

Tomographie d'émission monophotonique

et

Tomographie d'émission de positons

1ère partie

Irène Buvat
IMNC CNRS 8165
Orsay

buvat@imnc.in2p3.fr
<http://www.guillemet.org/irene>

Octobre 2012

Plan du cours

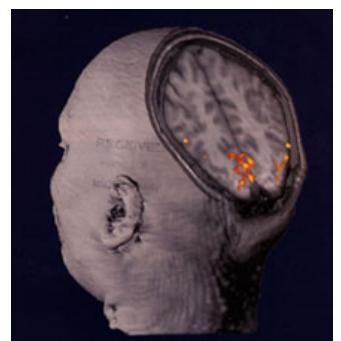
- Introduction
 - Imagerie anatomique, imagerie fonctionnelle, imagerie moléculaire
 - Principe de l'imagerie fonctionnelle ou moléculaire
- Radiotraceurs
 - Contraintes chimiques et physiques
 - Emetteurs de photons gamma
 - Emetteurs de positons
 - Production des radioisotopes
 - Types d'émetteurs et techniques d'imagerie
- Gamma caméra – rappels
- Quantification en tomographie d'émission monophotonique
 - Atténuation
 - Diffusion
 - Résolution spatiale non stationnaire
- Synthèse et conclusions

Introduction : trois types d'imagerie in vivo

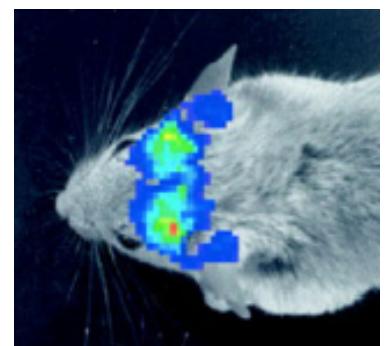
- Imagerie morphologique
 - investigation anatomique
 - haute résolution spatiale (~1 mm)
 - radiographie conventionnelle, IRM, scanner X (= tomodensitométrie TDM), échographie



- Imagerie fonctionnelle
 - visualisation de processus physiologiques
 - résolution spatiale moins cruciale (5 à 12 mm chez l'homme)
 - approche pionnière : médecine nucléaire
 - ⇒ imagerie planaire monophotonique
 - ⇒ tomographie monophotonique (SPECT)
 - ⇒ tomographie par émission de positons (PET)
 - actuellement, IRM, TDM, échographie



- Imagerie moléculaire
 - visualisation de gènes ou de protéines spécifiques, ou de signaux émanant de ces entités
 - résolution spatiale moins cruciale
 - actuellement essentiellement développée chez le petit animal
 - SPECT, PET, IRM, TDM, imagerie optique



Introduction : imagerie FONCTIONNELLE

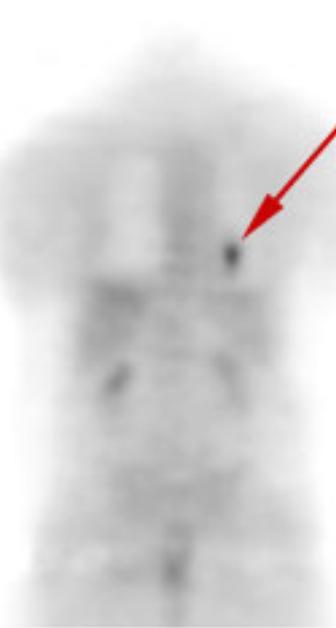
- Etude de la fonction d'un organe
 - synthèse d'une molécule
 - utilisation d'une molécule pour synthétiser une substance
 - fonction mécanique
- Etude de la perfusion d'un organe
- Généralement, vision plus « macroscopique » que ce que l'on entend par imagerie moléculaire (imagerie des gènes et des protéines)

Introduction : insuffisance de l'imagerie anatomique

- Imagerie morphologique suspecte



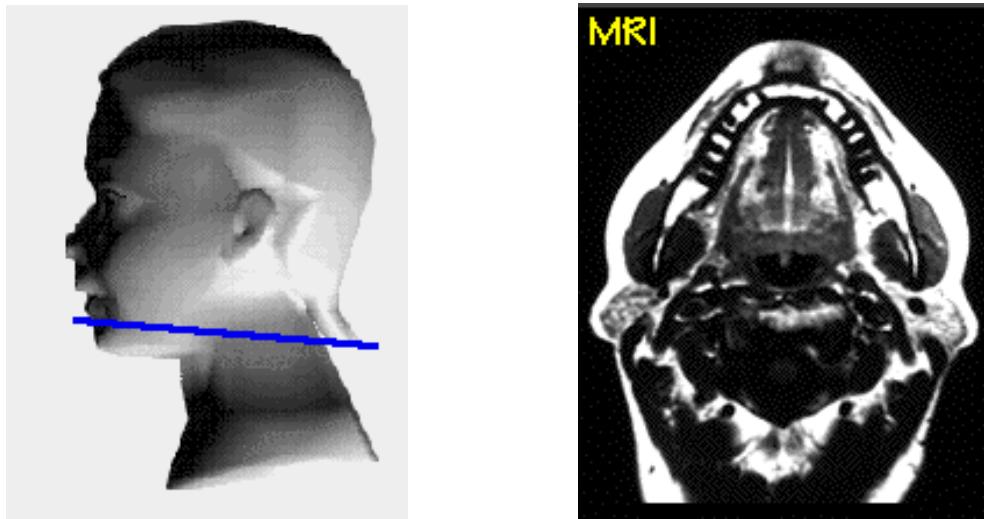
- Imagerie fonctionnelle anormale



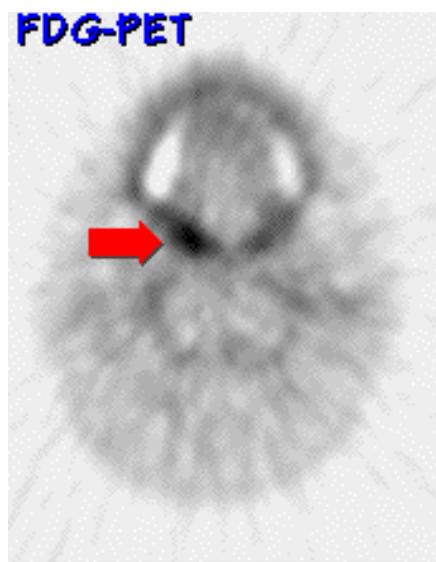
⇒ caractéristiques fonctionnelles indispensables pour statuer sur la nature d'une anomalie anatomique

Introduction : insuffisance de l'imagerie anatomique

- Imagerie morphologique normale



- Imagerie fonctionnelle anormale



⇒ modifications physiologiques ou biochimiques précédant les altérations anatomiques

Introduction : insuffisance de l'imagerie fonctionnelle

- Absence de repères anatomiques



- Imagerie anatomique

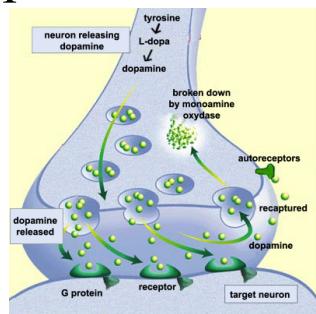


⇒ **localisation des anomalies fonctionnelles**

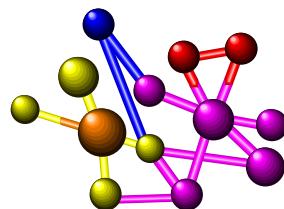
Imageries anatomiques et fonctionnelles sont
COMPLEMENTAIRES

Principe de l'imagerie fonctionnelle ou moléculaire

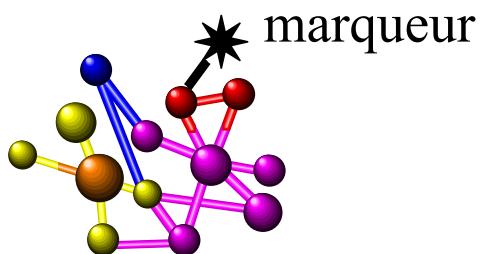
- Identification du phénomène, du gène ou de la protéine cible



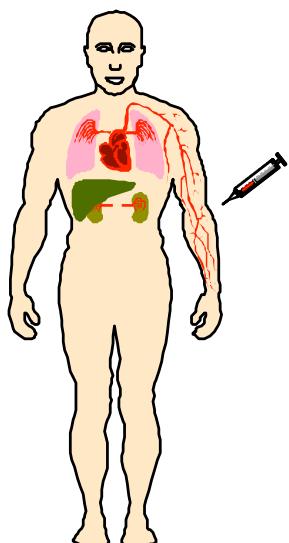
- Traceur caractéristique d'une fonction métabolique ou physiologique



- Marquage

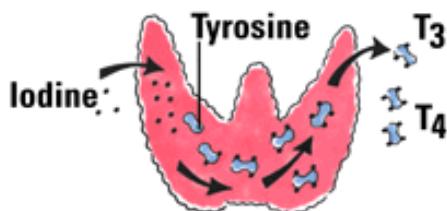


- Etude du devenir de la molécule marquée

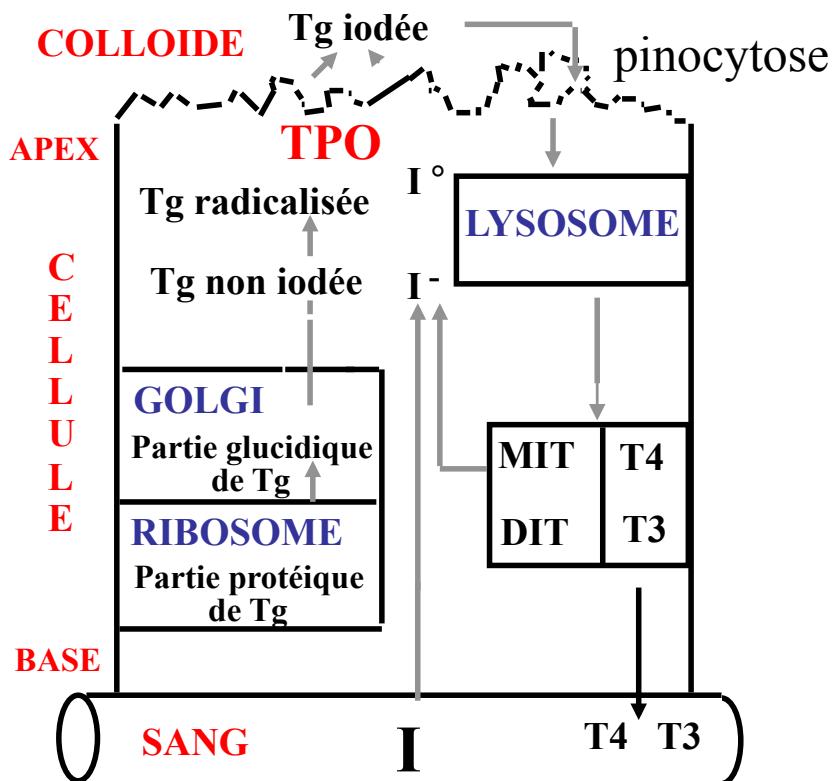


Principe de l'imagerie fonctionnelle : exemple

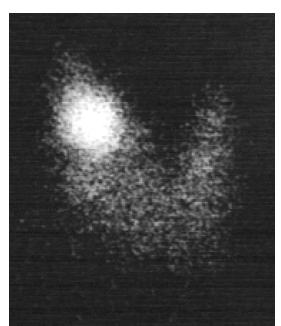
- Etude de la synthèse des hormones thyroïdiennes



- Matière première indispensable à la formation des hormones thyroïdiennes T₃ et T₄ : l'iode circulant dans le sang

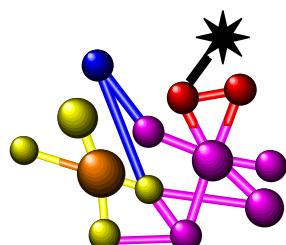


- Marquage : substitution de l'Iode stable par de l'iode radioactif : Iode 123
- Etude du devenir de la molécule marquée



Les pierres d'angle de l'imagerie nucléaire

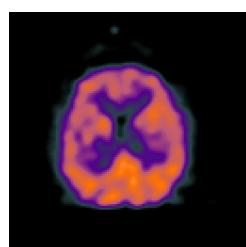
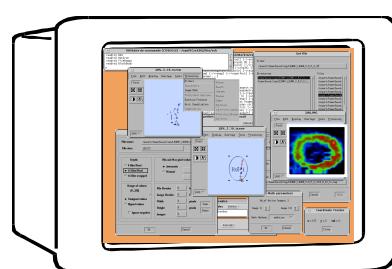
- 1. Radiotraceur



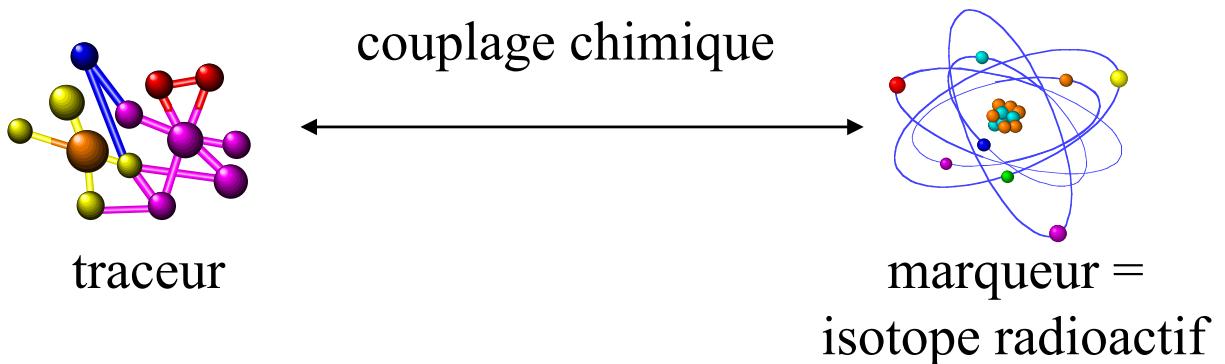
- 2. DéTECTEUR



- 3. Traitement de l'information



Radiotracer : contraintes chimiques



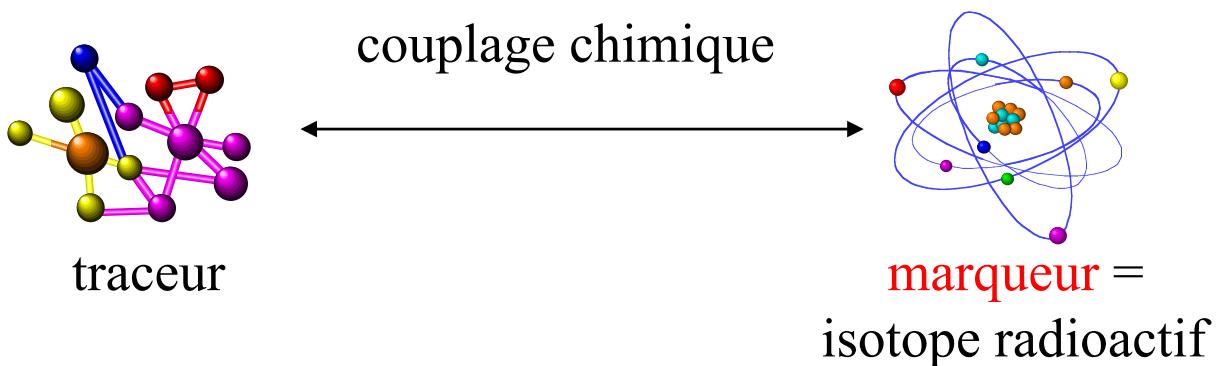
- Administration intraveineuse (le plus souvent) : stabilité de la substance dans le sang (pas forcément aisée car nombreuses enzymes protéolitiques dans le plasma)
- Délivrance au tissu cible (passage du plasma dans le tissu)
- Absence de modification du phénomène physiologique à observer (concentration nanomolaire de radiotracer)
- Elimination du traceur n'ayant pas rencontré sa cible pour avoir un traceur spécifique
- Liaison forte entre traceur et marqueur

Types de radiotraceurs

- Substance endogène marquée
 - e.g., eau marquée
- Analogue d'une substance endogène
 - e.g., analogue du glucose
- Molécule présentant une affinité pour un récepteur
 - e.g., système de neurotransmission

Exemples de traceurs : molécule, anticorps, hormone, peptide, groupe de molécules (e.g., médicament), cellules (e.g., globules rouges), neurotransmetteurs

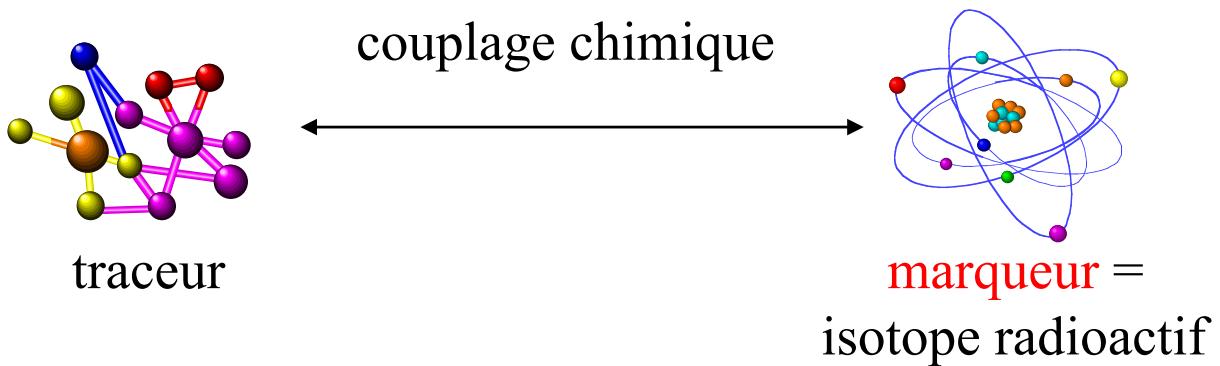
Radiotracer : contraintes physiques (1)



- Rayonnement alpha
- Rayonnement beta
- Rayonnement gamma

- Le rayonnement émis par l'isotope doit être détectable
- L'émission de particules d'intérêt ne doit pas être accompagnée d'émissions de radiations nocives

Radiotracer : contraintes physiques (2)



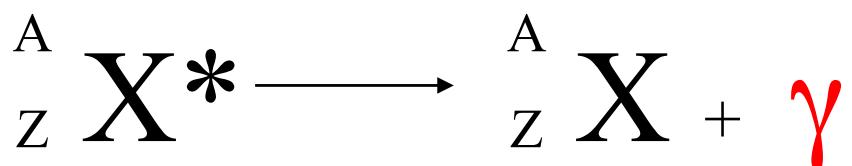
α - particules alpha : très ionisantes, peu pénétrantes :
parcours trop faible dans les tissus
 \Rightarrow non adaptés à une détection externe

β^- - électrons : ionisants, libre parcours moyen très faible dans les tissus
 \Rightarrow utilisés uniquement en radiothérapie pour détruire des cellules

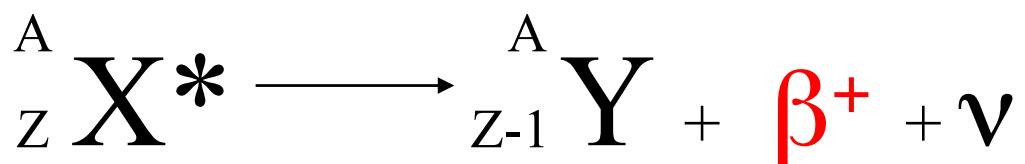
γ - photons gamma, résultant de :
désexcitation d'un noyau instable
annihilation de positons
 \Rightarrow pénétrants donc adaptés à une détection externe

Obtention de photons gamma

- Emetteurs de photons gamma

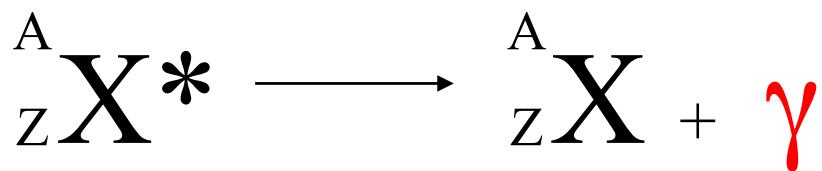


- Emetteurs de positons

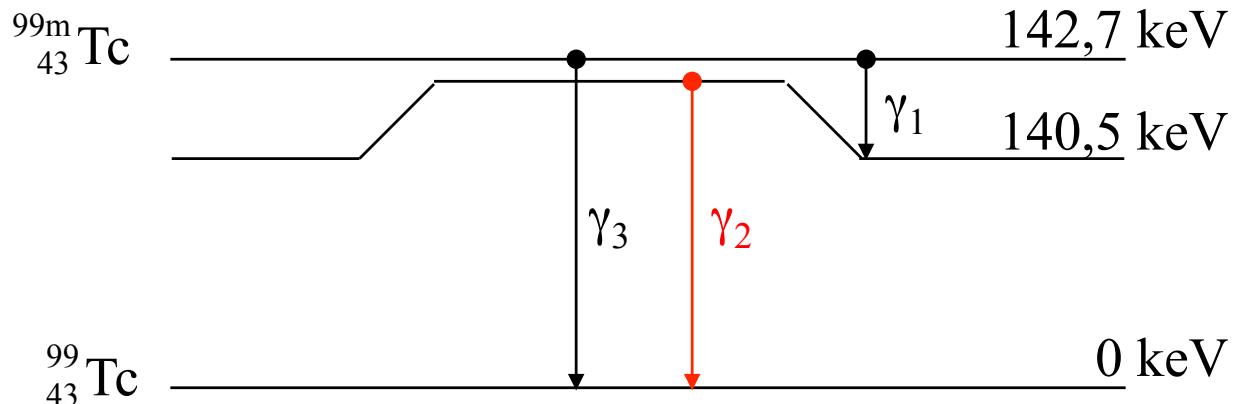


Emetteurs de photons gamma

- Emission d'un photon lors du retour d'un noyau de l'état excité à l'état stable



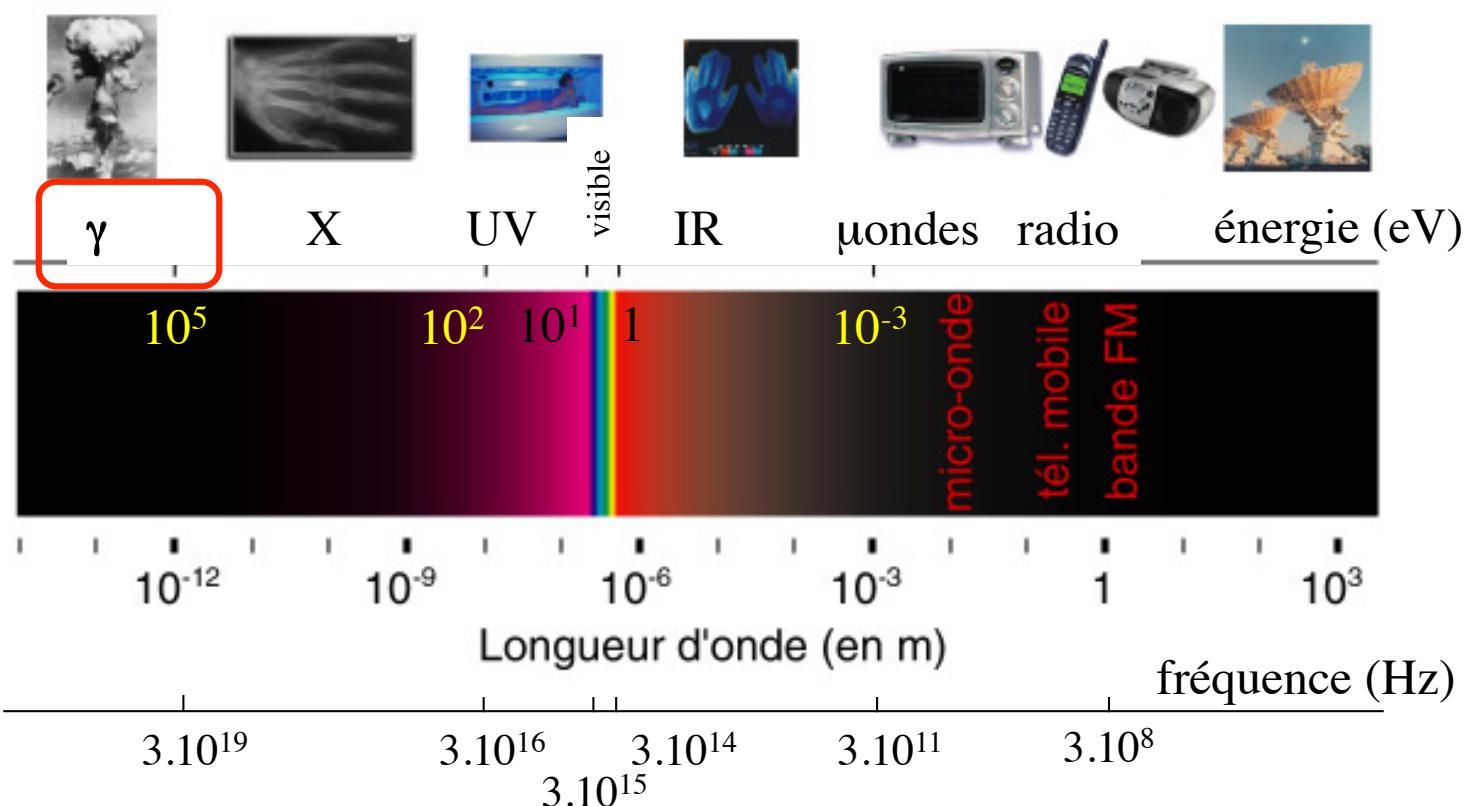
- rayonnement pas directement ionisant
 - spectre de raies : photons γ émis à des énergies bien déterminées
- ⇒ radioisotope caractérisé par ses énergies d'émission



Radiotraceur : contraintes physiques (3)

- Energie du rayonnement émis
 - suffisamment élevée pour que les photons s'échappent de l'organisme
 - pas trop élevée pour que les photons puissent être détectés

⇒ entre 70 et 511 keV



Radiotracer : contraintes physiques (3)

- Période physique T du radioisotope
 - durée à l'issue de laquelle la quantité d'isotope est divisée par 2

$$N = N_0 \exp(-\lambda t) \quad \text{et} \quad T = \ln 2 / \lambda$$

- suffisamment grande pour avoir le temps de suivre le processus d'intérêt
- suffisamment courte pour éviter les irradiations inutiles

⇒ entre 2 minutes et plusieurs heures

- Période biologique T_{biol} du radioisotope : durée à l'issue de laquelle la quantité d'isotope présent dans l'organisme est divisée par 2
- Période effective : durée à l'issue de laquelle l'activité dans l'organisme est divisée par 2, par l'effet de la décroissance radioactive et de l'élimination biologique

$$T_{eff} = T \cdot T_{biol} / (T + T_{biol})$$

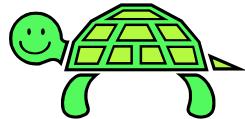
Emetteurs de photons γ les plus courants

Isotope	Energie (keV)	Période T (heures)
Technétium 99m : Tc99m	140	6
	<i>découvert en 1960, à l'origine du développement de l'imagerie nucléaire</i>	
Iode 123 : I123	159	13
	285	
Thallium 201 : Tl201	71	73
Indium 111 : In111	171	67
	245	
Gallium 67 : Ga67	93,5	78
	184,5	
	300	

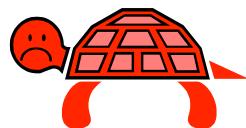
Production des radioisotopes

- Générateur de radioisotopes
 - séparation chimique du radionucléide fils et du père
 - techniques de chromatographie
 - Tc99m, **Ga68**
- Bombardement avec des particules chargées
 - accélérateur linéaire ou cyclotron
 - **C11, N13, O15, F18, Ga67, In111, I123, Tl201**
- Fission nucléaire
 - réacteur nucléaire
 - Mo99, I131, Cs137
- Capture de neutrons
 - réacteur nucléaire
 - Mo99, I131

Avantages et inconvénients des radiotraceurs



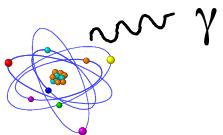
- Grande sensibilité : concentration nanomolaire ou picomolaire
- Isotopes d'éléments naturellement présents dans l'organisme (C, O, H) en PET, d'où possibilité de marquage sans altérer les propriétés biochimiques de molécules



- Radiations ionisantes
- Aucun contrôle de l'activité du radiotraceur non fixé à sa cible : bruit de fond

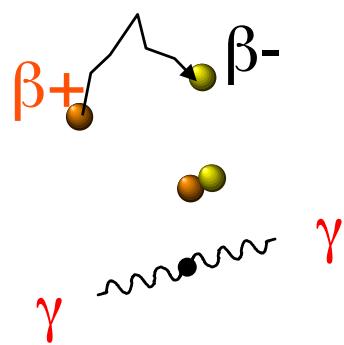
Type d'émetteurs et techniques d'imagerie

- Emetteurs de photons γ



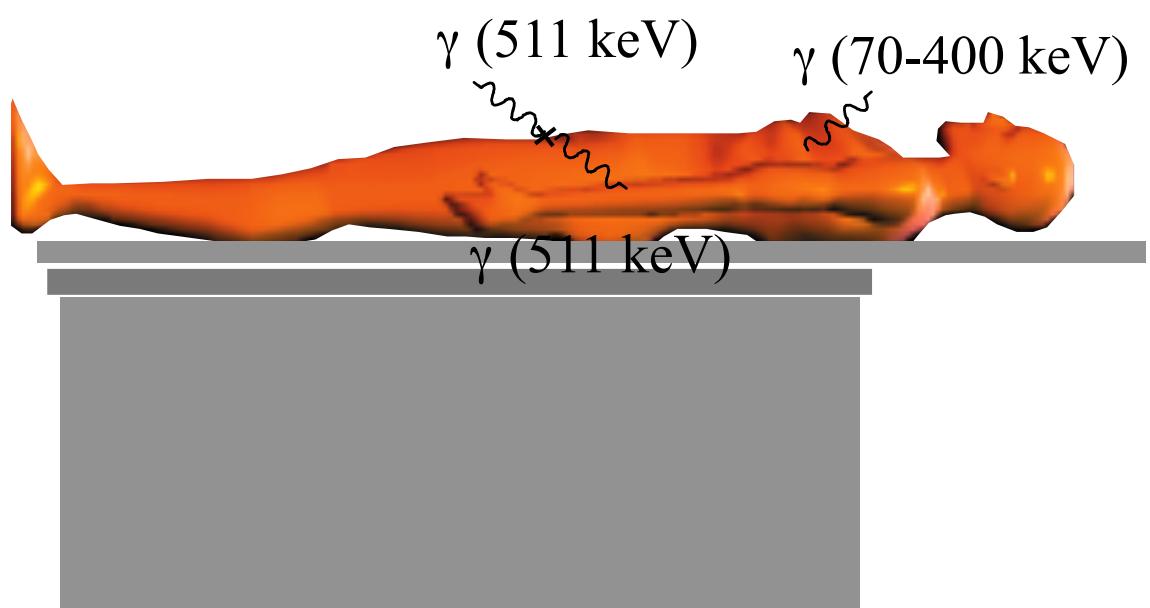
- ⇒ scintigraphie planaire : imagerie 2D
- ⇒ tomographie d'émission monophotonique
SPECT (Single Photon Computed Emission Tomography) : imagerie 3D

- Emetteurs de positons β^+



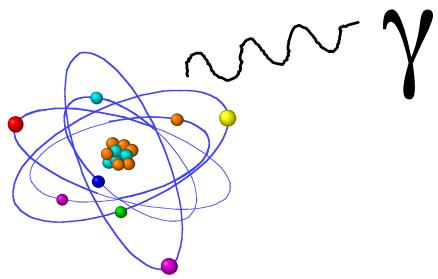
- ⇒ tomographie par émission de positons PET
(Positron Emission Tomography)

Problématique de détection



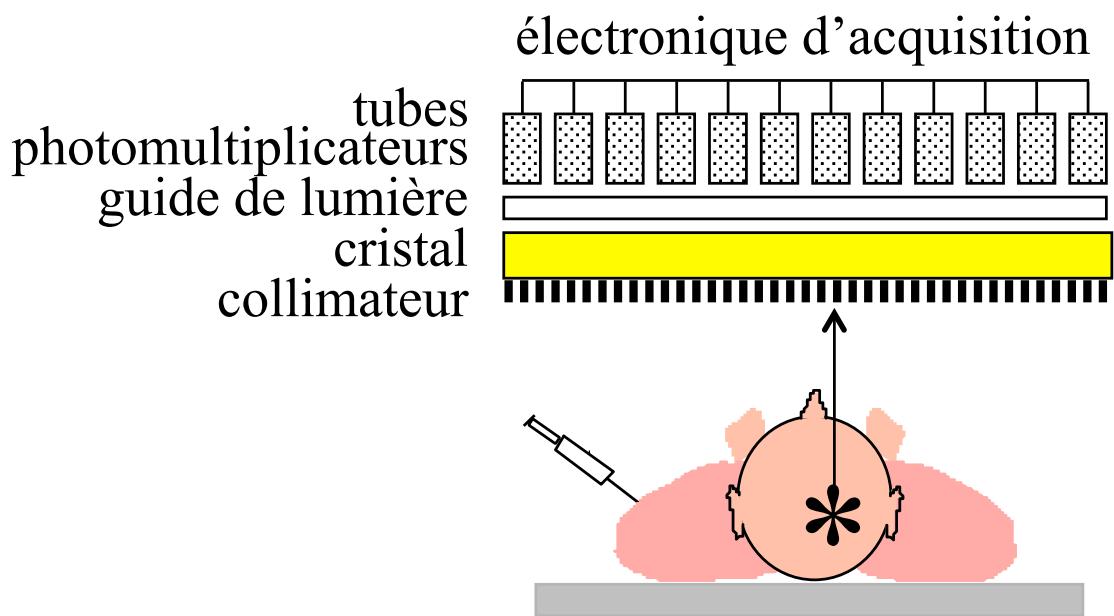
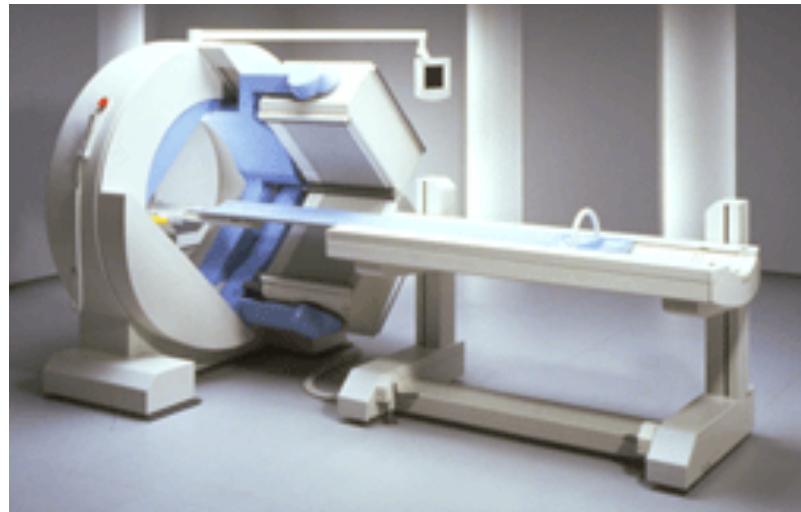
Détection monophotonique

- DéTECTEURS pour l'imagerie des émetteurs de photons γ



- ⇒ scintigraphie planaire : imagerie 2D
- ⇒ tomographie d'émission monophotonique
SPECT (Single Photon Computed Emission Tomography) : imagerie 3D

La gamma caméra



- Connaître ses différentes composantes
- Connaître le rôle de chaque composante

Caractéristiques des gamma caméras



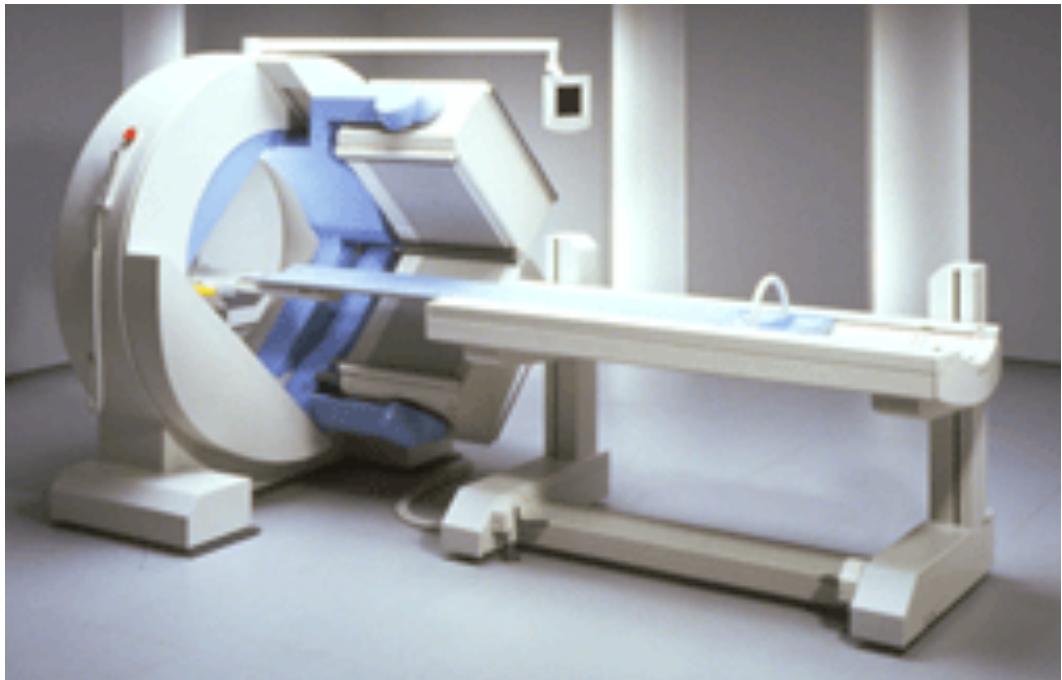
- Résolution spatiale
 - Résolution en énergie
 - Linéarité géométrique
 - Uniformité de la réponse
 - Taux de comptage
- Connaître ces définitions

Dépendent de :

- ⇒ collimateur
- ⇒ nombre de tubes photomultiplicateurs
- ⇒ performances des tubes photomultiplicateurs
- ⇒ nature et épaisseur du cristal
- ⇒ électronique de traitement du signal

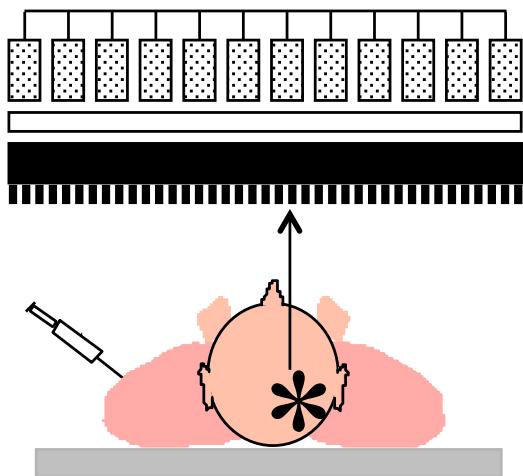
- Savoir comment chaque caractéristique varie en fonction des composantes de la caméra

Caractéristiques des gamma caméras conventionnelles

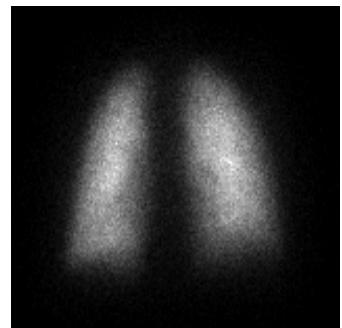
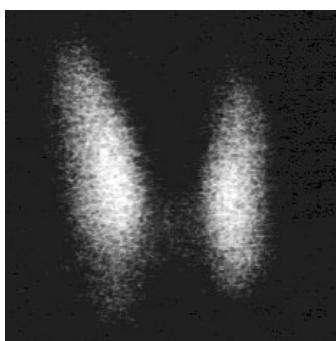


- résolution spatiale intrinsèque < 4 mm
- résolution en énergie ~ 10% à 140 keV
- linéarité géométrique ~ 0,1 mm
- uniformité ~ 3%
- taux de comptage maximum ~ 300 000 coups/s
- taux de comptage avec 20% de perte ~ 200 000 coups/s

Imagerie monophotonique planaire

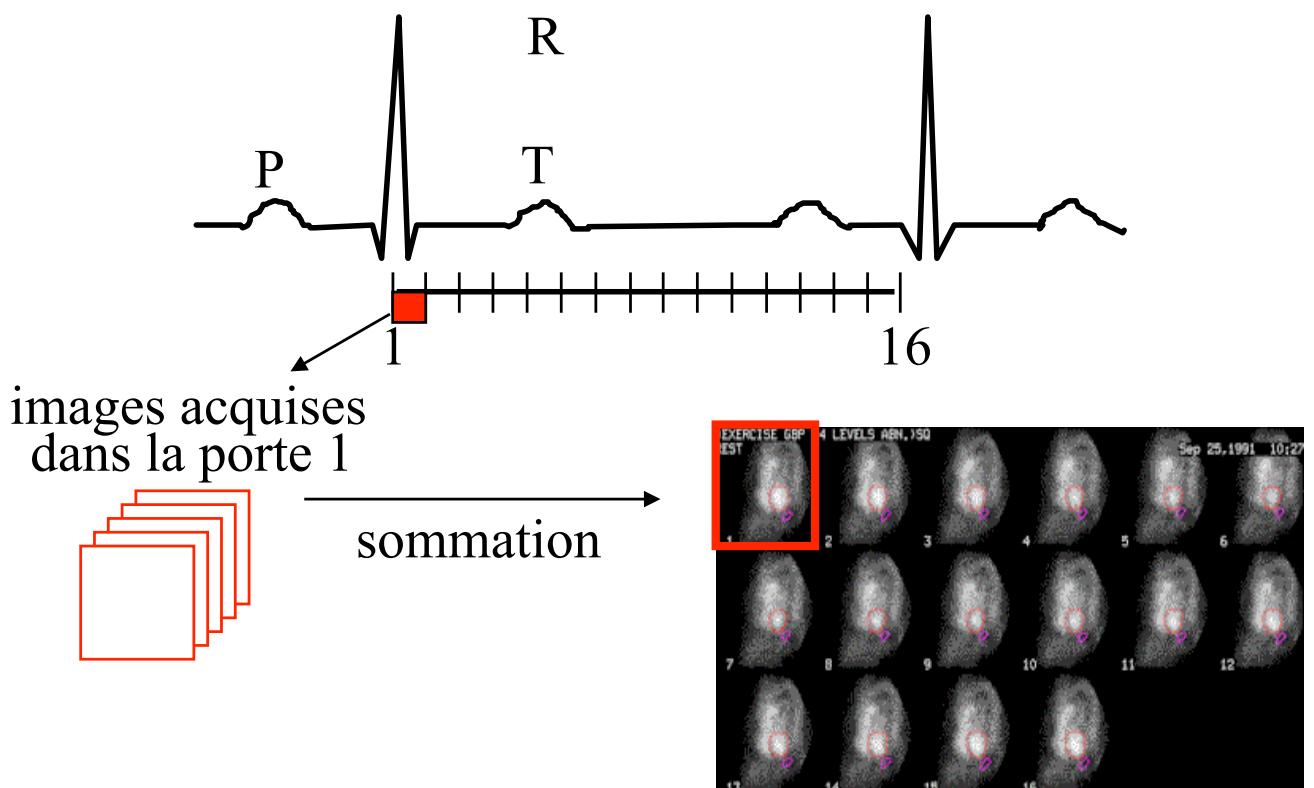


- Projection de la distribution d'activité dans le plan du détecteur

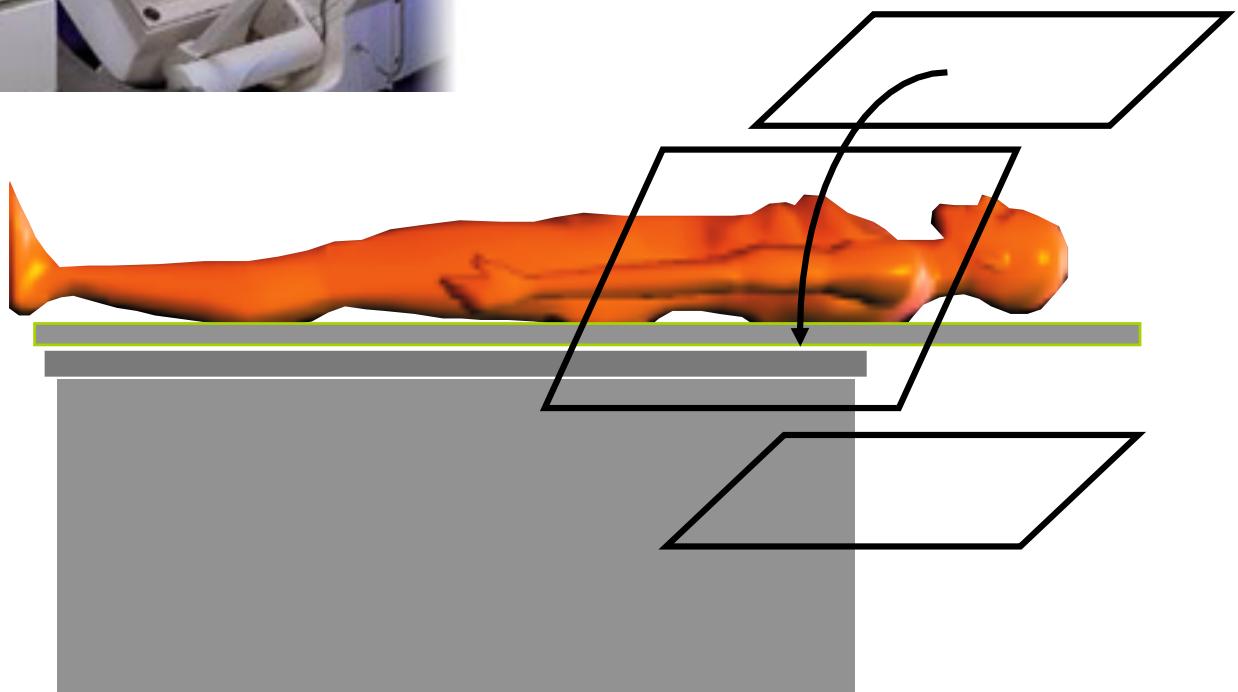


Caractéristiques de l'imagerie planaire γ

- Résolution spatiale : ~ 8 à 12 mm
- Durée d'un examen : de 10 min à > 1 heure
- Types d'examens planaires :
 - statiques
 - dynamiques : acquisition de plusieurs images consécutives indexées par le temps pour étudier l'évolution du traceur au cours du temps
 - synchronisés à l'électrocardiogramme : division du cycle cardiaque en P portes

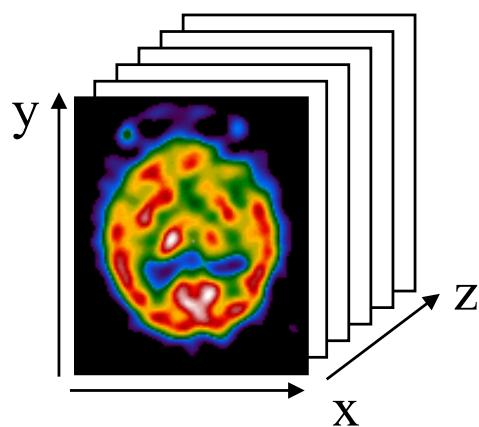


SPECT : principe

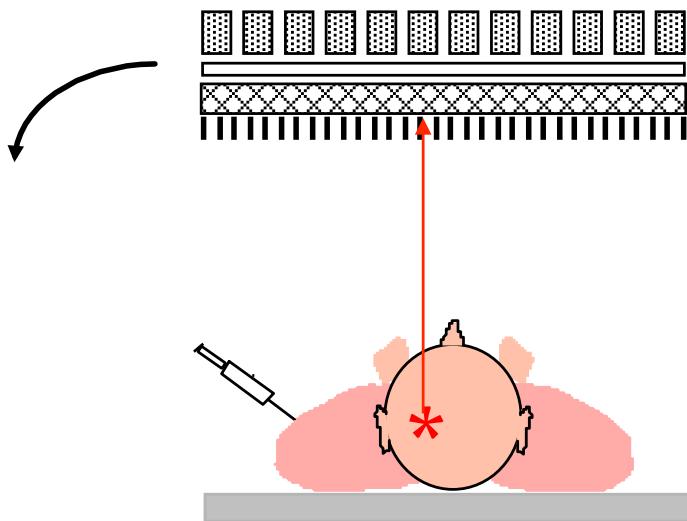


acquisition d'images sous différentes incidences angulaires

↓ reconstruction tomographique

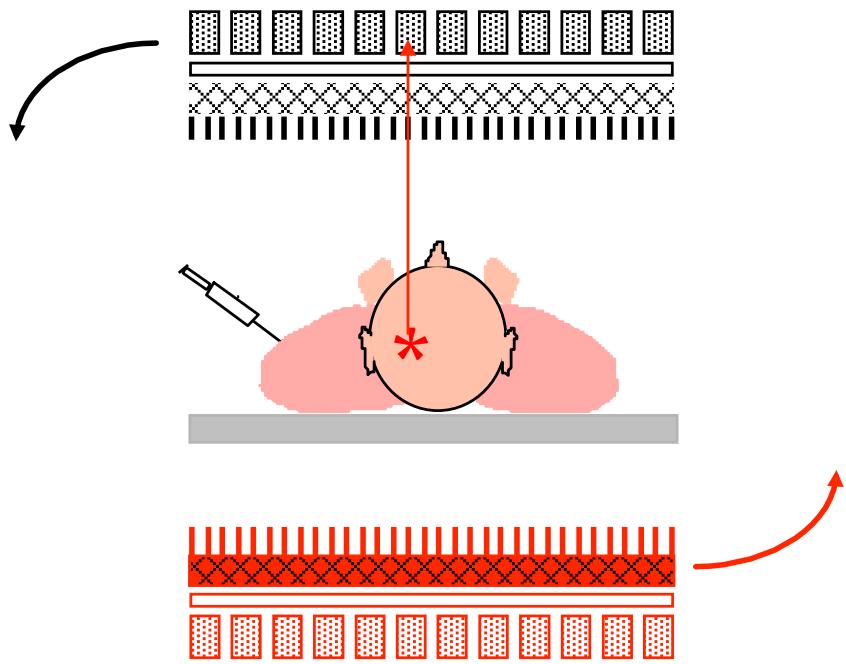


DéTECTEURS SPECT : simple tête



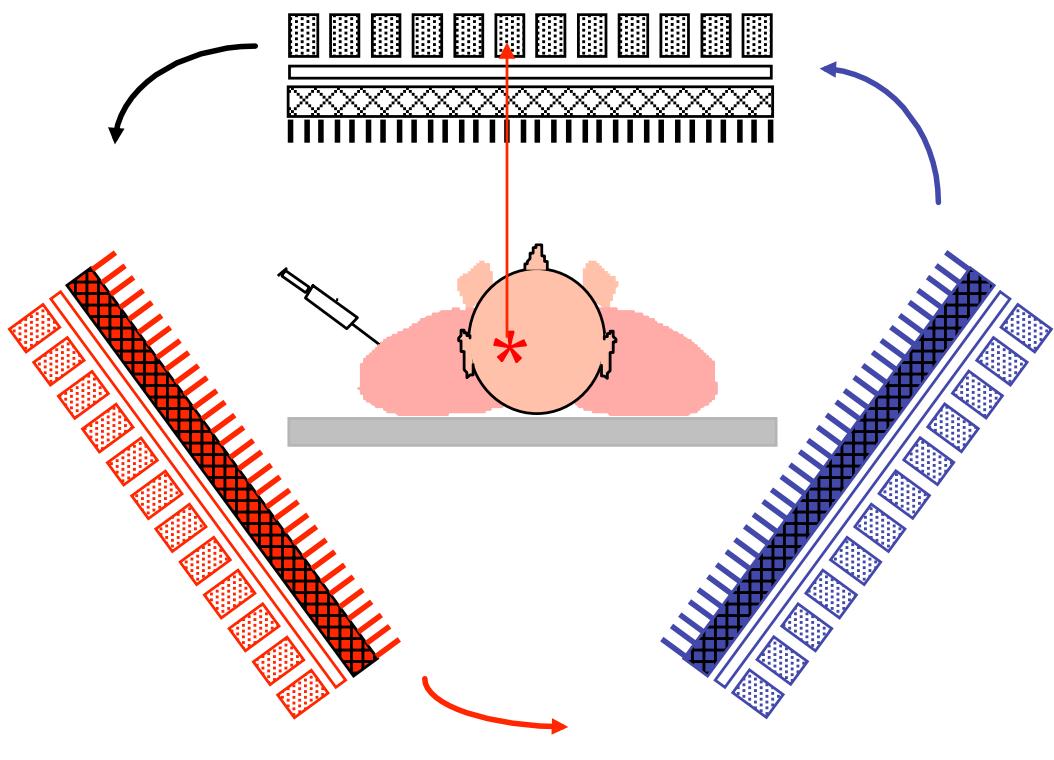
- 1 cristal par tête de détection
- typiquement, acquisition de 64 à 128 projections en mode pas à pas (“step and shoot”) ou continu

DéTECTEURS SPECT : double têtes



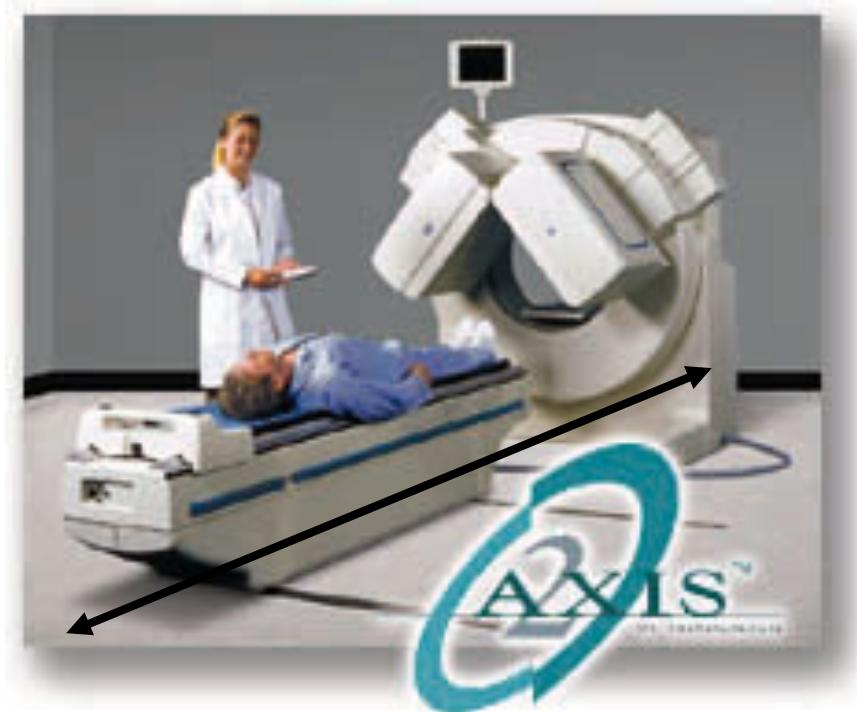
- ⇒ sensibilité multipliée par deux
- ⇒ proximité des détecteurs de la région à explorer

DéTECTEURS SPECT : triple têtes



⇒ sensibilité multipliée par trois

DéTECTEURS SPECT : mode corps entier



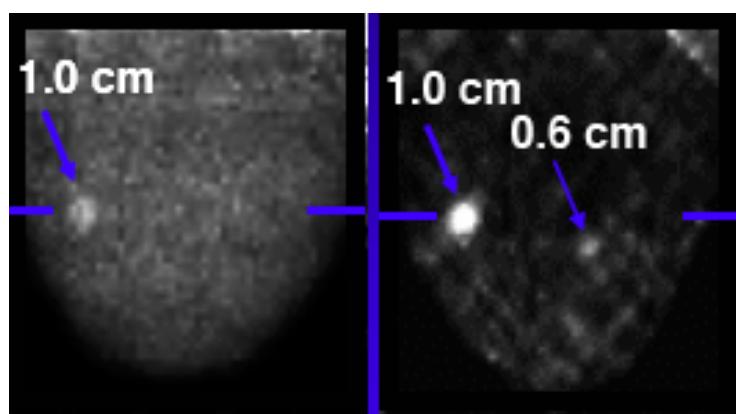
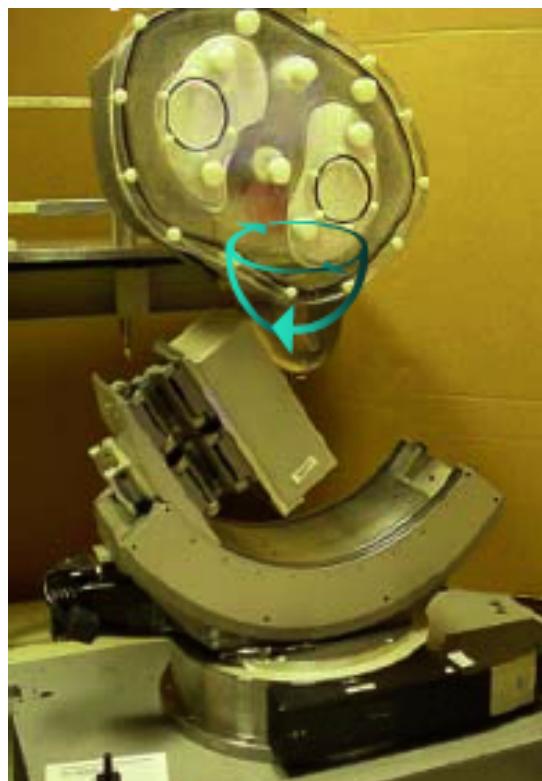
déplacement axial du lit

⇒ images tomographiques “corps entier”



DéTECTEURS SPECT dédiés à certaines applications

Imagerie du sein

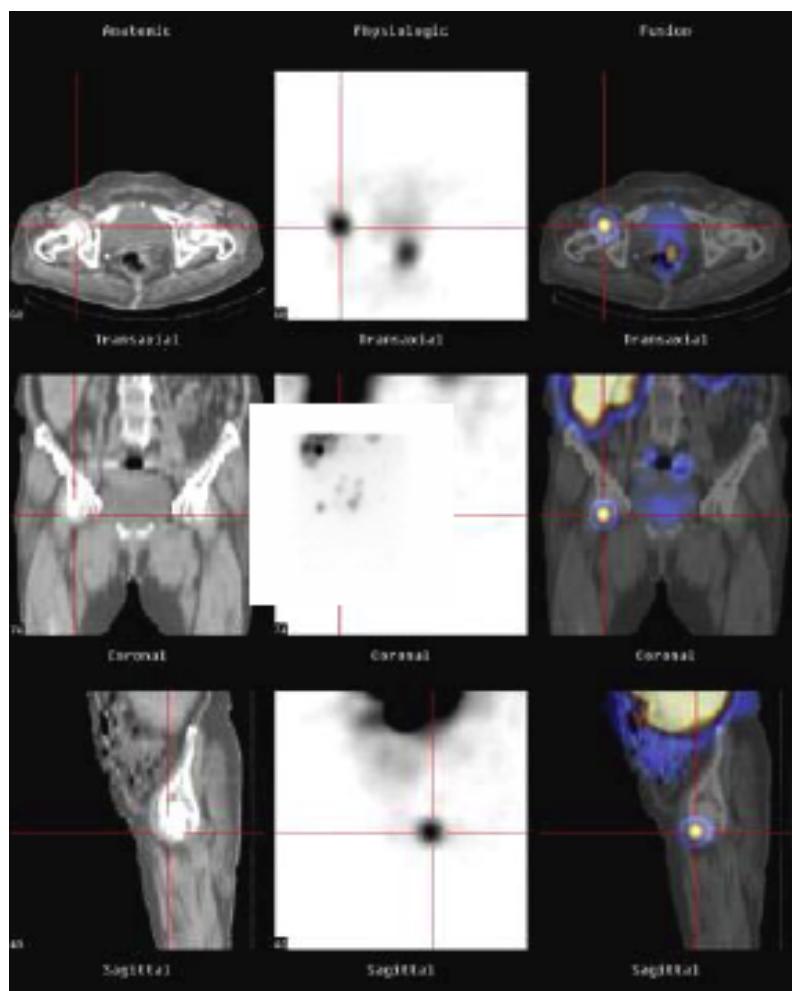
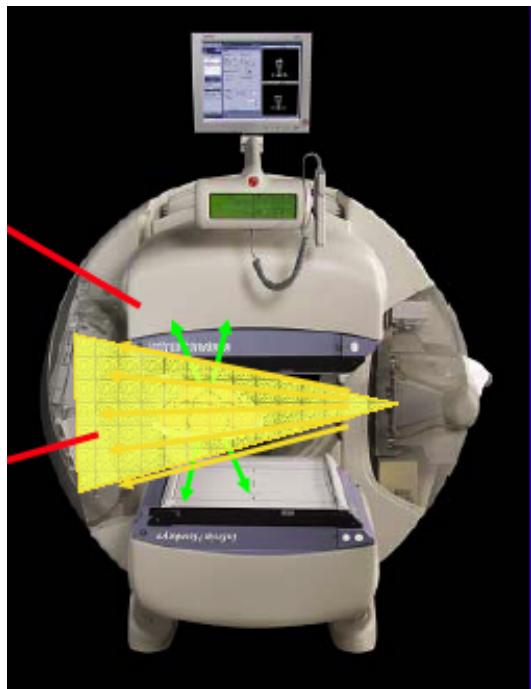


Gamma caméra classique

Caméra dédiée

Tornai et al, Duke University Medical Center

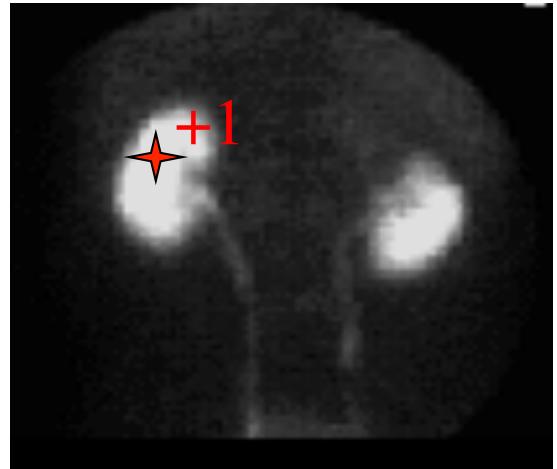
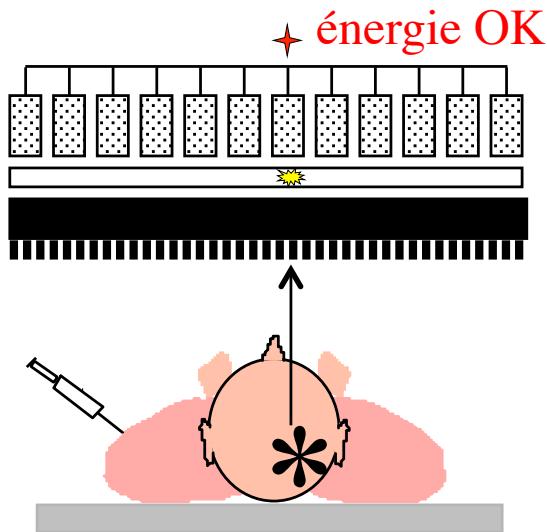
Imagerie SPECT/CT



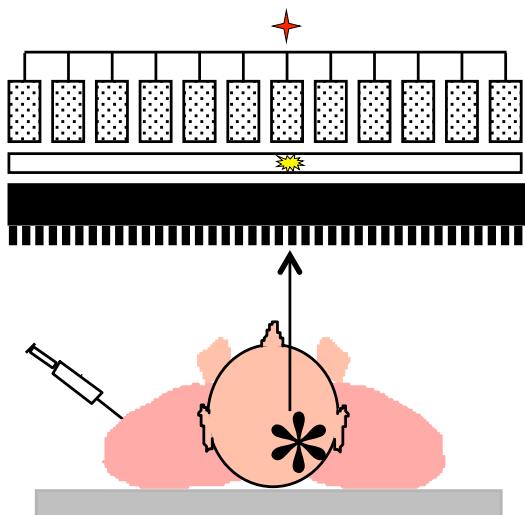
Localisation de la lésion au niveau du pelvis sur la tête fémorale droite

Types d'enregistrement des données

- Enregistrement en mode « image »



- Enregistrement en mode séquentiel (mode liste)



x1, y1, t1, e1, ...

Obtention d'images quantitatives

- Objectif :



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

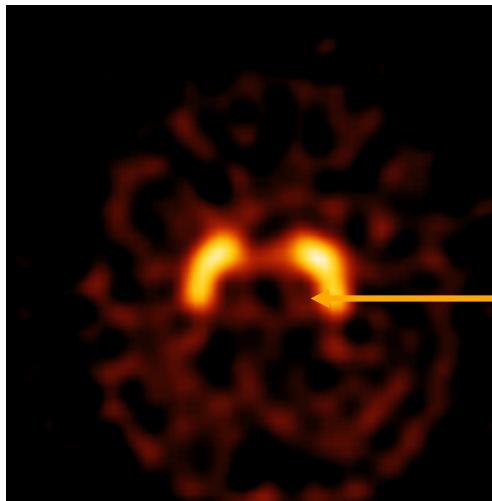
- Deux types de quantification :

- Quantification absolue
- Quantification relative

Sans de multiples précautions, N n'est pas proportionnel à C , et il n'y a pas de relation simple entre les 2 quantités

Quantification absolue

La quantité mesurée a une unité



intensité N du signal dans
une région
(valeur des pixels)



concentration C de radiotraceur
(kBq/ml) dans la région

1. S'assurer que $N = k C$

2. Déterminer k

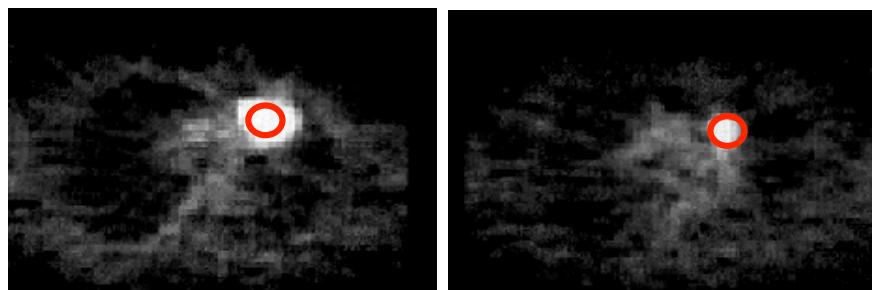
Requiert une calibration du système d'imagerie*

*Non obligatoire dans le cas de l'estimation d'un volume

Quantification relative

- Rapport de concentration entre 2 régions (tumeur et tissus sains) ou entre deux instants

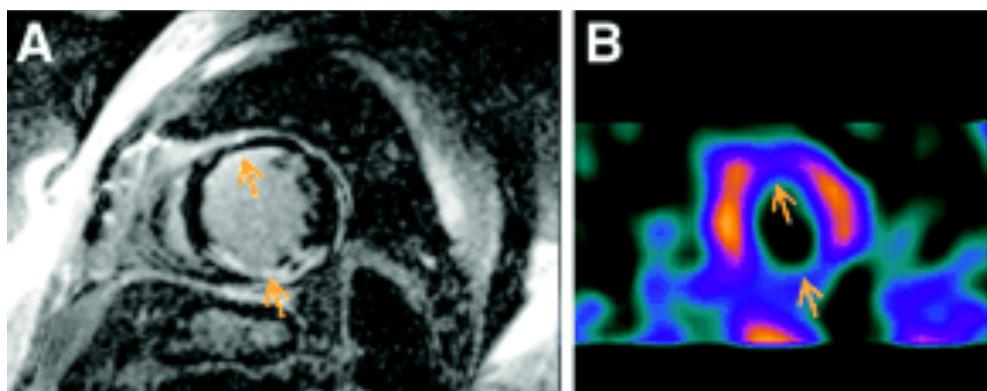
La quantité mesurée est sans dimension



Jour J

Jour J + 3 mois

évolution de la fixation du traceur



pourcentage du myocarde avec defect

Slomka et al, J Nucl Med 2005

1. S'assurer que $N = k C$

2. Inutile de connaître k

Obtention d'images quantitatives

- Objectif :

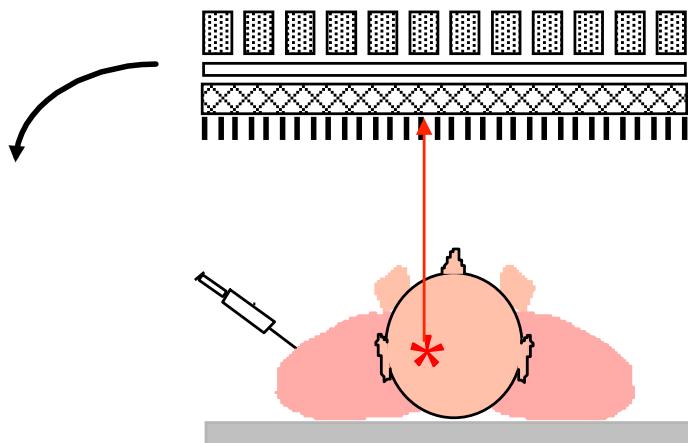


Etablir la relation entre la valeur d'un pixel et la concentration de radiotraceur dans la région correspondante

Sans de multiples précautions, N n'est pas proportionnel à C , et il n'y a pas de relation simple entre les 2 quantités

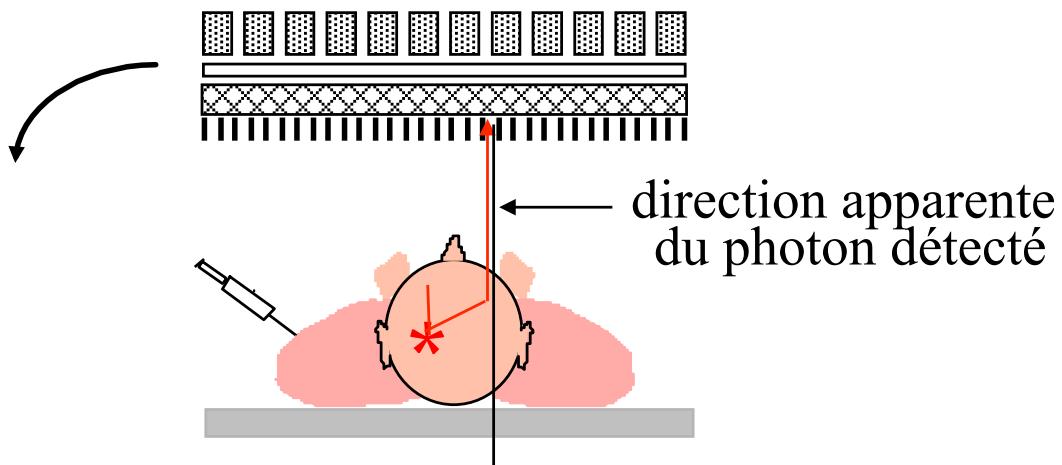
Pourquoi ?

Evénements (non) détectés en SPECT



photons primaires

- ⇒ bien localisés sur la ligne de projection
- ⇒ information utile



photons atténués

- ⇒ perte d'information

photons diffusés

- ⇒ localisation erronée
- ⇒ diminution du contraste des images
- ⇒ biais quantitatif

Obstacles à la quantification

- Obstacles intrinsèques

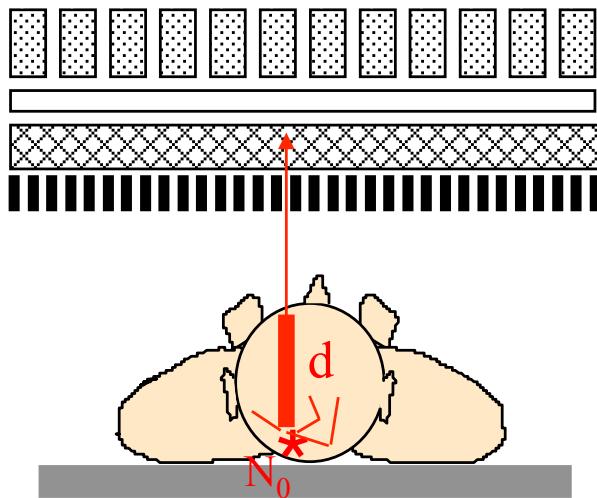
- interactions rayonnement matière
 - ⇒ atténuation
 - ⇒ diffusion Compton
- limites du dispositif d'imagerie
 - ⇒ résolution spatiale limitée et non stationnaire
 - ⇒ bruit de mesure
 - ⇒ reconstruction tomographique

- Obstacles potentiels

- mouvements du patient
 - ⇒ physiologiques : battements cardiaques, respiration
 - ⇒ fortuits car examens relativement longs
- défauts du détecteur
 - ⇒ uniformité
 - ⇒ temps mort
 - ⇒ stabilité mécanique

Atténuation en SPECT

$$N = N_0 \exp \int_0^d -\mu(l) dl$$



- Dépend du lieu d'émission sur la ligne de projection
 - Dépend de la densité du milieu atténuant

épaisseur d'atténuation moitié à 140 keV

	poumons	$\mu = 0,04 \text{ cm}^{-1}$
	tissus mous	$\mu = 0,15 \text{ cm}^{-1}$
	os cortical	$\mu = 0,30 \text{ cm}^{-1}$

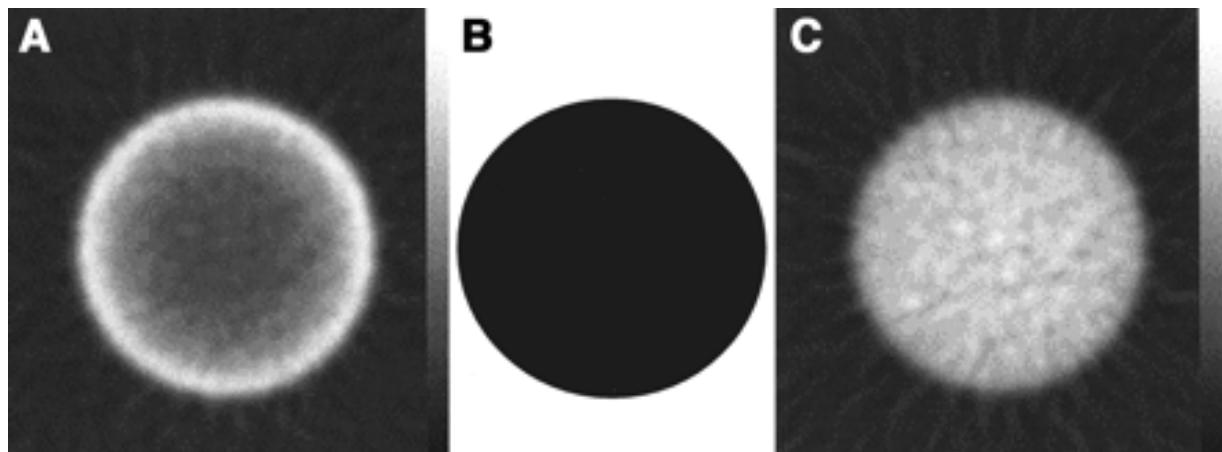
0 18 cm

- Dépend de l'énergie des photons γ car μ en dépend
épaisseur d'atténuation moitié dans l'eau

Tc-99m (140 keV) EAM = 4,8 cm
 Tl-201 (70 keV) EAM = 3,6 cm
 0 5 cm

Conséquences de l'atténuation en SPECT

Coupe reconstruite à travers un cylindre uniforme



A : image affectée par l'atténuation

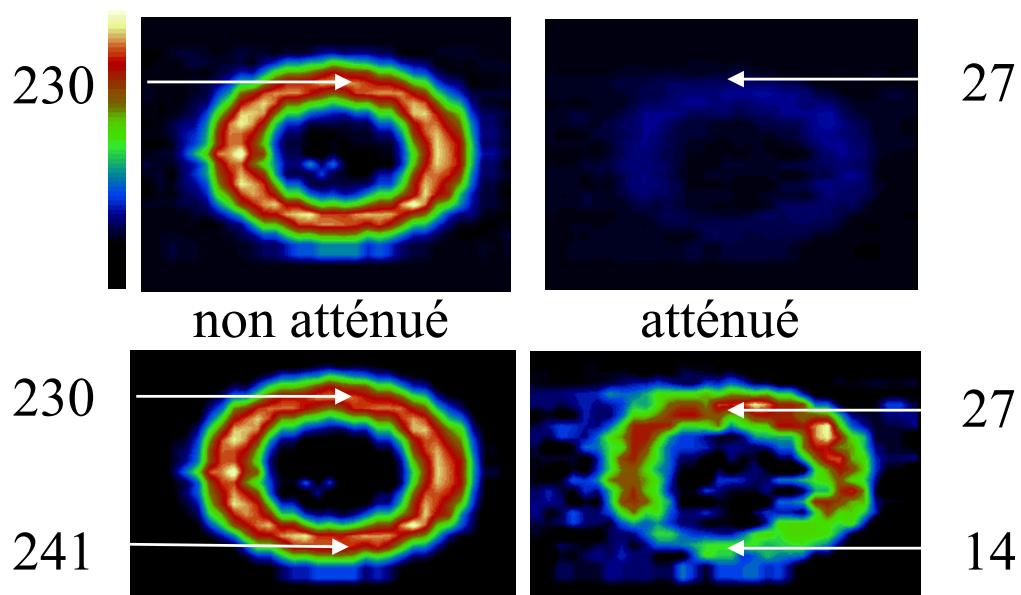
B : carte d'atténuation

C : image après correction de l'atténuation

Zaidi and Hasegawa J Nucl Med 2003

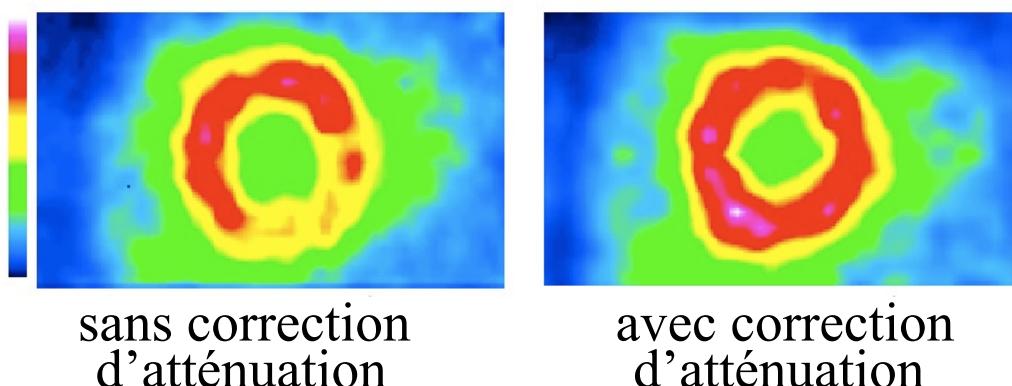
Conséquences de l'atténuation en SPECT

- Perte d'un grand nombre de photons
⇒ diminution du rapport signal-sur-bruit
- Quantification erronée



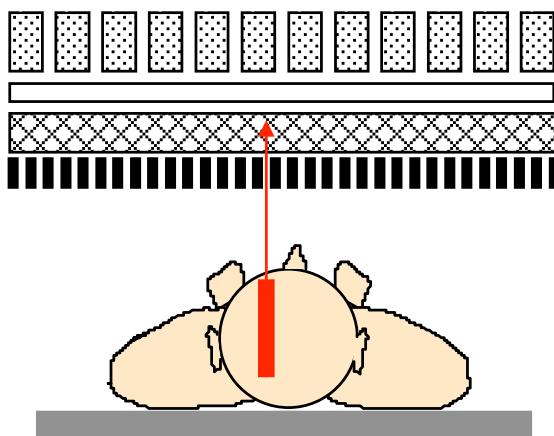
- Atténuation inégale suivant la profondeur
⇒ nuisible à la détection de lésions profondes
⇒ artefacts de la paroi inférieure en imagerie cardiaque

Tl-201 SPECT



Correction d'atténuation en SPECT : problème

- Atténuation dépendante de la position du lieu d'émission sur la ligne de projection

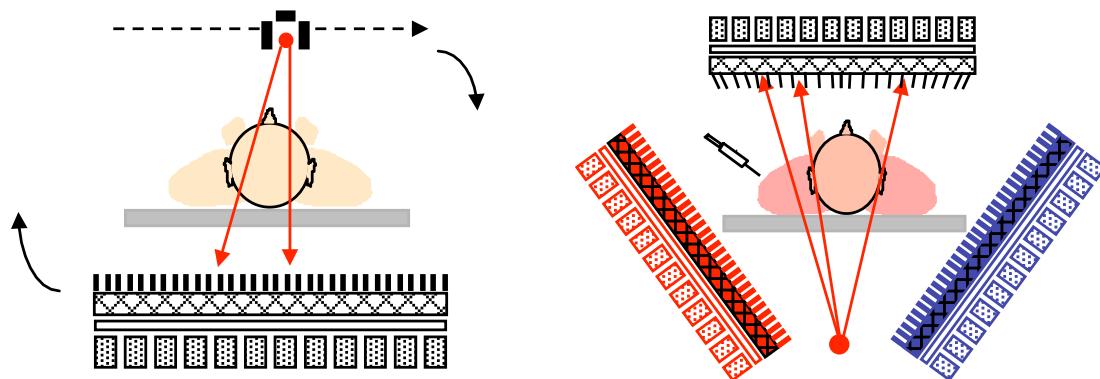


- ⇒ nécessité de connaître distribution d'activité et et distribution d'atténuation
- ⇒ pas de solution théorique générale

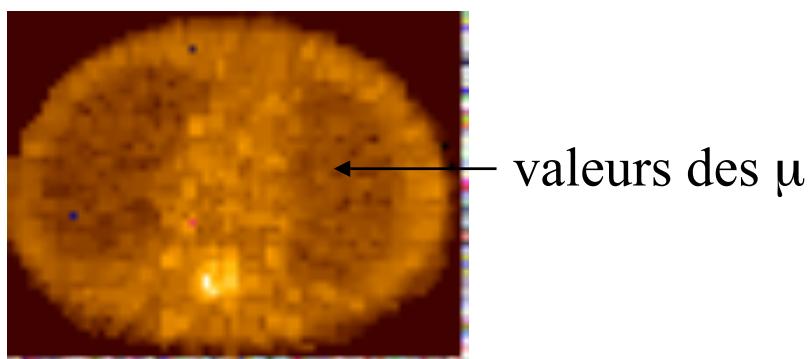
Plusieurs solutions pratiques à connaître

Correction d'atténuation en SPECT : préalable

- Mesure de la densité du milieu atténuant
 - au moyen de dispositifs de transmission



⇒ reconstruction de la cartographie d'atténuation



- au moyen d'un tomodensitomètre

⇒ mise à l'échelle des coefficients de transmission car ils dépendent de l'énergie

$\mu_{E2}(\text{milieu } i) = \mu_{E1}(\text{milieu } i) \cdot [\mu_{E2}(\text{eau}) / \mu_{E1}(\text{eau})]$
ou plus sophistiqué si mesure tomodensitométrique

⇒ correction d'atténuation

Une solution ? Les systèmes bimodaux SPECT/CT



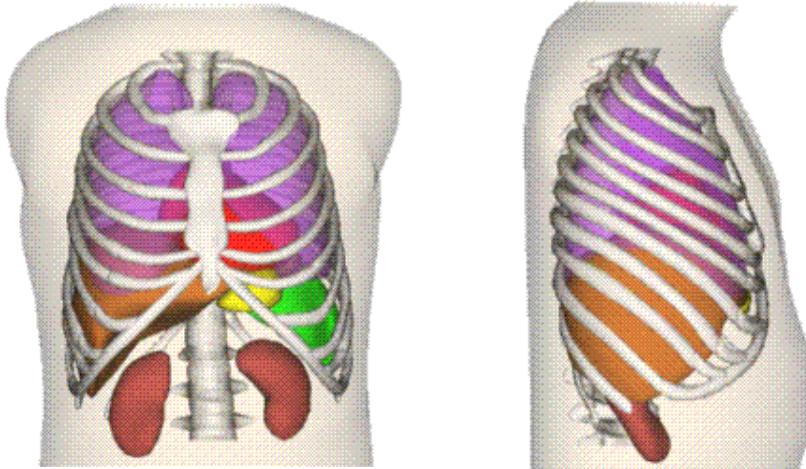
cartographie des coefficients d'atténuation μ dérivée du CT
 $HU = 1000 * (\mu_{tissu} - \mu_{eau}) / \mu_{eau}$

mais...

l'utilisation de la carte des dérivée du CT n'est pas sans poser d'autres problèmes

Utilisation du CT pour la correction d'atténuation

Problème du flou respiratoire :



- CT acquis « instantanément » : pas de flou respiratoire : les images correspondent à une position fixe des organes (notamment les poumons) pendant le cycle respiratoire (ou inspiration forcée ou expiration forcée)
- SPECT acquis sur une longue durée : les images correspondent à la position moyenne des organes pendant le cycle respiratoire
- Les frontières des organes ne sont pas superposables : artefacts potentiels aux interfaces entre milieux de densités très différentes (poumons tissus mous par exemple).

Correction d'atténuation en SPECT : méthodes

- Avant la reconstruction tomographique (pré-correction)
 - multiplication des projections (ou sinogrammes) acquises par des facteurs de correction approximatifs $C(i,\theta)$

Exemple : moyenne géométrique

- Après la reconstruction tomographique (post-correction)
 - multiplication des images reconstruites par des facteurs de correction approximatifs

Exemple : méthode de Chang

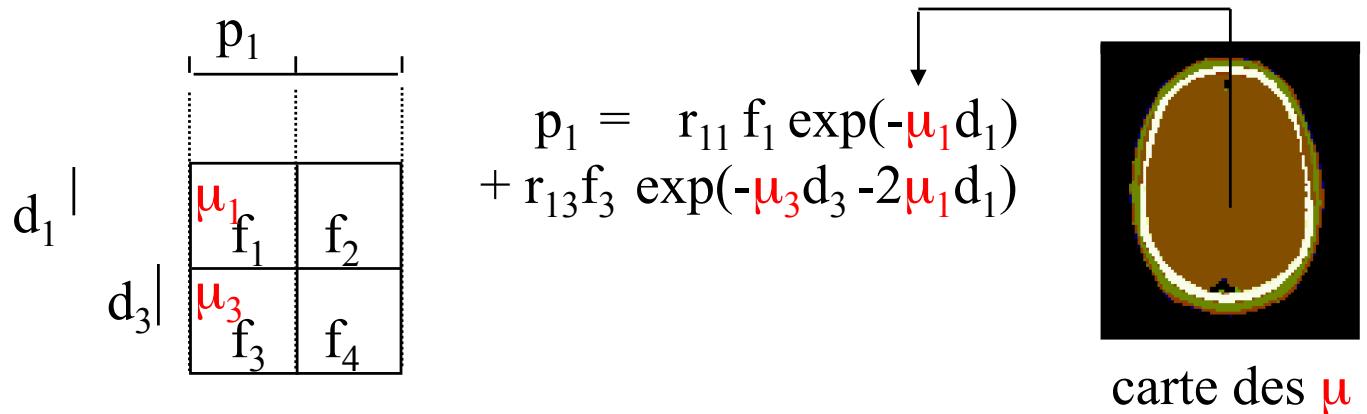
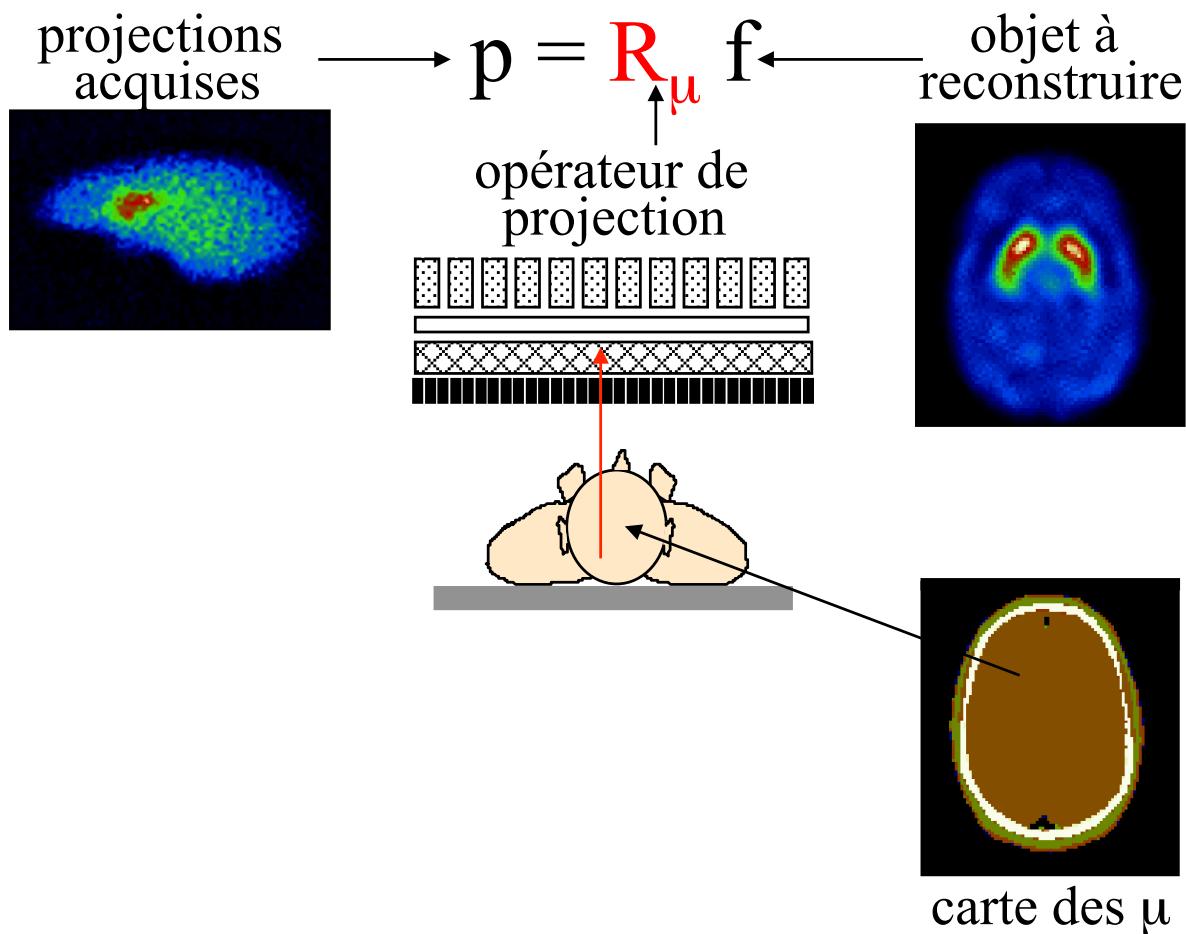
- Itération d'une pré ou post-correction

Exemple : Chang itératif

- Pendant la reconstruction tomographique
 - modélisation de l'atténuation pendant le processus de reconstruction itératif

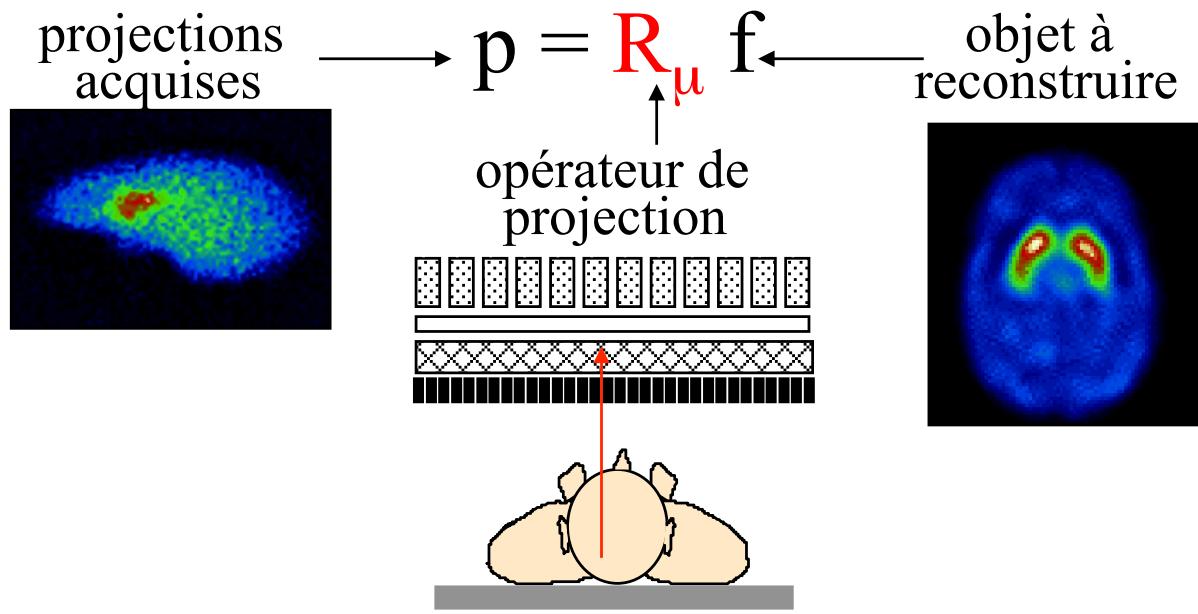
Exemple : avec une reconstruction MLEM ou OSEM

Modélisation de l'atténuation



Correction d'atténuation pendant la reconstruction

- Reconstruction itérative avec modélisation de l'atténuation dans le projecteur

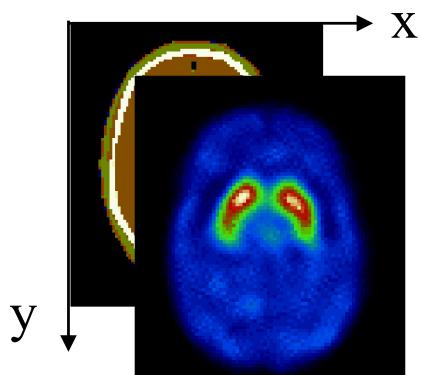


- Adapté à tous les algorithmes de reconstruction itérative :
 - ML-EM
 - OSEM
 - Gradient conjugué

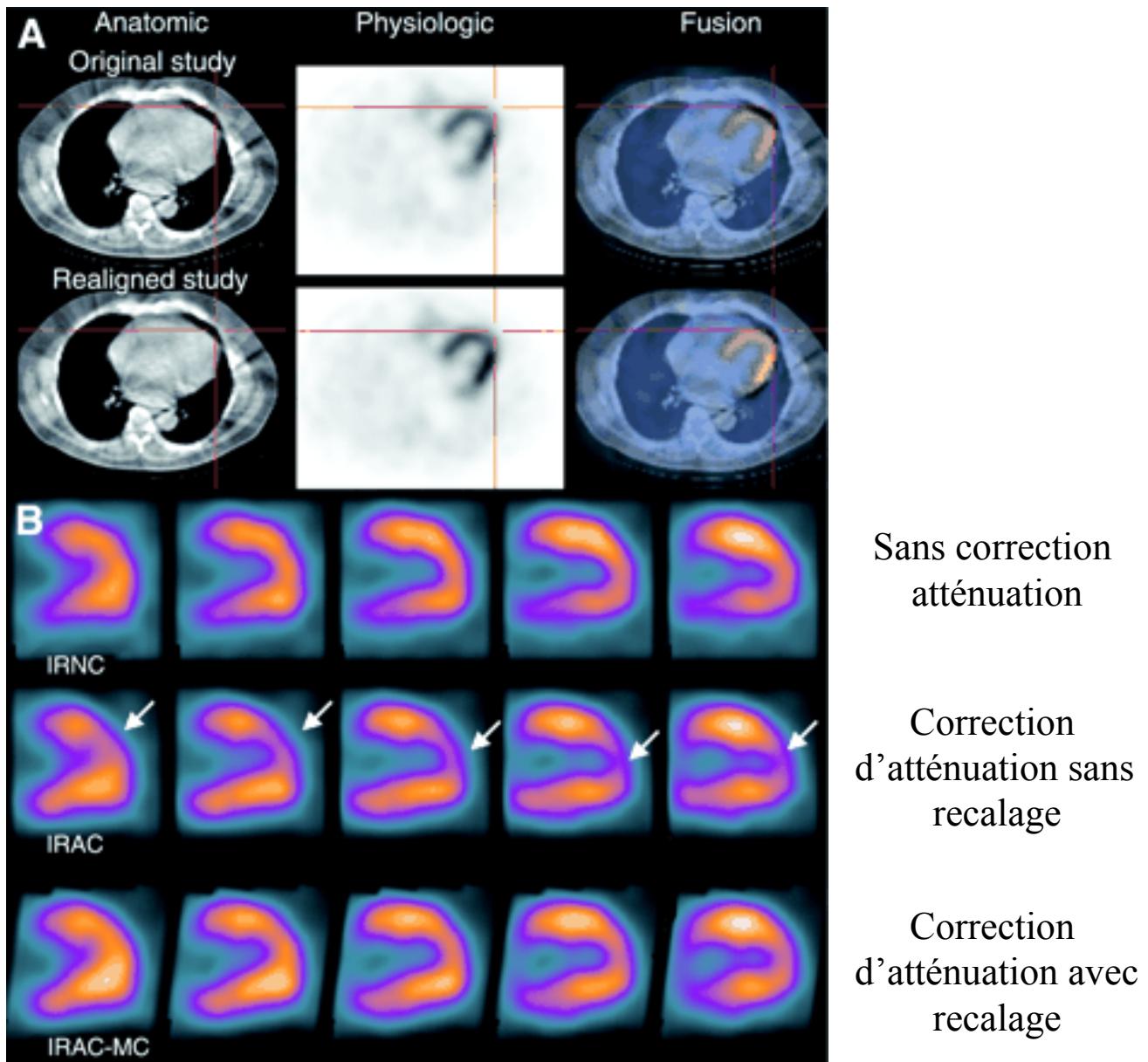
- Approche générale
- Problèmes de convergence et régularisation

Problèmes pratiques

- Alignement des examens en émission et en transmission



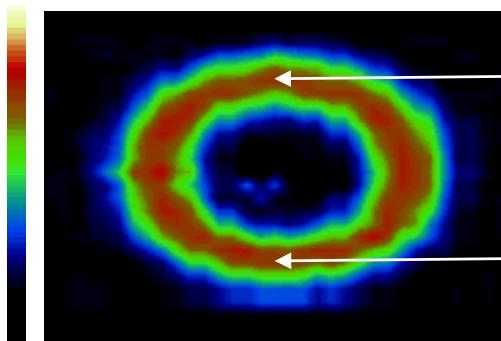
Problèmes de mise en correspondance



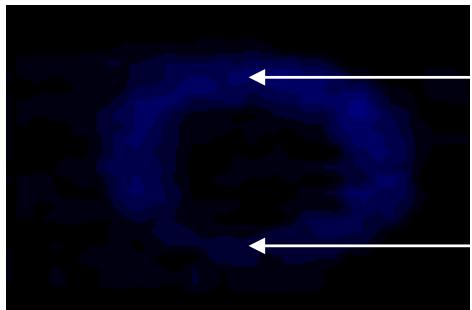
Fricke et al J Nucl Med 2004

Illustration

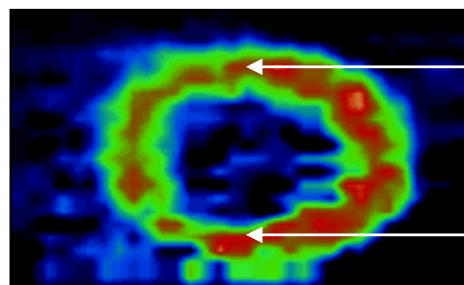
Coupe ventriculaire gauche petit axe



non atténué
 $A_{ant}/A_{inf}=1$



29



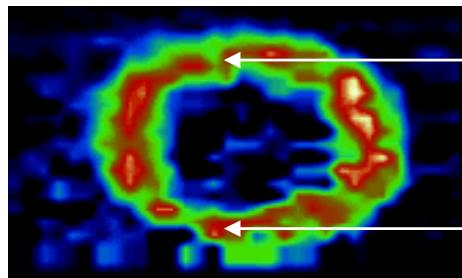
239

14

216

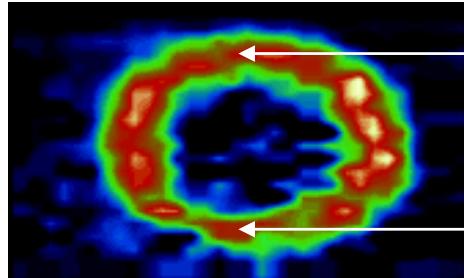
atténué
 $A_{ant}/A_{inf}=2,1$

correction de Chang
 $A_{ant}/A_{inf}=1,1$



226

201



251

237

Chang itératif

$A_{ant}/A_{inf}=1,1$

correction lors de la
reconstruction
 $A_{ant}/A_{inf}=1,1$

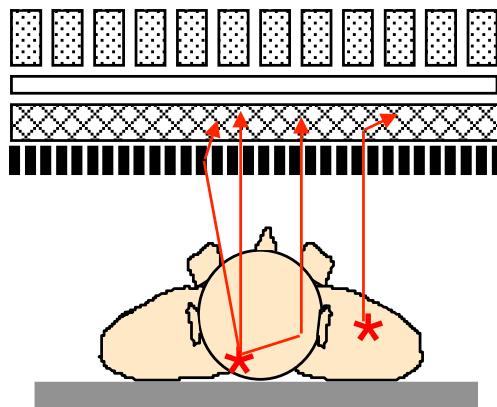
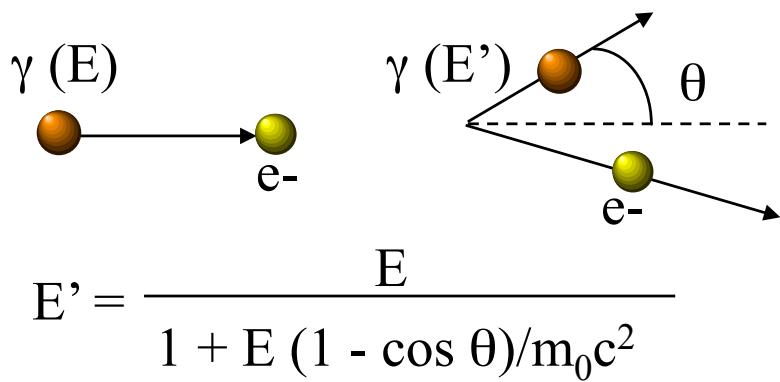
Correction d'atténuation en SPECT : synthèse

- Dispositifs d'acquisition en transmission associés aux gamma-caméras, et surtout SPECT/CT

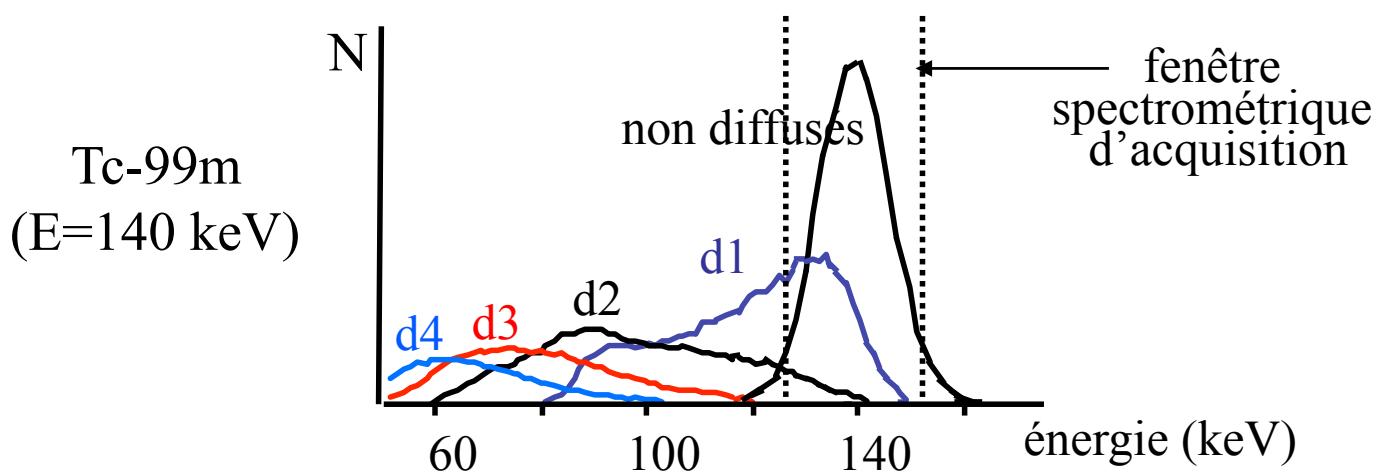


- Nécessaire reconstruction de la cartographie 3D des coefficients d'atténuation μ
- Connaissant la cartographie des μ , pas de solution théoriquement exacte, mais nombreuses approches de corrections
- Utiles
 - ⇒ qualitativement : e.g., correction de l'artefact de la paroi inférieure en imagerie cardiaque
 - ⇒ quantitativement : indispensable à la quantification absolue de l'activité
- Pratique de routine
 - pas de méthode systématiquement mise en œuvre
 - méthodes les plus utilisées le cas échéant :
 - ⇒ modélisation de l'atténuation dans OSEM

Diffusion Compton en SPECT

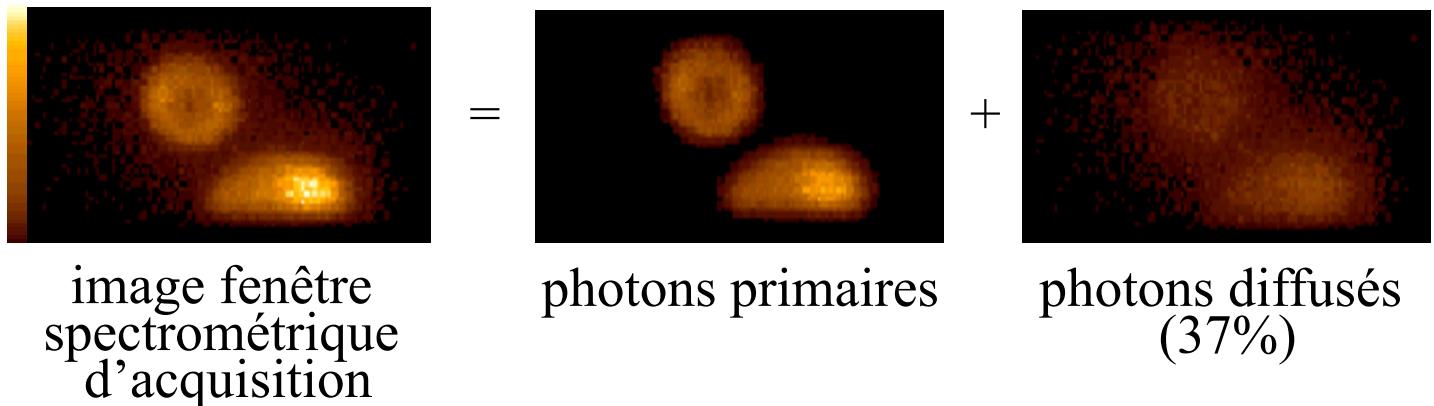


- ⇒ photons mal localisés
- ⇒ photons ayant perdu de l'énergie

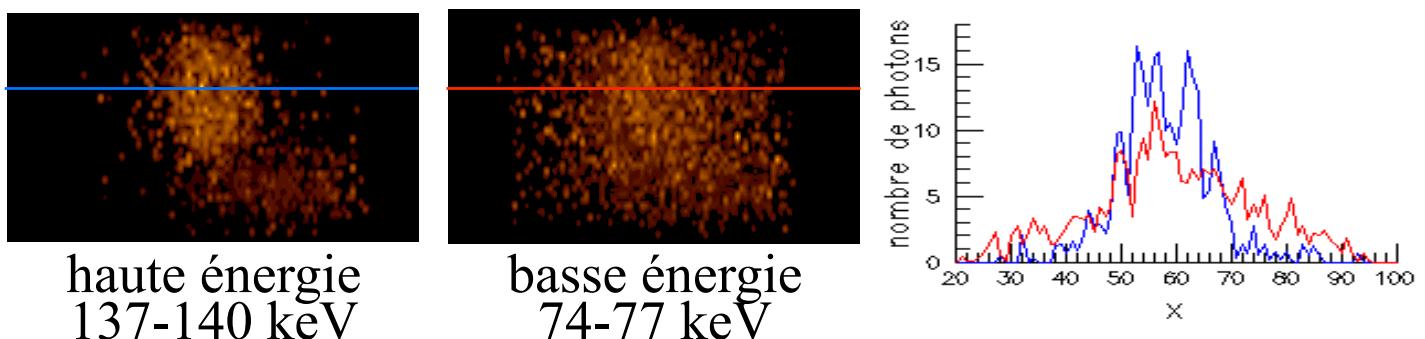


Conséquences de la diffusion en SPECT

- Photons mal positionnés
 - ⇒ flou
 - ⇒ diminution du contraste dans les images
 - ⇒ biais quantitatifs

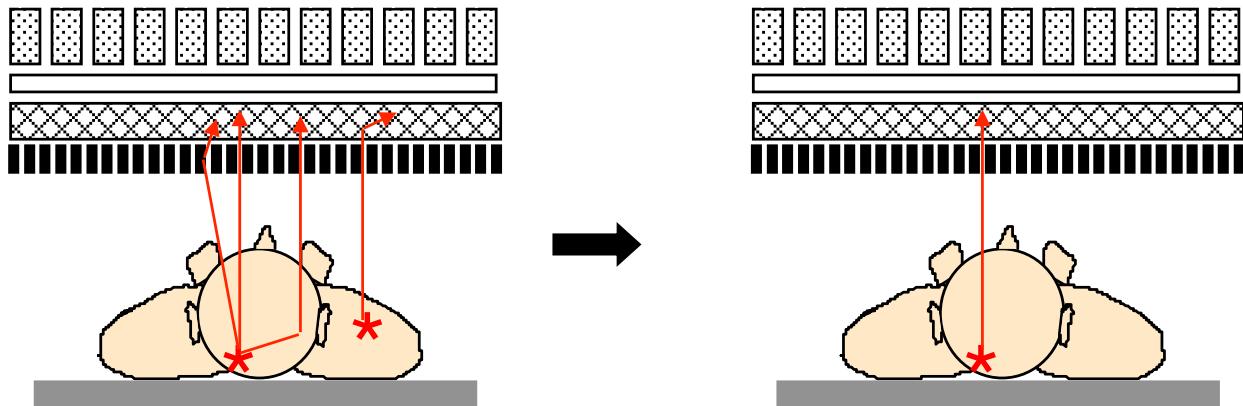


- Interaction dominante dans les tissus mous
- Accroissement de la section efficace quand l'énergie diminue
- Phénomène dépendant du milieu diffusant
- Perte d'énergie d'autant plus grande que l'angle de diffusion est élevé



Correction de diffusion en SPECT : stratégies

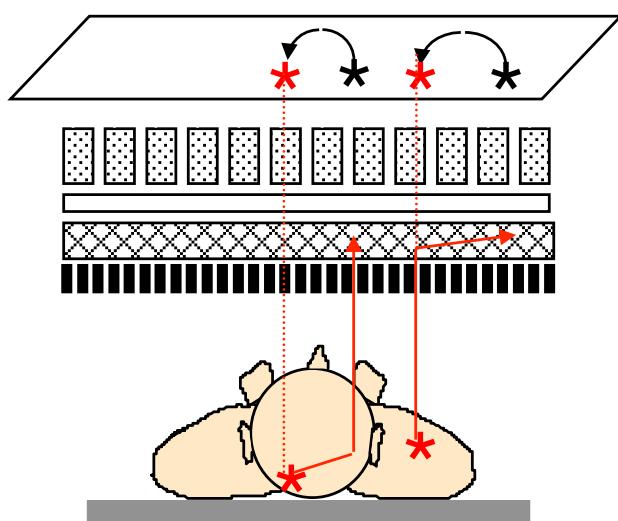
- Deux stratégies
 - élimination des photons diffusés



à l'acquisition ou par soustraction

- ⇒ perte de sensibilité
- ⇒ augmentation du bruit

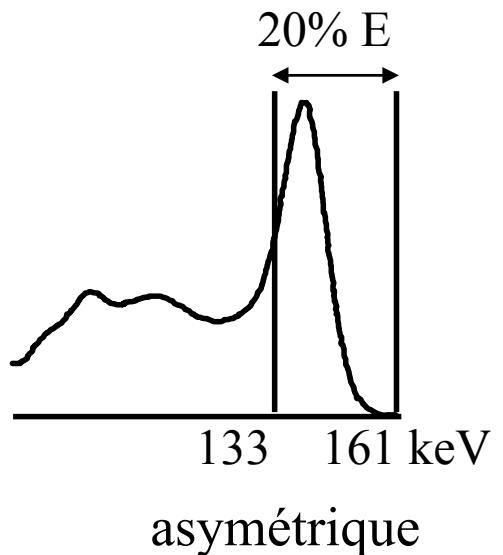
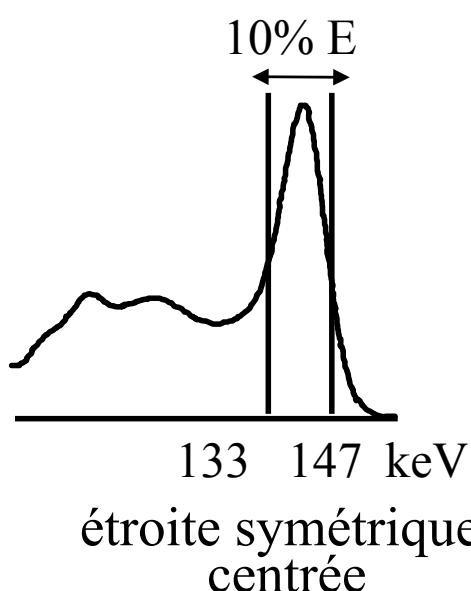
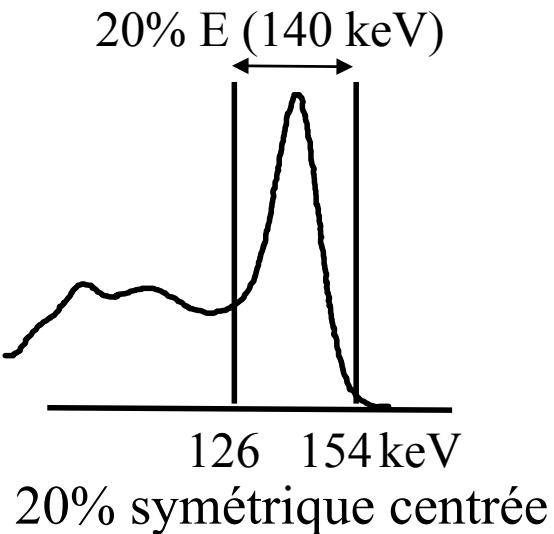
- repositionnement des photons diffusés



- Plus de 30 méthodes ont été proposées !

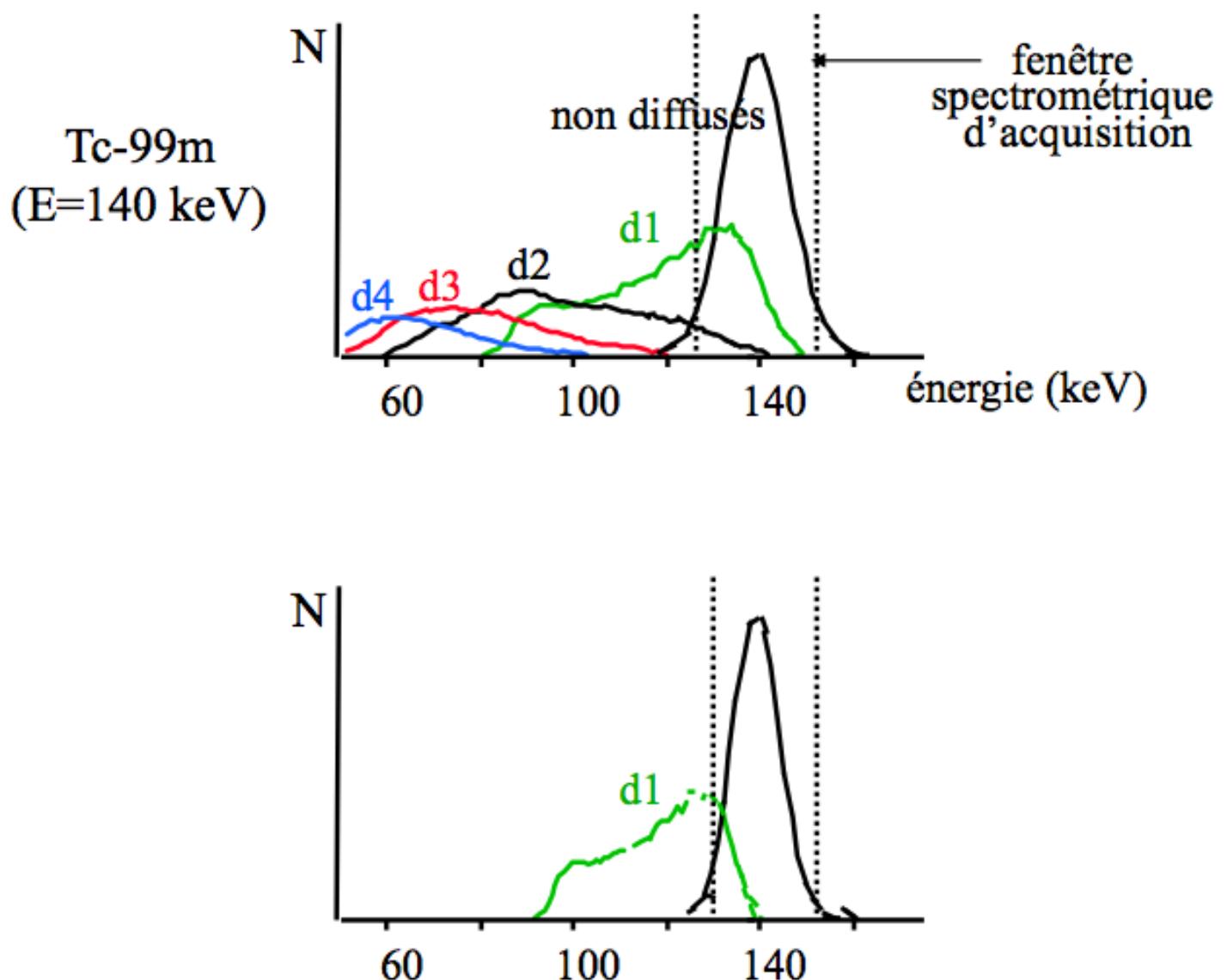
Réduction des photons diffusés à l'acquisition

- Par fenêtrage spectrométrique : 3 types de fenêtres



- ⇒ simple
- ⇒ perte de sensibilité
- ⇒ élimination incomplète
- ⇒ pas de fenêtre optimale
- ⇒ fenêtres asymétriques sensibles aux instabilités spectrométriques

Importance de la résolution en énergie



Elimination des photons diffusés par soustraction

- Hypothèse

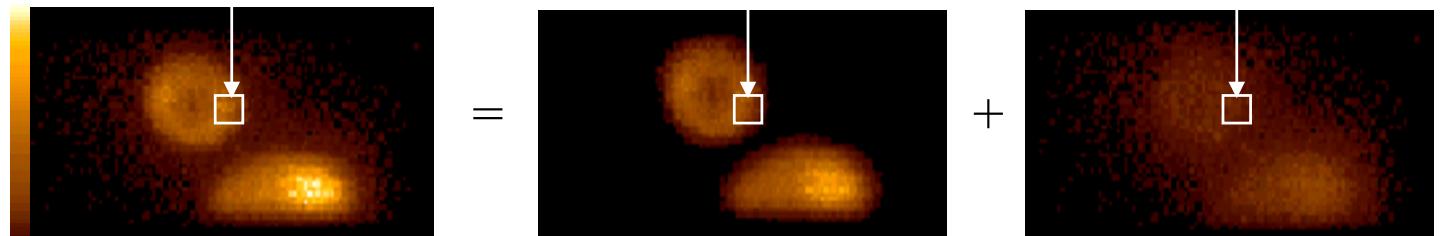
$$I_{20\%}(i) = P(i) + D(i)$$


image fenêtre spectrométrique d'acquisition

photons primaires

photons diffusés

- Principe

- estimation de $D(i)$ par $\hat{D}(i)$
⇒ plusieurs méthodes
e.g., soustraction de Jaszczak
triple fenêtre en énergie
analyse spectrale

- soustraction, pour chaque projection

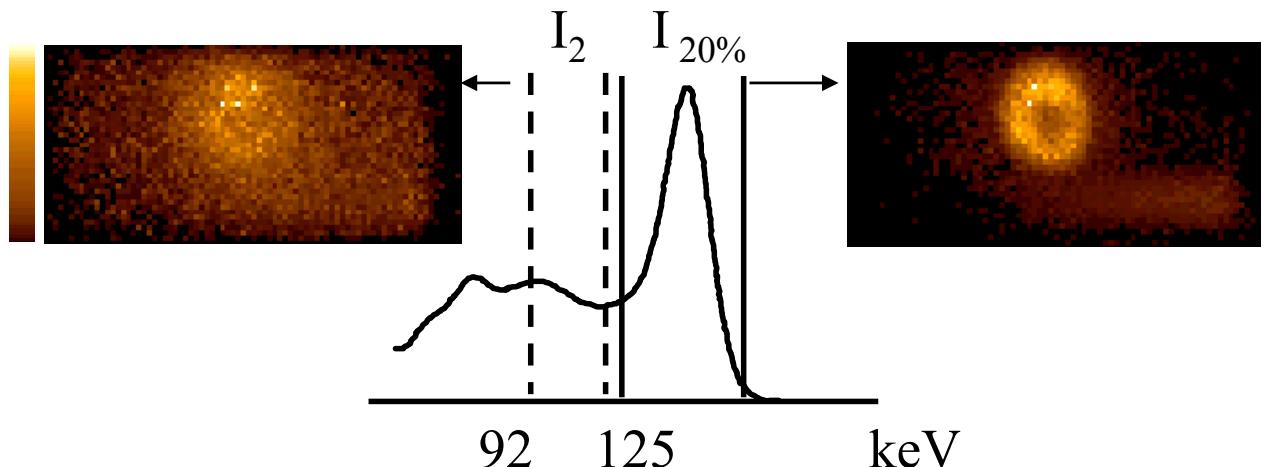
$$\hat{P}(i) = I_{20\%}(i) - \hat{D}(i)$$

- reconstruction à partir des projections corrigées

Soustraction de Jaszczak

- Hypothèse

$$\hat{D}(i) = k \cdot I_2(i)$$

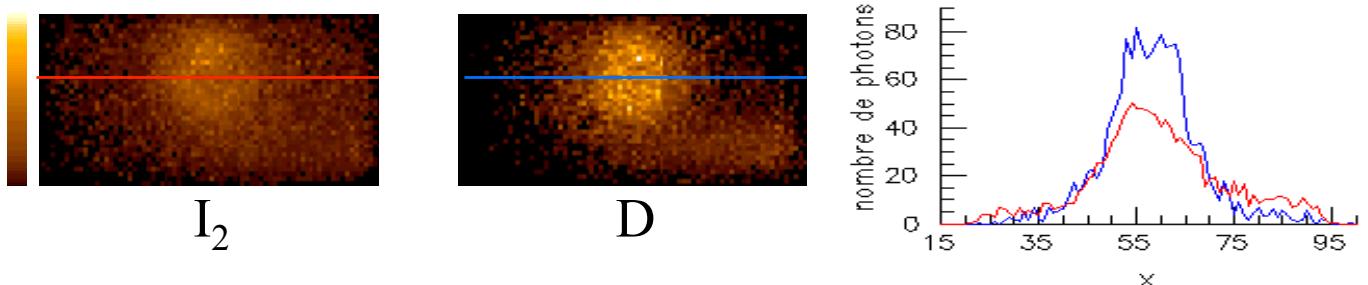


- Correction

$$D = I_2 - k I_2$$

- ⇒ simple à mettre en œuvre
- ⇒ néglige la dépendance entre angle de déviation θ et énergie perdue

$$E' = \frac{E}{1 + E (1 - \cos \theta)/m_0 c^2}$$

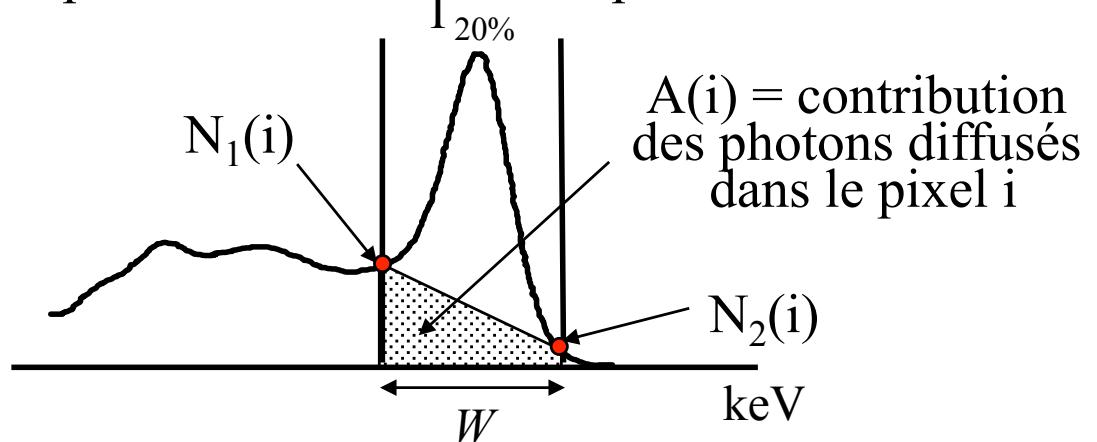


- ⇒ surcorrection loin des sources
- ⇒ sous-correction à proximité

Méthode des 3 fenêtres en énergie (TEW)

- Hypothèse de Triple Energy Window (TEW)

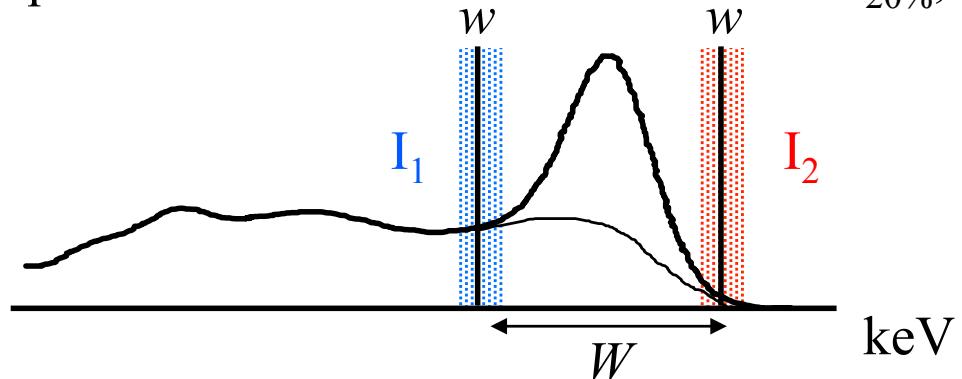
spectre des photons détectés dans le pixel i :



$$A(i) = W [N_1(i) + N_2(i)] / 2$$

- Correction

- acquisition des données dans 3 fenêtres $I_{20\%}$, I_1 et I_2



- estimation de $\hat{D}(i)$ pour chaque pixel i :

$$\hat{D}(i) = W [I_1(i) + I_2(i)] / 2w$$

- estimation de P^\wedge

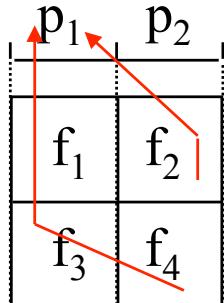
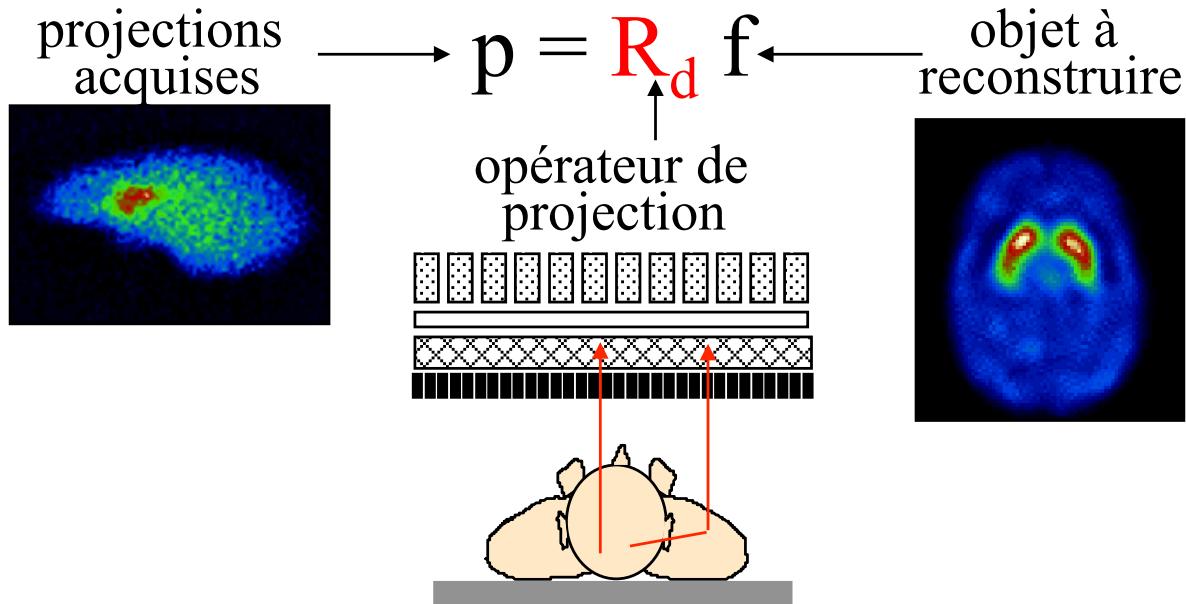
$$P(i) = \hat{I}_{20\%}(i) - \hat{D}(i)$$

⇒ simple à mettre en œuvre

⇒ sensible au bruit et à la stabilité de l'électronique

Repositionnement des photons diffusés

- Modélisation de la diffusion dans le projecteur



sans modélisation de la diffusion :

$$p_1 = r_{11} f_1 + r_{13} f_3$$

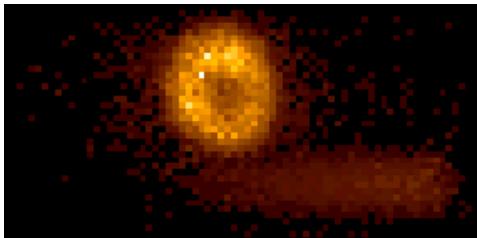
avec modélisation de la diffusion :

$$p_1 = r_{11} f_1 + r_{12} f_2 + r_{13} f_3 + r_{14} f_4$$

- modélisation analytique approximative
- modélisation Monte Carlo

- Reconstruction itérative avec modélisation de la diffusion dans le projecteur
 - ⇒ approche très générale adaptée à tous les algorithmes de reconstruction itérative
 - ⇒ formulation difficile d'un modèle adaptatif
 - ⇒ coûteux en espace mémoire et en temps calcul

Illustration



primaires

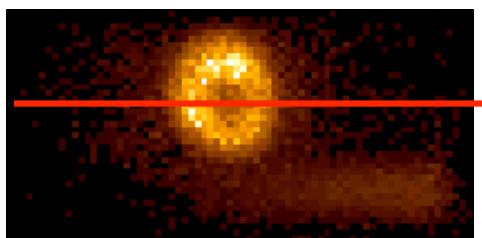


image 20% : 126-154 keV

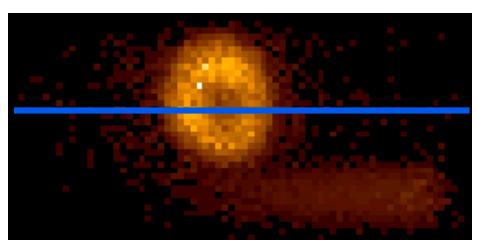
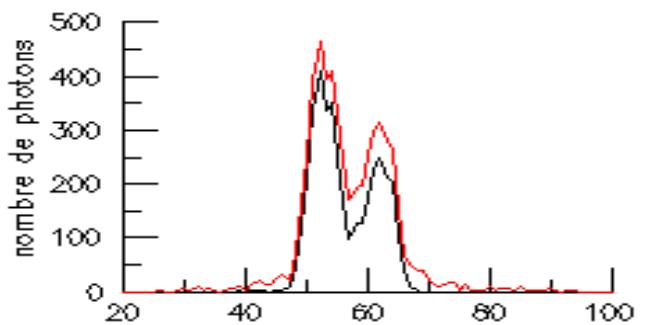


image 133-161 keV

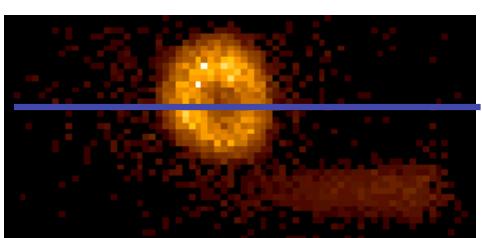
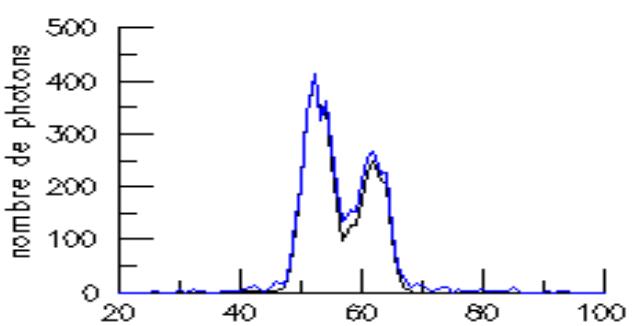
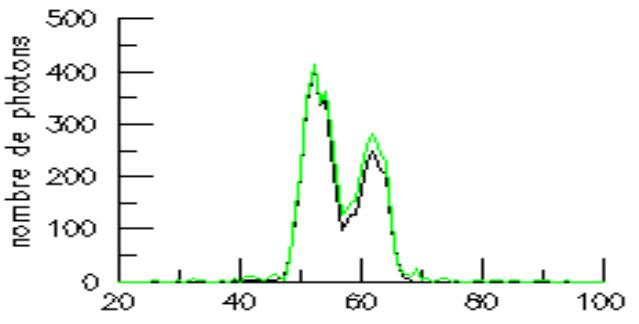
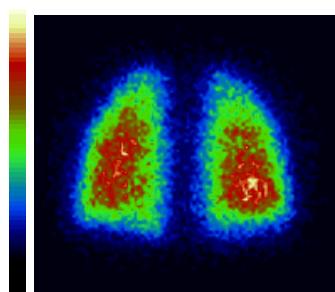


image Jaszcak

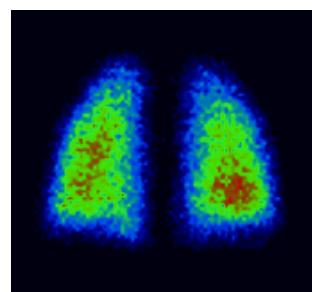


Correction de diffusion en SPECT : synthèse

- Correction indispensable pour une quantification non biaisée
 - activité apparente dans des régions dénuées d'activité
 - surestimation de l'activité de 30% ou plus sans correction de la diffusion
- Pas de solution exacte mais de nombreuses approches de correction
- Pas de correction de la diffusion systématique
- Pas de méthode “standard”
 - fenêtrage 20%
 - soustraction de Jaszczak ou TEW les plus fréquemment utilisées
- Modification sensible de l'aspect des images corrigées du fait de l'augmentation du bruit : les images les plus justes ne sont pas forcément les images les plus plaisantes à l'oeil



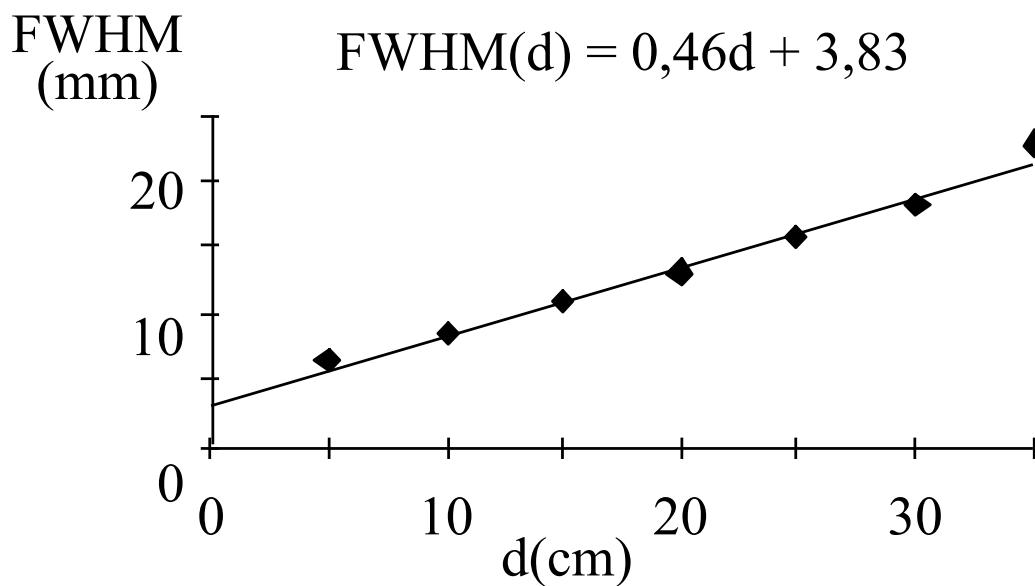
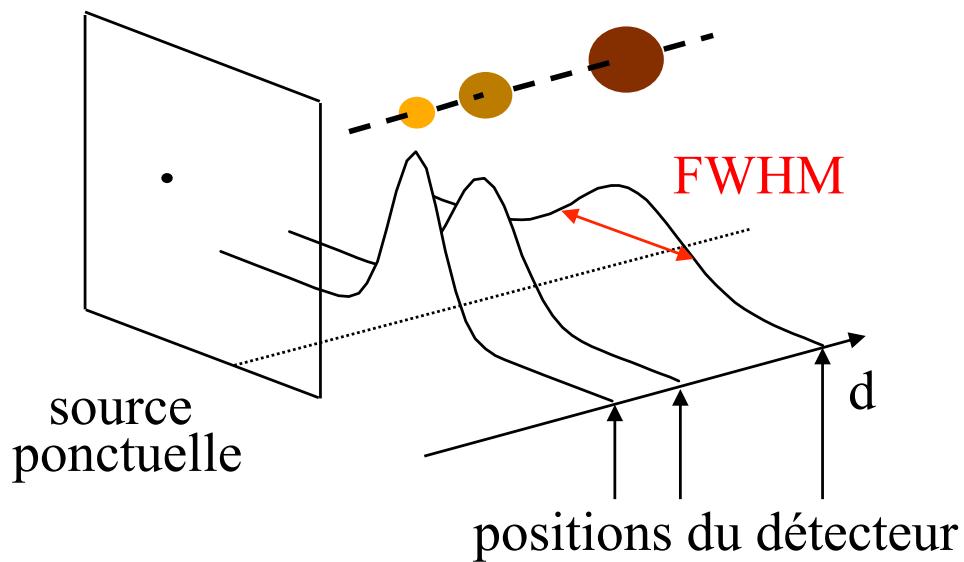
non corrigée



corrigée

⇒ apprentissage nécessaire pour l'interprétation des images corrigées

Résolution spatiale non stationnaire en SPECT

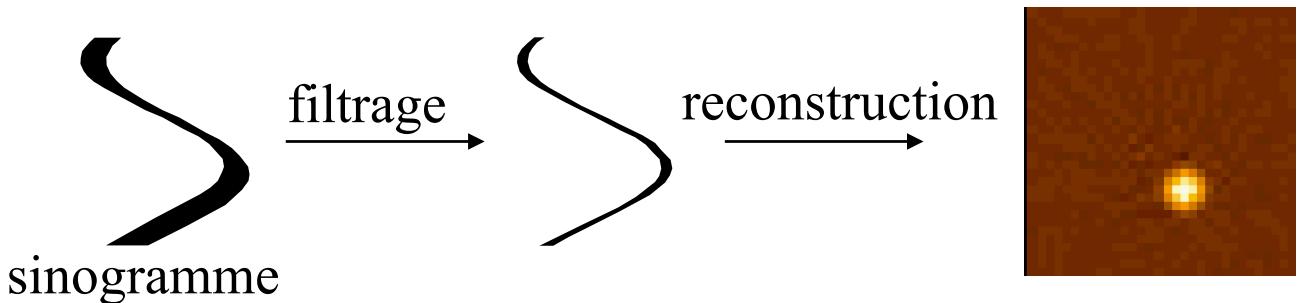


Picker PRISM 3000, colli // BE

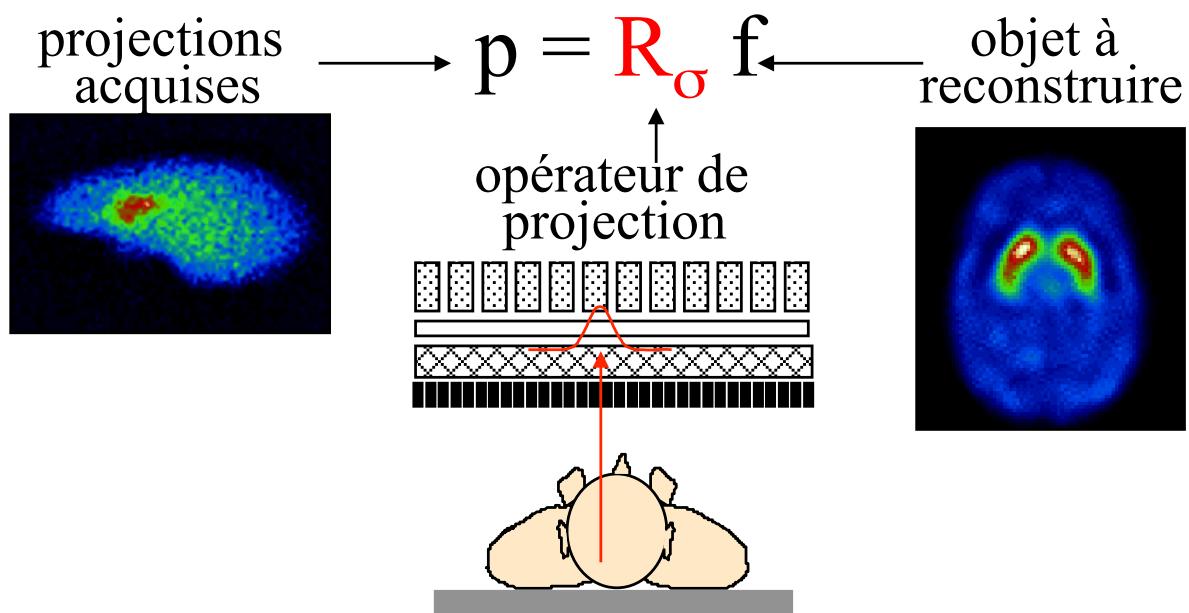
- ⇒ distorsions dans les images tomographiques reconstruites
- ⇒ résolution spatiale non stationnaire dans les images tomographiques reconstruites

Correction de résolution spatiale en SPECT : stratégie

- Mesure de la fonction $\text{FWHM} = f(d)$ du dispositif d'imagerie
- Deux stratégies de correction
 - filtrage non stationnaire des projections avant reconstruction

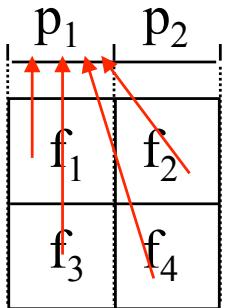
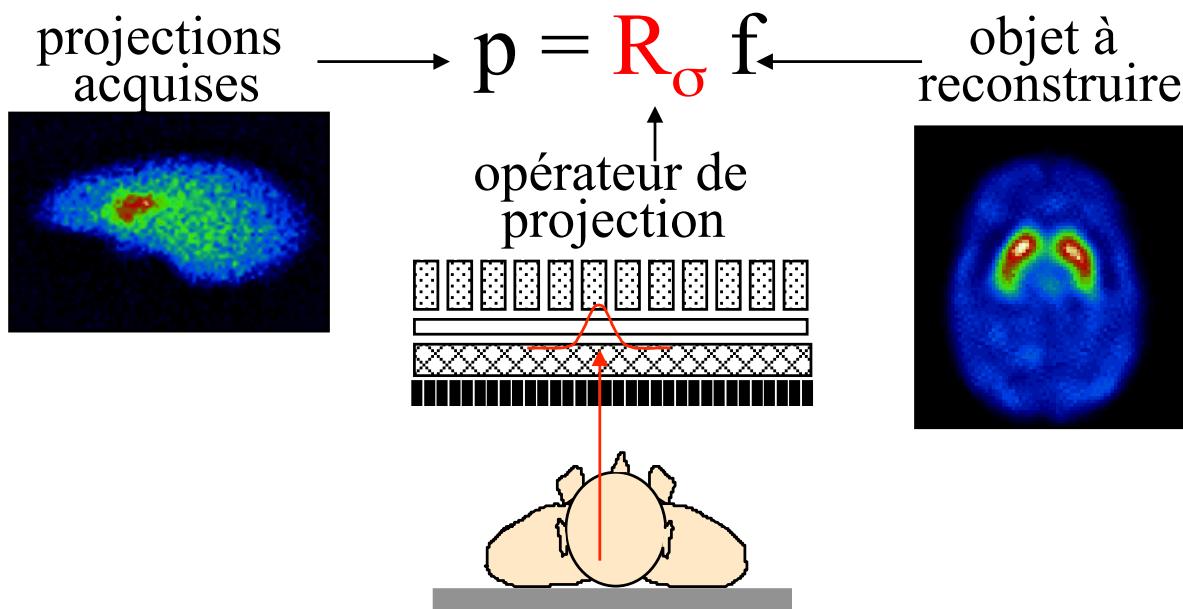


- modélisation de la fonction de réponse non stationnaire dans le projecteur utilisé pour la reconstruction tomographique



Modélisation lors de la reconstruction

- Modélisation de la fonction de réponse du détecteur dans le projecteur



sans modélisation de la fonction de réponse de la caméra :

$$p_1 = r_{11} f_1 + r_{13} f_3$$

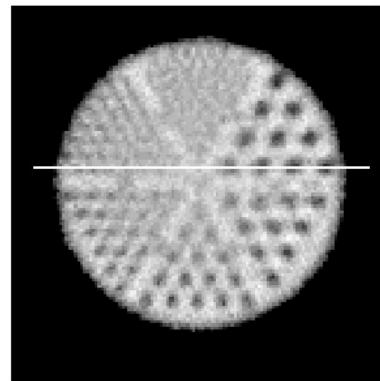
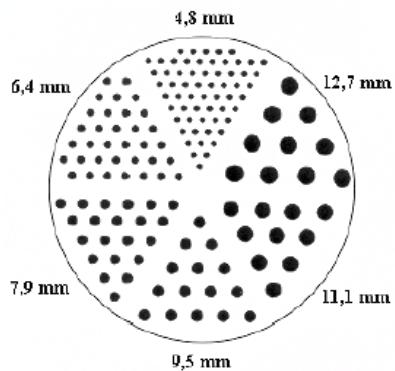
avec modélisation :

$$p_1 = r_{11} f_1 + r_{12} \mathbf{f}_2 + r_{13} f_3 + r_{14} \mathbf{f}_4$$

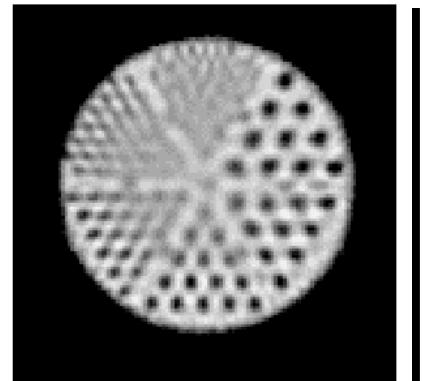
- modélisation analytique exacte possible

- Reconstruction itérative avec modélisation de la fonction de réponse dans le projecteur
 - ⇒ approche très générale adaptée à tous les algorithmes de reconstruction itérative
 - ⇒ calibration de FWHM(d)
 - ⇒ convergence modifiée

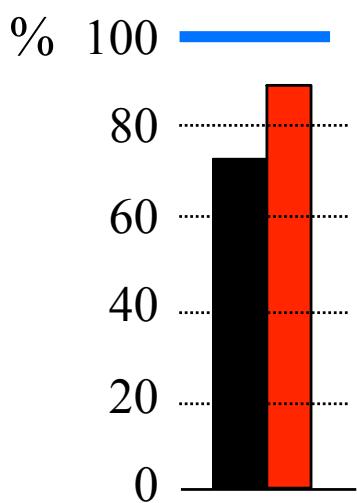
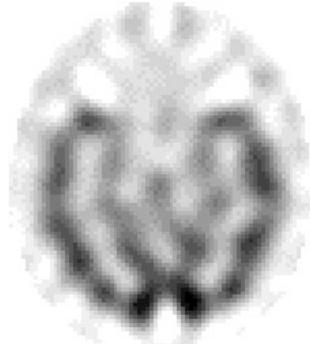
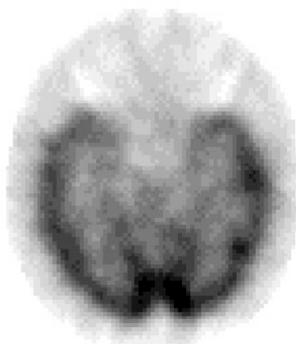
Illustration



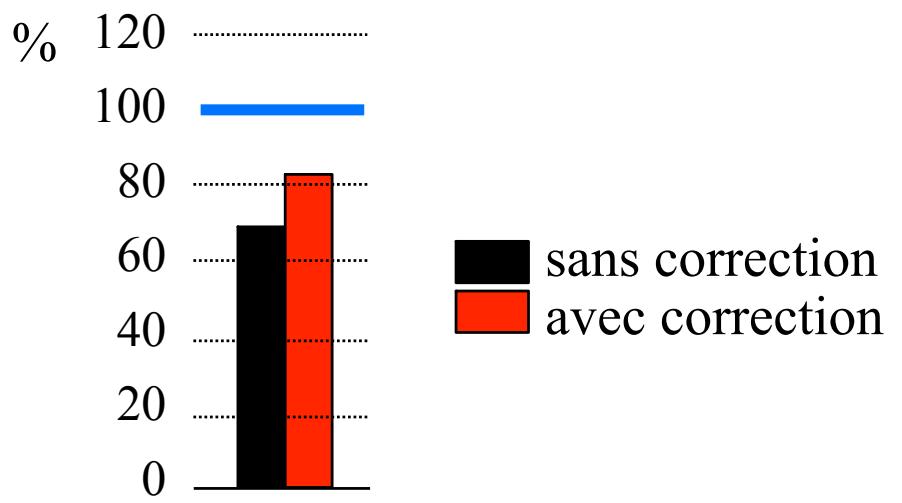
sans correction



avec correction



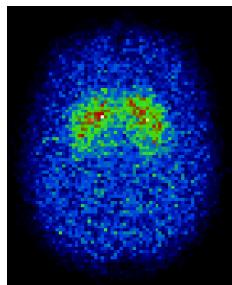
contraste entre paroi ventriculaire gauche (VG) et cavité VG (froide)



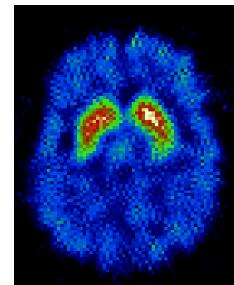
restauration d'activité dans la paroi VG (1 cm)

Correction de résolution spatiale en SPECT : synthèse

- Correction indispensable pour :
 - une meilleure résolution spatiale dans les images reconstruites
 - une amélioration du contraste dans les images reconstruites
 - une réduction des biais quantitatifs (réduction de l'effet de volume partiel)



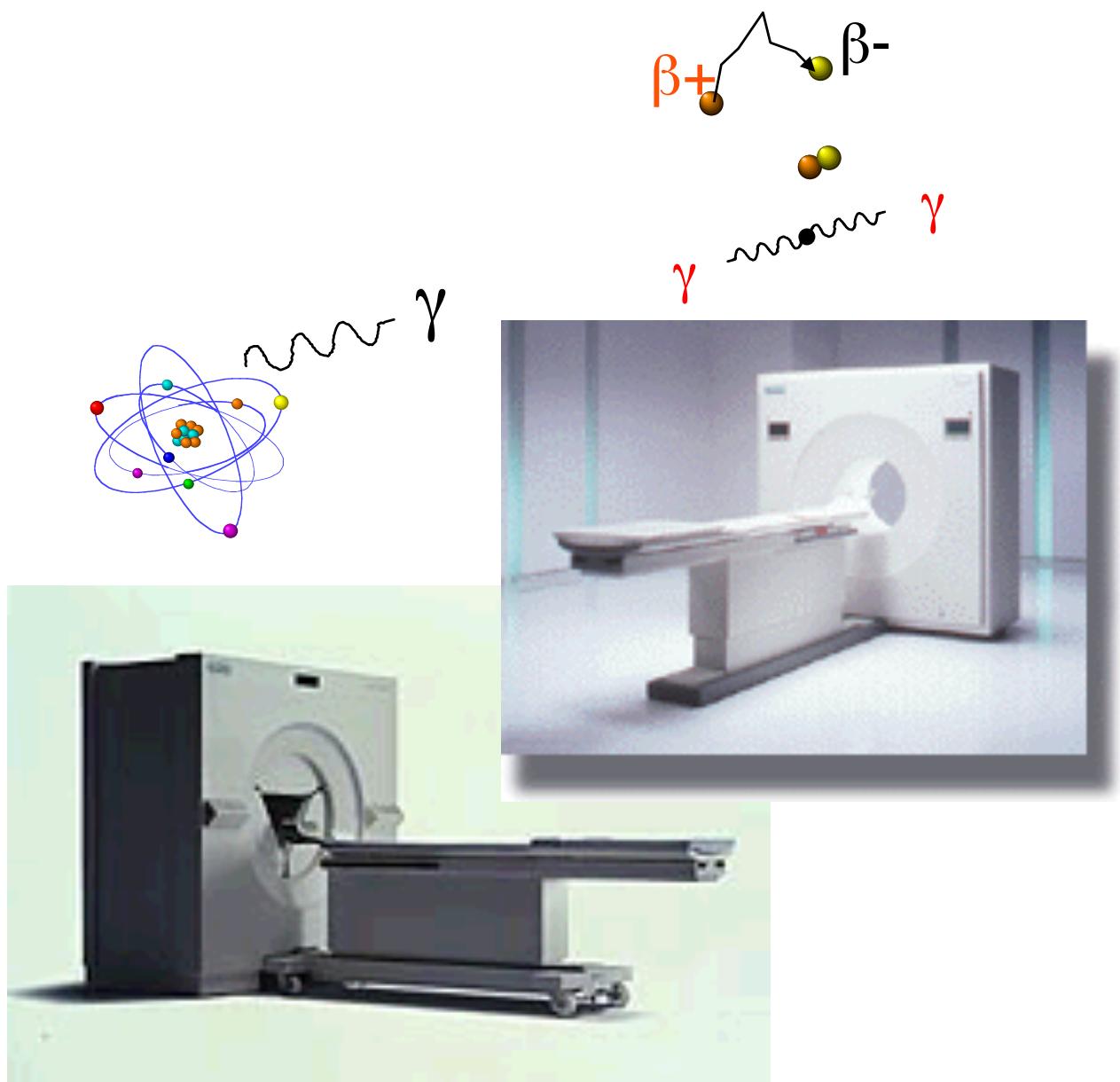
sans correction



avec correction

- Pas de correction systématiquement appliquée en routine
- Deux méthodes “classiques” de correction
 - filtrage non stationnaire des projections
 - modélisation lors de la reconstruction tomographique
- Pas de consensus quant à la meilleure méthode de correction

Problèmes communs au SPECT et au PET



- Effet de volume partiel
- Mouvement respiratoire

A suivre ...

La tomographie par émission de positons

