

# Quantification en tomographie d'émission

Corrections d'atténuation,  
de diffusion et de volume partiel

Irène Buvat  
U494 INSERM  
Paris

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

octobre 2003

# Plan du cours

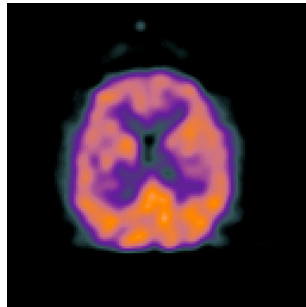
---

- 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
- Quantification en PET
  - Atténuation
    - Problème
    - Méthodes de correction
  - Diffusion
    - Problème
    - Méthodes de correction
  - Coïncidences fortuites
    - Problème
    - Méthodes de correction
- Effet de volume partiel en SPECT et PET
  - Problème
  - Méthodes de correction
- Synthèse

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

---

- Quantification ~ mesure



⇒ grandeur numérique extraite d'une image

- Deux types de quantification

- Quantification absolue

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

- ⇒ mesure du volume ventriculaire gauche

- Quantification relative

- ⇒ rapport de concentration entre tumeur et tissus sains

- ⇒ différentiel : fraction d'éjection

# Introduction : pourquoi la quantification ?

---

- Enjeux cognitifs
  - Localisation de sites fonctionnels cérébraux
  - Prédiction des effets pharmacologiques d'une substance
- Enjeux diagnostiques et pronostiques
  - Caractérisation objective des anomalies détectées
    - ⇒ meilleure classification des sujets
    - ⇒ choix de la thérapie appropriée facilitée
  - E.g.,
    - ⇒ mesure de la fraction d'éjection
    - ⇒ étude de la viabilité myocardique via l'étude du métabolisme glucidique
      - ⇒ caractérisation du niveau de dégénérescence cérébrale
- Enjeux thérapeutiques
  - Suivi objectif de l'évolution de la taille ou du métabolisme d'une tumeur sous thérapie



# 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

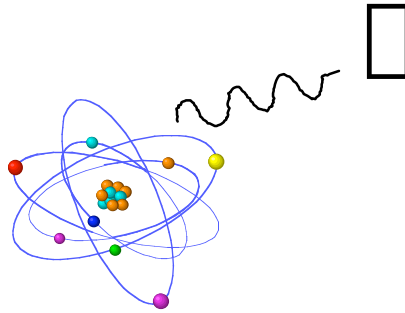
- ⇒ uniformité

- ⇒ temps mort

- ⇒ stabilité mécanique

# Quantification en SPECT

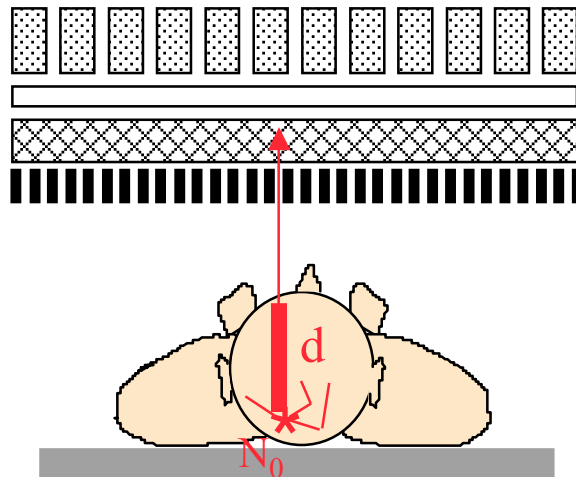
---



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

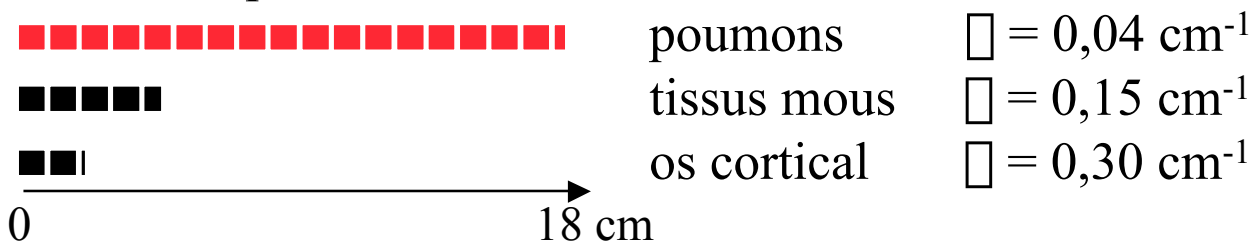
# Atténuation en SPECT

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



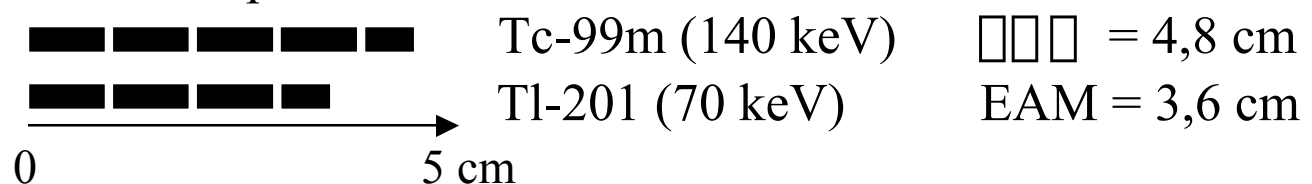
- Dépend du lieu d'émission sur la ligne de projection
- Dépend de la densité du milieu atténuant

épaisseur d'atténuation moitié à 140 keV



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

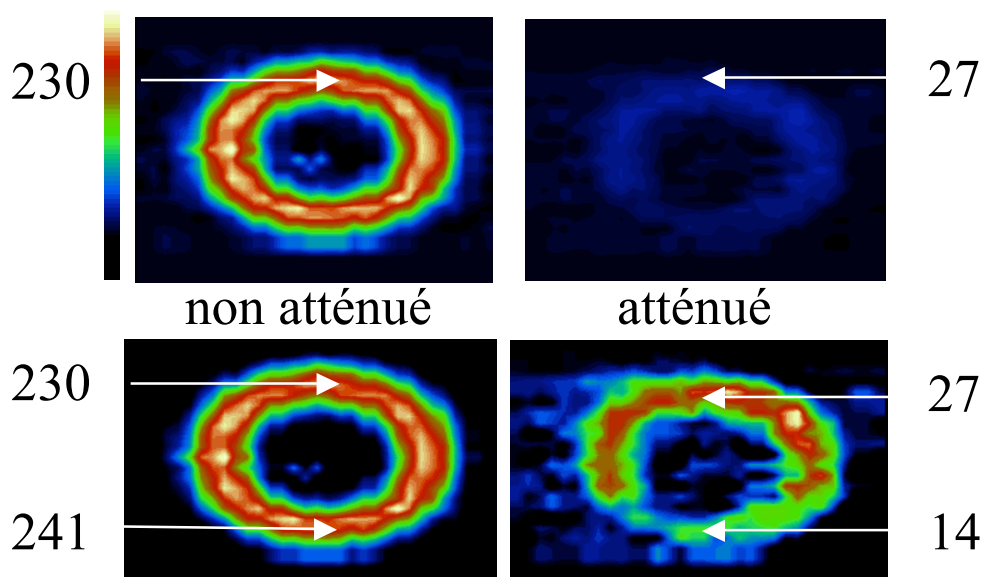
épaisseur d'atténuation moitié dans l'eau



# Conséquences de l'atténuation en SPECT

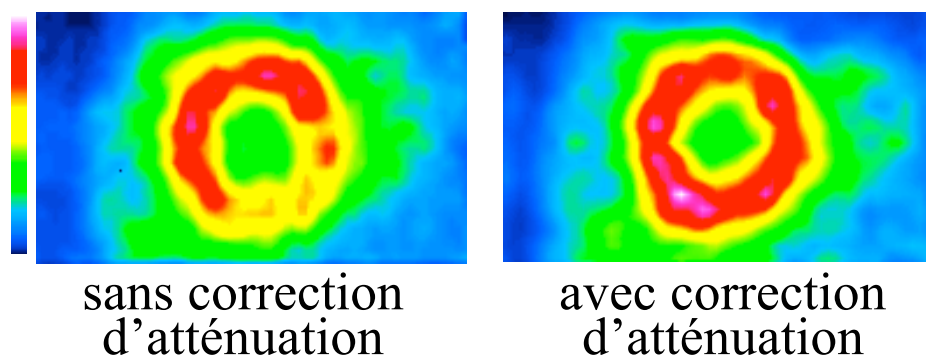
---

- 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

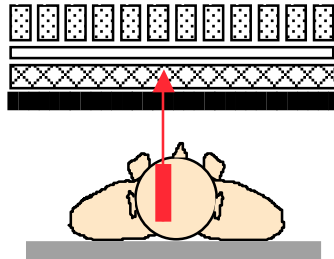
## Tl-201 SPECT





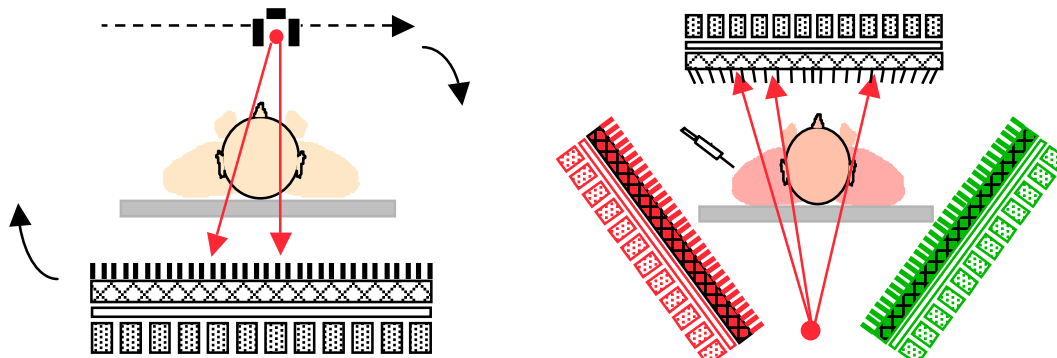
# Correction d'atténuation en SPECT : stratégie

- Atténuation dépendante de la position sur la ligne de projection

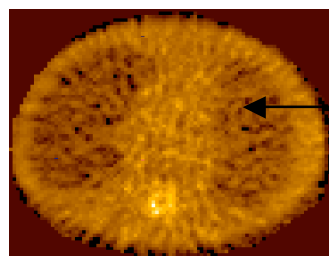


- ⇒ nécessité de connaître distribution d'activité et distribution d'atténuation
- ⇒ pas de solution analytique

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



- ⇒ reconstruction de la cartographie d'atténuation



— valeurs des  $\mu$

- ⇒ mise à l'échelle des coefficients de transmission  
 $\mu_{E2}(\text{milieu } i) = \mu_{E1}(\text{milieu } i) \cdot [\mu_{E2}(\text{eau}) / \mu_{E1}(\text{eau})]$
- ⇒ 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  $C(i, \square)$

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

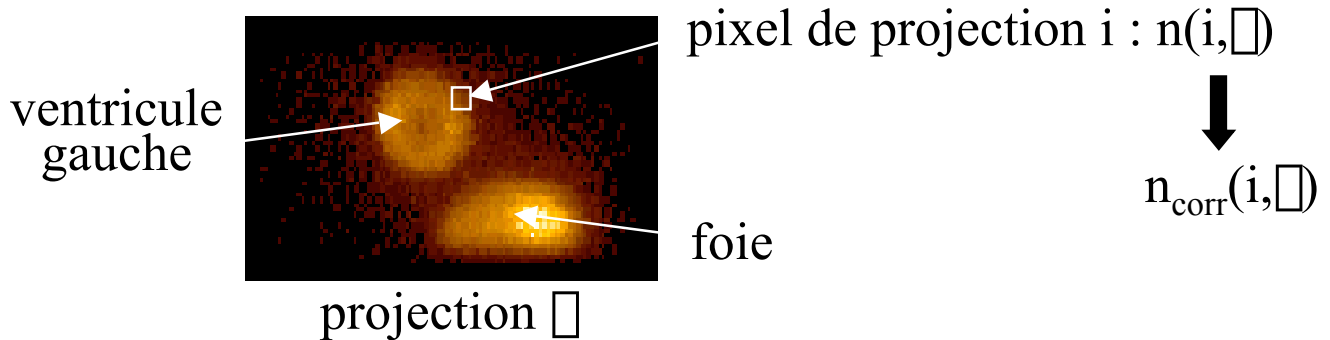
Exemple : Chang itératif

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

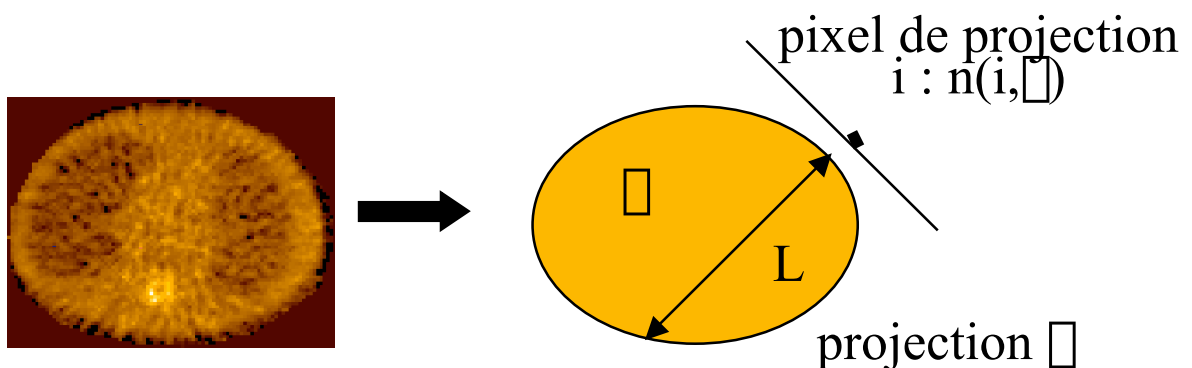
Exemple : avec une reconstruction MLEM ou OSEM

# Correction d'atténuation avant reconstruction

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



- Exemple : moyenne géométrique
  - Hypothèse d'atténuation uniforme

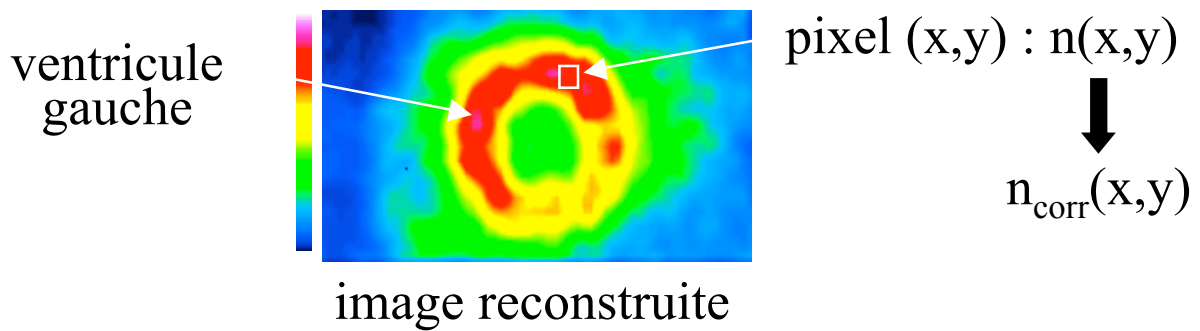


- Moyenne géométrique des projections opposées
$$n_{\text{corr}}(i, \varphi) = [n(i, \varphi) \times n(i, \varphi + 180^\circ)]. C(i, \varphi)$$
avec  $C(i, \varphi) = \exp(-\varphi L/2)$

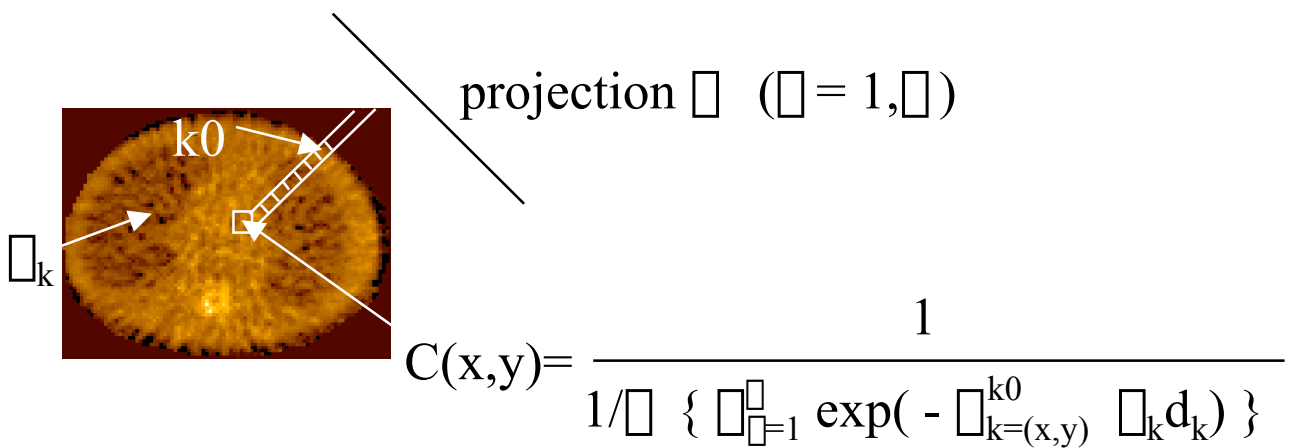
- Exact pour une source ponctuelle dans un milieu uniforme
- Approximatif seulement dans le cas général

# Correction d'atténuation après reconstruction

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



- Exemple : correction de Chang

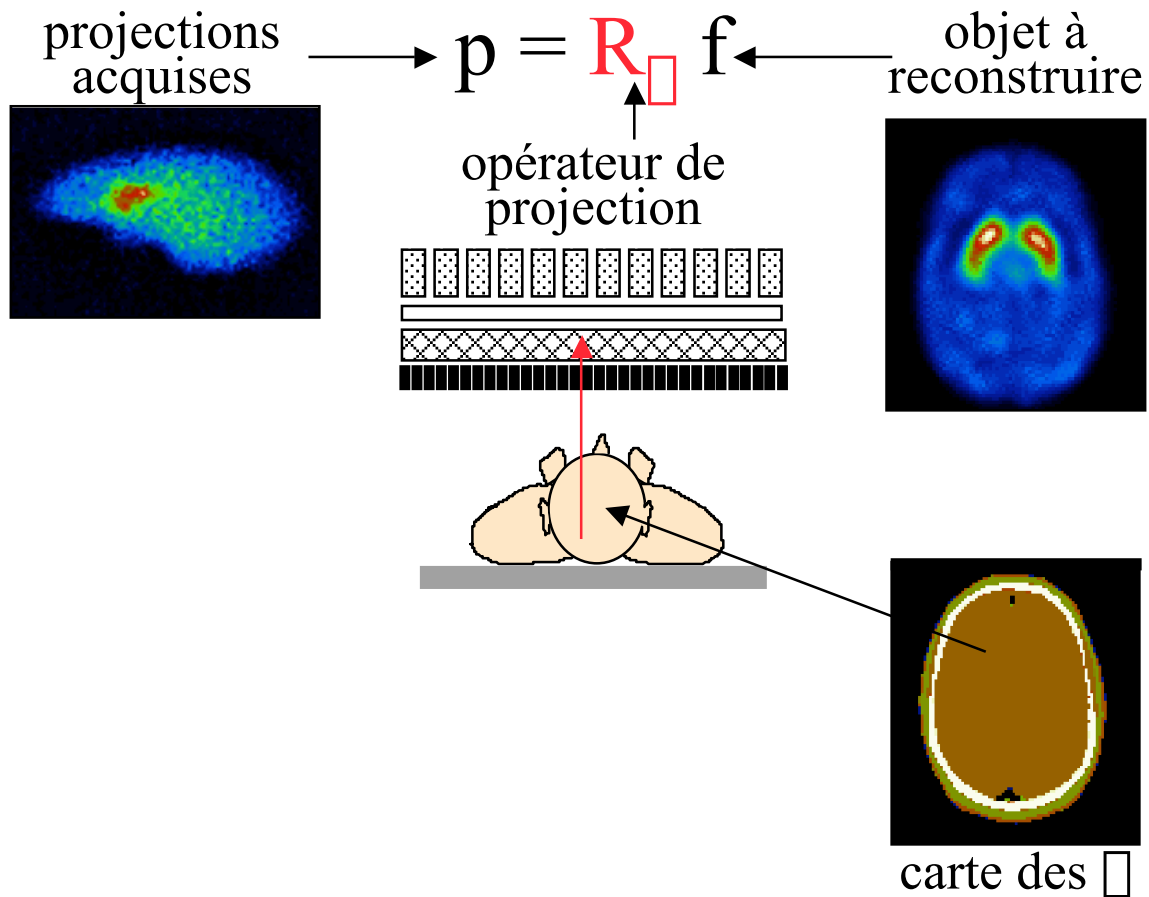


$$n_{\text{corr}}(x,y) = n(x,y) \cdot C(x,y)$$

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

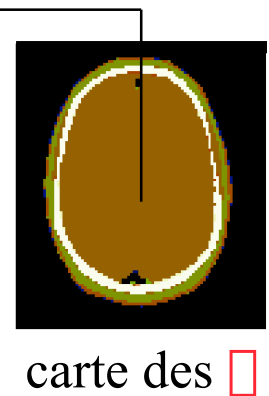
# Corrections itératives : calcul de projections atténuées

- Modélisation de l'atténuation dans le projecteur



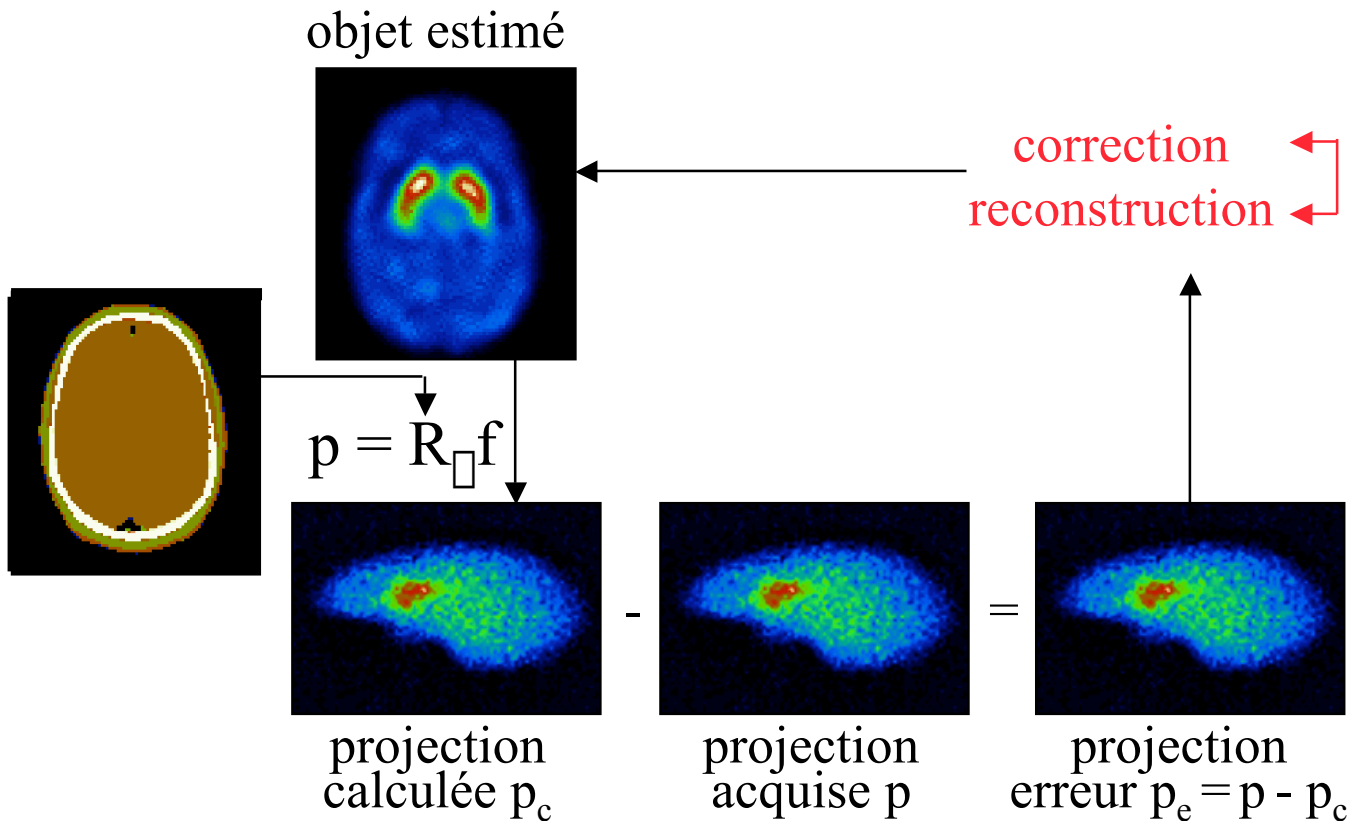
$p_1$	
$\mu_1$	$f_1$
$\mu_3$	$f_3$
	$f_2$
	$f_4$

$$p_1 = r_{11} f_1 \exp(-\mu_1 d_1) + r_{13} f_3 \exp(-\mu_3 d_3 - \mu_1 d_1)$$



# Itération d'une pré ou post correction

- Répétition itérative d'une pré ou post correction



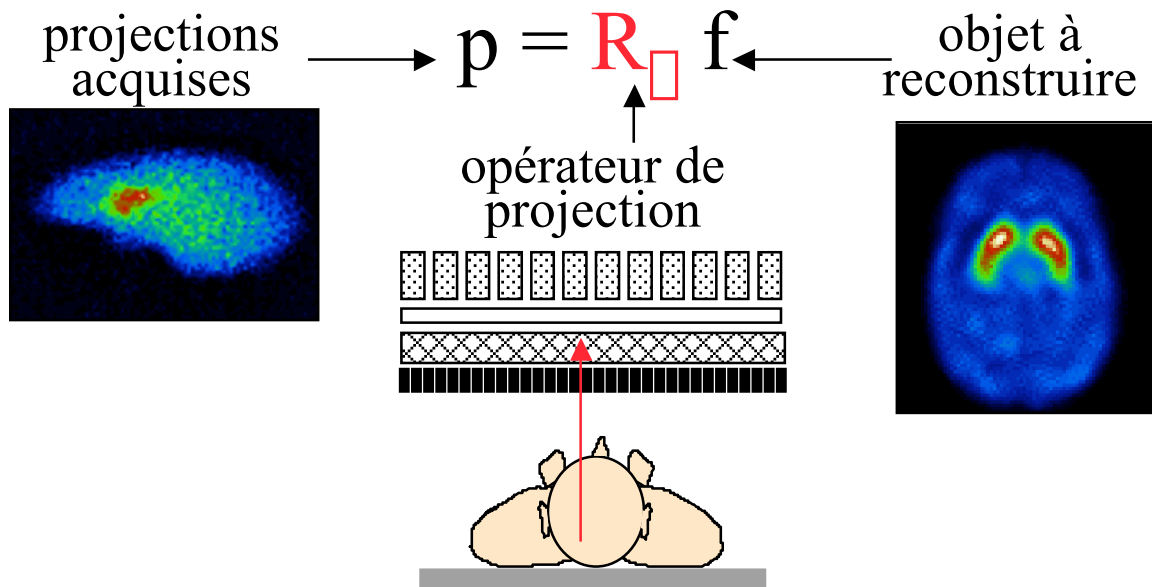
- Exemple : correction de Chang

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

- 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

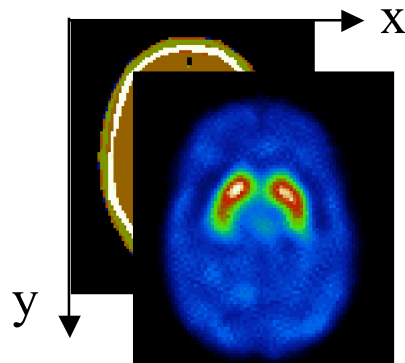
cf. TTI



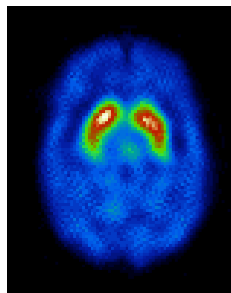
- Approche de correction générale (cf. autres corrections)
- Problèmes de convergence et régularisation

# Effet du mouvement sur la correction d'atténuation

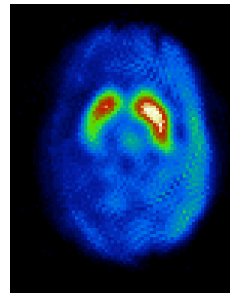
- Mouvement du patient entre les examens émission et transmission



- ⇒ 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 cm  
ty = 0 cm



tx = 2,2 cm  
ty = 0 cm

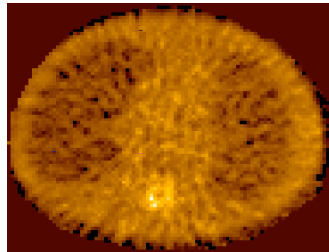
- Solutions potentielles
  - ⇒ recalage des images émission et transmission
  - ⇒ acquisitions émission/transmission simultanées avec traitement des problèmes de contamination



# Effet du bruit sur la correction d'atténuation

---

- Bruit dans les cartes des  $\mu$



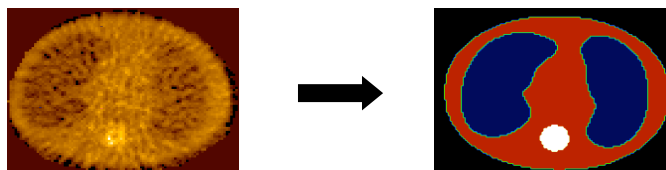
⇒ propagation du bruit lors de la correction d'atténuation

- 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)



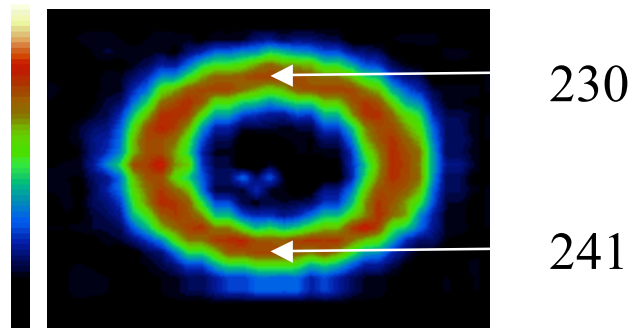
⇒ segmentation des différents tissus

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

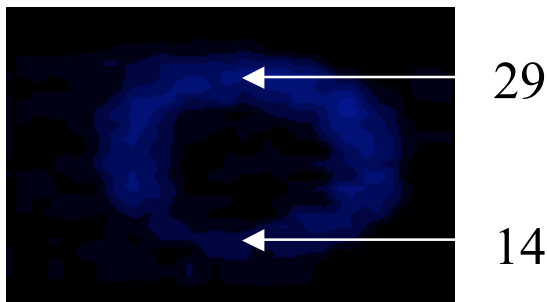
⇒ choix des valeurs de  $\mu$

# Illustration

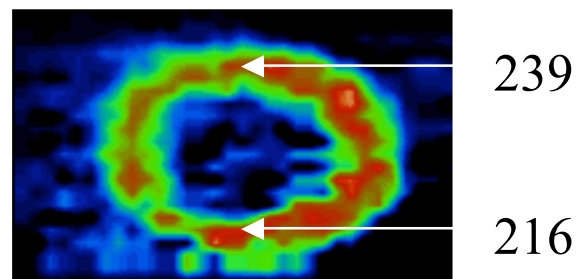
## Coupe ventriculaire gauche petit axe



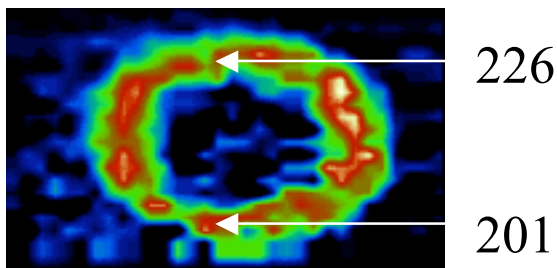
non atténué  
 $A_{\text{ant}}/A_{\text{inf}}=1$



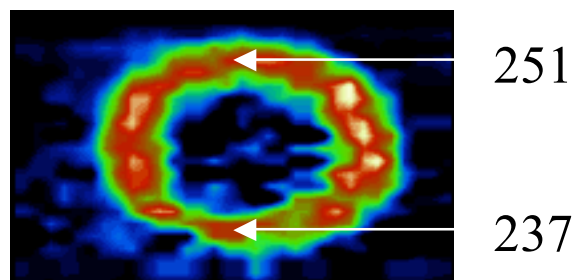
atténué  
 $A_{\text{ant}}/A_{\text{inf}}=2,1$



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

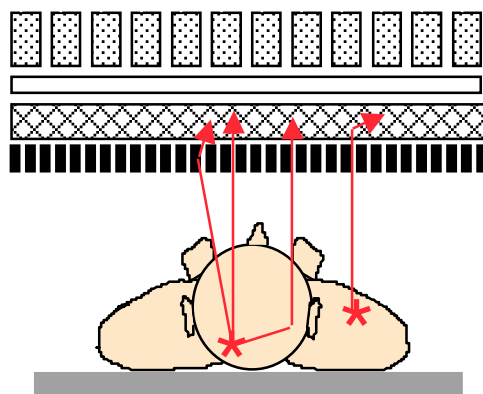
---

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

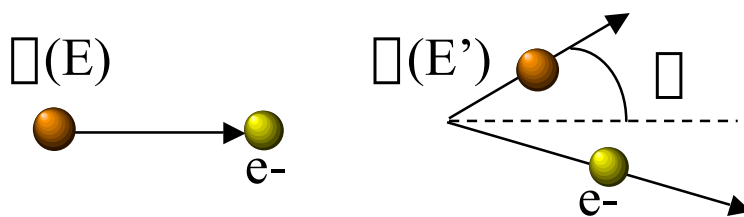


- Nécessaire reconstruction de la cartographie 3D des coefficients d'atténuation □
- Connaissant la cartographie des □, pas de solution théoriquement exacte, mais nombreuses approches de corrections
- Utiles
  - ⇒ qualitativement : e.g., correction de l'artefact de la paroi inférieure en imagerie cardiaque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

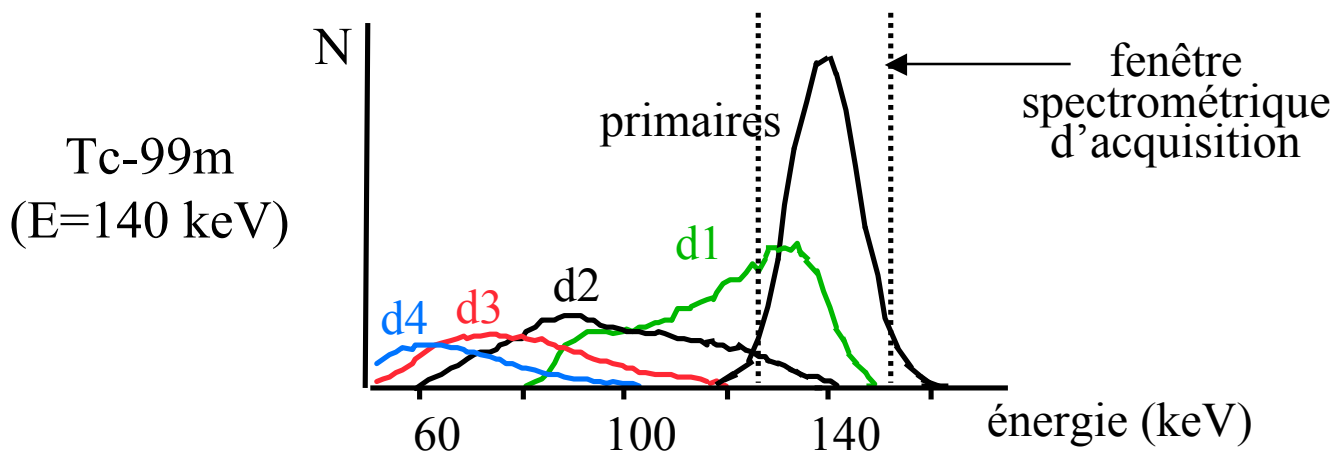


- Dans le patient
- Sur les septa du collimateur
- Dans le cristal



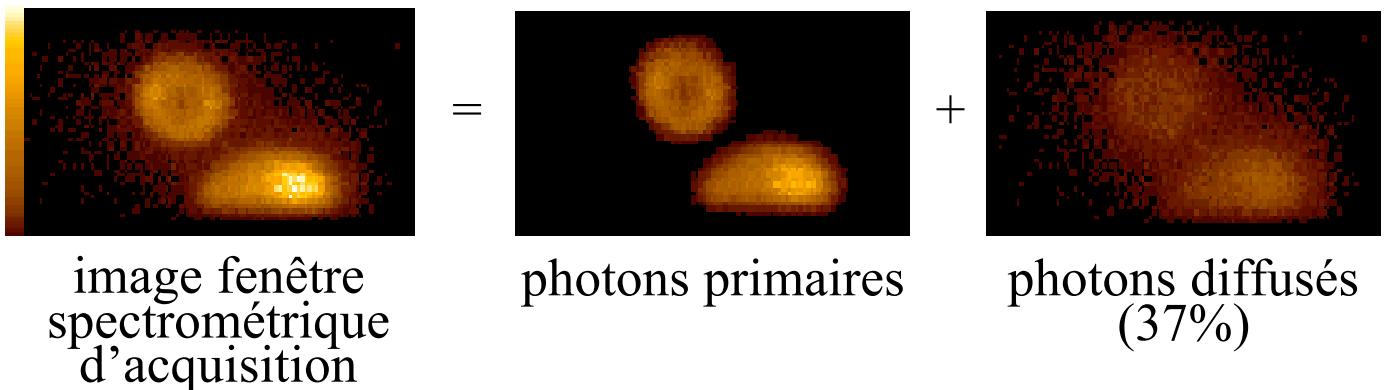
- ⇒ photons mal localisés dans les projections
- ⇒ photons ayant perdu de l'énergie

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

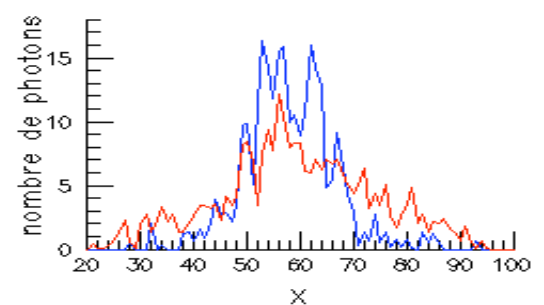
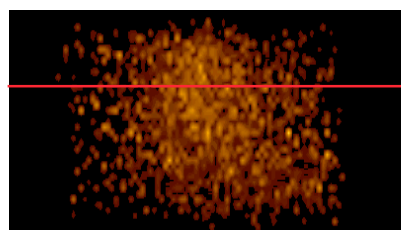
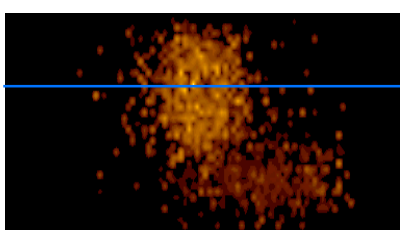


# Conséquences de la diffusion en SPECT

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

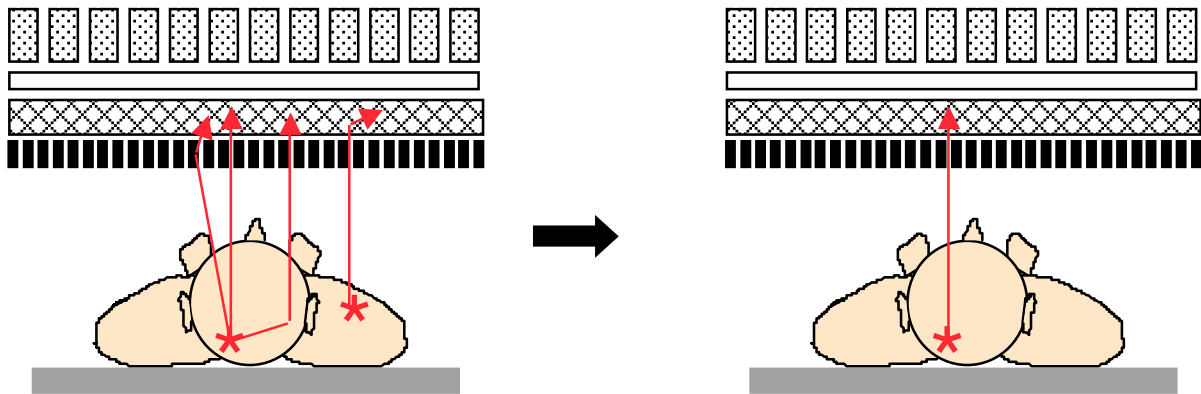


- Interaction dominante dans les tissus mous
- Accroissement de la section efficace quand l'énergie diminue
- Phénomène dépendant du milieu diffusant
- Diffusion préférentiellement vers l'avant
  - ⇒ probabilité non négligeable de franchir le collimateur
- Perte d'énergie d'autant plus grande que l'angle de diffusion est élevé



# Correction de diffusion en SPECT : stratégies

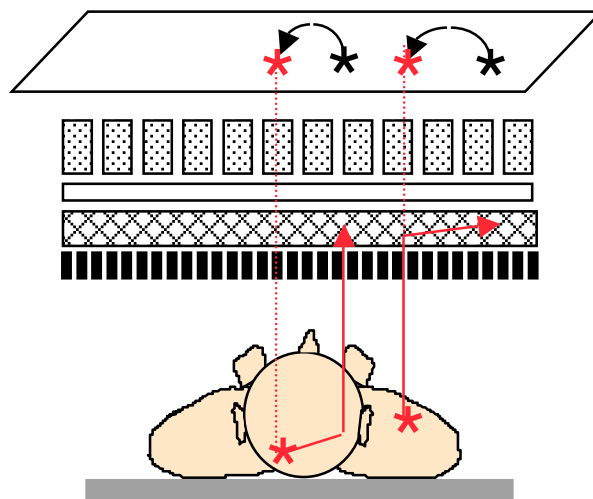
- Deux stratégies
  - élimination des photons diffusés



à l'acquisition ou par soustraction

- ⇒ perte de sensibilité
- ⇒ augmentation du bruit

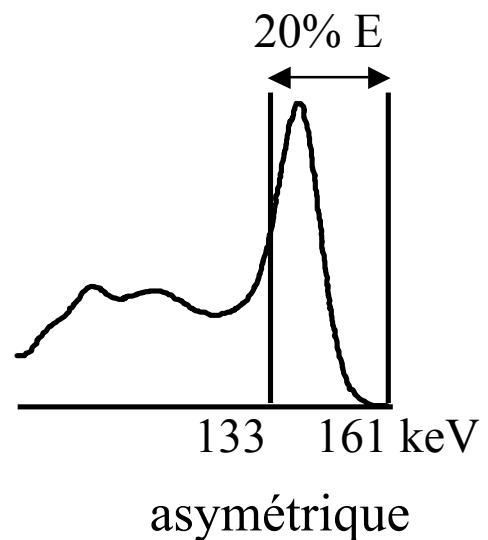
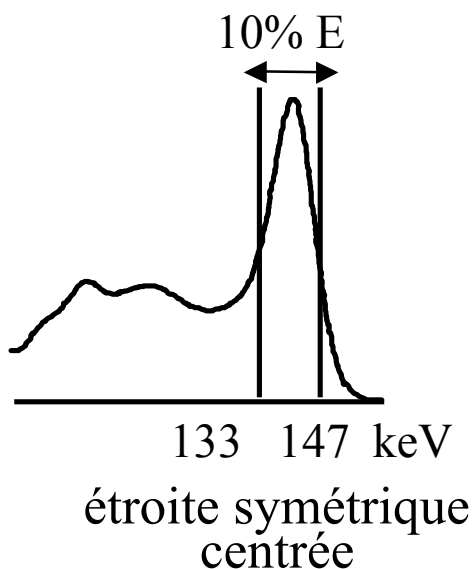
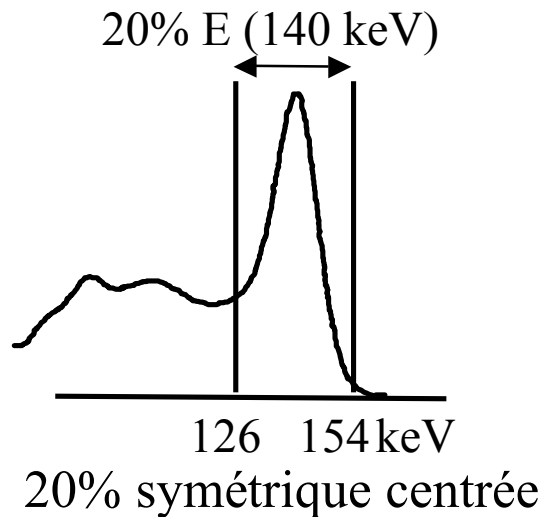
- repositionnement des photons diffusés



- Plus de 30 méthodes ont été proposées !

# 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

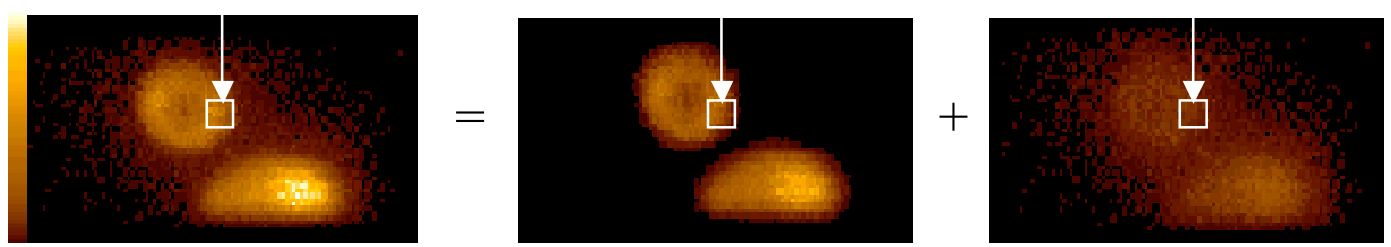
$$I_{20\%}(i) = P(i) + D(i)$$


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

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

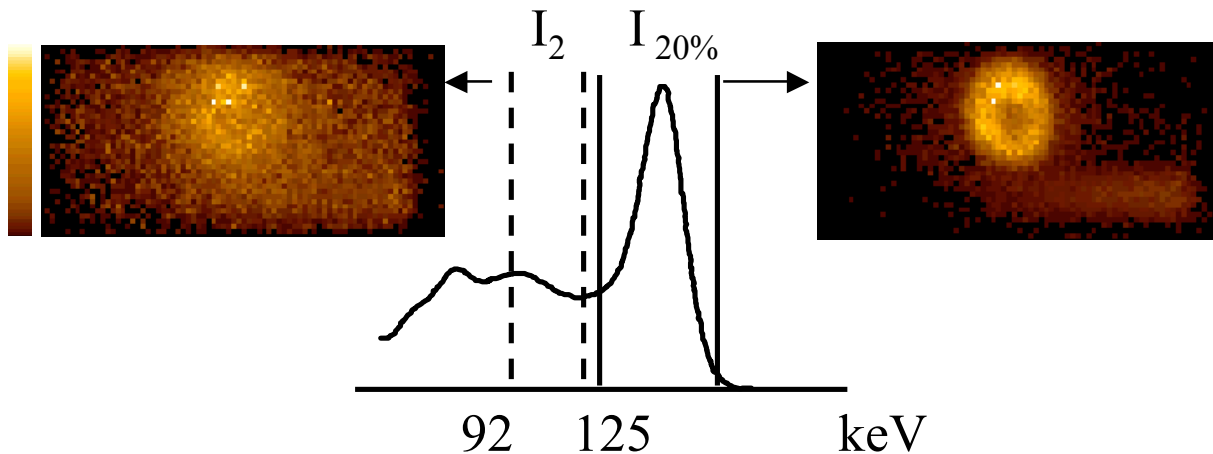
- reconstruction à partir des projections corrigées



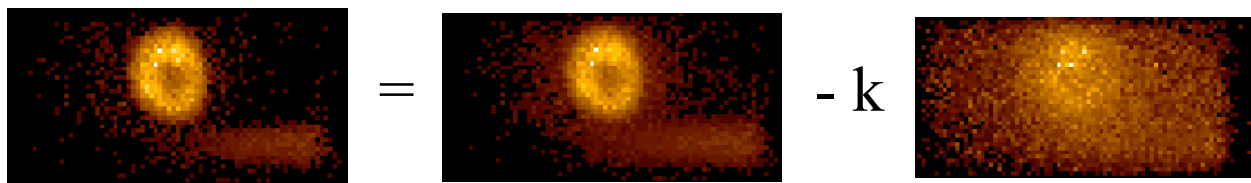
# Soustraction de Jaszczak

- Hypothèse

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

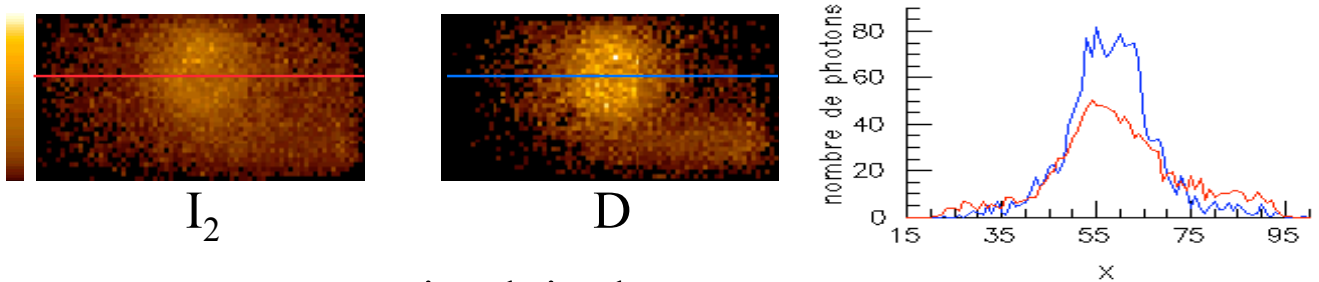


- Correction



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

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

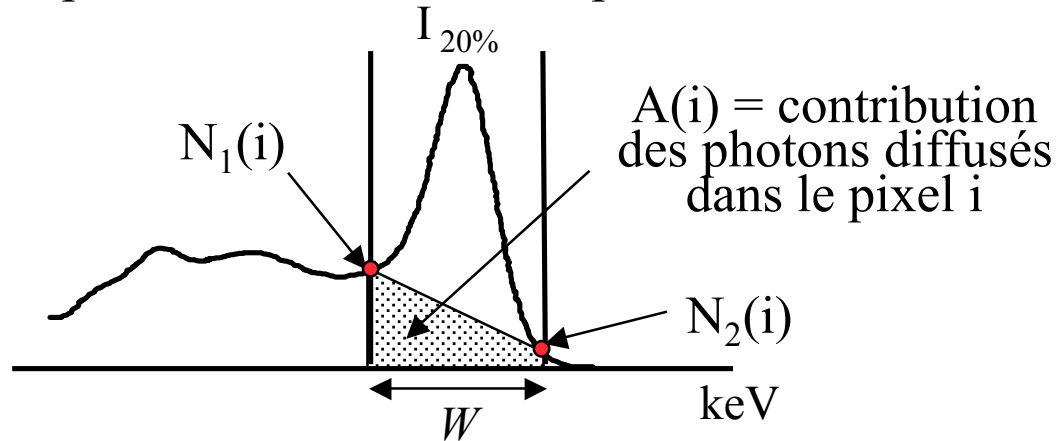


- ⇒ surcorrection loin des sources
- sous-corrrection à proximité

# Méthode des 3 fenêtres en énergie (TEW)

- Hypothèse de Triple Energy Window (TEW)

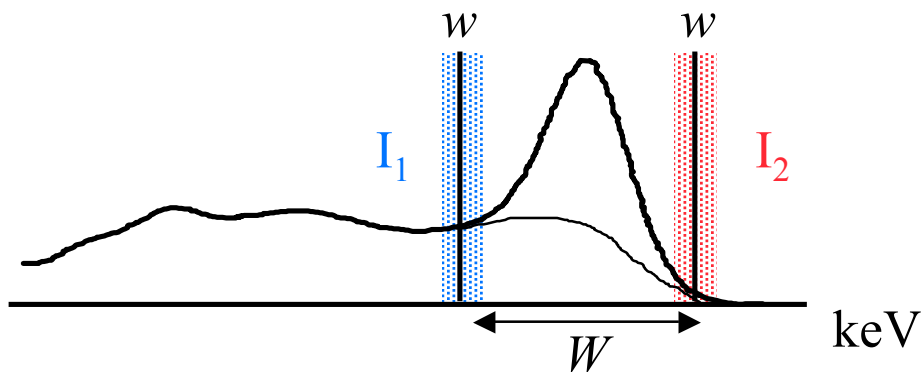
spectre des photons détectés dans le pixel  $i$  :



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

- Correction

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



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

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

- estimation de  $\hat{P}$

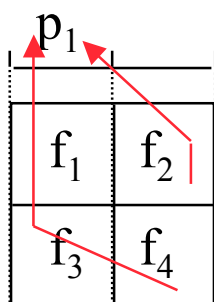
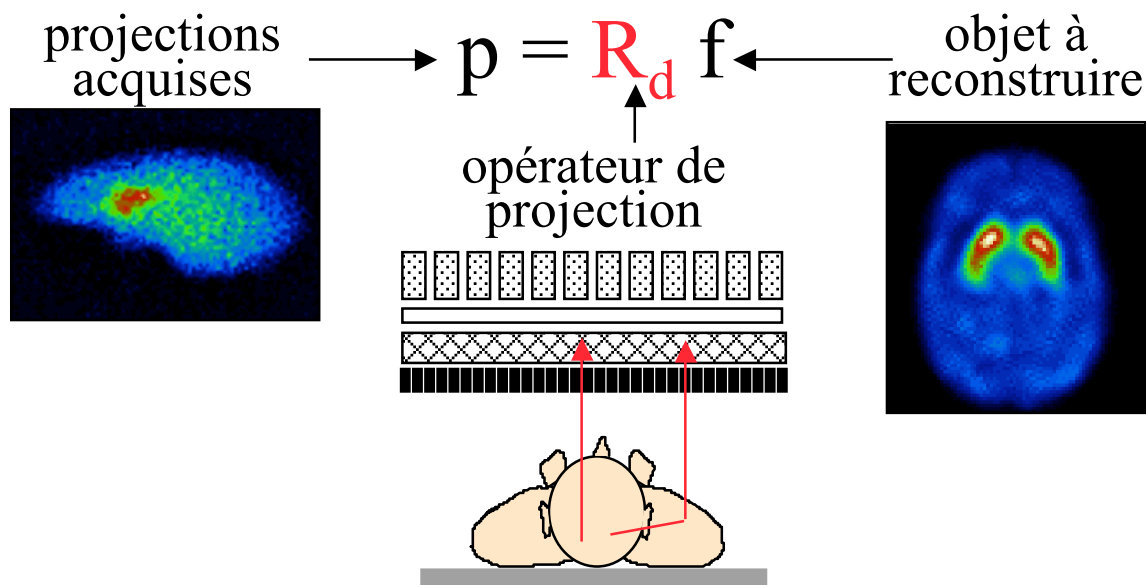
$$\hat{P}(i) = I_{20\%}(i) - \hat{D}(i)$$

⇒ 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 :

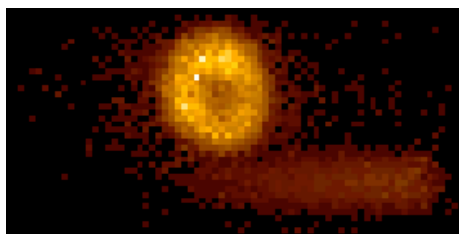
$$p_1 = r_{11} f_1 + r_{12} f_2 + r_{13} f_3 + r_{14} f_4$$

- 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

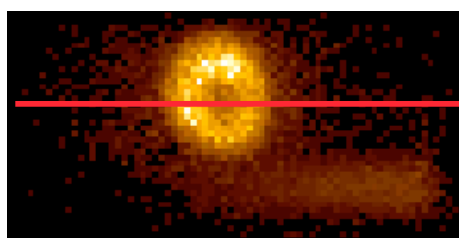


image 20% : 126-154 keV

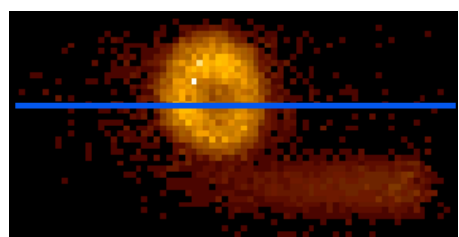
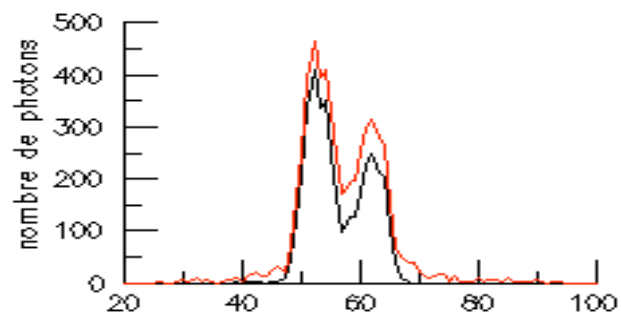


image 133-161 keV

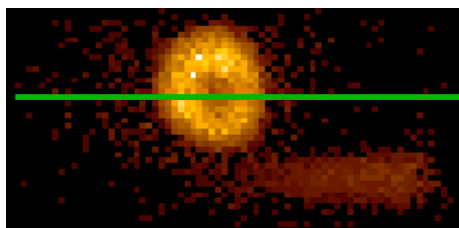
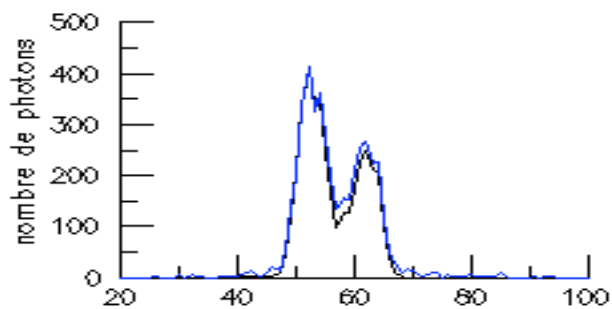


image Jaszczak

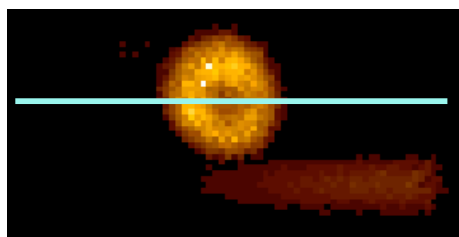
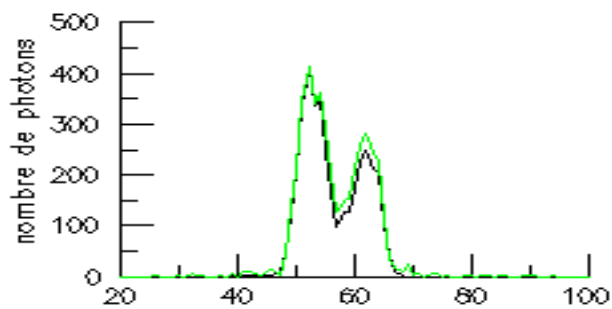
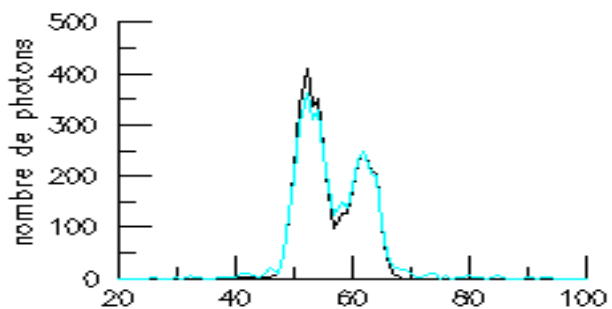


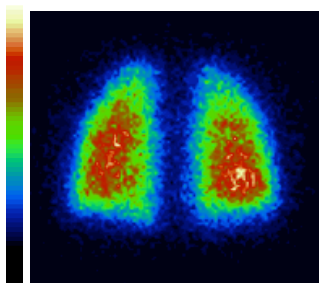
image AFS



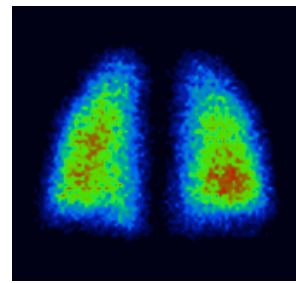
## Correction de diffusion en SPECT : synthèse

---

- 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



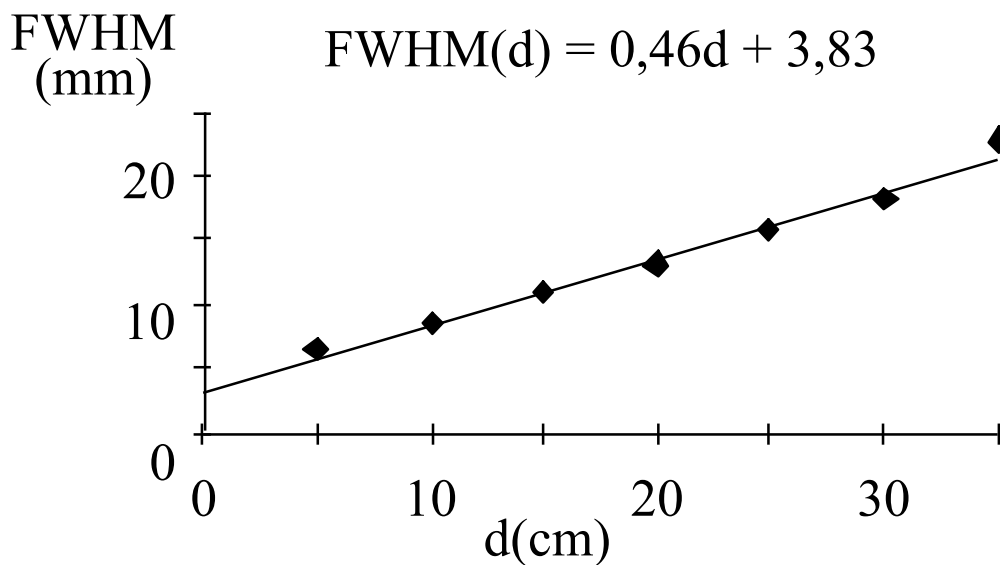
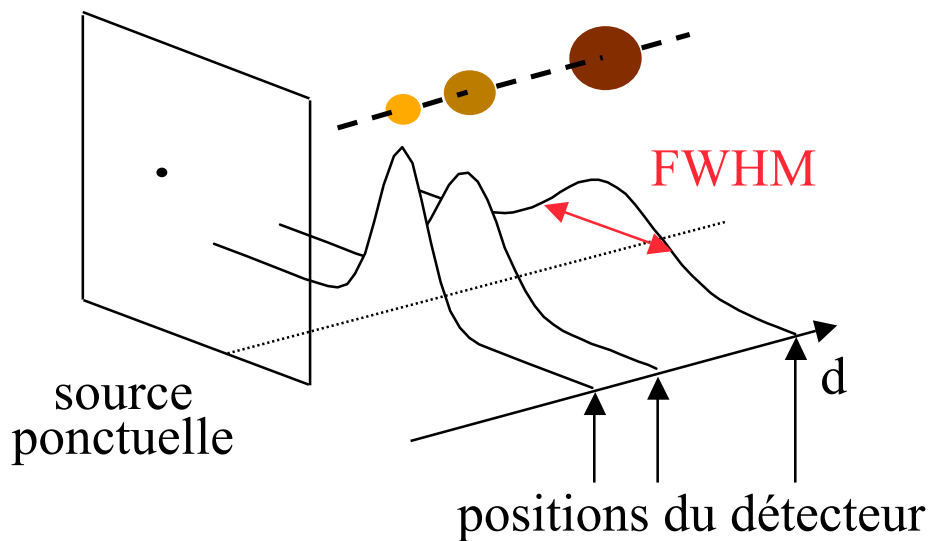
non corrigée



corrigée

⇒ apprentissage nécessaire pour l'interprétation des images corrigées

# Résolution spatiale non stationnaire en SPECT



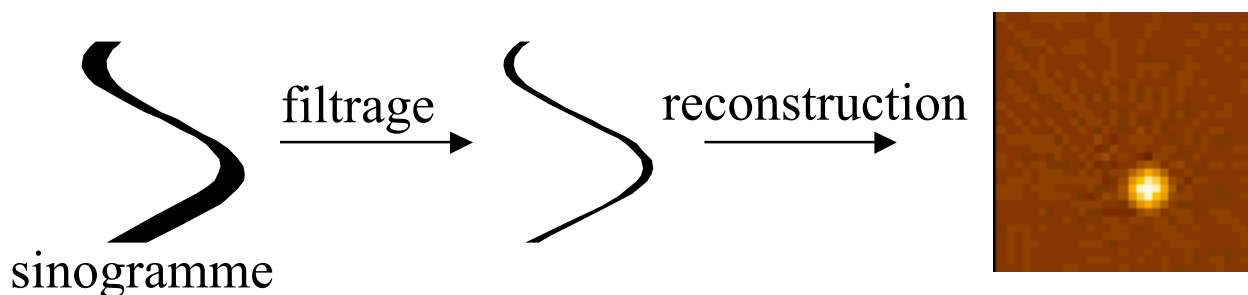
Picker PRISM 3000, colli // BE

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

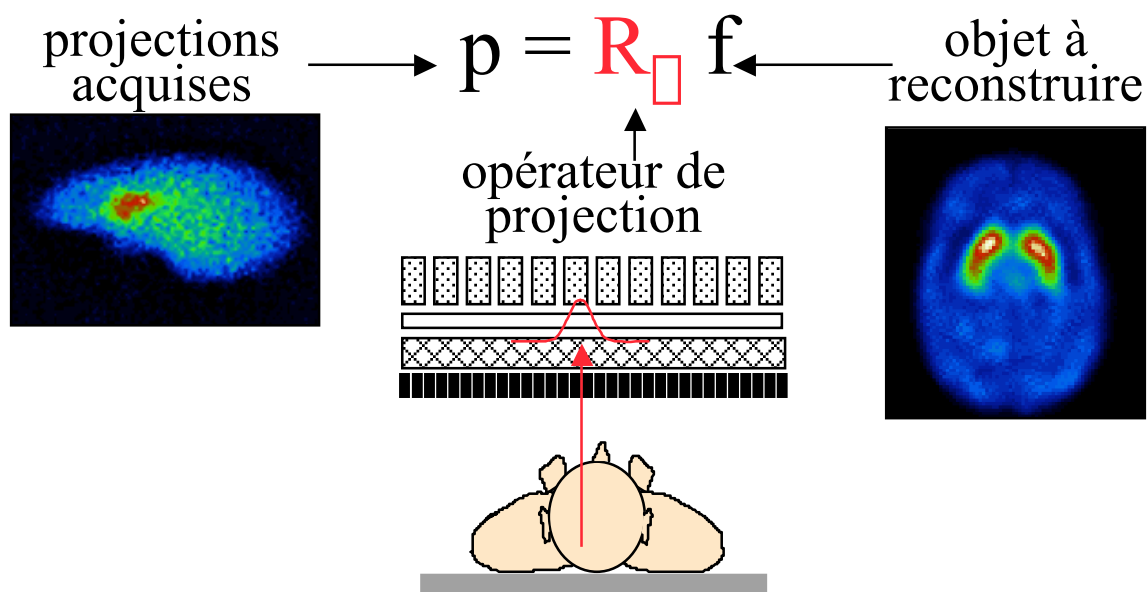
# Correction de résolution spatiale en SPECT : stratégie

- Deux stratégies de correction

- filtrage non stationnaire des projections avant reconstruction

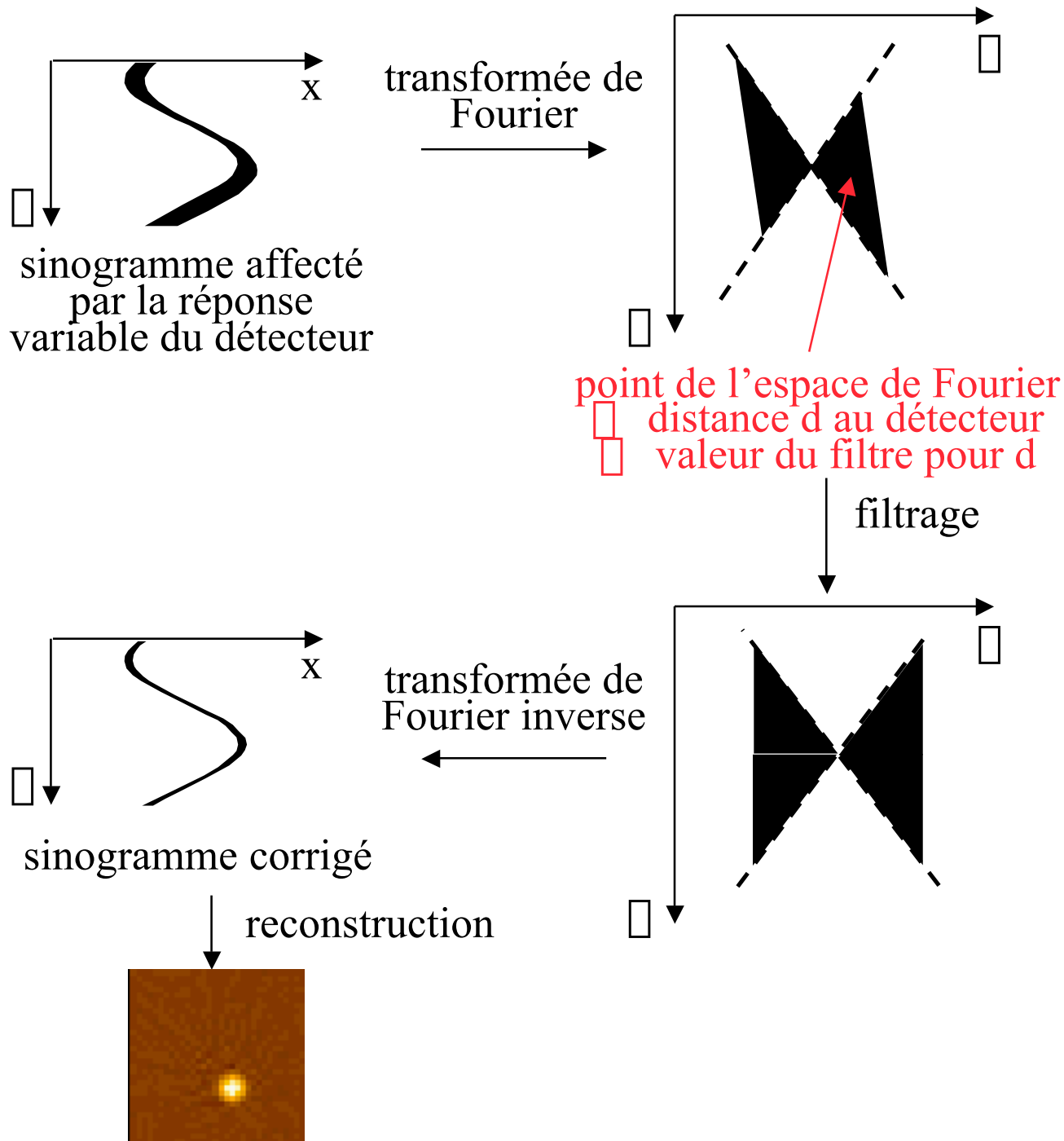


- modélisation de la fonction de réponse non stationnaire dans le projecteur utilisé pour la reconstruction tomographique



# Correction par déconvolution non stationnaire

- Principe fréquence-distance

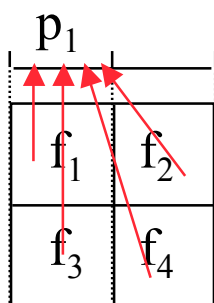
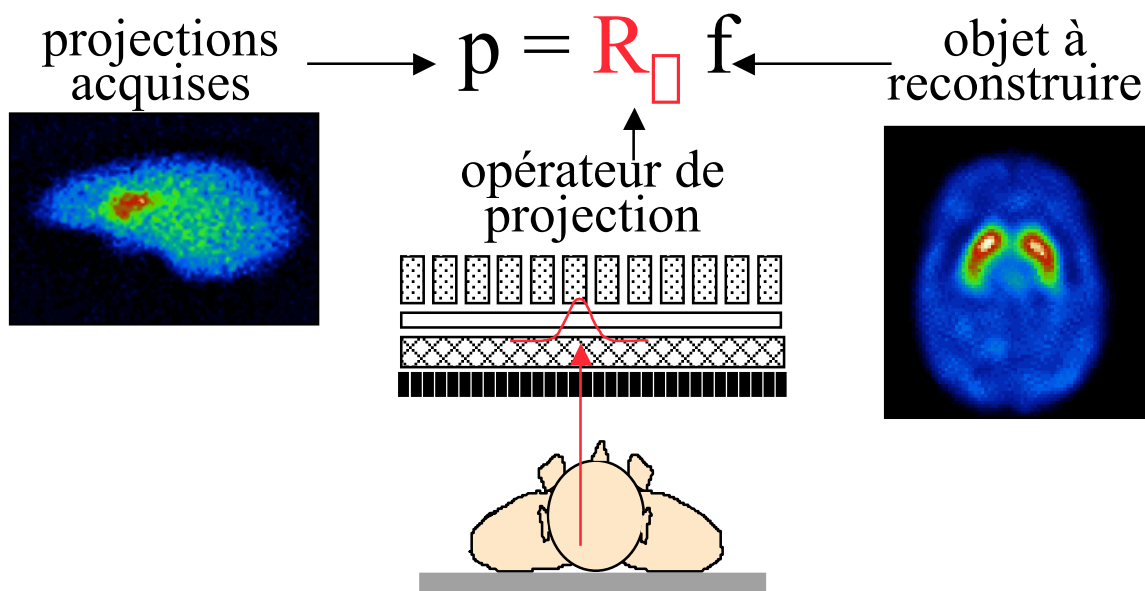


- ⇒ simple et rapide à mettre en œuvre
- ⇒ pas de mesure FWHM( $d$ ) requise
- ⇒ filtre empirique approximatif seulement



# 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 :

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

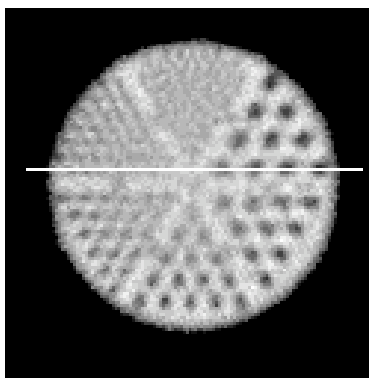
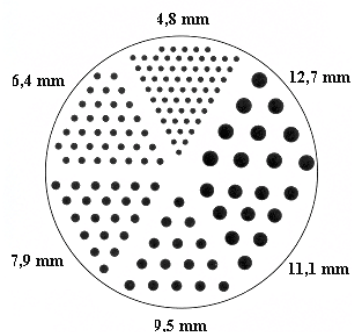
avec modélisation :

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

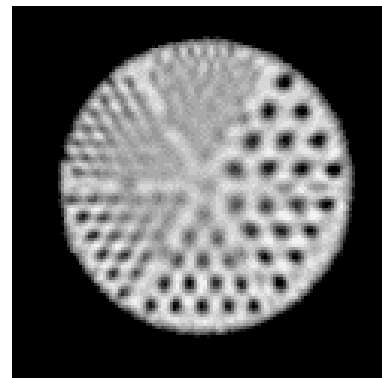
- modélisation analytique exacte possible

- 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

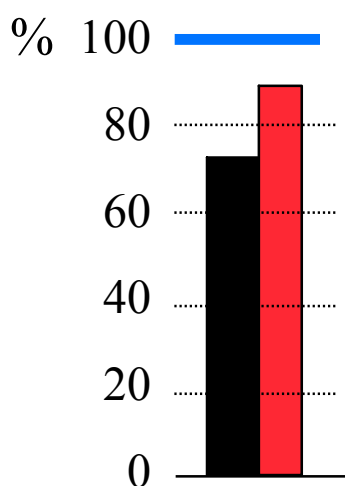
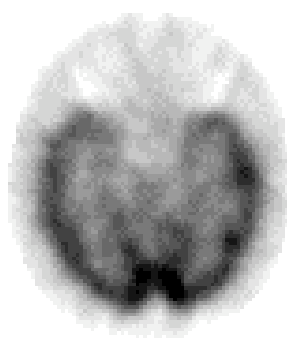
# Illustration



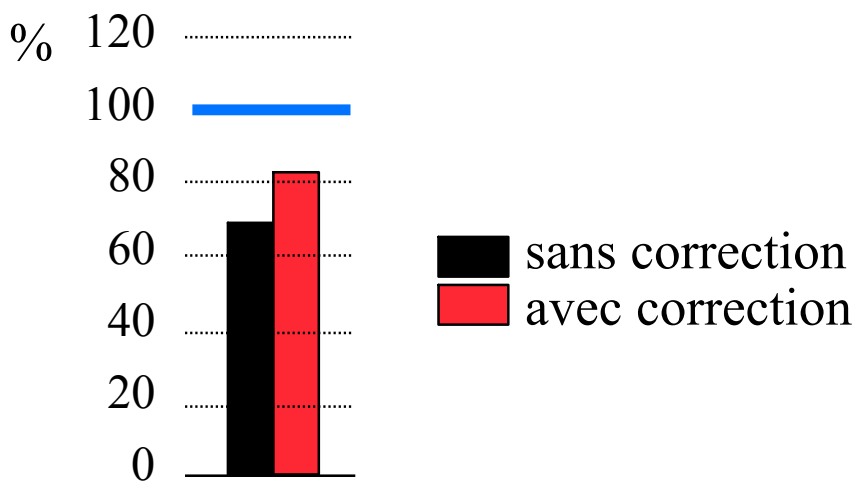
sans correction



avec correction



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

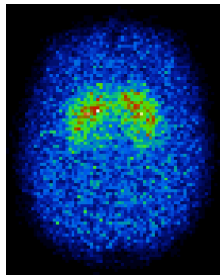


restauration d'activité dans la paroi VG (1 cm)

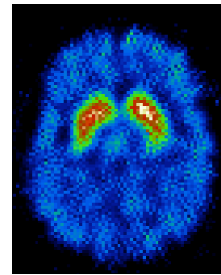
# Correction de résolution spatiale en SPECT : synthèse

---

- 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

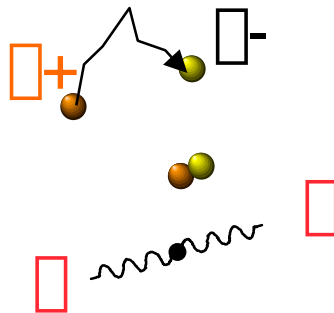


avec correction

- 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

# Quantification en PET

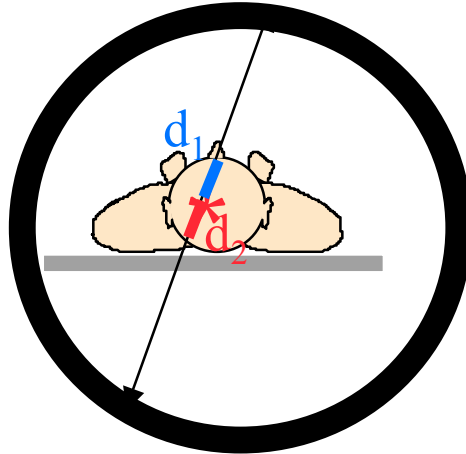
---



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

# Atténuation en PET

$$N_1 = N_{\square+} \exp \int_0^{d_1} -\square(l) dl \quad N_2 = N_{\square+} \exp \int_0^{d_2} -\square(l) dl$$



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

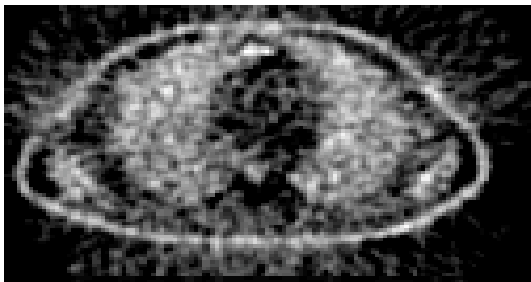
- Ne dépend pas du lieu d'émission sur la ligne de projection
- Dépend uniquement de l'atténuation intégrale sur  $d_1+d_2=D$
- Dépend de la densité du milieu atténuant comme en SPECT  
 $\Rightarrow$  nécessaire mesure de la densité du milieu atténuant
- Identique pour tous les émetteurs de positons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

# Conséquences de l'atténuation en PET

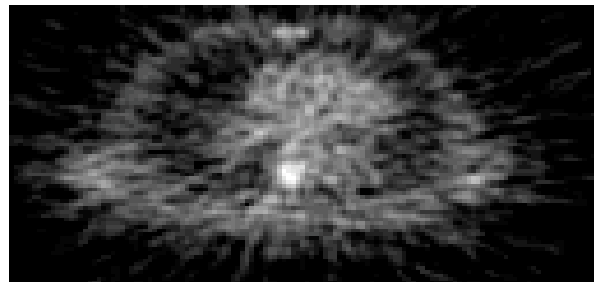
---

- 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

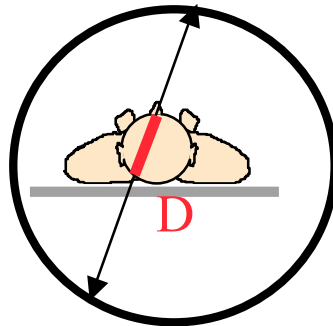


avec correction  
d'atténuation

# Correction d'atténuation en PET : stratégie

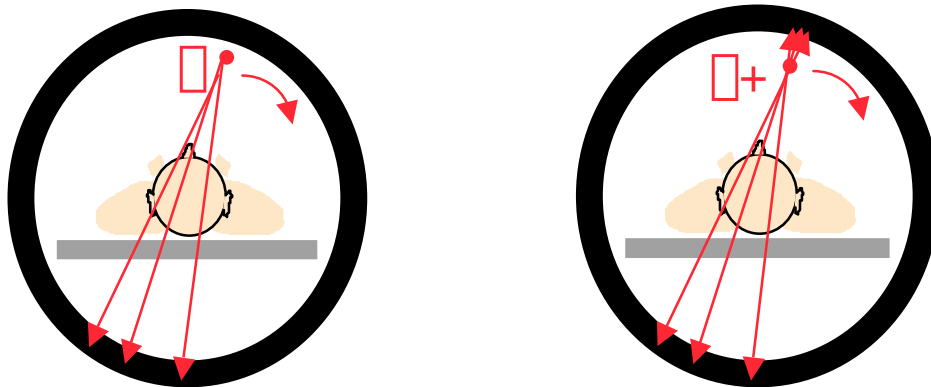
---

- 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 analytique au problème

- 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

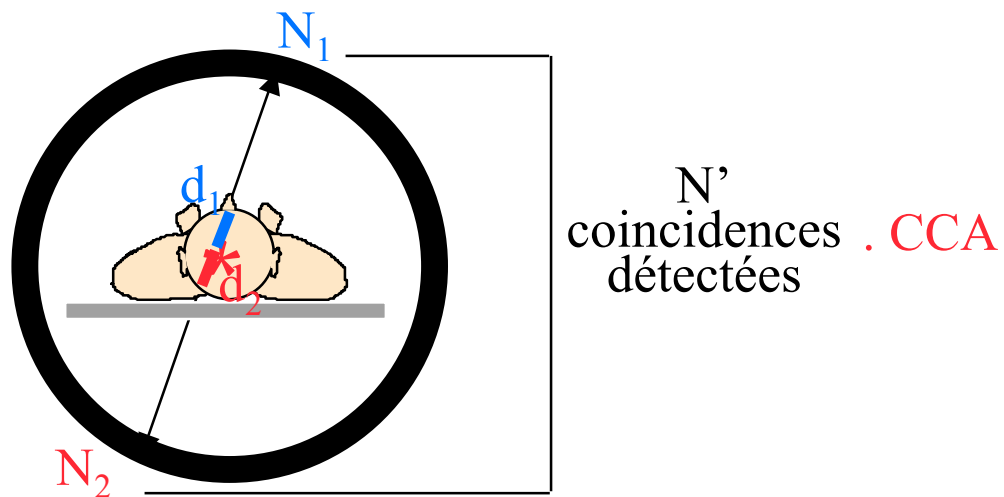
$$\mu_{E2}(\text{milieu } i) = \mu_{E1}(\text{milieu } i) \cdot [\mu_{E2}(\text{eau}) / \mu_{E1}(\text{eau})]$$

- ⇒ correction d'atténuation

# Correction d'atténuation en PET : méthodes

---

- 2 approches seulement
- Correction des projections acquises
  - calcul de coefficients de correction (CCA) à appliquer aux projections acquises
  - multiplication des projections par les CCA
  - reconstruction tomographique des projections corrigées



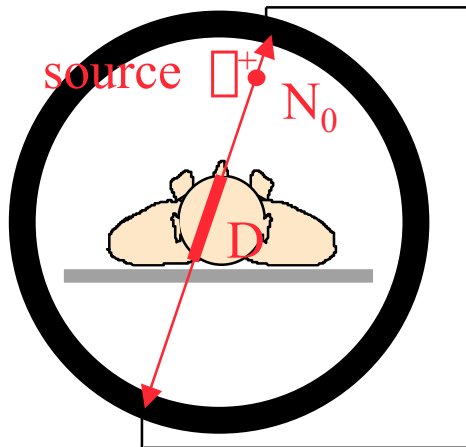
- Correction pendant la reconstruction tomographique
  - reconstruction tomographique de la cartographie 3D des coefficients d'atténuation  $\mu$
  - modélisation de l'atténuation dans le projecteur d'un algorithme de reconstruction itérative
  - reconstruction tomographique

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



# Correction des projections

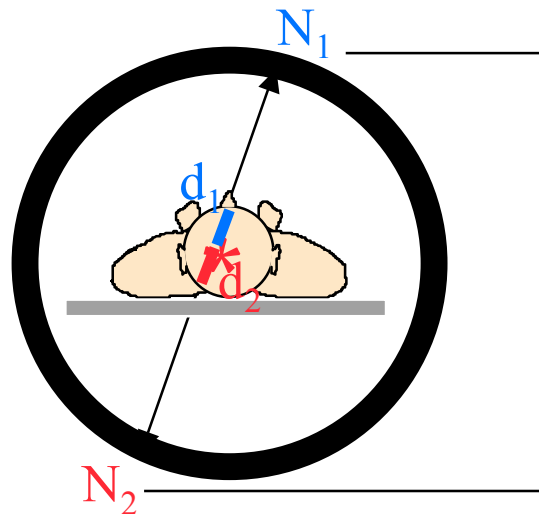
- Calcul des coefficients de correction d'atténuation (CCA) à partir des mesures en transmission



$N$  coïncidences détectées pour cette raie de projection

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

Mesure affectée par l'atténuation :



$N'$  coïncidences détectées

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

⇒ Correction

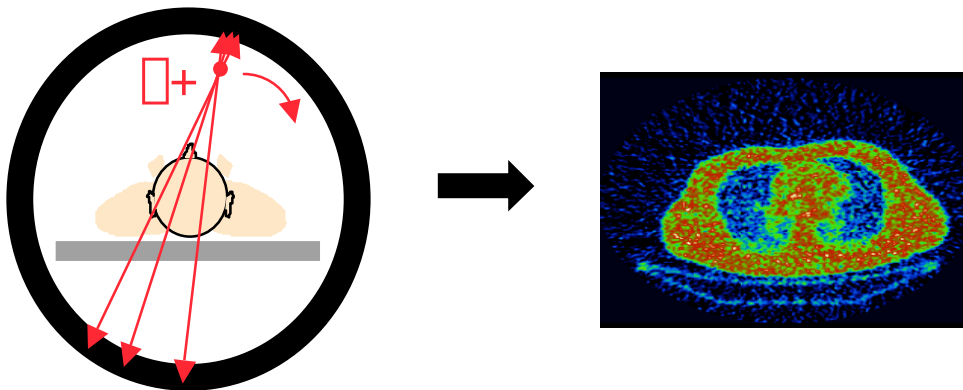
$$N'_{\text{corr}} = N' \cdot CCA \mu N_{\square+}^2$$

← mesure non affectée par l'atténuation

⇒ Reconstruction tomographique des projections corrigées

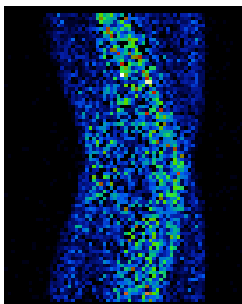
# Correction d'atténuation pendant la reconstruction

- 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

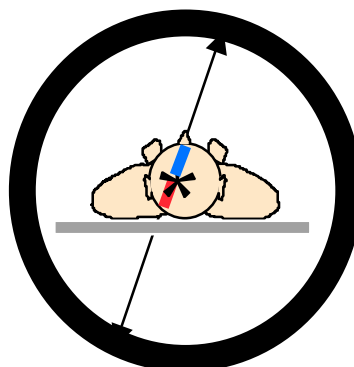
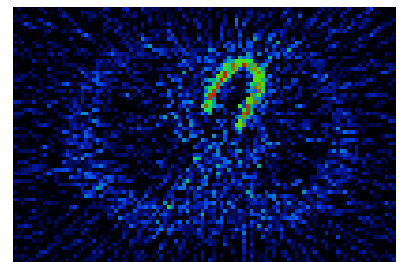
Sinogrammes ou  
projections  
acquis



$$\mathbf{p} = \mathbf{R}_{\mu} \mathbf{f}$$

opérateur de projection

objet à  
reconstruire

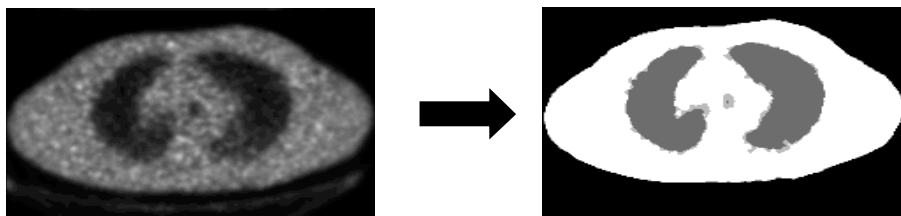


- Adapté à tous les algorithmes de reconstruction itérative

# 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)

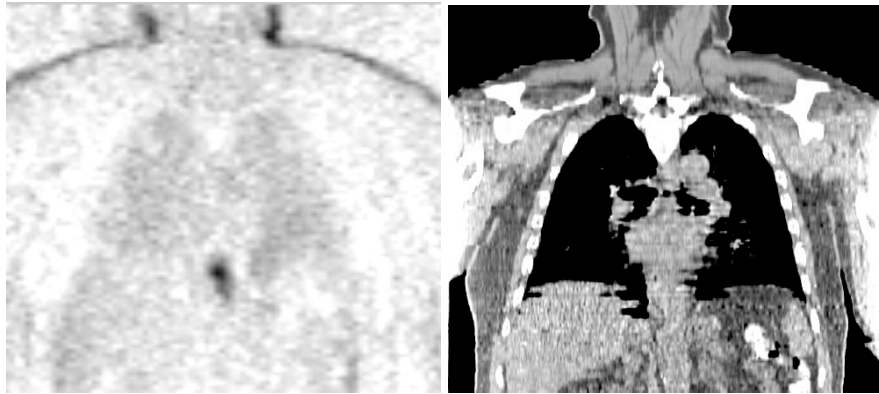


- carte des  $\mu$  issue d'une tomodensitométrie sur les machines bimodales PET/CT

## Le solution : les machines bimodales ?

---

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



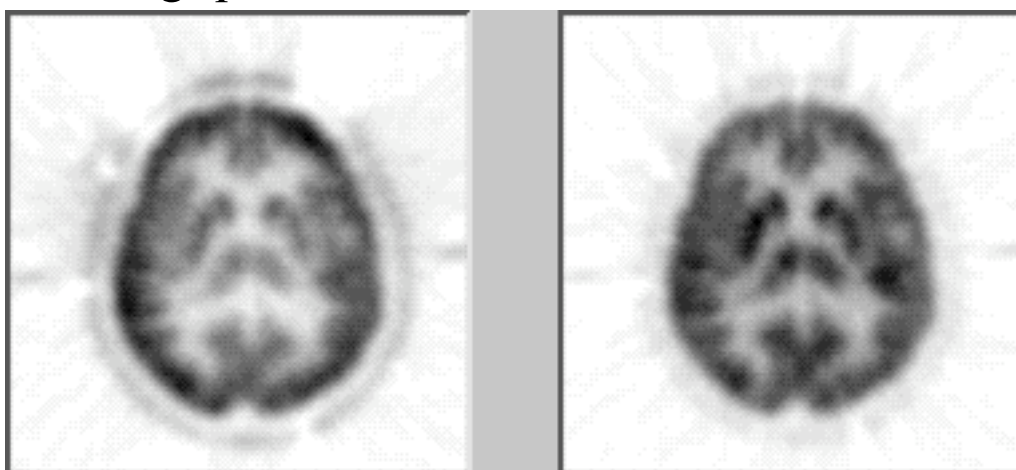
$$HU = 1000 \frac{\mu - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}}$$

- 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 Hounsfield en  $\mu$  à 511 keV
  - Flous cinétiques différents
  - Résolution spatiale différente de celle des examens PET

# Correction d'atténuation en PET : synthèse

---

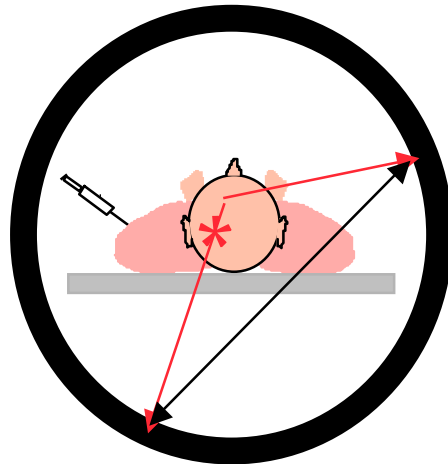
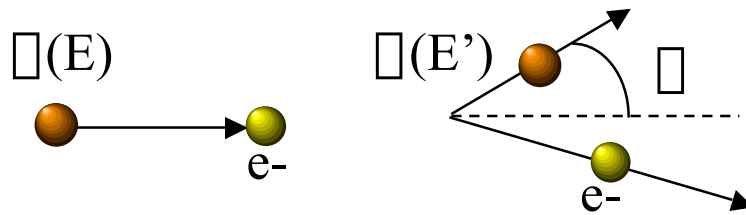
- Dispositifs d'acquisition en transmission systématiquement associés aux caméras dédiés PET ou PET/CT
- Solution théoriquement exacte par précorrection des projections au moyen des CCA
- Correction indispensable à la quantification absolue de l'activité (mesure de SUV, cf. MN4)
- Pratique de routine
  - 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

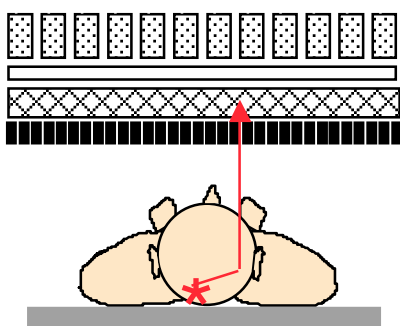
avec correction  
d'atténuation

# Diffusion en PET

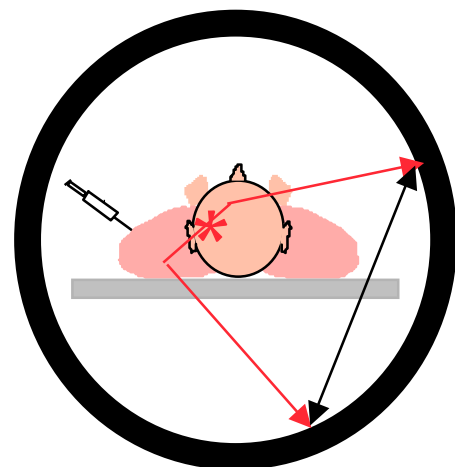


- Dans le patient (1 ou 2 photons diffusés)
- Dans le cristal

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



SPECT



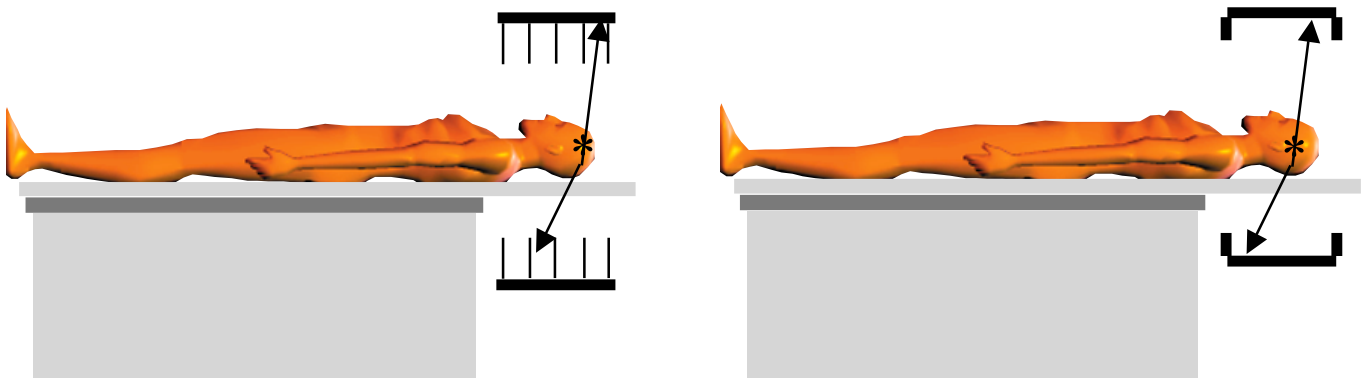
PET

⇒ photons ayant perdu de l'énergie

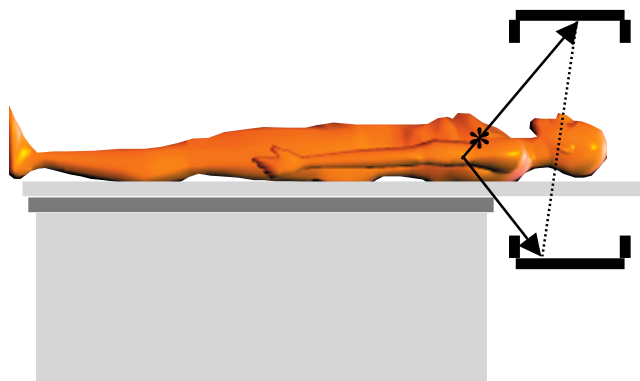
# Conséquences de la diffusion en PET

---

- 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

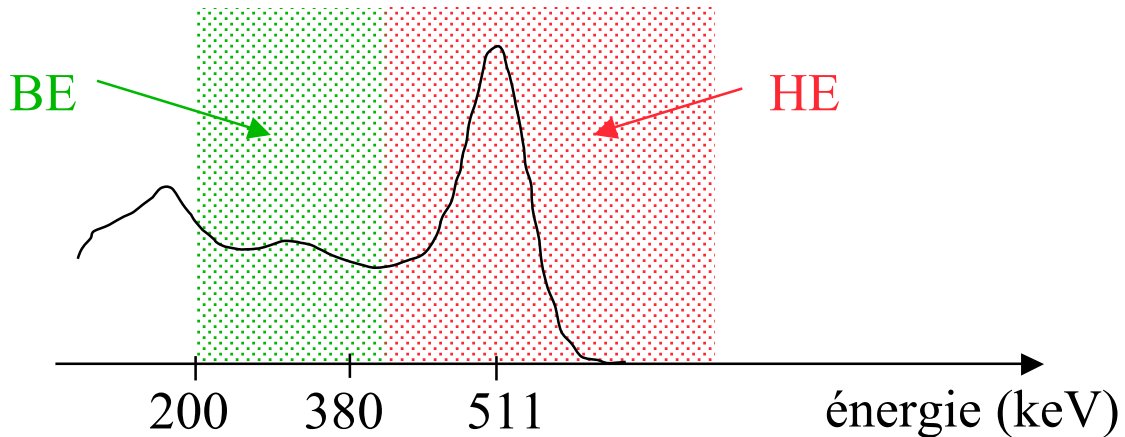
---

- 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

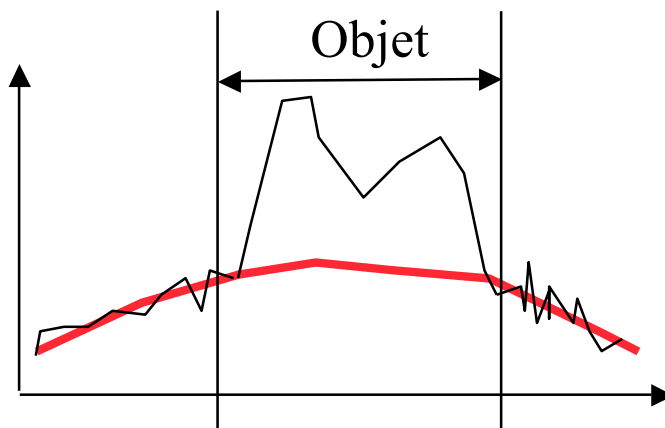
- estimation des sinogrammes des photons diffusés dans la fenêtre haute énergie par  $N_{HE\text{-diffusé}} = [N_{BE}/(R_{\text{diffusé}} - R_{\text{nondiffusé}})] - [N_{HE} \cdot R_{\text{nondiffusé}} / (R_{\text{diffusé}} - R_{\text{nondiffusé}})]$
- filtrage de cette image pour réduire les fluctuations 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
  - activité mesurée en dehors de l'objet = événements diffusés
  - image du diffusé = image basse fréquence
- Mise en oeuvre
  - filtrage des sinogrammes pour réduire l'influence du bruit
  - ajustement par une fonction analytique simple (e.g., gaussienne) de l'activité enregistrée en dehors de l'objet dans les sinogrammes
  - soustraction la contribution du diffusé ainsi estimée



# Calcul direct de la contribution du diffusé

---

- Hypothèses

- distribution d'émission connue (~ 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

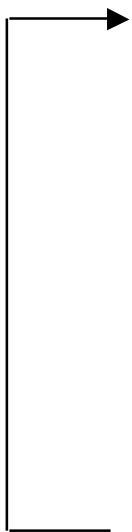
⇒ sinogrammes corrigés de la diffusion

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



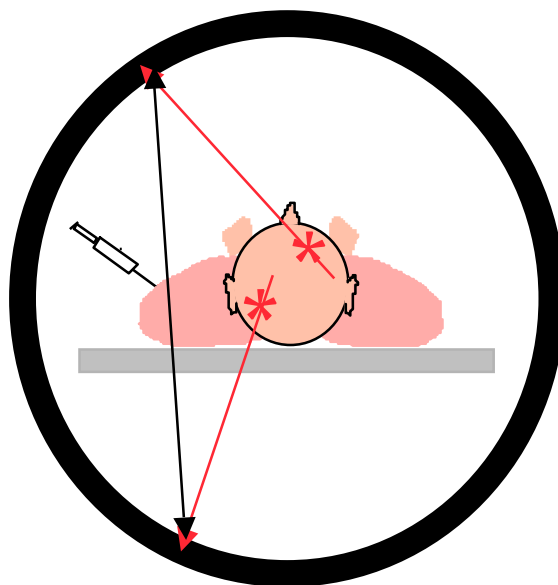
## Correction de diffusion en PET : synthèse

---

- Correction indispensable pour une quantification non biaisée
  - activité apparente dans des régions dénuées d'activité
  - sans correction, surestimation de l'activité  $> 10\%$ , notamment en PET 3D
- 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

---

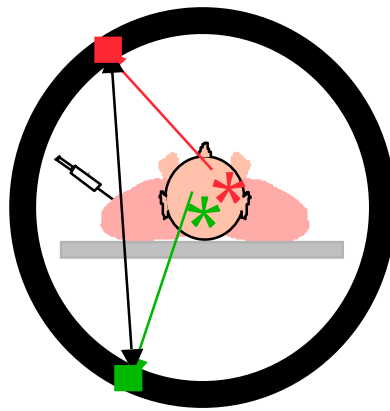


- Dépendent de :
    - la longueur de la fenêtre en coïncidence
    - la quantité de radioactivité dans le champ de vue de la caméra (proportionnel au carré de l'activité vue par le détecteur)
  - Mauvaise localisation
  - Réduction des capacités de comptage
  - Biais quantitatif
- ⇒ Nécessite une correction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

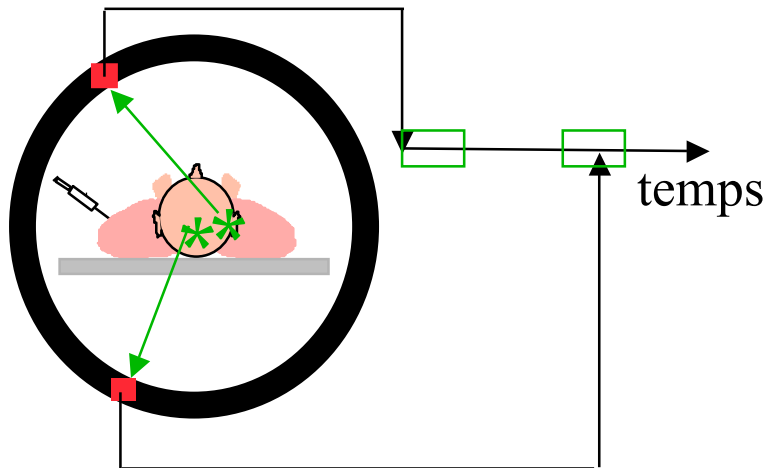
# Correction des fortuites en PET : stratégies

---

- 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



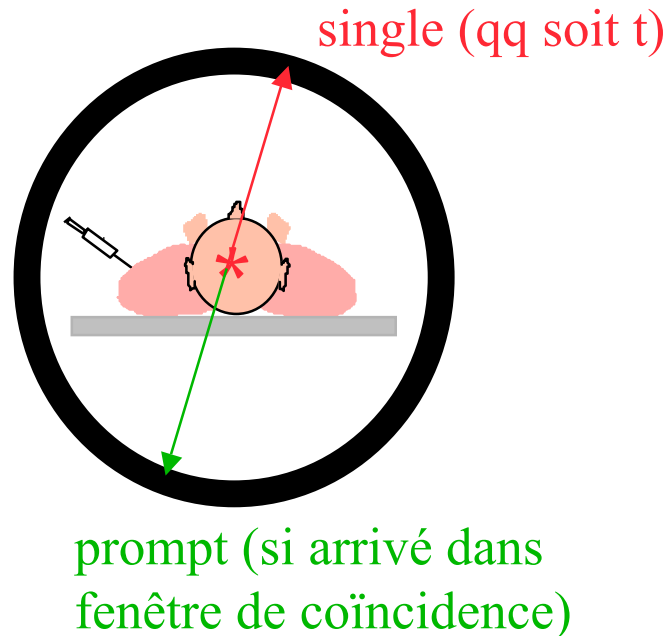
- Mesure directe au moyen d'une ligne à retard



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

# Vocabulaire PET

---



**Singles** : événement détecté à l'intérieur de la fenêtre en énergie, qqsoit son instant d'arrivée par rapport à une fenêtre de coïncidence

**Prompt** : événement détecté à l'intérieur de la fenêtre en énergie et dans la fenêtre de coïncidence

**Multiples** :  $\geq 2$  prompts dans une fenêtre temporelle

**Delayed** : événements enregistrés dans une fenêtre temporelle décalée (pour correction de coïncidences fortuites)

**Random (fortuit)** : événement non coïncident détecté dans la fenêtre de coïncidence

**Scattered (diffusé)** : prompts issus d'une diffusion Compton

**Trues** : prompts - (scattered + multiples + randoms)

# Estimation via les événements non coïncidents

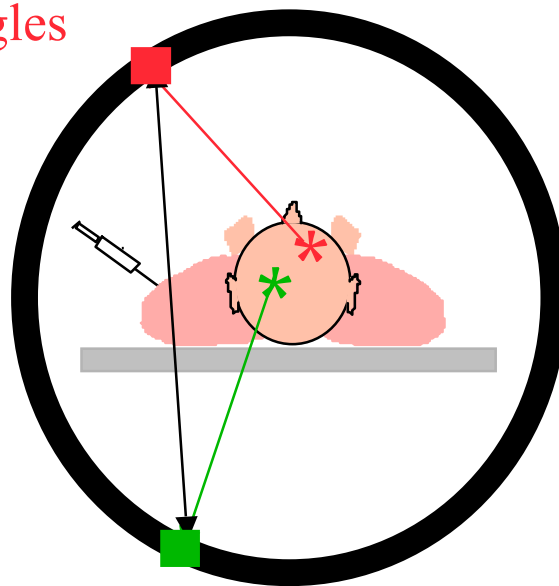
---

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

$$N_{\text{random 1-2}} = 2 \square S_1 S_2$$

↑  
longueur de la fenêtre de coïncidence

détecteur 1 :  
 $S_1$  singles

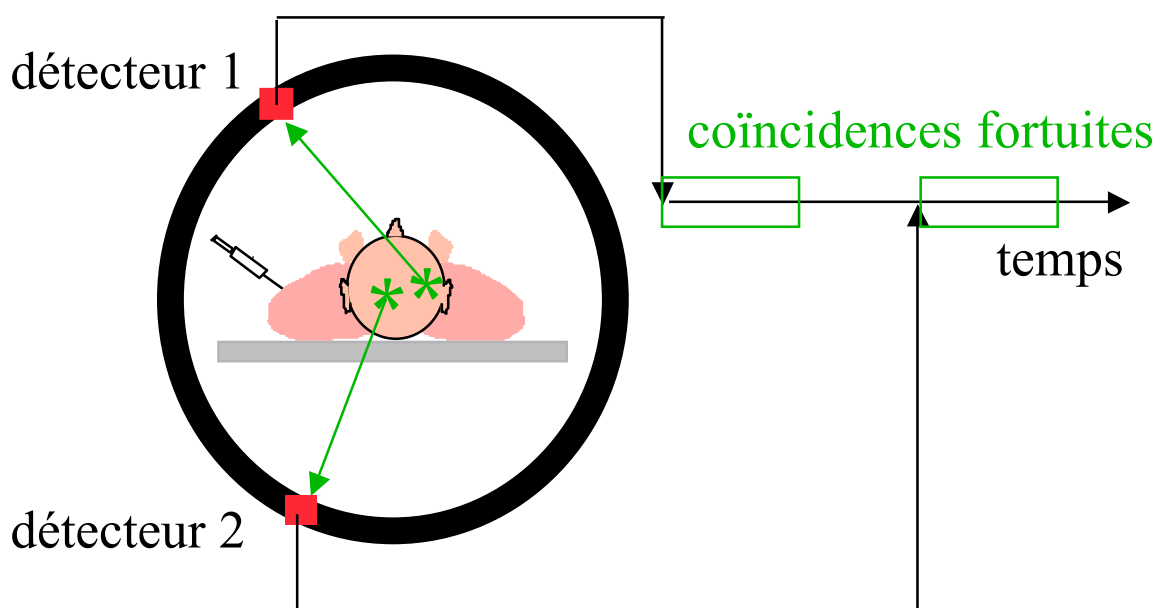
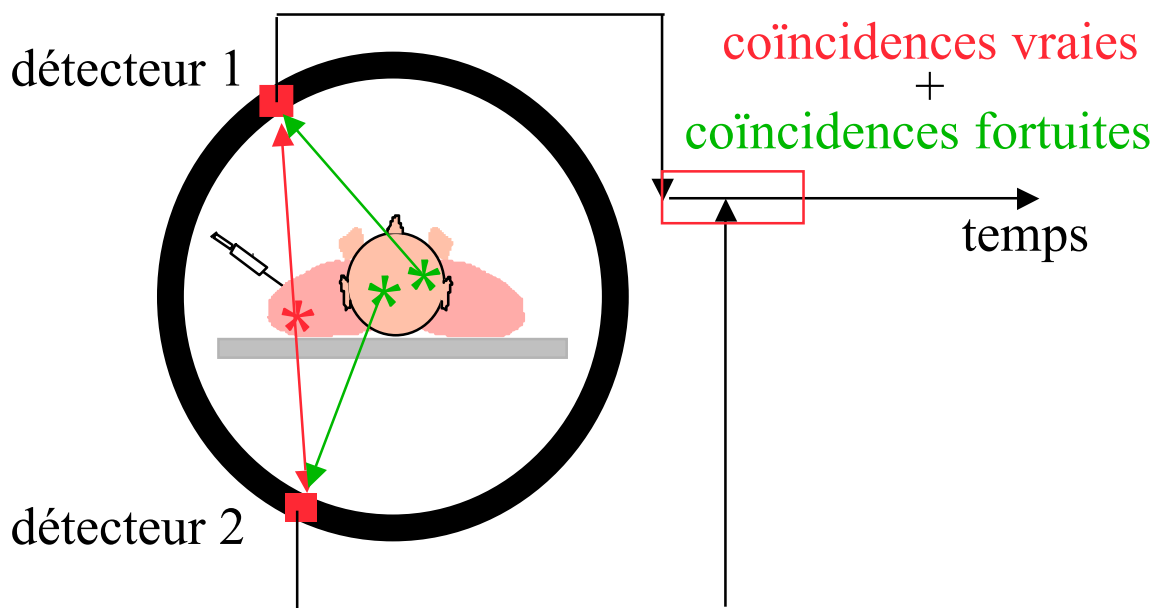


détecteur 2 :  
 $S_2$  singles



# Estimation via une ligne retard

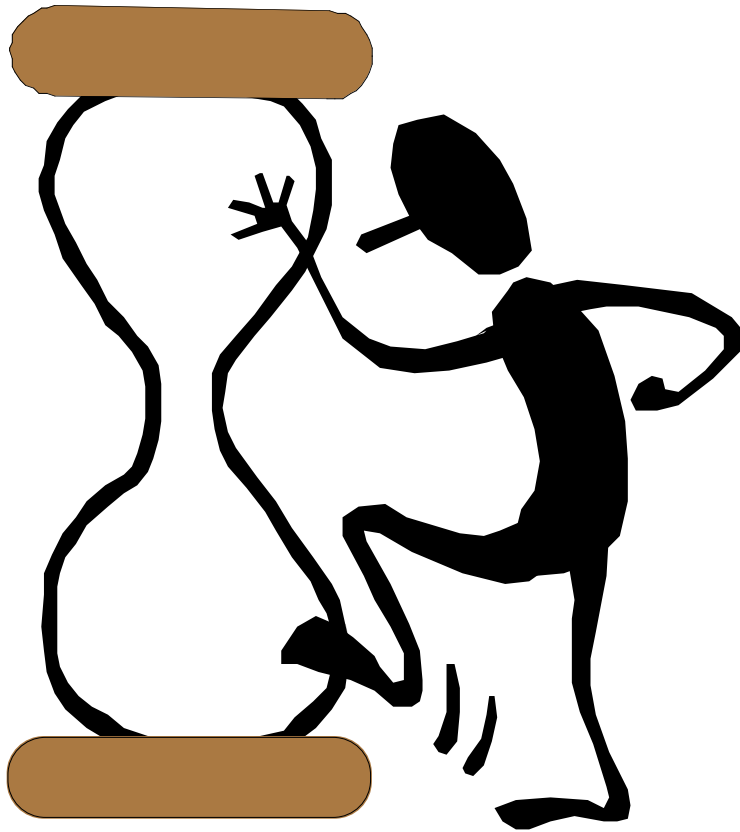
- Utilisation de deux circuits de coïncidences



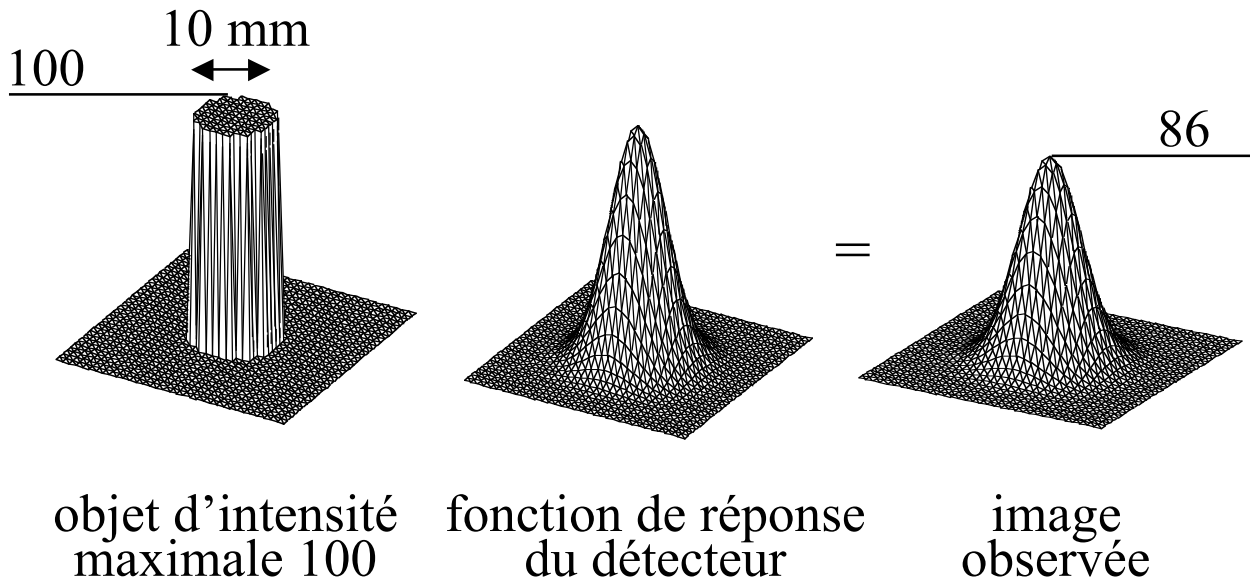
# Coïncidences fortuites en PET : synthèse

---

- Correction systématique sur toutes les caméras, souvent par une ligne retard

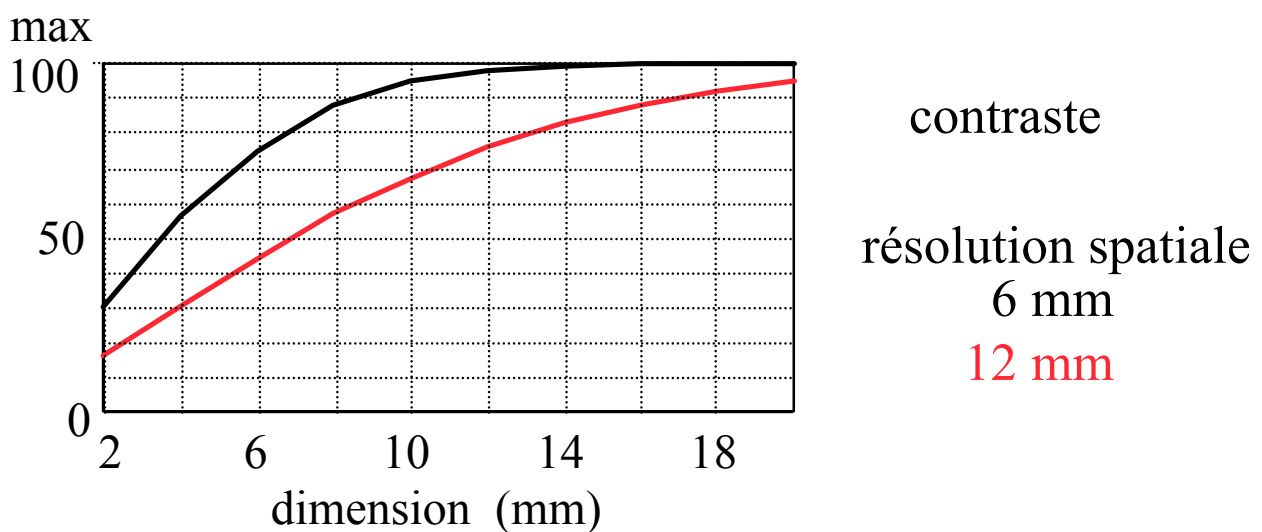


# Effet de volume partiel en SPECT et PET



• Sous-estimation de l'activité dans les structures de petite taille dépendant

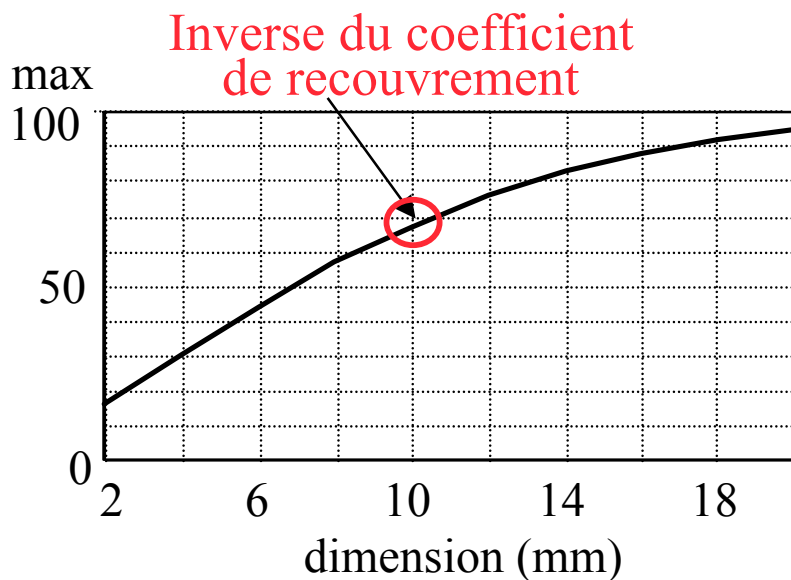
- ⇒ du contraste objet / fond
- ⇒ de la dimension de l'objet
- ⇒ de la résolution spatiale du système
- ⇒ de l'échantillonnage spatial
- ⇒ de la région d'intérêt considérée



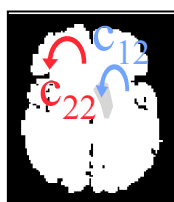
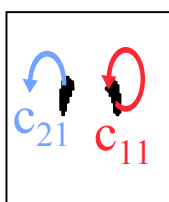
⇒ affecte les structures de taille  $< 2-3$  FWHM

# Correction de volume partiel : stratégies

- Deux stratégies
  - coefficients de recouvrement



- inversion d'une matrice de contamination croisée



$$m_1 = c_{11} a_1 + c_{12} a_2$$
$$m_2 = c_{21} a_1 + c_{22} a_2$$

- Quelques travaux en PET, très peu en SPECT

# Correction par coefficients de recouvrement

---

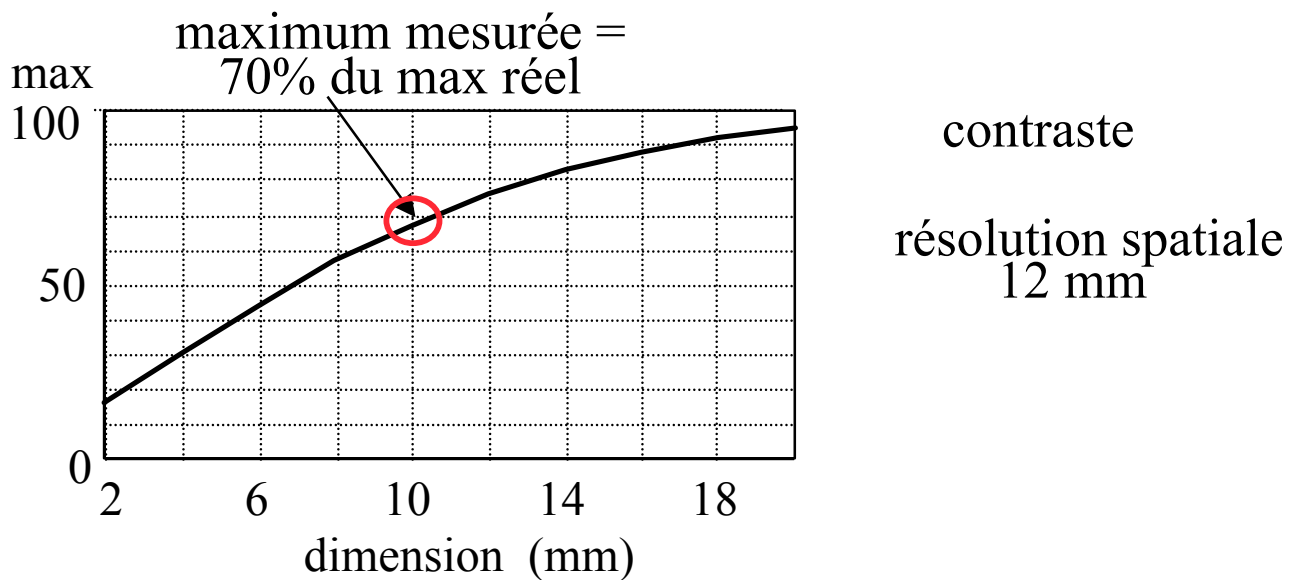
- Hypothèses

- 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

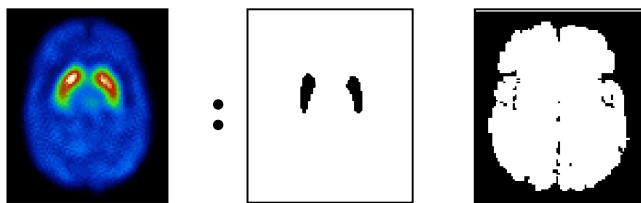
# Inversion d'une matrice de contamination croisée

- Hypothèses

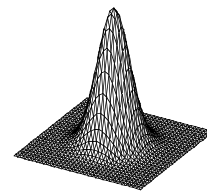
- supports anatomiques des différentes structures fonctionnelles connus
- fonction de réponse spatiale du système connue

- Exemple : imagerie des récepteurs dopaminergiques

- modèle :



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



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

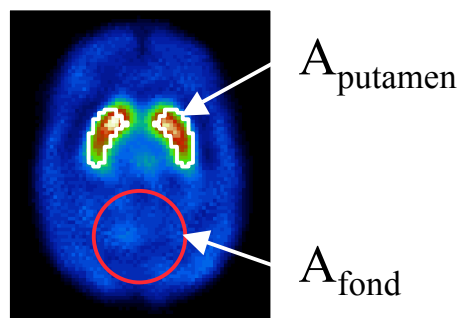
$$m_2 = c_{21} a_1 + c_{22} a_2$$

- 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

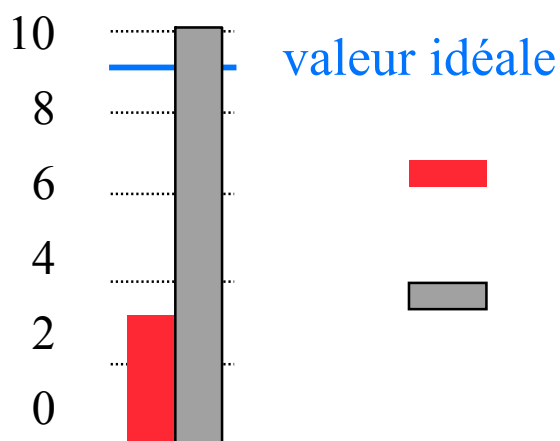
# Illustration

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



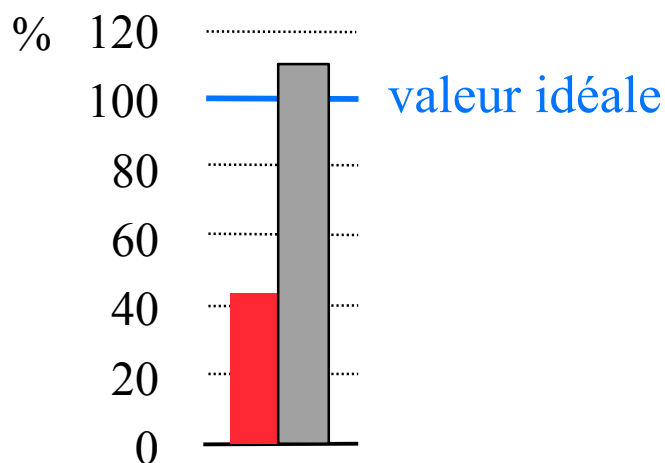
$$BP = \frac{A_{\text{putamen}} - A_{\text{fond}}}{A_{\text{fond}}}$$

binding potential



corrections  
atténuation + diffusion  
+ résolution spatiale  
atténuation + diffusion  
+ résolution spatiale +  
volume partiel

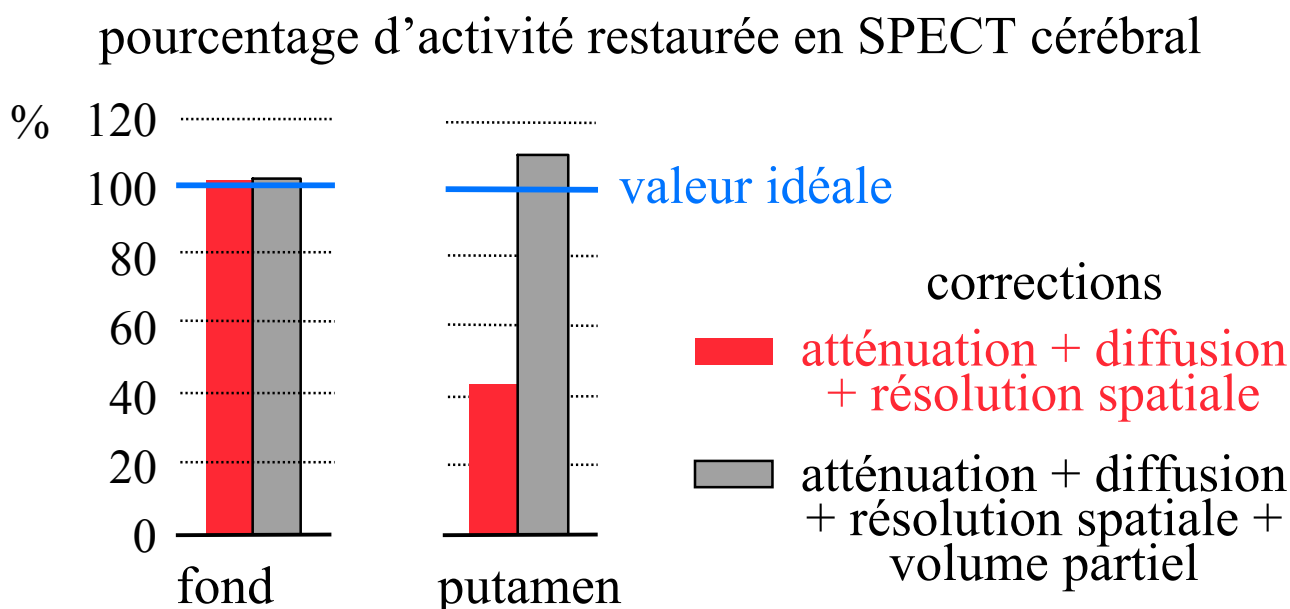
- activité restaurée dans le putamen



## 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

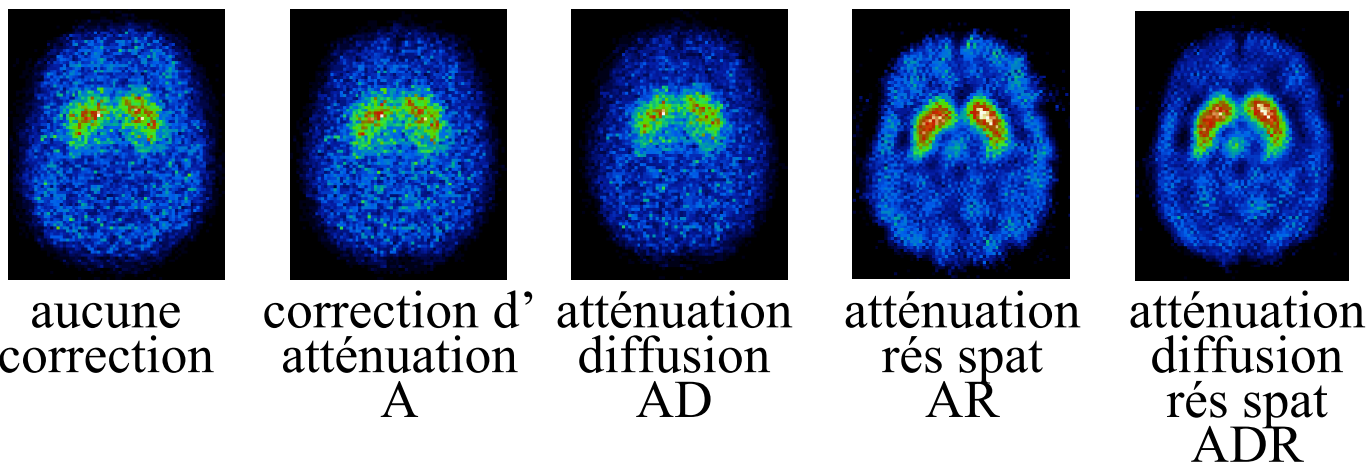


- Pas de correction systématiquement appliquée en routine
- Pas de consensus quant à la meilleure méthode de correction : différentes méthodes actuellement en développement

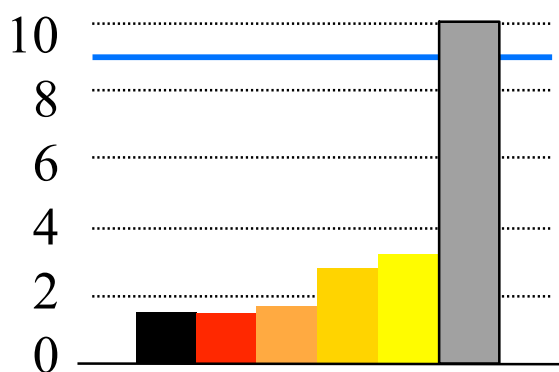


# Quantification en SPECT : synthèse

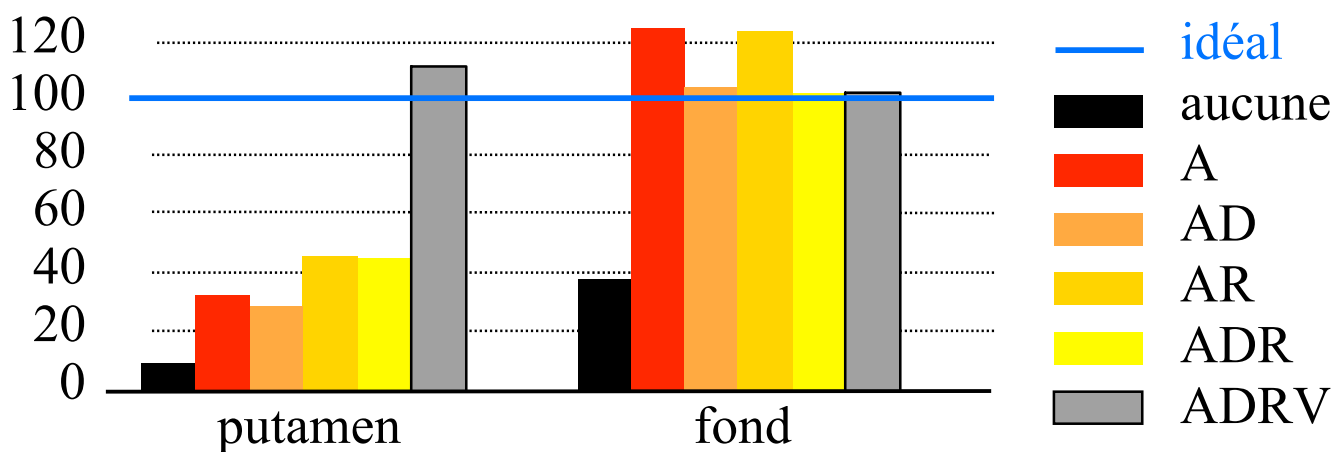
- Importance respective des différentes corrections  
- exemple de la quantification en SPECT cérébral



⇒ mesure du binding potential



⇒ pourcentage de l'activité restaurée dans les putamens



# 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

# Quantification en PET : synthèse

---

- Quantification absolue
  - corrections d'atténuation et de coïncidences fortuites indispensables
  - correction de diffusion nécessaire pour éviter de fortes surestimations d'activité, notamment en 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 pas ou peu fixantes
  - 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)
  - corrections de diffusion disponibles mais encore peu utilisées
  - correction de volume partiel non disponible en routine et utilisée seulement en recherche

A suivre ...

---

Les différents traceurs  
et  
leurs domaines d'applications