

## Quantification en tomographie d'émission

Irène Buvat  
U678 INSERM  
Paris

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

janvier 2006

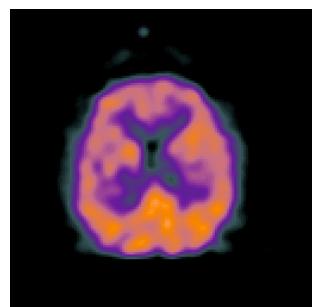
# Plan du cours

---

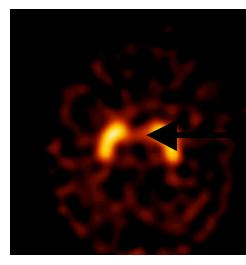
- Introduction
  - Quantification en tomographie d'émission : définition et enjeux
  - Phénomènes biaisant la quantification
- Quantification en SPECT
  - Atténuation
    - Problème, Méthodes de correction, Résultats
  - Diffusion
    - Problème, Méthodes de correction, Résultats
  - Résolution spatiale non stationnaire
    - Problème, Méthodes de correction, Résultats
- Quantification en PET
  - Atténuation
    - Problème, Méthodes de correction, Résultats
  - Diffusion
    - Problème, Méthodes de correction, Résultats
  - Coïncidences fortuites
    - Problème, Méthodes de correction, Résultats
  - Normalisation
- Problèmes communs au PET et SPECT
  - Effet de volume partiel
    - Problème, Méthodes de correction, Résultats
  - Mouvement
    - Problème, Méthodes de correction, Résultats
  - Reconstruction tomographique
  - Etalonnage
  - Temps mort
- Synthèse et conclusions

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

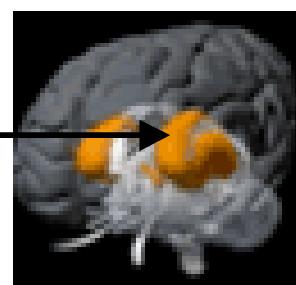
- Quantification ~ mesure



⇒ grandeur numérique extraite d'une image



intensité du signal  
dans une région



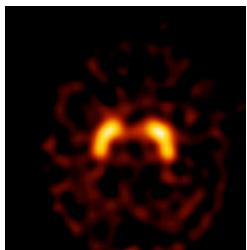
concentration de  
radiotraceur (kBq/ml)

- Deux types de quantification
  - Quantification absolue
    - ⇒ mesure de la concentration de radiotraceur au sein d'un organe (kBq/ml)
    - ⇒ mesure d'un volume
  - Quantification relative
    - ⇒ rapport de concentration entre 2 régions (tumeur et tissus sains)

# Introduction : pourquoi la quantification ?

Caractérisation objective des observations, susceptible d'améliorer :

- Le diagnostic différentiel



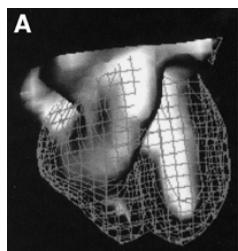
densité de transporteurs dopaminergiques  
→ type de démence

- Le pronostic



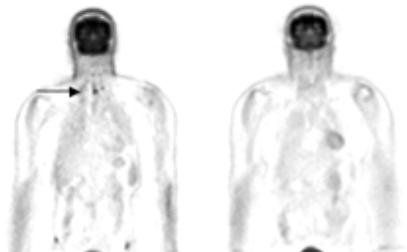
grade de la tumeur → survie

- La prise en charge thérapeutique



fraction d'éjection → traitement

- Le suivi thérapeutique



régression du métabolisme glucidique  
→ poursuite du traitement

# Introduction : le problème de la quantification

- Préalable :



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

- En pratique, nombreux obstacles :

- ✓ mouvement
- ✓ émission aléatoire des photons
- ✓ diffusion Compton des photons
- ✓ atténuation des photons
- ✓ résolution spatiale limitée
- ✓ coïncidences aléatoires
- ✓ temps mort



- ✓ reconstruction tomographique
- ✓ méthode de mesures

# Obstacles à la quantification

---

- Obstacles intrinsèques

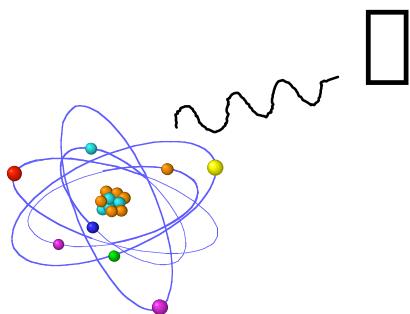
- interactions rayonnement matière en SPECT et PET
  - ⇒ atténuation
  - ⇒ diffusion Compton
- limites du dispositif d'imagerie
  - ⇒ résolution spatiale limitée et non stationnaire
  - ⇒ coïncidences fortuites en PET
  - ⇒ bruit de mesure
  - ⇒ reconstruction tomographique

- 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

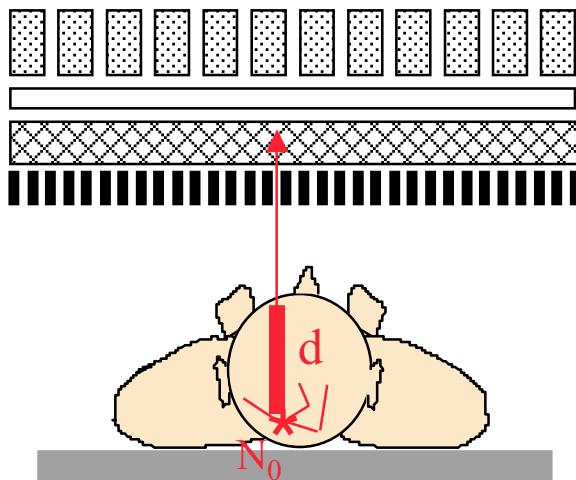
---



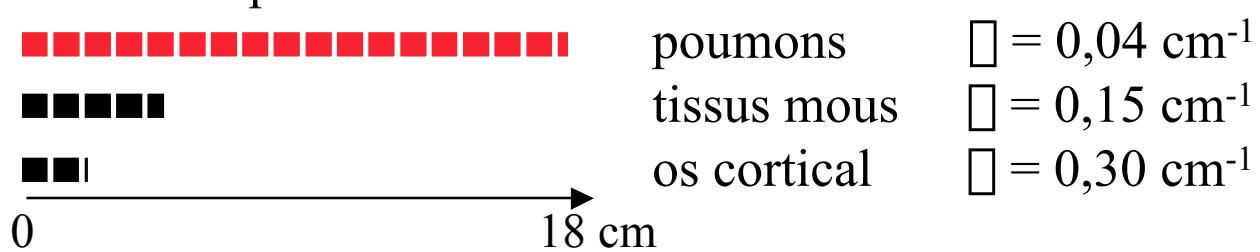
- Principaux phénomènes à corriger
  - atténuation
  - diffusion
  - résolution non stationnaire du détecteur
  - effet de volume partiel

## Atténuation en SPECT

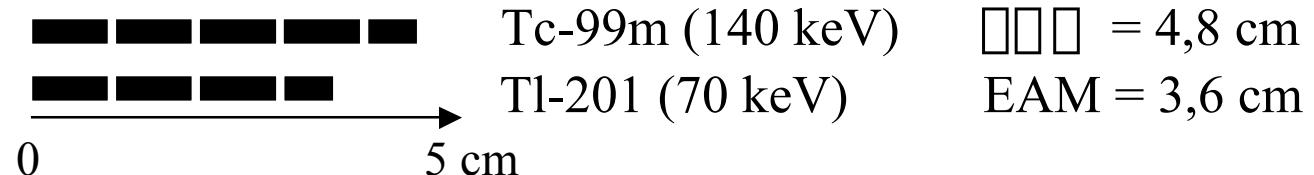
$$N = N_0 \exp \int_0^d -\square(l) dl$$



- Dépend du lieu d'émission sur la ligne de projection
  - Dépend de la densité du milieu atténuant  
épaisseur d'atténuation moitié à 140 keV



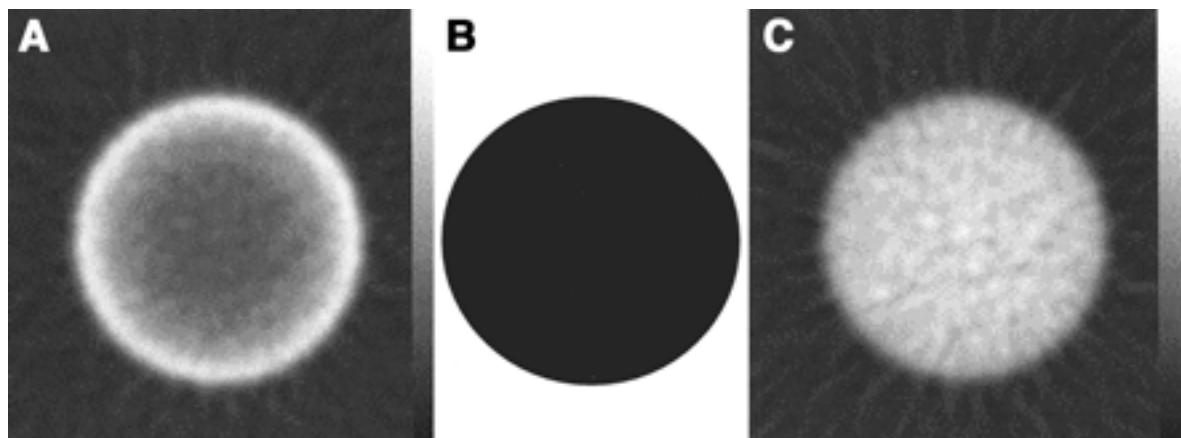
- Dépend de l'énergie des photons ☐ car ☐ en dépend épaisseur d'atténuation moitié dans l'eau



# Conséquences de l'atténuation en SPECT

---

Coupe reconstruite à travers un cylindre uniforme



A : image affectée par l'atténuation

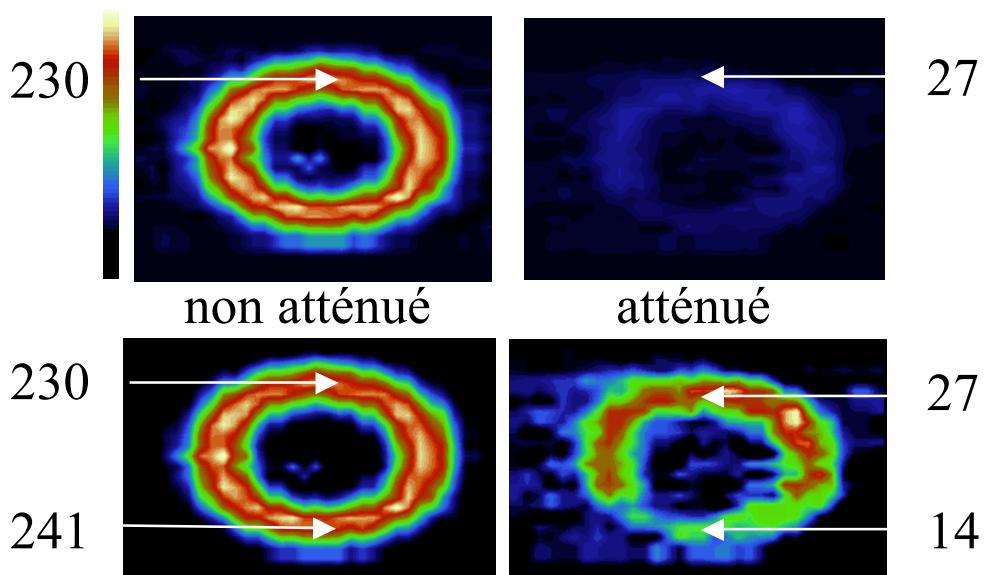
B : carte d'atténuation

C : image après correction de l'atténuation

Zaidi and Hasegawa J Nucl Med 2003

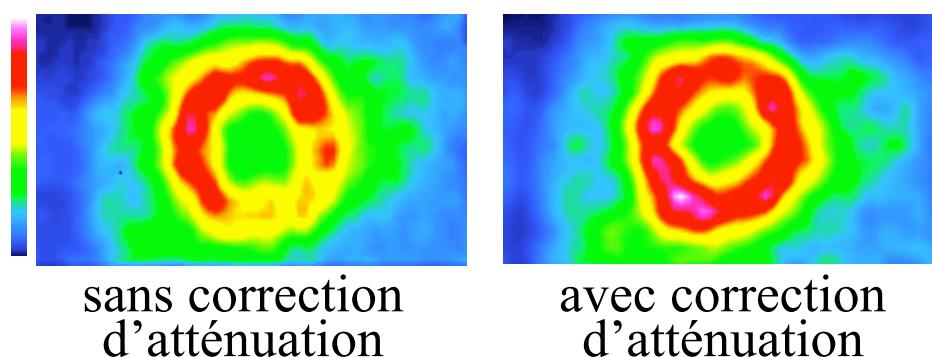
# Conséquences de l'atténuation en SPECT

- 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

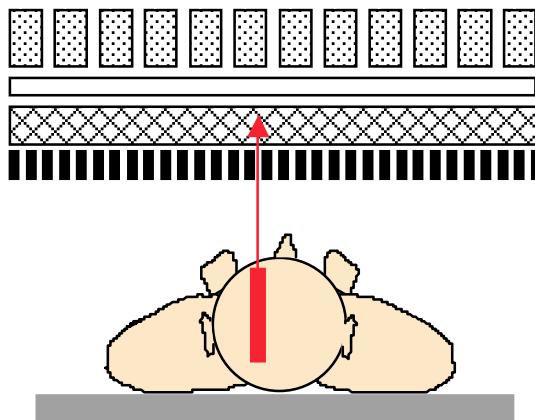
Tl-201 SPECT



# Correction d'atténuation en SPECT : problème

---

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

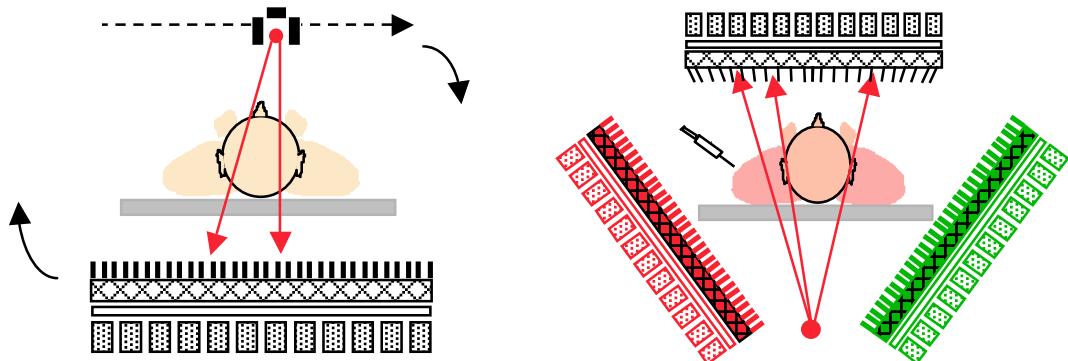


- ⇒ nécessité de connaître distribution d'activité et et distribution d'atténuation
- ⇒ pas de solution théorique générale

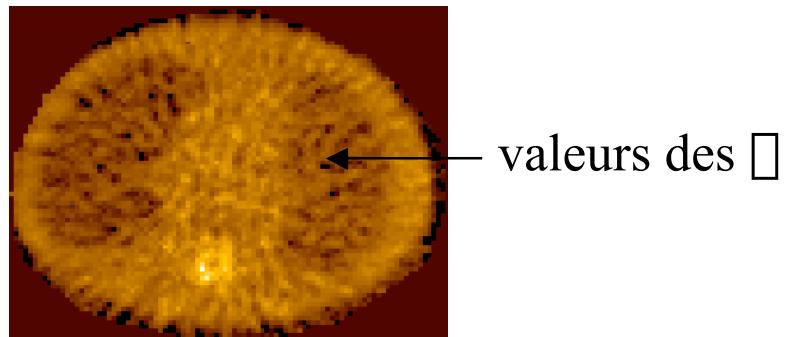
Plusieurs solutions pratiques à connaître

# Correction d'atténuation en SPECT : préalable

- Mesure de la densité du milieu atténuant
  - au moyen de dispositifs de transmission (cf. MN2)



⇒ reconstruction de la cartographie d'atténuation



⇒ mise à l'échelle des coefficients de transmission car ils dépendent de l'énergie  
 $\square_{E2}(\text{milieu } i) = \square_{E1}(\text{milieu } i) \cdot [\square_{E2}(\text{eau}) / \square_{E1}(\text{eau})]$

⇒ correction d'atténuation

# 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

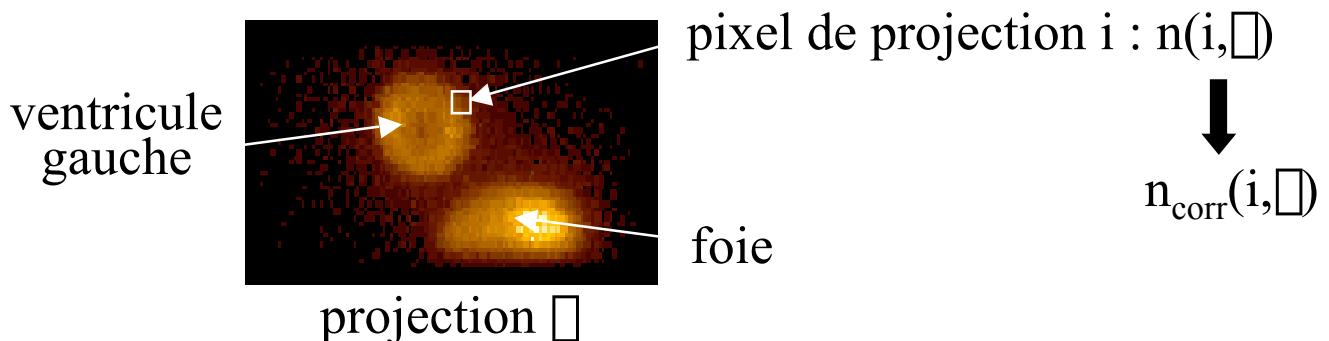
- Pendant la reconstruction tomographique

- modélisation de l'atténuation pendant le processus de reconstruction itératif

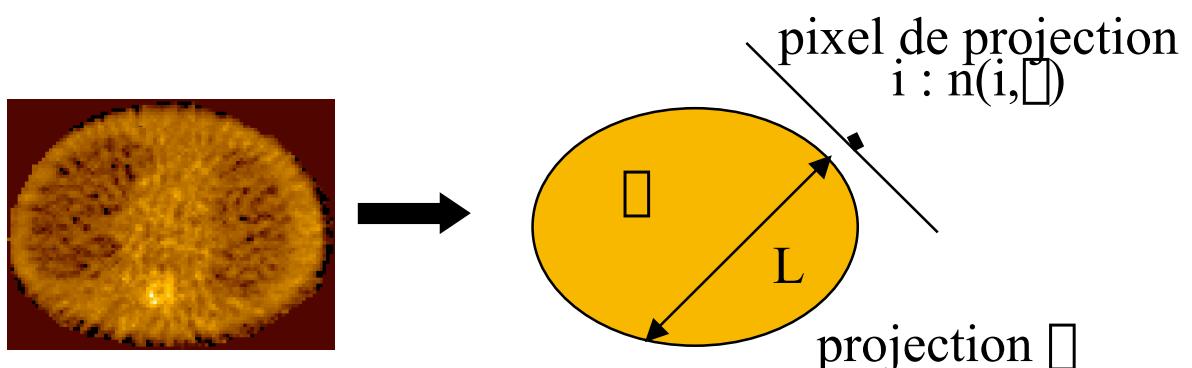
Exemple : avec une reconstruction MLEM ou OSEM

# Correction d'atténuation avant reconstruction

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



- Exemple : moyenne géométrique
  - Hypothèse d'atténuation uniforme

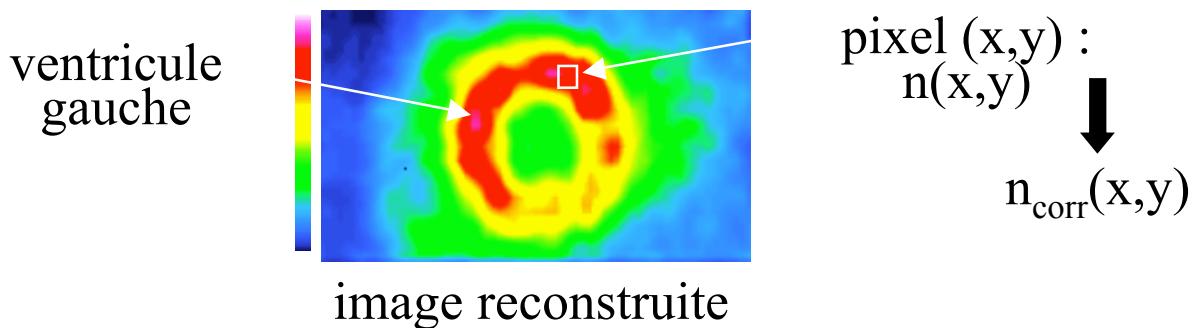


- Moyenne géométrique des projections opposées
$$n_{corr}(i,\theta) = [n(i,\theta).n(i,\theta+180^\circ)]^{1/2} \cdot C(i,\theta)$$
avec  $C(i,\theta) = \exp(-\mu L/2)$

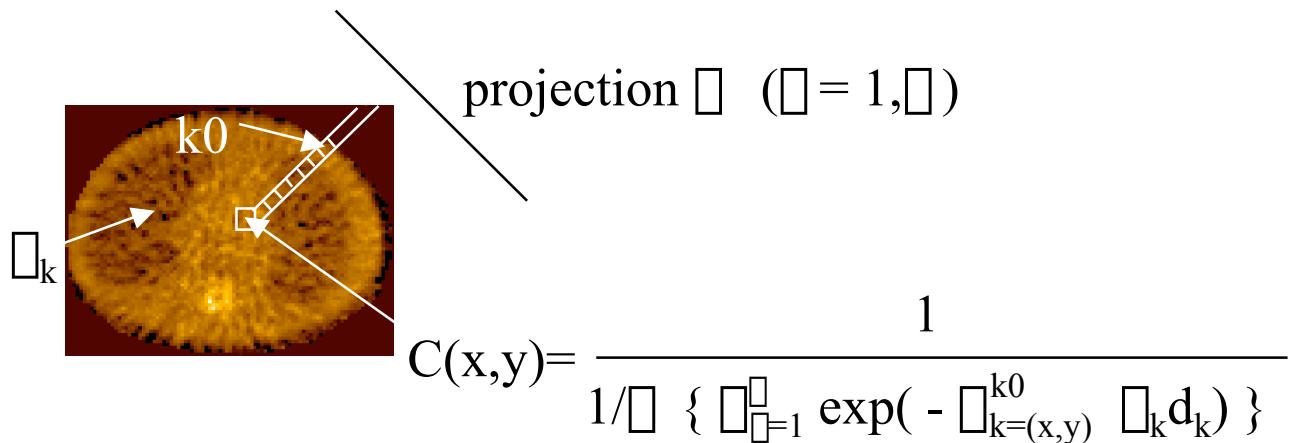
- Exact pour une source ponctuelle dans un milieu uniforme
- Approximatif seulement dans le cas général

# Correction d'atténuation après reconstruction

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



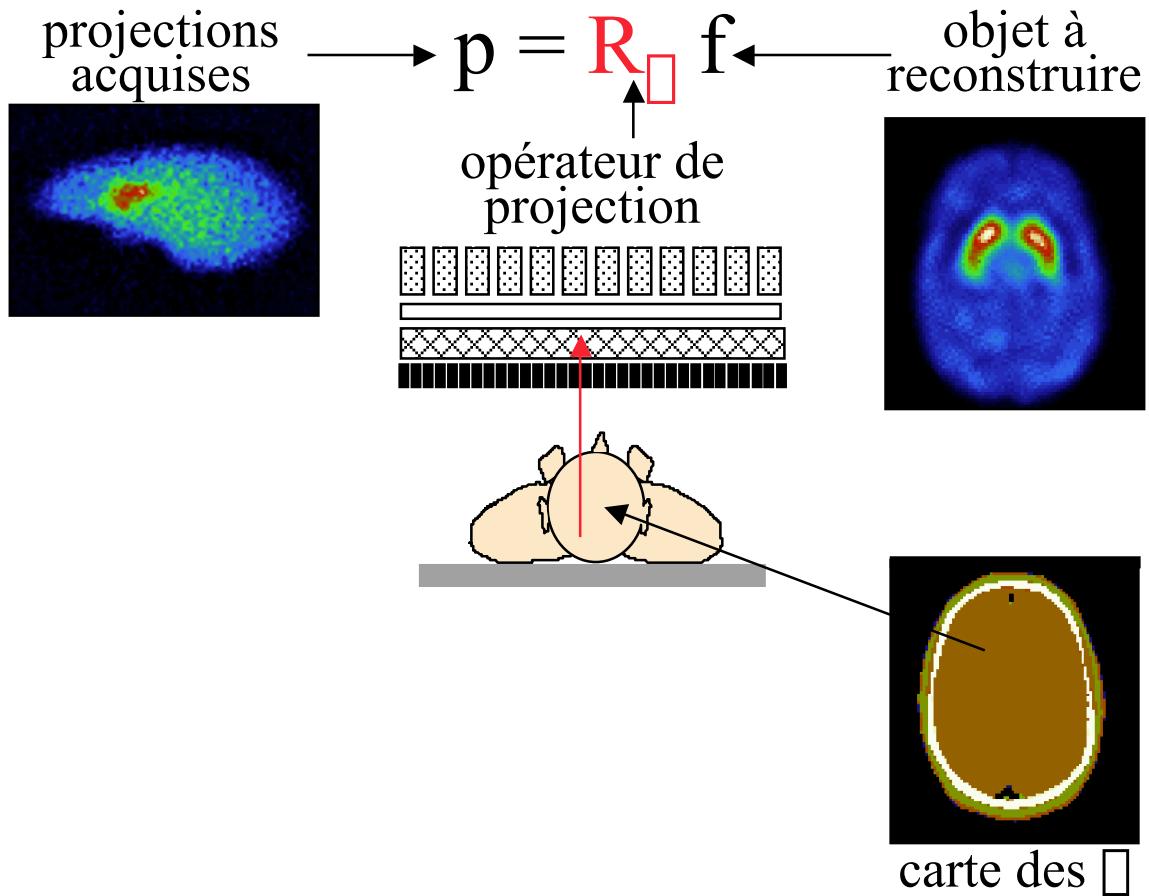
- Exemple : correction de Chang



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

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

# Modélisation de l'atténuation



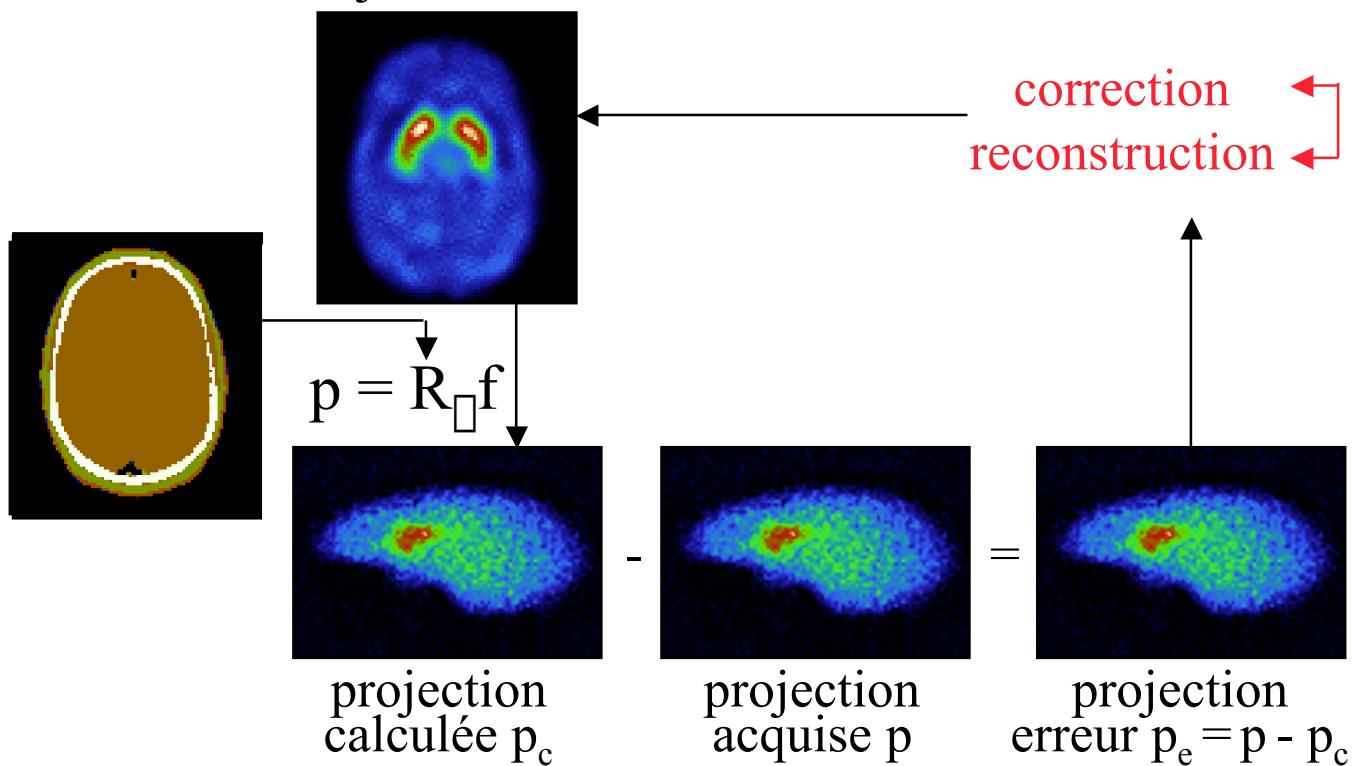
	$p_1$	
$d_1  $	$\square_1$	$f_1$
$d_3  $	$\square_3$	$f_2$
	$f_3$	$f_4$

$$p_1 = r_{11} f_1 \exp(-\square_1 d_1) + r_{13} f_3 \exp(-\square_3 d_3 - 2\square_1 d_1)$$

carte des  $\mu$

# Itération d'une pré ou post correction

- Répétition itérative d'une pré ou post correction  
objet estimé



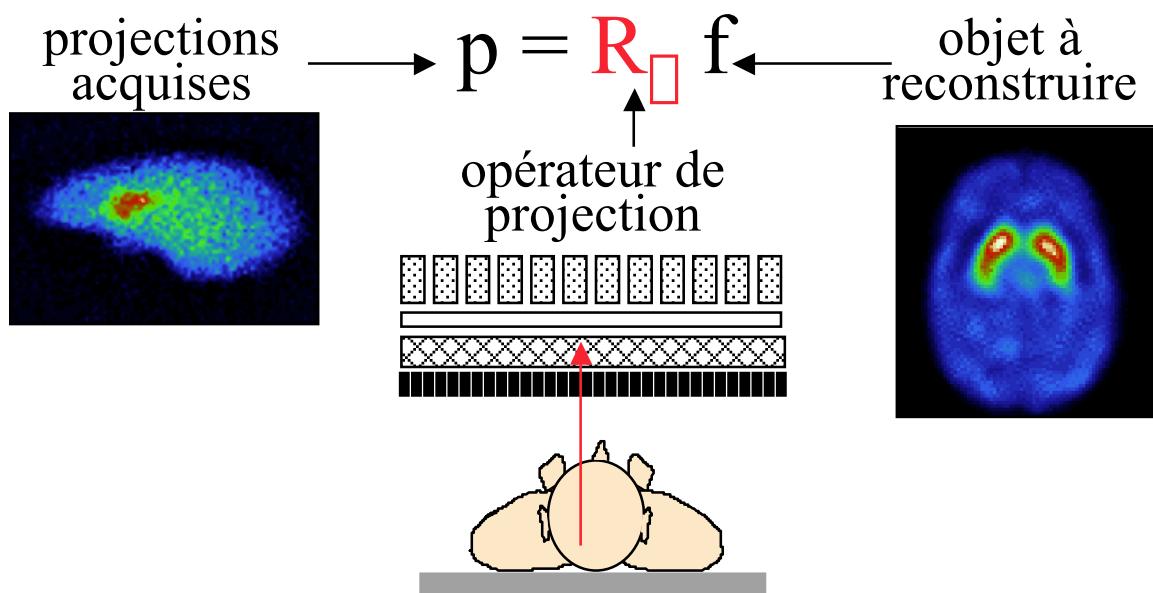
- Exemple : correction itérative de Chang

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

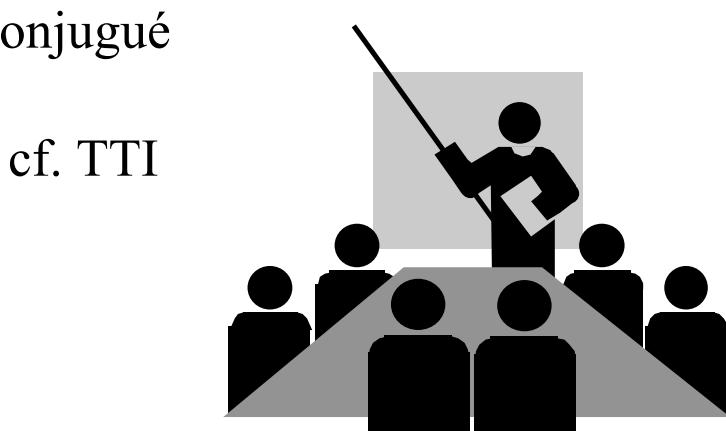
- Fonctionne avec n'importe quel algorithme de reconstruction (pas nécessairement itératif)
- Rapide : 2 à 5 itérations
- Plus exacte que les approches non itératives
- Convergence non démontrée  
⇒ amplification du bruit

# 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

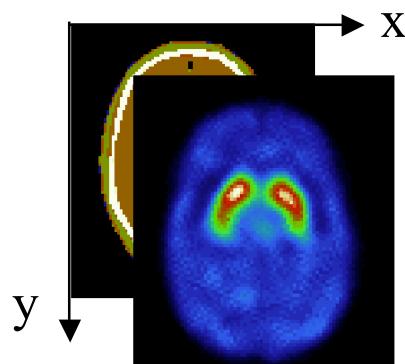


- Approche générale
- Problèmes de convergence et régularisation

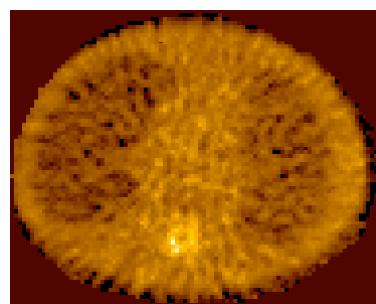
# Problèmes pratiques

---

- Alignement des examens en émission et en transmission

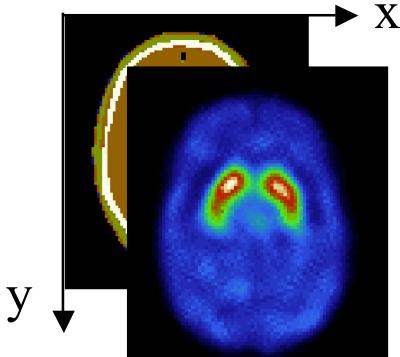


- Fiabilité de la cartographie des coefficients d'atténuation

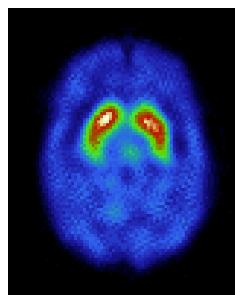


# Effet du mouvement sur la correction d'atténuation

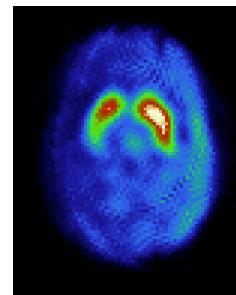
- Mouvement du patient entre les examens émission et transmission



- ⇒ 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 %



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

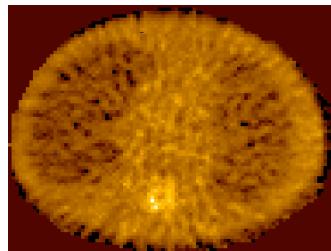


$tx = 2,2 \text{ cm}$   
 $ty = 0 \text{ cm}$

- 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  $\mu$



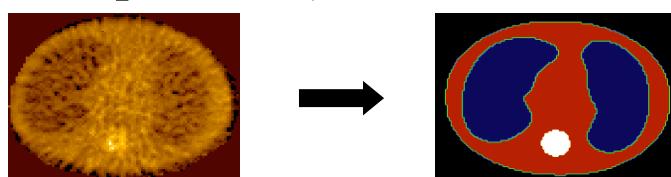
⇒ propagation du bruit lors de la correction d'atténuation

- 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  $\mu$

# Une solution ? Les systèmes bimodaux SPECT/CT

---



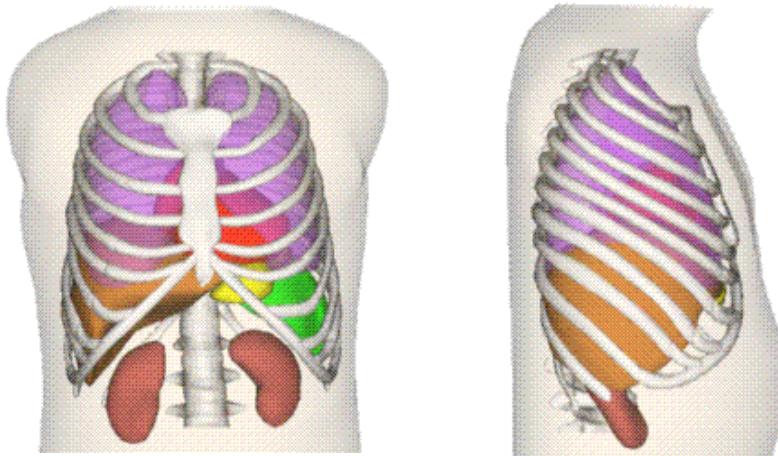
cartographie des coefficients d'atténuation  $\mu$  dérivée du CT  
 $HU = 1000 * (\mu_{tissu} - \mu_{eau}) / \mu_{eau}$

mais...

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

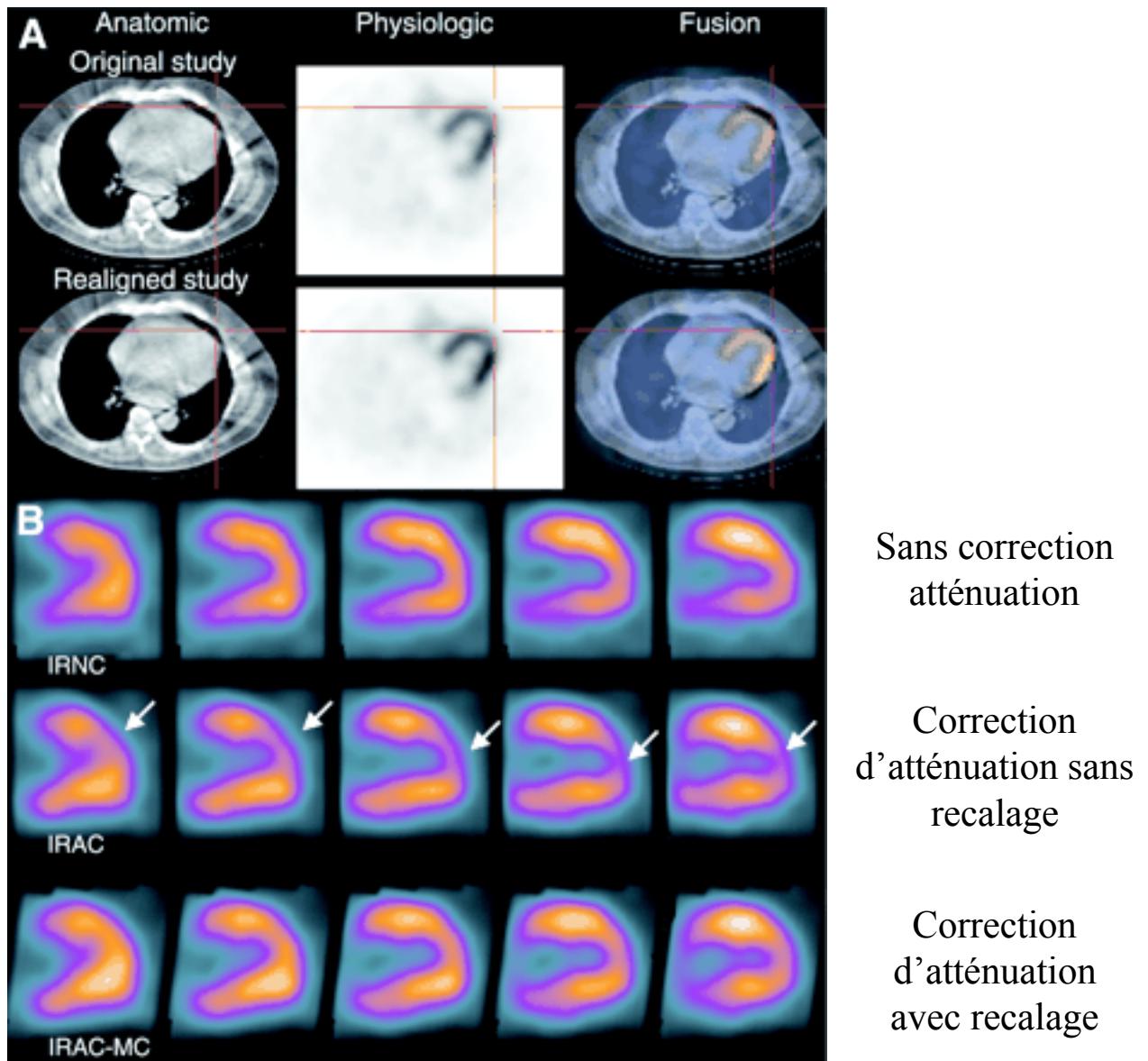
# Utilisation du CT pour la correction d'atténuation

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).

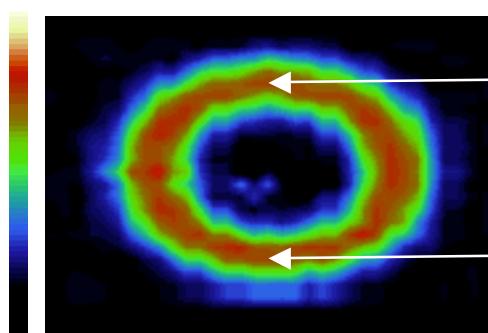
# Problèmes de mise en correspondance



Fricke et al J Nucl Med 2004

# Illustration

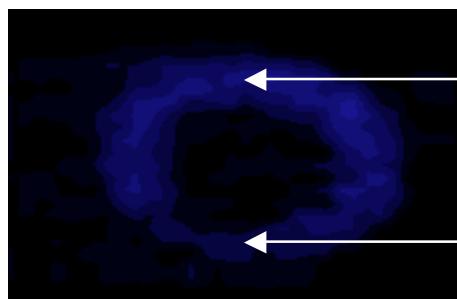
Coupe ventriculaire gauche petit axe



230

241

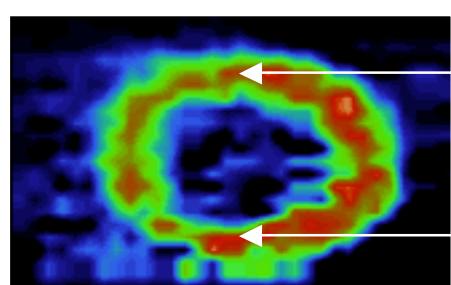
non atténué  
 $A_{ant}/A_{inf}=1$



29

14

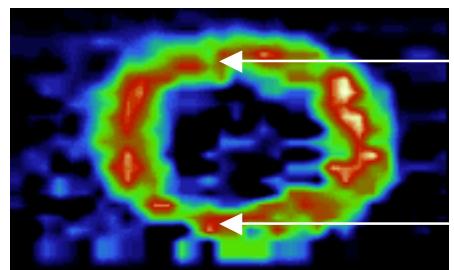
atténué  
 $A_{ant}/A_{inf}=2,1$



239

216

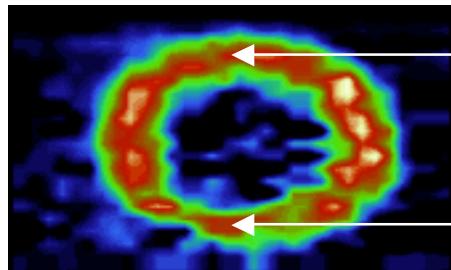
correction de Chang  
 $A_{ant}/A_{inf}=1,1$



226

201

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



251

237

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

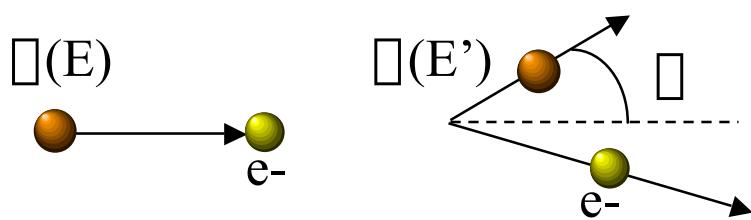
# Correction d'atténuation en SPECT : synthèse

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

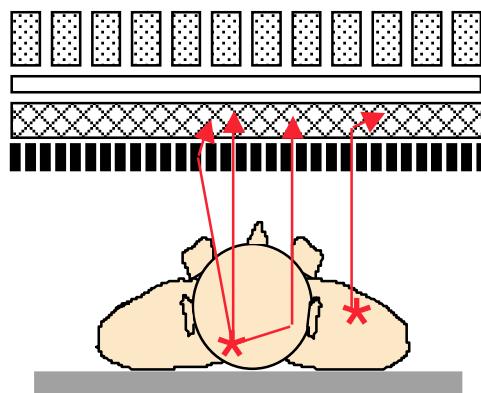


- Nécessaire reconstruction de la cartographie 3D des coefficients d'atténuation  $\mu$
- Connaissant la cartographie des  $\mu$ , pas de solution théoriquement exacte, mais nombreuses approches de corrections
- Utiles
  - ⇒ qualitativement : e.g., correction de l'artefact de la paroi inférieure en imagerie 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

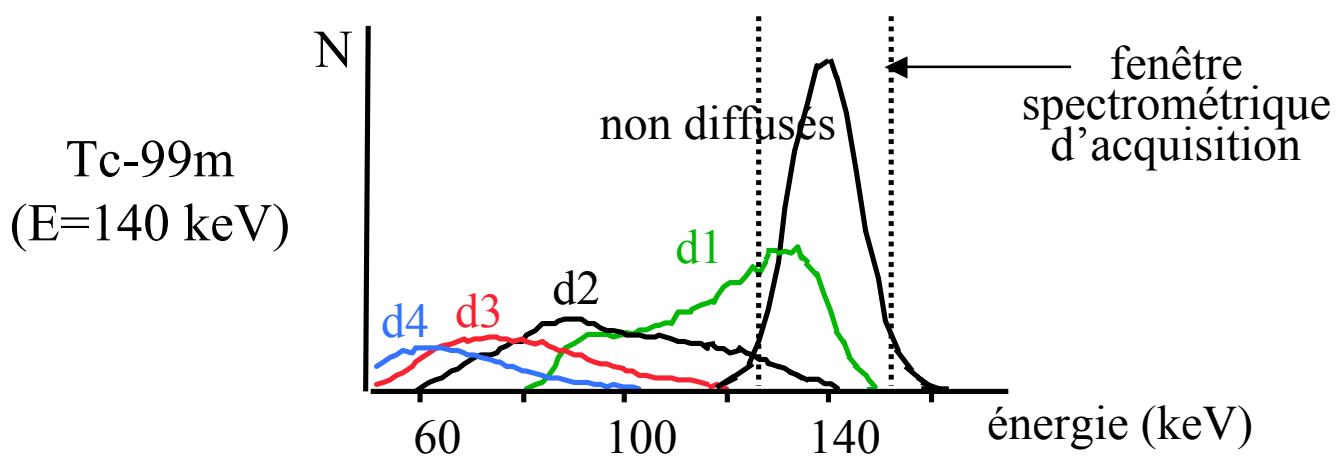
# Diffusion Compton en SPECT



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

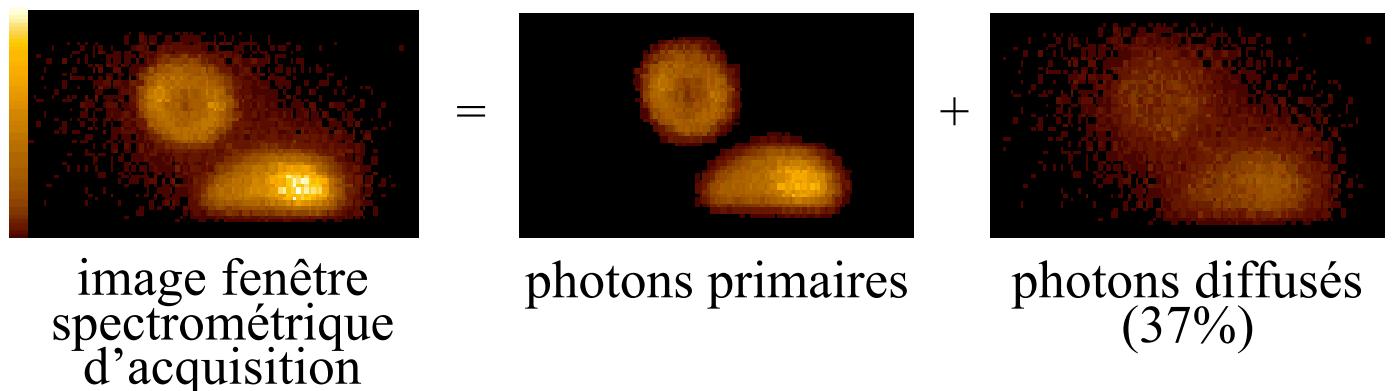


- ⇒ photons mal localisés
- ⇒ photons ayant perdu de l'énergie

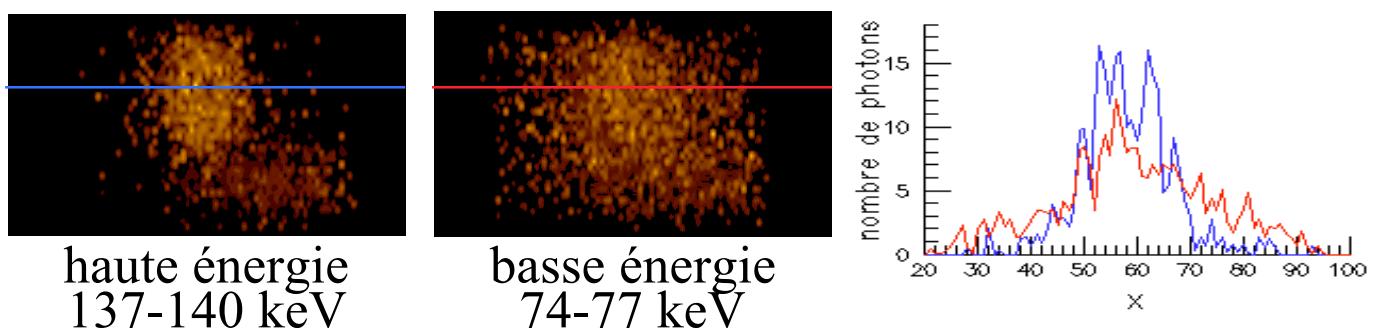


# Conséquences de la diffusion en SPECT

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

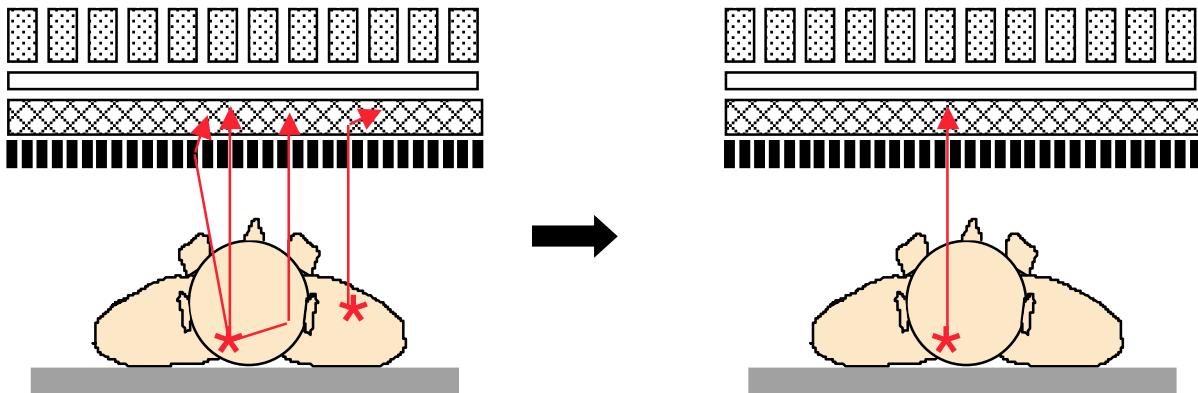


- Interaction dominante dans les tissus mous
- Accroissement de la section efficace quand l'énergie diminue
- Phénomène dépendant du milieu diffusant
- Perte d'énergie d'autant plus grande que l'angle de diffusion est élevé



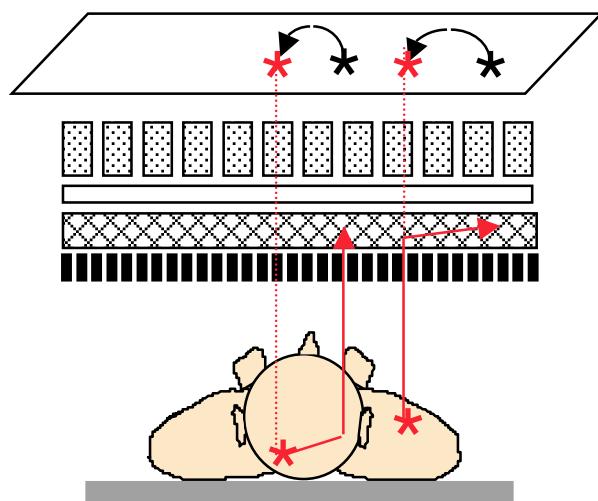
# Correction de diffusion en SPECT : stratégies

- Deux stratégies
  - élimination des photons diffusés



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

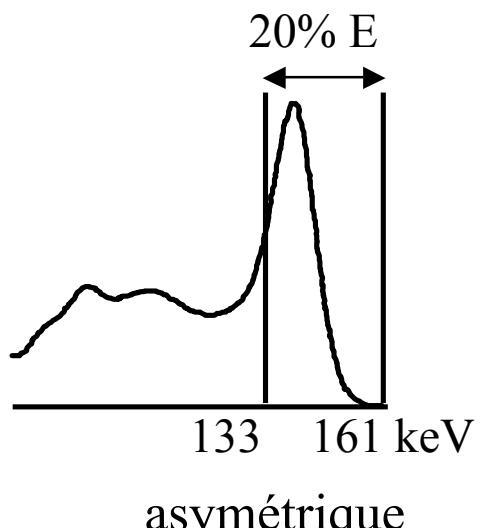
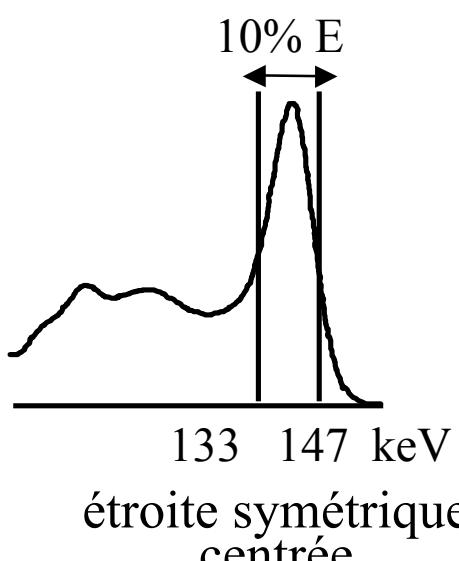
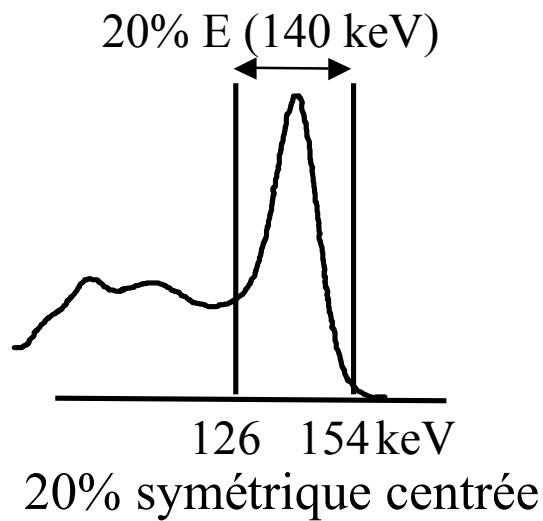
- repositionnement des photons diffusés



- 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

# Elimination des photons diffusés par soustraction

- Hypothèse

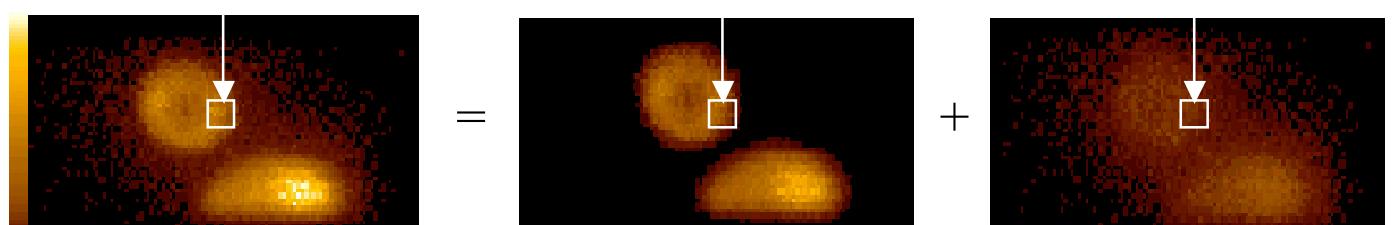
$$I_{20\%}(i) = P(i) + D(i)$$


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

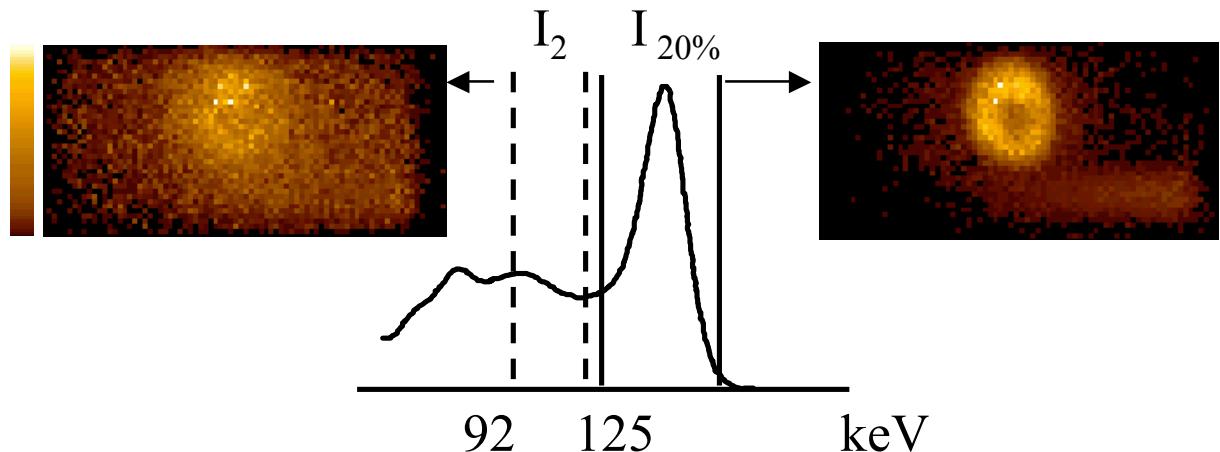
$$\hat{P}(i) = I_{20\%}(i) - \hat{D}(i)$$

- reconstruction à partir des projections corrigées

# Soustraction de Jasczak

- Hypothèse

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

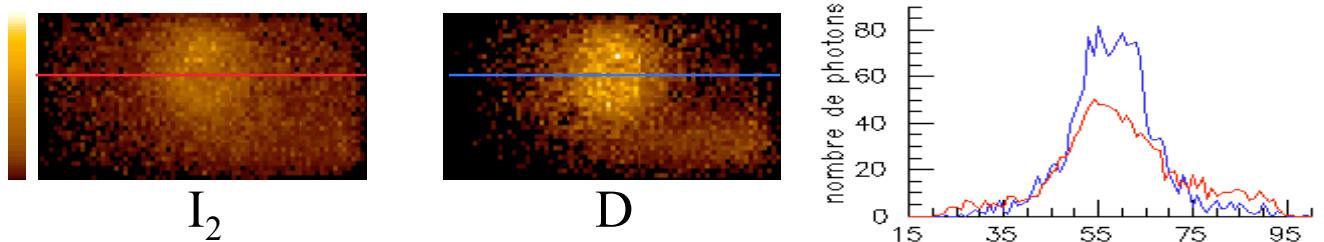


- Correction

$$\text{Source image} = \text{Source image} - k \cdot \text{Background image}$$

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

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

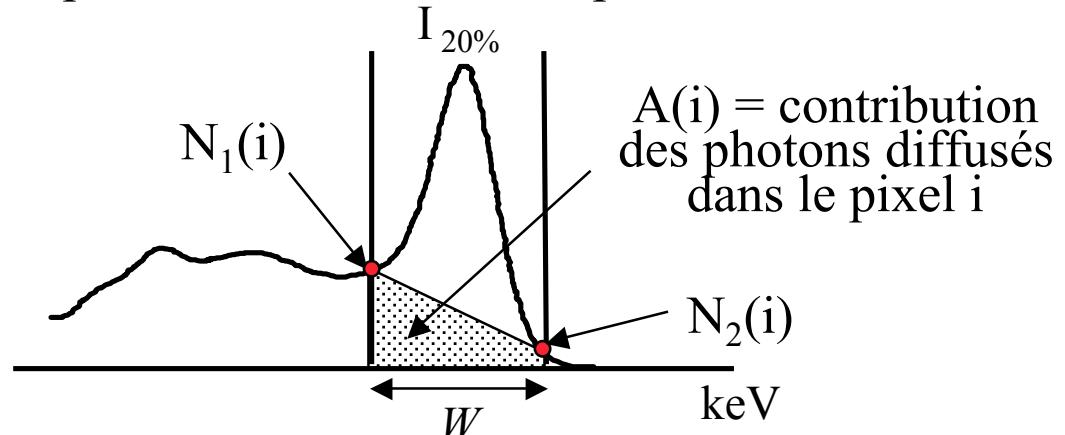


- ⇒ surcorrection loin des sources  
sous-correction à proximité

# Méthode des 3 fenêtres en énergie (TEW)

- Hypothèse de Triple Energy Window (TEW)

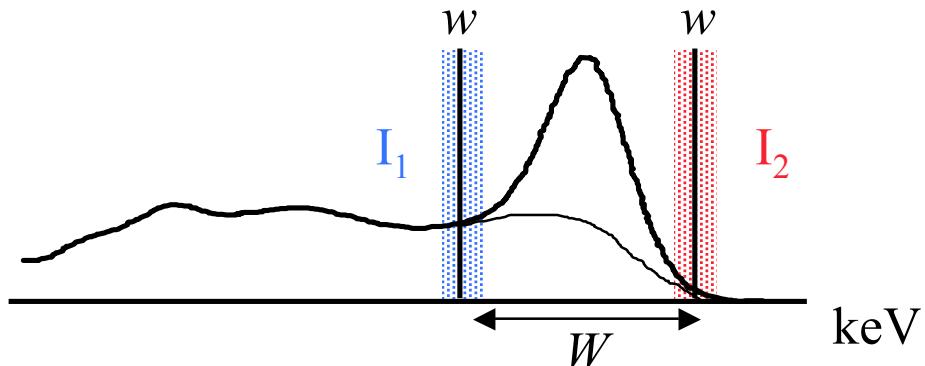
spectre des photons détectés dans le pixel i :



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

- Correction

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



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

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

- estimation de  $P$

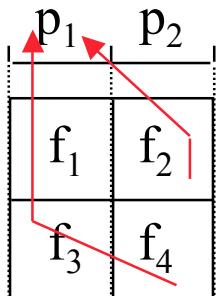
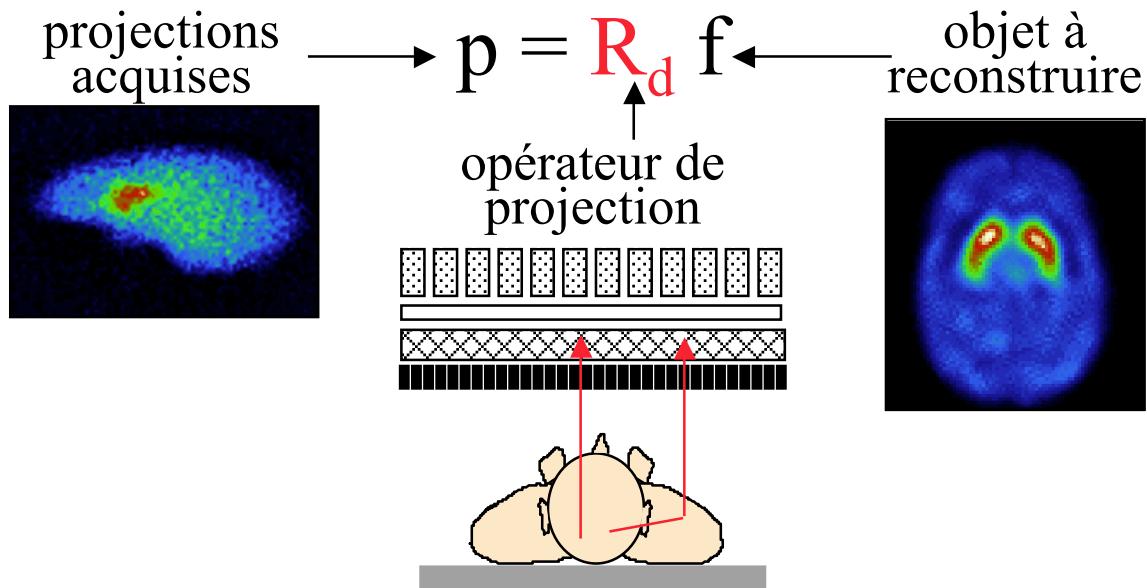
$$\hat{P}(i) = I_{20\%}(i) - \hat{D}(i)$$

⇒ 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 :

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

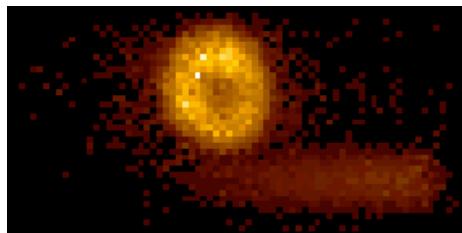
- modélisation analytique approximative
- modélisation Monte Carlo

- Reconstruction itérative avec modélisation de la diffusion dans le projecteur

- ⇒ approche 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

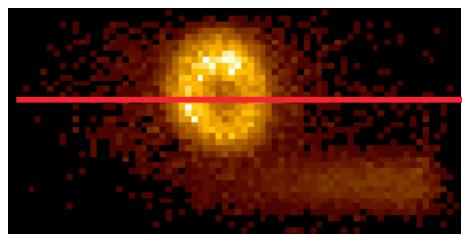


image 20% : 126-154 keV

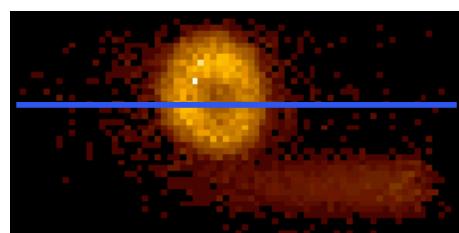
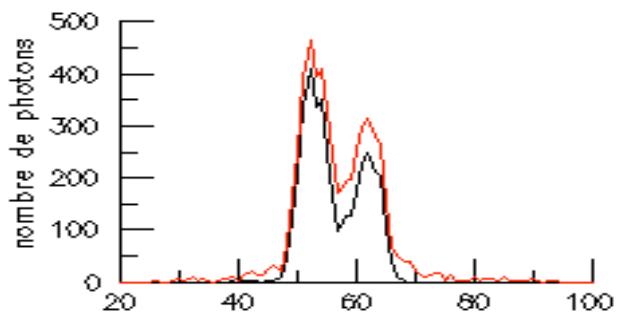


image 133-161 keV

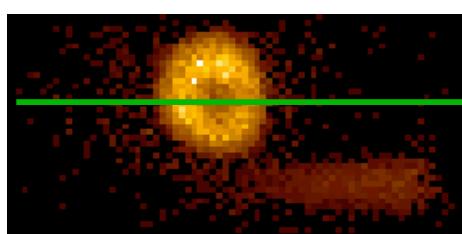
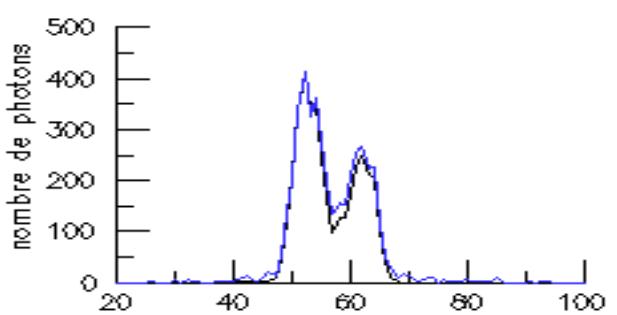
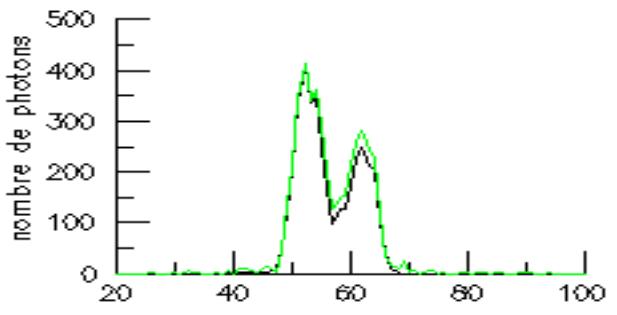
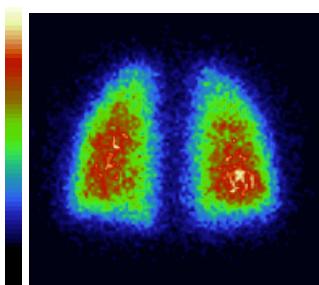


image Jaszczałk

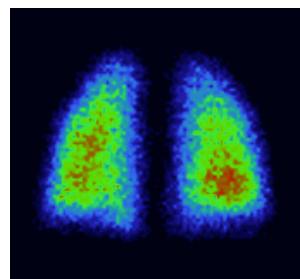


# Correction de diffusion en SPECT : synthèse

- 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



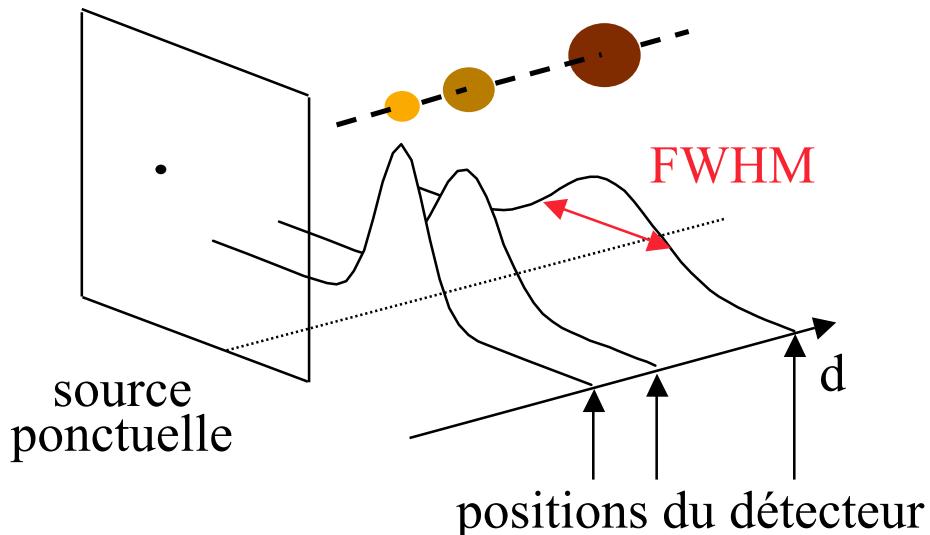
non corrigée



corrigée

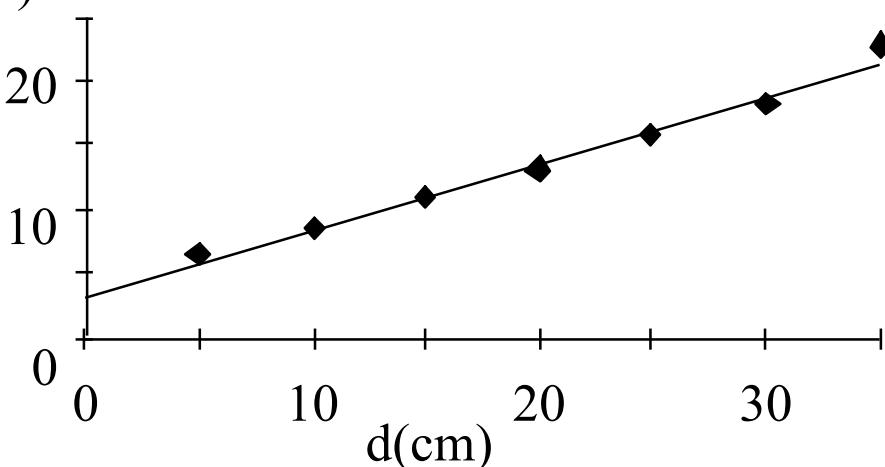
⇒ apprentissage nécessaire pour l'interprétation des images corrigées

# Résolution spatiale non stationnaire en SPECT



FWHM  
(mm)

$$\text{FWHM}(d) = 0,46d + 3,83$$

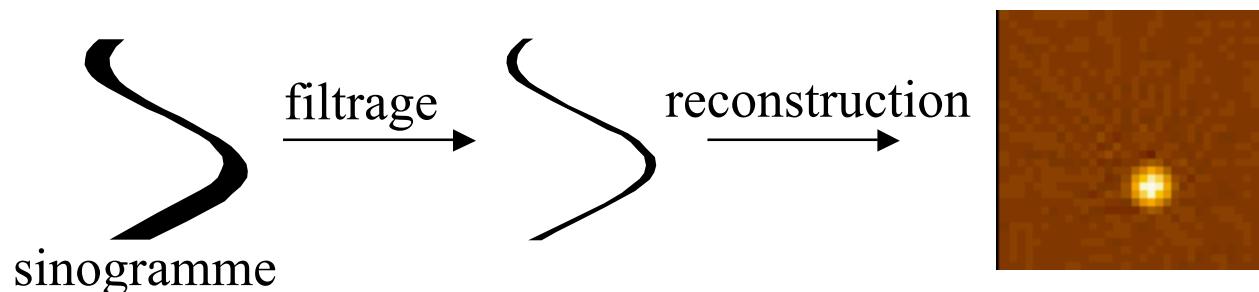


Picker PRISM 3000, colli // BE

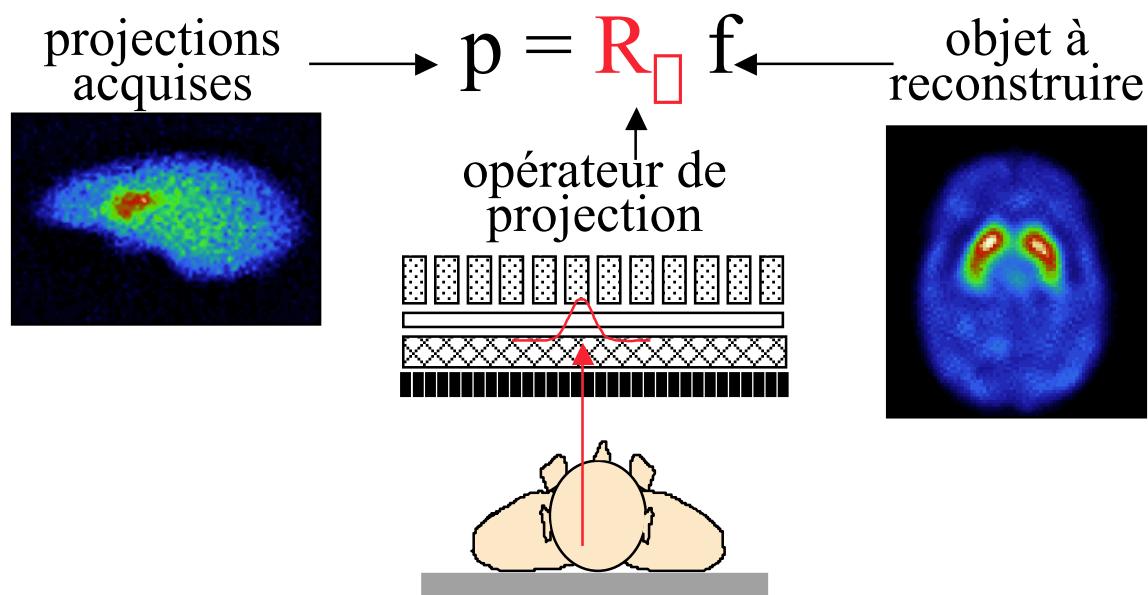
- ⇒ distorsions dans les images tomographiques reconstruites
- ⇒ résolution spatiale non stationnaire dans les images tomographiques reconstruites

# Correction de résolution spatiale en SPECT : stratégie

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

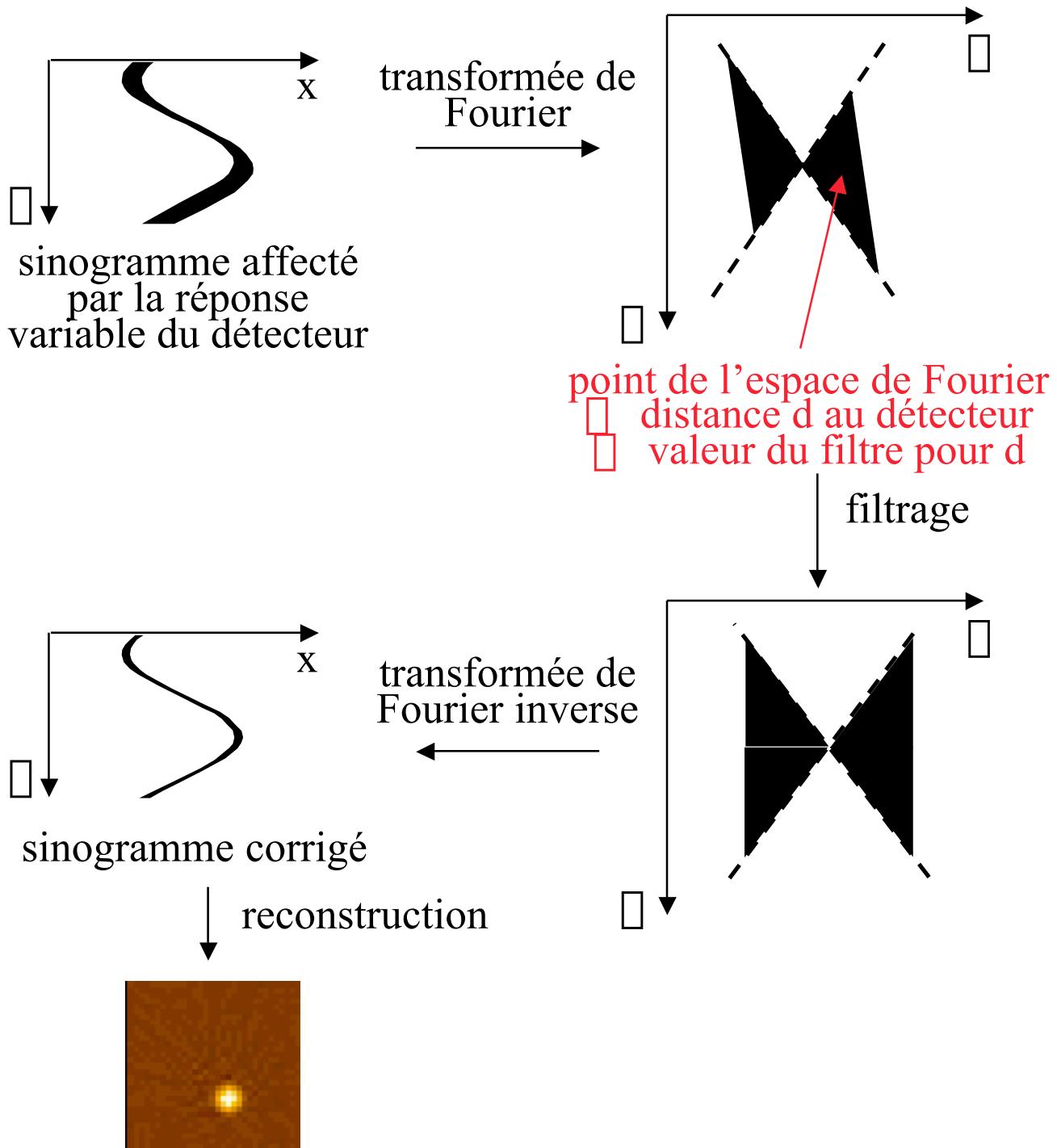


- modélisation de la fonction de réponse non stationnaire dans le projecteur utilisé pour la reconstruction tomographique



# Correction par déconvolution non stationnaire

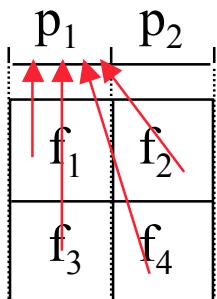
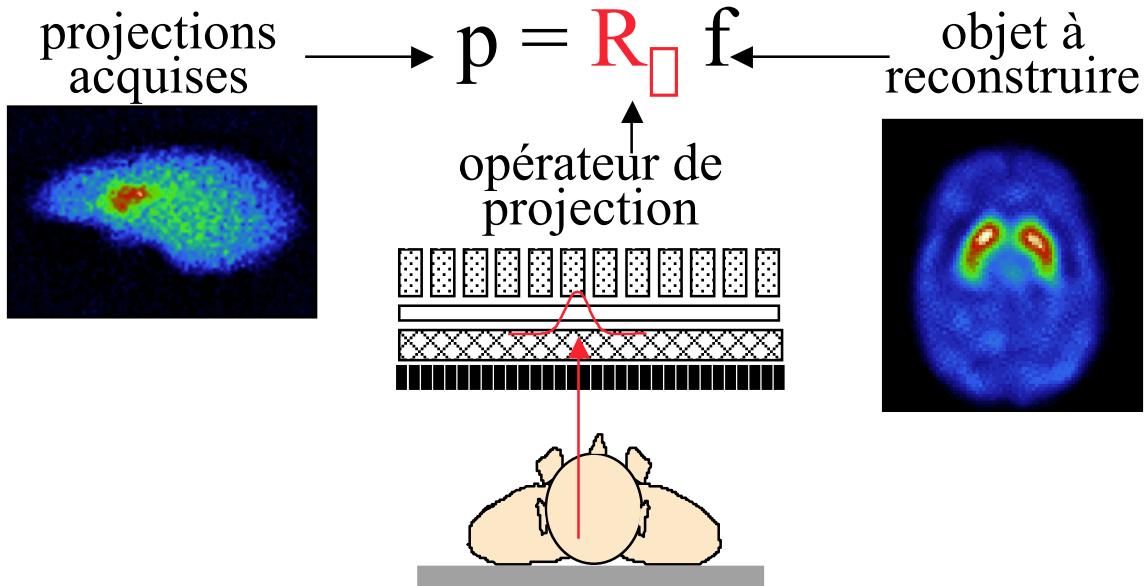
- Principe fréquence-distance



- ⇒ simple et rapide à mettre en oeuvre
- ⇒ filtre 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 :

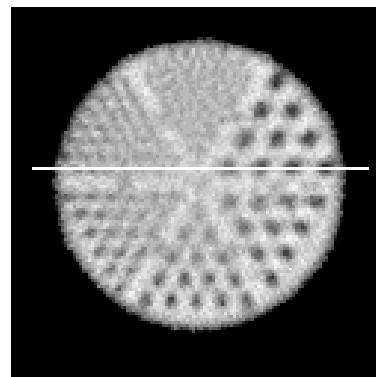
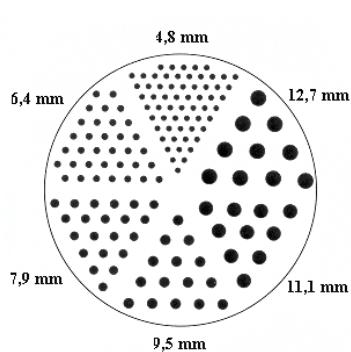
$$p_1 = r_{11} f_1 + r_{12} \mathbf{f}_2 + r_{13} f_3 + r_{14} \mathbf{f}_4$$

- modélisation analytique exacte possible

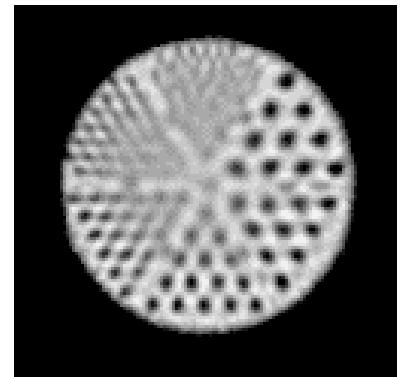
- Reconstruction itérative avec modélisation de la fonction de réponse dans le projecteur

- ⇒ approche très générale adaptée à tous les algorithmes de reconstruction itérative
- ⇒ calibration de FWHM(d)
- ⇒ convergence modifiée

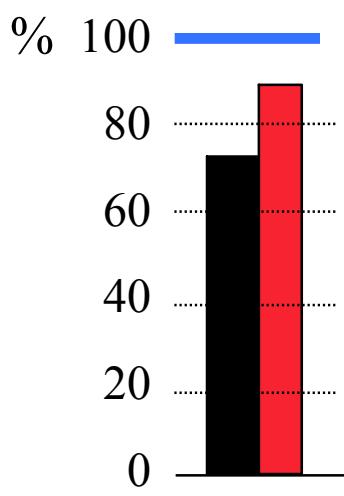
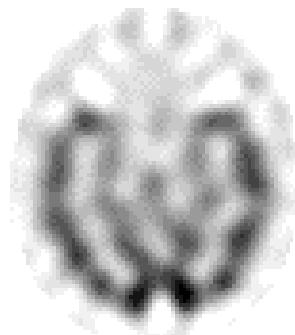
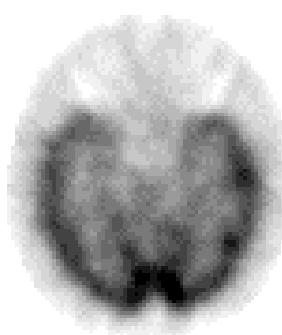
# Illustration



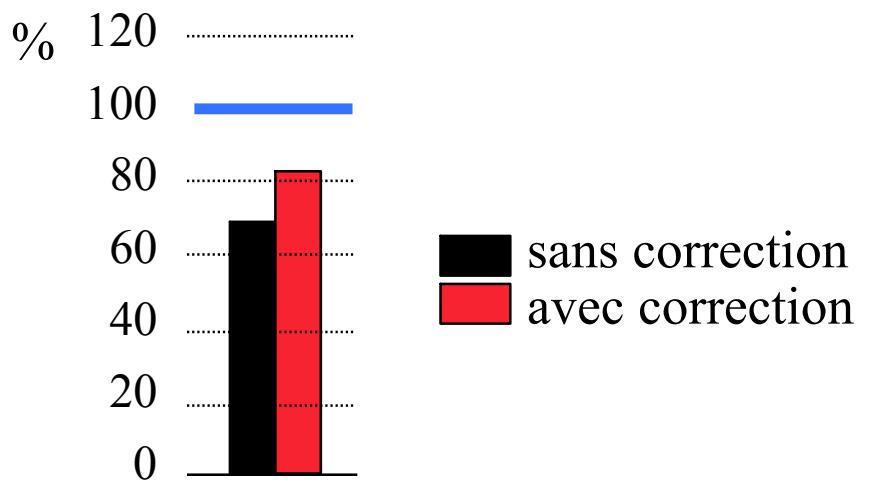
sans correction



avec correction



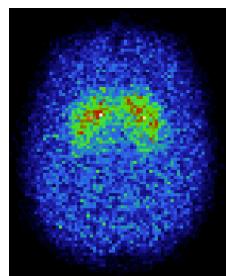
contraste entre paroi  
ventriculaire gauche  
(VG) et cavité VG  
(froide)



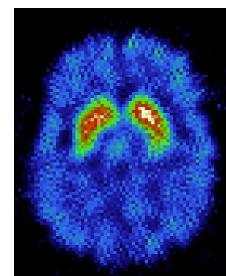
restauration  
d'activité dans la  
paroi VG (1 cm)

# 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)



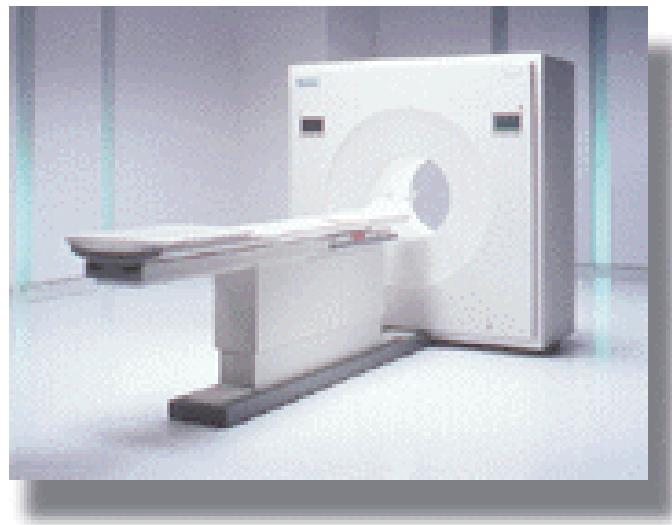
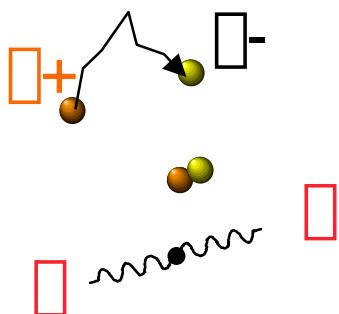
sans correction



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

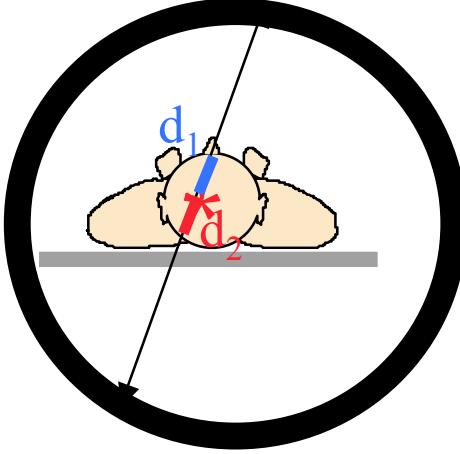
# Quantification en PET



- Principaux phénomènes à corriger
  - coïncidences fortuites
  - atténuation
  - diffusion
  - effet de volume partiel

# Atténuation en PET

$$N_1 = N_{\text{eff}} \exp \int_0^{d_1} -\mu(l) dl \quad N_2 = N_{\text{eff}} \exp \int_0^{d_2} -\mu(l) dl$$



$$N_1 N_2 = N_{\text{eff}}^2 \exp \int_{d_1}^{d_2} -\mu(l) dl = N_{\text{eff}}^2 \exp \int_0^D -\mu(l) dl$$

- Ne dépend pas du lieu d'émission sur la ligne de projection
- Dépend uniquement de l'atténuation intégrale sur  $d_1+d_2=D$
- Dépend de la densité du milieu atténuant comme en SPECT  
⇒ nécessaire mesure de la densité du milieu atténuant
- Identique pour tous les émetteurs de positons puisque tous donnent lieu à des photons  $\gamma$  de 511 keV  
A 511 keV,  $\mu = 0,096 \text{ cm}^{-1}$  dans les tissus mous  
(rappel :  $\mu = 0,15 \text{ cm}^{-1}$  à 140 keV)
- Plus pénalisante en PET qu'en SPECT, car 2 photons doivent atteindre le détecteur

# Conséquences de l'atténuation en PET

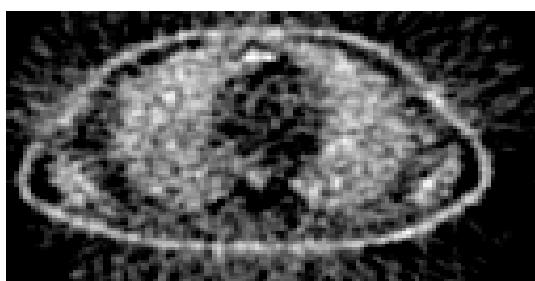
---

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

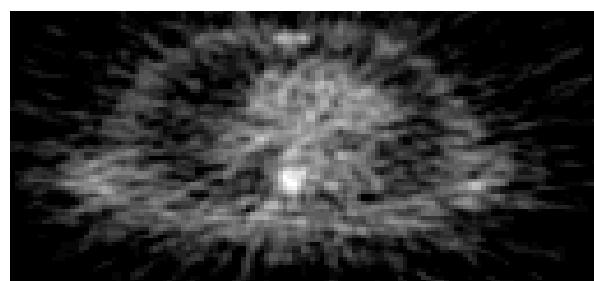
e.g. :

  - en PET cérébral, nombre d'événements détectés divisé par  $\sim 5$
  - en PET cardiaque, nombre d'événements détectés divisé par  $\sim 10$  à  $20$
- Quantification erronée
- Atténuation inégale suivant la profondeur
  - ⇒ nuisible à la détection de lésions profondes

PET FDG



sans correction  
d'atténuation

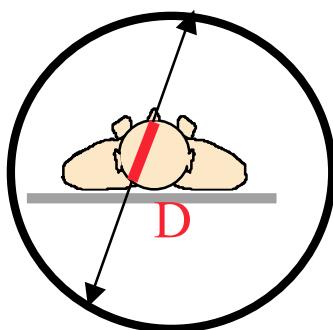


avec correction  
d'atténuation

# Correction d'atténuation en PET : principe

---

- Atténuation indépendante de la position sur la ligne de projection, mais uniquement de D

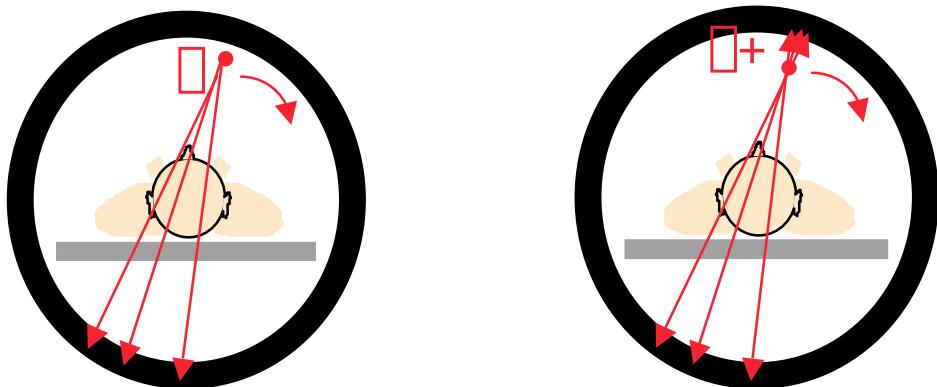


- ⇒ nécessité de connaître uniquement la distribution d'atténuation mais pas la distribution d'activité
- ⇒ solution théorique au problème

Correction plus facile qu'en SPECT, d'où la réputation du PET d'être une modalité d'imagerie quantitative

# Correction d'atténuation en PET : préalable

- Mesure de la densité du milieu atténuant
  - au moyen de dispositifs de transmission (cf. MN2)

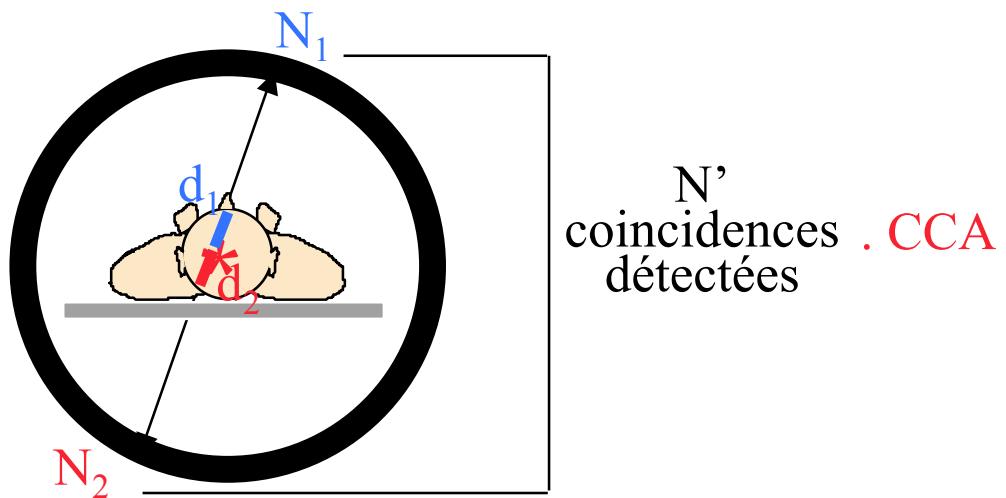


⇒ mise à l'échelle des coefficients de transmission si mesurés à une énergie différente de 511 keV  
 $\square_{E2}(\text{milieu } i) = \square_{E1}(\text{milieu } i) \cdot [\square_{E2}(\text{eau}) / \square_{E1}(\text{eau})]$

⇒ correction d'atténuation

# Correction d'atténuation en PET : méthodes

- 2 approches seulement
- Correction des projections acquises avant reconstruction

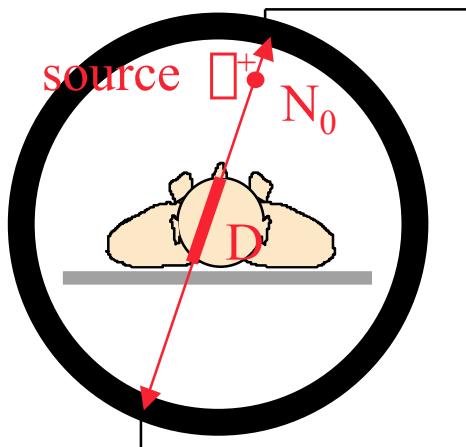


- Correction pendant la reconstruction tomographique

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

# Correction des projections

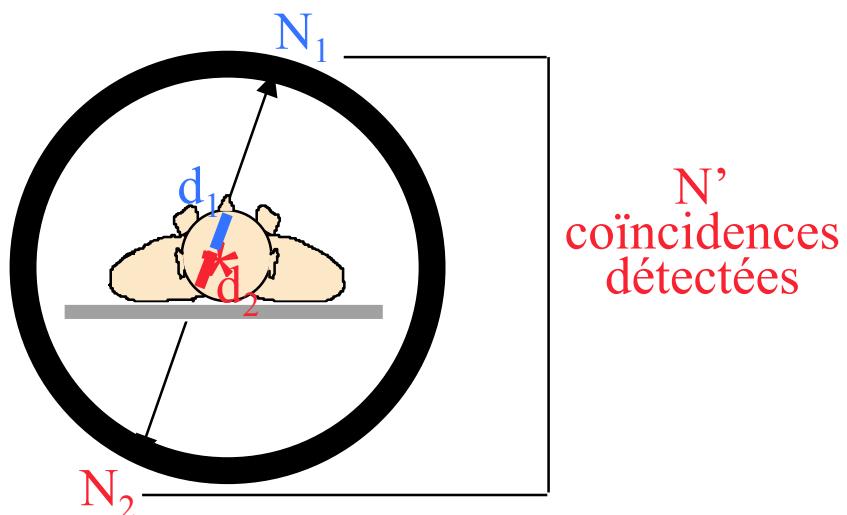
- Calcul des coefficients de correction d'atténuation (CCA) à partir des mesures en transmission



N coïncidences détectées pour cette raie de projection

$$\frac{N_0}{N} = \exp \int_0^D \mu(l) dl = CCA$$

Mesure affectée par l'atténuation :



$$N' \mu N_1 N_2 = N_{\mu+}^2 \exp \int_{d_1}^{d_2} \mu(l) dl = N_{\mu+}^2 \exp \int_0^D \mu(l) dl$$

⇒ Correction

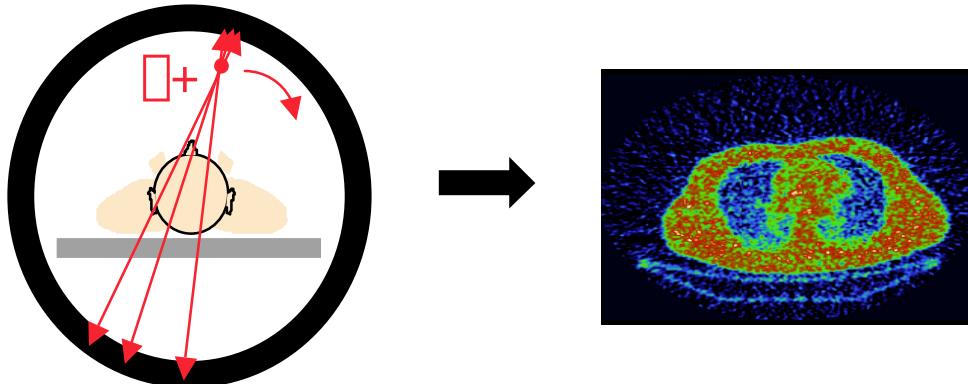
$$N'_{corr} = N' \cdot CCA \mu N_{\mu+}^2$$

← mesure non affectée par l'atténuation

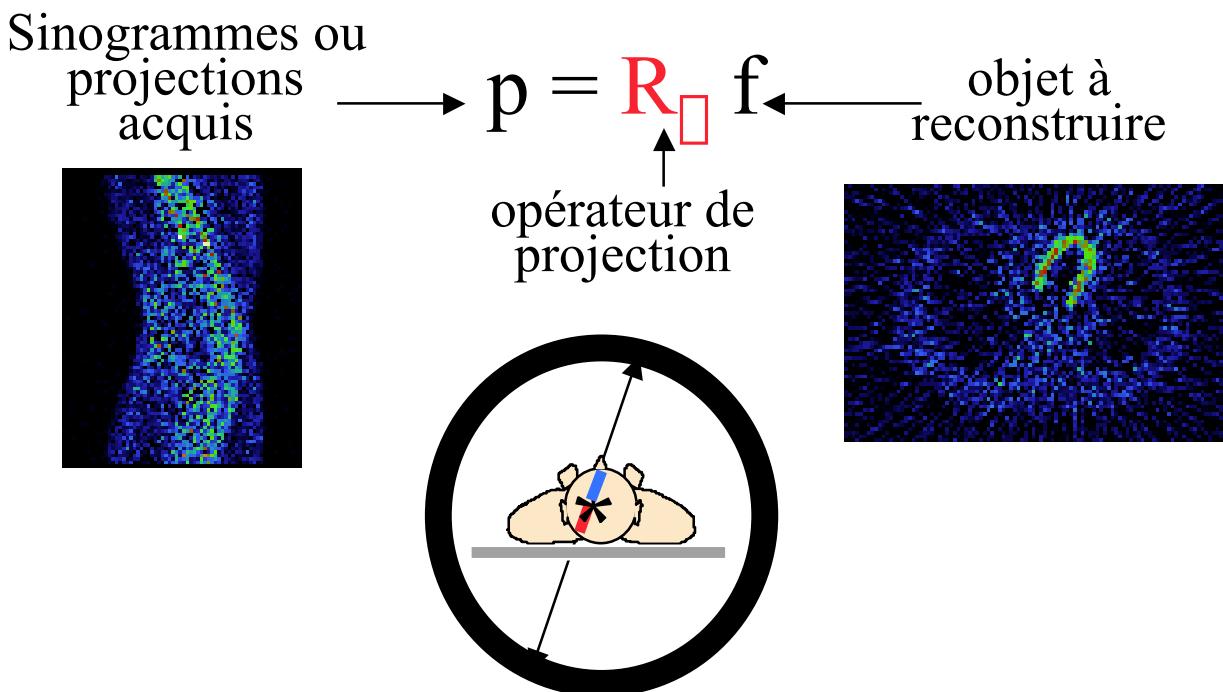
⇒ Reconstruction tomographique des projections corrigées

# Correction d'atténuation pendant la reconstruction

- Reconstruction tomographique de la cartographie des coefficients d'atténuation  $\mu$  à partir des projections de transmission acquises (comme en SPECT)



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

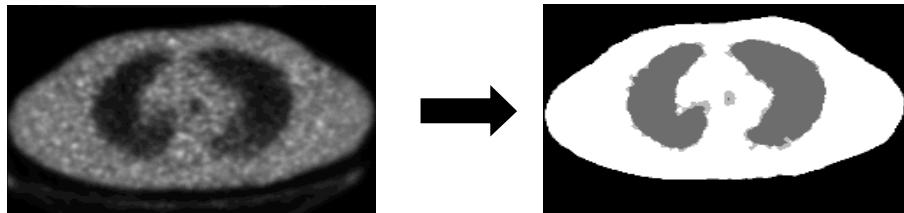


- Adapté à tous les algorithmes de reconstruction itérative

# Problèmes liés à la correction d'atténuation en PET

---

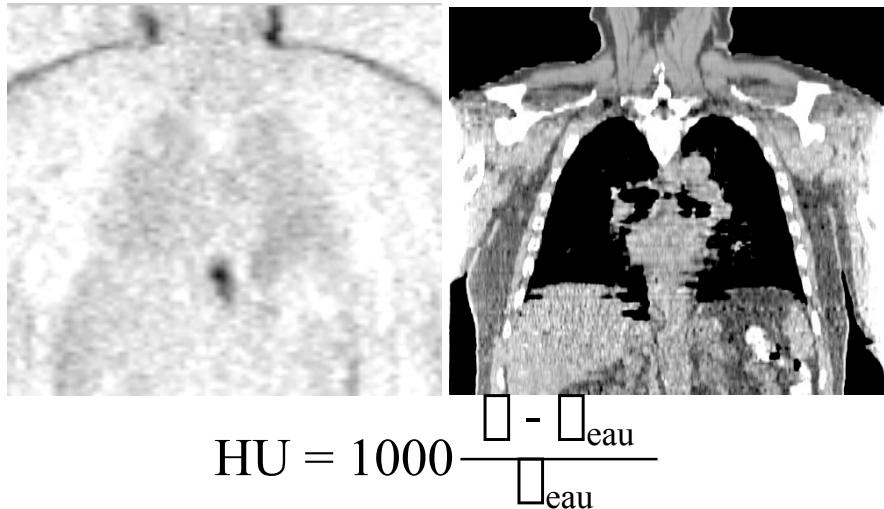
- Problèmes communs au PET et SPECT
  - Mouvement du patient entre les examens émission et transmission
    - ⇒ biais quantitatifs
    - ⇒ solutions potentielles :
      - recalage des données émission et transmission
      - acquisitions émission/transmission simultanées avec traitement des problèmes de contamination
  - Bruit dans les acquisitions en transmission
    - ⇒ propagation du bruit dans les images corrigées de l'atténuation
    - ⇒ solutions potentielles :
      - filtrage des cartes des  $\mu$
      - segmentation des cartes des  $\mu$  et affectation de valeurs de  $\mu$  a priori dans les différentes régions (os, tissus mous, poumons)



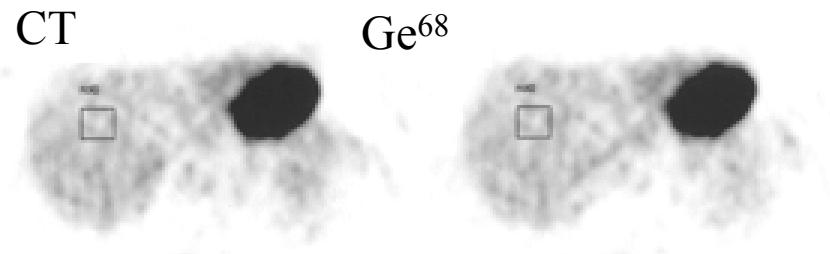
- carte des  $\mu$  issue d'une tomodensitométrie sur les machines bimodales PET/CT

# Le solution : les machines bimodales ?

- Calcul de la carte des  $\mu$  à partir de l'image CT



- Avantages
  - Acquisition en transmission très rapide
  - Données anatomiques utiles pour la localisation des anomalies fonctionnelles
  - Haute résolution spatiale
  - Données très peu bruitées
  - Examens en émission et en transmission en correspondance spatiale
- Difficultés
  - Conversion des unités Housfield en  $\mu$  à 511 keV
  - Flous cinétiques différents
  - Résolution spatiale différente de celle des examens PET



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

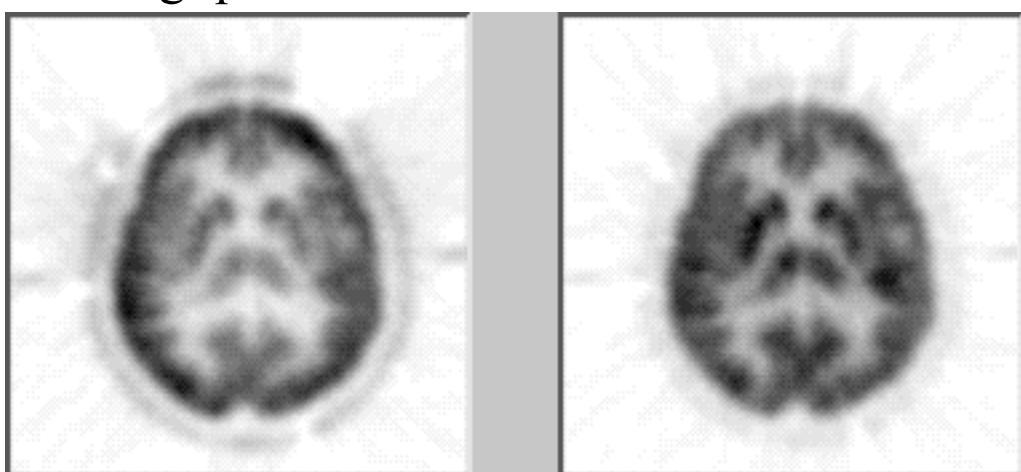
Nakamoto et al, J Nucl Med 2002;1137-1143

MN3 : Quantification en tomographie d'émission - Irène Buvat - janvier 2006 - 52

# Correction d'atténuation en PET : synthèse

---

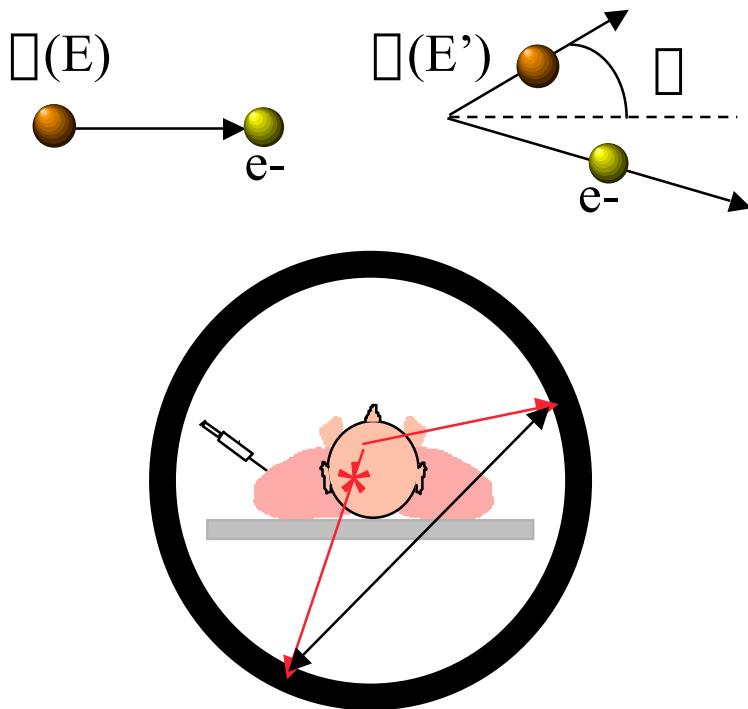
- Dispositifs d'acquisition en transmission systématiquement associés aux caméras dédiées PET ou PET/CT
- Solution théoriquement exacte par précorrection des projections au moyen des CCA
- Correction indispensable à la quantification absolue de l'activité (mesure de SUV, cf. MN4)
- Pratique de routine
  - correction via les CCA la plus fréquente
  - correction fréquemment utilisée en imagerie cardiaque et cérébrale
  - intérêt de la correction davantage discuté en imagerie oncologique



sans correction  
d'atténuation

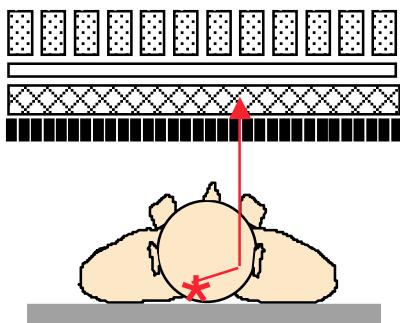
avec correction  
d'atténuation

# Diffusion en PET

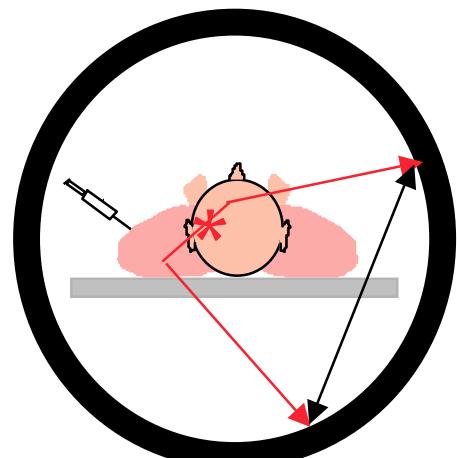


- Dans le patient (1 ou 2 photons diffusés)
- Dans le cristal

⇒ coïncidences mal localisées  
⇒ détection possible de coïncidences en dehors de l'objet



SPECT

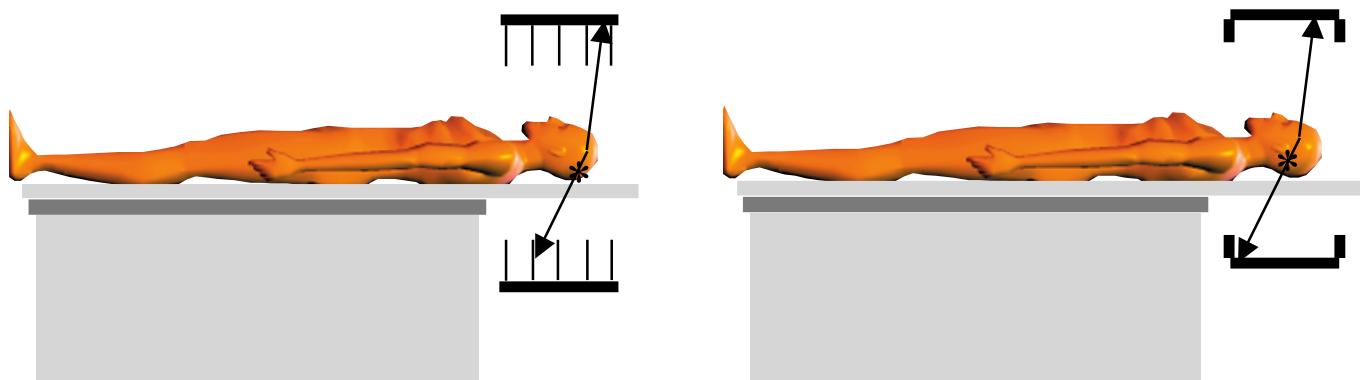


PET

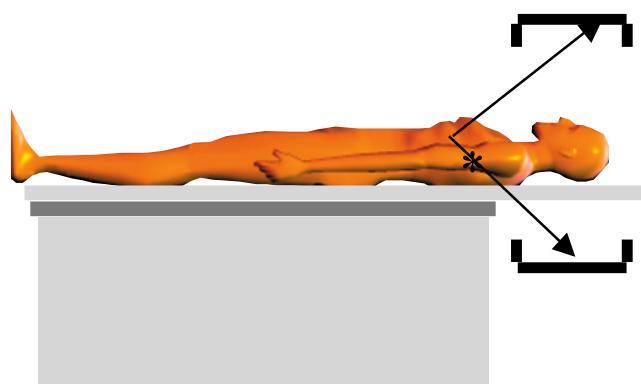
⇒ photons ayant perdu de l'énergie

# Conséquences de la diffusion en PET

- Photons mal positionnés
  - ⇒ flou
  - ⇒ diminution du contraste dans les images
  - ⇒ activité extérieure à l'objet
  - ⇒ biais quantitatifs
- Phénomène pénalisant beaucoup le PET 3D
  - ⇒ ~30% en 2D
  - ⇒ >50% en 3D



- En 3D, diffusion provenant d'activité extérieure au champ de vue



# Correction de diffusion en PET : stratégies

---

- Trois stratégies

- estimation du diffusé à partir des événements détectés dans différentes fenêtres en énergie

- e.g., :

- \* double fenêtre en énergie

- \*estimation des vraies coïncidences

- ajustement de la distribution spatiale des photons diffusés à partir des mesures

- e.g., :

- \* convolution

- \* ajustement des événements diffusés à partir des événements détectés à l'extérieur de l'objet

- calcul direct de la contribution du diffusé

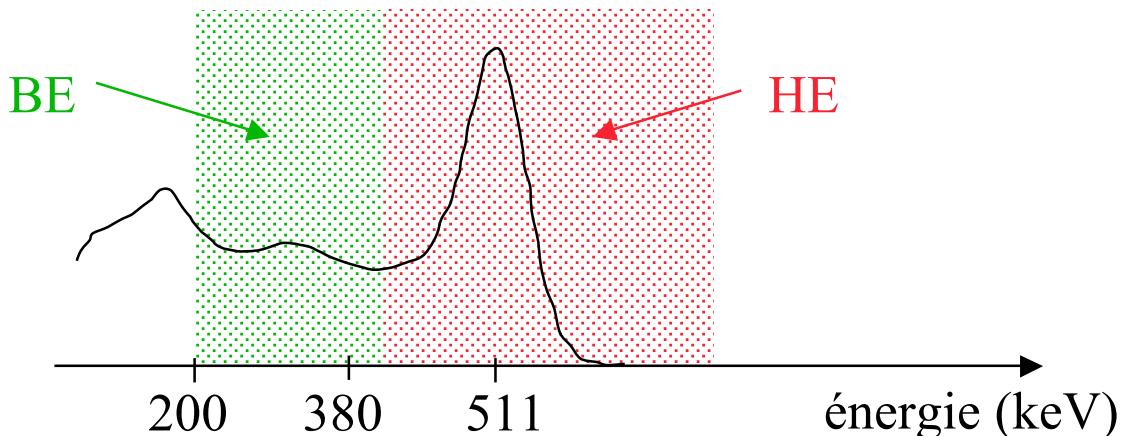
- e.g., :

- \* par simulations analytiques

- \* par simulations de Monte Carlo

# Méthode de la double fenêtre en énergie

- Enregistrement des coïncidences dans deux fenêtres en énergie distinctes



- Hypothèses

- $N_{BE} = N_{BE\text{-nondiffusé}} + N_{BE\text{-diffusé}}$
- $N_{HE} = N_{HE\text{-nondiffusé}} + N_{HE\text{-diffusé}}$
- $R_{\text{diffusé}} = N_{BE\text{-diffusé}} / N_{HE\text{-diffusé}}$  connu (calibration)
- $R_{\text{nondiffusé}} = N_{BE\text{-nondiffusé}} / N_{HE\text{-nondiffusé}}$  connu (calibration)

- Mise en oeuvre

- estimation des sinogrammes des photons diffusés dans la fenêtre haute énergie par  $N_{HE\text{-diffusé}} = [N_{BE}/(R_{\text{diffusé}} - R_{\text{nondiffusé}})] - [N_{HE} \cdot R_{\text{nondiffusé}} / (R_{\text{diffusé}} - R_{\text{nondiffusé}})]$
- filtrage de cette image pour réduire les fluctuations statistiques
- soustraction de l'image filtrée à l'image des photons détectés dans la fenêtre haute énergie

$$N_{HE\text{-nondiffusé}} = N_{HE} - N_{HE\text{-diffusé}}$$

# Ajustement des queues de distribution

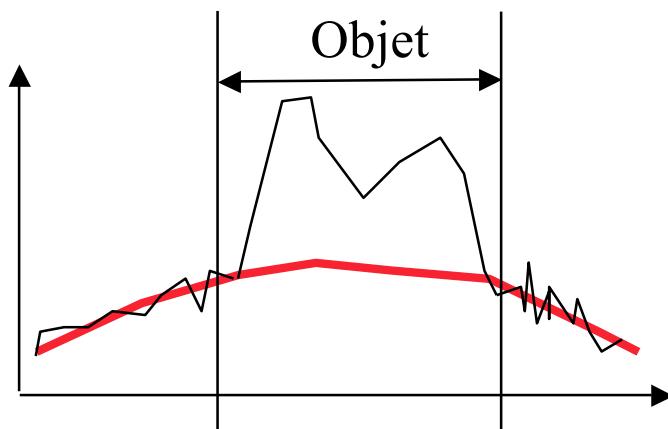
---

- Hypothèses

- image du diffusé = image basse fréquence
- distribution spatiale des photons diffusés modélisable par une fonction relativement simple (fonction gaussienne)

- Mise en oeuvre

- filtrage des sinogrammes pour réduire l'influence du bruit
- ajustement de l'activité enregistrée en dehors de l'objet par une fonction analytique simple (e.g., gaussienne)
- soustraction la contribution du diffusé ainsi estimée

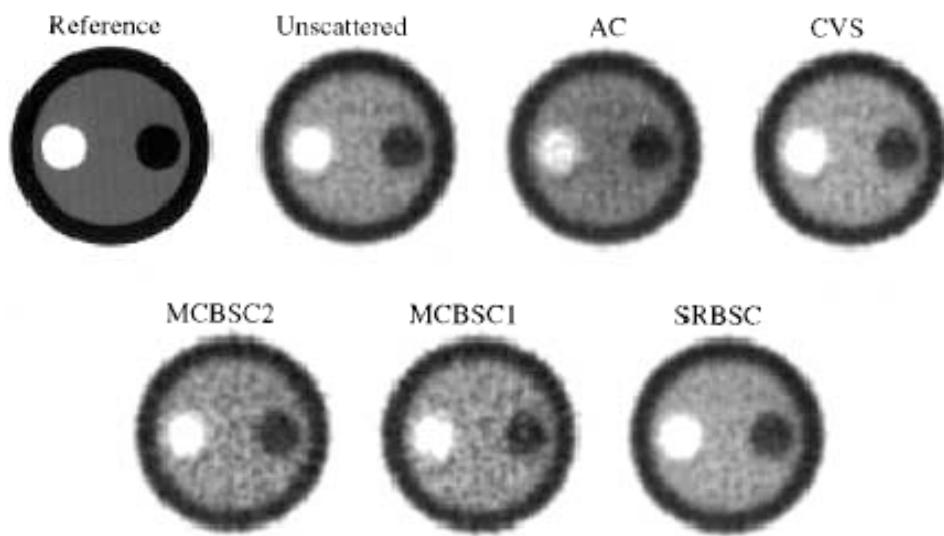
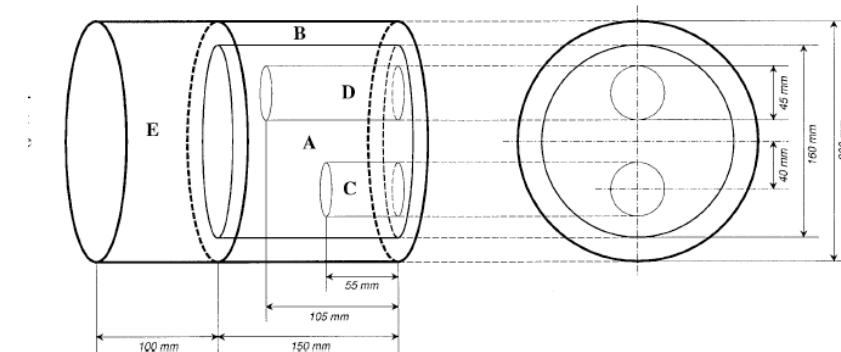


# Calcul direct de la contribution du diffusé

---

- Hypothèses
  - distribution d'émission connue ( $\sim$  images reconstruites sans correction de la diffusion)
  - distribution d'atténuation connue (reconstruite à partir des acquisition en transmission)
  - majorité des photons diffusés diffusés une fois seulement
- Mise en oeuvre
  1. simulation analytique (diffusé 1er ordre) ou Monte Carlo simplifié (diffusé multiple) des projections (sinogrammes) des photons diffusés à partir des images reconstruites sans correction de la diffusion
    - ⇒ sinogrammes des photons diffusés
  - 2. soustraction des sinogrammes correspondant aux photons diffusés des sinogrammes acquis
    - ⇒ sinogrammes corrigés de la diffusion
  3. reconstruction des sinogrammes résultants
    - ⇒ coupes reconstruites corrigées de la diffusion
  4. réestimation des projections (sinogrammes) des photons diffusés à partir des coupes corrigées de la diffusion obtenues à l'étape 3
    - ⇒ sinogrammes des photons diffusés

# Illustration



- sans correction de diffusion : erreurs : 9% à 30%



Case/compartment	Figure of merit		Absolute concentration (kBq/ml)	
	B	D	B	D
Calibration concentration	5.88	4.86		

- différentes corrections de diffusion : erreurs : -5% à 12%

Zaidi et al, Eur J Nucl Med 2000;18:1813-1826

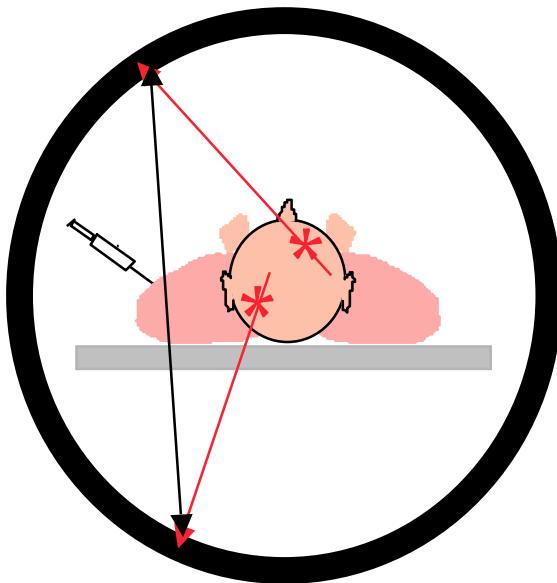
# Correction de diffusion en PET : synthèse

---

- Correction indispensable pour une quantification non biaisée
  - activité apparente dans des régions dénuées d'activité
  - surestimation de l'activité de ~30% en PET 2D ou >50% en PET 3D sans correction de la diffusion
- Pas de solution exacte mais de nombreuses approches de correction
  - approche spectrale :
    - ⇒ simple, rapide, prise en compte du diffusé émanant de l'extérieur au champ de vue
    - ⇒ calibration nécessaire
  - ajustement de la distribution spatiale des photons diffusés
    - ⇒ simple, rapide, pas de mesures supplémentaires nécessaires, prise en compte du diffusé émanant de l'extérieur au champ de vue
    - ⇒ modèle d'ajustement simpliste et non nécessairement réaliste
  - calcul direct de la contribution du diffusé
    - ⇒ théoriquement séduisant
    - ⇒ complexe en pratique, pas de prise en compte du diffusé émanant de l'extérieur au champ de vue
- Pas de correction de la diffusion systématique par une méthode “standard” mais quelques méthodes disponibles sur les caméras
  - ajustement gaussien des queues de distributions
  - calcul direct de la contribution du diffusé premier ordre

# Coïncidences fortuites en PET

---



- Dépendent de :
    - la longueur de la fenêtre en coïncidence
    - la quantité de radioactivité dans le champ de vue de la caméra (proportionnel au carré de l'activité vue par le détecteur)
  - Mauvaise localisation
  - Réduction des capacités de comptage
  - Biais quantitatif
- ⇒ Nécessite une correction systématique

# Importance des coïncidences fortuites en PET

---

- Nombre de coïncidences fortuites

Nb d'événements simples  
enregistré par le détecteur 1

$$N_{\text{random}} = 2 \int S_1 S_2$$

longueur de la fenêtre de coïncidence

⇒ proportionnel au carré de l'activité A vue par le détecteur

- Coïncidences vraies proportionnelles à l'activité A

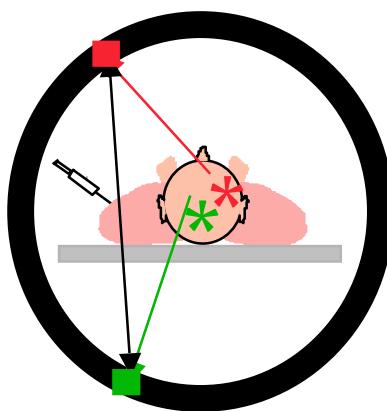
⇒ (fortuits / vrais) proportionnel à A

- Réduction des coïncidences fortuites

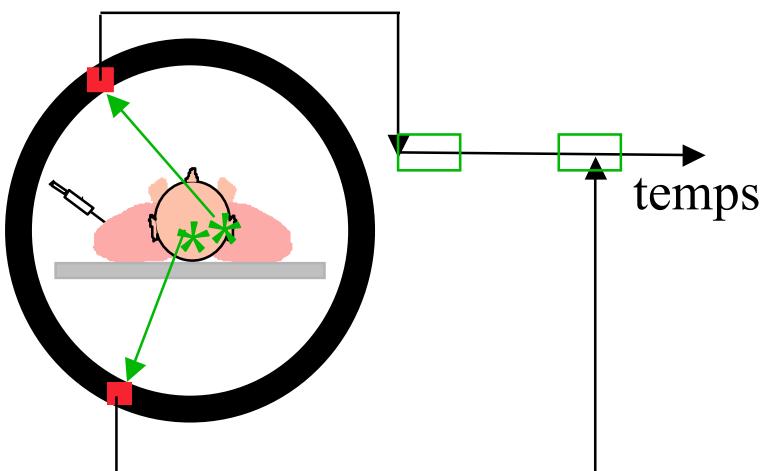
- par réduction de la fenêtre de coïncidence  
⇒ une correction reste cependant nécessaire

# Correction des fortuites en PET : stratégies

- Estimation du nombre de coïncidences fortuites  $N_{\text{random}(i,j)}$  pour chaque ligne de coïncidence  $(i,j)$  au moyen d'une des deux approches suivantes :
  - Estimation à partir des nombres d'événements non coïncidents enregistrés



- Mesure directe au moyen d'une ligne à retard



- Soustraction du nombre de coïncidences fortuites  $N_{\text{random}(i,j)}$  pour chaque ligne de coïncidence  $(i,j)$  avant reconstruction

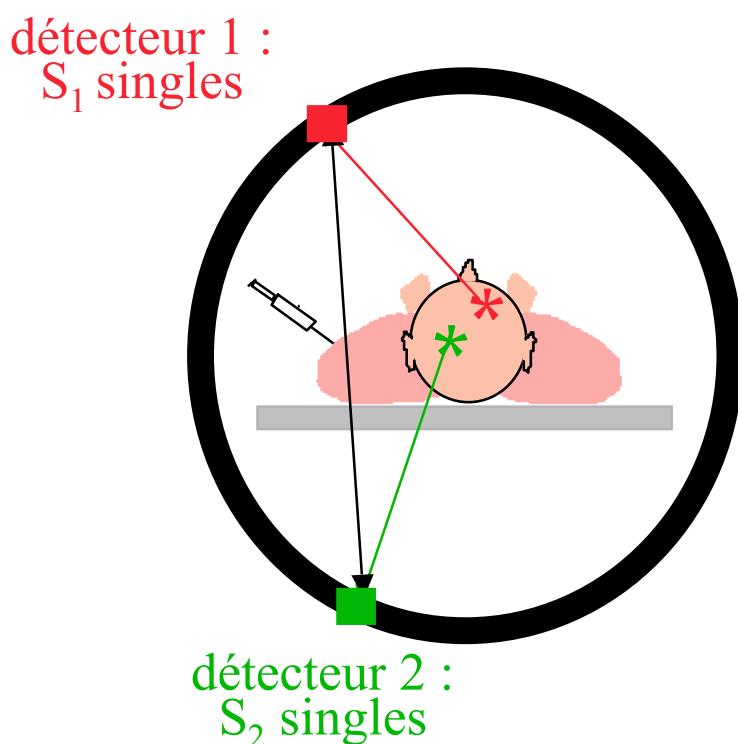
# Estimation via les événements non coïncidents

---

- Nombre de coïncidences fortuites pour une ligne de coïncidence entre les détecteurs 1 et 2 :

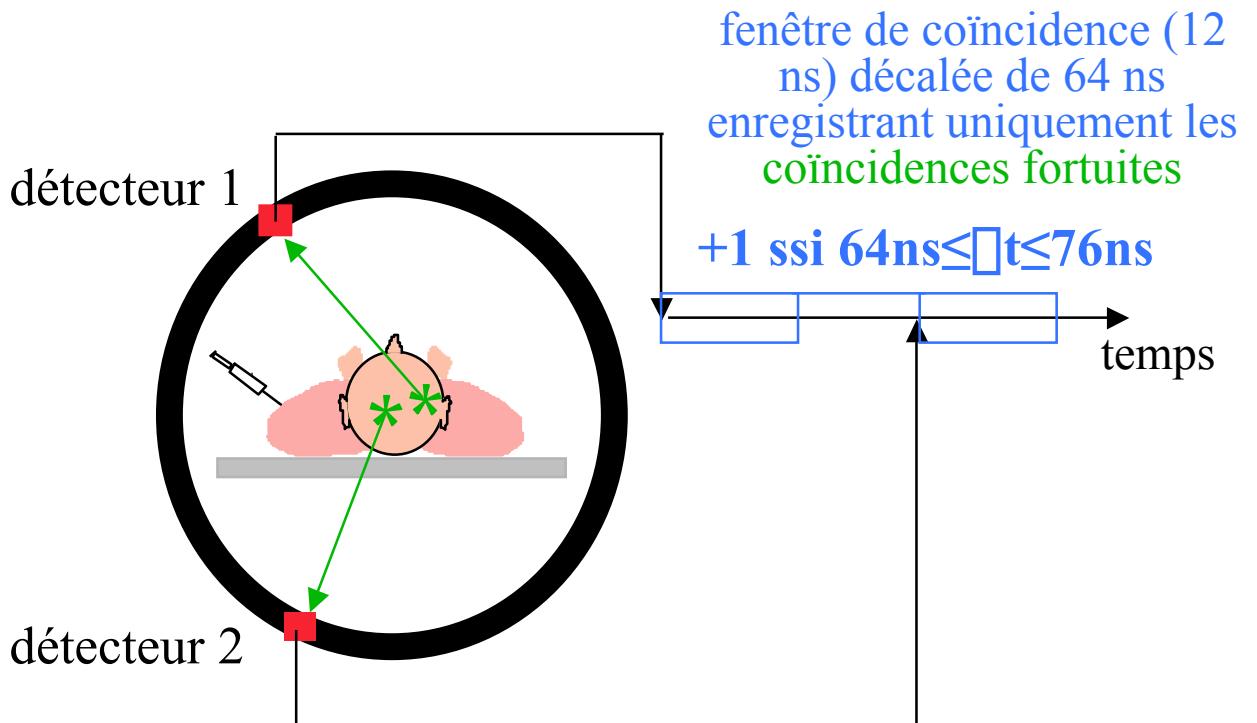
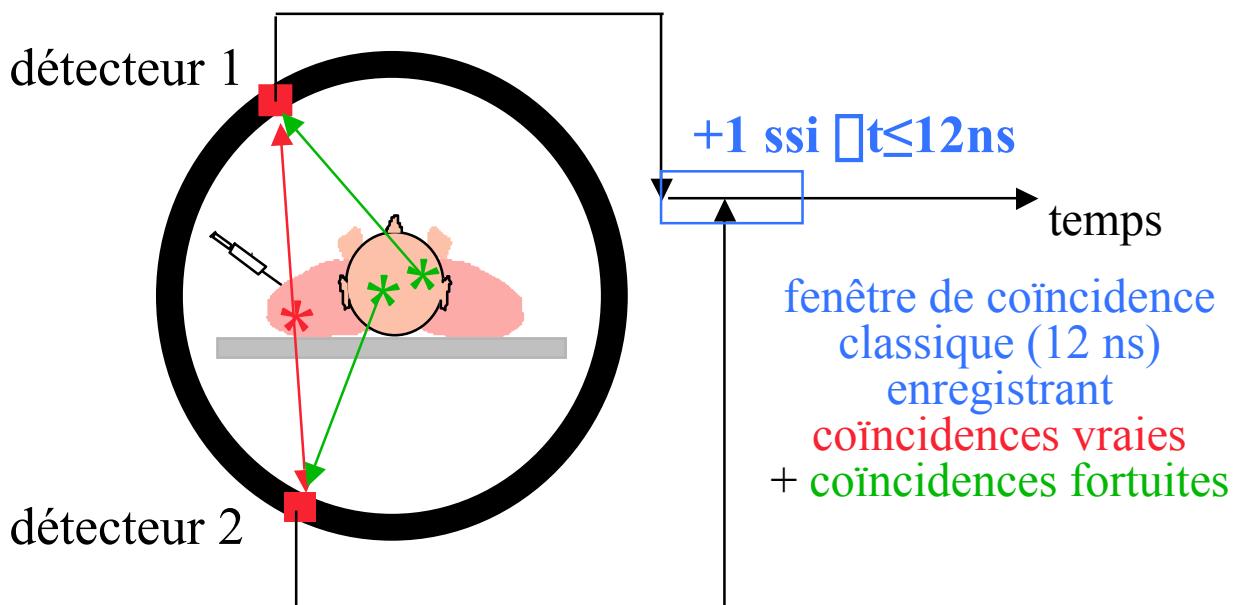
$$N_{\text{random } 1-2} = 2 \boxed{\phantom{0}} S_1 S_2$$

↑  
longueur de la fenêtre de coïncidence



# Estimation via une ligne retard

- Utilisation de deux circuits de coïncidences



# Coïncidences fortuites en PET : synthèse

---

- Correction systématique sur toutes les caméras, le plus souvent par une ligne retard
- Pourtant, nécessité de limiter le nombre de coïncidences fortuites, car :
  - sans coïncidences fortuites :

$$\square(vraies + diffusées) = \sqrt{(vraies + diffusées)}$$



incertitude sur le nombre de coïncidences détectées

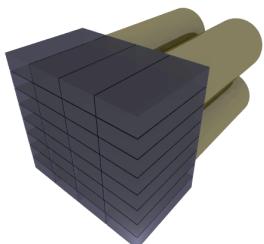
- avec coïncidences fortuites, après soustraction des coïncidences fortuites :

$$\square(vraies + diffusées) = \sqrt{(vraies + diffusées + 2 * fortuites)}$$

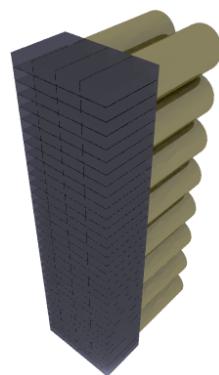
La détection de coïncidences fortuites augmente le bruit dans les images, même si on sait les soustraire !

# Problème de normalisation

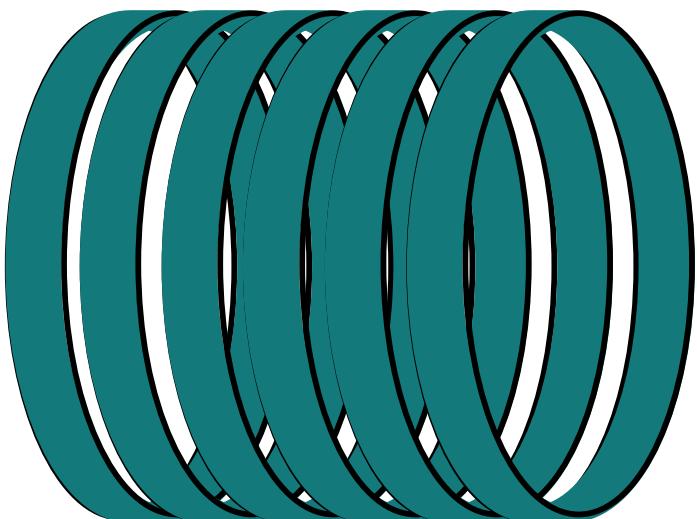
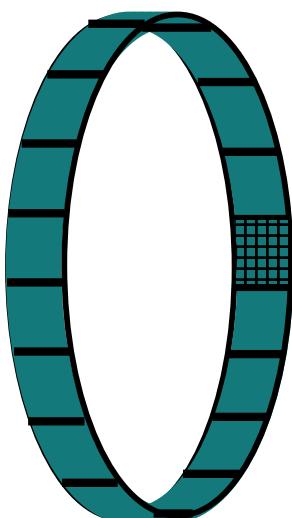
- Tomographe PET « typique » : entre 10 000 et 20 000 cristaux détecteurs



blocs : 8x8 détecteurs



bucket = 256 détecteurs

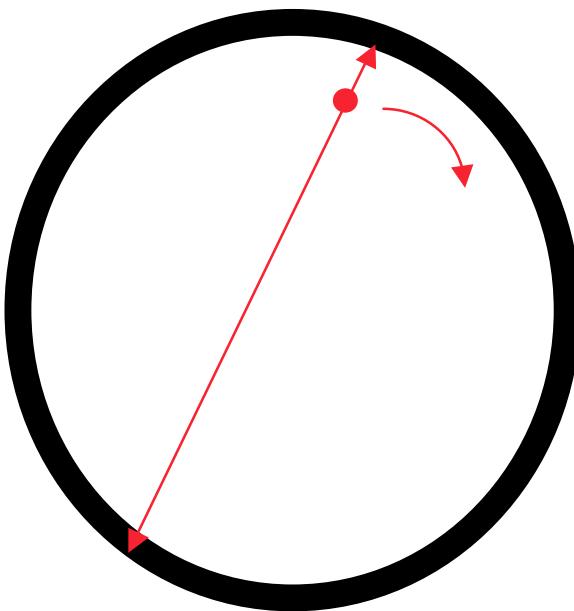


- Les cristaux peuvent être très légèrement différents en dimensions, ou fraction de la lumière de scintillation arrivant sur les tubes photomultiplicateurs, ou épaisseur du cristal vue par les photons incidents suivant l'angle d'incidence  
→ réponses variables des différents cristaux détecteurs
- Correction de ces effets = normalisation

# Méthode de normalisation

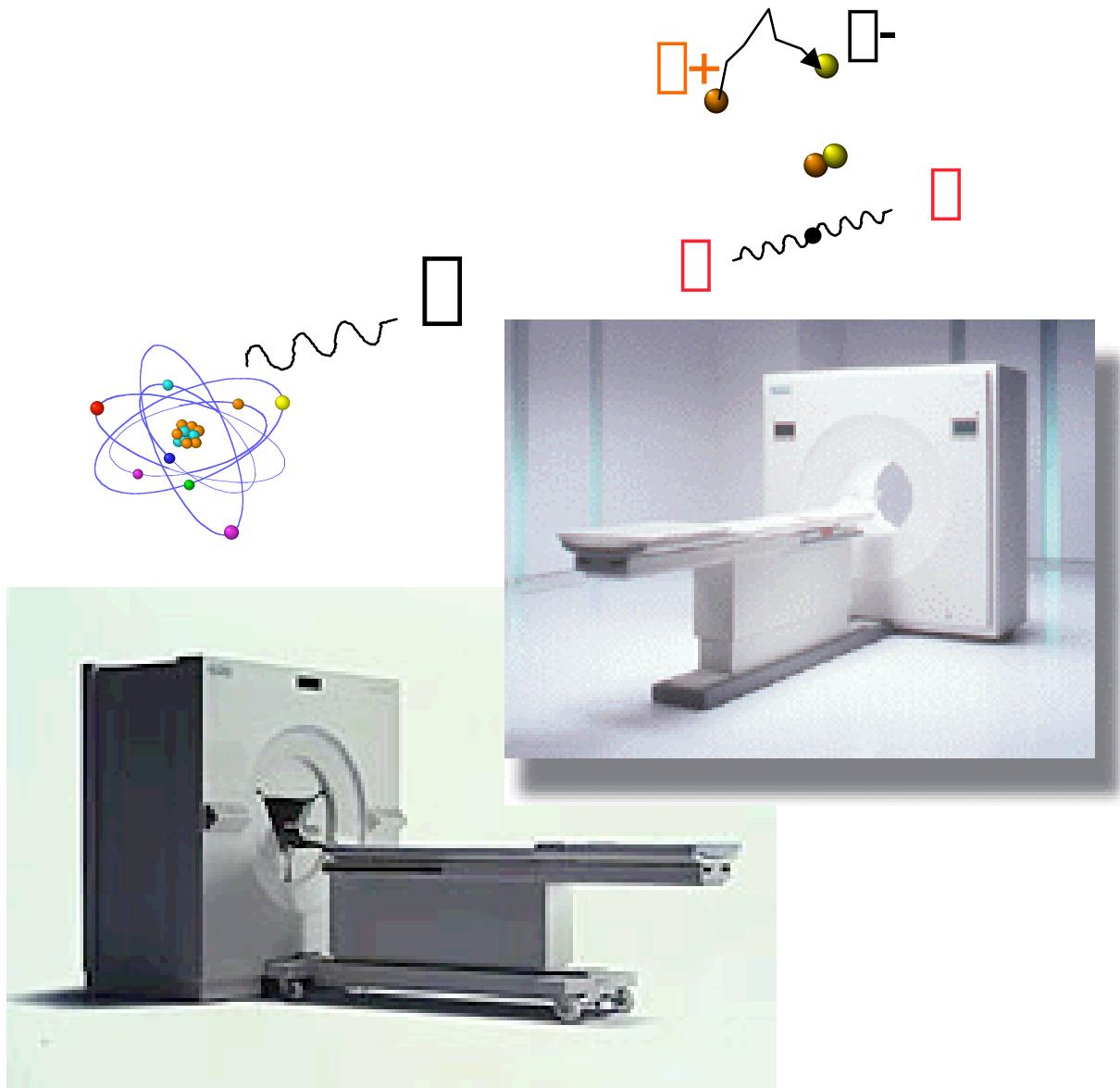
---

- Enregistrement de la réponse du tomographe lorsque celui ci est soumis à un flux de photons uniforme



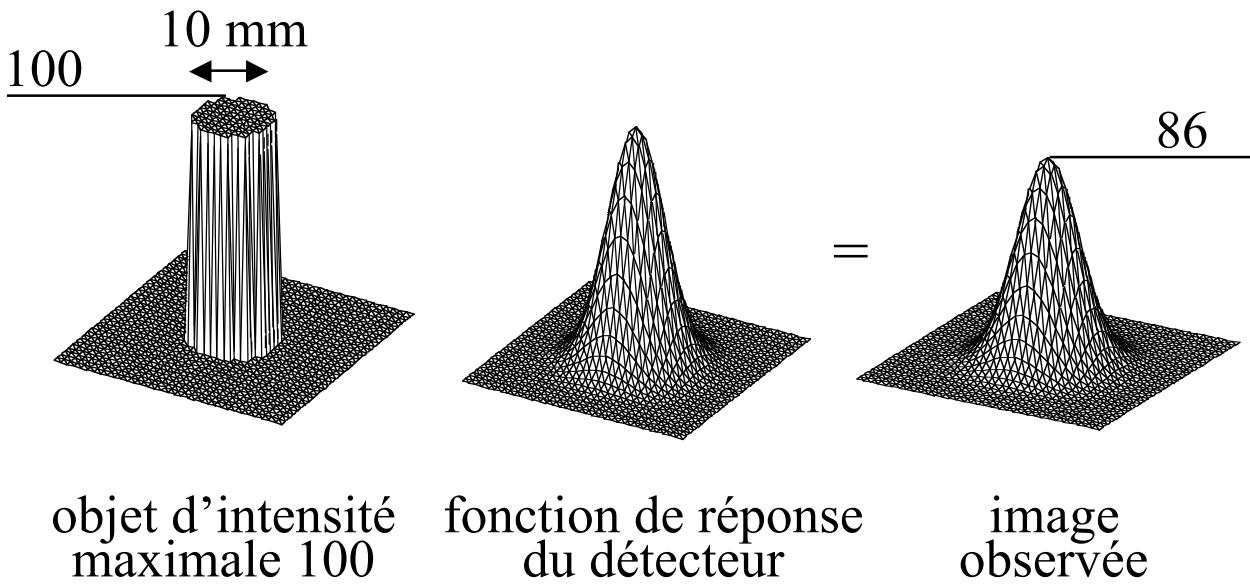
- Idéalement, toutes les LOR ( $i,j$ ) devraient recevoir le même nombre d'événements  $N_{ij}$
- Facteur de normalisation de la LOR ( $i,j$ ) =  $N_{ij} / \bar{N}$ , où  $\bar{N}$  est la valeur moyenne de  $N_{ij}$  pour toutes les LOR
- Correction : pour chaque acquisition, le nombre de coups enregistrés sur la LOR ( $i,j$ ) est divisé par le facteur de normalisation.

# Problèmes communs au SPECT et au PET

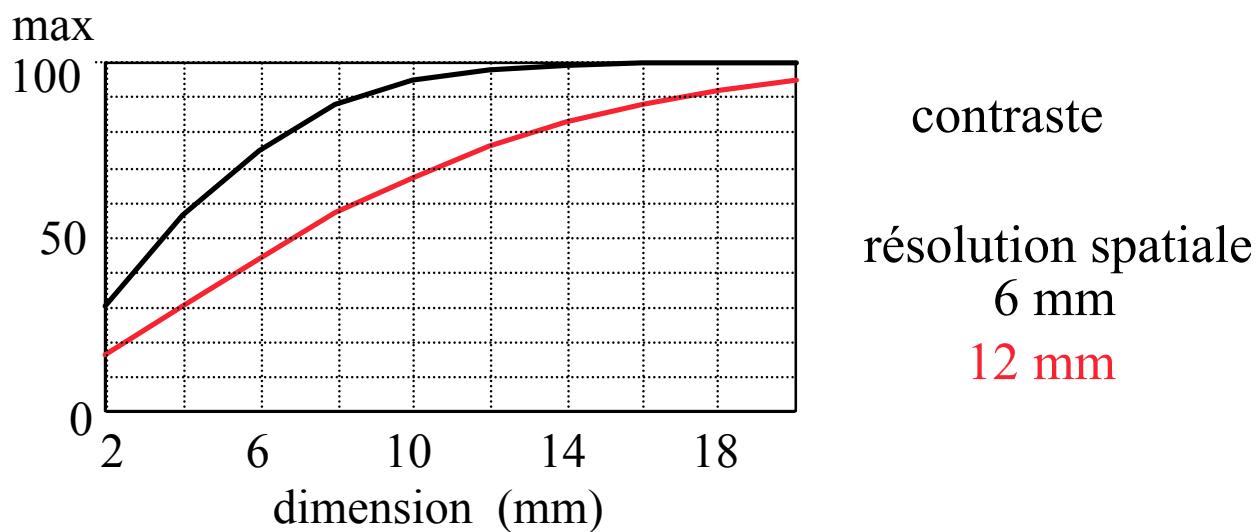


- Effet de volume partiel
- Mouvement respiratoire

# Effet de volume partiel

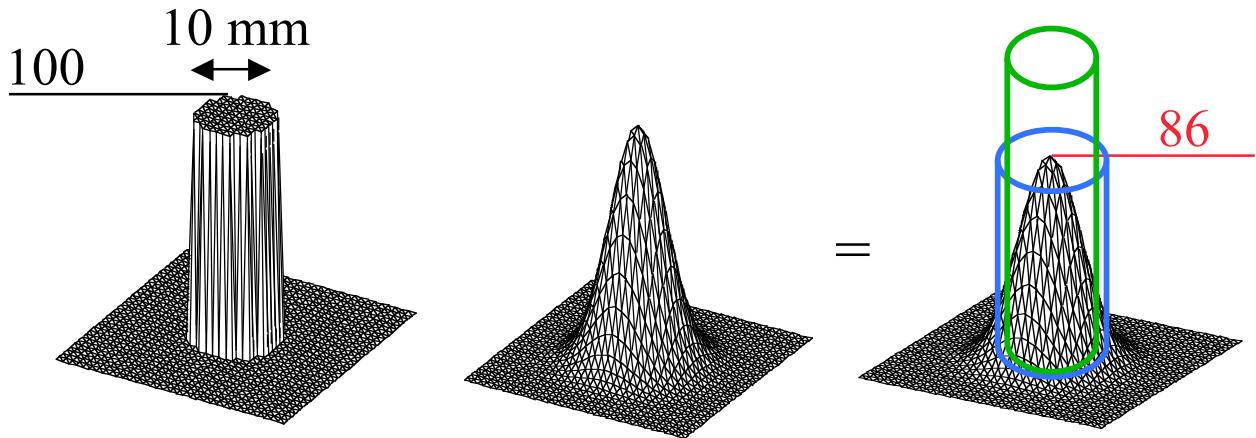


- Sous-estimation de l'activité dans les structures de petite taille dépendant
  - ⇒ du contraste objet / fond
  - ⇒ de la dimension de l'objet
  - ⇒ de la résolution spatiale du système



⇒ affecte les structures de taille <2-3 FWHM

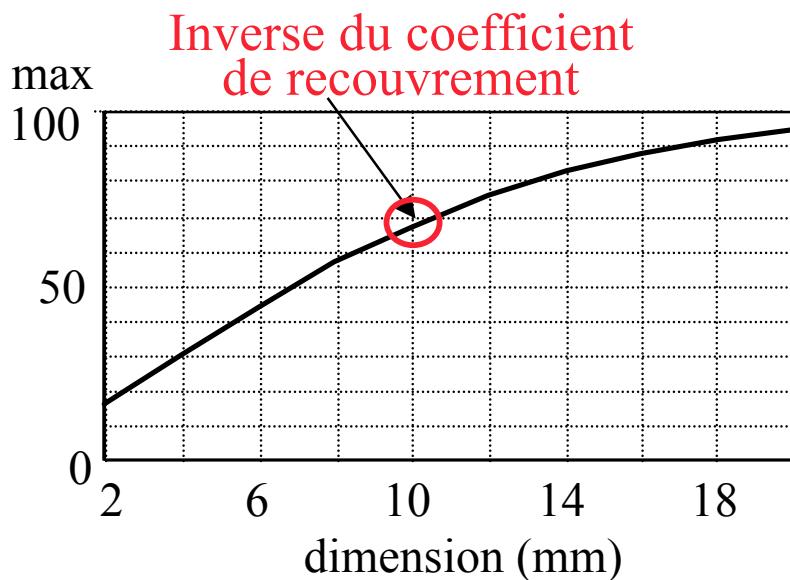
# Influence de la région d'intérêt (ROI) considérée



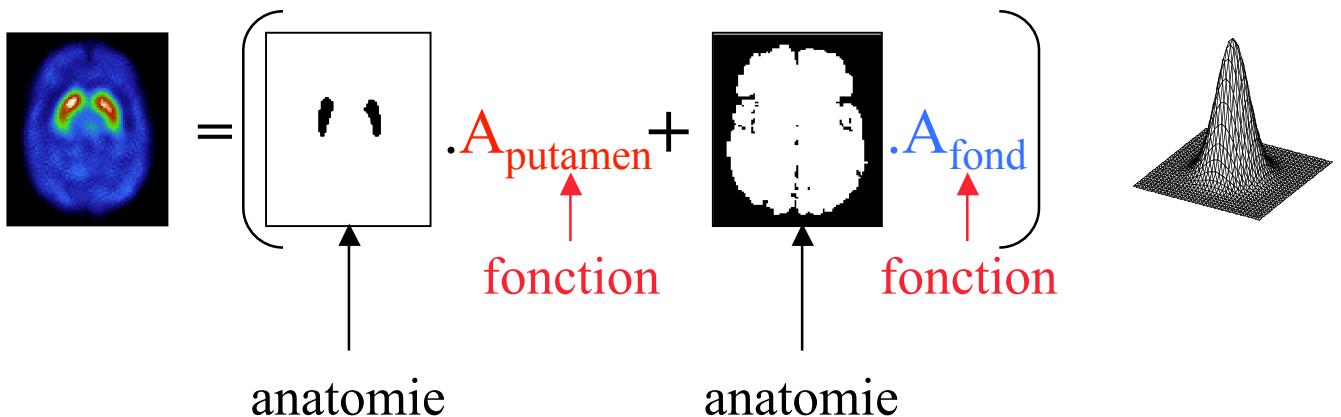
- **max** (ROI de 1 pixel) :
  - minimise le biais introduit par l'effet de volume partiel
  - très sensible au bruit dans l'image
- **tracée manuellement** :
  - effet de volume partiel dépendant fortement de l'observateur (biais peu reproductible)
  - biais toujours plus élevé qu'en considérant le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

# Correction de volume partiel : stratégies

- Deux stratégies
  - coefficients de recouvrement



- modélisation anatomo-fonctionnelle



- Quelques travaux en PET, très peu en SPECT

# Correction par coefficients de recouvrement

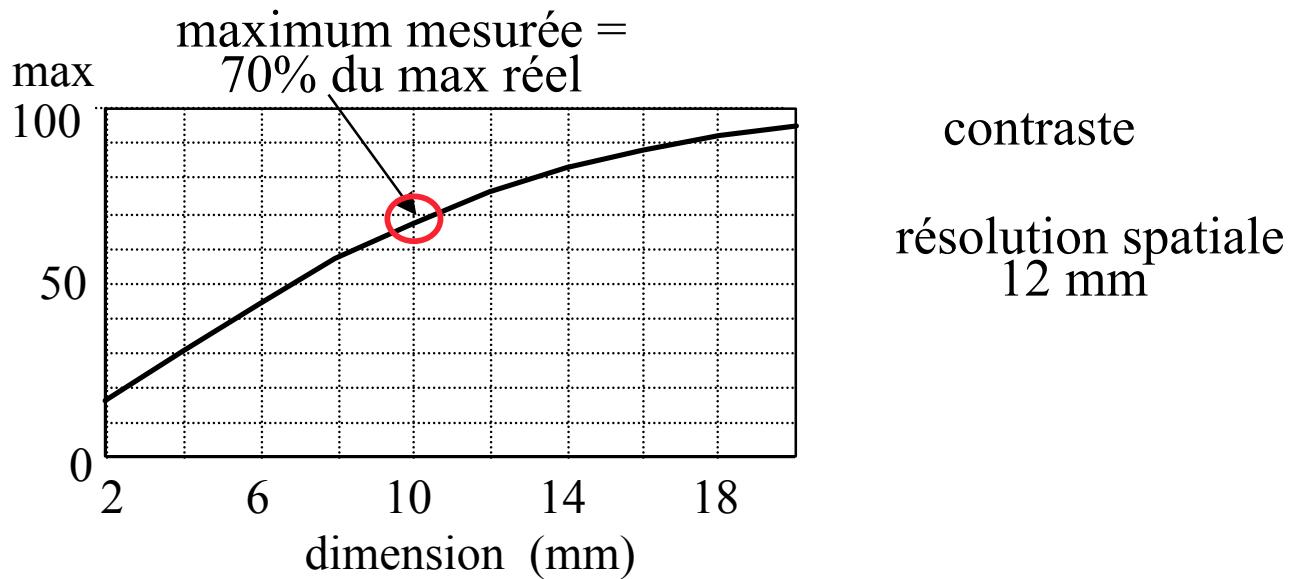
- Hypothèses

- 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

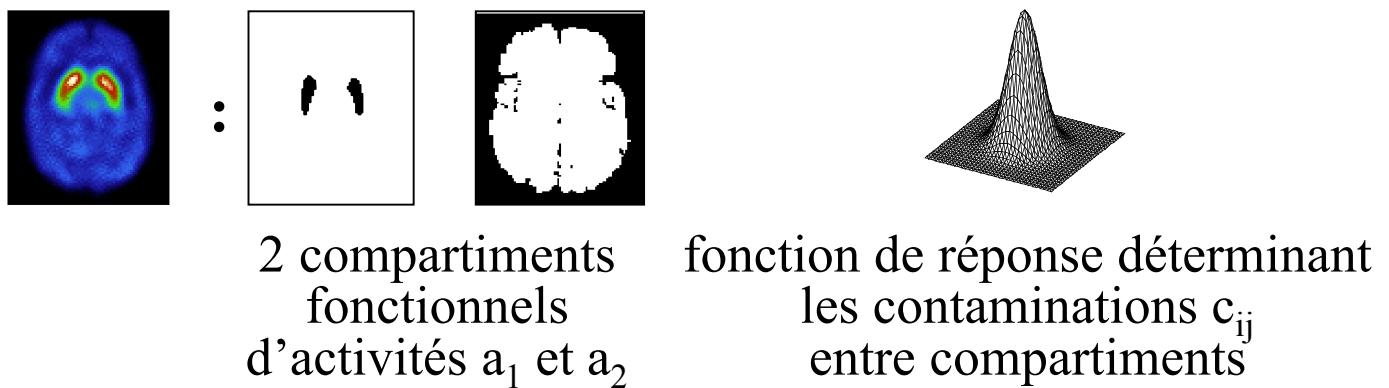
- structure de 1 cm
- contraste infini (pas d'activité environnante)
- résolution spatiale de 12 mm



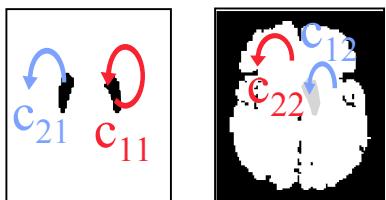
⇒ activité réelle = maximum de l'activité mesurée / 0,7

# 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 :



- estimation des contaminations entre compartiments



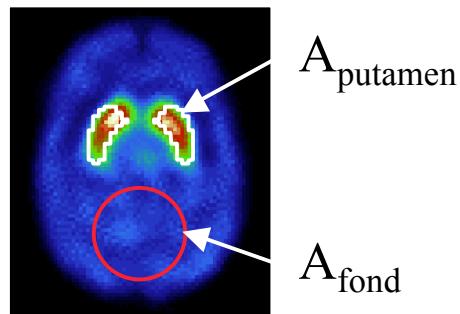
$$\begin{aligned}m_1 &= c_{11} a_1 + c_{12} a_2 \\m_2 &= c_{21} a_1 + c_{22} a_2\end{aligned}$$

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

⇒ modélisation relativement simpliste pour certaines applications

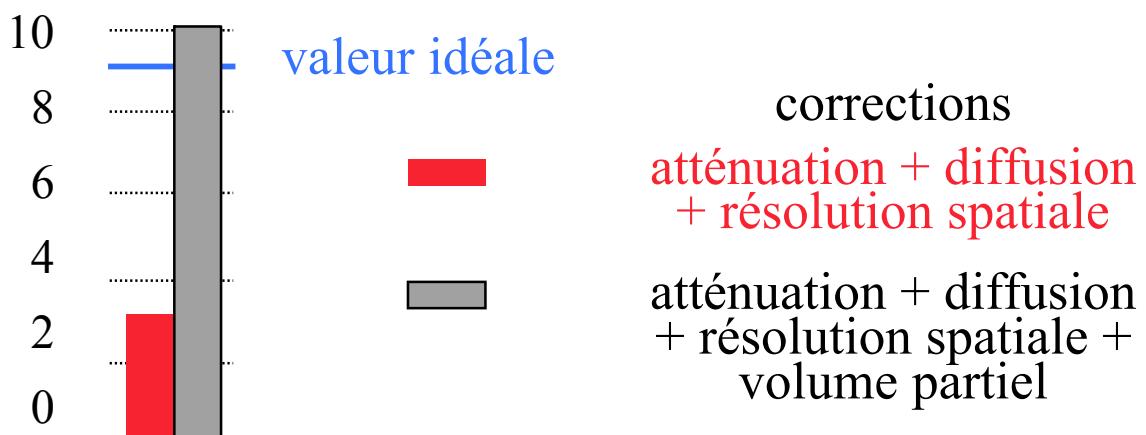
# Illustration en SPECT

- Mesure de l'activité dans les striata en SPECT cérébral
  - “binding potential” (BP)

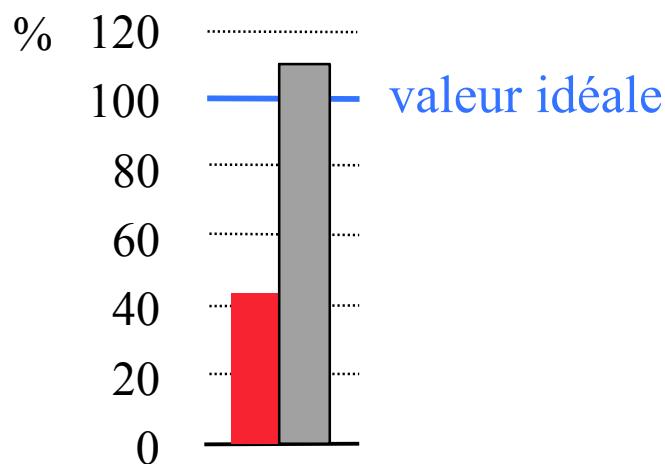


$$BP = \frac{A_{\text{putamen}} - A_{\text{fond}}}{A_{\text{fond}}}$$

binding potential

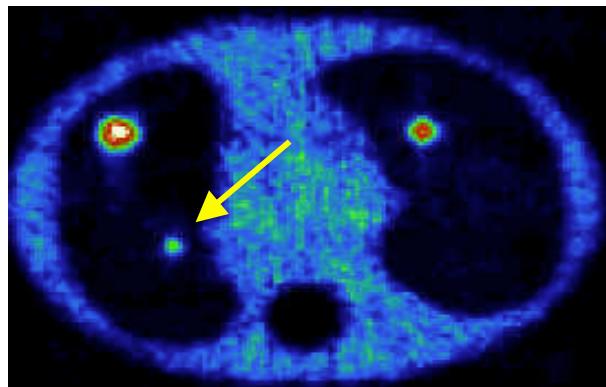


- activité restaurée dans le putamen



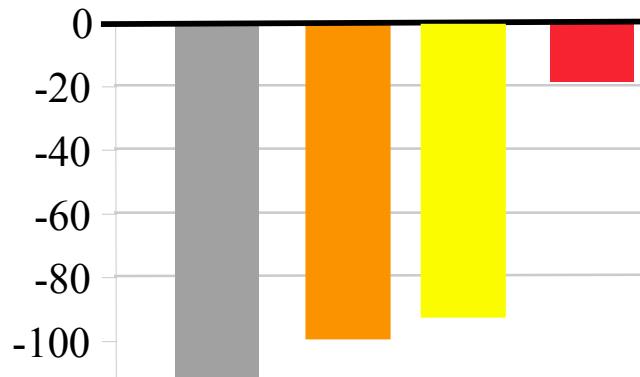
# Illustration en PET

---



Tumeur du poumon  $\varnothing = 10,5$  mm

## Sous-estimation (%) des SUV



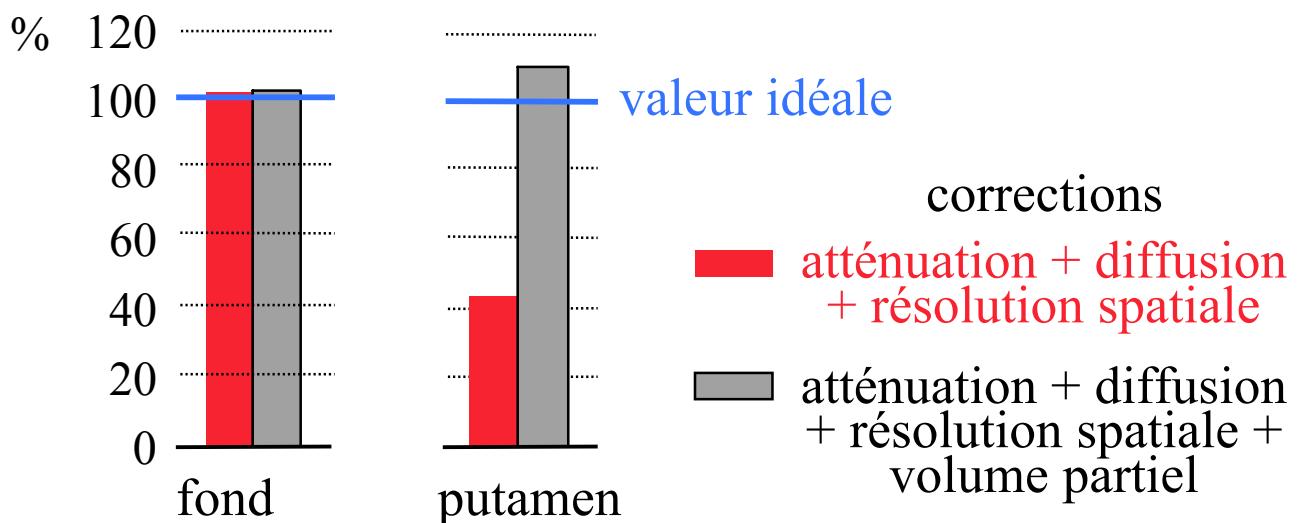
## Corrections

- = diffusion (D) + coïncidences fortuites (F)
- = D + F + atténuation (A, carte Cs)
- = D + F + A (carte TDM)
- = D + F + A (TDM) + volume partiel (CC)

# 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

pourcentage d'activité restaurée en SPECT cérébral



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

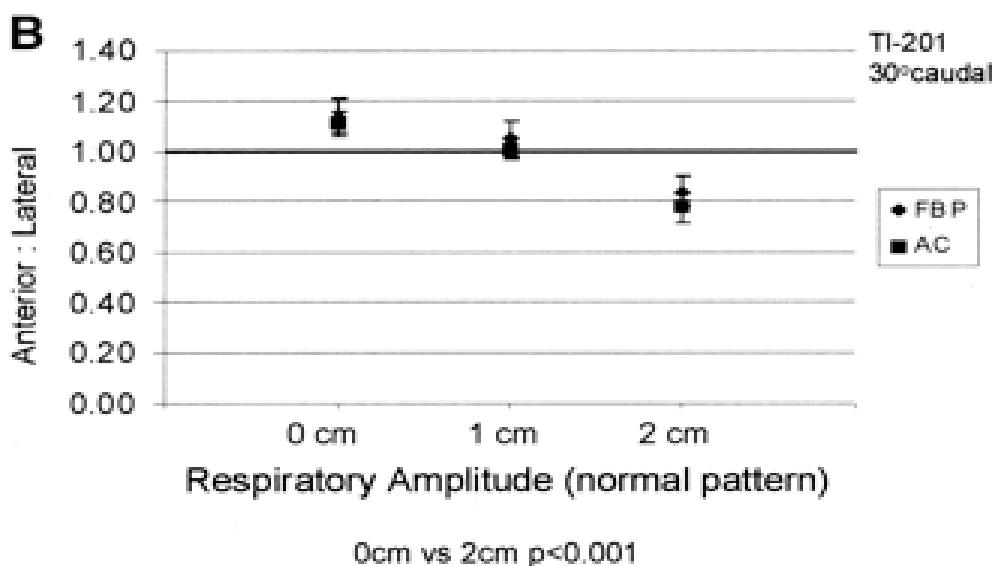
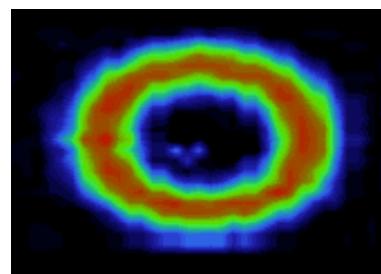
# Mouvement en SPECT et en PET

2 types de mouvements :

- fortuits
- physiologiques : cardiaque, respiratoire, ...

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

SPECT cardiaque



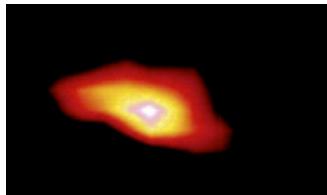
→ modification du rapport d'activité antérieure/latérale de ~25%

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

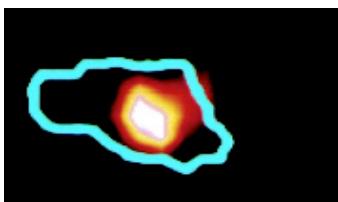
# Le mouvement et ses conséquences

---

## PET FDG pulmonaire



avec flou cinétique



« sans » flou cinétique

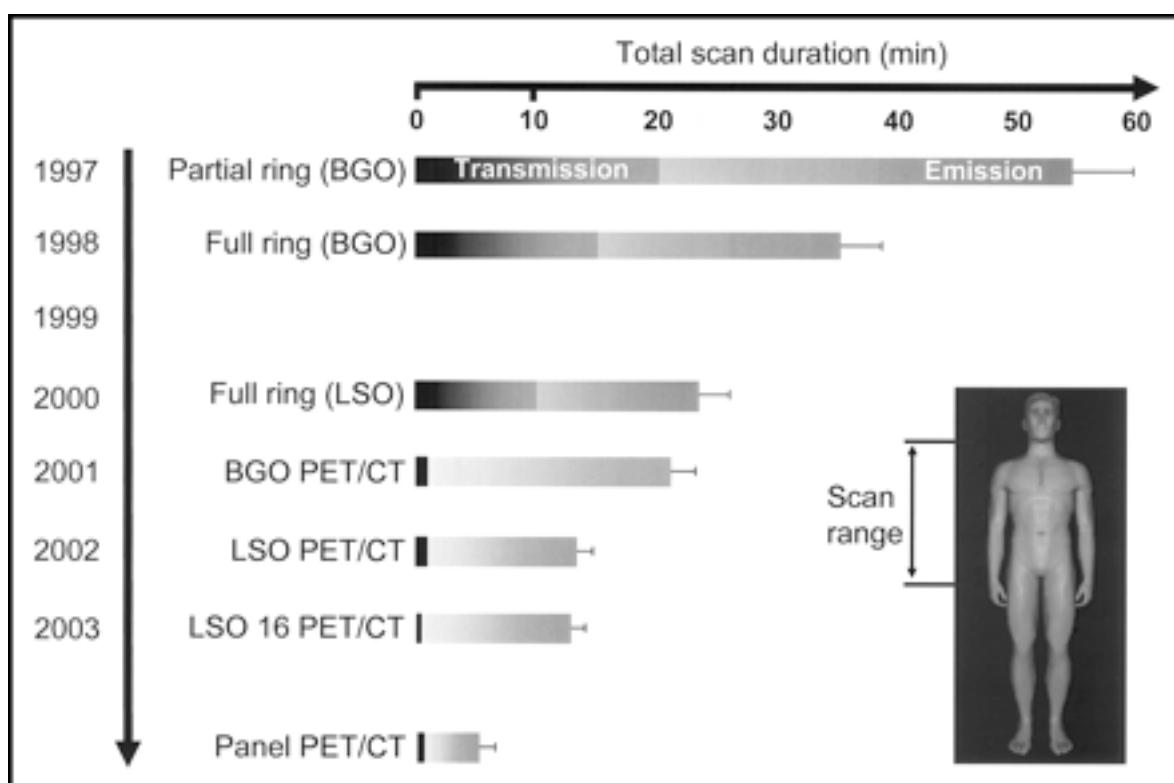
- volume apparent des lésions augmenté de 10% à plus de 30% du fait du mouvement
  
- valeur de fixation diminuée de 5% à plus de 100%

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

# Correction du mouvement fortuit

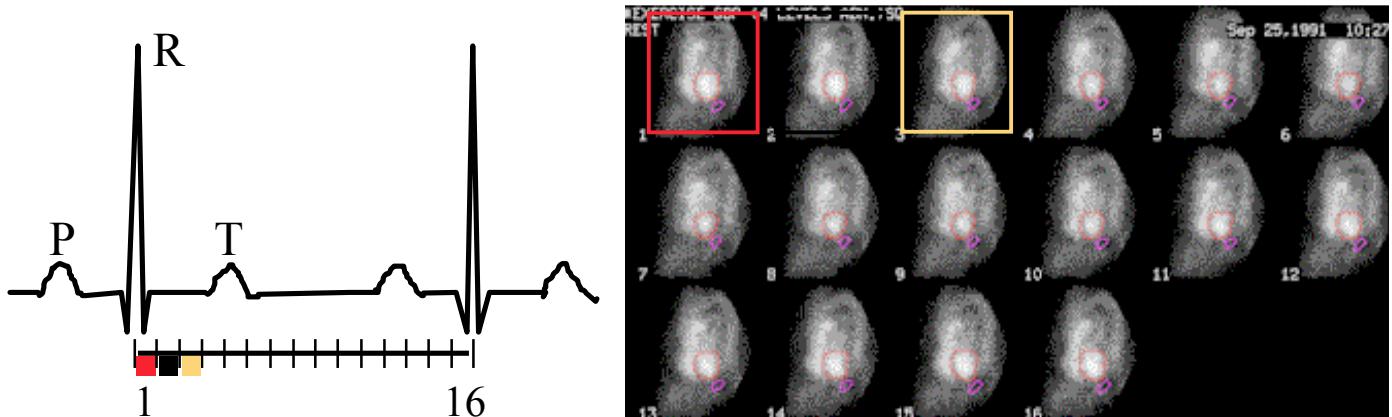
- Tendre vers des examens plus courts

## PET/CT

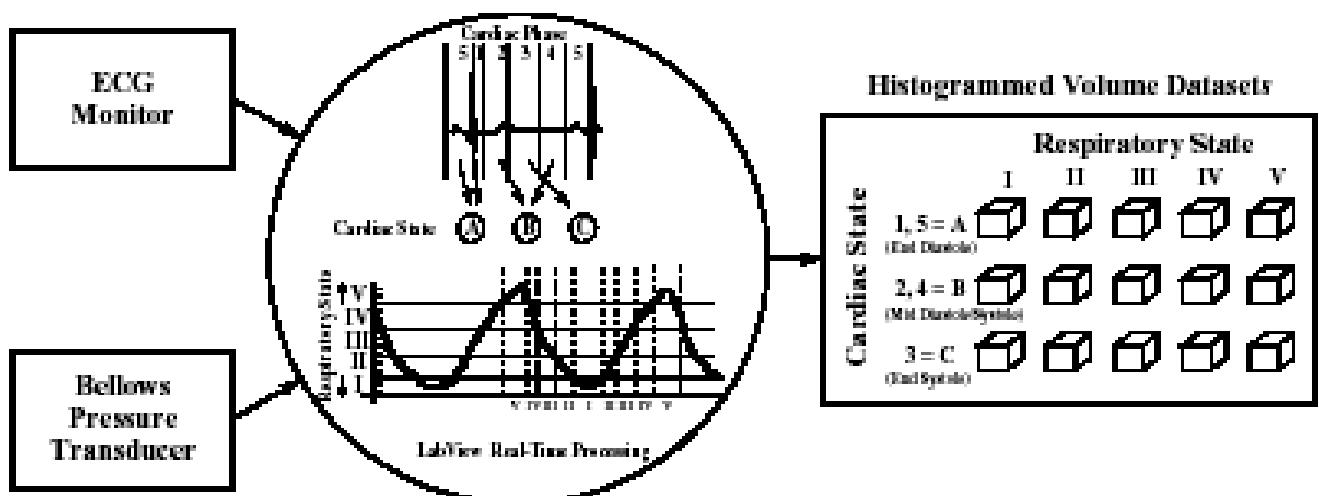


# Correction des mouvements physiologiques

- Pas de correction systématique
- Synchronisation cardiaque classique (PET / SPECT) pour les examens cardiaques



- Vers la synchronisation respiratoire (notamment PET oncologique pulmonaire)



# Impact de la méthode de reconstruction tomographique

---

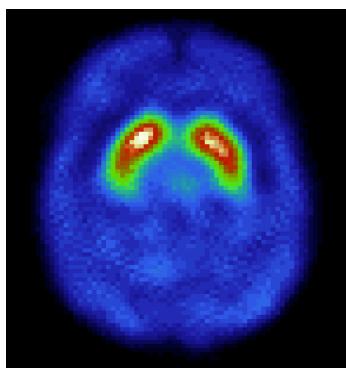
FBP, OSEM, Gradient Conjugué ?

- 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



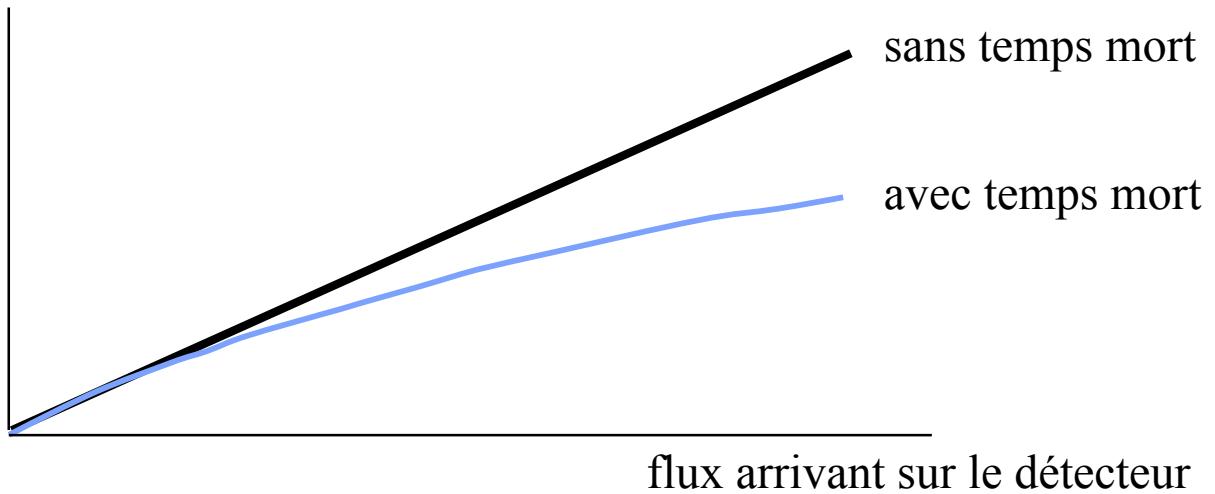
$$X \text{ coups/s/pixel} \xrightarrow{\text{Facteur d'étalonnage}} Y \text{ kBq/ml}$$

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

## Temps mort

---

taux de comptage mesuré

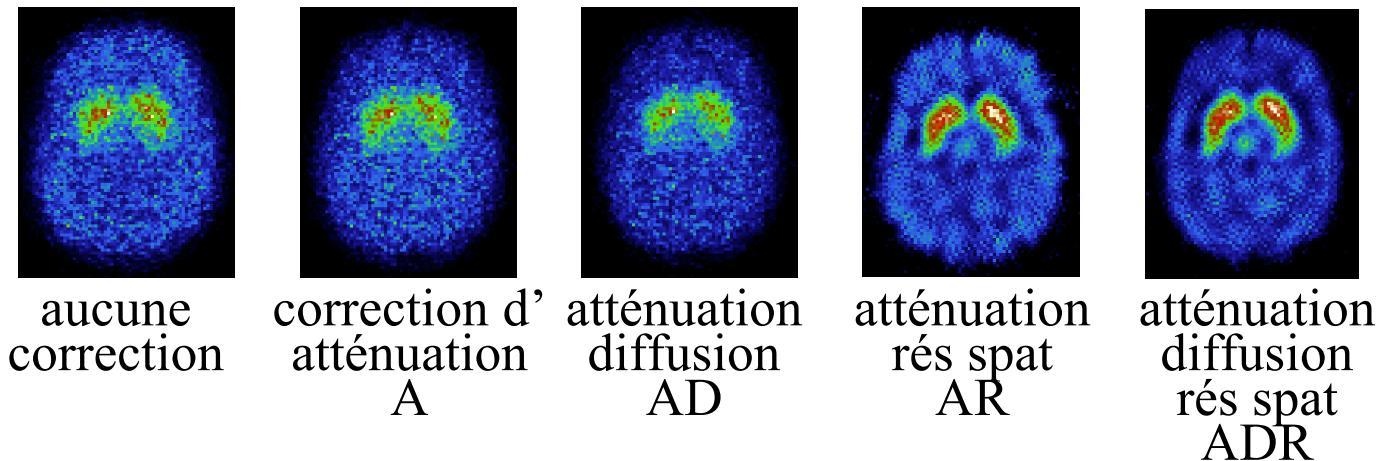


effet surtout pénalisant en TEP 3D ( $> 100$  kcps/s)

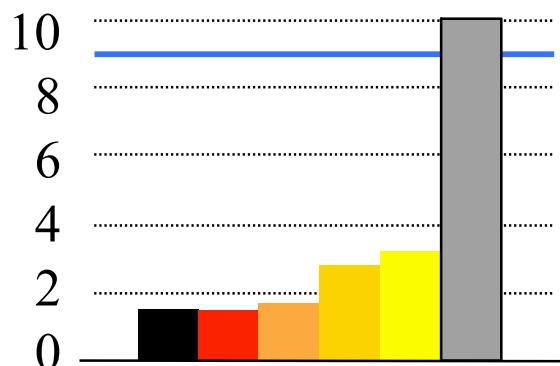
- effectuer si possible les mesures dans la zone de flux correspondant à une réponse linéaire du détecteur
- effectuer l'étalonnage de sensibilité dans la zone de flux d'intérêt

# Quantification en SPECT : synthèse

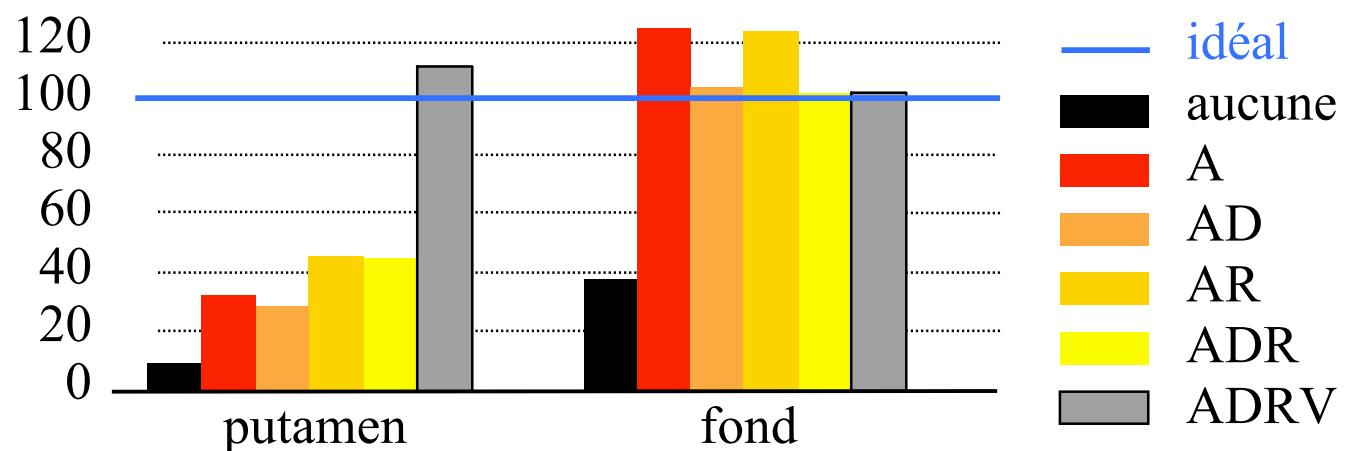
- Importance respective des différentes corrections
  - exemple de la quantification en SPECT cérébral



⇒ mesure du binding potential



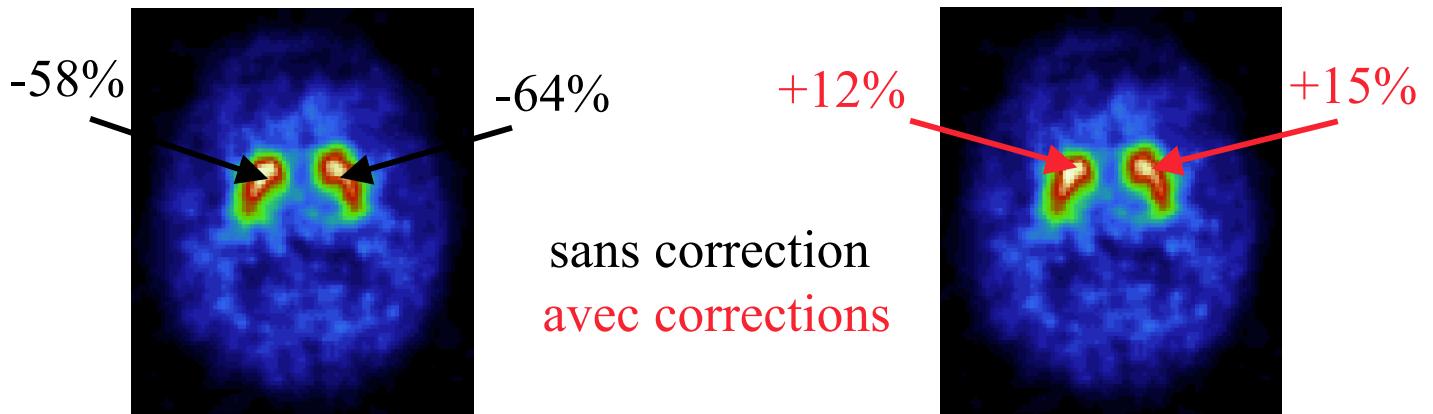
⇒ pourcentage de l'activité restaurée dans les putamens



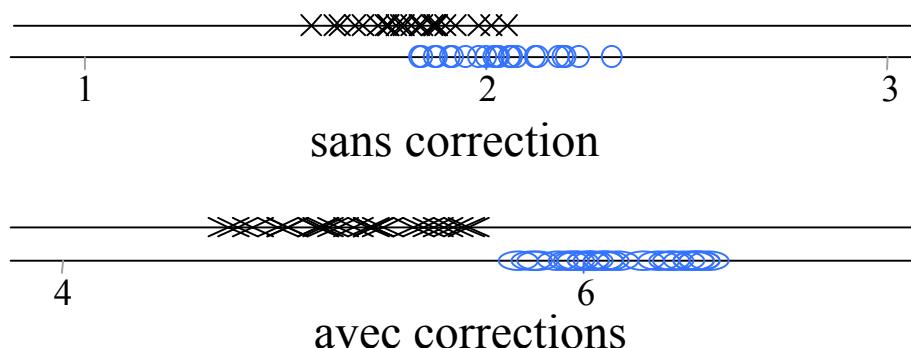
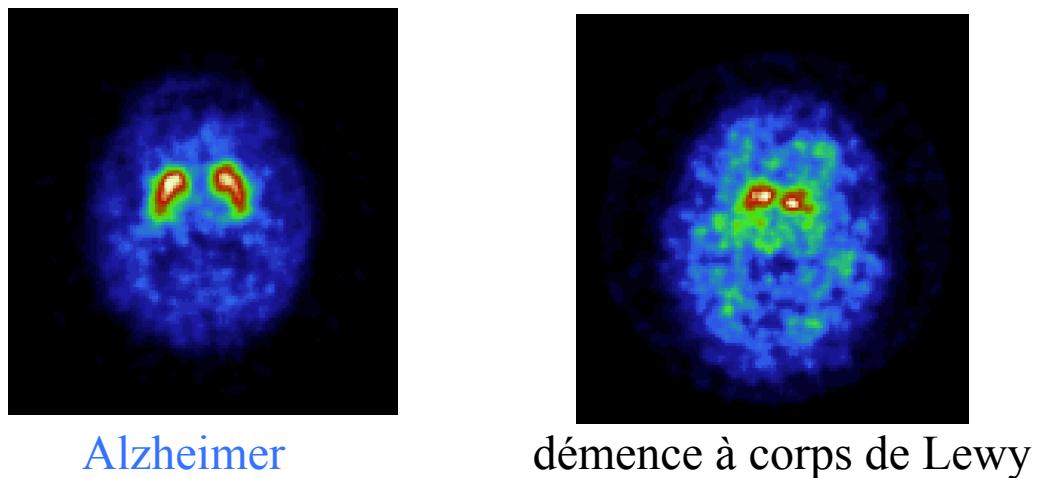
# Intérêt clinique des corrections en SPECT

- Exemple de la neurotransmission dopaminergique

Mesure du potentiel de liaison



Diagnostic différentiel



# 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 les structures de fond
  - 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 très peu utilisées
  - correction de volume partiel non disponible et en développement

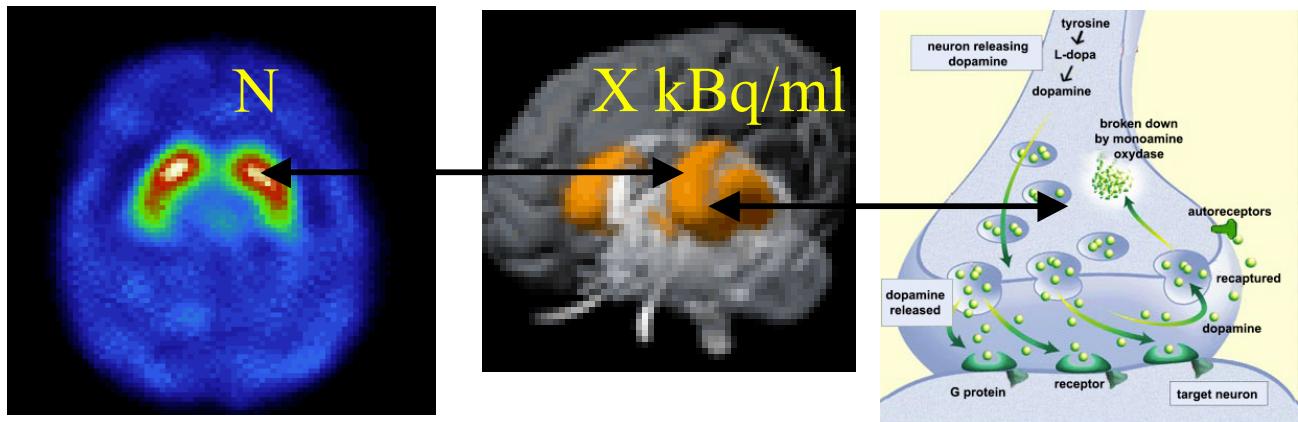
# Quantification en PET : synthèse

---

- Quantification absolue
  - corrections d'atténuation et de coïncidences fortuites indispensables
  - correction de diffusion nécessaire pour éviter une surestimation d'activité pouvant aller jusqu'à 50% (PET 3D)
  - 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 les structures de fond
  - correction de résolution spatiale nécessaire pour diminuer les biais
- En pratique
  - correction de coïncidences fortuites systématique
  - correction d'atténuation quasi-systématique (parfois en sus des images non corrigées)
  - correction de diffusion moyennement utilisée
  - correction de volume partiel non disponible en routine et utilisée seulement en recherche

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

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

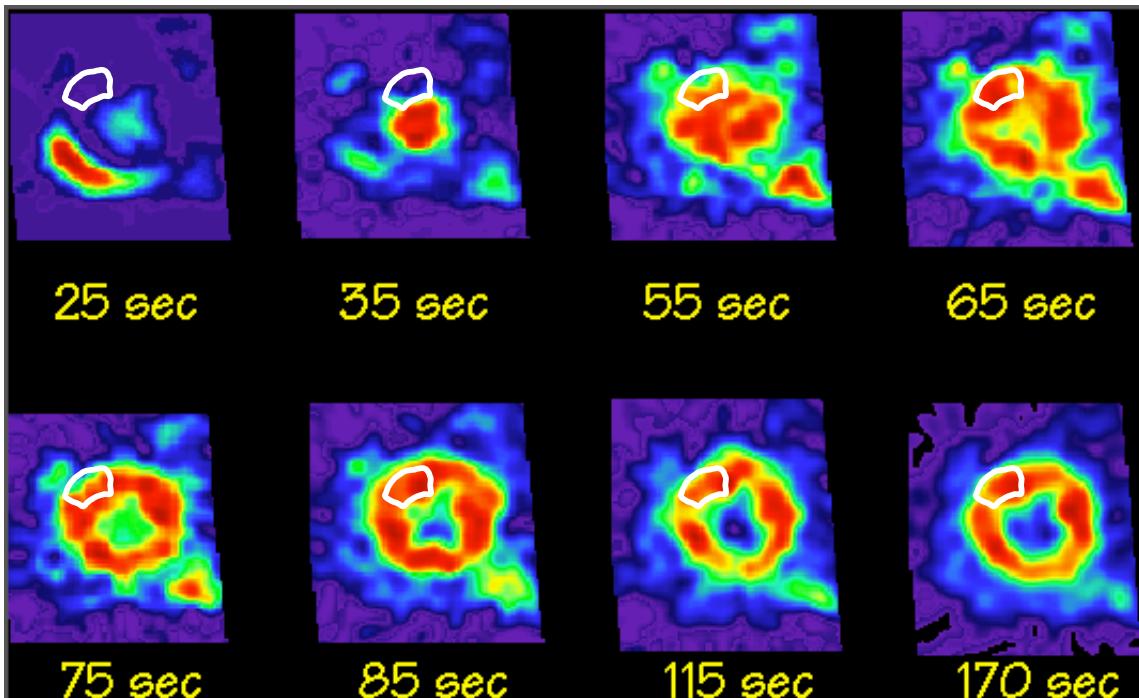


- Exemple : concentration de radiotraceur dans les striata pour déterminer la densité de transporteurs dopaminergiques

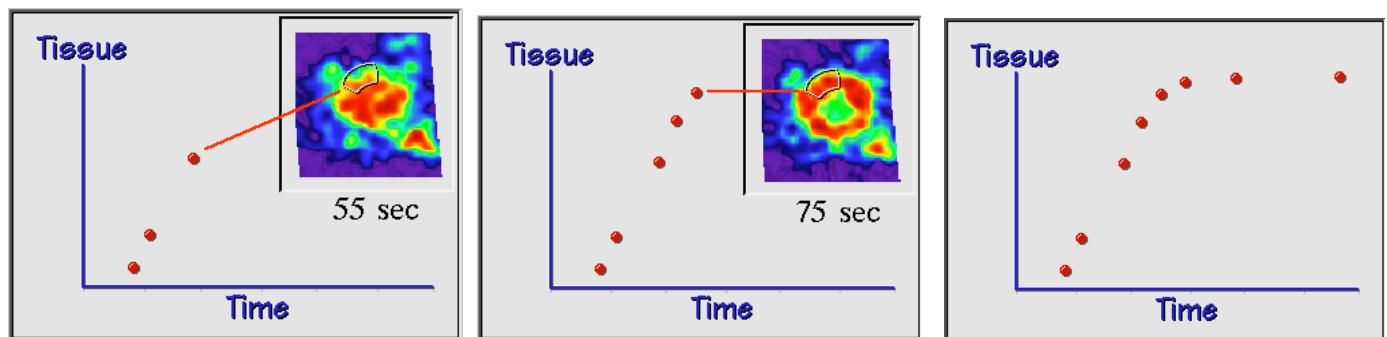
## La modélisation

# Approche la plus complète

- Suivi du devenir du radiotraceur 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

