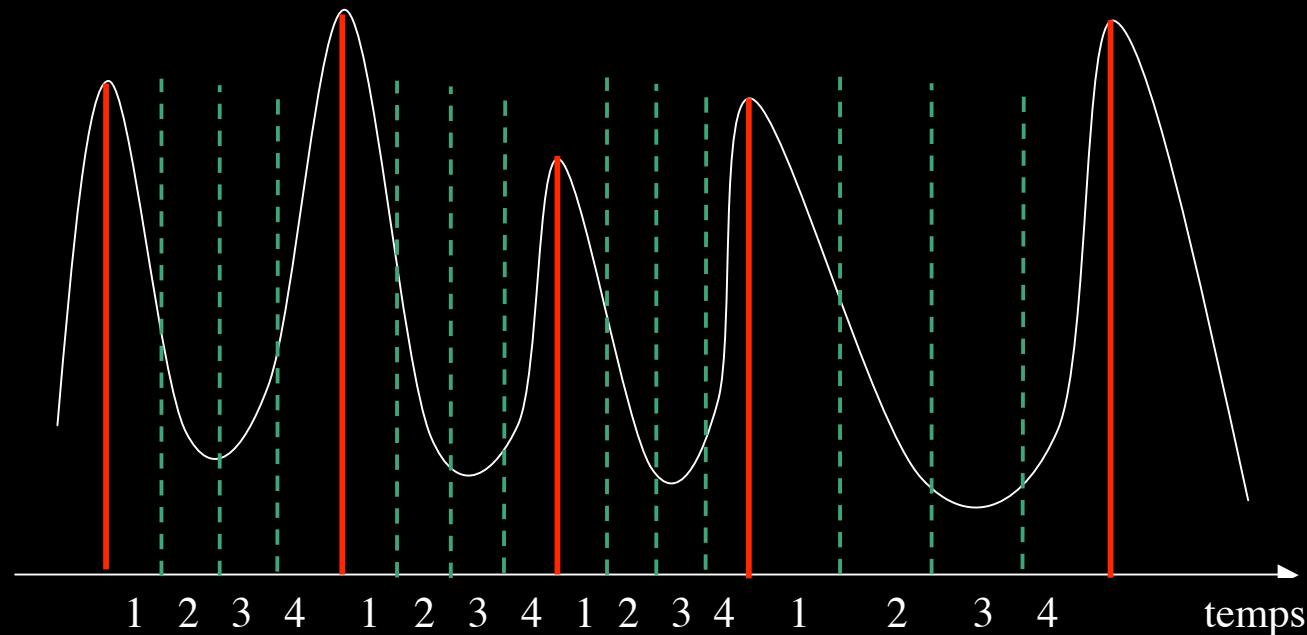
Les challenges en quantification : meilleure intégration de l'information CT

Compensation des effets de volume partiel



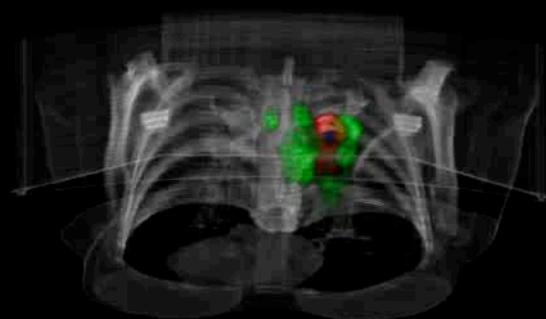
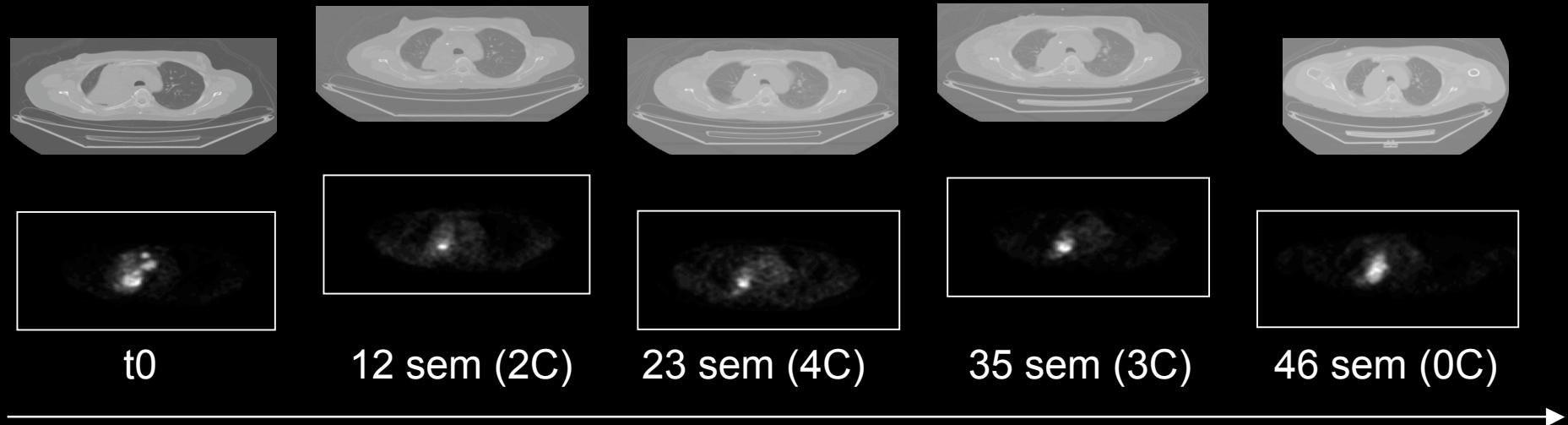
$SUV_{max} = 4.9$, $SUV_{mean} = 2.6$

Compensation des mouvements respiratoires



Les challenges en termes d'applications

Le suivi thérapeutique en PET



activité
métabolique



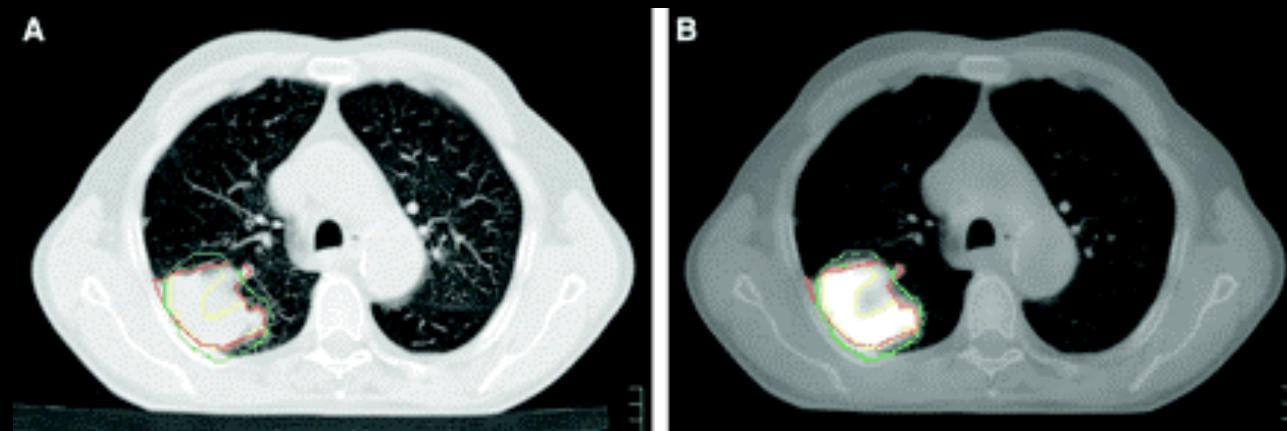
temps
(semaines)

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