

Quantification en tomographie d'émission

Irène Buvat
U494 INSERM
Paris

<http://www.guillemet.org/irene>
buvat@imed.jussieu.fr

Novembre 2004

Plan du cours

- Introduction
 - Quantification en tomographie d'émission :
définition et enjeux
 - Le problème de la quantification

 - Phénomènes biaisant la quantification
 - Mouvement
 - Atténuation
 - Diffusion Compton
 - Effet de volume partiel

<i>Le problème et ses conséquences</i>
<i>Les stratégies de correction</i>
<i>Les résultats</i>

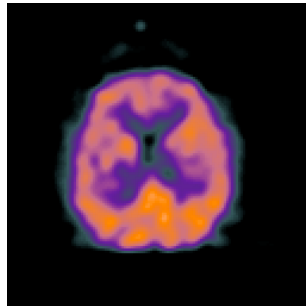
 - Résolution spatiale variable en SPECT
 - Coïncidences fortuites en PET

 - Temps mort
 - Reconstruction tomographique

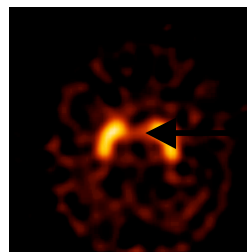
 - Calibration
-
- Synthèse et conclusion

Introduction : qu'est-ce que la quantification ?

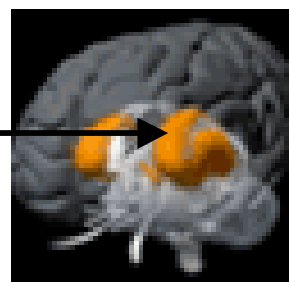
- Quantification ~ mesure



⇒ grandeur numérique extraite d'une image



intensité du signal
dans une région



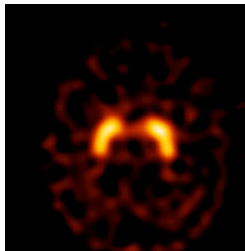
concentration de
radiotraceur (kBq/ml)

- Deux types de quantification
 - Quantification absolue
 - ⇒ mesure de la concentration de radiotraceur au sein d'un organe (kBq/ml)
 - ⇒ mesure de 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



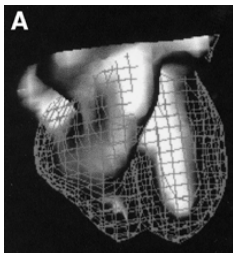
densité de transporteurs dopaminergiques
—————▶ type de démence

- Le pronostic



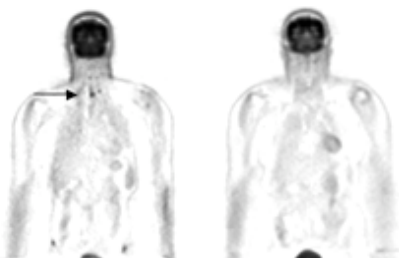
grade de la tumeur —————▶ survie

- 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

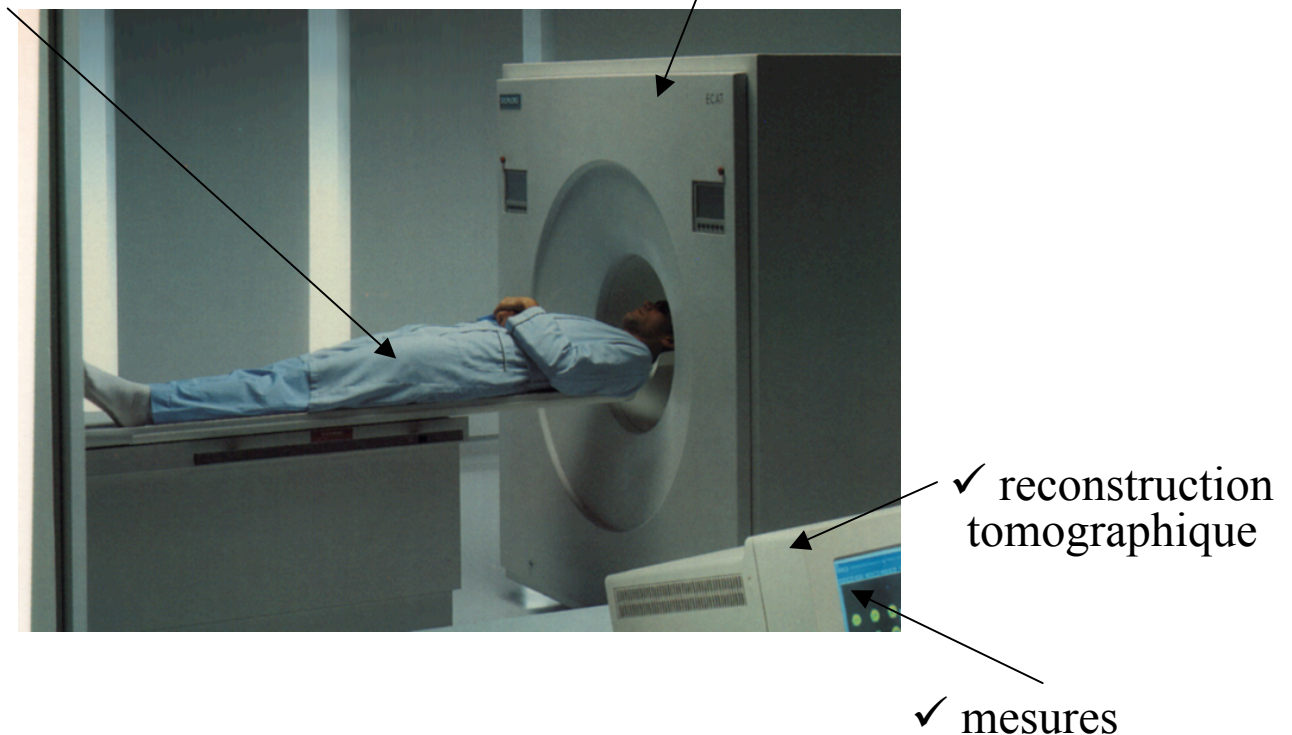
- Idéalement :



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



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

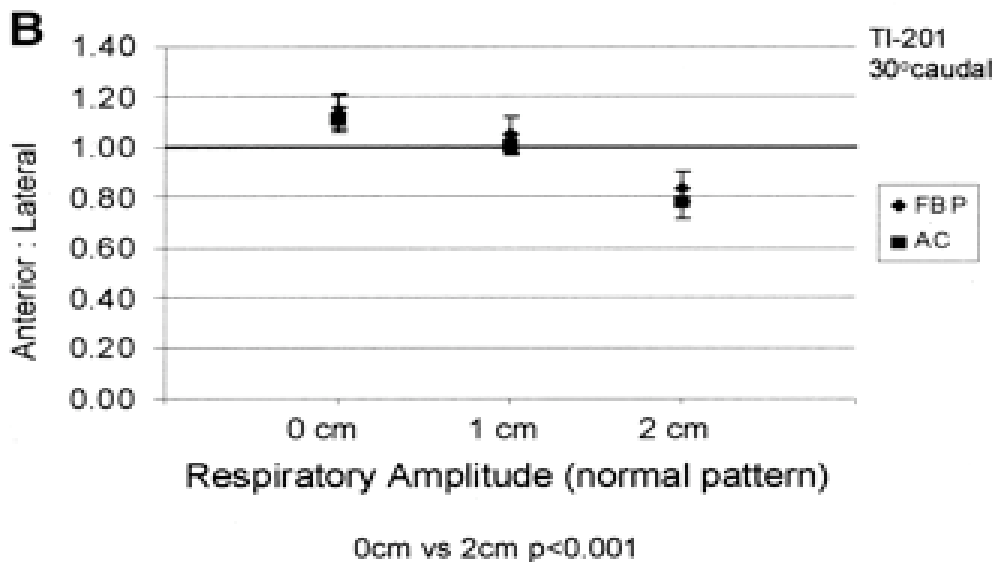
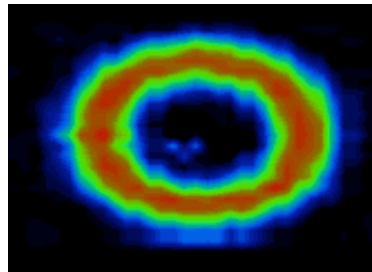
Le mouvement et ses conséquences (1)

2 types de mouvements :

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

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

SPECT cardiaque

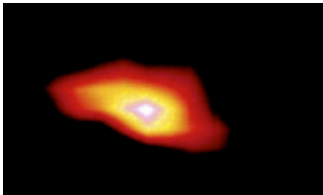


➔ modification du rapport d'activité antérieure/latérale de ~25%

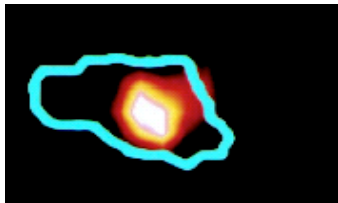
Pitman et al, J Nucl Med 2002:1259-1267

Le mouvement et ses conséquences (2)

PET FDG pulmonaire



avec flou cinétique



« sans » flou cinétique

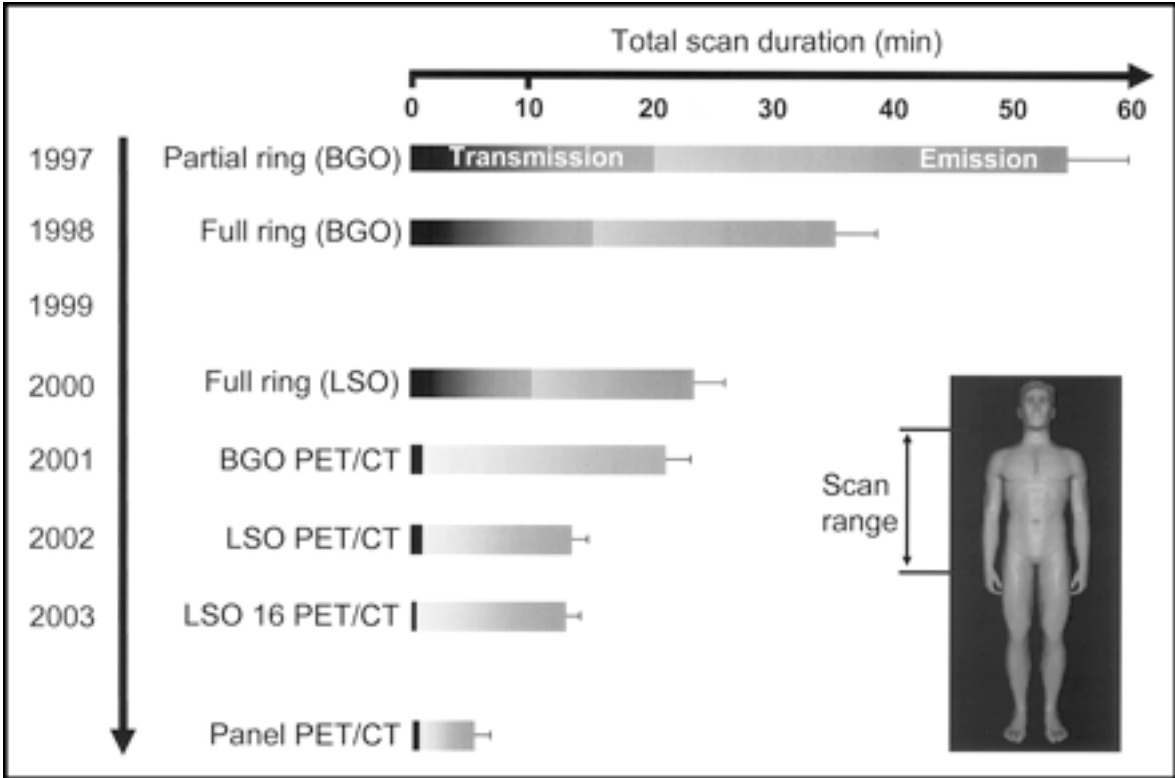
- ➔ volume apparent des lésions augmenté de 10% à plus de 30% du fait du mouvement
- ➔ valeur de fixation diminuée de 5% à plus de 100%

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

Correction du mouvement fortuit

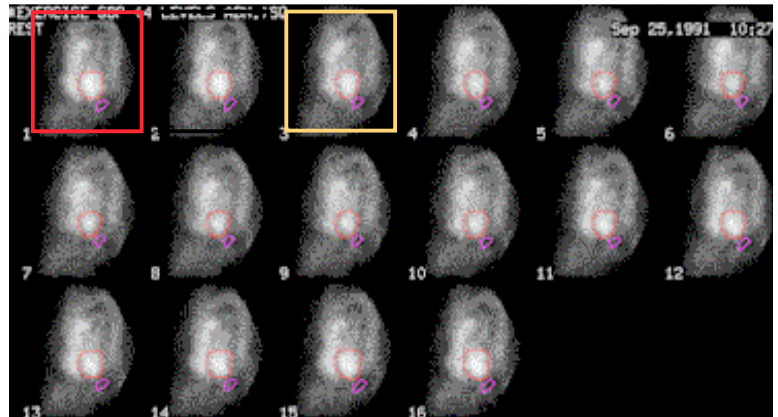
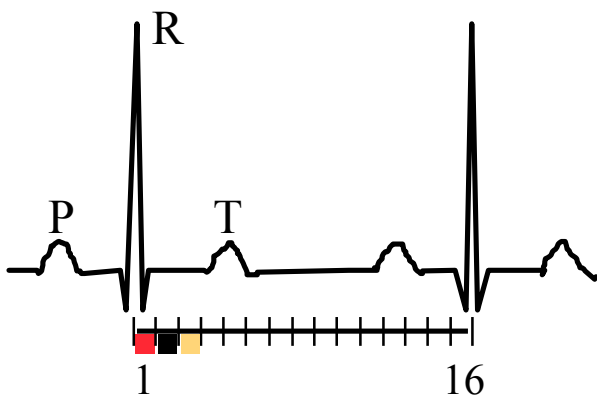
- Tendre vers des examens plus courts

PET/CT

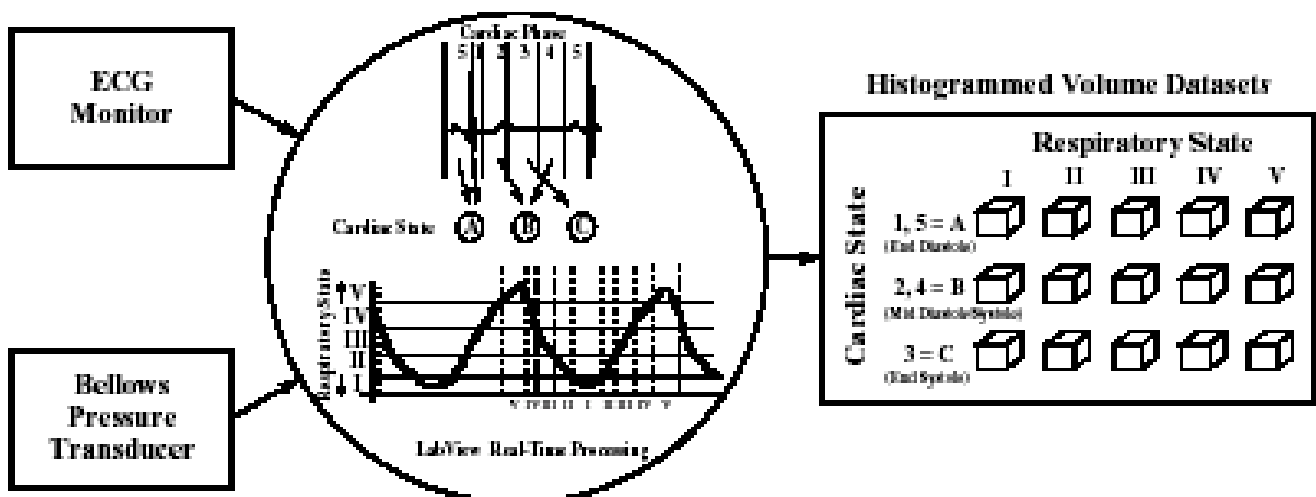


Correction des mouvements physiologiques

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

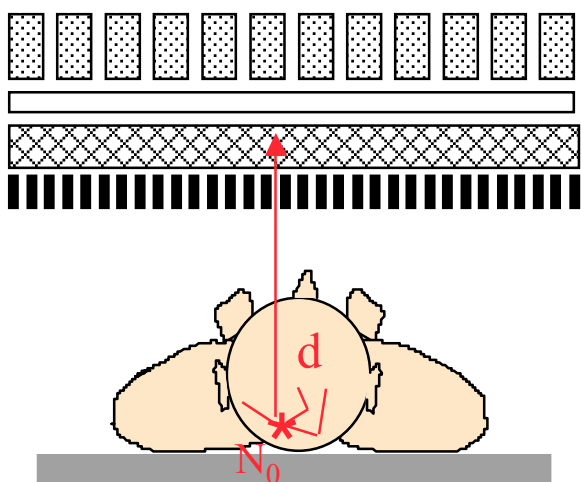


- Vers la synchronisation respiratoire (notamment PET oncologique pulmonaire)

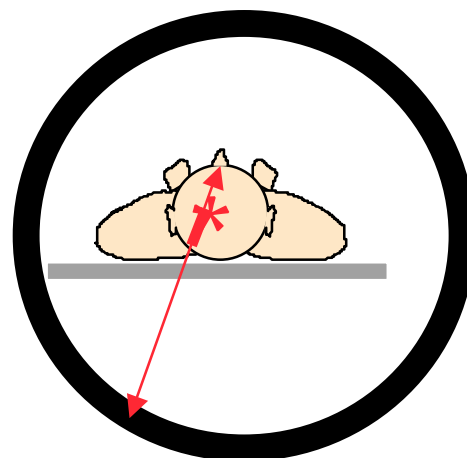


L'atténuation et ses conséquences

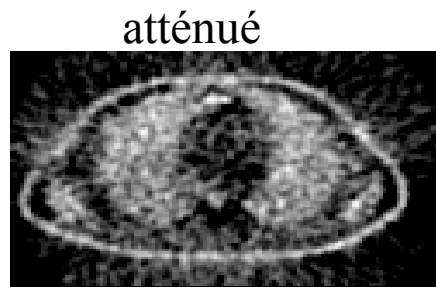
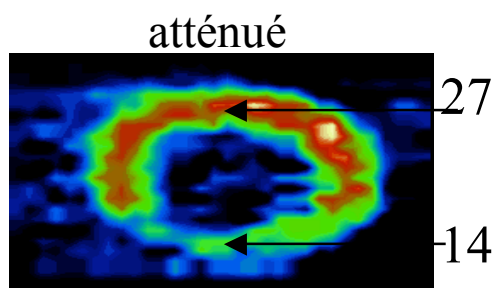
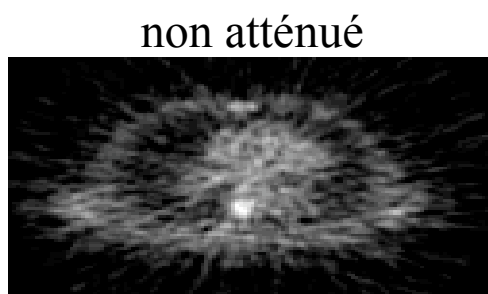
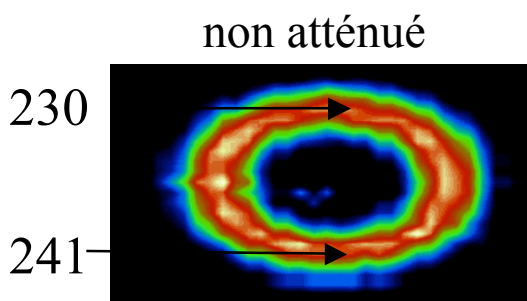
SPECT



PET



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

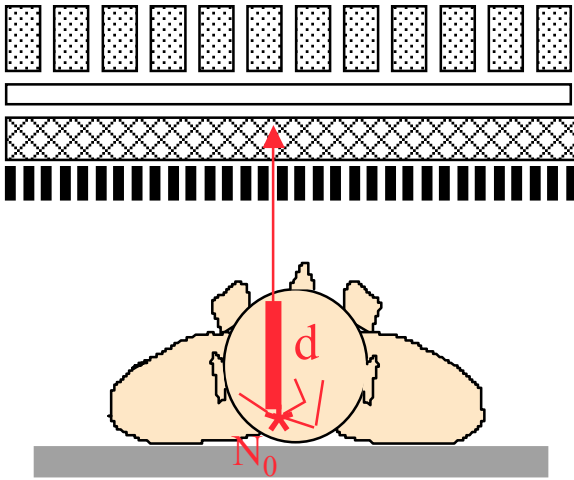


- nuisible à la détection de lésions profondes
- pas de quantification absolue possible sans correction de l'atténuation

Problématique de l'atténuation (1)

SPECT

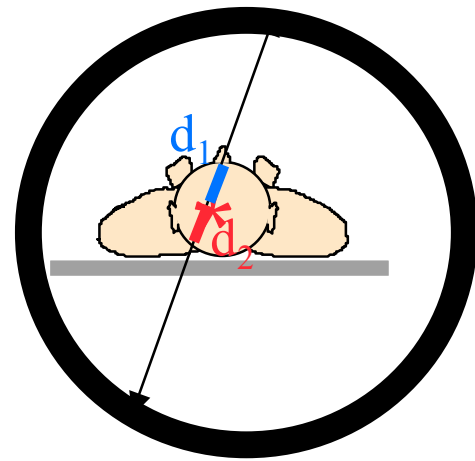
$$N = N_0 \exp \int_0^d -\mu(l) dl$$



PET

$$N_1 = N_{\beta^+} \exp \int_0^{d_1} -\mu(l) dl$$

$$N_2 = N_{\beta^+} \exp \int_0^{d_2} -\mu(l) dl$$



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

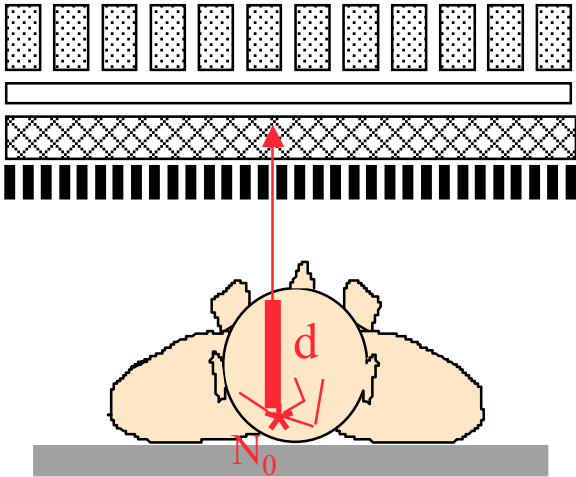
$$= N_{\beta^+}^2 \exp \int_0^D -\mu(l) dl$$

- Dépend du lieu d'émission sur la ligne de projection en SPECT, mais pas en PET

Problématique de l'atténuation (2)

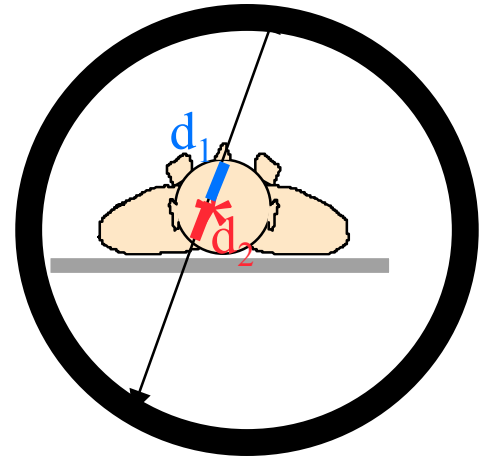
SPECT

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



PET

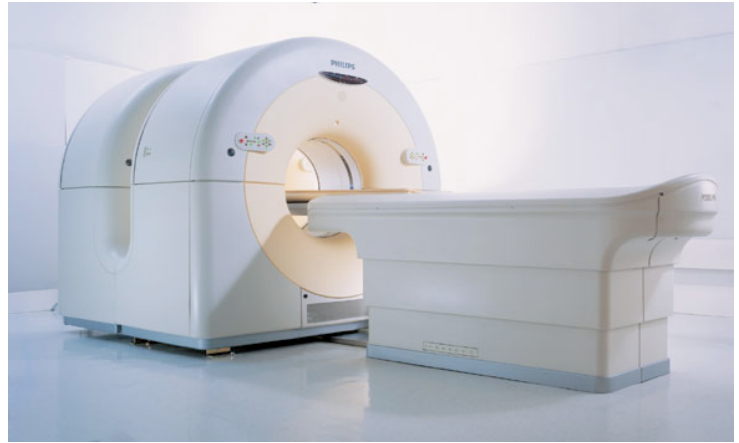
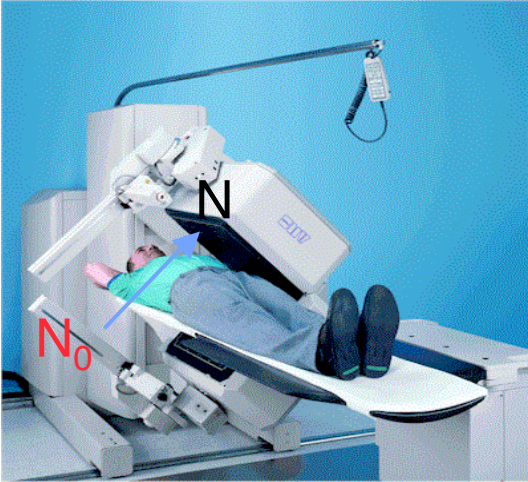
$$N_1 N_2 = N_{\beta^+}^2 \exp \int_0^D -\mu(l) dl$$



- Dépend de la **densité** du milieu atténuant
 - à 140 keV : poumons : $\mu = 0,04 \text{ cm}^{-1}$
 - tissus mous : $\mu = 0,15 \text{ cm}^{-1}$
 - os cortical : $\mu = 0,30 \text{ cm}^{-1}$
- Dépend de l'**énergie** des photons
 - dans l'eau : à 140 keV (Tc99m) : $\mu = 0,15 \text{ cm}^{-1}$
 - à 511 keV (PET) : $\mu = 0,096 \text{ cm}^{-1}$

Préalable à la correction d'atténuation

- Mesure de la densité du milieu atténuant
 - soit au moyen de dispositifs de transmission γ ou β^+ associé au tomographe SPECT ou PET
 - soit au moyen d'une TDM sur les machines bimodales

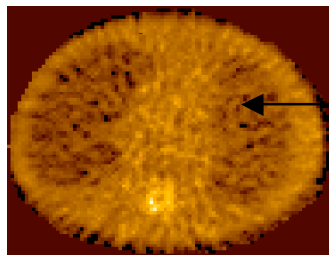


$$N = N_0 \exp \int_0^d -\mu(l) dl$$

Mesure de l'intégrale des μ à l'énergie de la source

⇒ reconstruction tomographique de la cartographie d'atténuation et mise à l'échelle des coefficients de transmission si énergie de la source en transmission différente de l'énergie de la source en émission

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



← valeurs des μ

⇒ OU utilisation directe des mesures de transmission possible en PET

Correction d'atténuation : 3 stratégies

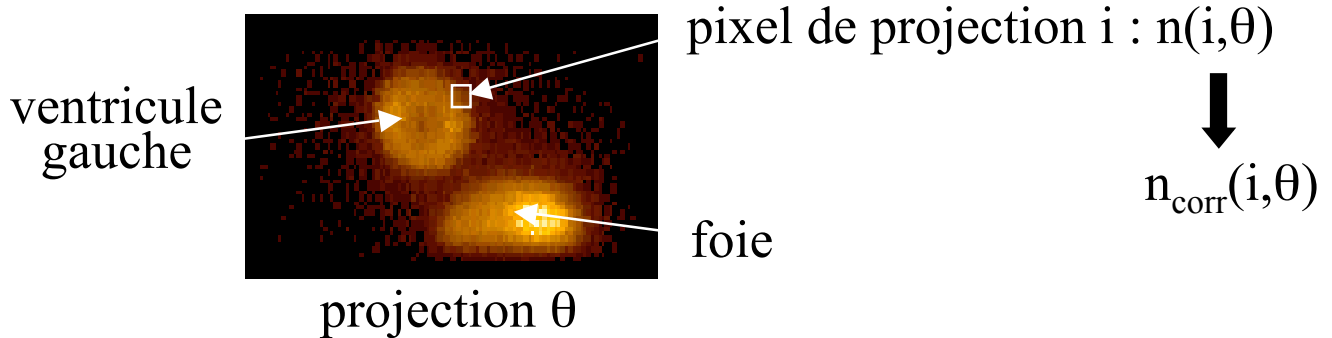
- Avant la reconstruction tomographique (pré-correction) : multiplication des projections (ou sinogrammes) acquises par des facteurs de correction $C(i,\theta)$
 - Approximatif en SPECT (e.g. moyenne géométrique)
 - Exact en PET

- Après la reconstruction tomographique (post-correction) en SPECT seulement : multiplication des images reconstruites par des facteurs de correction approximatifs (méthode de Chang)

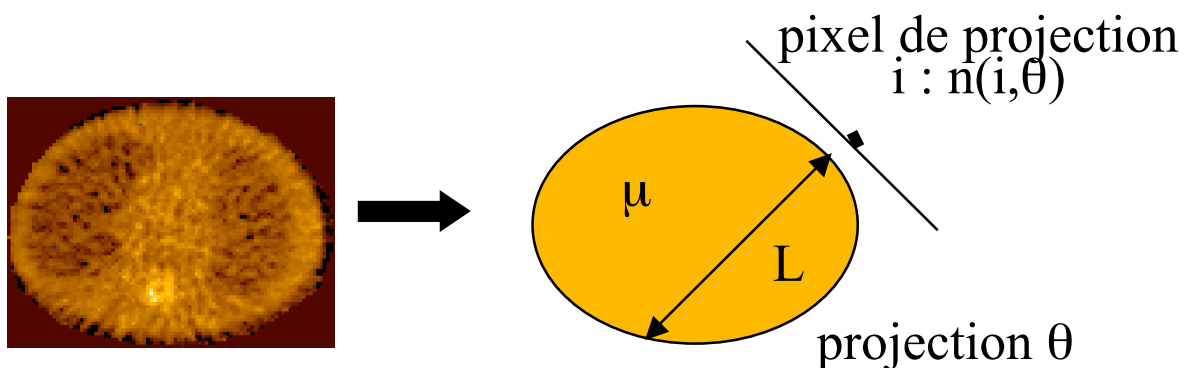
- Pendant la reconstruction tomographique : modélisation de l'atténuation dans le processus de reconstruction itératif, qui corrige alors intrinsèquement de l'atténuation

Correction avant reconstruction en SPECT

- 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

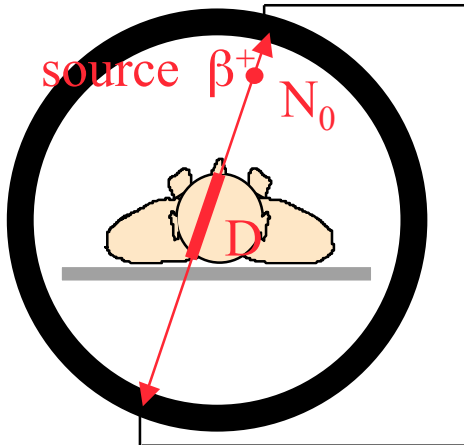


- Moyenne géométrique des projections opposées
$$n_{\text{corr}}(i,\theta) = [n(i,\theta) \cdot n(i,\theta+180^\circ)]^{1/2} \cdot C(i,\theta)$$
avec $C(i,\theta) = \exp(\mu L/2)$

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

Correction exacte avant reconstruction en PET

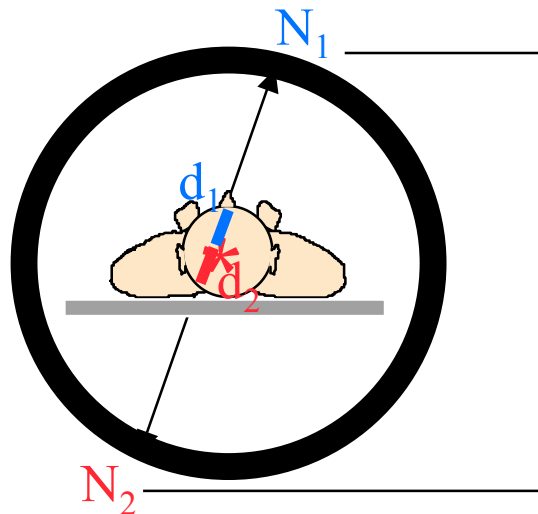
- Calcul des coefficients de correction d'atténuation (CCA) à partir des mesures en transmission



N coïncidences détectées pour cette raie de projection

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

Mesure affectée par l'atténuation :



N' coïncidences détectées

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

⇒ Correction

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

← mesure non affectée par l'atténuation

⇒ Reconstruction tomographique des projections corrigées

Correction après reconstruction en SPECT

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

ventricule gauche

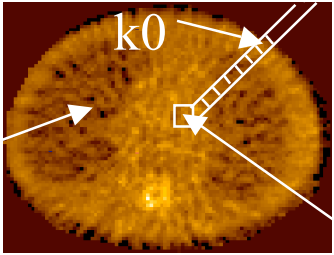
pixel $(x,y) : n(x,y)$



$n_{\text{corr}}(x,y)$

image reconstruite

- Exemple : correction de Chang *



projection θ ($\theta = 1, \Theta$)

$$C(x,y) = \frac{1}{1/\Theta \left\{ \sum_{\theta=1}^{\Theta} \exp\left(-\sum_{k=(x,y)}^{k_0} \mu_k d_k\right) \right\}}$$

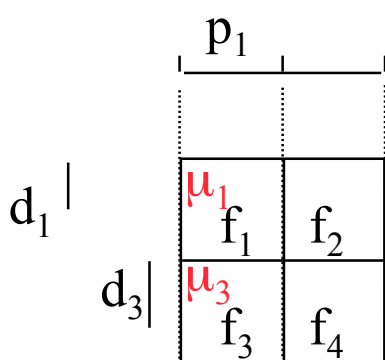
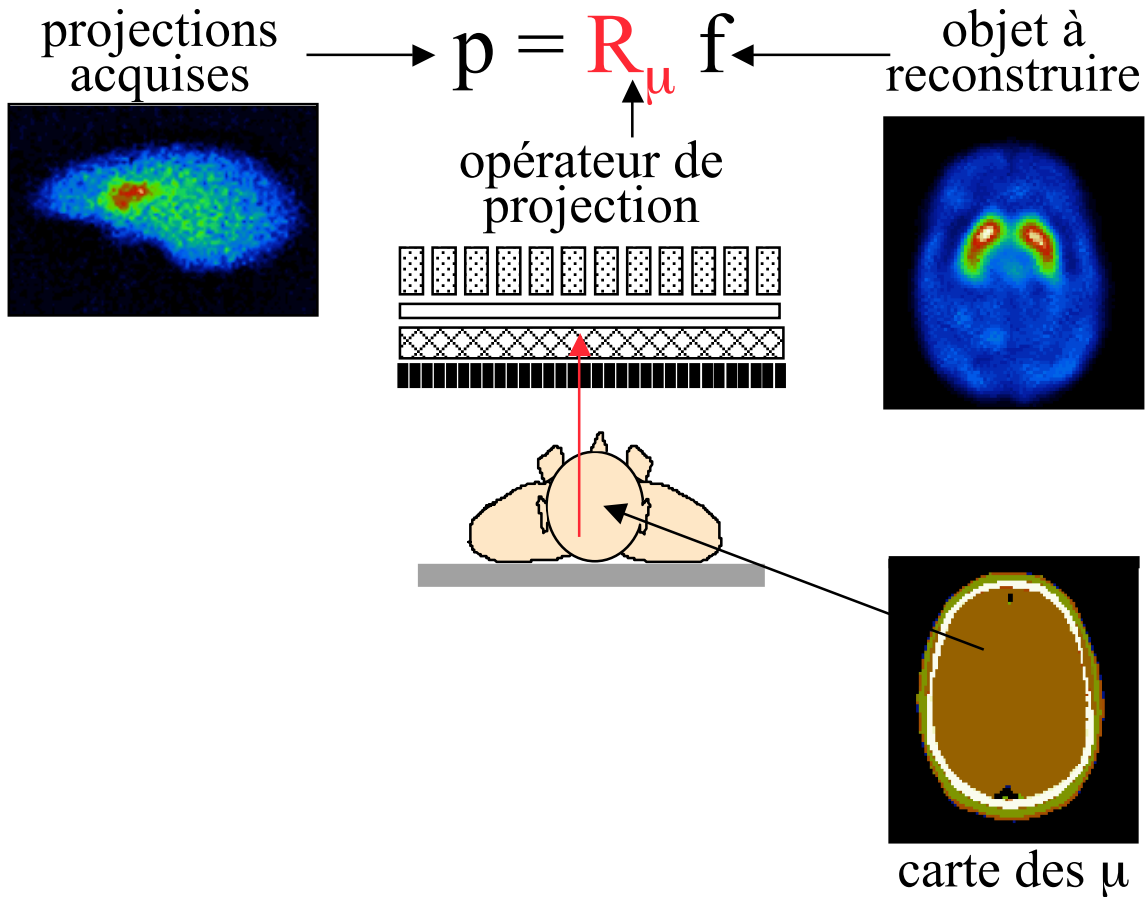
$$n_{\text{corr}}(x,y) = n(x,y) \cdot C(x,y)$$

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

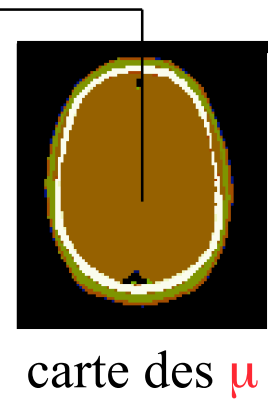
* il existe une version itérative de cette méthode

Correction pendant la reconstruction tomographique (1)

- Modélisation de l'atténuation dans le projecteur

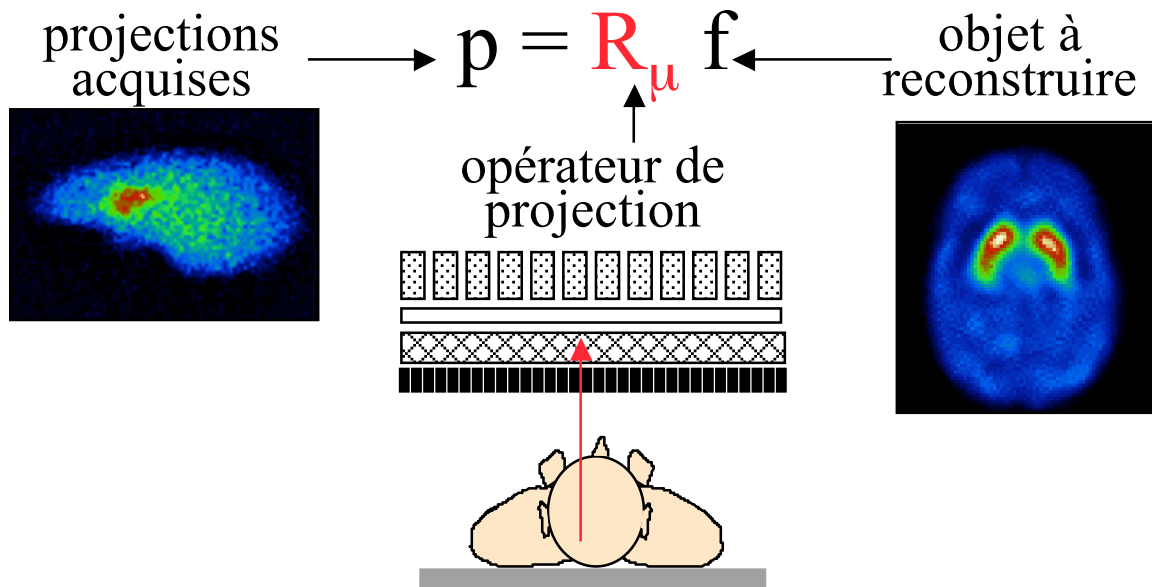


$$p_1 = r_{11} f_1 \exp(-\mu_1 d_1) + r_{13} f_3 \exp(-\mu_3 d_3 - 2\mu_1 d_1)$$



Correction pendant la reconstruction tomographique (2)

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



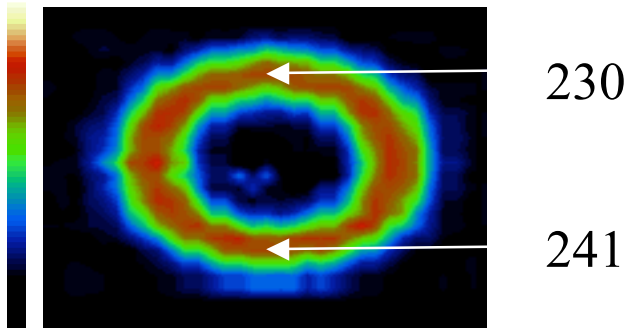
- Adapté à tous les algorithmes de reconstruction itérative :

- ML-EM
- OSEM
- Gradient conjugué

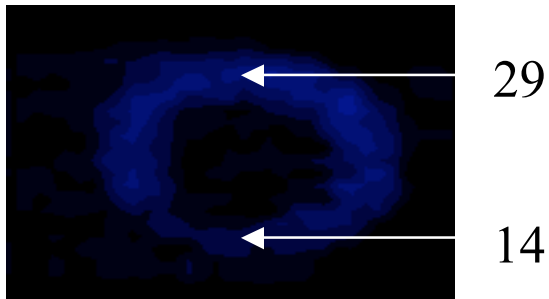
- Approche de correction générale, applicable au SPECT ou au PET, permettant de traiter aussi de la diffusion et de la réponse du détecteur
- Problèmes de convergence et régularisation

Illustrations

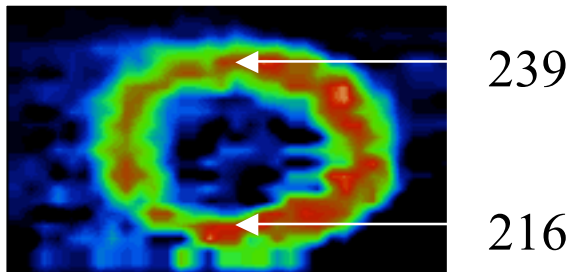
SPECT



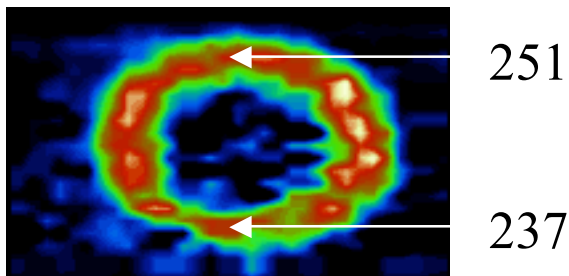
non atténué : $A_{ant}/A_{inf}=1$



atténué : $A_{ant}/A_{inf}=2,1$

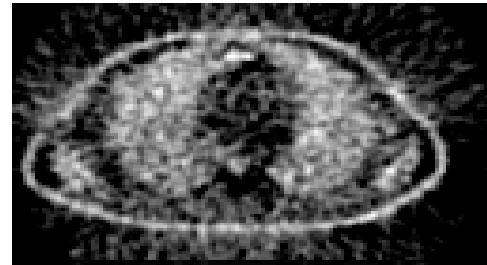


Chang : $A_{ant}/A_{inf}=1,1$

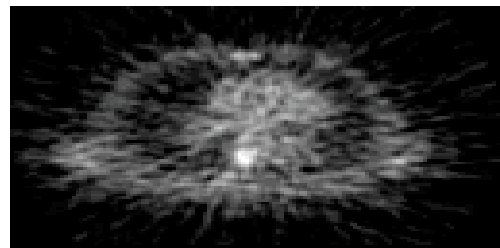


correction lors de la reconstruction : $A_{ant}/A_{inf}=1,1$

PET



non corrigé

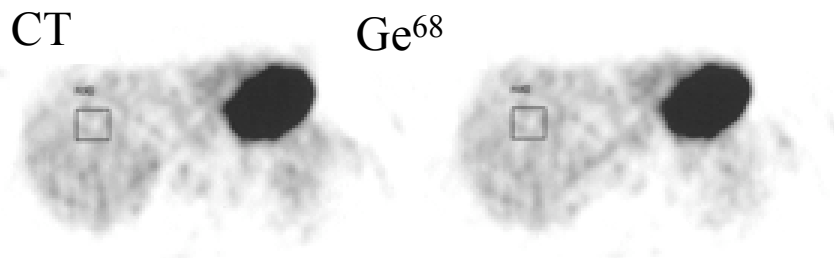


corrigé

Correction d'atténuation : synthèse

Les corrections existent, sont implémentées sur les machines SPECT et PET, et sont efficaces mais ...

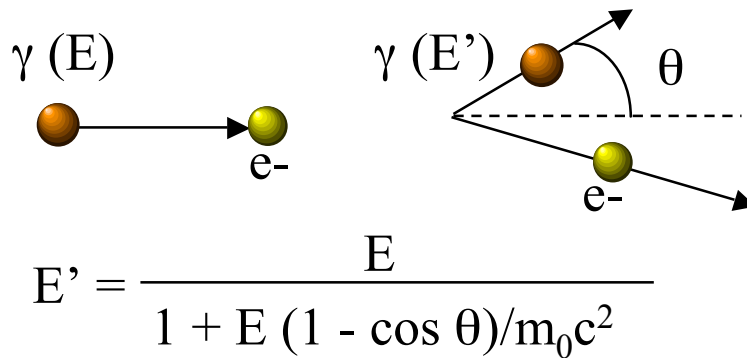
- En SPECT : manque de disponibilité des dispositifs d'acquisition en transmission pour la mesure de carte des μ
- En PET : travaux concernant la carte des μ :
 - pour réduire le bruit : segmentation, filtrage
 - pour mettre à l'échelle les valeurs des μ : segmentation, interpolation
 - pour travailler à la même résolution spatiale en transmission et émission
 - pour compenser les flous cinétiques différents en PET/CT



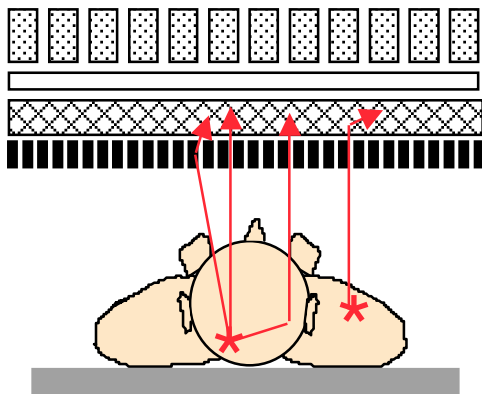
Concentrations d'activité environ 10% supérieure avec la correction utilisant la carte CT

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

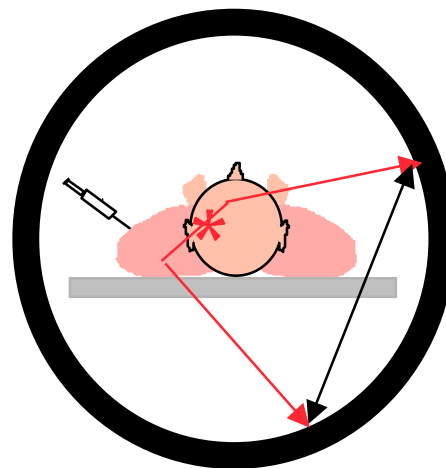
La diffusion Compton et ses conséquences



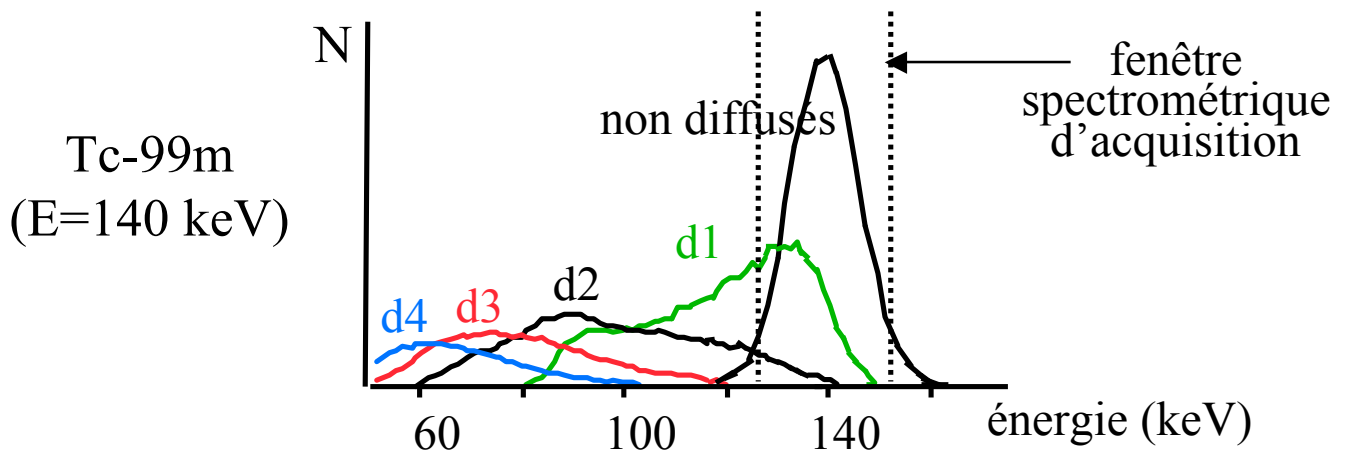
SPECT



PET



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

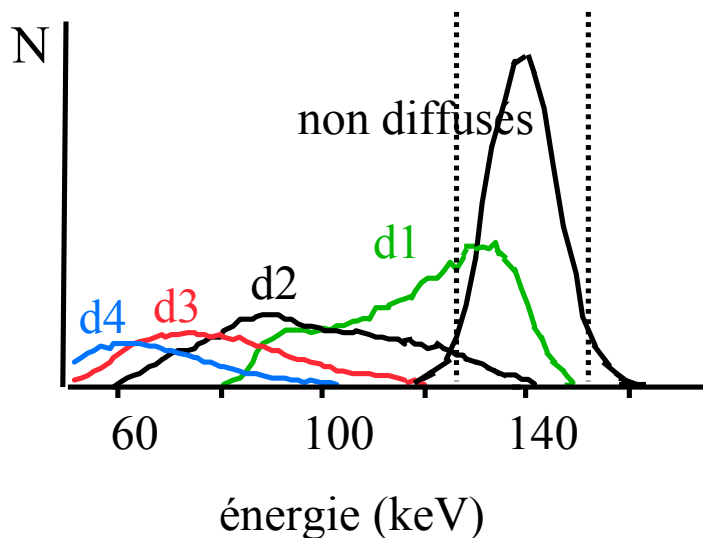


- ⇒ détection possible de coïncidences en dehors de l'objet en PET seulement

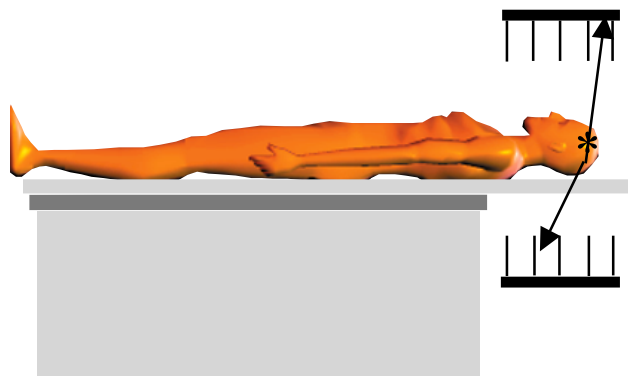
Importance de la diffusion

SPECT

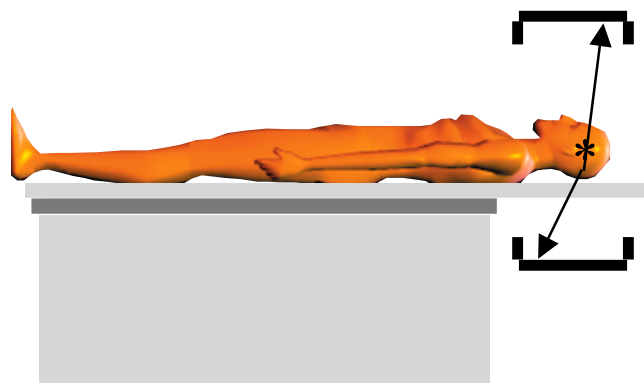
~ 30% des photons détectés dans la fenêtre spectrométrique sont diffusés (Tc99m)



PET



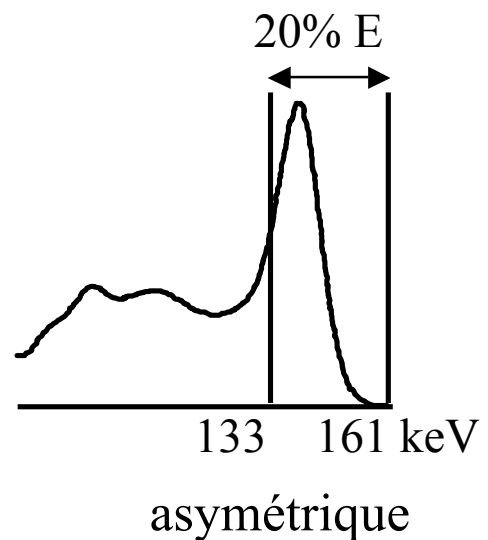
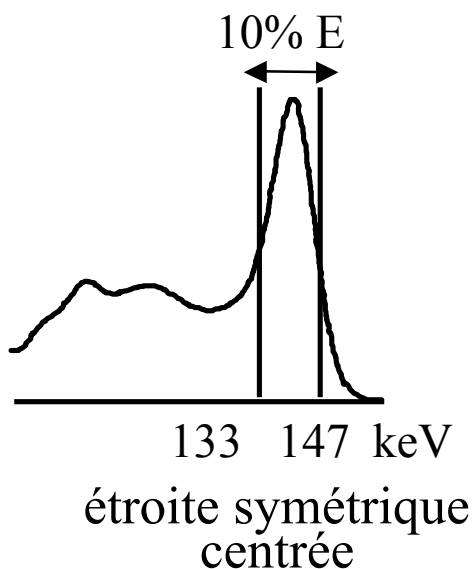
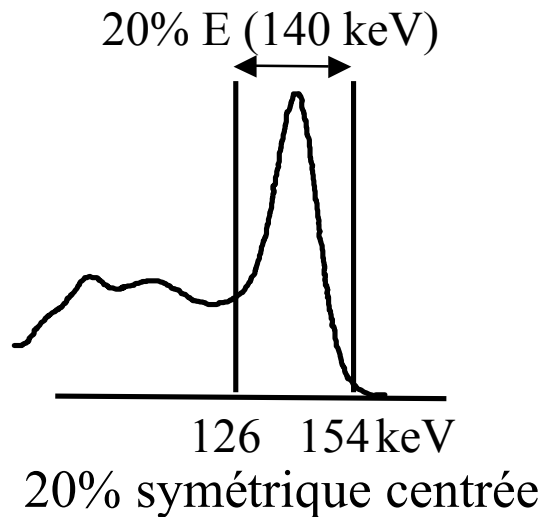
PET 2D : ~30%
PET 3D : > 50%



- Photons mal positionnés
 - ⇒ flou
 - ⇒ diminution du contraste dans les images
 - ⇒ activité extérieure à l'objet
 - ⇒ biais quantitatifs

Réduction des photons diffusés à l'acquisition*

- Par fenêtrage spectrométrique : 3 types de fenêtres

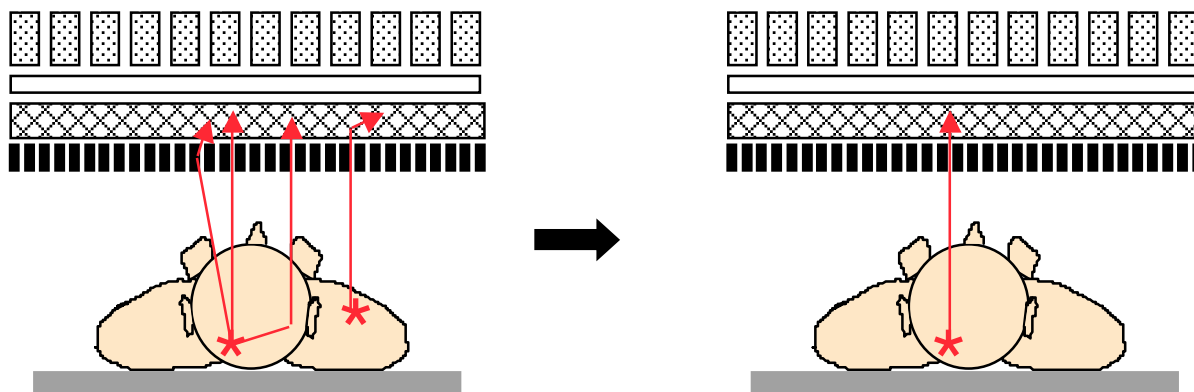


- ⇒ simple
- ⇒ perte de sensibilité
- ⇒ élimination incomplète
- ⇒ pas de fenêtre optimale
- ⇒ fenêtres asymétriques sensibles aux instabilités spectrométriques

* Utilisé en SPECT et en PET

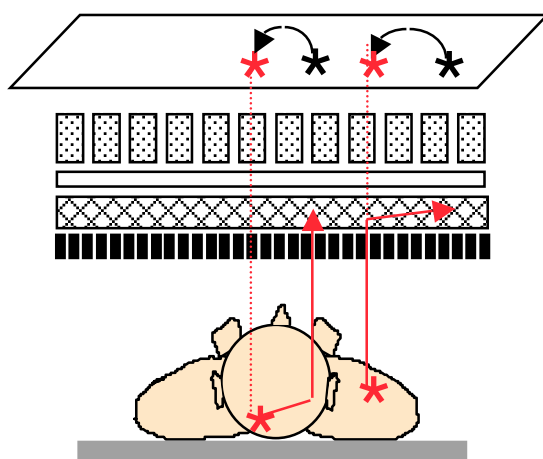
Correction de diffusion : trois stratégies

- Estimation de la contribution des photons diffusés en combinant les données acquises dans différentes fenêtres **spectrométriques** et **soustraction**



- Estimation de la contribution des photons diffusés à partir de modèles **spatiaux** et **soustraction**

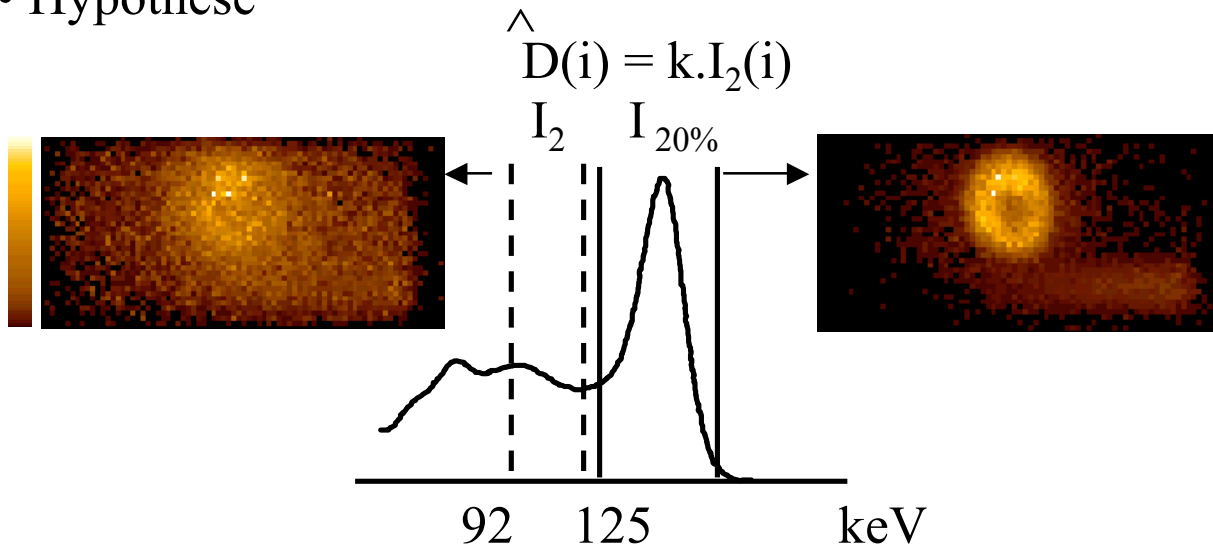
- Modélisation de la diffusion lors du processus de reconstruction tomographique et **repositionnement** de ces photons lors de la reconstruction



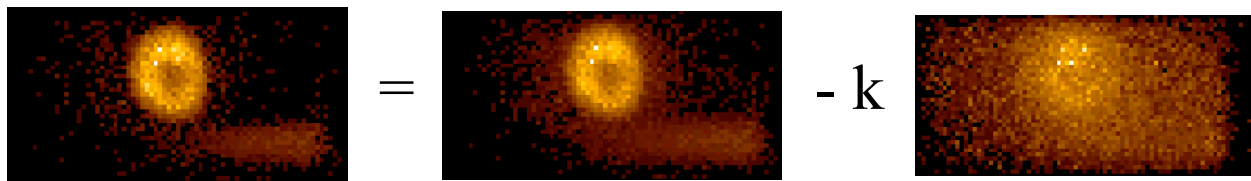
Combinaison de fenêtre spectrométrique

Exemple : méthode de Jaszczak en SPECT*

- Hypothèse

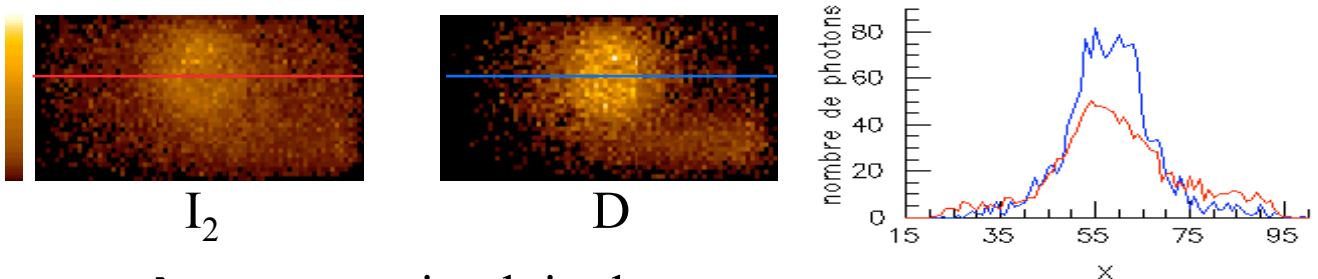


- Correction



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

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



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

* Il existe des méthodes similaires en PET
 Quantification en tomographie d'émission - Irène Buvat - novembre 2004 - 27

Estimation par modèles spatiaux et soustraction (1)

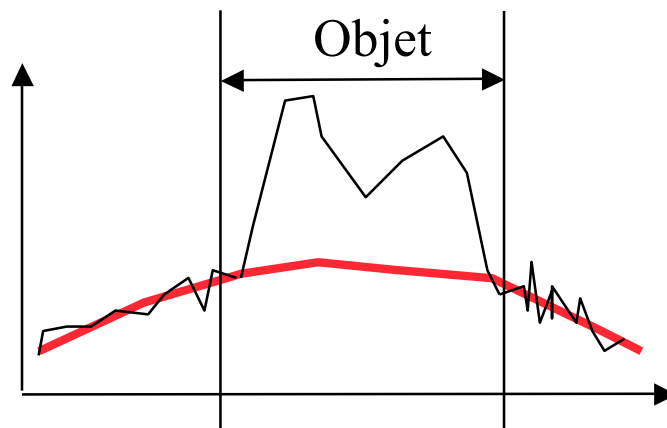
Exemple : ajustement des queues de distribution en PET*

- 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



* Pas de méthode similaire en SPECT : pourquoi ?

Estimation par modèles spatiaux et soustraction (2)

Exemple : 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

⇒ projections des photons diffusés

2. soustraction des projections correspondant aux photons diffusés des sinogrammes acquis

⇒ projections corrigés de la diffusion

3. reconstruction des projections résultants

⇒ coupes reconstruites corrigées de la diffusion

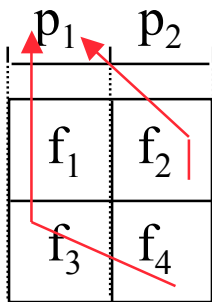
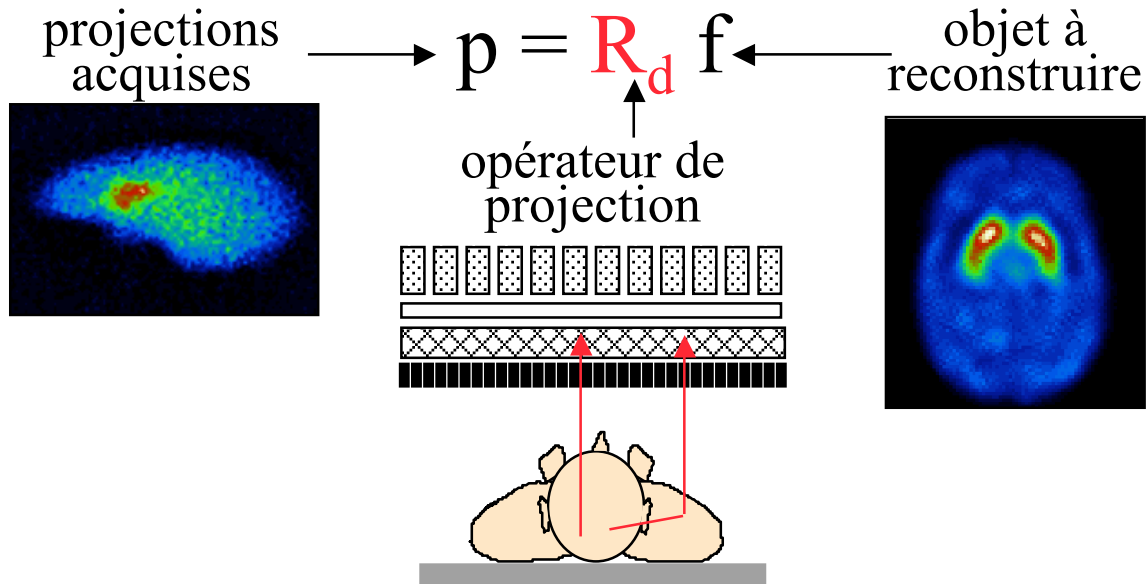
4. réestimation des projections des photons diffusés à partir des coupes corrigées de la diffusion obtenues à l'étape 3

⇒ projections des photons diffusés

* Utilisé en SPECT et en PET

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 :

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

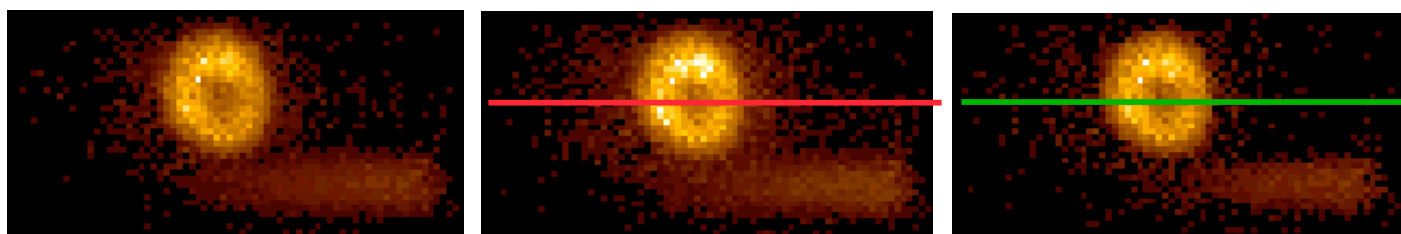
- modélisation analytique approximative
- modélisation Monte Carlo

- Reconstruction itérative avec modélisation de la diffusion dans le projecteur

- ⇒ approche de correction 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

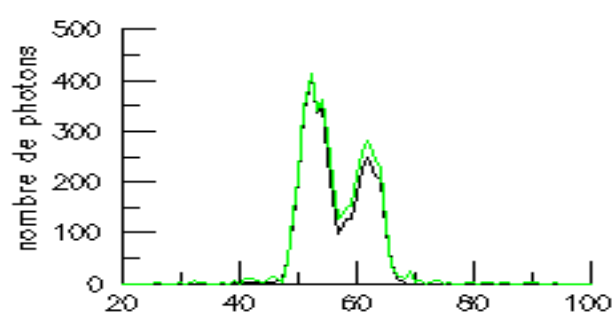
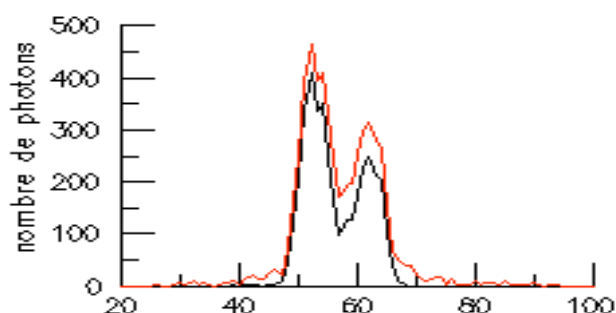
SPECT



primaires

image 20% : 126-154 keV

image Jaszczak



PET

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

Figure of merit

Absolute concentration (kBq/ml)

Case/compartiment

B

D

Calibration concentration

5.88

4.86

AC

7.66±0.28

5.31±0.17

DEW

6.05±0.23

4.62±0.18

CVS

6.49±0.30

4.68±0.23

SRBSC

6.52±0.30

4.76±0.22

MCBSC1

6.51±0.24

4.81±0.21

MCBSC2

6.55±0.27

4.78±0.15

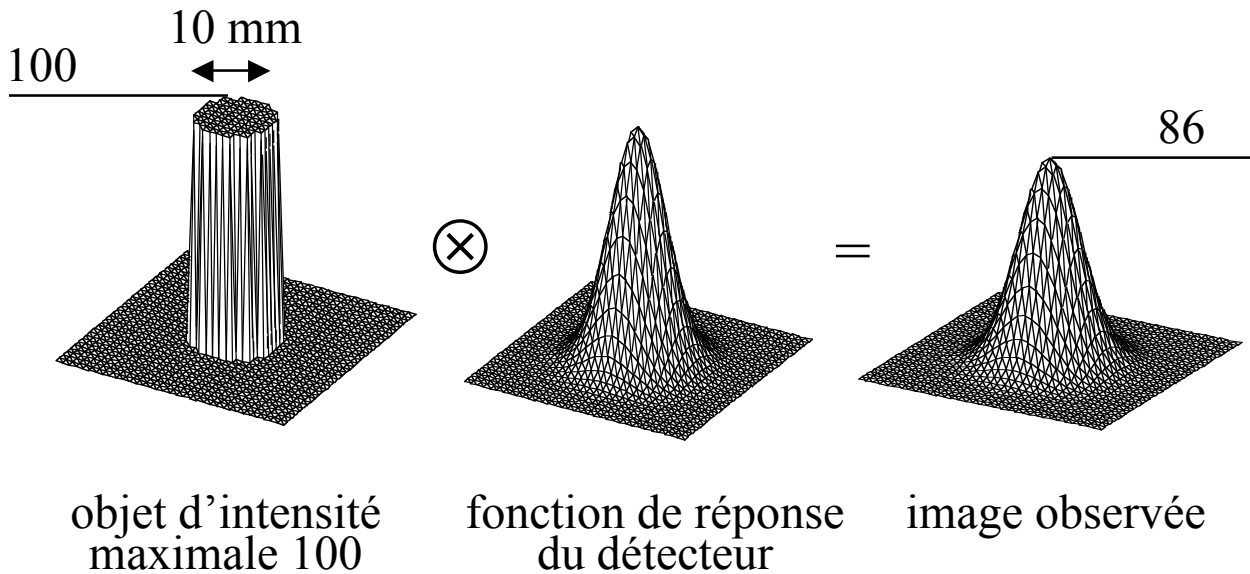
- différentes corrections de diffusion : erreurs : -5% à 12%

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

Correction de diffusion : synthèse

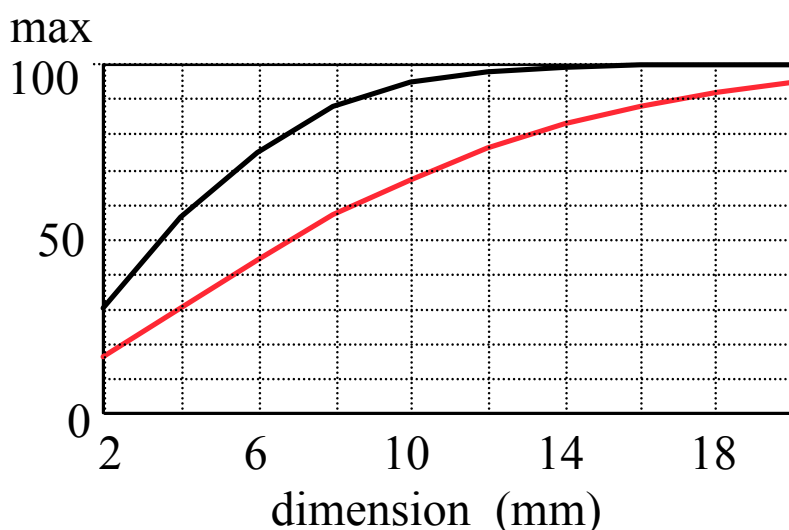
- Correction indispensable pour une quantification non biaisée
 - activité apparente dans des régions dénuées d'activité
 - surestimation de l'activité pouvant aller jusqu'à 30% ou plus sans correction de la diffusion
- Pas de solution exacte mais de nombreuses approches de correction
- Pas de correction de la diffusion systématique
- Pas de méthode "standard"
 - en SPECT, fenêtrage 20% et soustraction de Jaszczak ou TEW les plus fréquemment utilisées
 - en PET, ajustement gaussien des queues de distributions ou calcul direct de la contribution du diffusé premier ordre

Effet de volume partiel et ses conséquences



• 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



contraste ∞

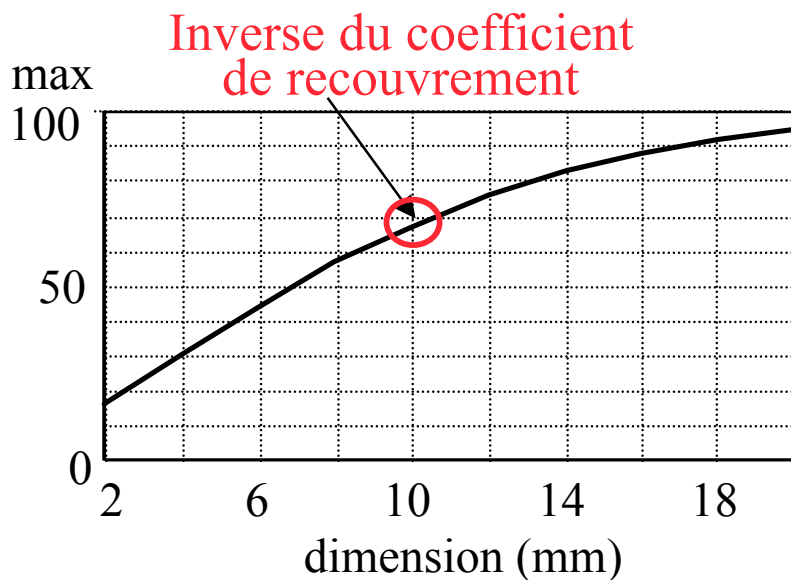
résolution spatiale
6 mm

12 mm

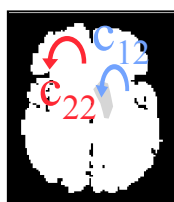
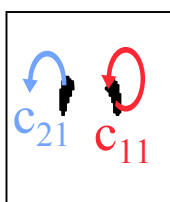
⇒ affecte les structures de taille $< 2-3$ FWHM, en PET et en SPECT

Correction de volume partiel : stratégies

- Deux stratégies
 - coefficients de recouvrement



- inversion d'une matrice de contamination croisée



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

Correction par coefficients de recouvrement

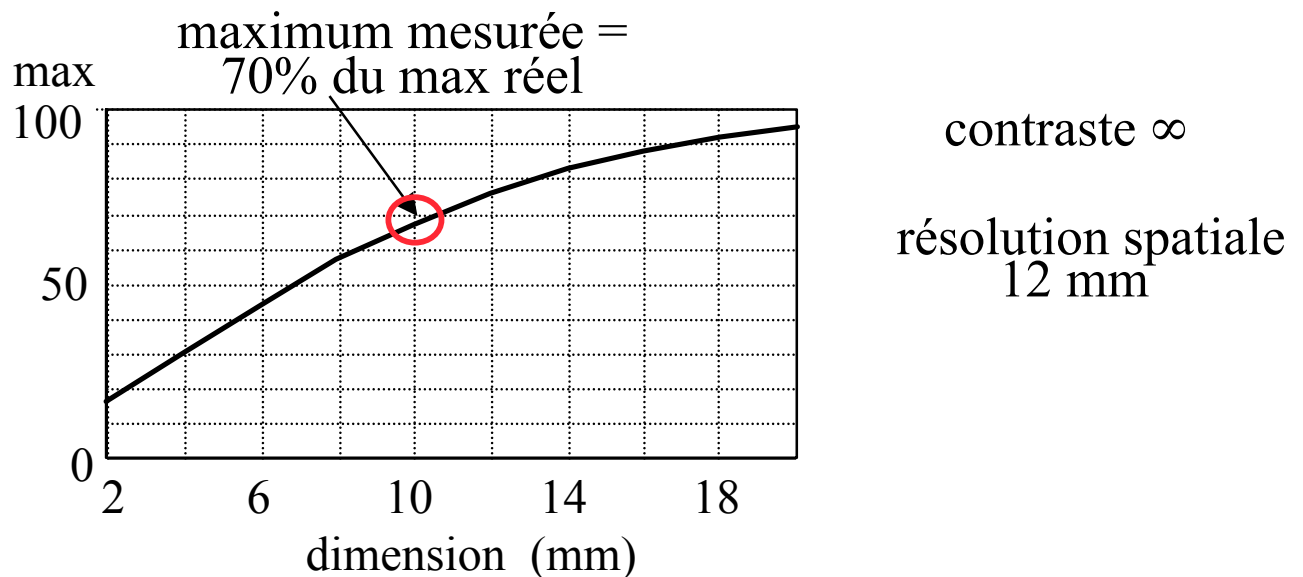
- Hypothèses

- taille de la structure d'intérêt connue (par TDM ou IRM)
- 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

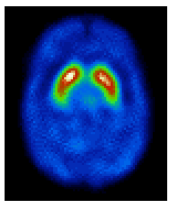
Inversion d'une matrice de contamination croisée

- Hypothèses

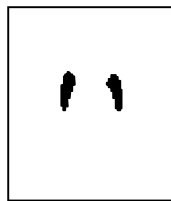
- supports anatomiques des différentes structures fonctionnelles connus (par TDM ou IRM)
- fonction de réponse spatiale du système connue

- Exemple : imagerie des récepteurs dopaminergiques

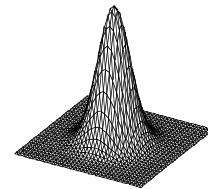
- modèle :



:

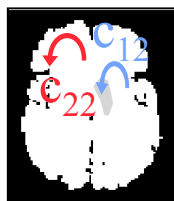
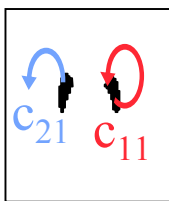


2 compartiments
fonctionnels
d'activités a_1 et a_2



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

- estimation des contaminations entre compartiments



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

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

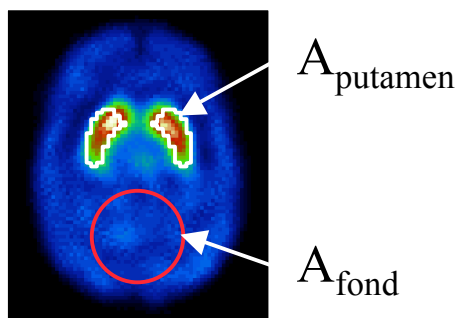
- correction : inversion du système matriciel connaissant m_1 , m_2 , et les coefficients c_{ij}

⇒ a_1 et a_2

⇒ modélisation relativement simpliste pour certaines applications

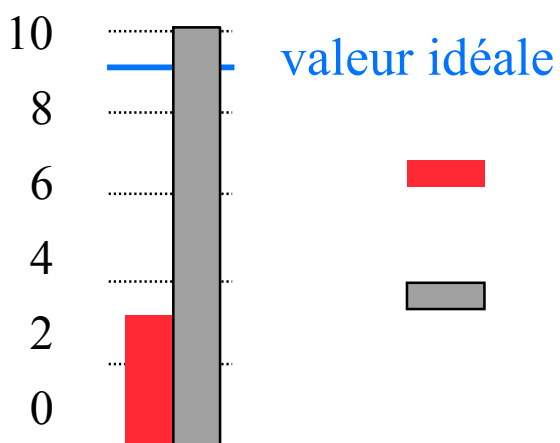
Illustration

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



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

potentiel de liaison

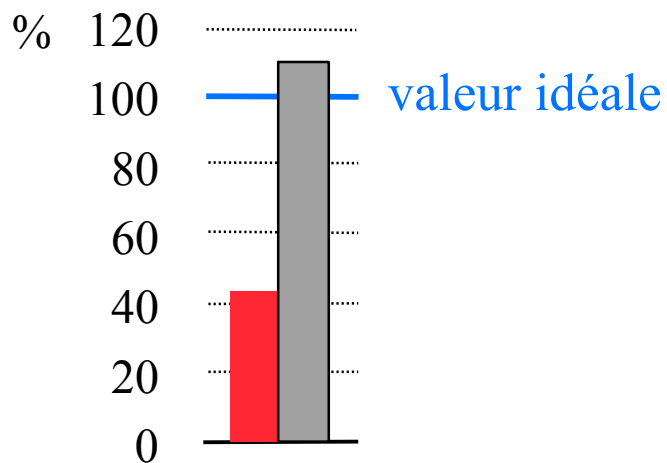


corrections

atténuation + diffusion
+ résolution spatiale

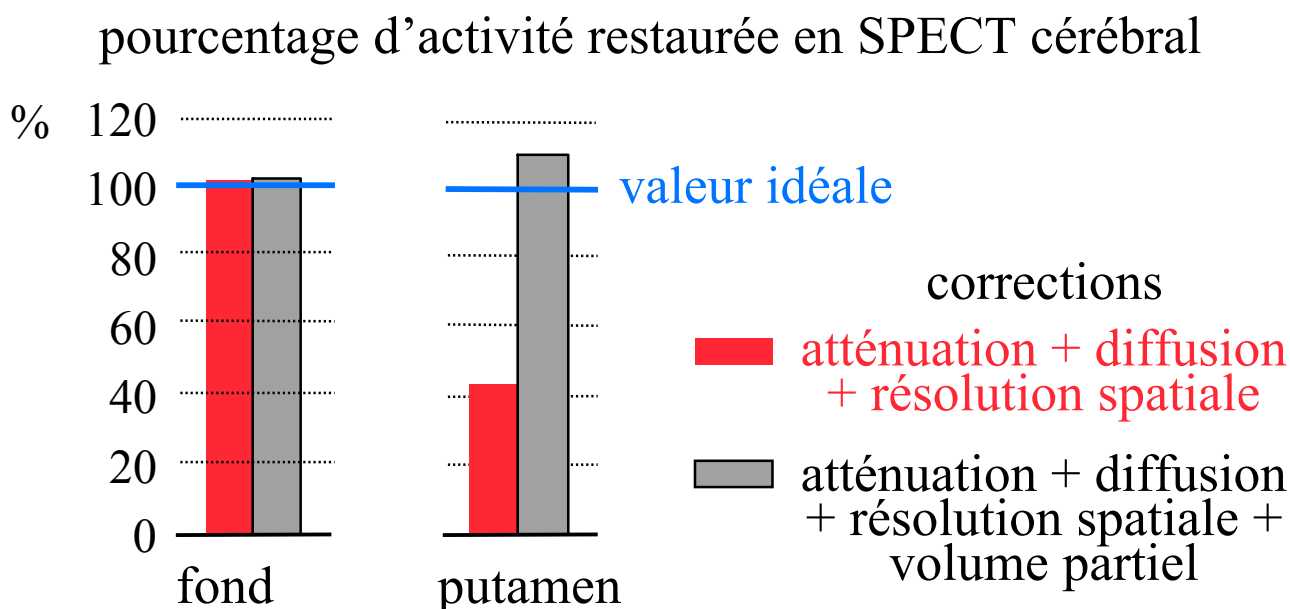
atténuation + diffusion
+ résolution spatiale +
volume partiel

- activité restaurée dans le putamen



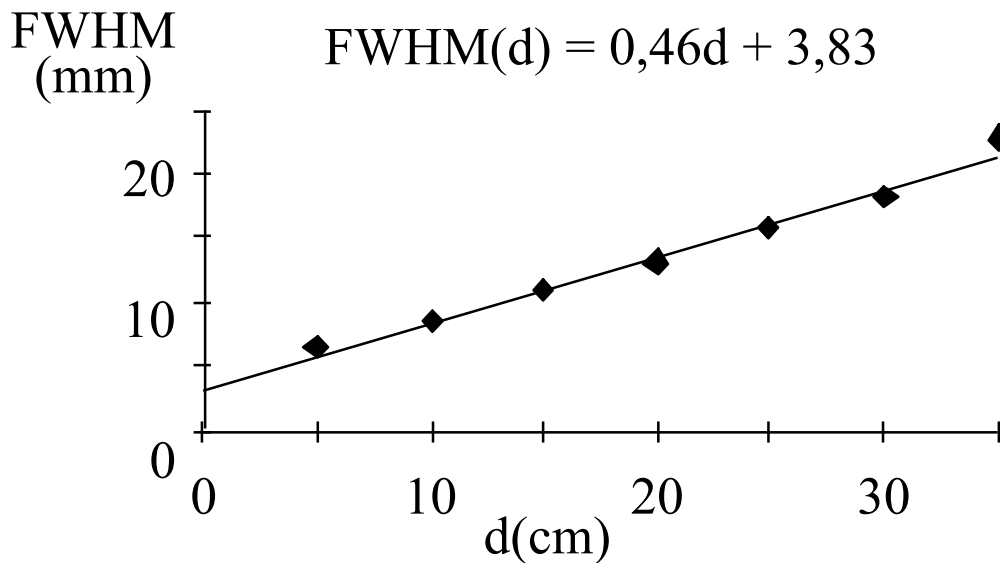
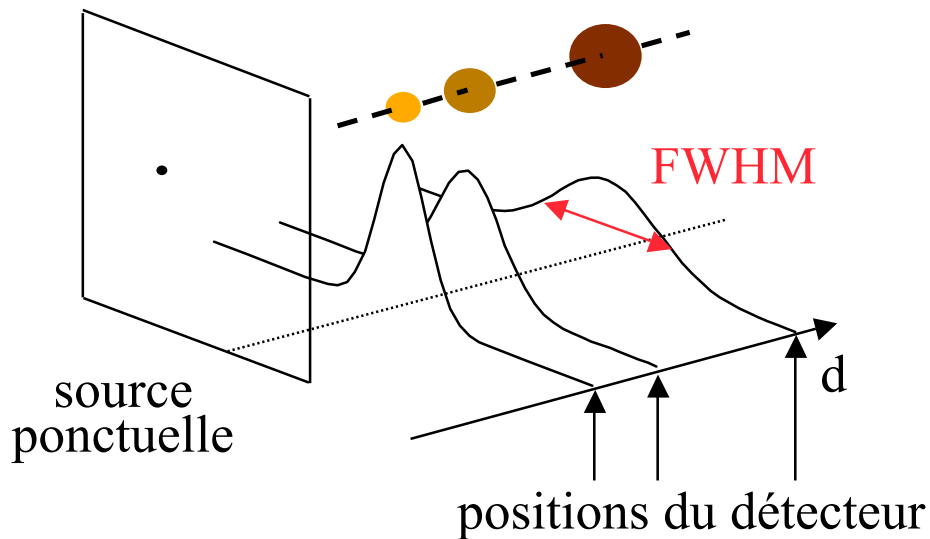
Correction de volume partiel : synthèse

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



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

Résolution spatiale non stationnaire en SPECT*



Picker PRISM 3000, colli // BE

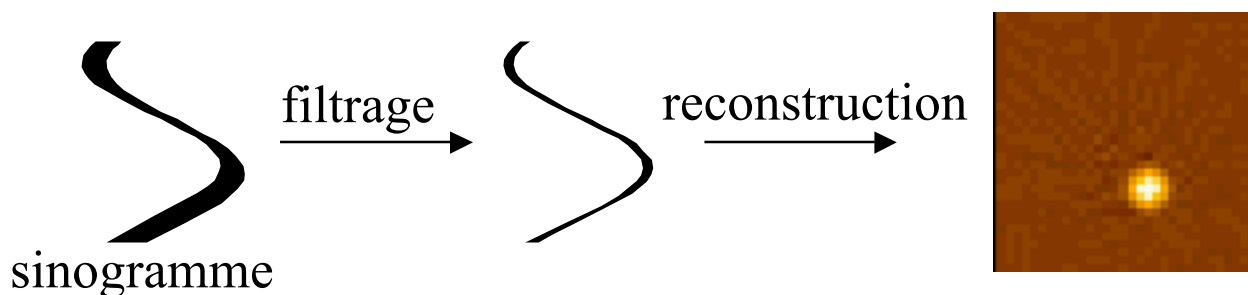
- ⇒ distorsions dans les images tomographiques reconstruites
- ⇒ résolution spatiale non stationnaire dans les images tomographiques reconstruites

* Effet similaire présent en PET, mais pas corrigé
Quantification en tomographie d'émission - Irène Buvat - novembre 2004 - 39

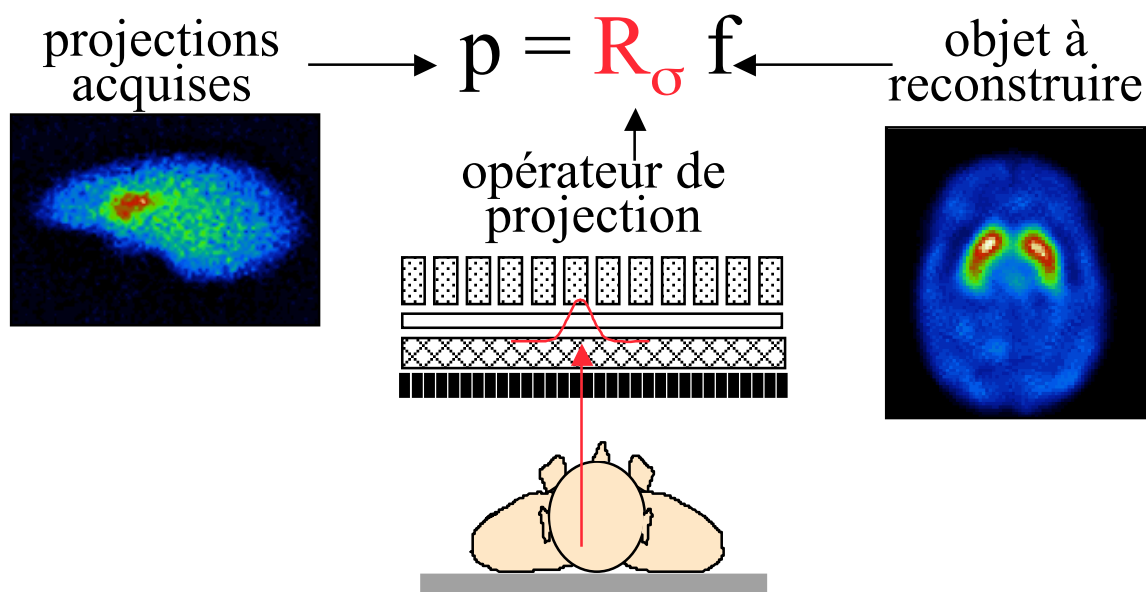
Correction de résolution spatiale en SPECT : stratégie

- Deux stratégies de correction

- filtrage non stationnaire des projections avant reconstruction

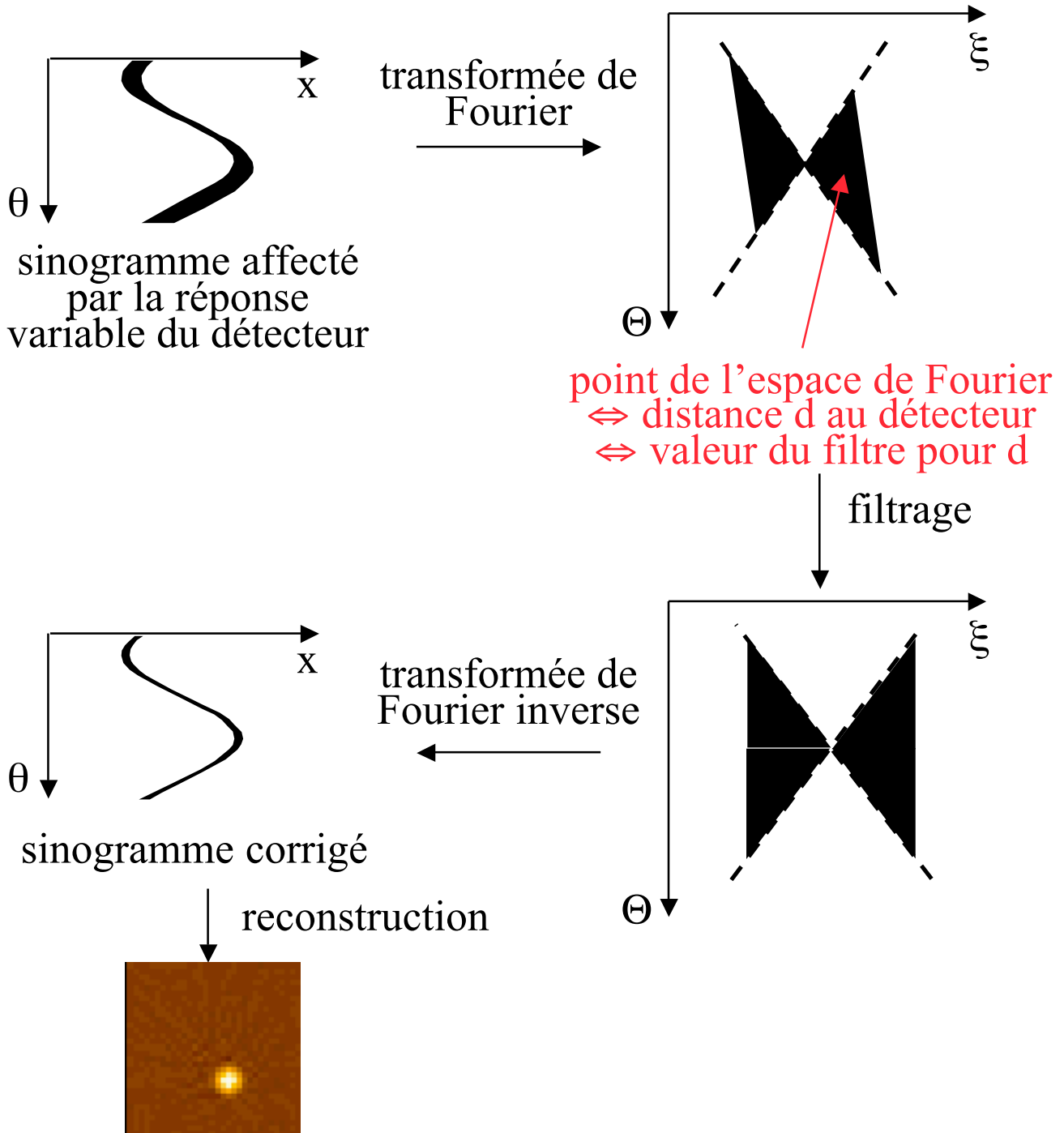


- modélisation de la fonction de réponse non stationnaire dans le projecteur utilisé pour la reconstruction tomographique



Correction par déconvolution non stationnaire

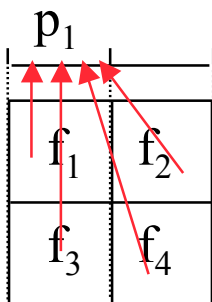
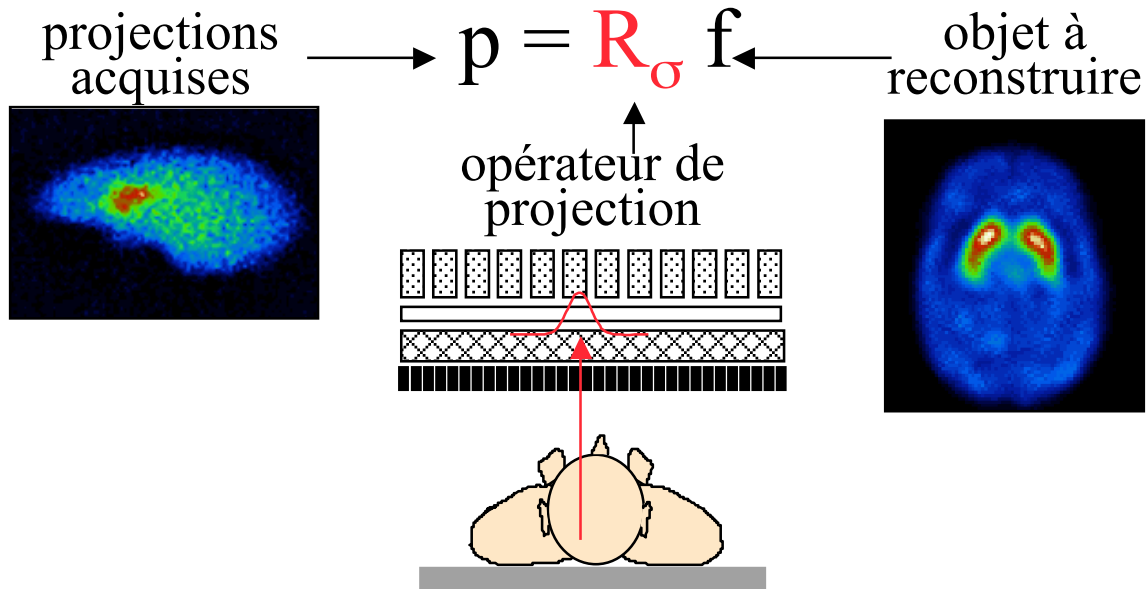
- Principe fréquence-distance



- \Rightarrow simple et rapide à mettre en œuvre
- \Rightarrow pas de mesure FWHM(d) requise
- \Rightarrow 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 :

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

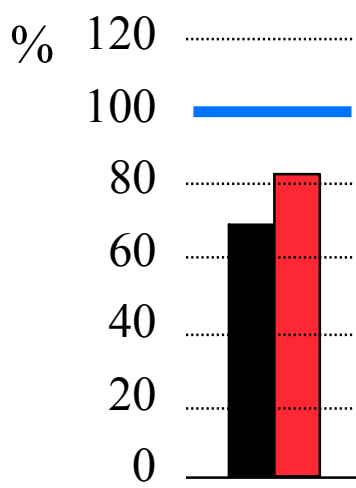
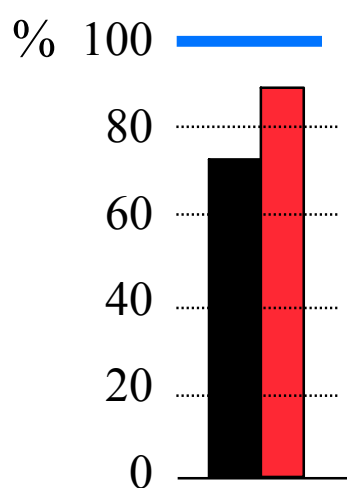
- modélisation analytique exacte possible dès lors que FWHM(d) est connue

- 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



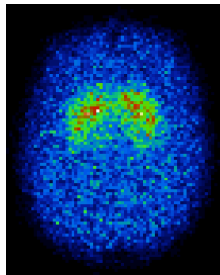
■ sans correction
■ avec correction

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

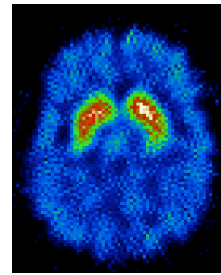
restauration
d'activité dans la
paroi VG (1 cm)

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)



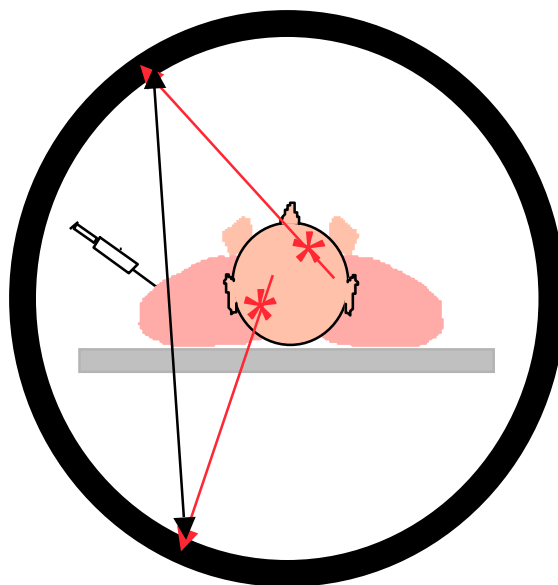
sans correction



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

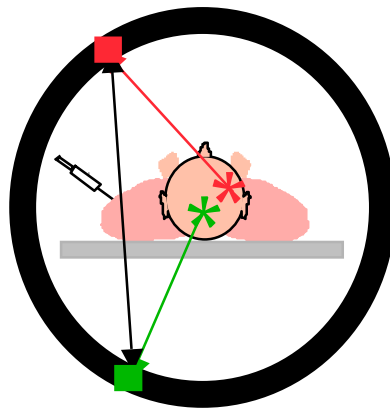
Coïncidences fortuites en PET



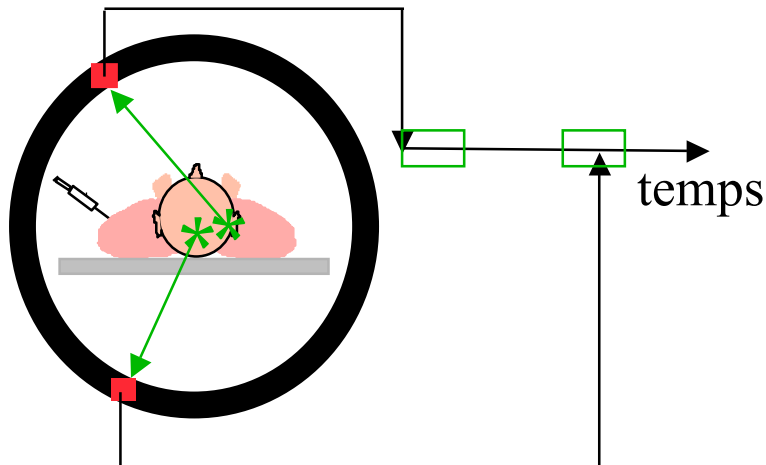
- Dépendent de :
 - la longueur de la fenêtre en coïncidence
 - la quantité de radioactivité dans le champ de vue de la caméra (proportionnel au carré de l'activité vue par le détecteur)
 - Mauvaise localisation
 - Réduction des capacités de comptage
 - Biais quantitatif
- ⇒ Nécessite une correction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

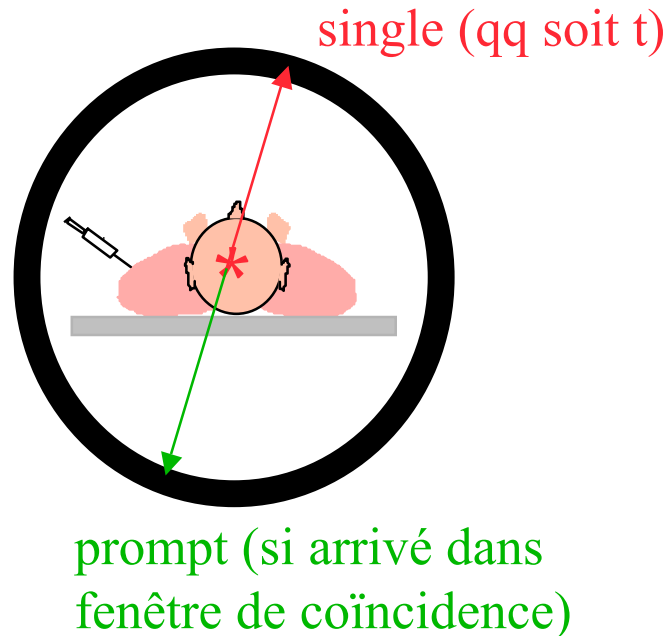


- Mesure directe au moyen d'une ligne à retard



- 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 : ≥ 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)

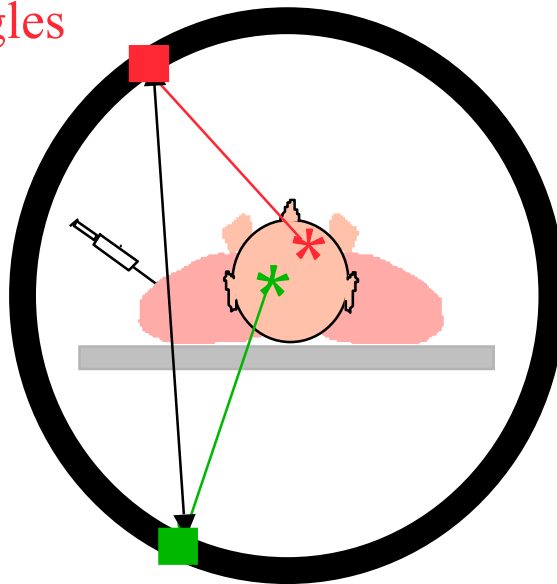
Estimation via les événements non coïncidents

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

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

↑
longueur de la fenêtre de coïncidence

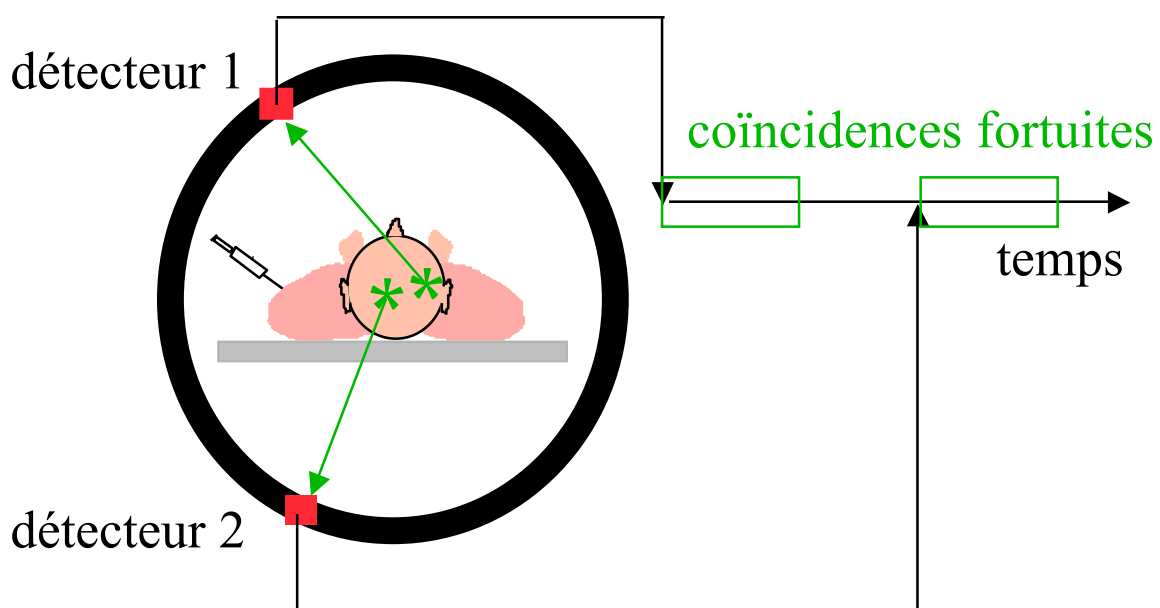
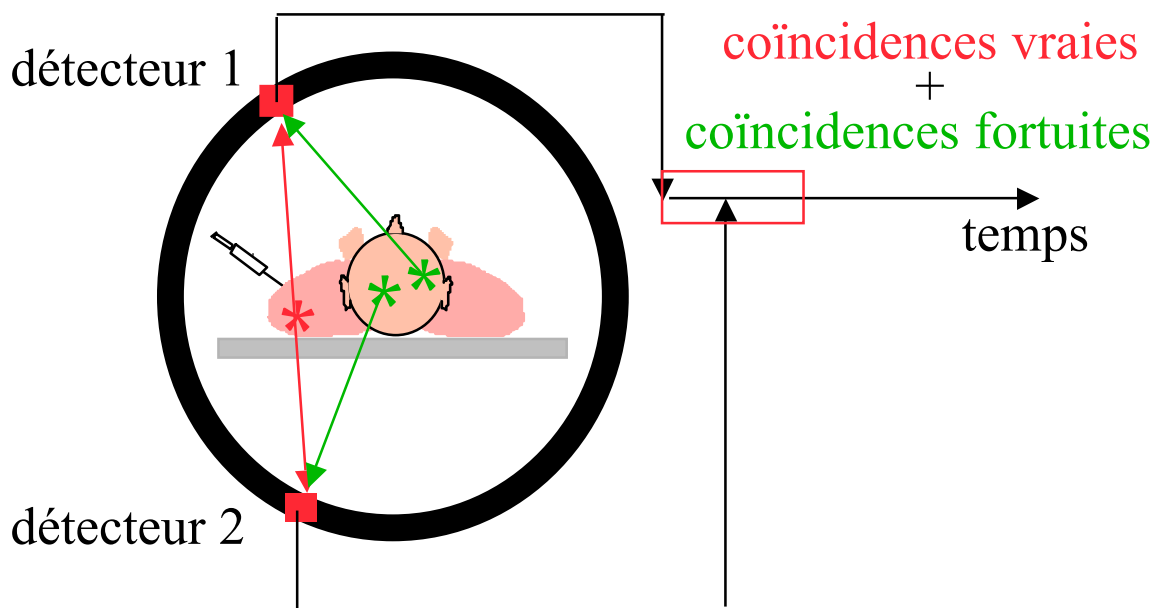
détecteur 1 :
 S_1 singles



détecteur 2 :
 S_2 singles

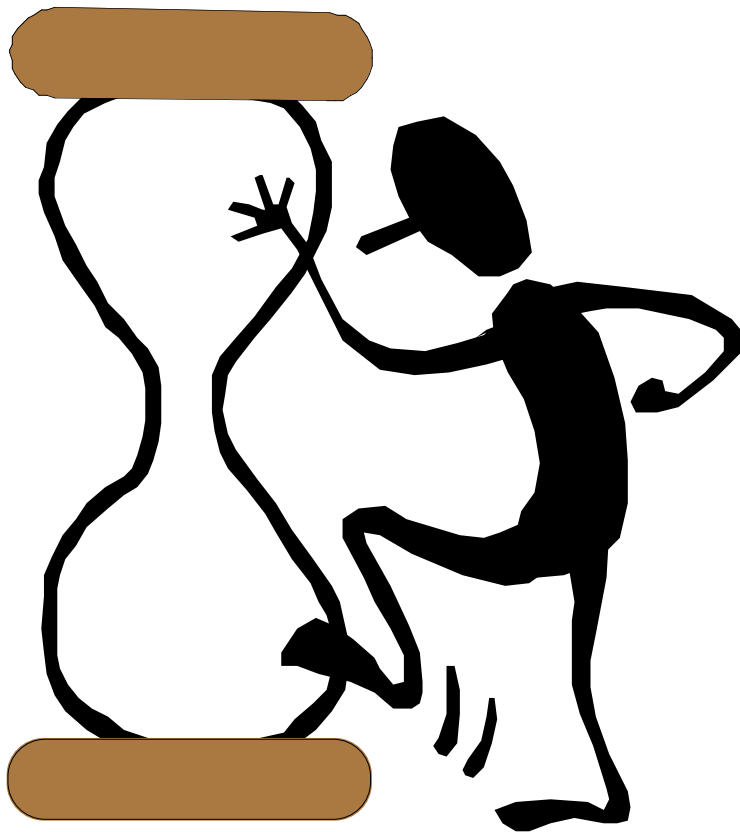
Estimation via une ligne retard

- Utilisation de deux circuits de coïncidences



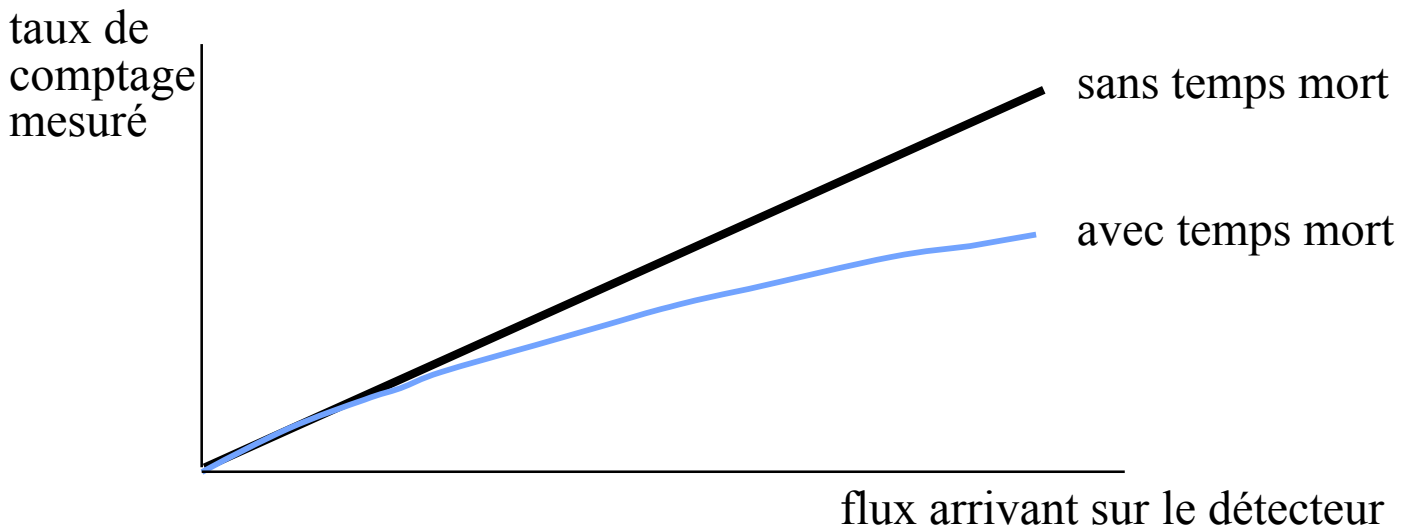
Coïncidences fortuites en PET : synthèse

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



Temps mort : précautions à prendre

Effet commun au SPECT et PET



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

- effectuer si possibles 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

Impact de l'algorithme de reconstruction tomographique

FBP, MLEM, OSEM, Gradient Conjugué ????

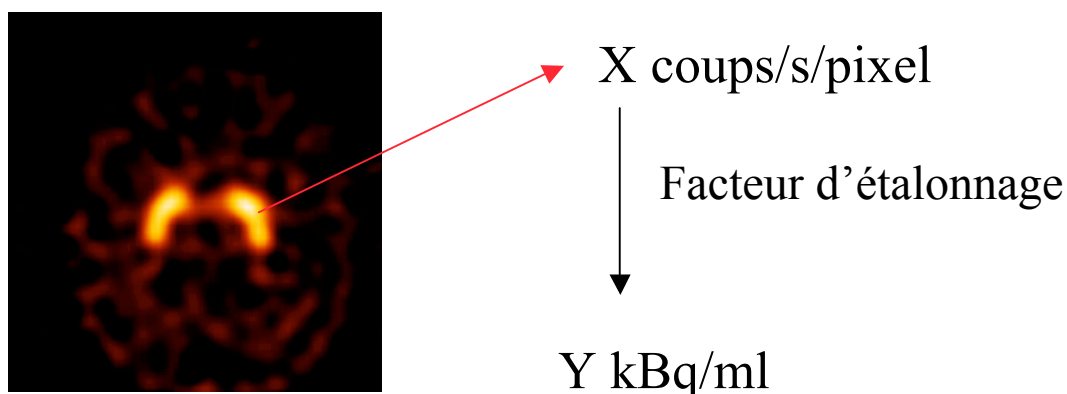


affecte la quantification indirectement, en SPECT et en PET,
via :

- la résolution spatiale des images reconstruites (conditionnant l'amplitude de l'effet de volume partiel)
- le niveau de bruit, qui conditionne la variabilité des mesures, voire les biais
- à compromis résolution spatiale / bruit identique, l'algorithme de reconstruction n'a que peu d'influence sur la quantification (mais il peut en avoir beaucoup sur la détection, via la structure du bruit !)

L'étalonnage : étape indispensable à la quantification

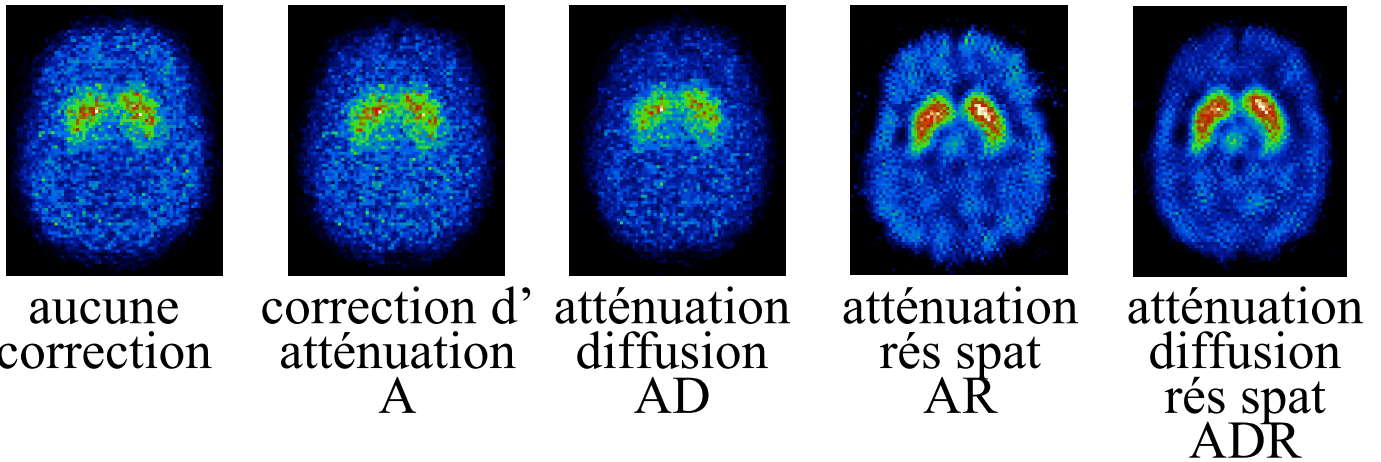
Relier un nombre de coups par seconde à une activité,
i.e., rendre compte de la sensibilité de détection



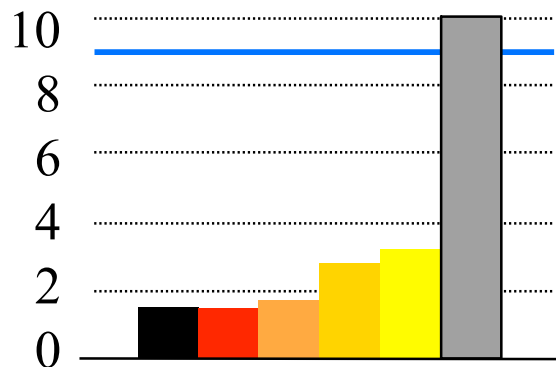
- calcul du facteur par une expérience préliminaire d'étalonnage
- en pratique, conditions similaires aux conditions dans lesquelles on veut appliquer le facteur (e.g., cylindre d'eau en TEP), en traitant les données de façon identique pour le calcul du facteur et pour les données cliniques
- attention à la variabilité de la contribution du diffusé entre expérience d'étalonnage et acquisitions ultérieures, source de biais potentiellement importants

Quantification en SPECT : synthèse

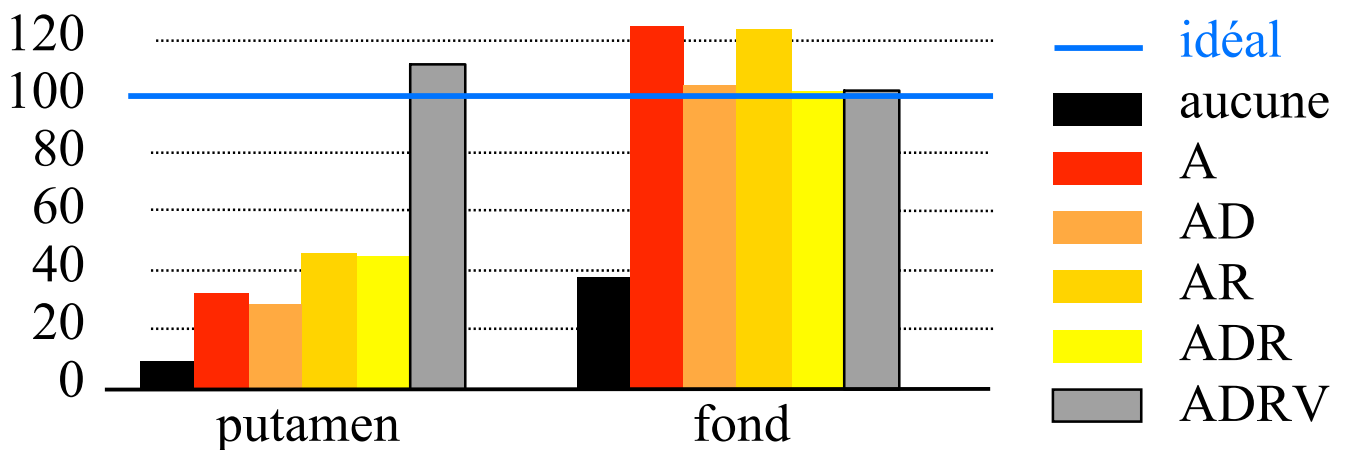
- Importance respective des différentes corrections
 - exemple de la quantification en SPECT cérébral



⇒ mesure du potentiel de liaison



⇒ pourcentage de l'activité restaurée dans les putamens



Quantification en SPECT : synthèse

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

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

Conclusion

- La quantification est **accessible**, en PET et en SPECT
- Une quantification absolue fiable, en PET ou en SPECT, est un **processus complexe**, nécessitant une cartographie de la densité des tissus*, un protocole d'acquisition et d'analyse rigoureusement contrôlé, et idéalement, une cartographie anatomique haute résolution*
- La quantification fiable est **plus aisée en PET qu'en SPECT**, du fait de la correction d'atténuation plus accessible et de la meilleure résolution spatiale, **mais reste difficile même en PET**
- Les **détecteurs bimodaux** PET/CT et SPECT/CT pourraient jouer un **rôle majeur** pour faire de la quantification une réalité clinique*
- Le problème de **volume partiel** reste l'**obstacle majeur** à la quantification des structures de petites tailles

* Pourquoi ?