

---

# Quantification en Tomographie d'Emission Monophotonique (SPECT)

Irène Buvat  
U678 INSERM  
Paris

<http://www.guillemet.org/irene>  
[buvat@imed.jussieu.fr](mailto:buvat@imed.jussieu.fr)

Janvier 2005

# Plan du cours

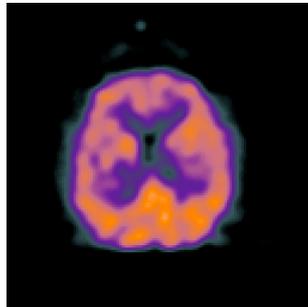
---

- Introduction
  - Quantification en tomographie d'émission : définition et enjeux
  - Phénomènes biaisant la quantification
- Quantification en SPECT
  - Atténuation
    - Problème
    - Méthodes de correction
  - Diffusion
    - Problème
    - Méthodes de correction
  - Résolution spatiale non stationnaire
    - Problème
    - Méthodes de correction
  - Effet de volume partiel
    - Problème
    - Méthodes de correction
  - Mouvement
  - Reconstruction tomographique
  - Etalonnage
- Synthèse : précision de la quantification actuelle
- Au delà de la mesure de la concentration d'activité

# Introduction : qu'est-ce que la quantification ?

---

- Quantification ~ mesure



⇒ grandeur numérique extraite d'une image caractéristique du processus physiologique étudié

- Deux types de quantification

- Quantification absolue (avec unité)

⇒ mesure de la concentration de radiotracteur au sein d'un organe (kBq/ml)

⇒ mesure d'un volume (peu fréquente car résolution spatiale médiocre en SPECT)

⇒ mesure d'une constante d'échange caractérisant le phénomène physiologique étudié

- Quantification relative (sans dimension)

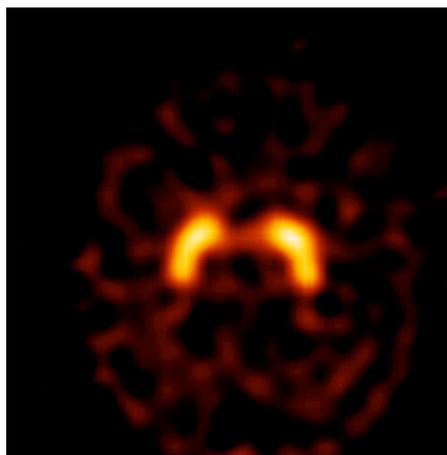
⇒ rapport de concentration entre tumeur et tissus sains

⇒ différentiel : fraction d'éjection (rapport entre 2 volumes)

# Introduction : pourquoi la quantification ?

---

- Enjeux cognitifs : détecter, caractériser et comprendre des processus fonctionnels
  - Localisation de sites fonctionnels cérébraux correspondant à la réalisation de certaines tâches (initialement réalisée en PET, actuellement réalisée davantage avec d'autres modalités, telles que l'IRMf)
  - Prédiction des effets pharmacologiques d'une substance en caractérisant son affinité pour une cible (en particulier dans les études chez le petit animal)
- Enjeux diagnostiques
  - Caractérisation objective des anomalies détectées
    - ⇒ meilleure classification des sujets
    - ⇒ choix de la thérapie appropriée facilitée



densité de transporteurs dopaminergiques  
→ type de démence (Alzheimer,  
démence à corps de Lewy, Parkinson)

# Introduction : pourquoi la quantification ?

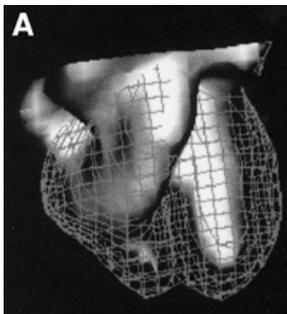
---

- Enjeux pronostiques



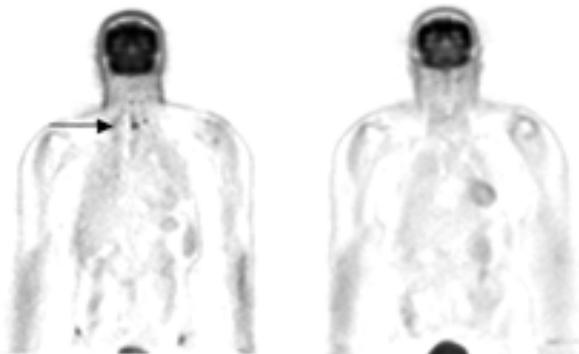
grade de la tumeur → survie

- Enjeux thérapeutiques
  - Prise en charge



fraction d'éjection → traitement

- Suivi objectif de l'évolution du métabolisme ou de la perfusion d'une tumeur sous thérapie



régression du métabolisme glucidique  
→ poursuite du traitement

# Obstacles à la quantification

---

- Obstacles intrinsèques

- interactions rayonnement matière en SPECT

- ⇒ 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

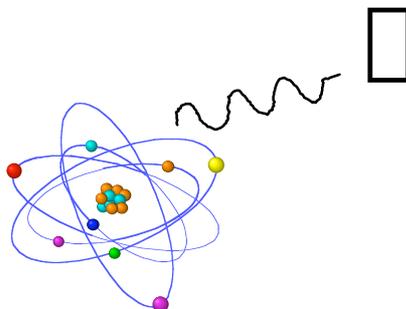
- ⇒ uniformité

- ⇒ temps mort

- ⇒ stabilité mécanique

# Quantification en SPECT

---

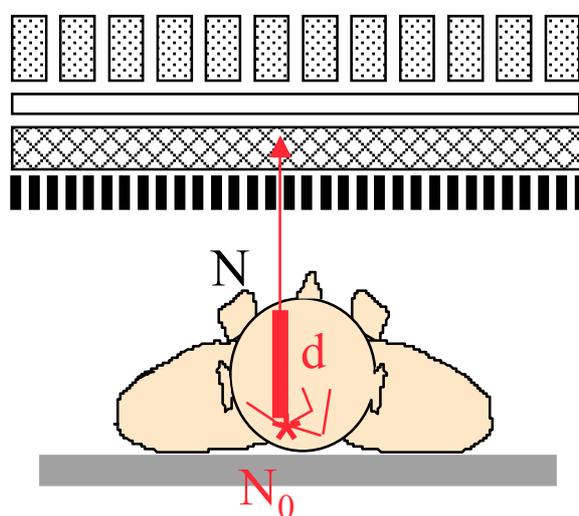


- Principaux phénomènes à corriger
  - atténuation
  - diffusion
  - résolution non stationnaire du détecteur
  - effet de volume partiel

# Atténuation en SPECT

---

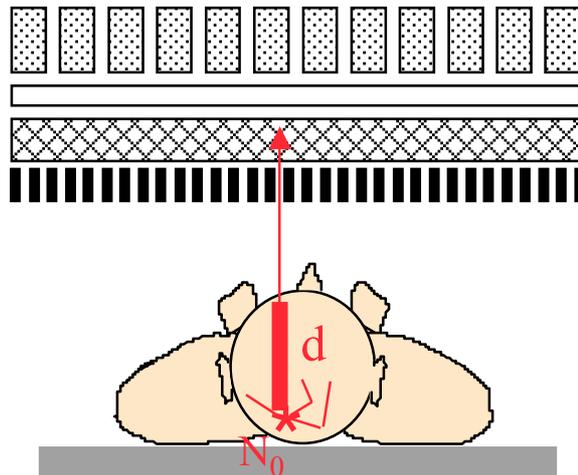
- Interaction par effet photoélectrique : absorption totale des photons



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

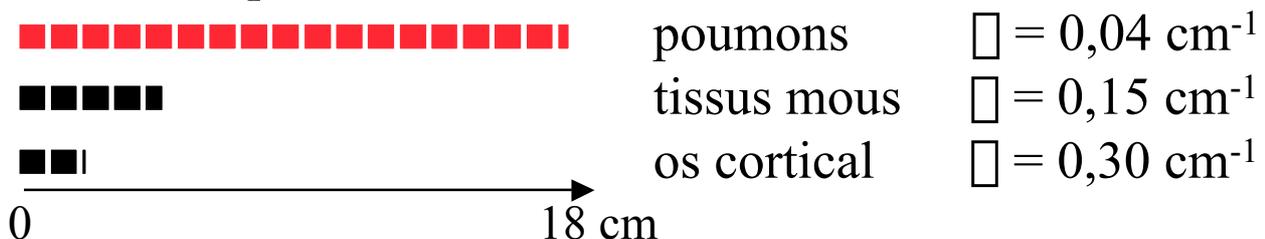
# Atténuation en SPECT

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



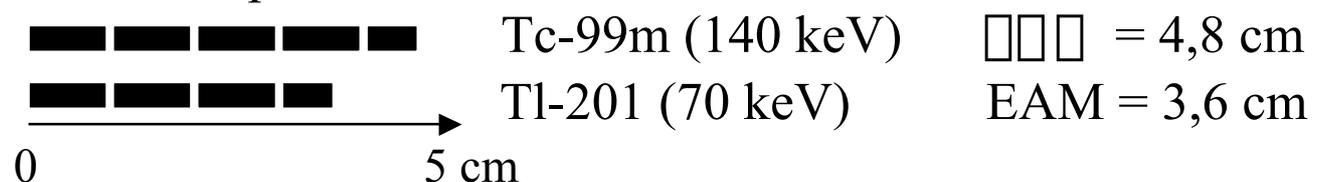
- Dépend du lieu d'émission sur la ligne de projection
- Dépend de la densité du milieu atténuant

épaisseur d'atténuation moitié à 140 keV



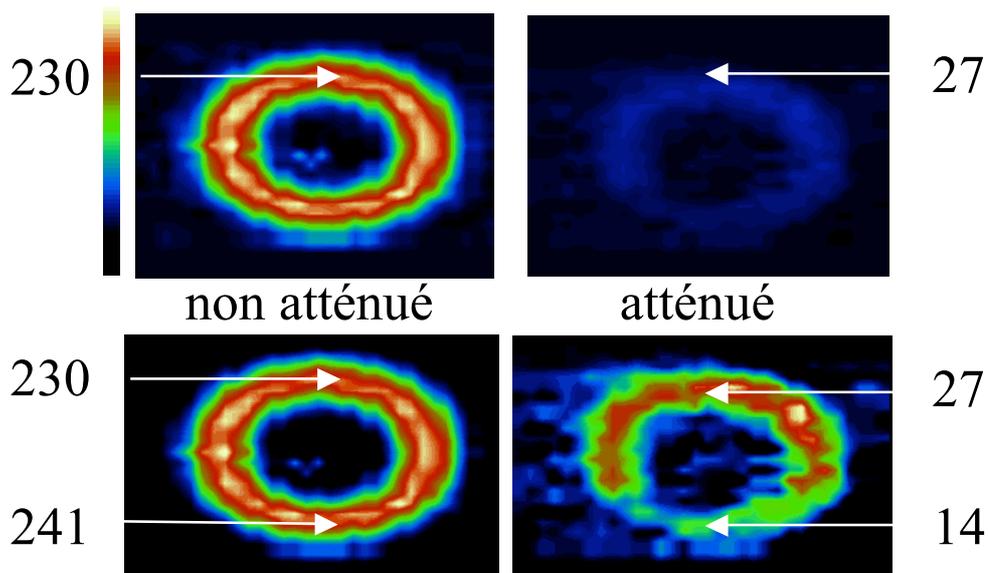
- Dépend de l'énergie des photons  $\mu$

épaisseur d'atténuation moitié dans l'eau



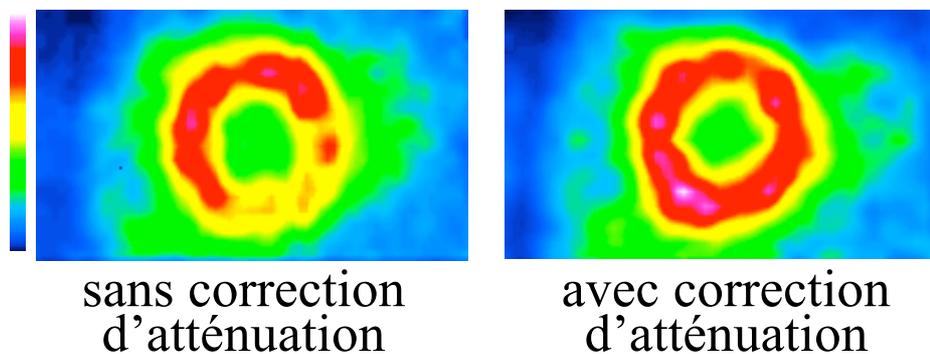
# Conséquences de l'atténuation en SPECT

- 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

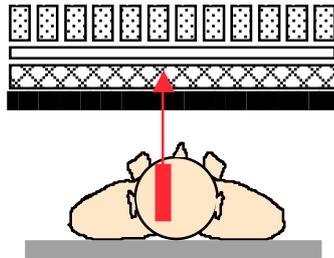
## Tl-201 SPECT



# Correction d'atténuation en SPECT : stratégie

---

- Atténuation dépendante de la position sur la ligne de projection

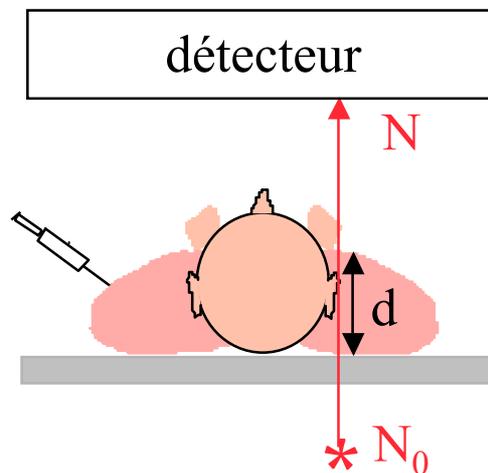


- ⇒ nécessité de connaître distribution d'activité et distribution d'atténuation
  - ⇒ pas de solution analytique
- 
- **Mesure préalable de la densité du milieu atténuant puisque l'atténuation en dépend**
- 
- Correction d'atténuation compte tenu de la densité du milieu atténuant

# Mesure de la densité du milieu atténuant

---

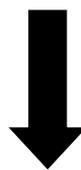
- Au moyen de dispositifs de transmission



source d'émission externe d'activité  $N_0$

acquisition de **projections** 2D en transmission  
sous différentes incidences angulaires

$$N = N_0 \exp \left[ - \int_0^d \mu(l) dl \right]$$

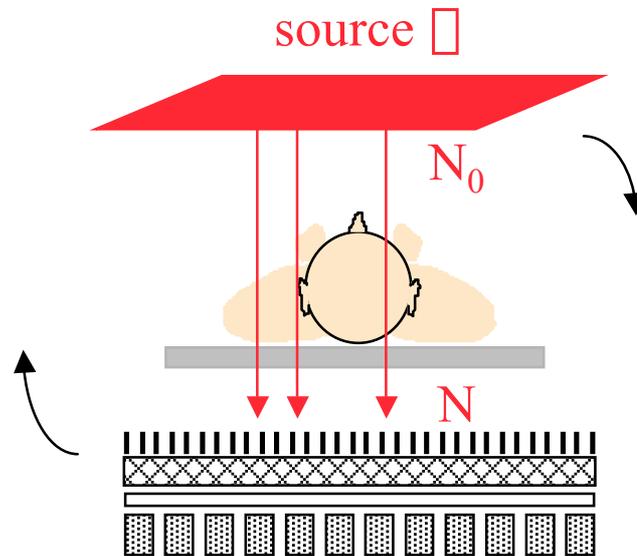


atténuation **intégrale** le long des  
directions de projections

$$\ln \frac{N_0}{N} = \int_0^d \mu(l) dl$$

# Mesures de transmission en SPECT

---



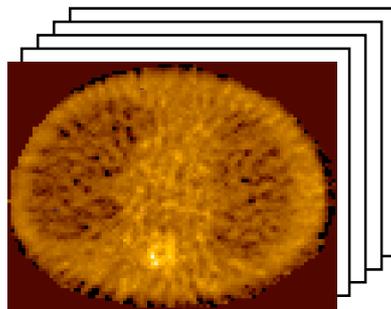
acquisition de **projections** 2D en transmission  
sous différentes incidences angulaires



atténuation intégrale le long des  
directions de projections



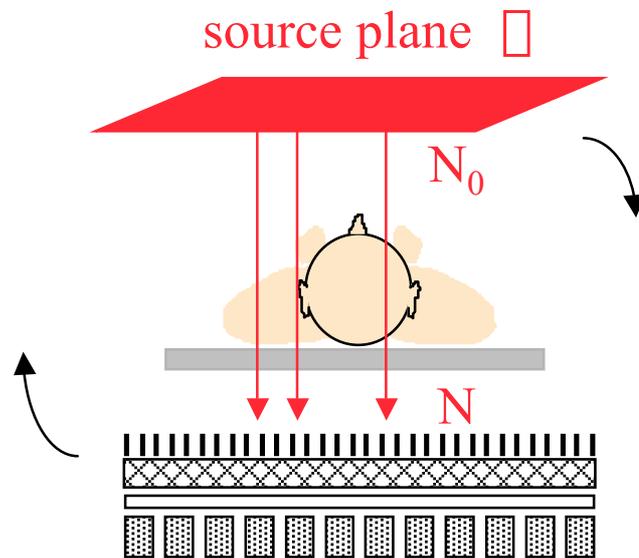
reconstruction  
tomographique



cartographie des coefficients d'atténuation □

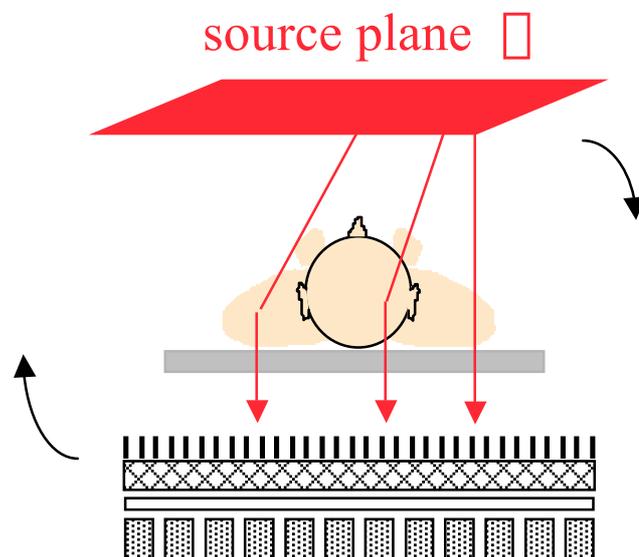
# Source de transmission plane

---



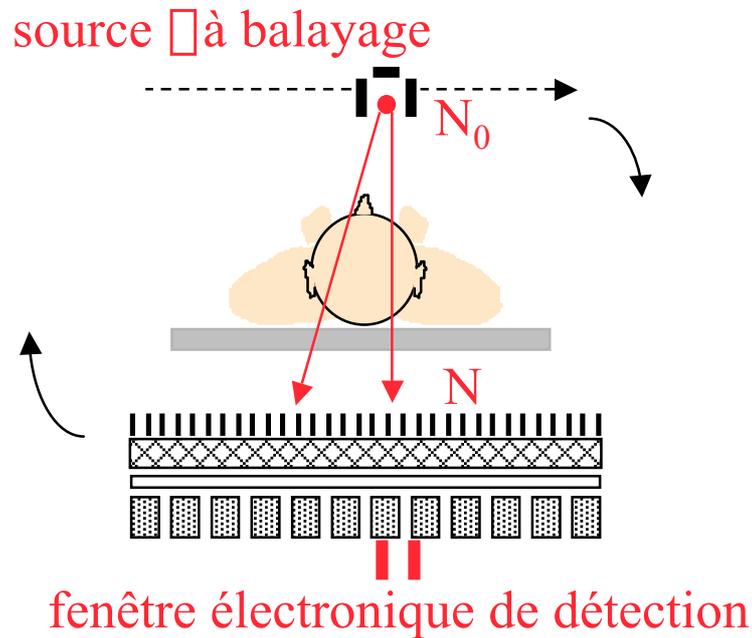
source plane non collimatée

⇒ nombreux photons détectés après diffusion :

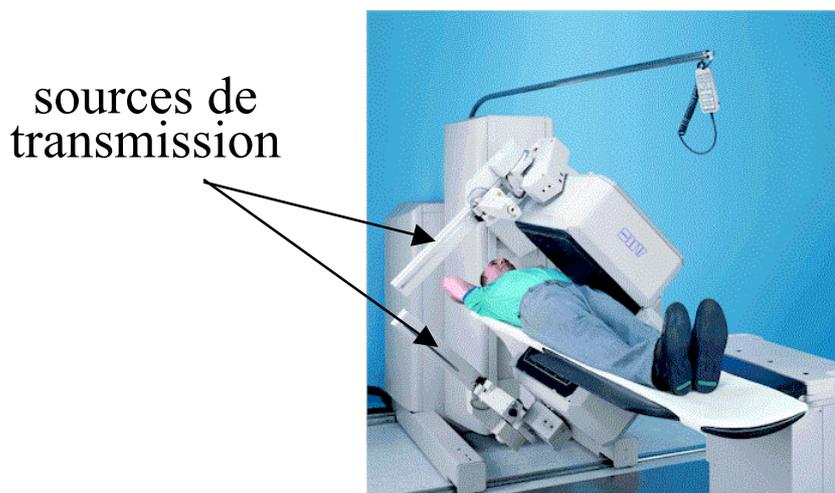


⇒ sous estimation de l'atténuation

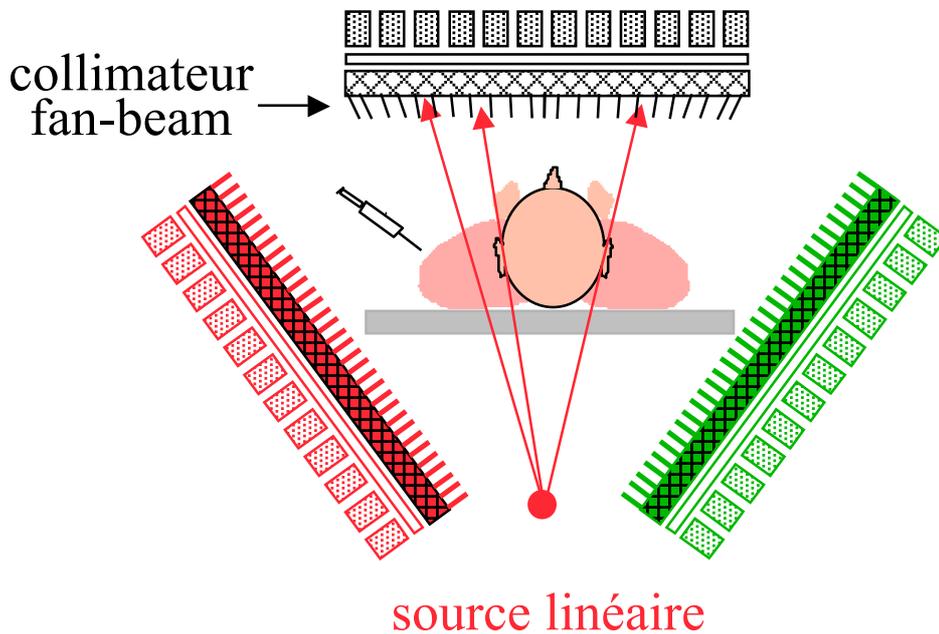
# Source de transmission mobile



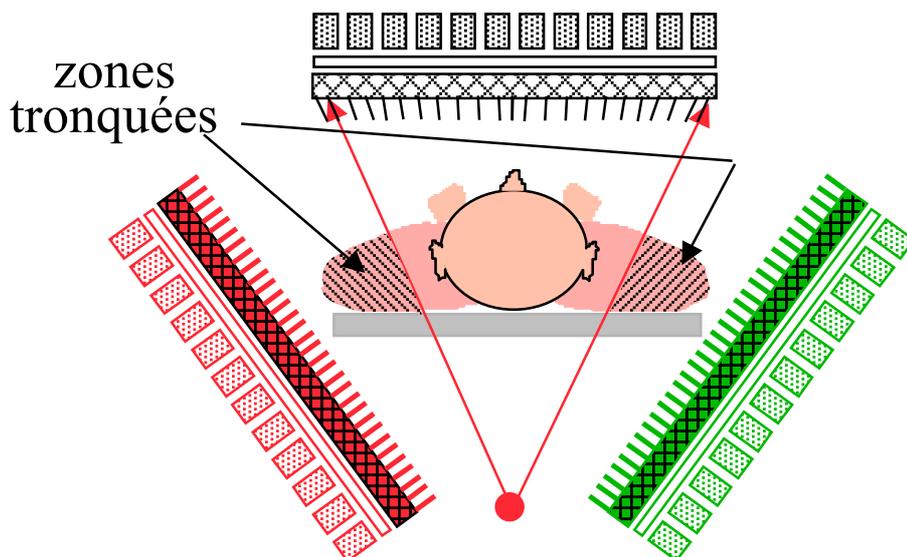
- possible acquisition simultanée de données en émission et en transmission avec un seul isotope grâce au masque électronique
- mécanique de complexité accrue
- inadapté pour les systèmes 3 têtes
- légère perte de sensibilité de détection des données en émission ( $\sim 10\%$ )



# Source de transmission pour systèmes 3 têtes



⇒ possible troncature des données en transmission, notamment en imagerie thoracique



⇒ données manquantes pour la correction d'atténuation

# Sources □ pour les systèmes de transmission SPECT

---

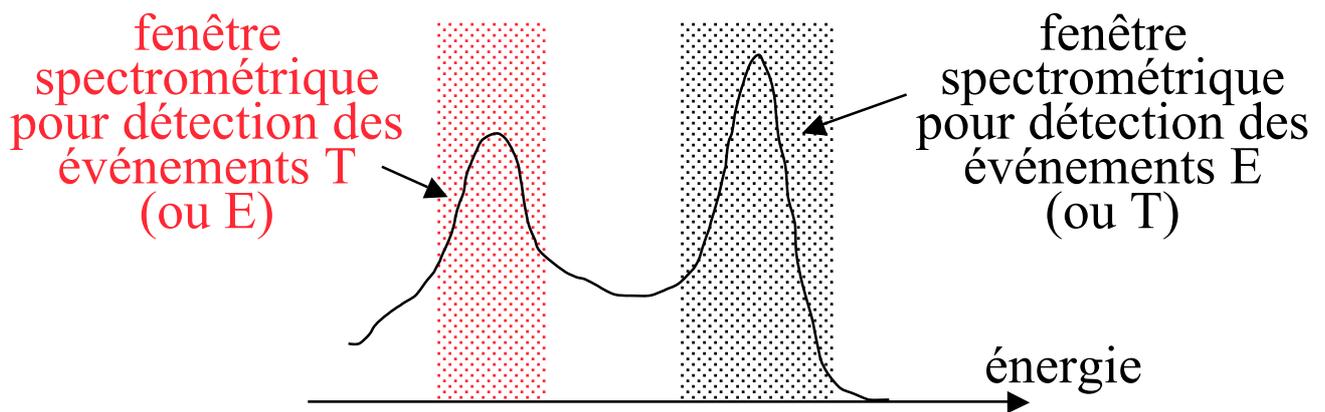
- Tc99m (140 keV)
  - ⇒ acquisitions émission et transmission non simultanées au Tc99m sauf avec mécanisme de source à balayage et collimation électronique
  - ⇒ source remplissable (T=6 heures)
- Gd153 (100 keV)
  - ⇒ possible acquisition émission-transmission simultanée avec sélection spectrométrique appropriée
  - ⇒ utilisable sur une durée relativement longue (T=242 jours)
  - ⇒ très atténué car faible énergie, d'où peu de signal recueilli

Atténuation dépendante de l'énergie de la source □ externe

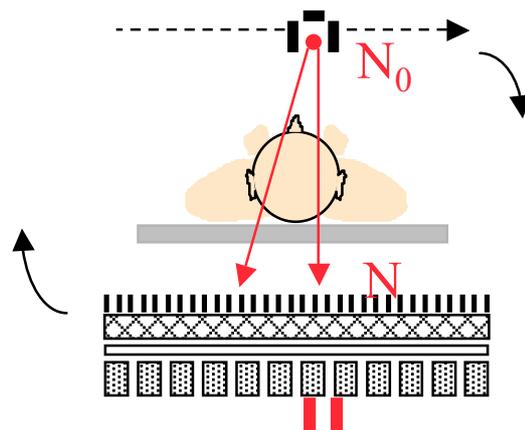
- ⇒ Nécessité de convertir les valeurs des coefficients d'atténuation mesurées à l'énergie de transmission  $E'$  en coefficients d'atténuation pour l'énergie d'émission  $E$

# Acquisitions émission / transmission simultanées

- Si l'isotope émission différent de l'isotope transmission et possible séparation spectrométrique des isotopes  
- e.g., Tc99m et Tl201 en SPECT



- OU si collimation électronique possible  
- e.g., ligne source à balayage en SPECT



- ⇒ pas d'augmentation de la durée des examens
- ⇒ données E et T en parfaite correspondance spatiale : pas de recalage d'images nécessaire

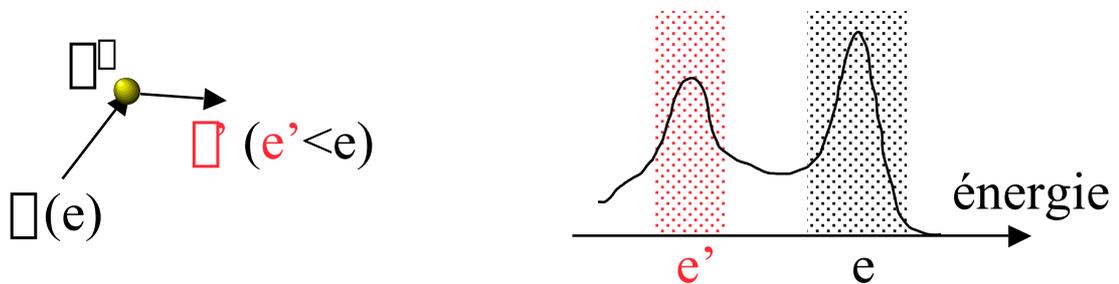
# Acquisitions émission / transmission séquentielles

---

- T avant E
  - toujours possible sans contamination croisée
  
- T après E
  - si l'isotope émission différent de l'isotope en transmission et possible séparation spectrométrique des isotopes
  - si collimation électronique possible
    - ⇒ mêmes contraintes que pour les acquisitions simultanées
  
- ⇒ allongement de la durée totale d'examen
- ⇒ possible mouvement du patient entre T et E
  - données E et T décalées spatialement
  - artefacts dans les images reconstruites avec correction de l'atténuation

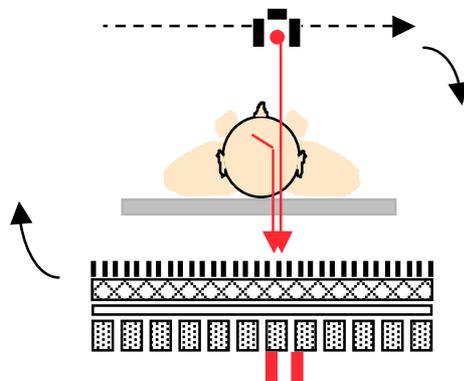
# Problèmes de contamination

- Si acquisitions E et T simultanées  
ou acquisition T après acquisition E
- Contamination spectrale
  - événements diffusés issus de l'isotope de plus haute énergie détectés dans la fenêtre spectrométrique de plus basse énergie



- ⇒ si énergie E > énergie T, atténuation sous-estimée
- ⇒ si énergie T > énergie E, activité du radiotraceur surestimée

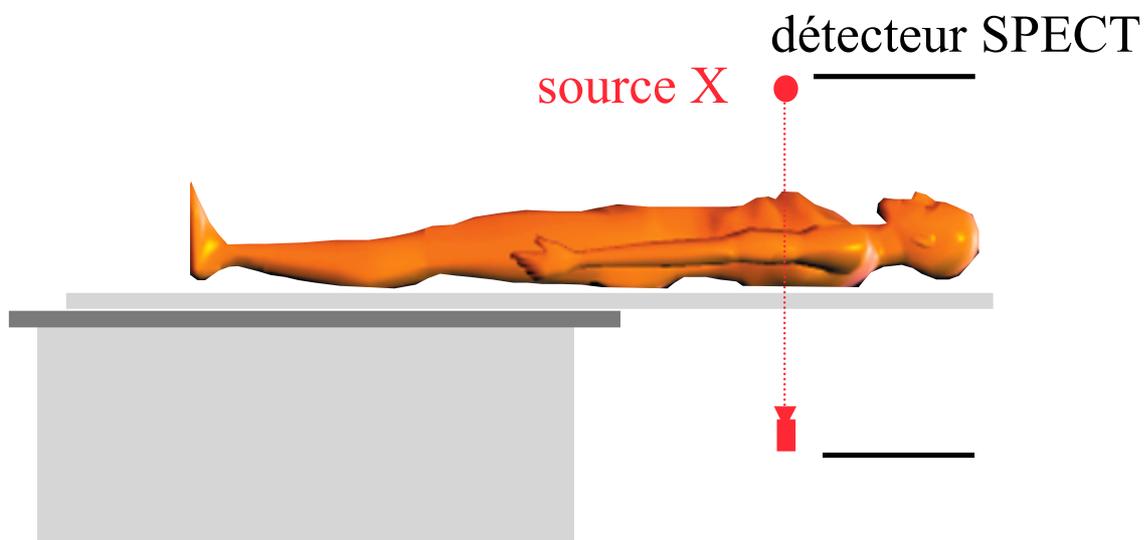
- Contamination électronique
  - événements en émission diffusés dans la fenêtre électronique de transmission



- ⇒ atténuation sous-estimée

## Solution alternative : systèmes bimodaux

---



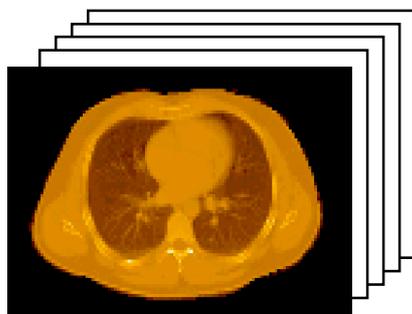
acquisition de **projections scanner** 2D en transmission  
sous différentes incidences angulaires



atténuation intégrale le long des  
directions de projections



reconstruction  
tomographique X



cartographie des coefficients d'atténuation de Hounsfield

# Systemes bimodaux SPECT/CT

---



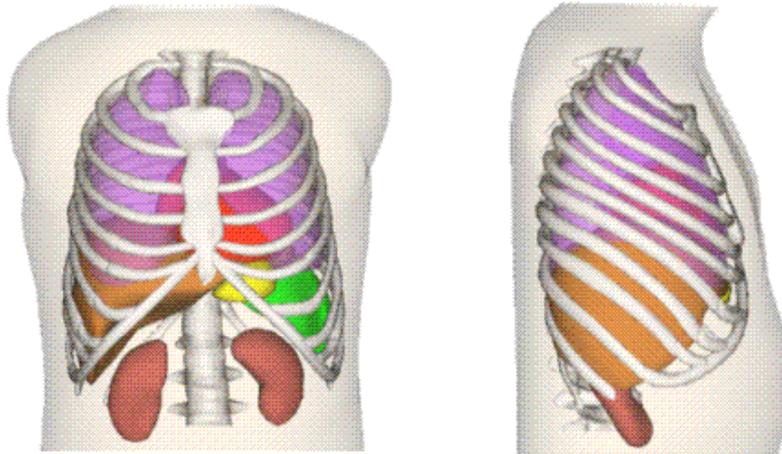
cartographie des coefficients d'atténuation  $\mu$  dérivée du CT  
mais...

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

# Mesure de la densité en CT

---

Problème du flou respiratoire :

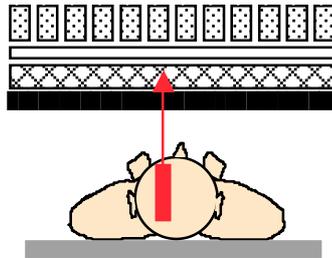


- CT acquis « instantanément » : pas de flou respiratoire : les images correspondent à une position fixe des organes (notamment les poumons) pendant le cycle respiratoire (ou inspiration forcée ou expiration forcée)
- SPECT acquis sur une longue durée : les images correspondent à la position moyenne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

# Correction d'atténuation en SPECT : stratégie

---

- Atténuation dépendante de la position sur la ligne de projection



- ⇒ nécessité de connaître distribution d'activité et distribution d'atténuation
  - ⇒ pas de solution analytique
- 
- Mesure préalable de la densité du milieu atténuant puisque l'atténuation en dépend
- 
- Correction d'atténuation compte tenu de la densité du milieu atténuant

# Correction d'atténuation en SPECT : méthodes

---

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

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

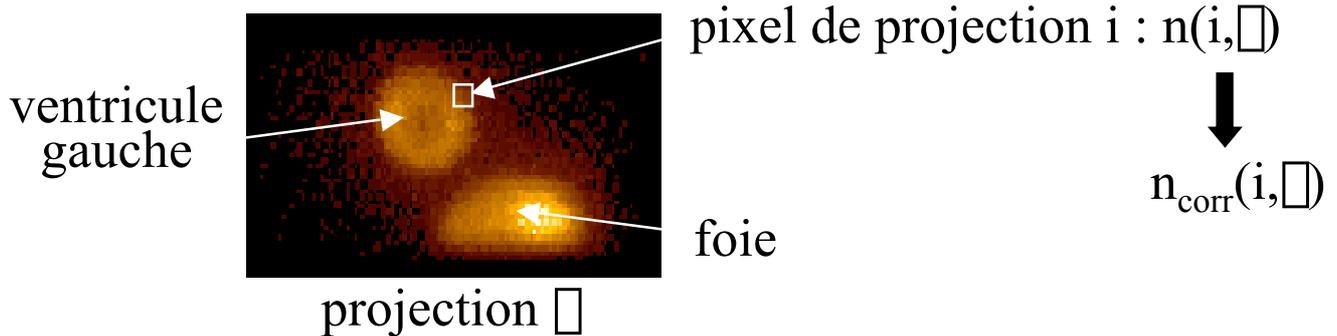
Exemple : Chang itératif

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

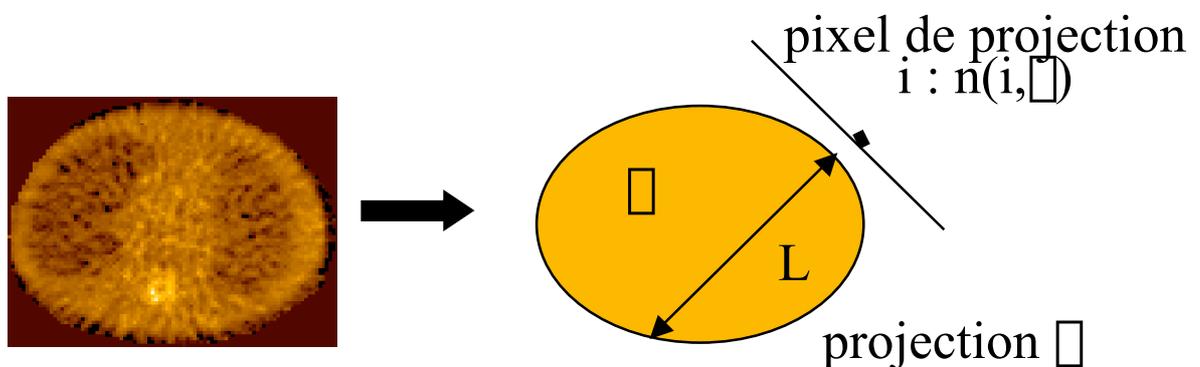
Exemple : avec une reconstruction MLEM ou OSEM

# Correction d'atténuation avant reconstruction

- Multiplication des valeurs dans les projections (ou sinogrammes) acquises par des facteurs de correction approximatifs  $C(i, \Delta)$



- Exemple : moyenne géométrique
  - Hypothèse d'atténuation uniforme

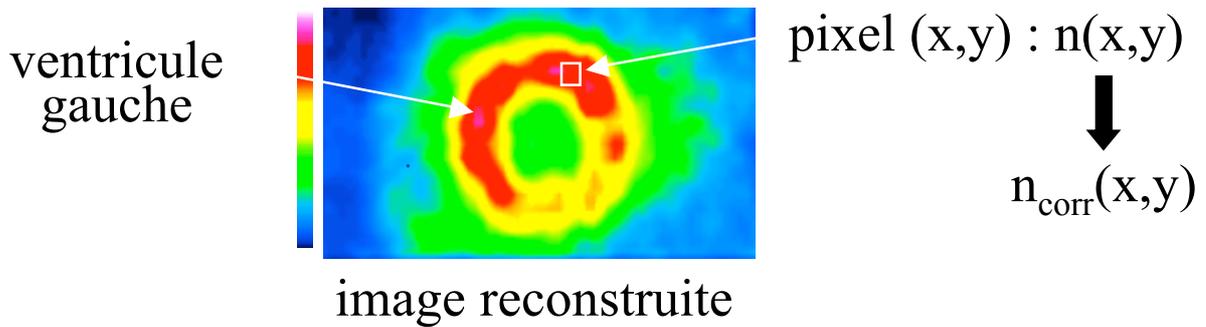


- Moyenne géométrique des projections opposées
 
$$n_{\text{corr}}(i, \Delta) = [n(i, \Delta) \times n(i, \Delta + 180^\circ)]. C(i, \Delta)$$
 avec  $C(i, \Delta) = \exp(\Delta L/2)$

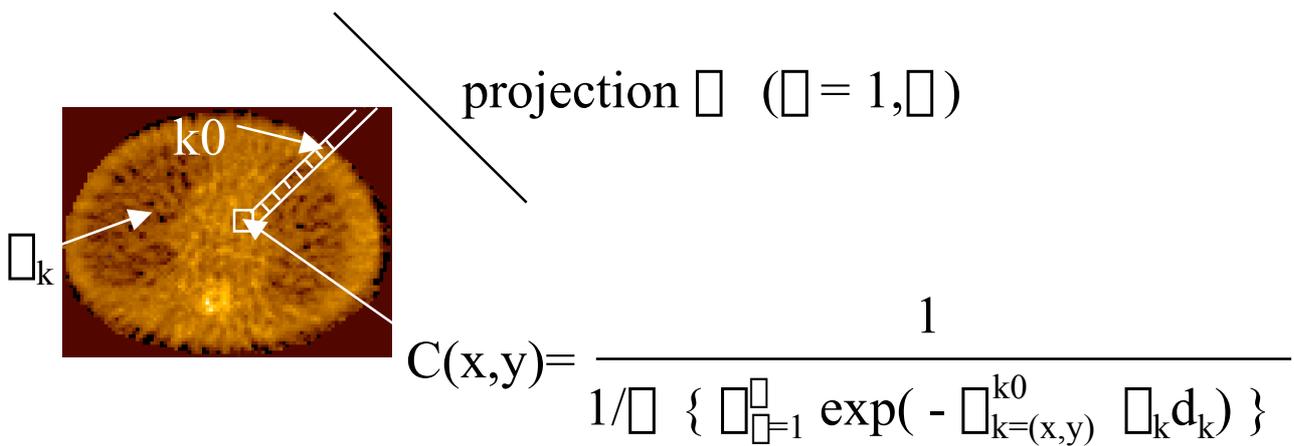
- Exact pour une source ponctuelle dans un milieu uniforme
- Approximatif seulement dans le cas général

# Correction d'atténuation après reconstruction

- Multiplication des images reconstruites par des facteurs de correction approximatifs  $C(x,y)$



- Exemple : correction de Chang

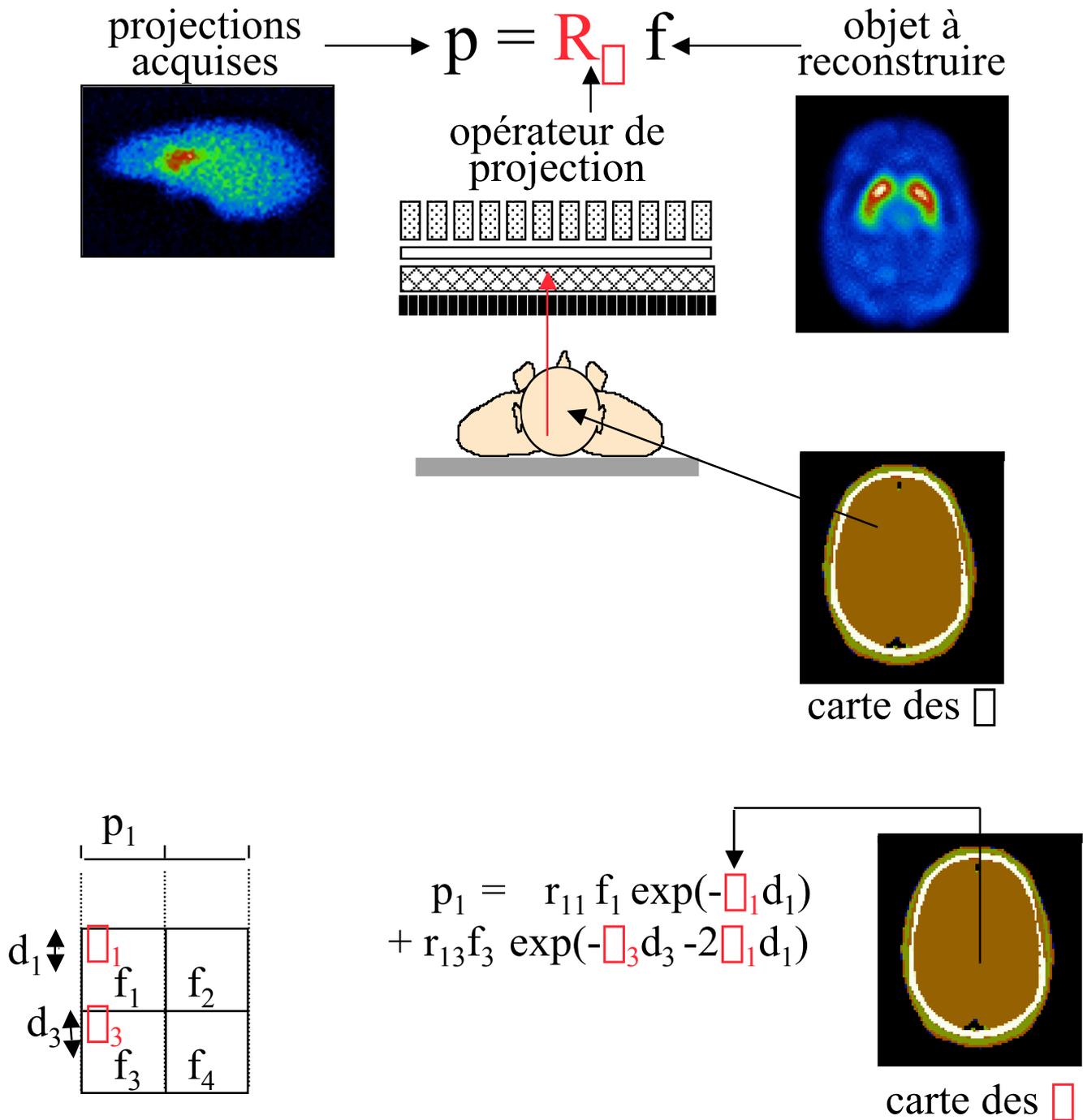


$$n_{\text{corr}}(x,y) = n(x,y) \cdot C(x,y)$$

- Exact pour une source ponctuelle
- Approximatif seulement dans le cas général

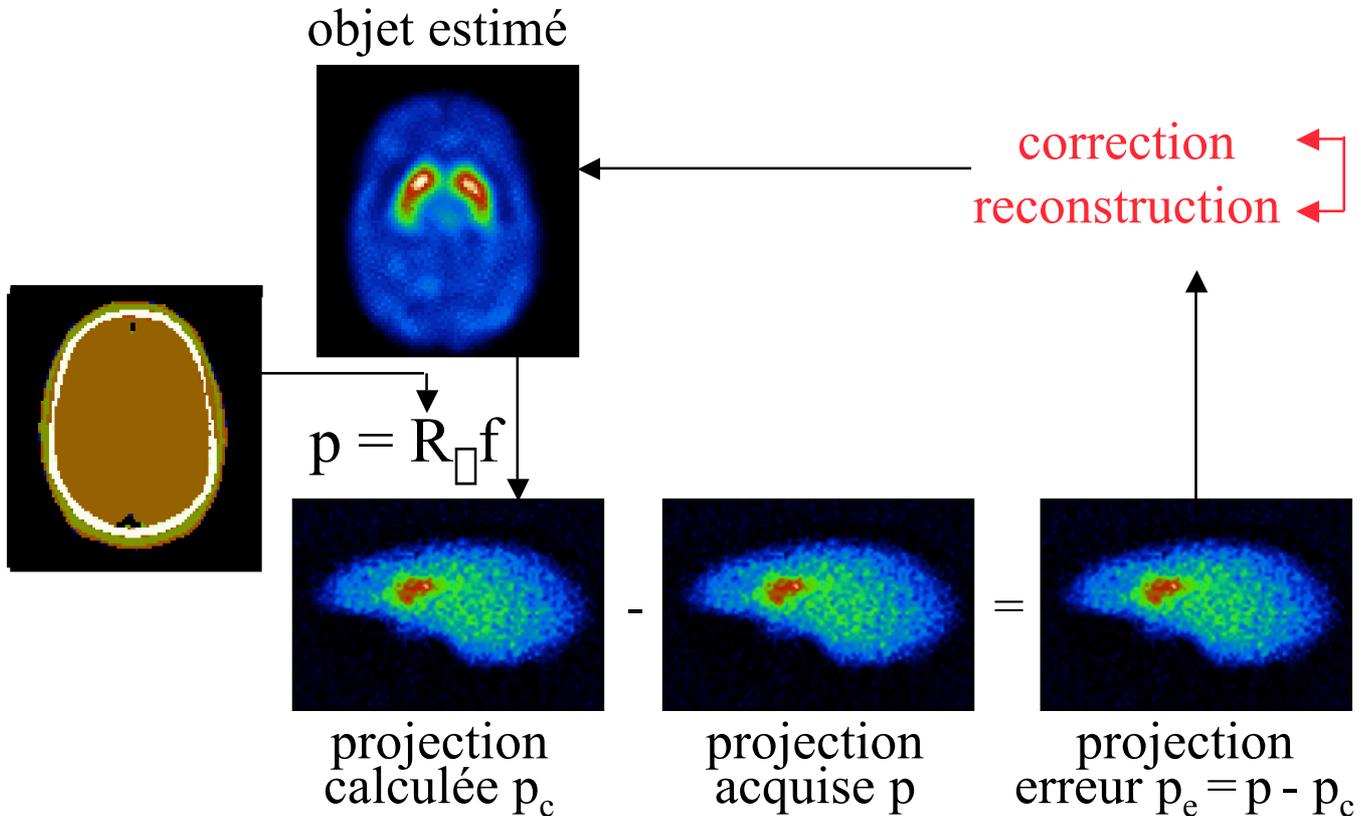
# Corrections itératives : calcul de projections atténuées

- Modélisation de l'atténuation dans le projecteur



# Itération d'une pré ou post correction

- Répétition itérative d'une pré ou post correction



- Exemple : correction de Chang

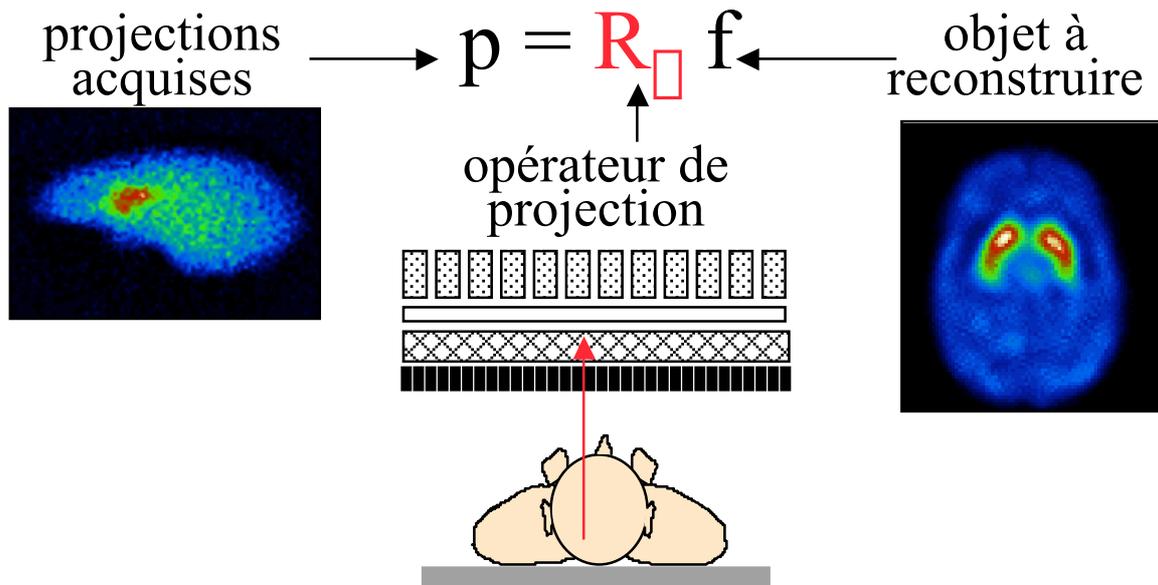
$$f^n = f^{n-1} + C(x,y) \cdot \text{rétroprojection filtrée}(p_e)$$

- Fonctionne avec n'importe quel algorithme de reconstruction (pas nécessairement itératif)
- Rapide : 2 à 5 itérations
- Plus exacte que les approches non itératives
- Convergence non démontrée  
⇒ amplification du bruit

# Correction d'atténuation pendant la reconstruction

---

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



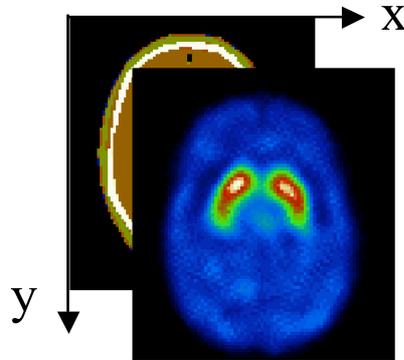
- Adapté à tous les algorithmes de reconstruction itérative :

- ML-EM
- OSEM
- Gradient conjugué

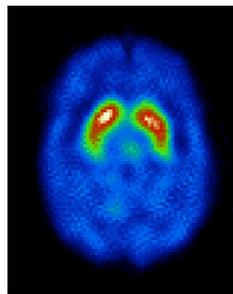
- Approche de correction générale (cf. autres corrections)
- Problèmes de convergence et régularisation

# Effet du mouvement sur la correction d'atténuation

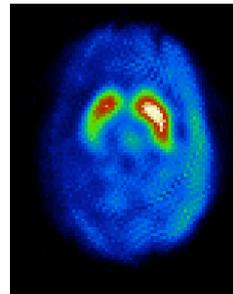
- Mouvement du patient entre les examens émission et transmission



- ⇒ en SPECT cardiaque, décalage de 3 cm
  - variabilités d'intensité mesurées allant jusqu'à 40%
- ⇒ en SPECT cérébral, décalage de 2 cm induit des asymétries de fixation et des variabilités d'intensité allant jusqu'à 20 %



$tx = 0 \text{ cm}$   
 $ty = 0 \text{ cm}$



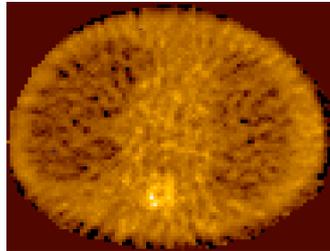
$tx = 2,2 \text{ cm}$   
 $ty = 0 \text{ cm}$

- Solutions potentielles
  - ⇒ recalage des images émission et transmission
  - ⇒ acquisitions émission/transmission simultanées avec traitement des problèmes de contamination

# Effet du bruit sur la correction d'atténuation

---

- Bruit dans les cartes des  $\mu$



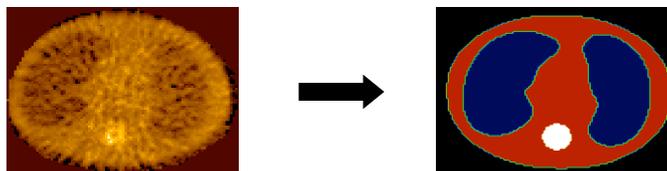
⇒ propagation du bruit lors de la correction d'atténuation

- Solutions potentielles

- filtrage des cartes des  $\mu$

⇒ non concordance de résolution spatiale entre données de transmission et d'émission à l'origine d'artefacts aux interfaces

- segmentation des cartes des  $\mu$  et affectation de valeurs de  $\mu$  a priori dans les différentes régions (os, tissus mous, poumons)



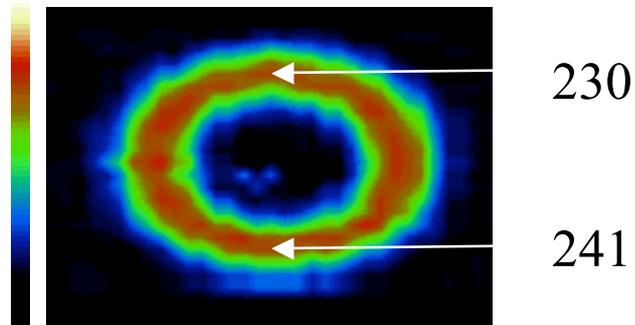
⇒ segmentation des différents tissus

⇒ hypothèse abusive de valeur de  $\mu$  uniforme dans chaque tissu

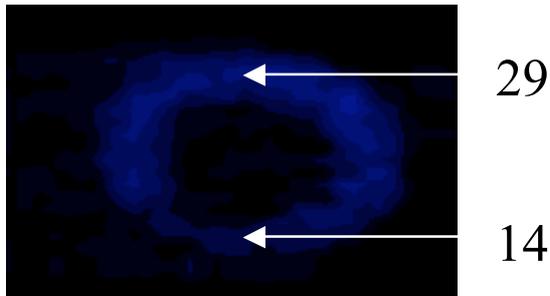
⇒ choix des valeurs de  $\mu$

# Illustration

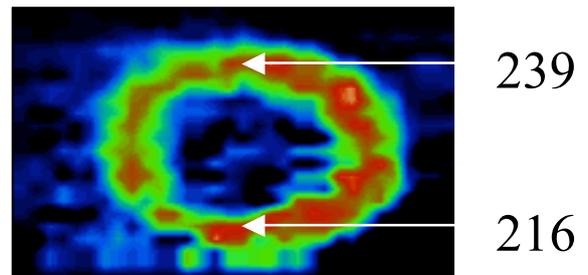
## Coupe ventriculaire gauche petit axe



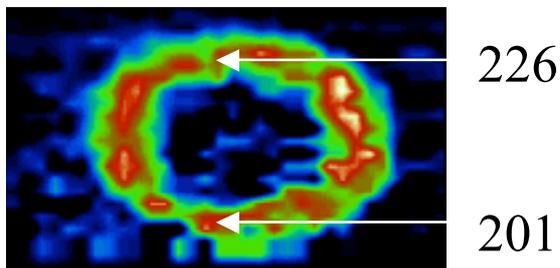
non atténué  
 $A_{\text{ant}}/A_{\text{inf}}=1$



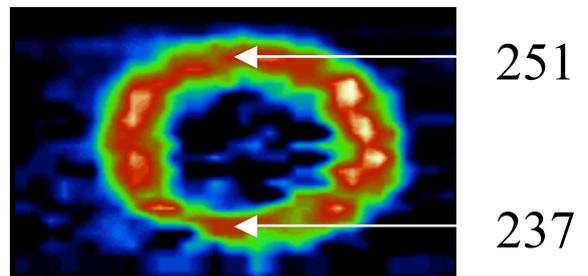
atténué  
 $A_{\text{ant}}/A_{\text{inf}}=2,1$



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



Chang itératif  
 $A_{\text{ant}}/A_{\text{inf}}=1,1$



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

# Correction d'atténuation en SPECT : synthèse

---

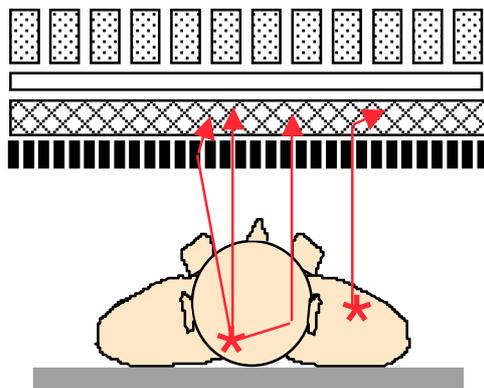
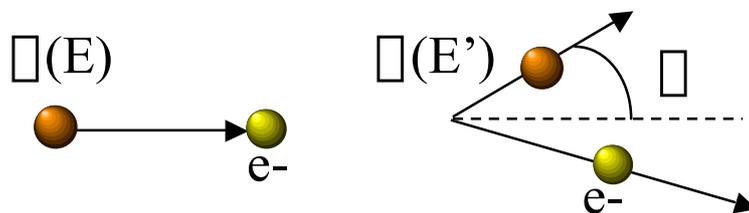
- Dispositifs d'acquisition en transmission associés aux gamma-caméras



- Nécessaire reconstruction de la cartographie 3D des coefficients d'atténuation □
- Connaissant la cartographie des □, 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 :
    - ⇒ correction de Chang itérative avec rétroprojection filtrée
    - ⇒ modélisation de l'atténuation dans OSEM

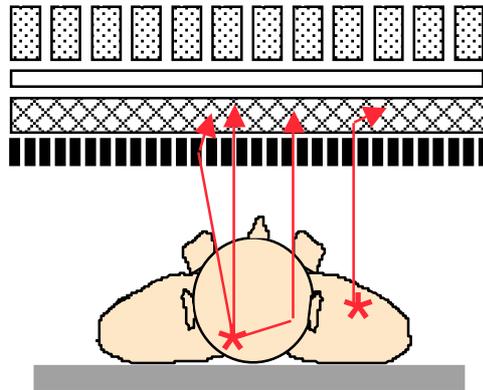
# Diffusion Compton en SPECT

---



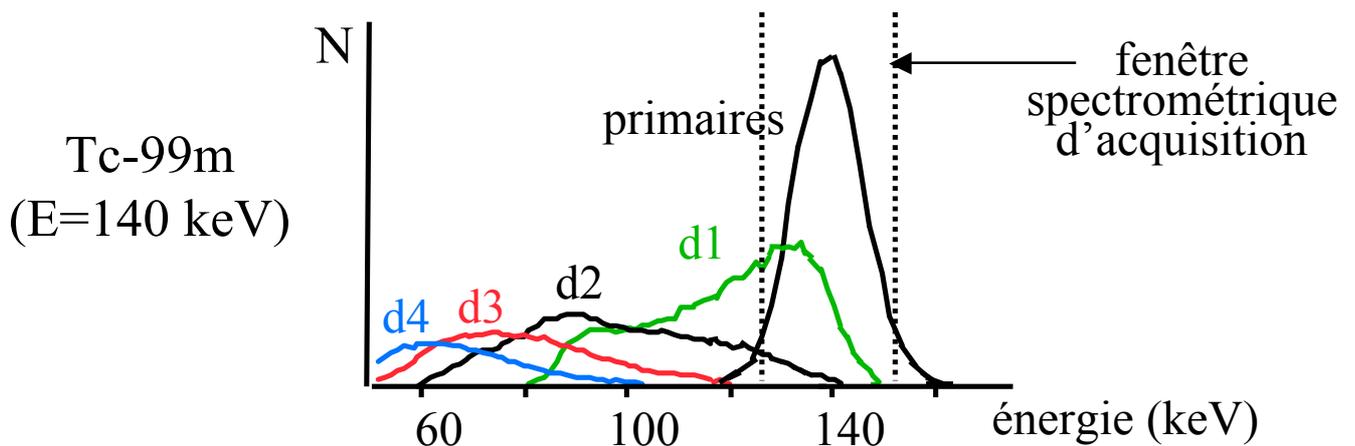
- Dans le patient
- Sur les septa du collimateur
- Dans le cristal

# Diffusion en SPECT



- ⇒ photons mal localisés dans les projections
- ⇒ photons ayant perdu de l'énergie

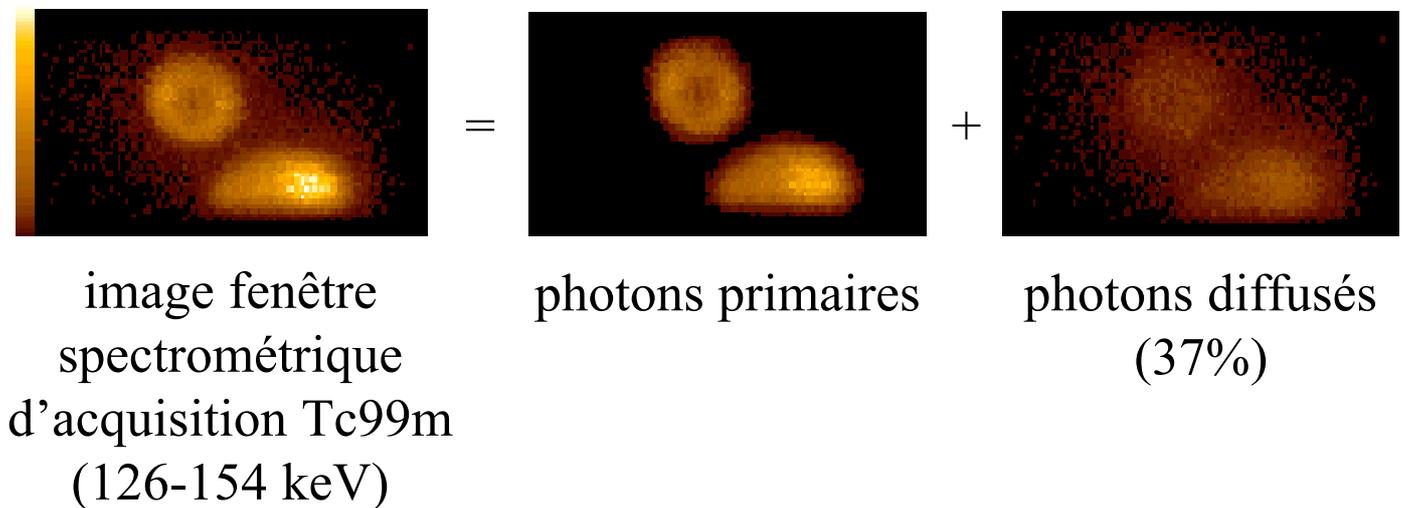
$$E' = \frac{E}{1 + E (1 - \cos \theta) / m_0 c^2}$$



# Conséquences de la diffusion en SPECT

---

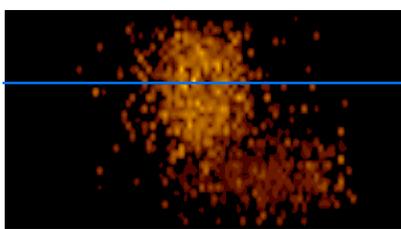
- Photons mal positionnés
  - ⇒ flou
  - ⇒ diminution du contraste dans les images
  - ⇒ biais quantitatifs



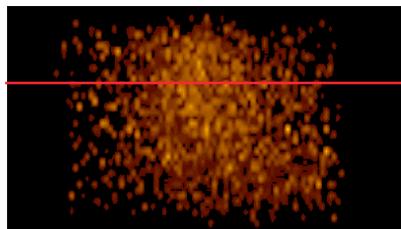
# Caractéristiques de la diffusion en SPECT

---

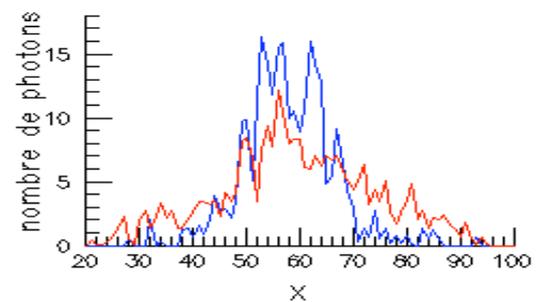
- Interaction dominante dans les tissus mous
- Accroissement de la section efficace quand l'énergie diminue (plus pénalisant au Tl201 qu'au Tc99m)
- Phénomène dépendant du milieu diffusant (plus le milieu est dense, plus importante est la diffusion)
- Perte d'énergie d'autant plus grande que l'angle de diffusion est élevé



haute énergie  
137-140 keV

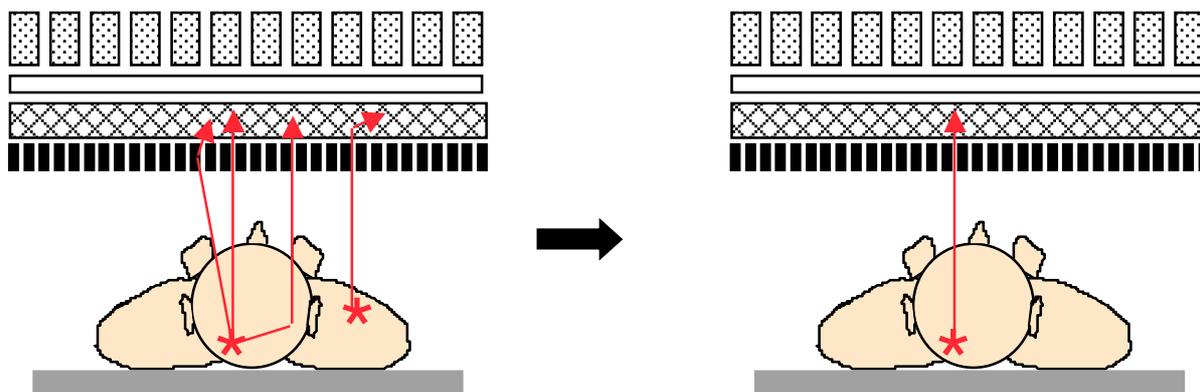


basse énergie  
74-77 keV



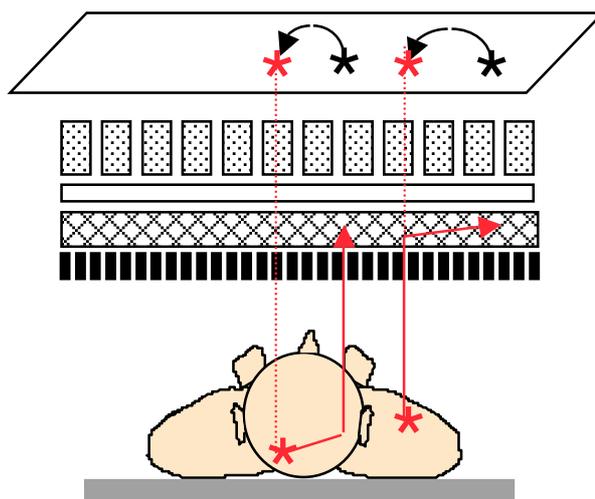
# Correction de diffusion en SPECT : stratégies

- Deux stratégies
  - élimination des photons diffusés



- à l'acquisition ou par soustraction
  - ⇒ perte de sensibilité
  - ⇒ augmentation du bruit

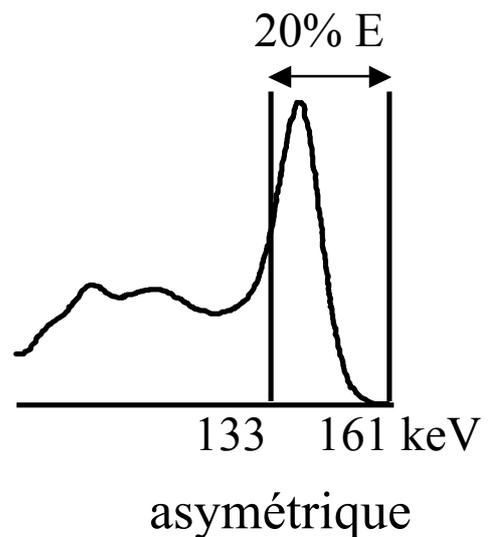
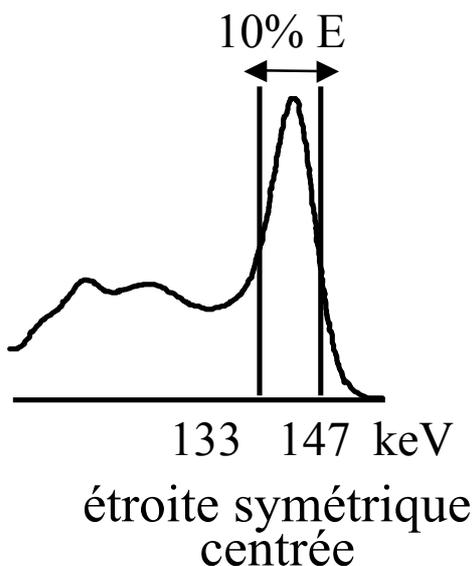
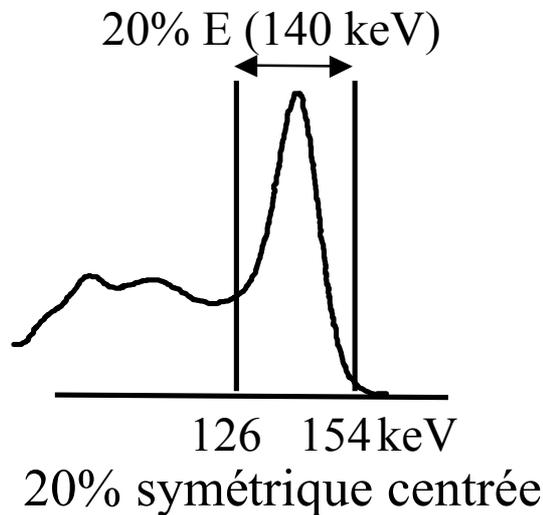
- repositionnement des photons diffusés



- Plus de 30 méthodes ont été proposées !

# Elimination 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

# Elimination des photons diffusés par soustraction

---

- Hypothèse

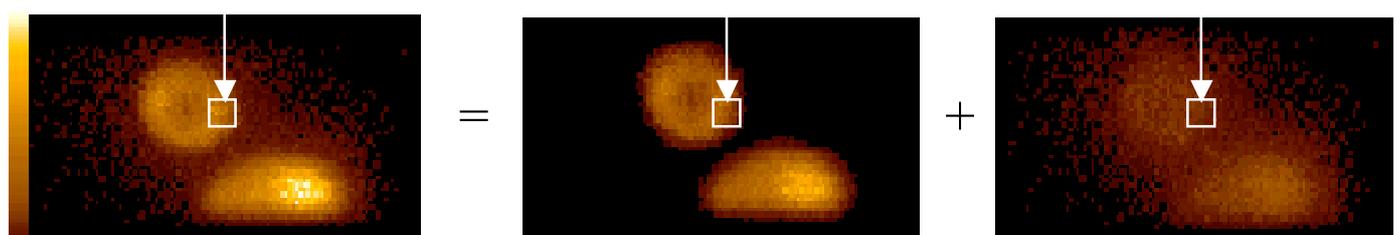
$$I_{20\%}(i) = P(i) + D(i)$$


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

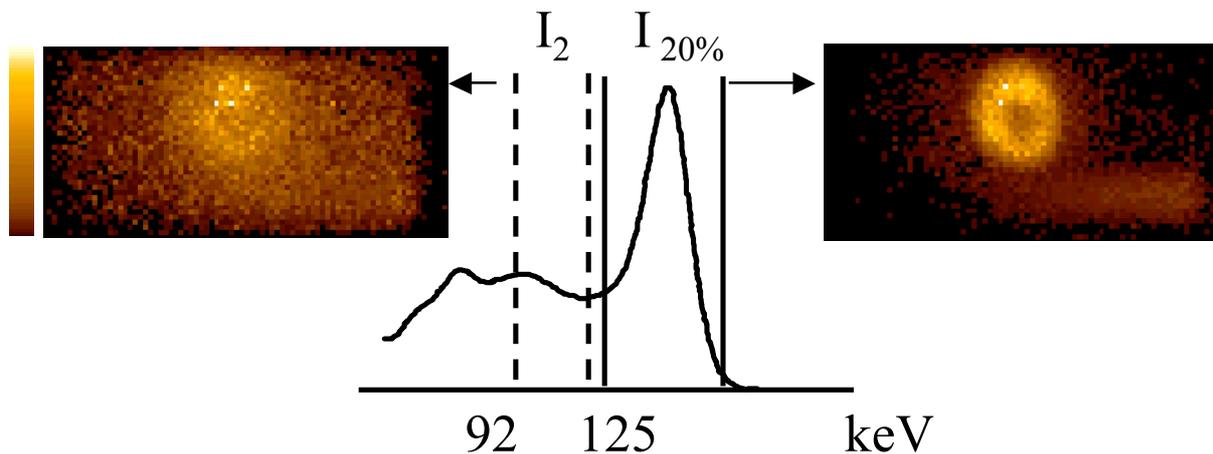
$$\hat{P}(i) = I_{20\%}(i) - \hat{D}(i)$$

- reconstruction à partir des projections corrigées

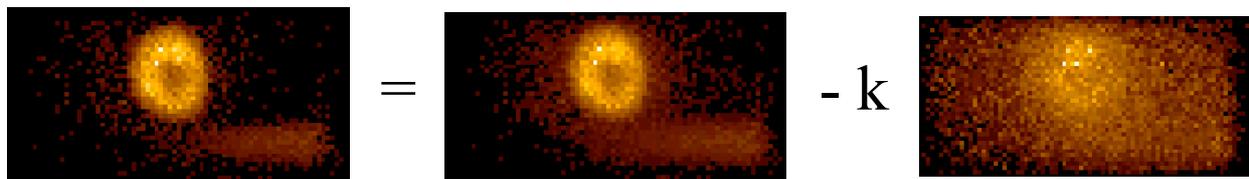
# Soustraction de Jaszczak

- Hypothèse

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



- Correction



Pour le Tc99m :

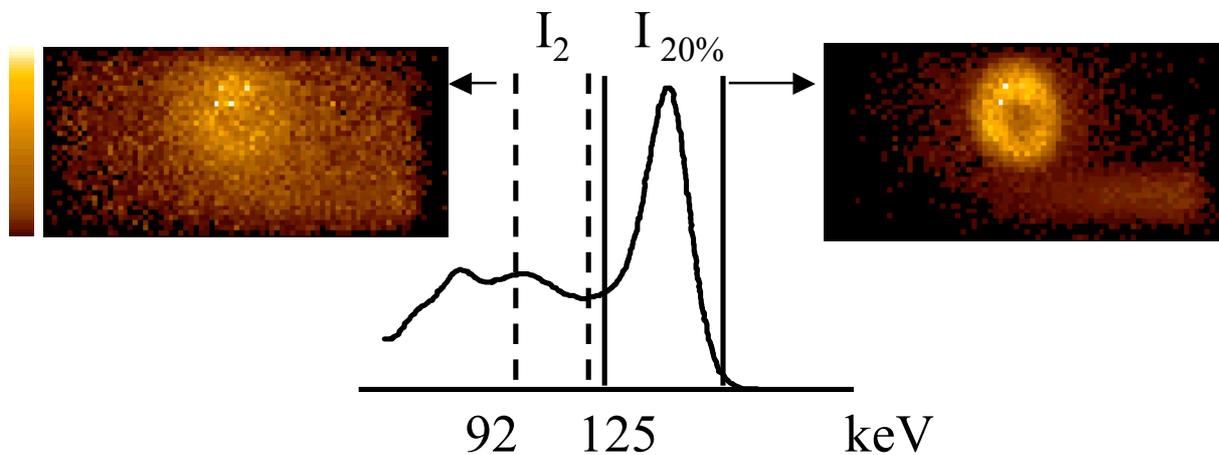
fenêtre principale 20% : 126-154 keV

fenêtre secondaire : 92-125 keV

$k = 0,5$

Avantage : très simple à mettre en œuvre

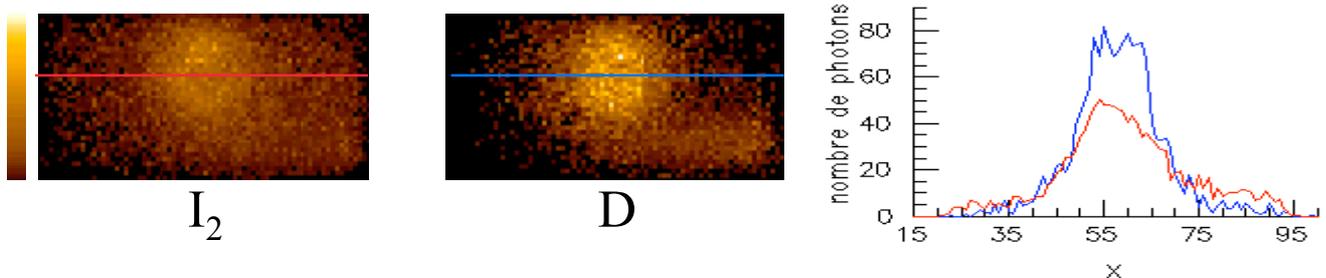
# Limite de la soustraction de Jaszczak



- néglige la dépendance entre angle de déviation  $\theta$  et énergie perdue

$$E' = \frac{E}{1 + E (1 - \cos \theta)/m_0c^2}$$

- ⇒ surcorrection loin des sources  
sous-correction à proximité

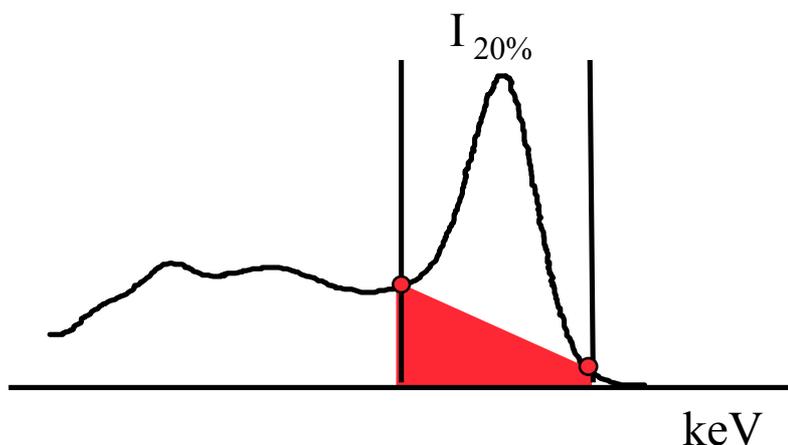
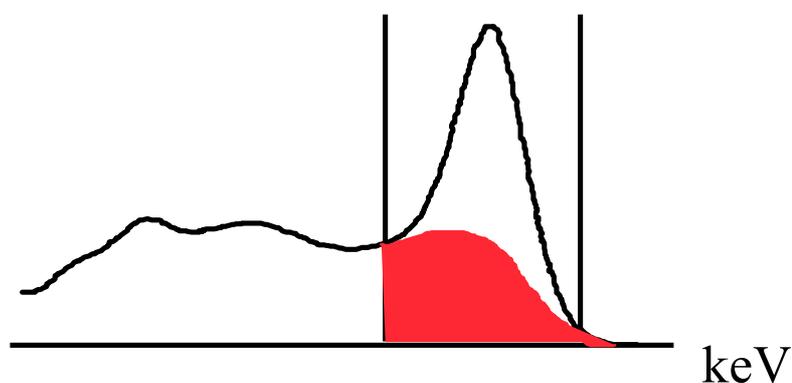


## Méthode des 3 fenêtres en énergie (TEW)

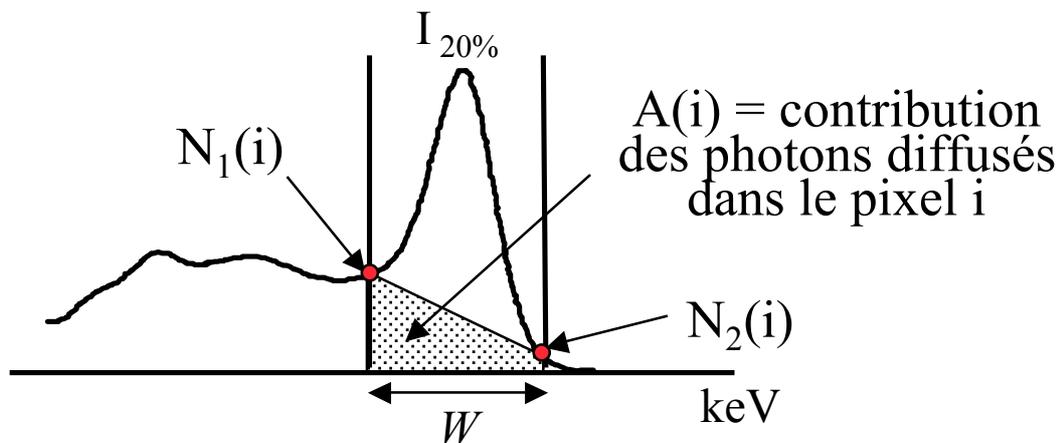
---

- Hypothèse de Triple Energy Window (TEW)

pour chaque pixel  $i$ , dans la fenêtre 20%, la surface du spectre des photons diffusés (qui représente le nombre de photons diffusés) est identique à la surface d'un trapèze

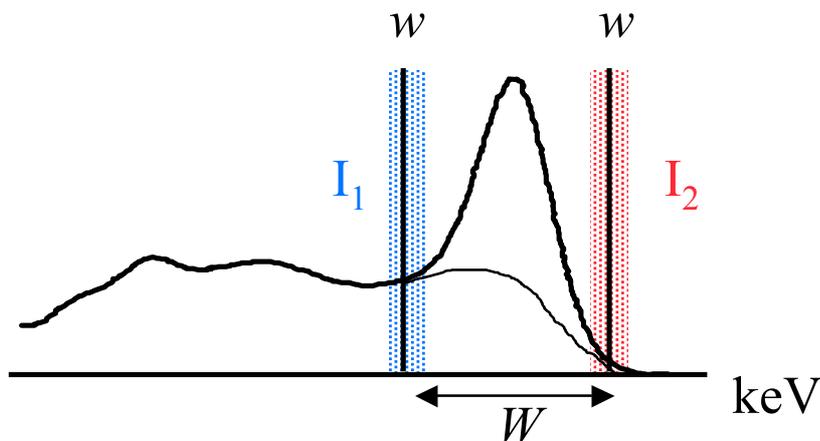


# Correction TEW



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

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



- estimation de  $D(i)$  pour chaque pixel  $i$  :

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

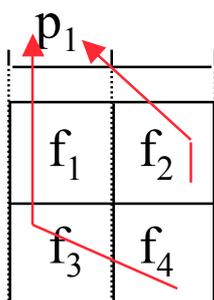
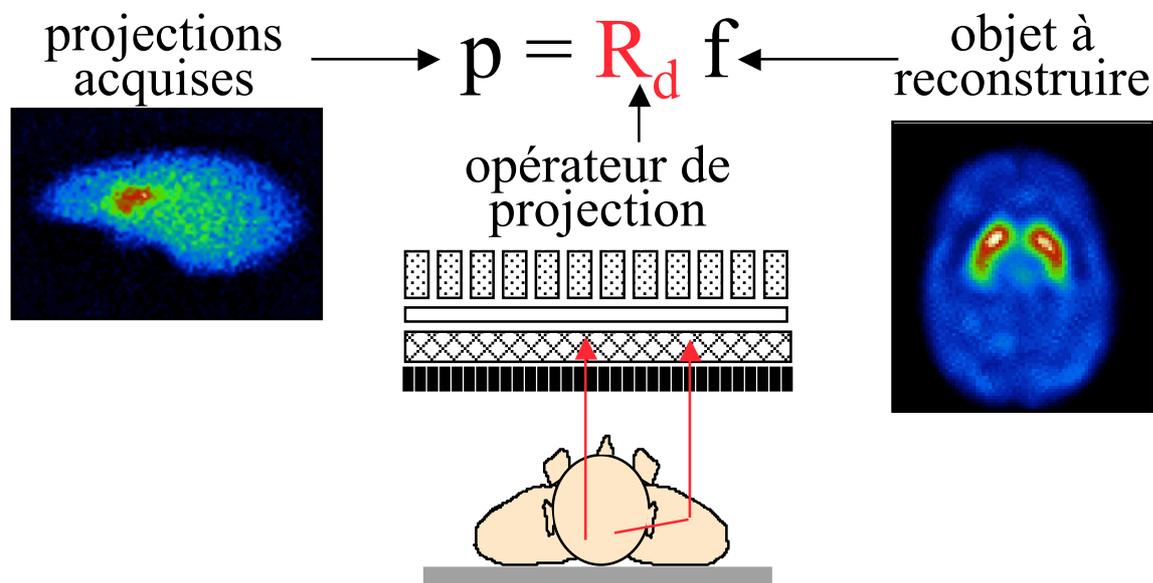
- estimation de  $P$

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

- ⇒ 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 :

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

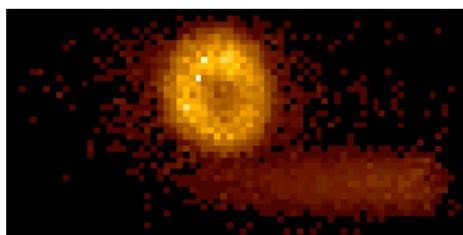
- modélisation analytique approximative
- modélisation Monte Carlo

- Reconstruction itérative avec modélisation de la diffusion dans le projecteur

- ⇒ approche de correction 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

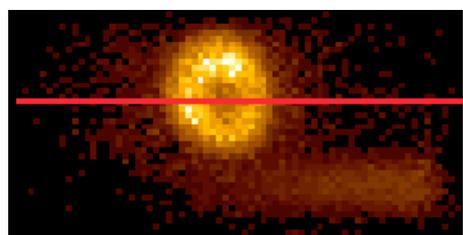


image 20% : 126-154 keV

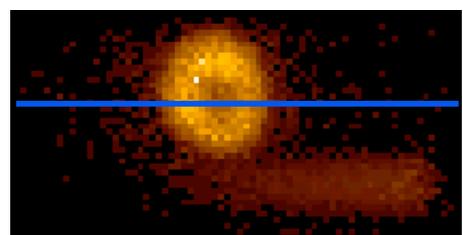


image 133-161 keV

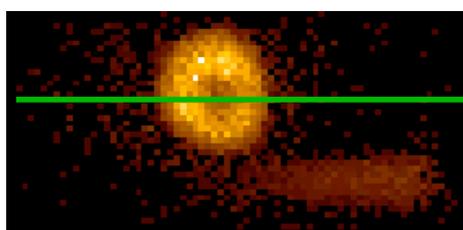
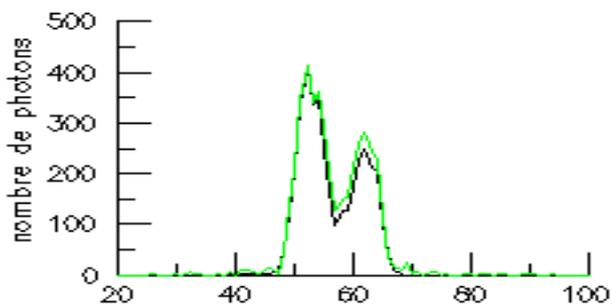
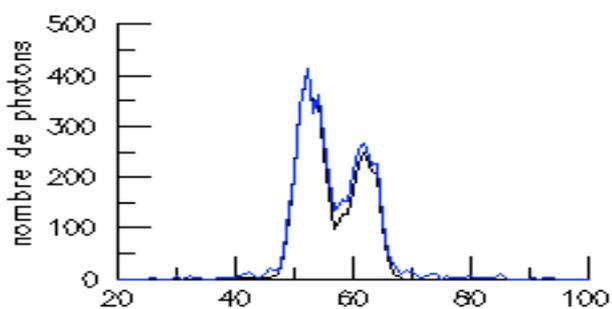
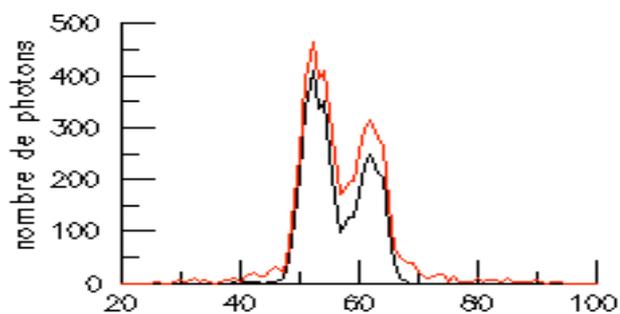


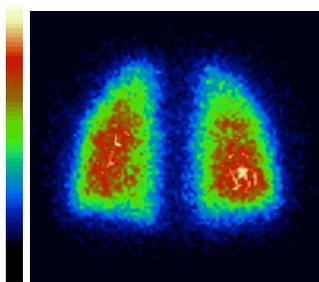
image Jaszczak



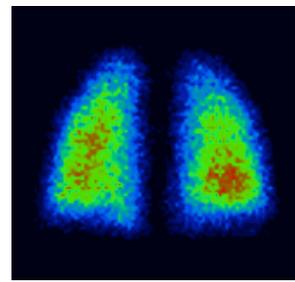
## Correction de diffusion en SPECT : synthèse

---

- Correction indispensable pour une quantification non biaisée
  - activité apparente dans des régions dénuées d'activité
  - surestimation de l'activité pouvant aller jusqu'à 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 par des techniques de soustraction du fait de l'augmentation du bruit



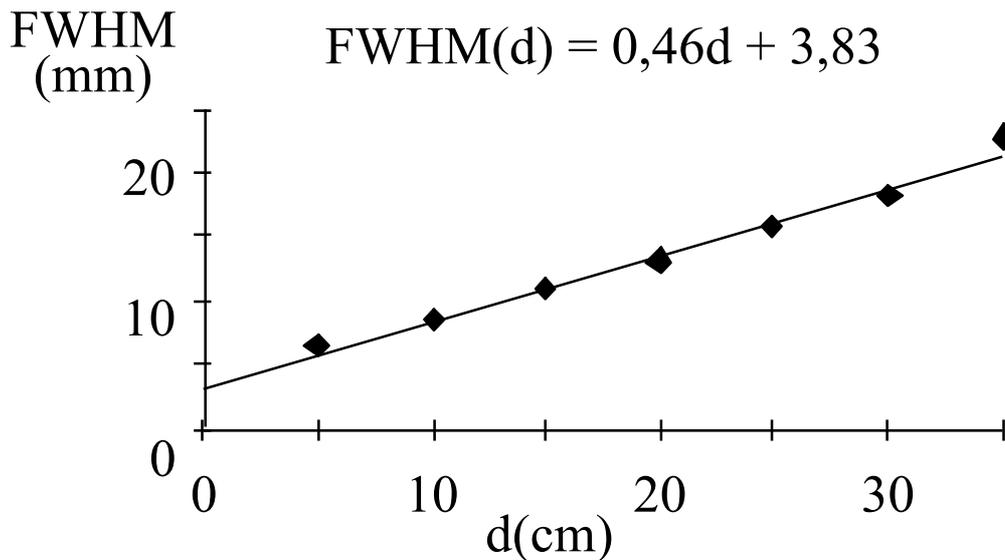
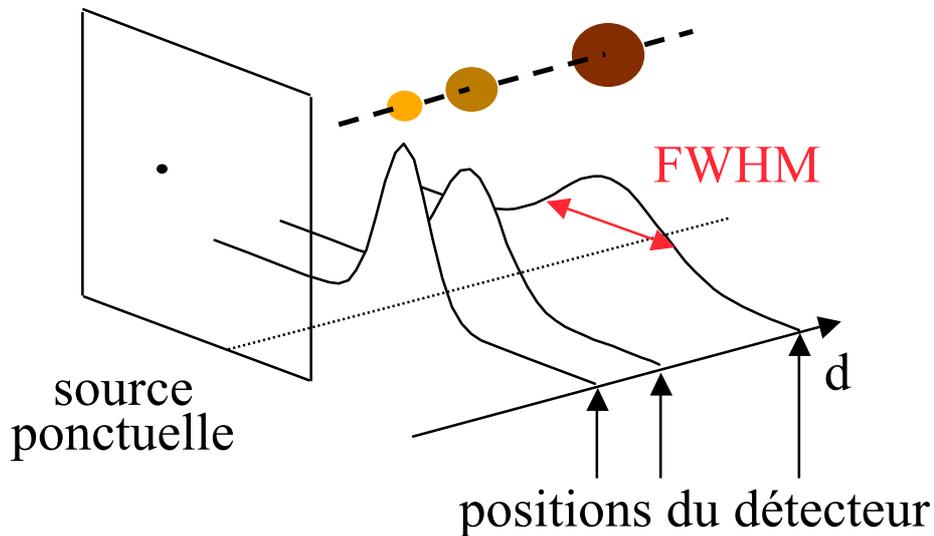
non corrigée



corrigée

⇒ apprentissage nécessaire pour l'interprétation des images corrigées

# Résolution spatiale non stationnaire en SPECT



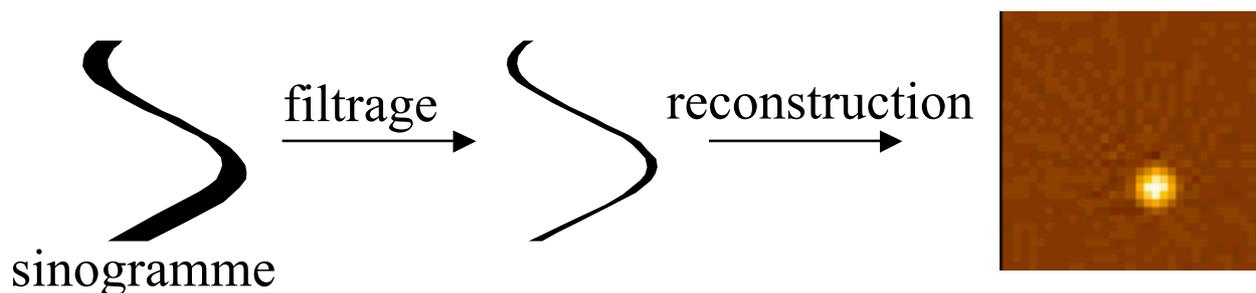
Picker PRISM 3000, colli // BE

- ⇒ distorsions dans les images tomographiques reconstruites : une sphère excentrée apparaît comme un ellipsoïde
- ⇒ résolution spatiale non stationnaire dans les images tomographiques reconstruites

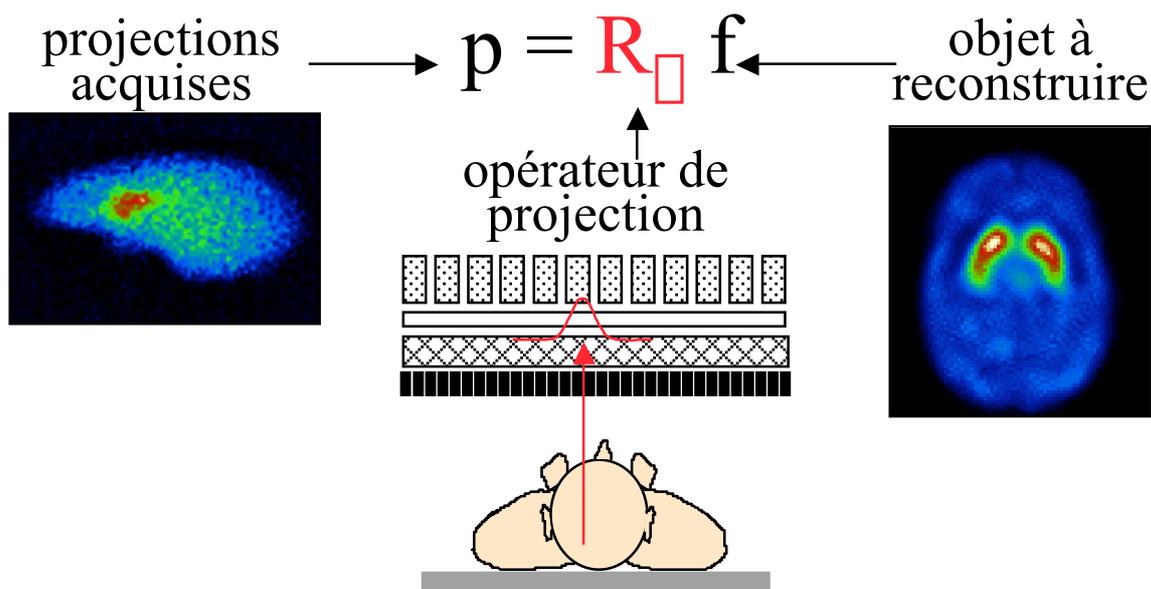
# Correction de résolution spatiale en SPECT : stratégie

- Deux stratégies de correction

- filtrage non stationnaire des projections avant reconstruction

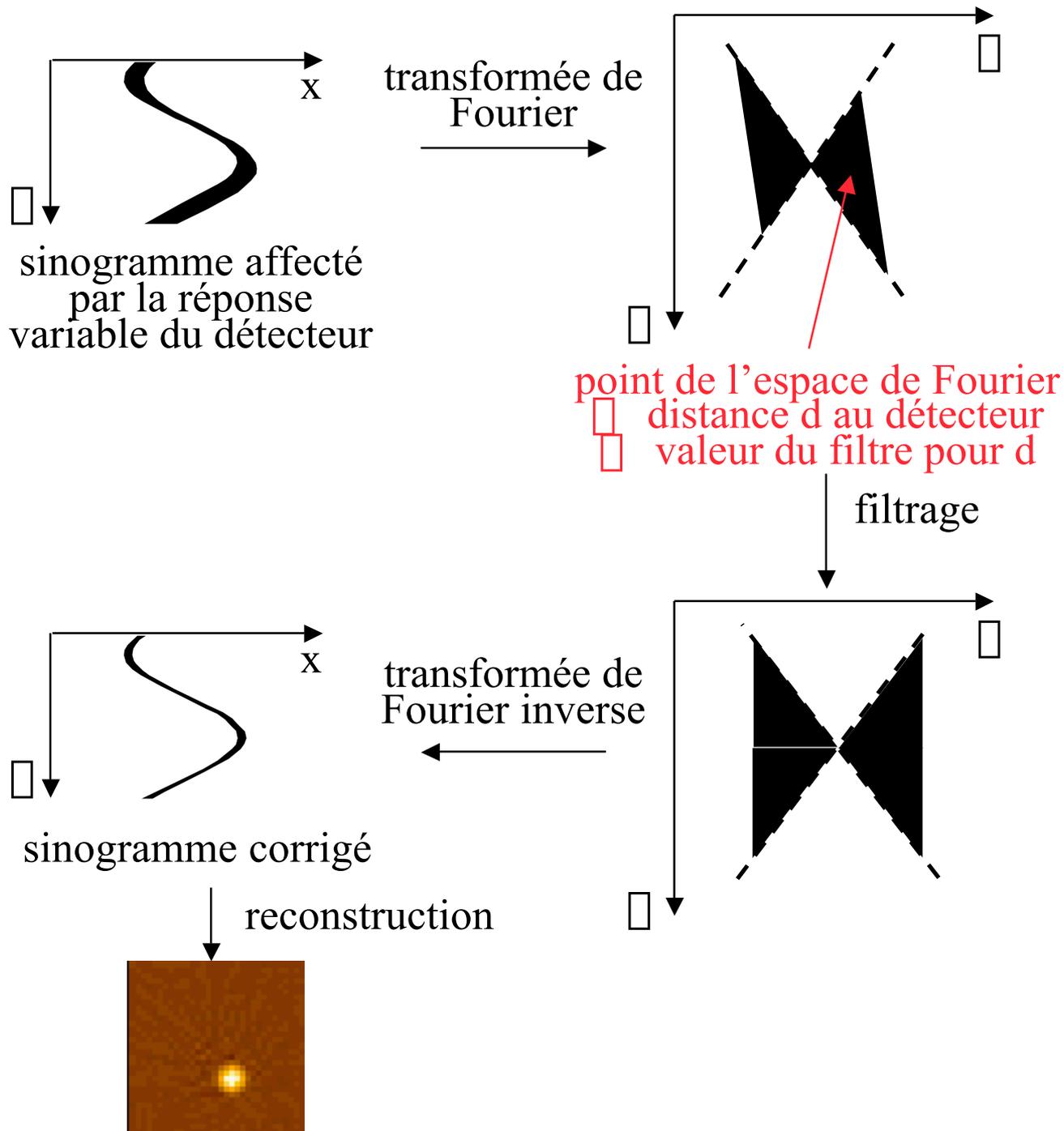


- modélisation de la fonction de réponse non stationnaire dans le projecteur utilisé pour la reconstruction tomographique



# Correction par déconvolution non stationnaire

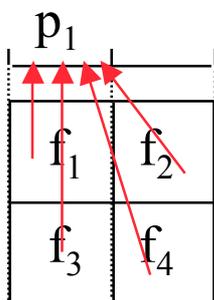
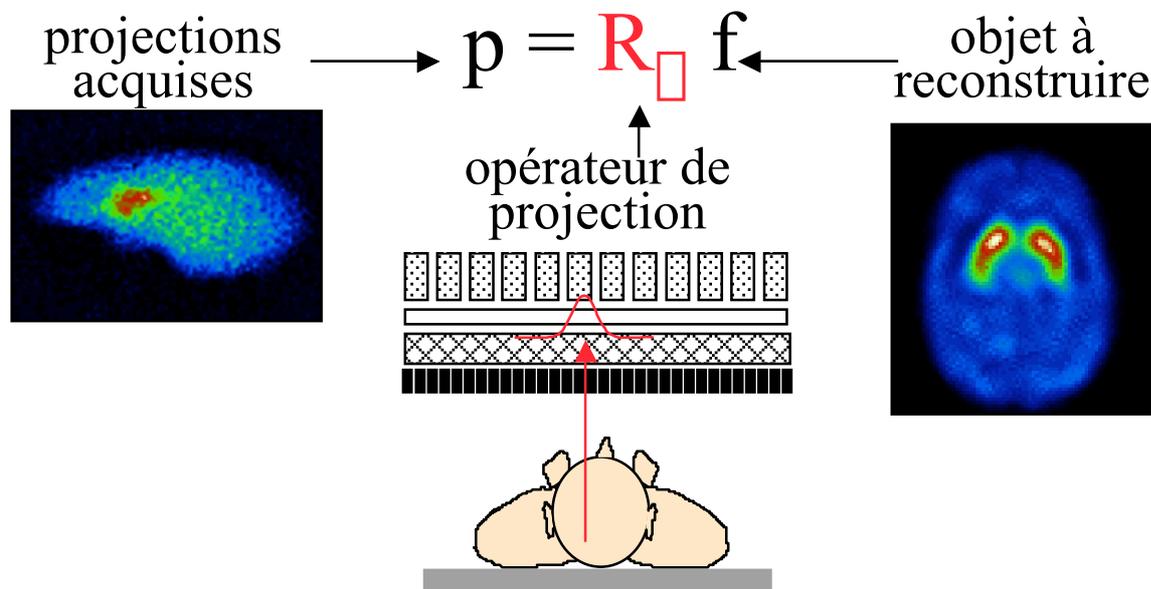
- Principe fréquence-distance



- ⇒ simple et rapide à mettre en œuvre
- ⇒ pas de mesure FWHM( $d$ ) requise
- ⇒ filtre empirique approximatif seulement

# 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 :

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

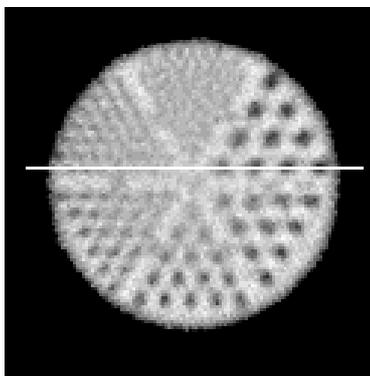
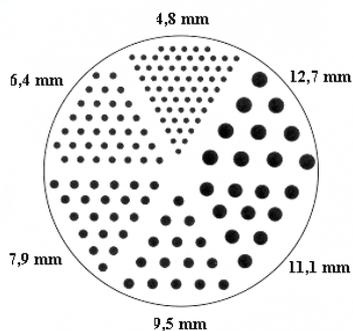
avec modélisation :

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

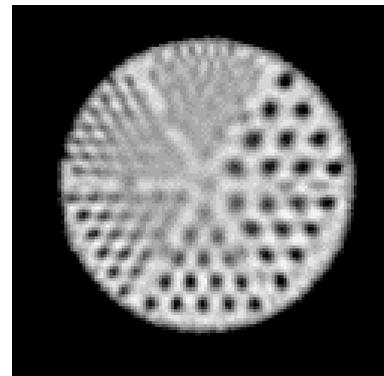
- modélisation analytique exacte possible

- 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

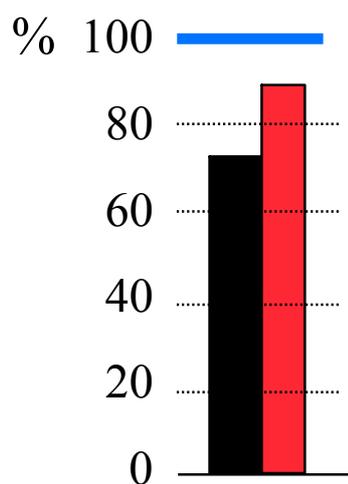
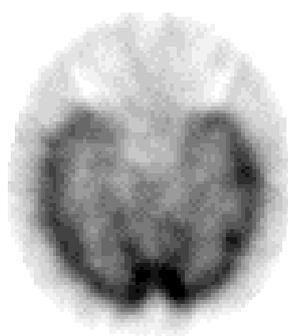
# Illustration



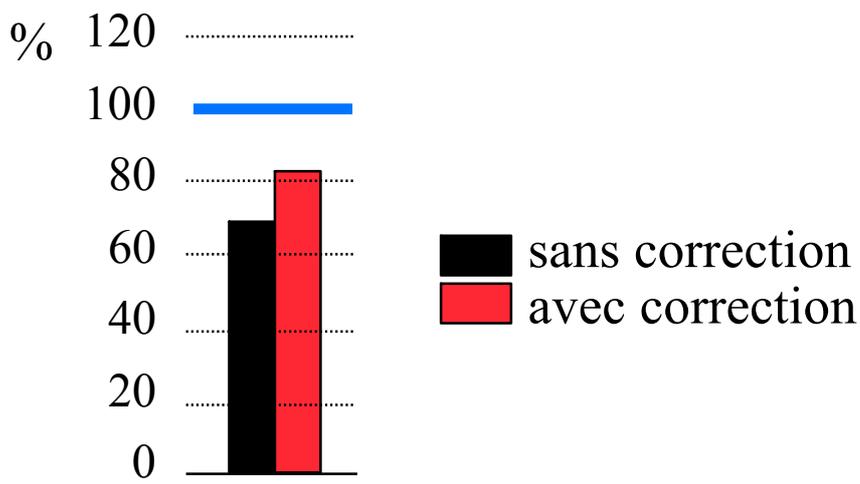
sans correction



avec correction



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

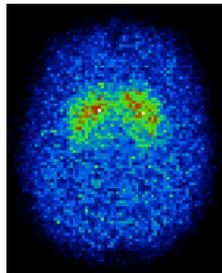


restauration d'activité dans la paroi VG (1 cm)

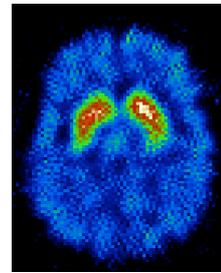
# Correction de résolution spatiale en SPECT : synthèse

---

- 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

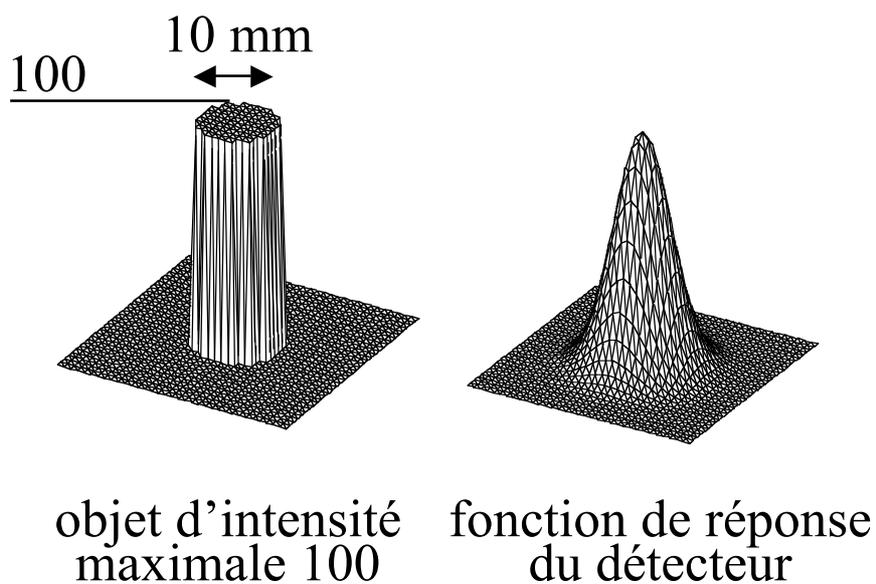


avec correction

- 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

# Effet de volume partiel en SPECT

---



=

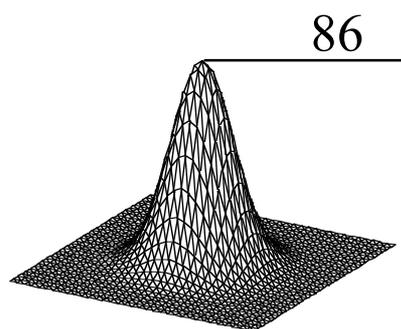
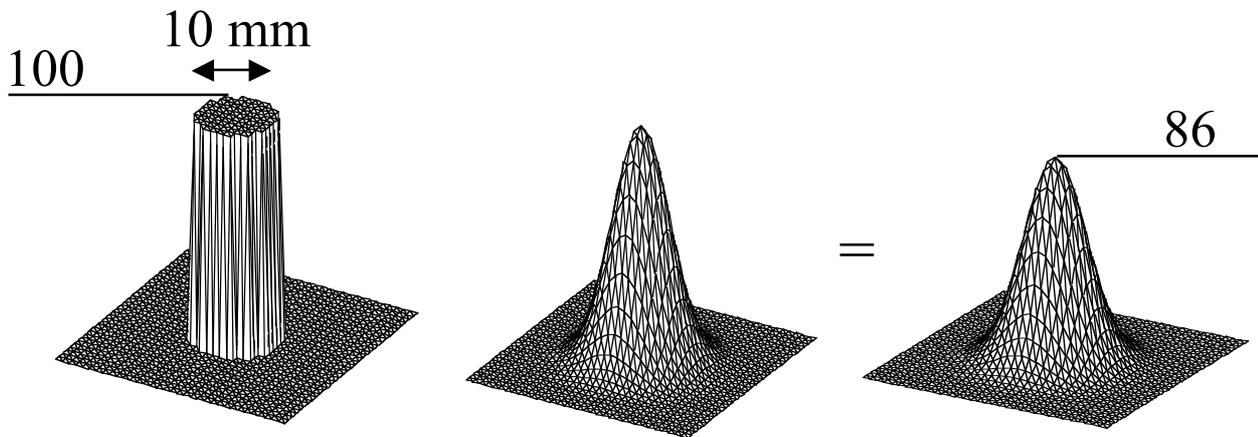
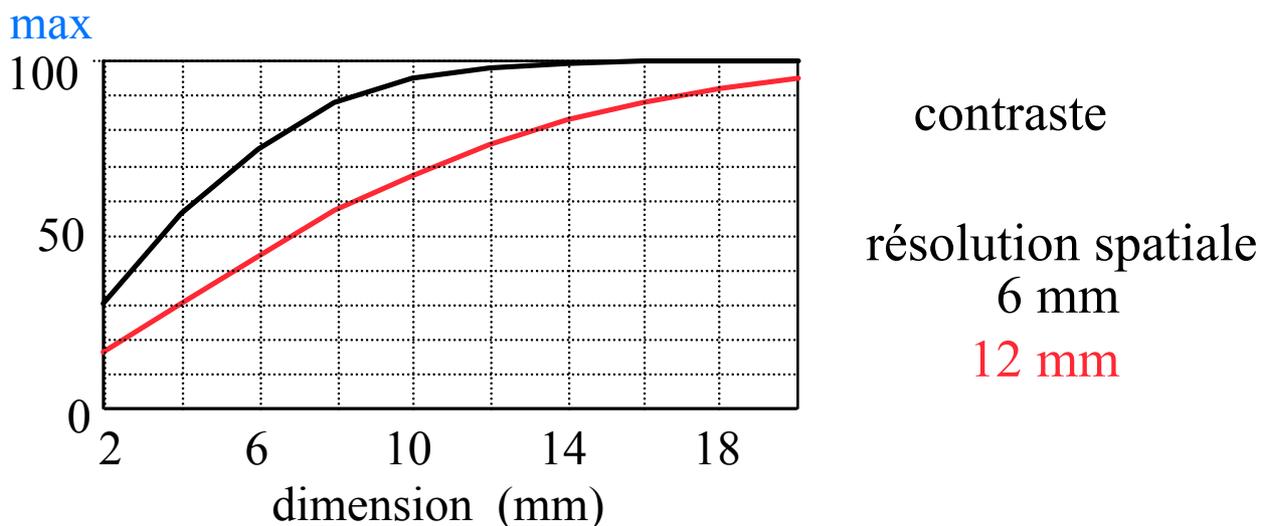


image observée

# Impact de l'effet de volume partiel en SPECT



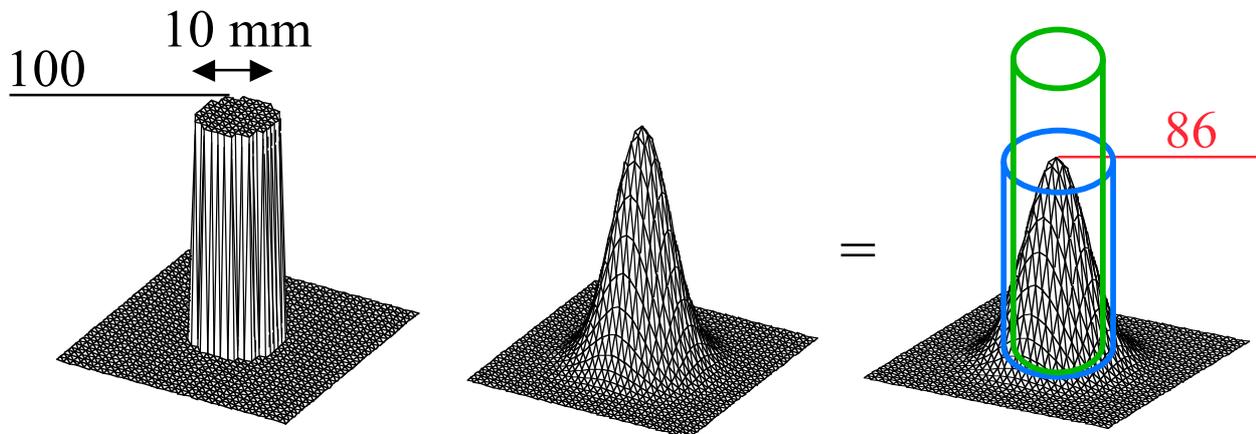
- Sous-estimation de l'activité dans les structures de petite taille dépendant
  - ⇒ du contraste objet / fond
  - ⇒ de la dimension de l'objet
  - ⇒ de la résolution spatiale du système
  - ⇒ de l'échantillonnage spatial
  - ⇒ de la région d'intérêt considérée



- ⇒ affecte les structures de taille  $< 2-3$  FWHM

# Influence de la région d'intérêt (ROI) considérée

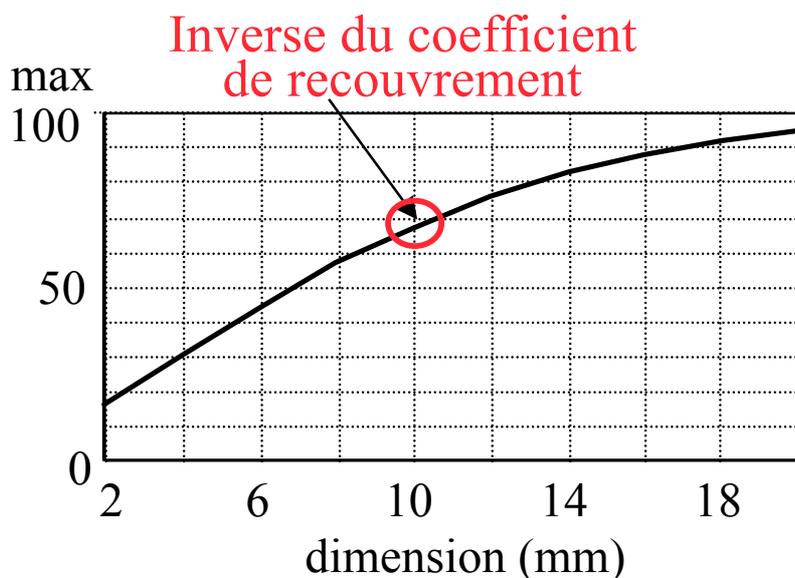
---



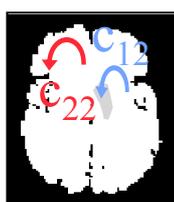
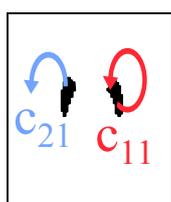
- **max** (ROI de 1 pixel) :
  - minimise le biais introduit par l'effet de volume partiel
  - très sensible au bruit dans l'image
- **tracée manuellement** :
  - effet de volume partiel dépendant fortement de l'observateur (biais peu reproductible)
  - biais toujours plus élevé qu'en considérant le max
- **ROI anatomique** :
  - biais introduit par l'effet de volume partiel important mais prévisible

# Correction de volume partiel : stratégies

- Deux stratégies
  - coefficients de recouvrement



- inversion d'une matrice de contamination croisée



$$m_1 = c_{11} a_1 + c_{12} a_2$$

$$m_2 = c_{21} a_1 + c_{22} a_2$$

- Assez peu de travaux en SPECT

# Correction par coefficients de recouvrement

---

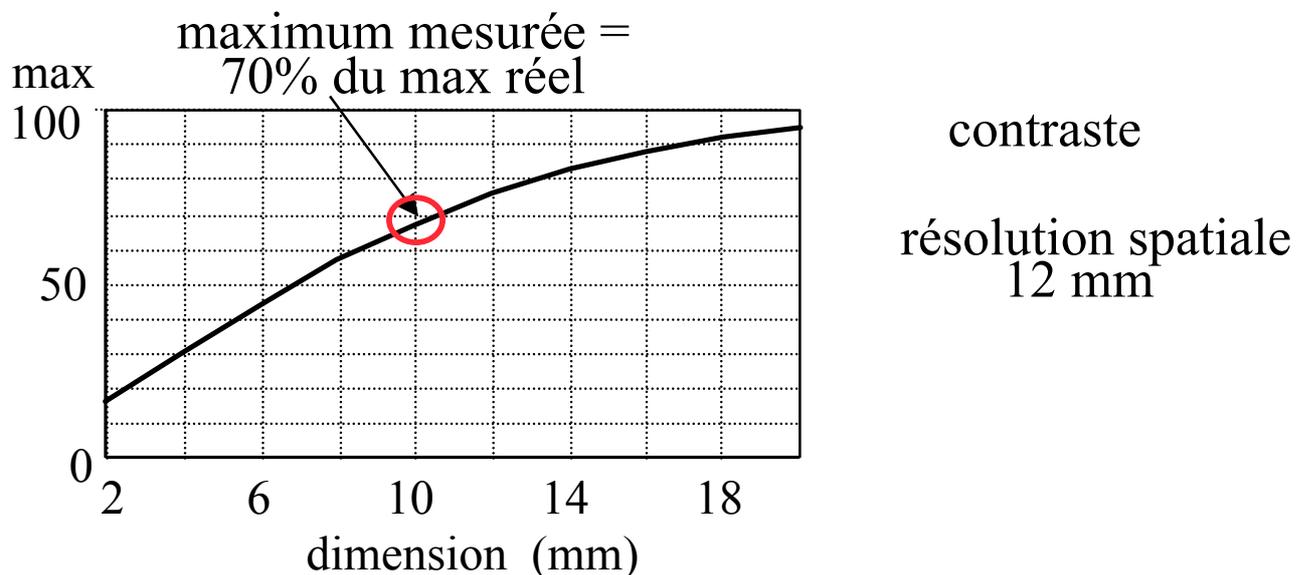
- Hypothèses

- taille de la structure d'intérêt connue
- contraste connu
- résolution spatiale du système connue

⇒ détermination d'un coefficient de recouvrement à partir de tables

- Exemple

- structure de 1 cm
- contraste infini (pas d'activité environnante)
- résolution spatiale de 12 mm



⇒ activité réelle = maximum de l'activité mesurée / 0,7

# Inversion d'une matrice de contamination croisée

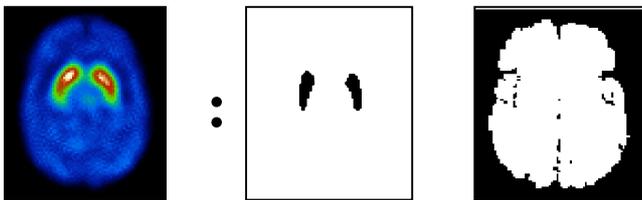
---

- Hypothèses

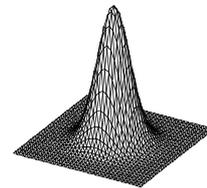
- supports anatomiques des différentes structures fonctionnelles connus
- fonction de réponse spatiale du système connue

- Exemple : imagerie des récepteurs dopaminergiques

- modèle :

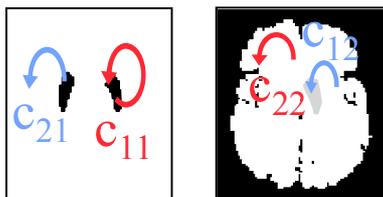


2 compartiments  
fonctionnels  
d'activités  $a_1$  et  $a_2$



fonction de réponse déterminant  
les contaminations  $c_{ij}$   
entre compartiments

- estimation des contaminations entre compartiments



$$m_1 = c_{11} a_1 + c_{12} a_2$$

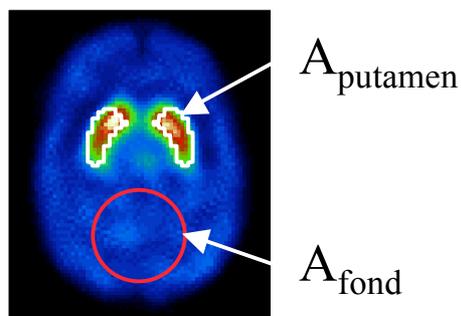
$$m_2 = c_{21} a_1 + c_{22} a_2$$

- correction : inversion du système matriciel connaissant  $m_1$ ,  $m_2$ , et les coefficients  $c_{ij}$   
 $\Rightarrow a_1$  et  $a_2$

$\Rightarrow$  modélisation relativement simpliste pour certaines applications

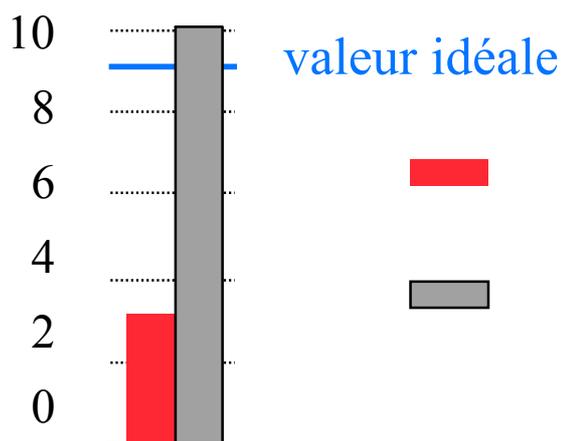
# Illustration

- Mesure de l'activité dans les striata en SPECT cérébral  
- potentiel de liaison (PL)



$$PL = \frac{A_{\text{putamen}} - A_{\text{fond}}}{A_{\text{fond}}}$$

potentiel de liaison

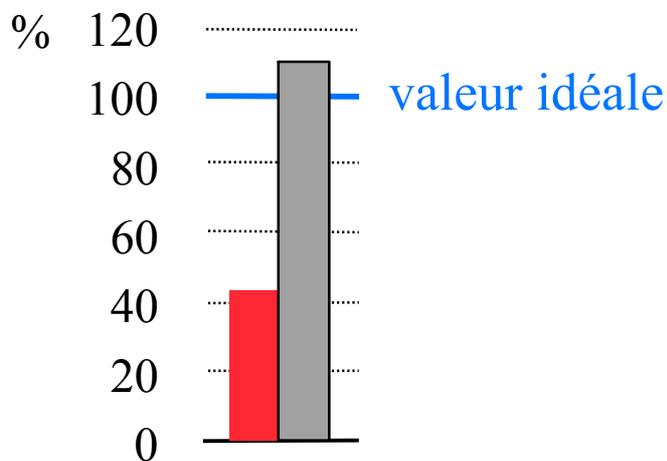


corrections

atténuation + diffusion  
+ résolution spatiale

atténuation + diffusion  
+ résolution spatiale +  
volume partiel

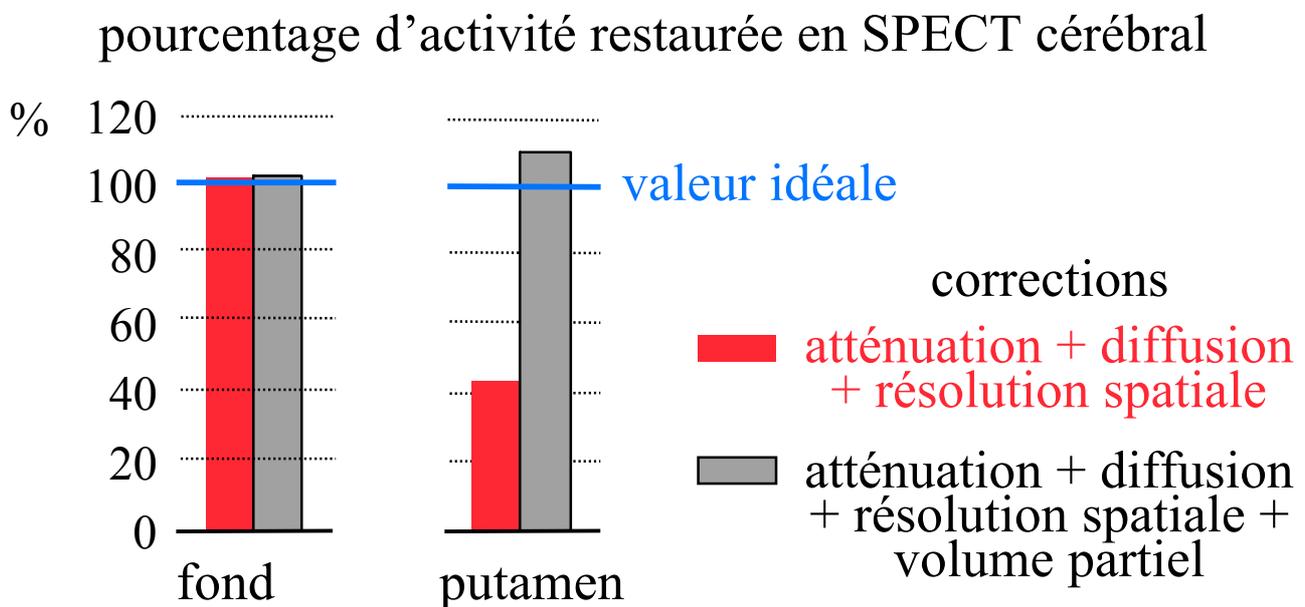
- activité restaurée dans le putamen



## Correction de volume partiel : synthèse

---

- Correction non nécessaire pour estimer l'activité dans des structures de grande taille ( $> 3$  FWHM)
- Correction indispensable pour une estimation non biaisée de l'activité dans les structures de taille  $< 2-3$  FWHM



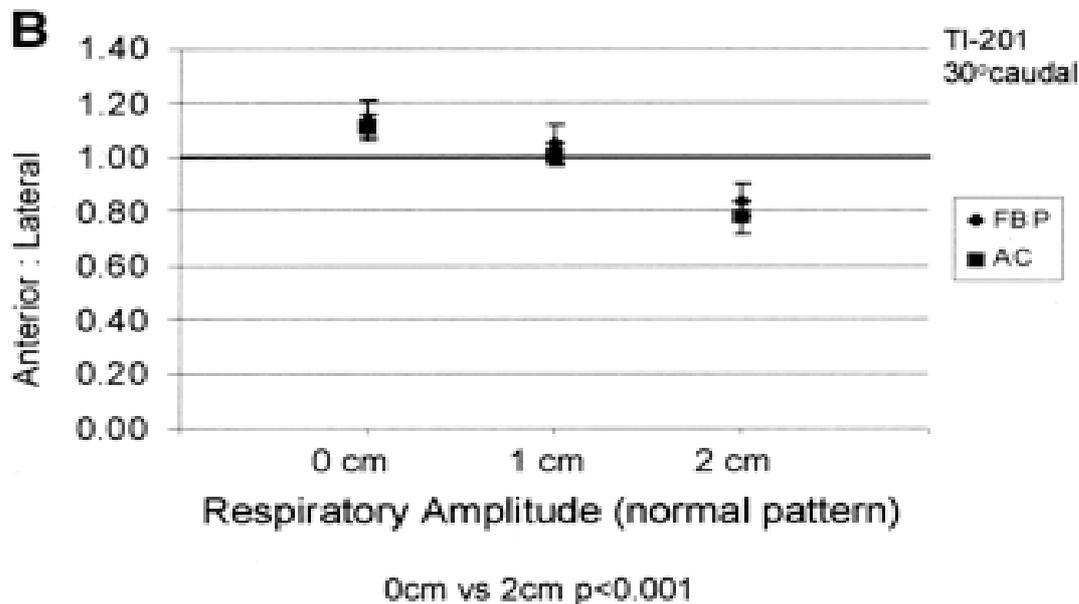
- Pas de correction systématiquement appliquée en routine
- Pas de consensus quant à la meilleure méthode de correction : différentes méthodes actuellement en développement

# Mouvement en SPECT

---

- 2 types de mouvements :
  - physiologiques (cardiaques, respiratoires)
  - fortuits
- Mouvement respiratoire : mouvement d'amplitude de 1 à 3 cm, environ 18 fois par minute.
- Conséquences quantitatives encore peu étudiées
- Exemple :

## SPECT cardiaque

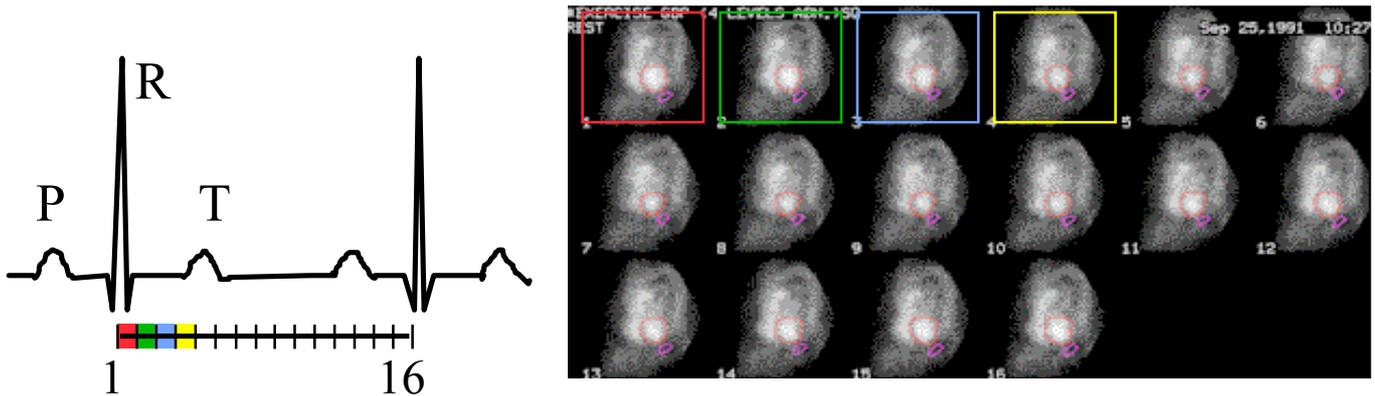


➔ modification du rapport d'activité  
antérieure/latérale de ~25%

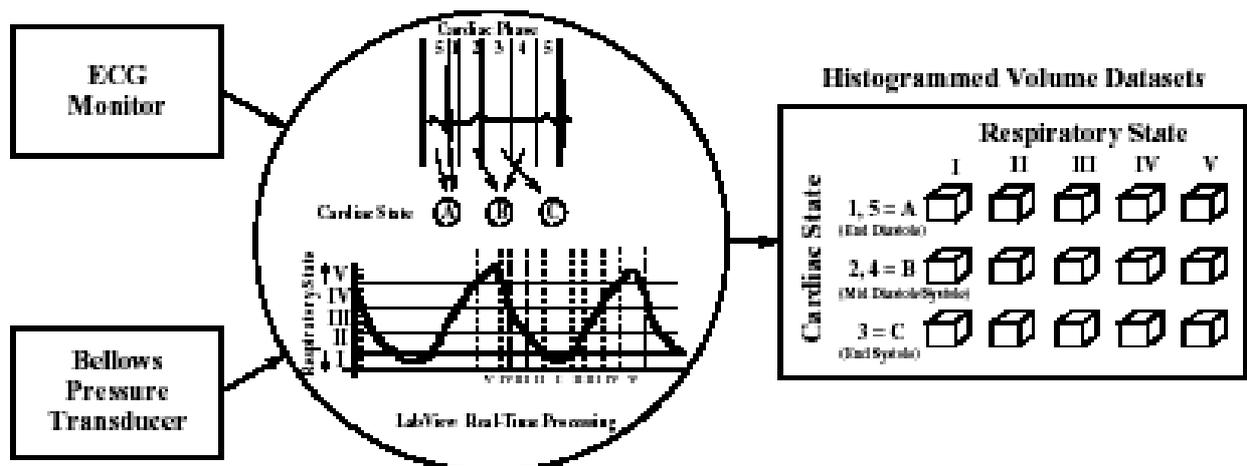
*Pitman et al, J Nucl Med 2002:1259-1267*

# Correction de mouvements

- Mouvement cardiaque : synchronisation à l'électrocardiogramme



- Mouvement respiratoire : vers une synchronisation respiratoire (travaux en cours)



# Impact de la méthode de reconstruction tomographique

---

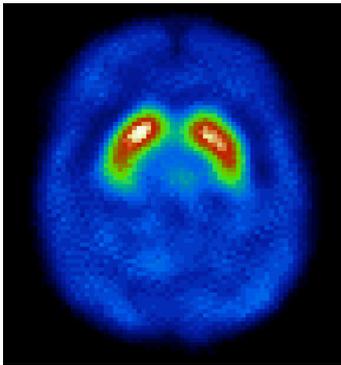
## FBP, OSEM, Gradient Conjugué ?

- Affecte la quantification indirectement, au travers de :
  - la résolution spatiale dans les images reconstruites (qui détermine notamment l'importance de l'effet de volume partiel)
  - le niveau de bruit dans les images reconstruites
  
- A compromis résolution spatiale / niveau de bruit identique, la méthode de reconstruction n'influence pas la qualité de la quantification (mais peut influencer les performances de détection !)
  
- En pratique cependant, différents algorithmes présentent souvent des compromis résolution spatiale / niveau de bruit différents

# L'étalonnage

---

- Etape indispensable à la quantification absolue
- Permet de relier un nombre de coups par pixel à une concentration d'activité

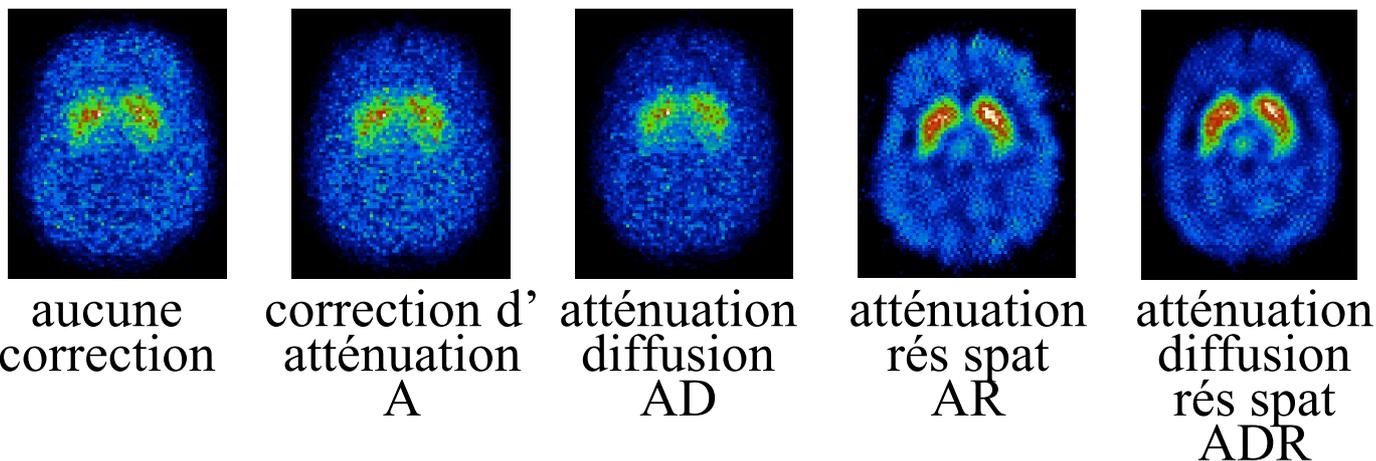


$$X \text{ coups/s/pixel} \xrightarrow{\text{Facteur d'étalonnage}} Y \text{ kBq/ml}$$

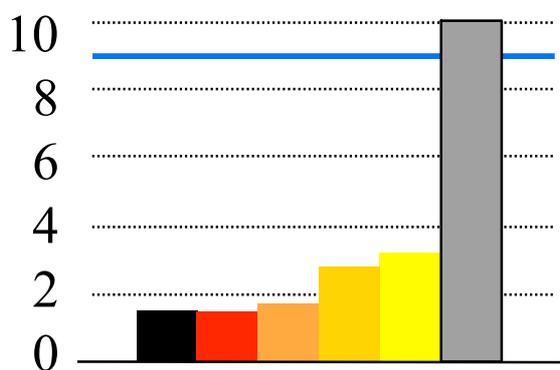
- Calcul du facteur d'étalonnage  $K$  par une expérience préliminaire au moyen d'une source (ponctuelle) d'activité connue, par  $K = Y/X$
- Activité =  $K \cdot X$

# Quantification en SPECT : synthèse

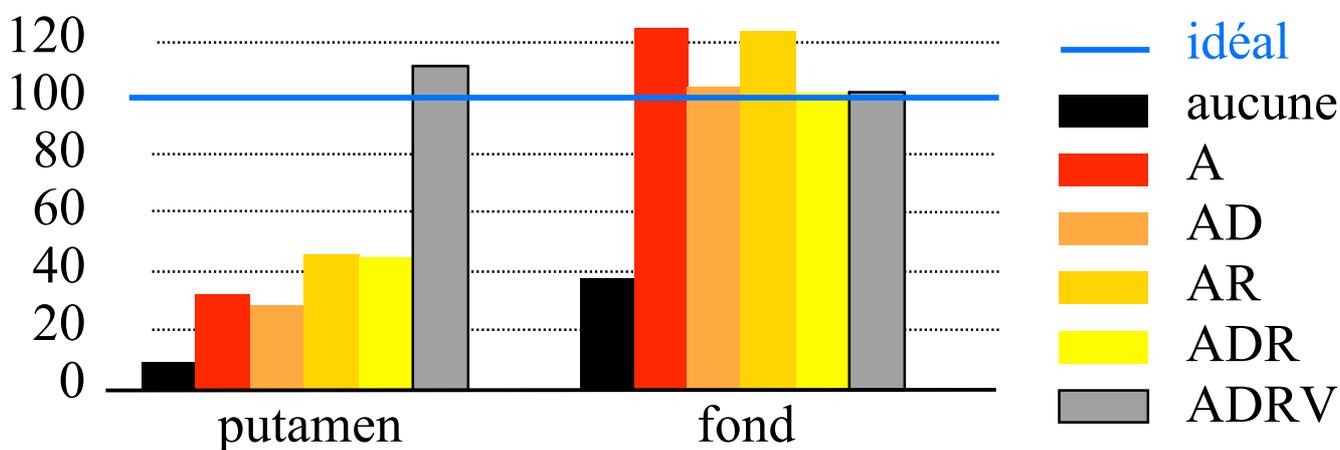
- Importance respective des différentes corrections  
- exemple de la quantification en SPECT cérébral



⇒ mesure du potentiel de liaison



⇒ pourcentage de l'activité restaurée dans les putamens



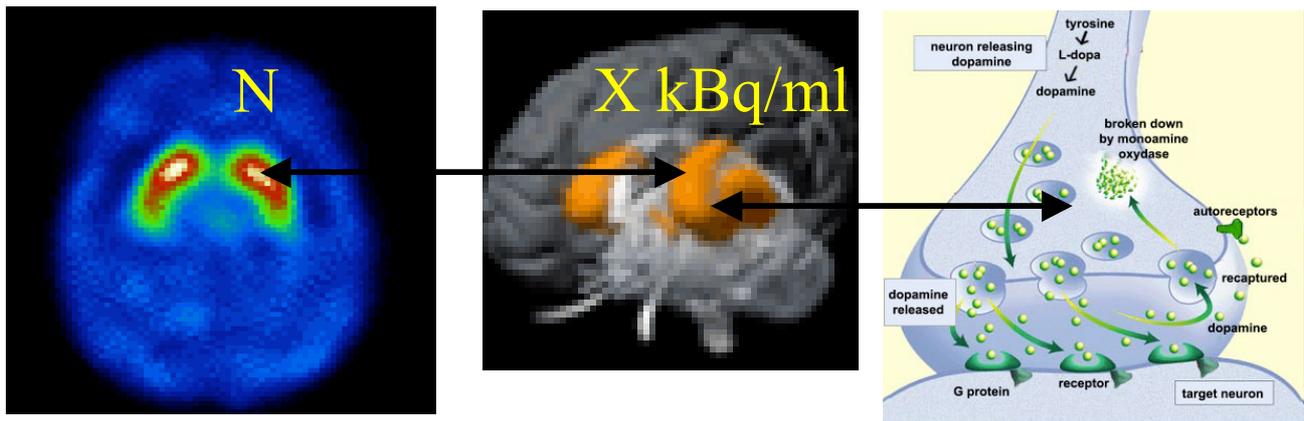
# Quantification en SPECT : synthèse

---

- Quantification absolue
  - correction d'atténuation indispensable
  - correction de diffusion nécessaire pour éviter une surestimation d'activité pouvant aller jusqu'à plus de 30%
  - correction de volume partiel indispensable pour éviter une sous-estimation de l'activité dans les structures de petites tailles ( $< 2-3$  FWHM)
- Quantification relative
  - correction de diffusion nécessaire pour réduire l'activité parasite dans des structures pas ou peu fixantes
  - correction de résolution spatiale nécessaire pour diminuer les biais
- En pratique
  - corrections d'atténuation de plus en plus disponibles (modélisation dans un algorithme de reconstruction itératif)
  - corrections de diffusion et de résolution spatiale disponibles mais peu utilisées
  - correction de volume partiel non disponible et en développement
  - correction de mouvement très rarement réalisée (non disponible en clinique)

# Au delà de la mesure d'une concentration d'activité

- Exploiter les mesures de concentration pour estimer des paramètres PHYSIOLOGIQUES caractérisant les processus étudiés

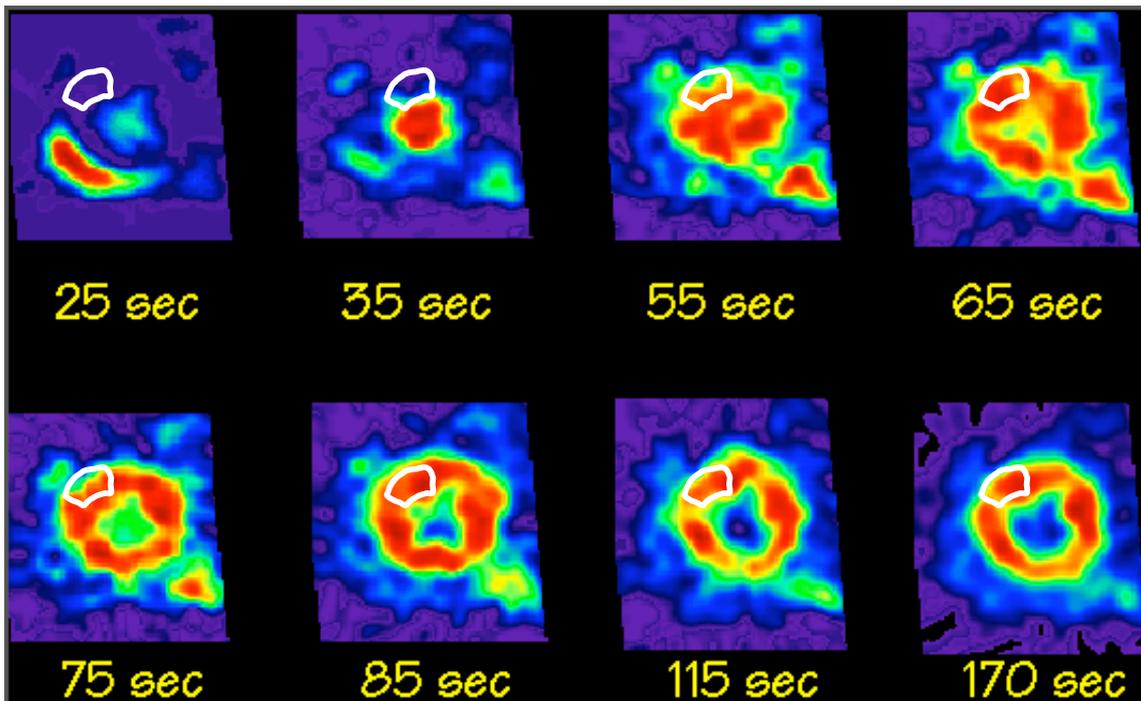


- Exemple : concentration de radiotracteur dans les striata pour déterminer la densité de transporteurs dopaminergiques

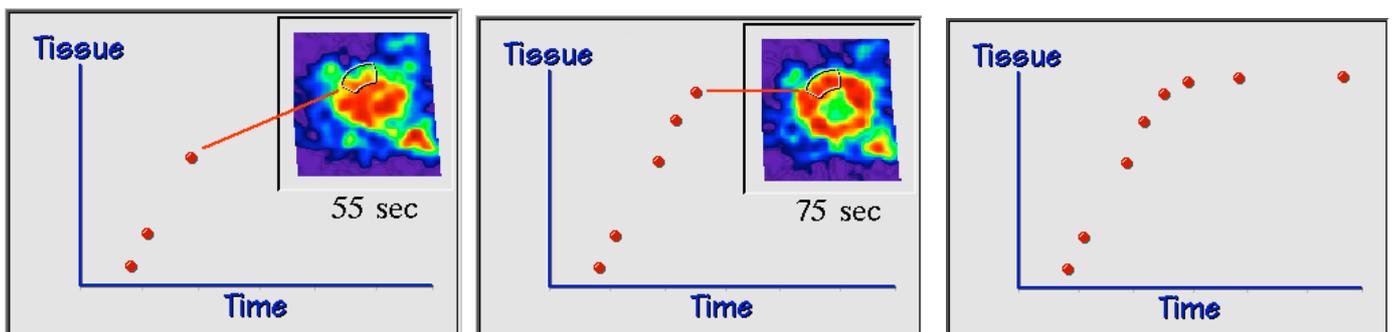
## La modélisation

## Approche la plus complète

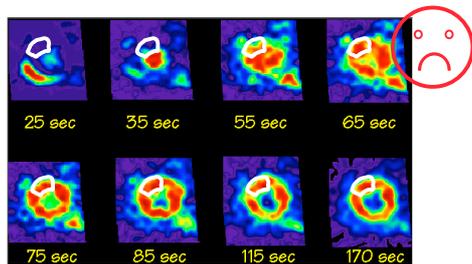
- Suivi du devenir du radiotracer dans l'organisme au moyen de l'acquisition d'une séquence d'images acquises dans le temps



- Mesure de la cinétique régionale du traceur



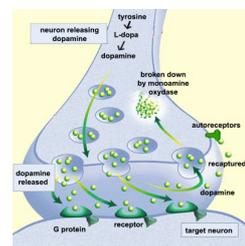
# Principe de l'estimation de paramètres physiologiques



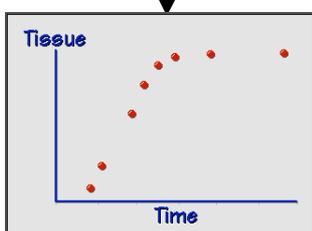
séquence d'images dynamique



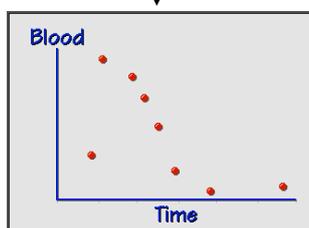
prélèvement sanguin



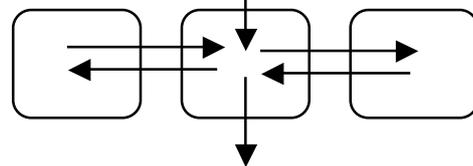
connaissances biochimiques



cinétique associée à une région

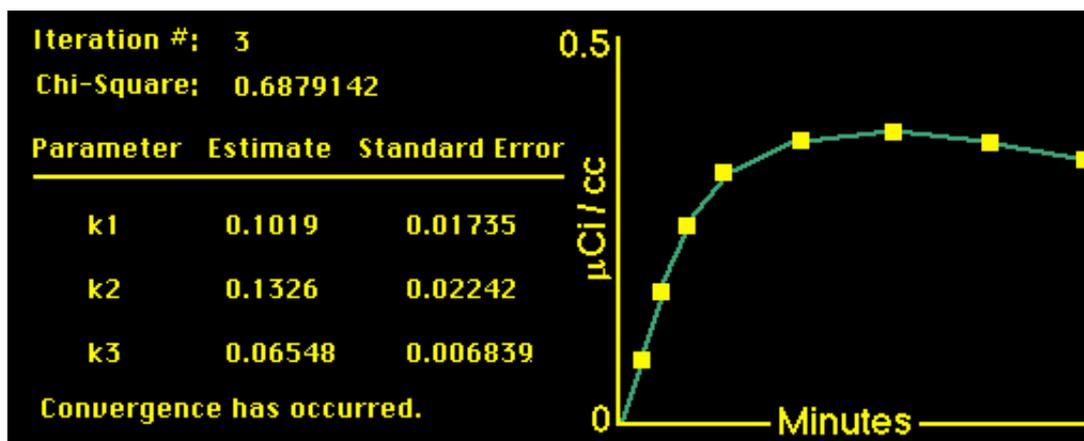


fonction d'entrée



modèle

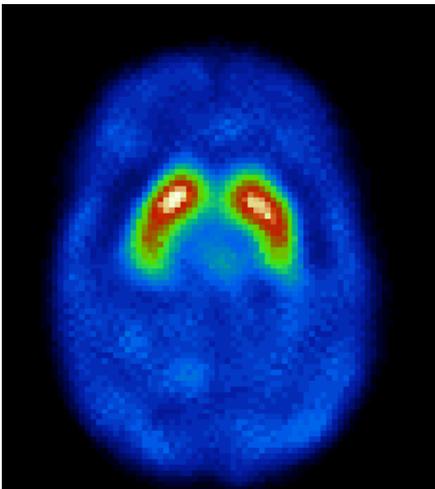
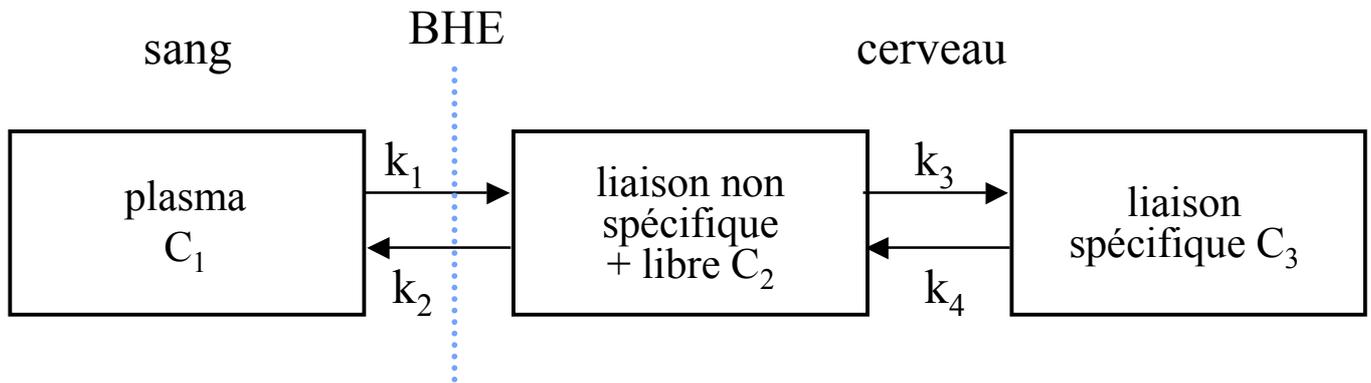
ajustement des mesures au modèle



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

# Simplification de l'analyse cinétique complète

- Exemple de la neurotransmission



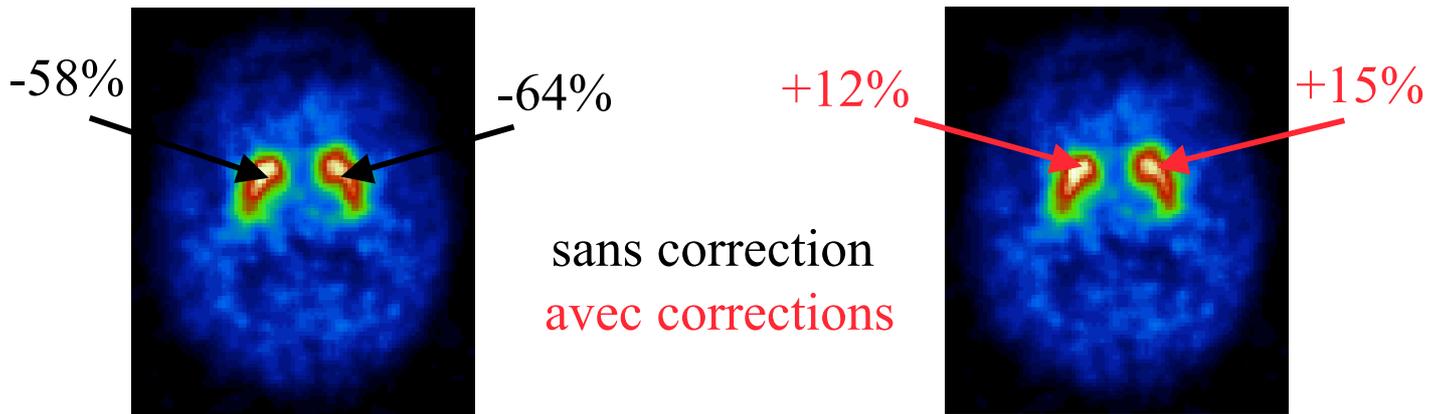
$$\text{Potentiel de liaison} = \frac{C_3 - C_2}{C_2}$$

Caractérise la densité de neurotransmetteurs à partir d'une image statique

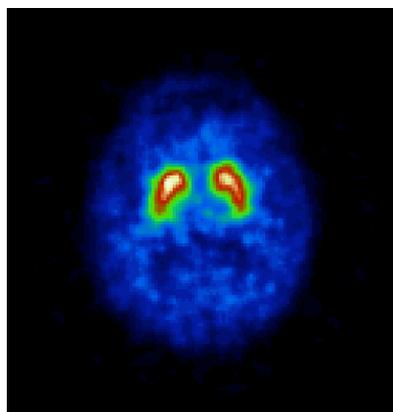
# Intérêt clinique des corrections en SPECT

- Exemple de la neurotransmission dopaminergique

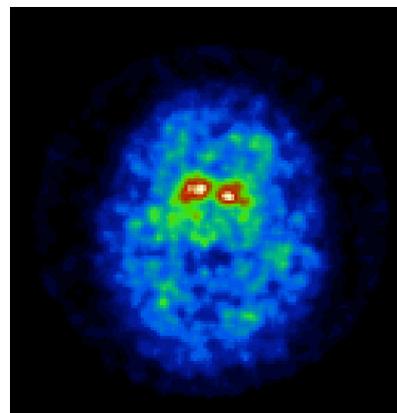
## Mesure du potentiel de liaison



## Diagnostic différentiel



Alzheimer



démence à corps de Lewy

