

Tomographie d'émission  
monophotonique

et

Tomographie d'émission  
de positons

2ème partie

Irène Buvat  
IMNC CNRS 8165  
Orsay

[buvat@imnc.in2p3.fr](mailto:buvat@imnc.in2p3.fr)  
<http://www.guillemet.org/irene>

Octobre 2012

# Plan du cours

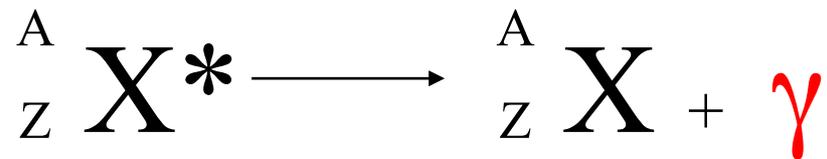
---

- Emetteurs de positons
- Détection de positons
  - Détection en coïncidence
    - Collimation électronique*
    - Détecteurs PET avec gamma caméras*
    - Détecteurs PET dédiés*
    - Spectrométrie*
  - Types de détecteurs PET
  - TEP temps de vol, TEP 2D, TEP 3D
  - Caractéristiques du PET
- Quantification en PET
  - Evénements détectés en PET
  - Atténuation
  - Diffusion
  - Coïncidences fortuites
  - Normalisation
- Problèmes communs au PET et SPECT
  - Effet de volume partiel
  - Mouvement
  - Reconstruction tomographique
  - Etalonnage
  - Temps mort
- Synthèse et conclusions

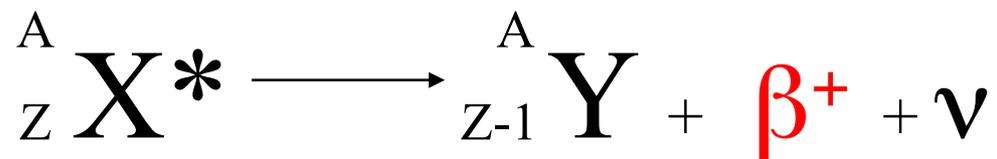
## Rappel : obtention de photons gamma

---

- Emetteurs de photons gamma



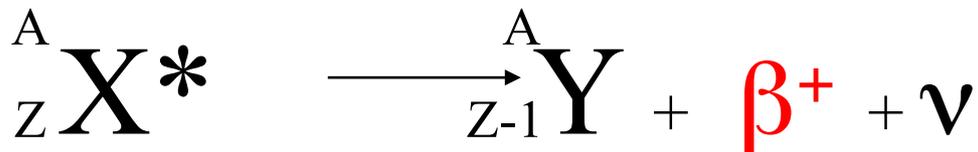
- Emetteurs de positons



## Emetteurs de positons

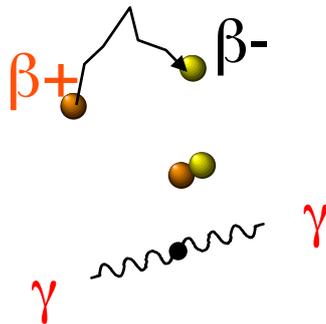
---

- Emission d'un positon par transformation d'un proton en un neutron et un positon, avec émission d'un neutrino



- spectre d'émission continu : énergie cinétique du positon comprise entre 0 et  $E_{\max}$

- Annihilation du positon avec un électron du milieu



⇒ émission de deux photons  $\gamma$  de **511 keV** à  $\sim 180^\circ \pm 0.2^\circ$

- lieux d'émission et d'annihilation non confondus, distant en moyenne d'une quantité dépendant de  $E_{\max}$

⇒ facteur limitant la résolution spatiale intrinsèque de la technique

## Emetteurs de positons $\beta^+$ les plus courants

---

Isotope	$E_{\max}$ (keV)	Parcours moyen dans l'eau (mm)	Période T (minutes)
Oxygène 15 : O15	1723	2,7	2
Azote 13 : N13	1190	1,5	10
Carbone 11 : C11	981	1,1	20
<b>Fluor 18 : F18</b>	<b>635</b>	<b>0,6</b>	<b>110</b>
Brome 76 : Br76	3440	5,0	960
Gallium 68 : Ga68	1899	3,1	68
Rubidium 82 : Rb82	3350		1,3

⇒ photons  $\gamma$  de 511 keV

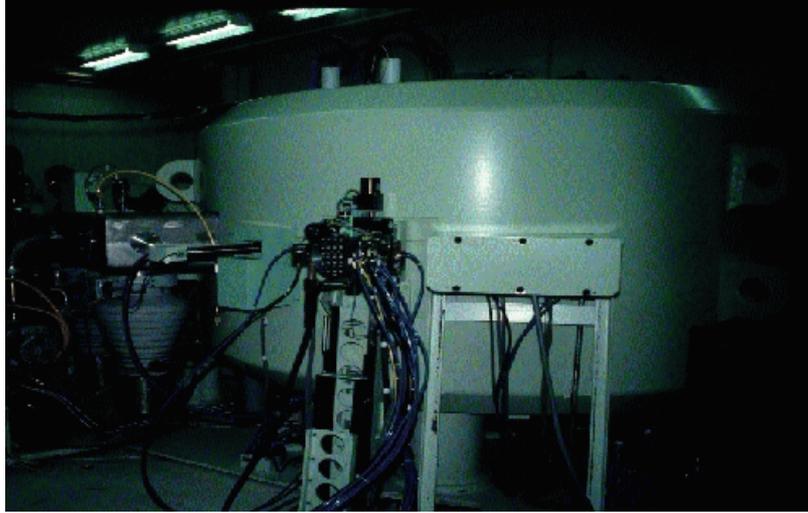
# Production des émetteurs de positons

---

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

# Production des émetteurs de positons $\beta^+$

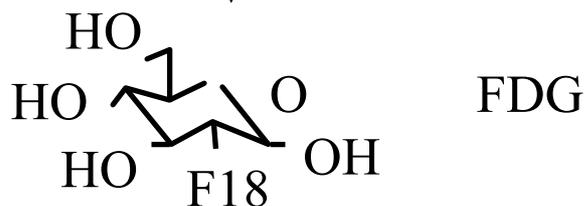
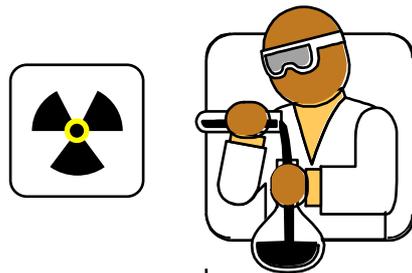
---



Bombardement de noyaux stables par des protons ou des deutérons

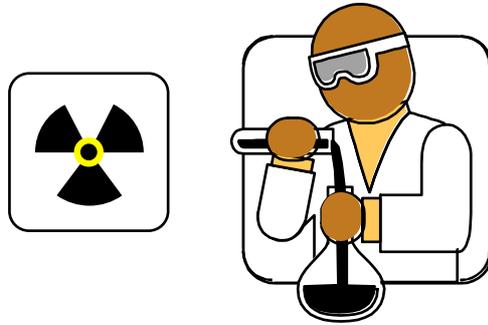


émetteur de positons

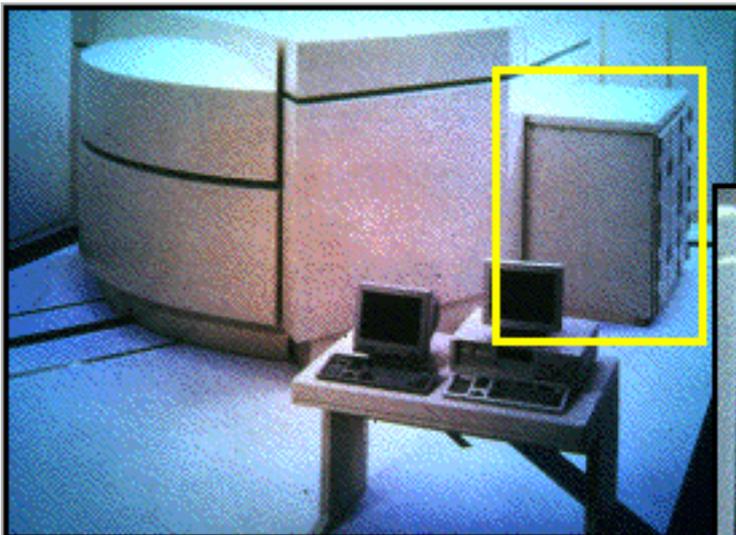


# Synthèse du radiotracteur émetteur de positons $\beta^+$

- Complexe et délicate : laboratoire de radiochimie



- Développement de systèmes de synthèse automatique



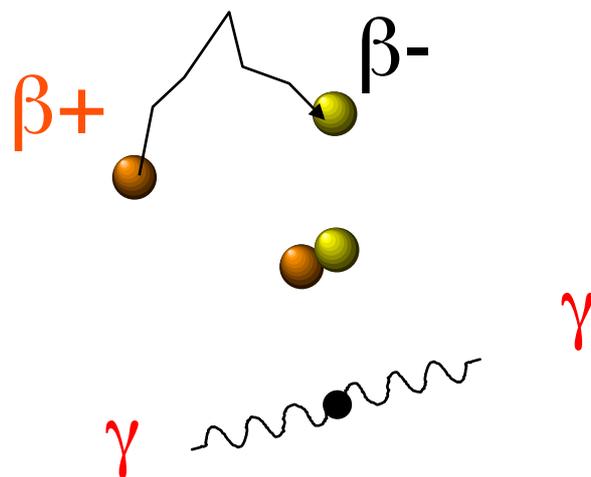
cyclotron



biosynthétiseur

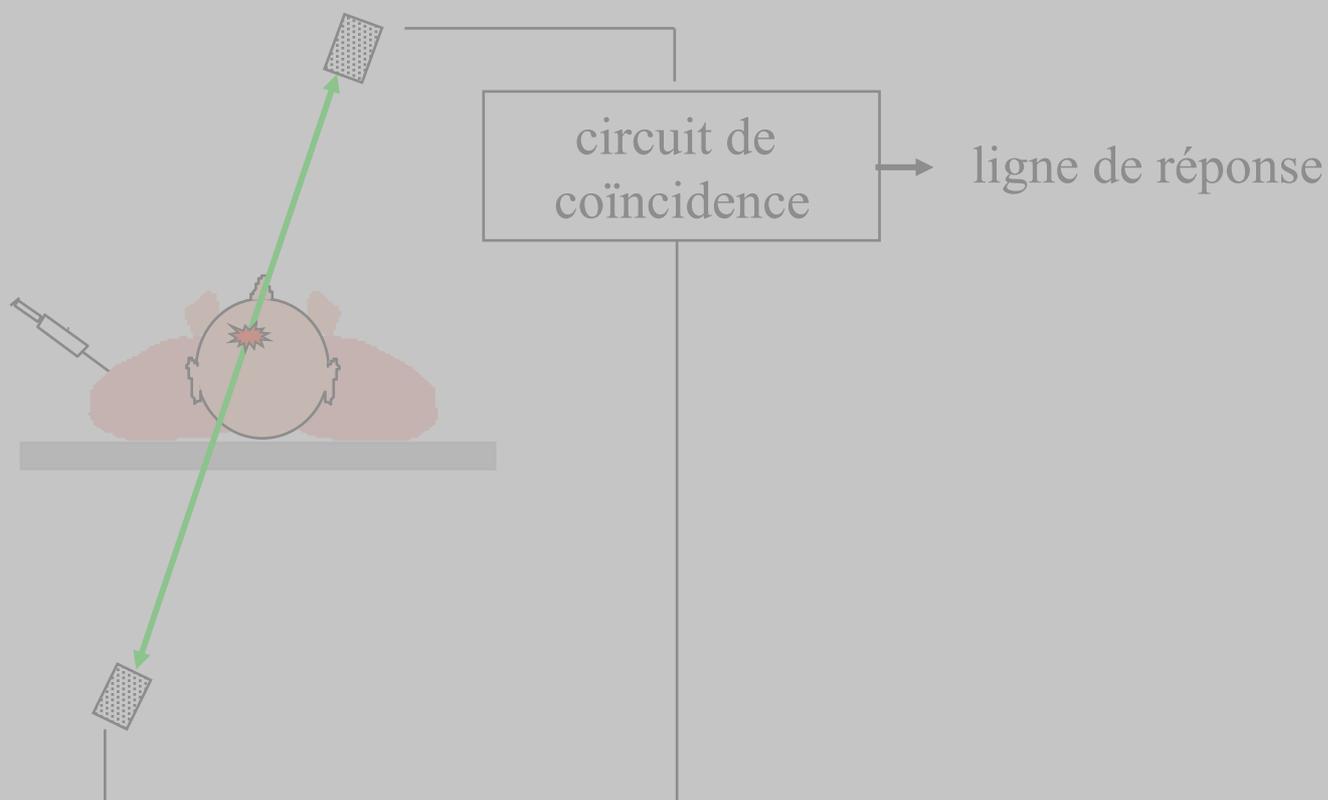
# La tomographie d'émission de positons : PET

---



Repose sur la détection en coïncidence

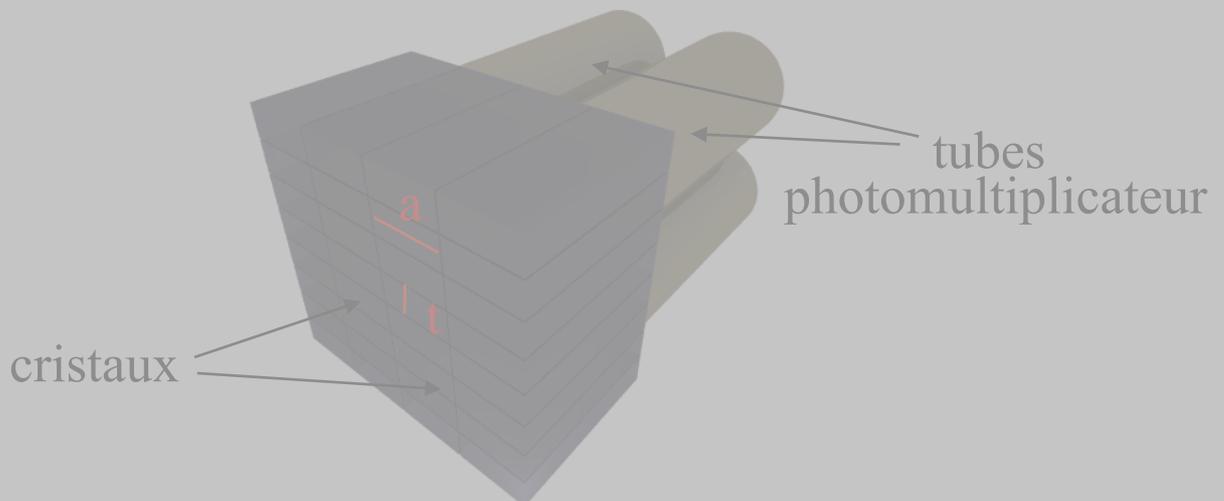
## Détection en coïncidence : principe



- 2 événements détectés **simultanément**
  - ⇒ émission d'un positon  $\beta^+$  à proximité de la ligne reliant les deux événements
  - ⇒ pas de collimateur physique : multiplication du flux incident de photons d'un facteur 10 000
- Fenêtre de coïncidence  $\sim 5$  à 20 nanosecondes

# Détecteurs PET dédiés

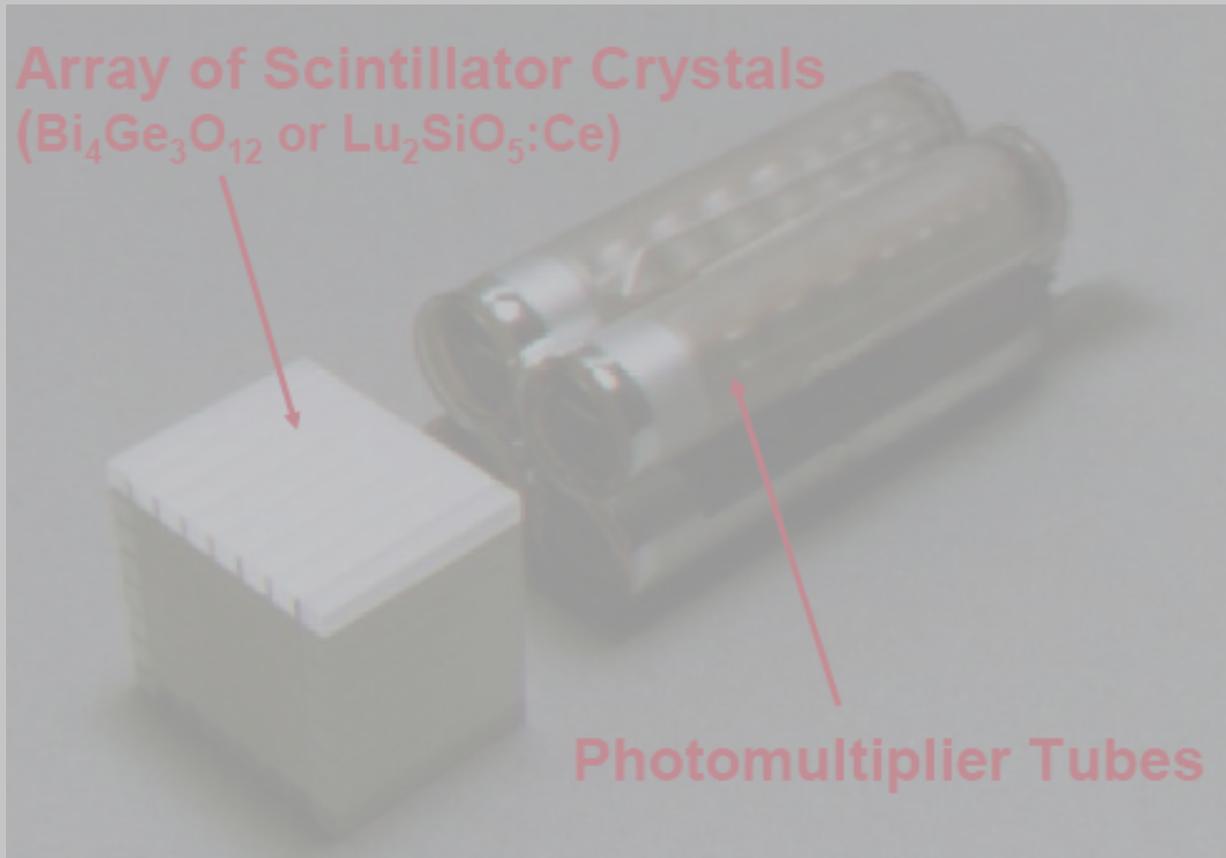
- Cristaux BGO au lieu de NaI(Tl)
  - ⇒ 3 fois plus efficace pour l'arrêt des photons de 511 keV
- Arrangement de plusieurs cristaux en blocs couplés à des tubes photomultiplicateurs



- Dimensions typiques des cristaux :
  - 4,0 mm ( $t$ ) x 8,4 mm ( $a$ ) (GE Advance)
  - 2,8 mm ( $t$ ) x 5,5 mm ( $a$ ) (Siemens ECAT EXACT HR)
- Position de l'événement dans le bloc déterminée par un circuit de positionnement analogue à celui d'une gamma caméra
- Petits cristaux
  - ⇒ amélioration de la résolution et échantillonnage et réduction de la complexité de l'électronique de coïncidence

# Détecteurs PET dédiés

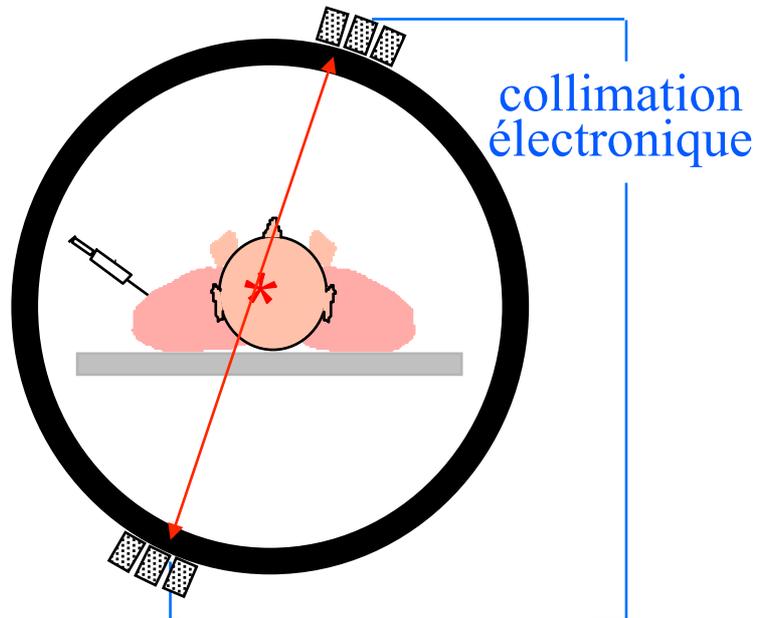
- Architecture bloc



Source : William W Moses, *Image acquisition, sensors and sources*, 2003

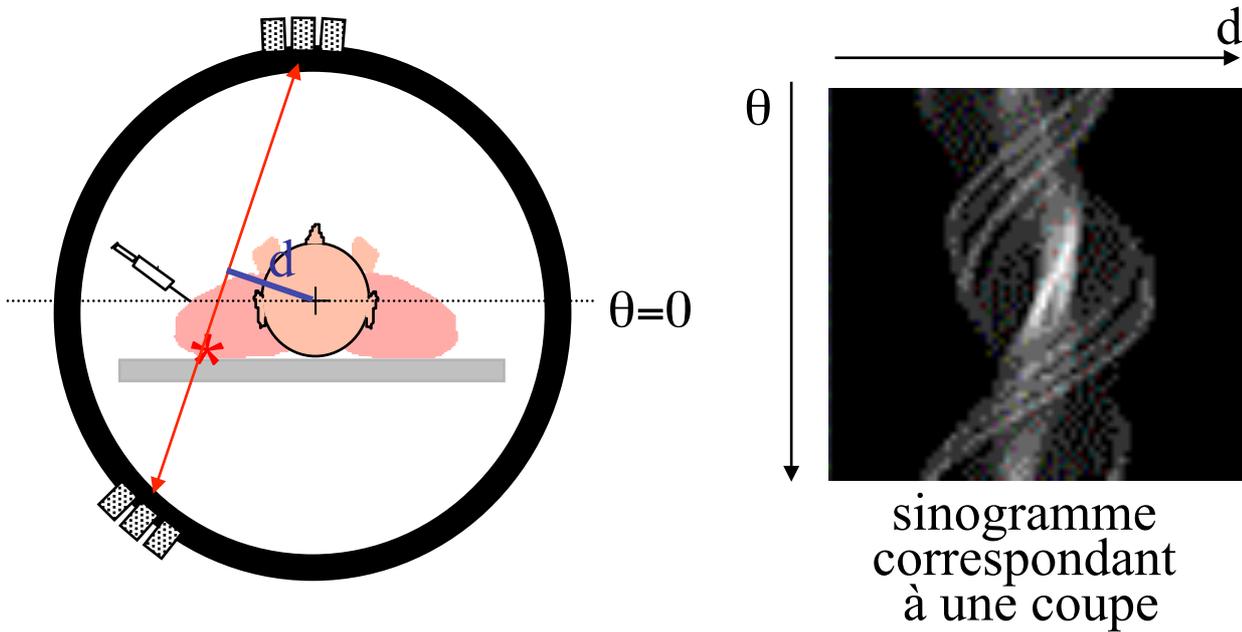
# Notion de ligne de réponse (LOR)

---

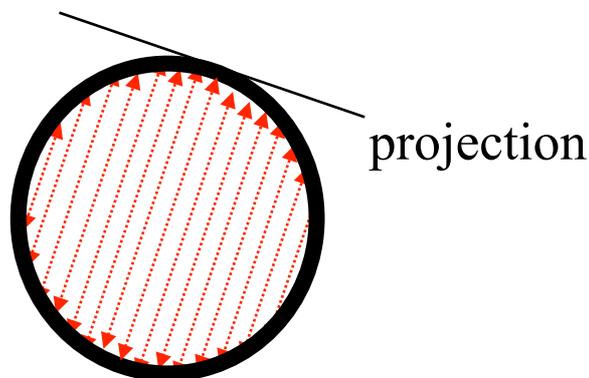


Ligne de réponse :  
ligne joignant les 2 détecteurs ayant reçu  
un signal en coïncidence  
= ligne de coïncidence

# Notion de sinogramme en PET

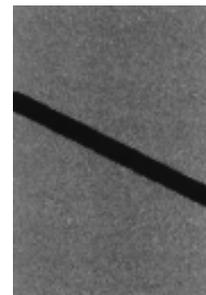


1 ligne du sinogramme : événements enregistrés sur un ensemble de LOR parallèles => 1 projection

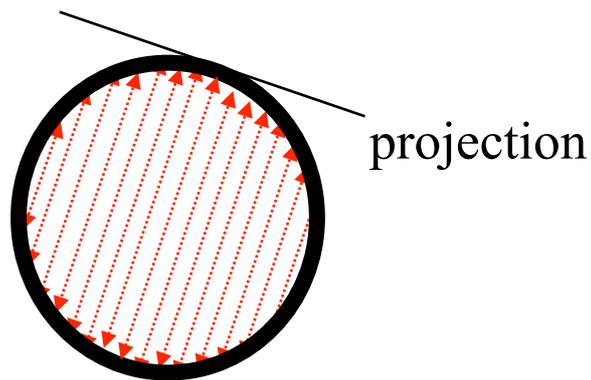
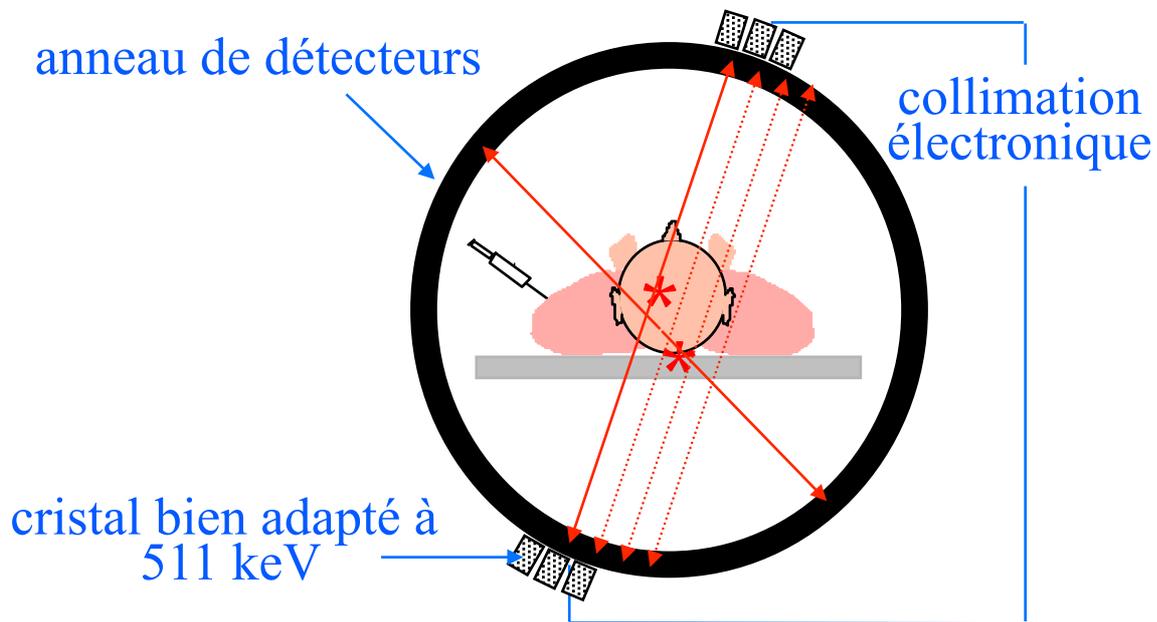


1 pixel  $(x, \theta)$  du sinogramme  $y_i$  : nombre d'événements enregistrés sur la LOR repérée par la distance  $d$  et l'angle  $\theta$ .

Ensemble de LOR passant par un détecteur situées le long d'une diagonale du sinogramme

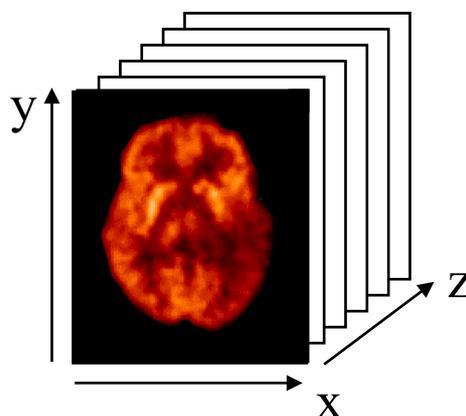


# PET : principe général

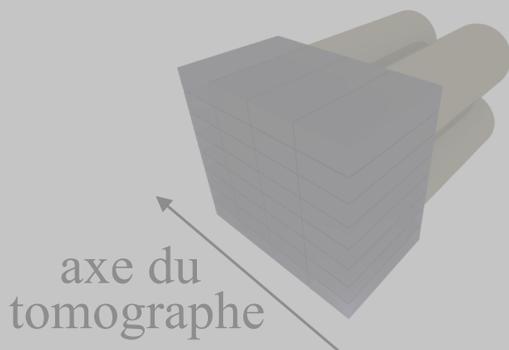


organisation des données en sinogrammes ou projections

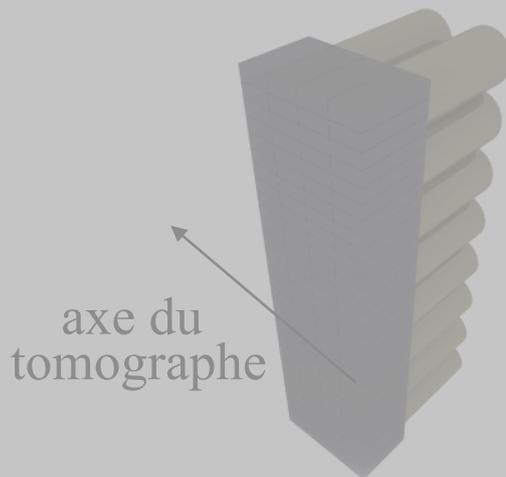
reconstruction tomographique



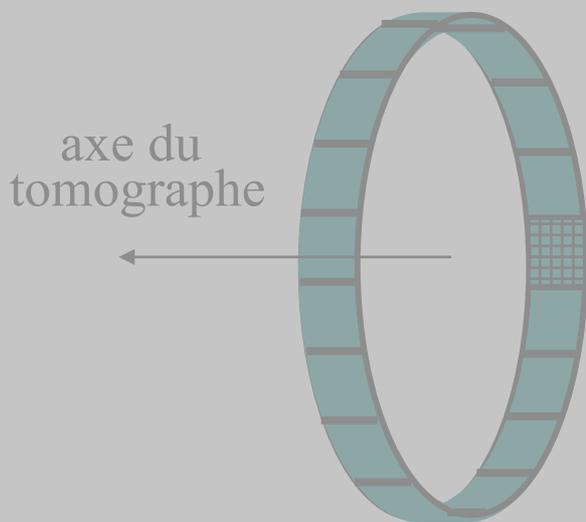
# PET avec détecteurs en anneau



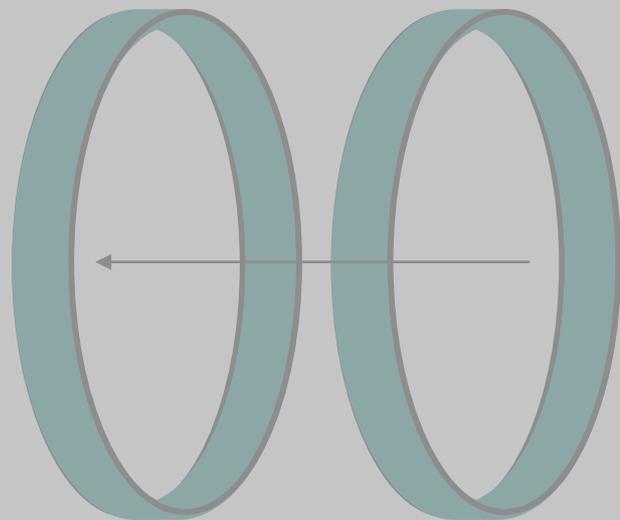
blocs de détecteurs  
e.g.,  
8x8 détecteurs



assemblage des blocs en modules  
e.g.,  
1 module = 4 blocs  
= 256 détecteurs



assemblage des modules  
en couronnes  
e.g.,  
1 couronne = 16 modules  
= 4096 détecteurs

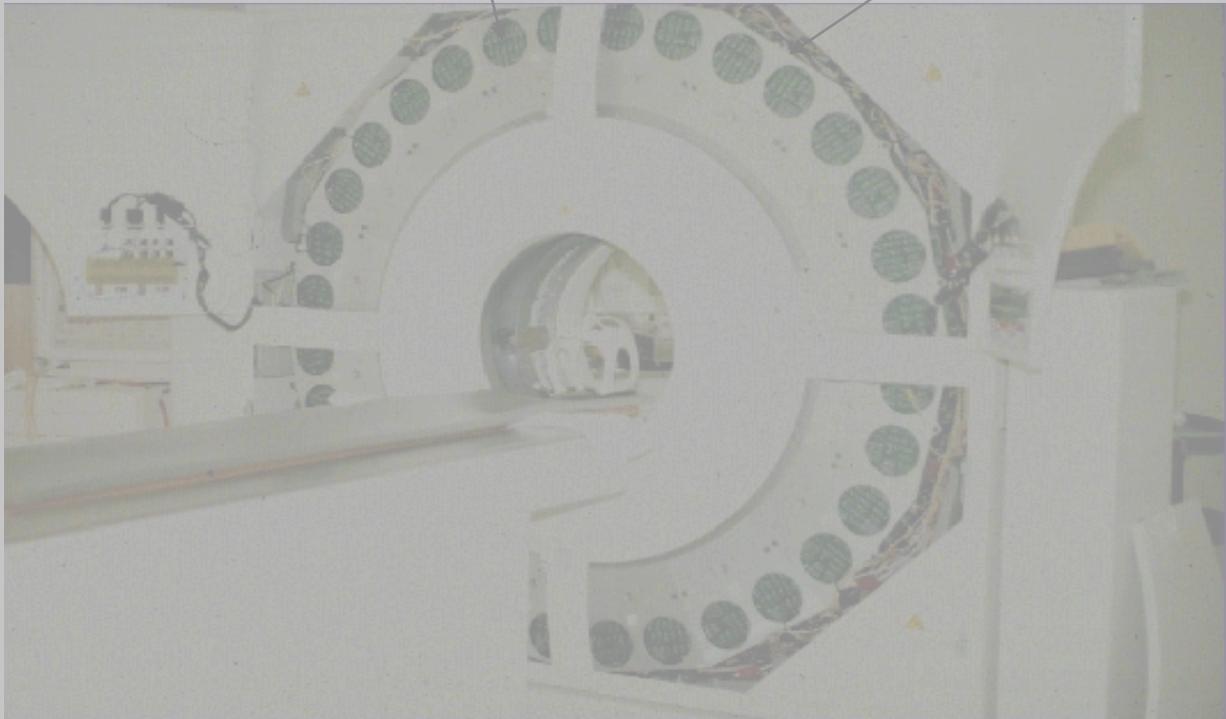


juxtaposition des couronnes  
e.g.,  
2 couronnes  
= 8192 détecteurs

## Exemple de PET avec détecteurs en anneau

module

1 couronne de détecteur

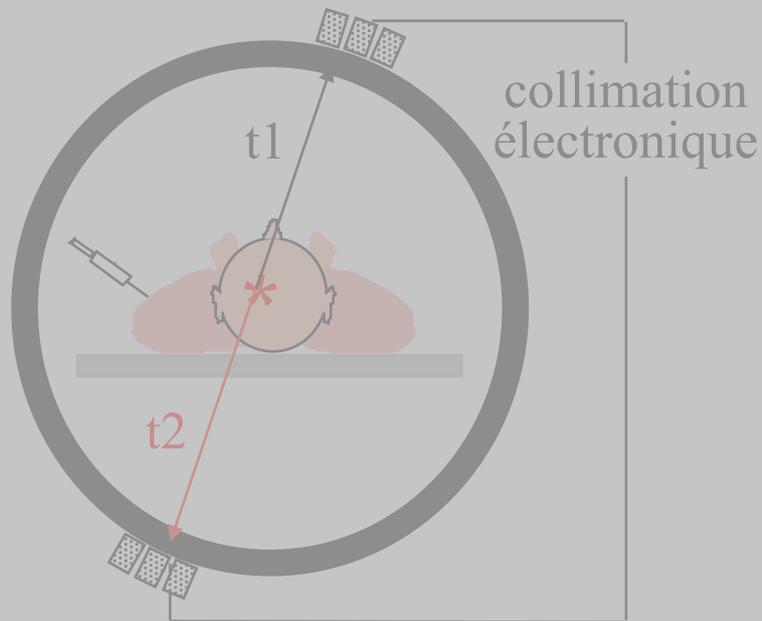


# Caractéristiques du PET avec détecteurs en anneau

- Machines “dédiées”
  - ⇒ configuration optimisée pour le PET
- Paramètres “typiques”
  - plus de 500 détecteurs par anneau
  - diamètre de l’anneau ~ 80 cm
  - ~ 30 couronnes de détecteurs
  - intervalle entre 2 couronnes ~ 5 mm
  - fenêtre de coïncidence  $\tau \sim 5 - 20$  ns

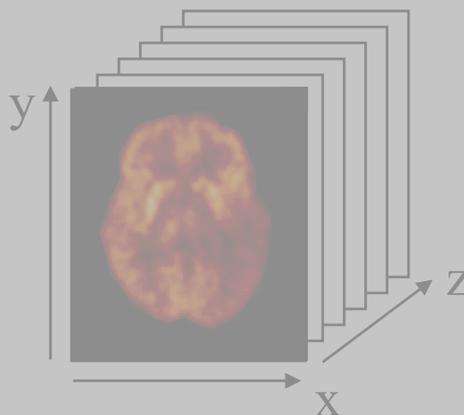


# Principe du PET temps de vol



mesure de  $t_2 - t_1$

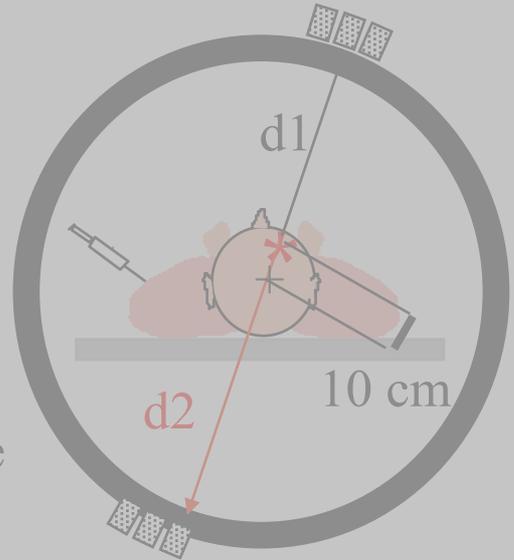
estimation directe de la position de l'annihilation sur la ligne de projection  
(a priori, pas de reconstruction tomographique nécessaire)



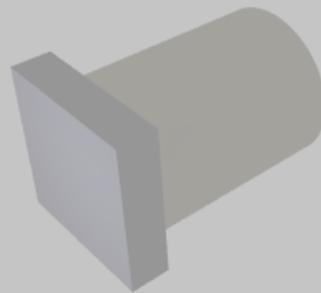
# Contraintes liées au PET temps de vol

- Cristal à décroissance temporelle très rapide
  - ⇒ BaF2 (0,8 ns), LSO (500 ps), LaBr3 (300 ps)...
  - ⇒ fenêtre de coïncidence  $\tau \sim 0,4 - 4$  ns

- Emission à 10 cm du centre
  - ⇒  $d_2 - d_1 = 20$  cm
  - ⇒  $t_2 - t_1 = 667$  ps
  - ⇒ localisation de l'émission avec  $\sim 10$  cm d'imprécision
  - ⇒ nécessité d'effectuer une reconstruction tomographique adaptée



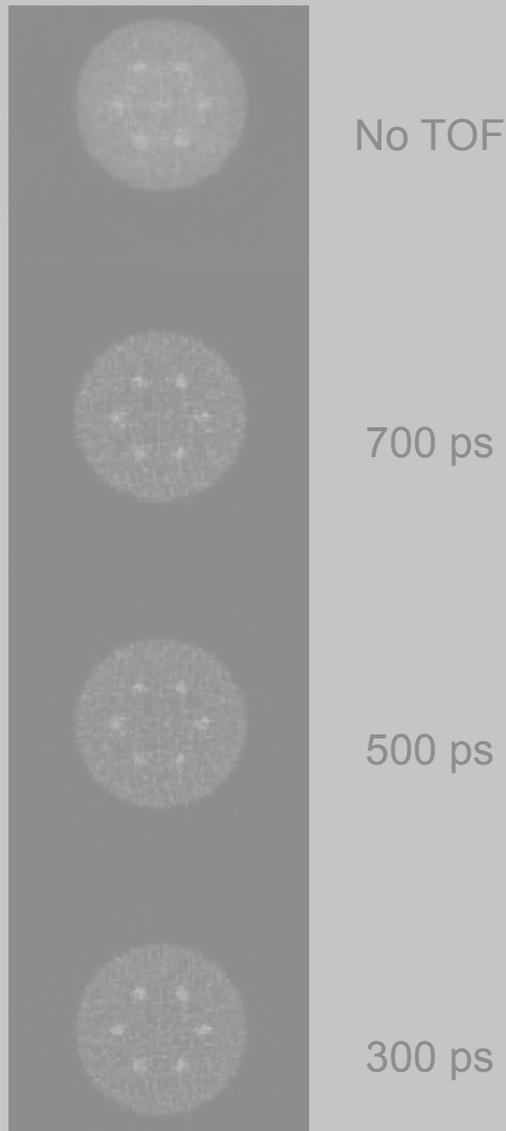
- 1 tube photomultiplicateur compact associé à chaque cristal



- ⇒ simplification de l'électronique pour réduire le temps de traitement des événements
- ⇒ réduction du temps mort

- une électronique rapide (GHz)

# Intérêt du PET temps de vol

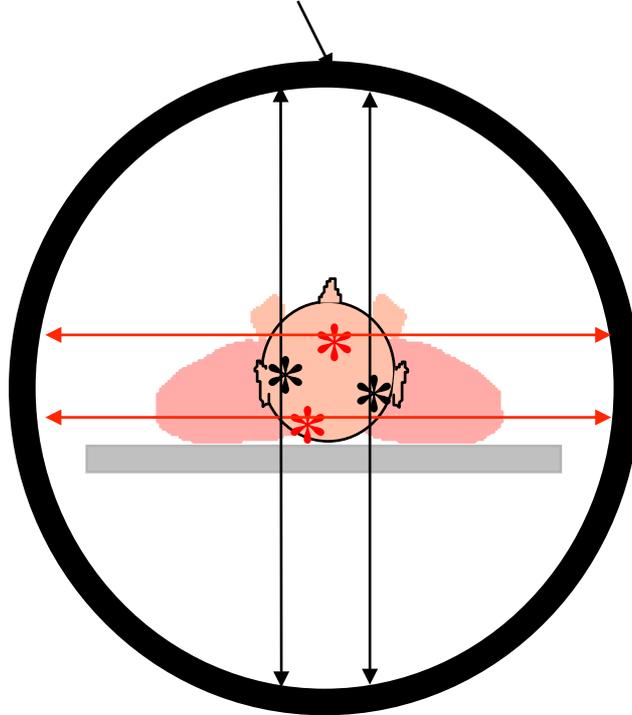


*Groiselle et al, IEEE MIC Conf Rec 2004*

# PET 2D : principe

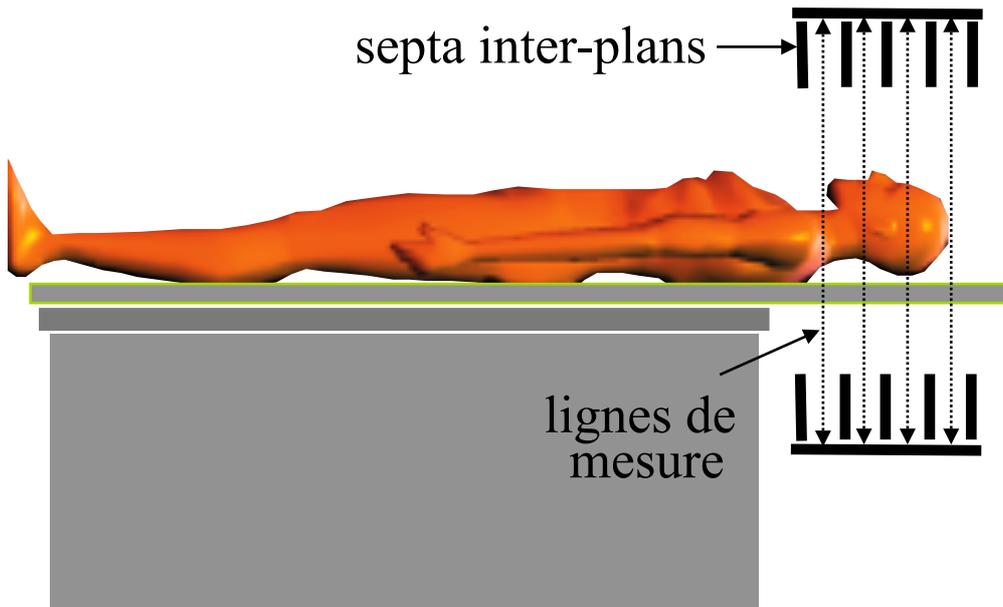
---

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

septa inter-plans



lignes de mesure

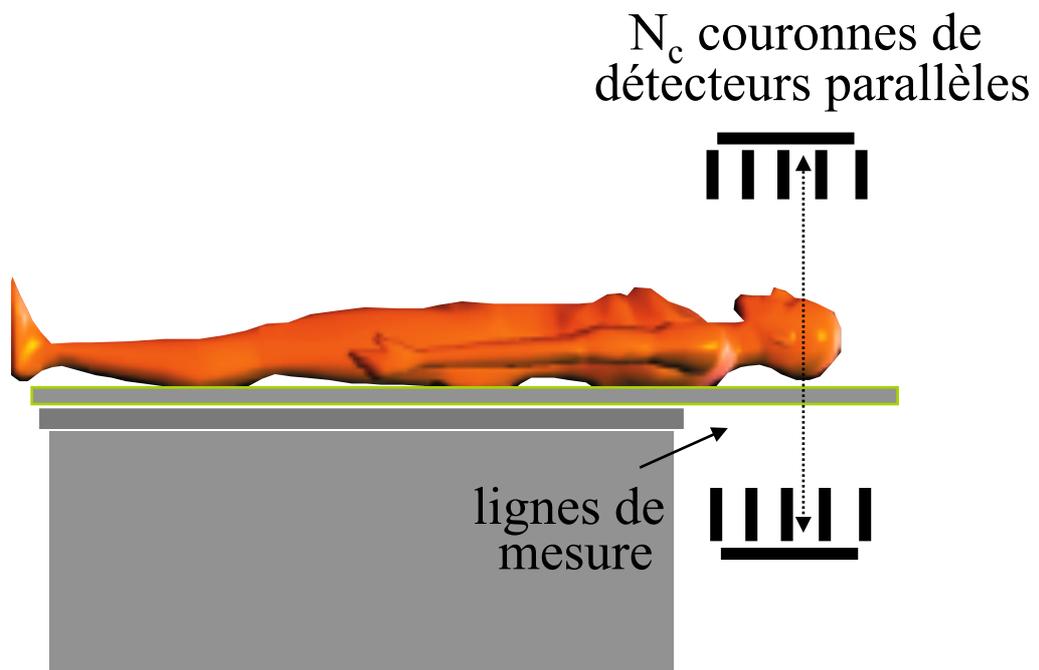
Vue axiale

# Caractéristiques du PET 2D

---

- Imagerie 2D

- ⇒ reconstruction tomographique “coupe par coupe”
- ⇒ coupes reconstruites indépendamment



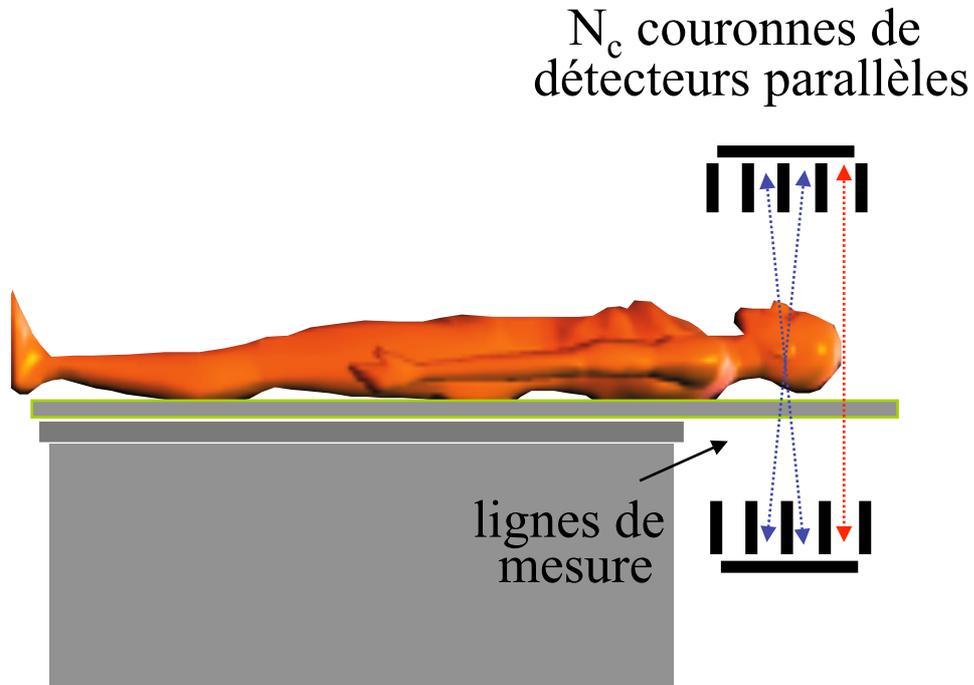
## Inconvénients :

- Echantillonnage axial limité (égal à la distance axiale  $\delta$  entre 2 détecteurs)
- Sensibilité par coupe limitée

# PET 2D en pratique

---

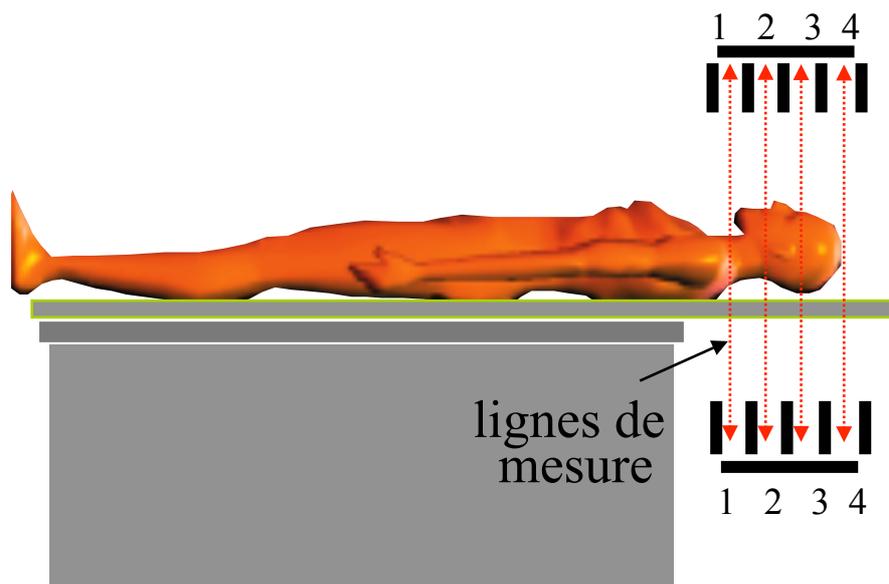
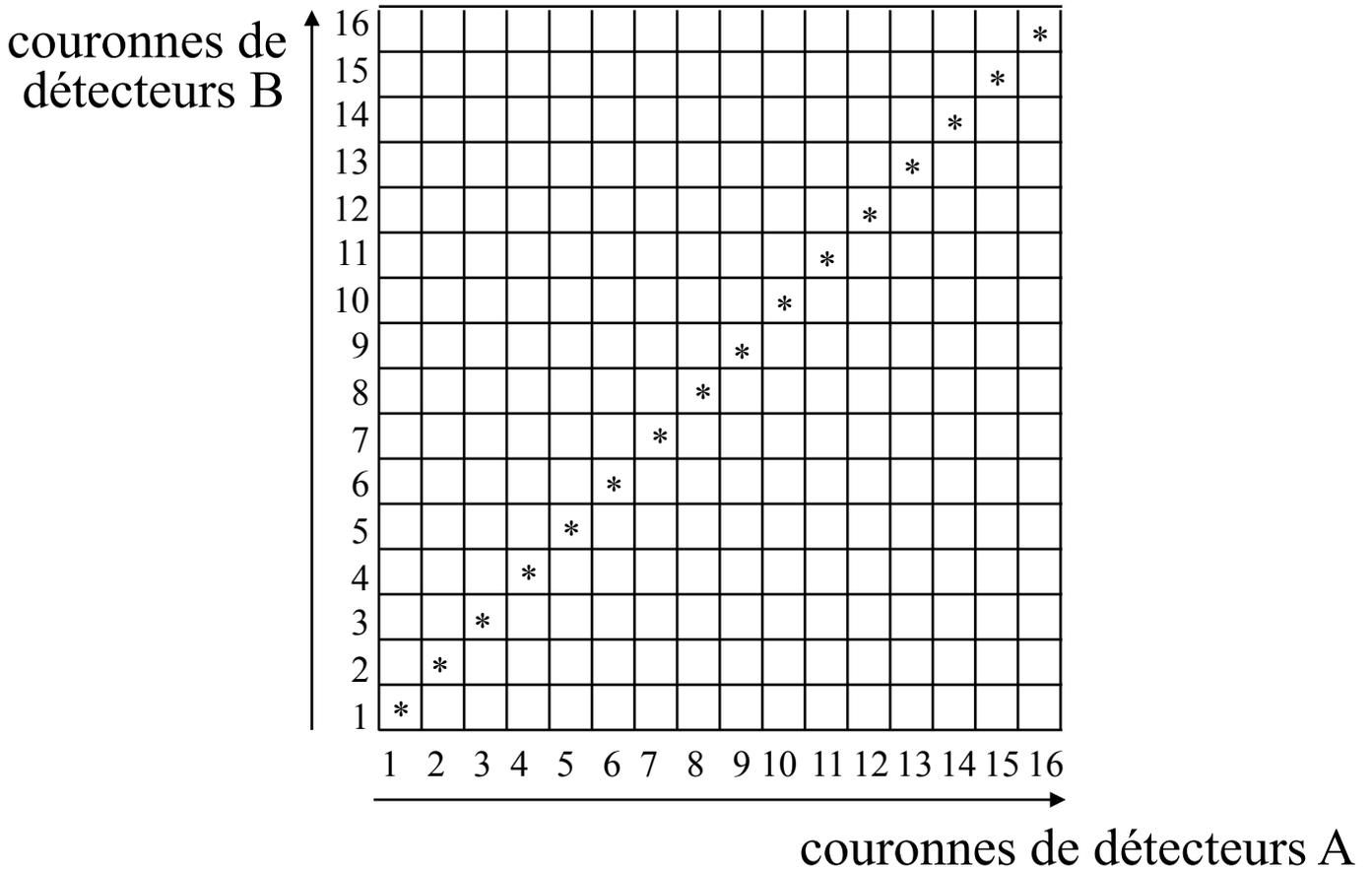
- Adjonction de lignes de mesures obliques



- ⇒  $N_c$  coupes « **directes** » : **plans droits**  
et  $N_c - 1$  coupes **intermédiaires** : **plans croisés**  
soit  $2N_c - 1$  coupes distantes de  $\delta/2$ .

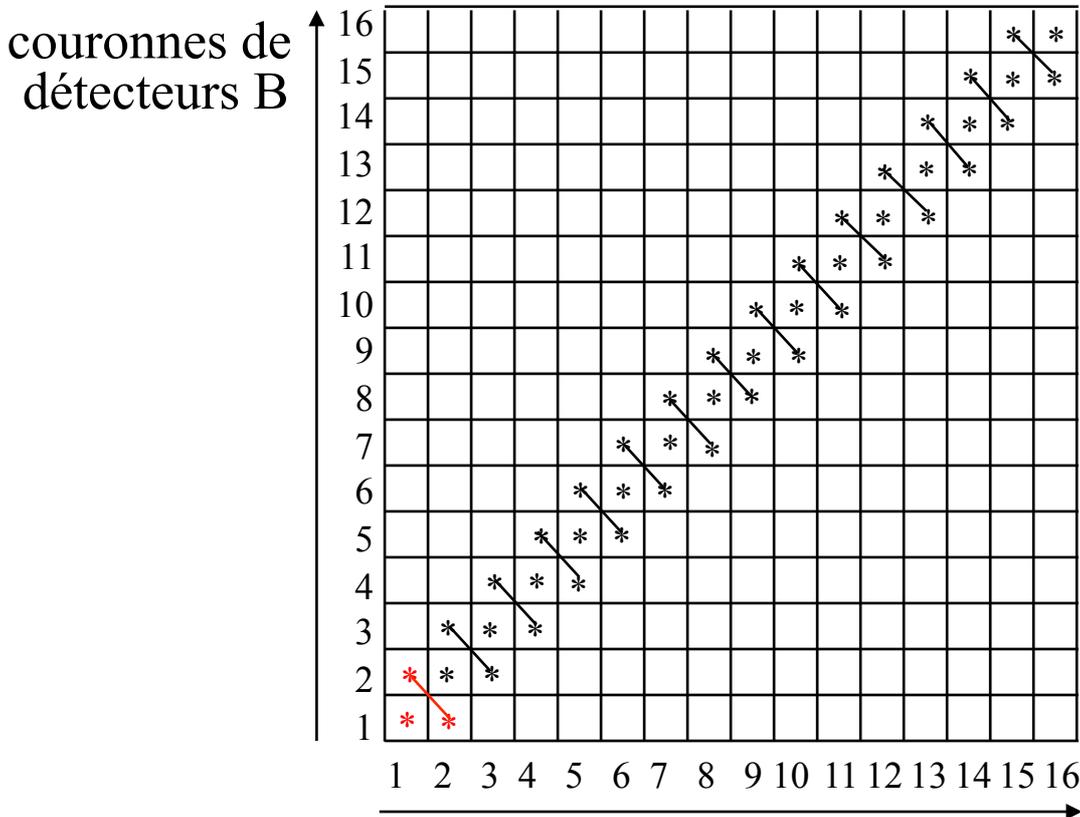
# Notion de michelogramme

- Tableau décrivant la combinaison des données axiales



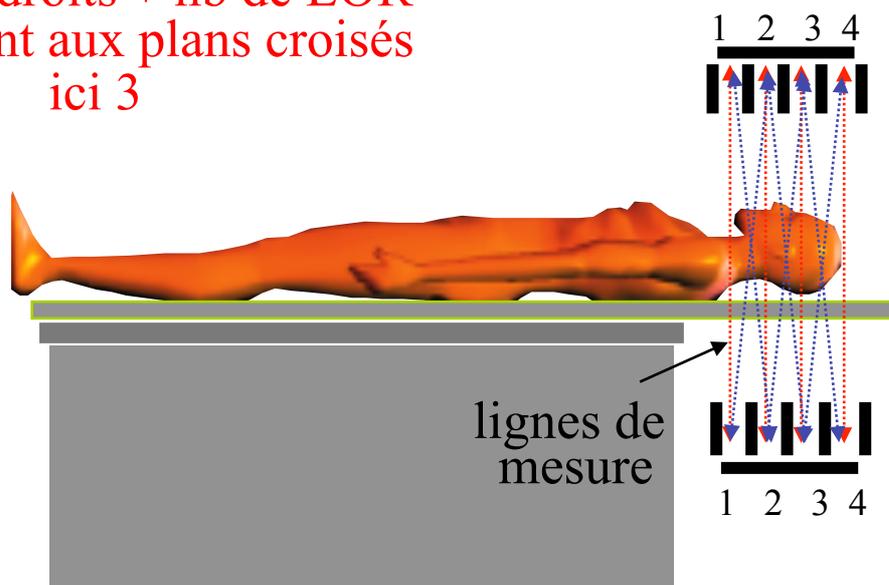
# Notions de michelogramme et span

- Tableau décrivant la combinaison des données axiales



span = nb de LOR contribuant aux plans droits + nb de LOR contribuant aux plans croisés  
ici 3

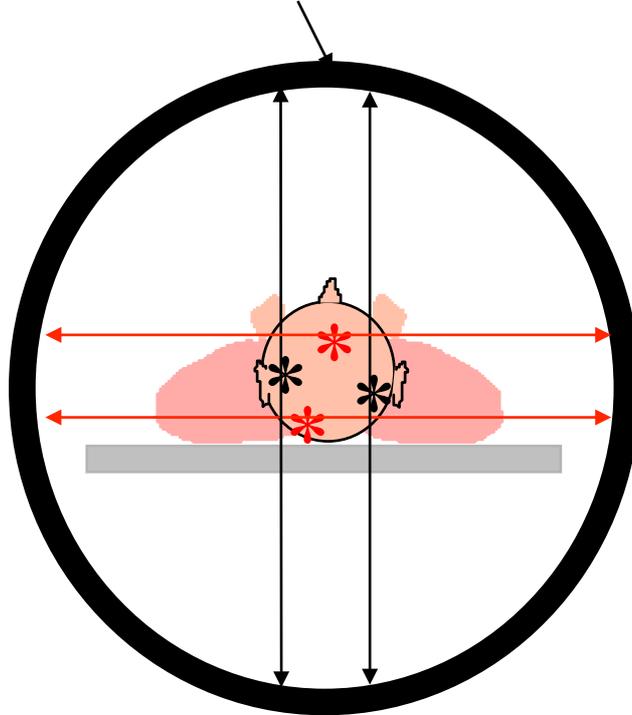
couronnes de détecteurs A



# PET 3D

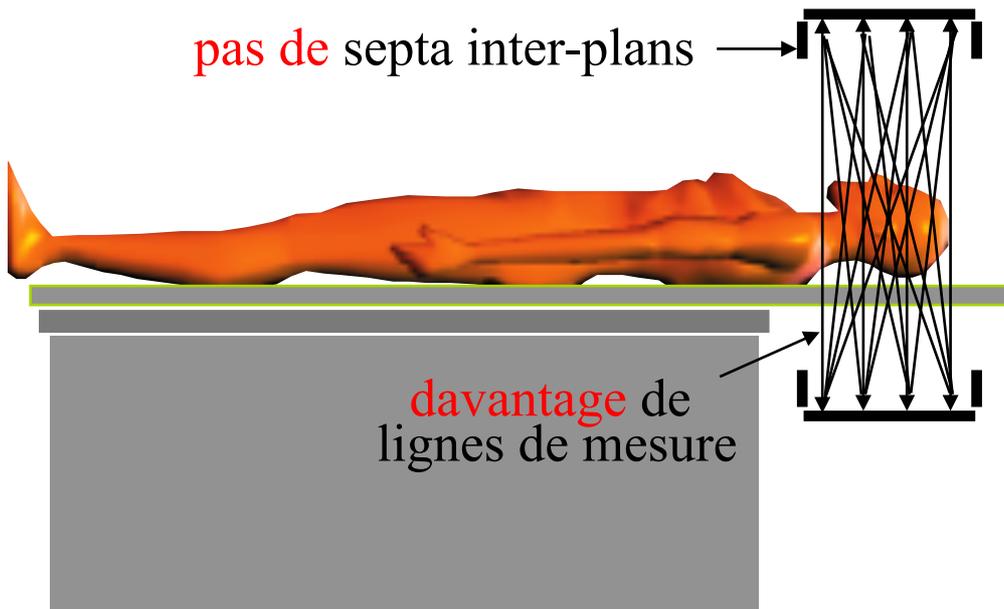
---

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

pas de septa inter-plans



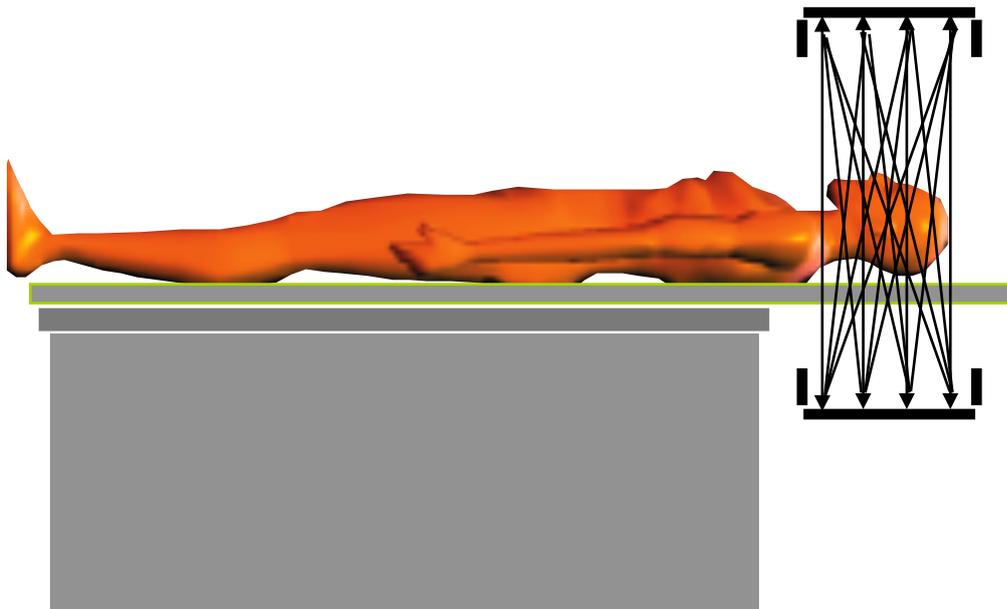
davantage de  
lignes de mesure

Vue axiale

## PET 3D : contrôle des LOR acceptées

---

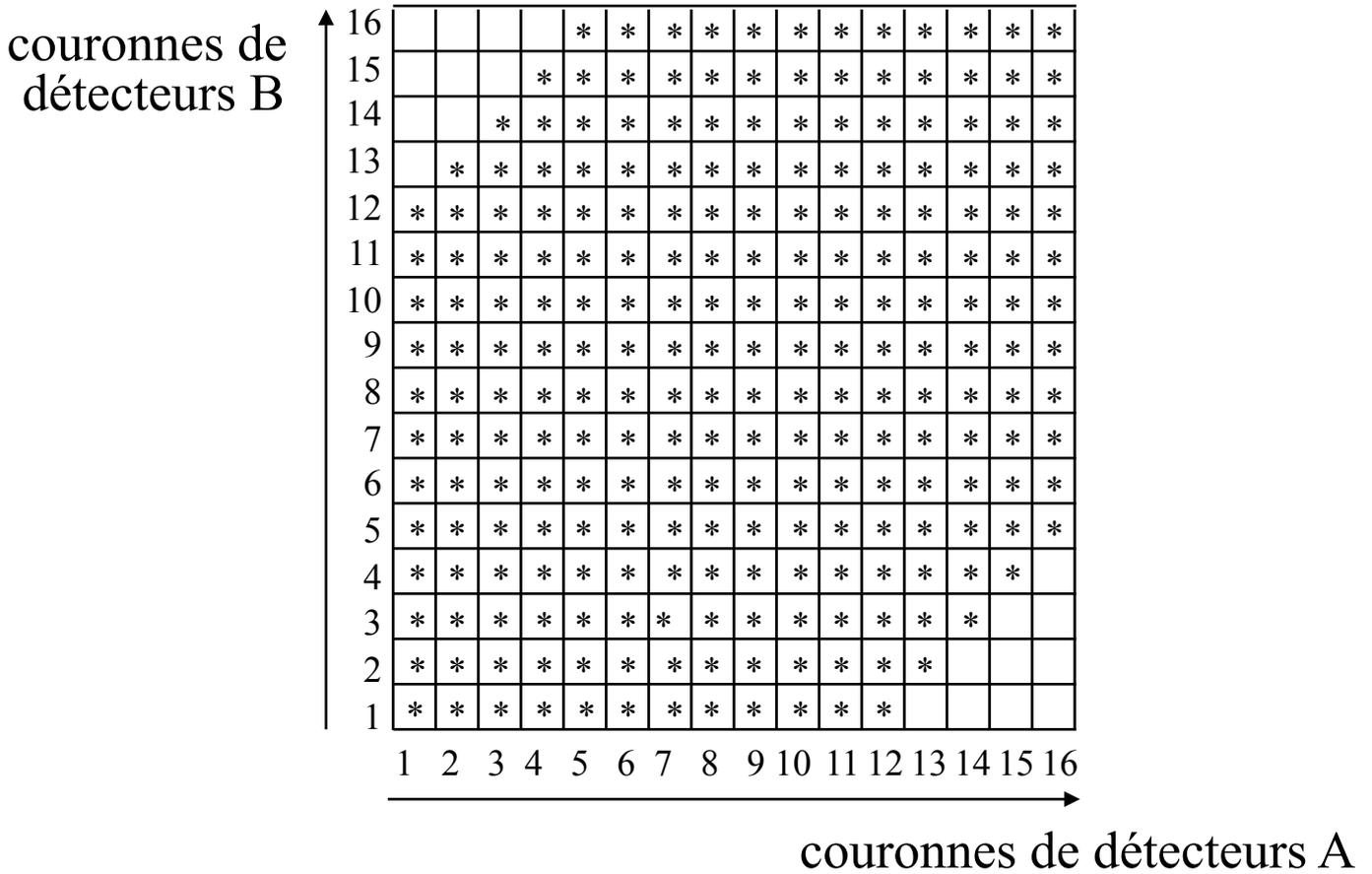
Distance maximale des couronnes (DMC)  
entre lesquelles les LOR sont acceptées



Si toutes les LOR sont acceptées,  $DMC = N_c - 1$

Sensibilité de détection variable axialement

# PET 3D : exemple de michelogramme



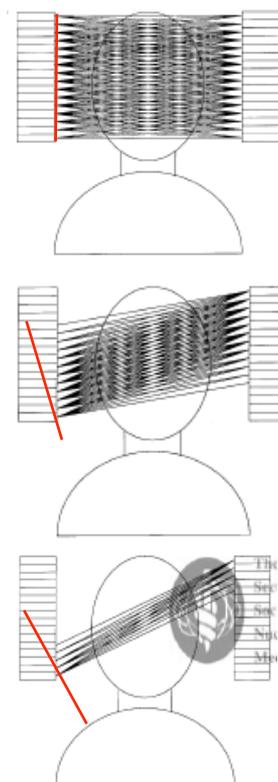
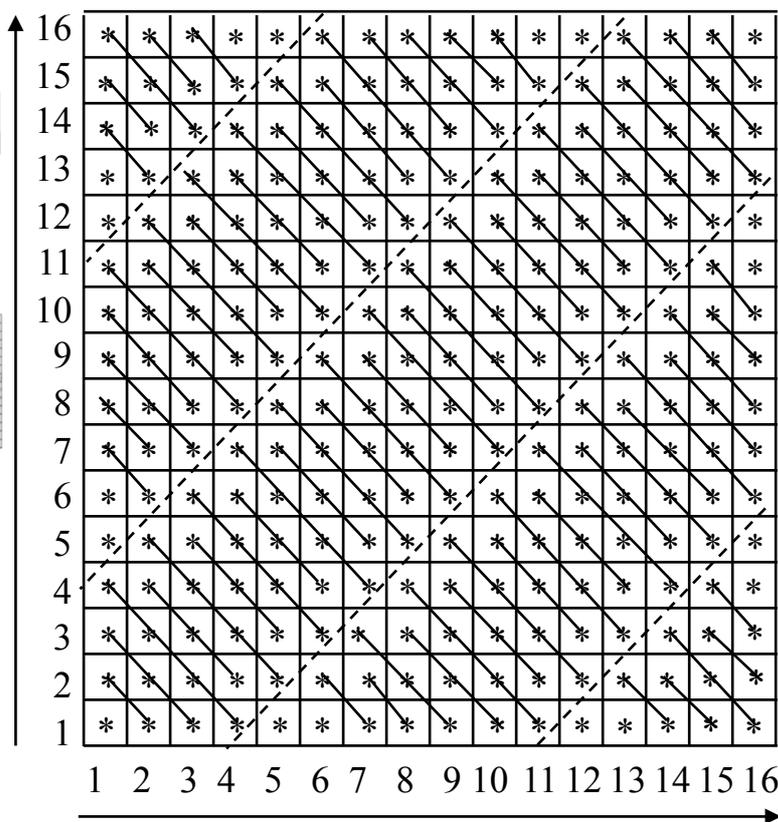
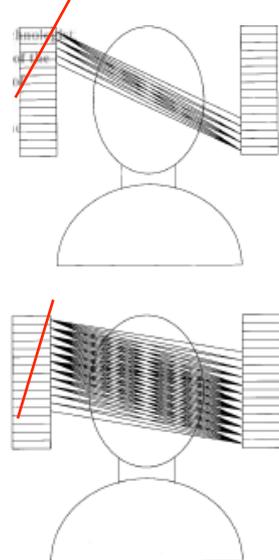
$$N_c = 16$$

$$DMC = 11$$

# PET 3D : DMC et span

## Description complète d'une acquisition PET 3D

couronnes de détecteurs B



couronnes de détecteurs A

$$N_c = 16$$

$$\text{DMC} = 15$$

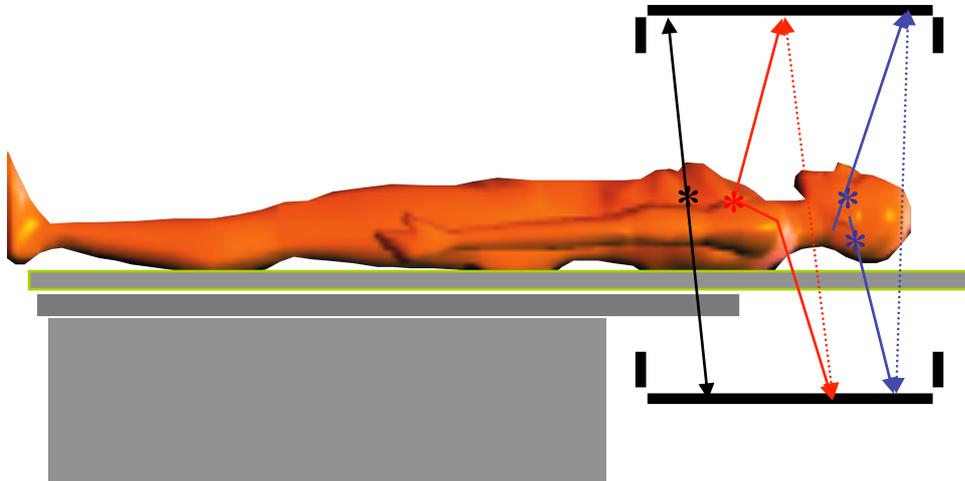
$$\text{span} = 7$$

5 segments = 5 directions de projection axiale

# Caractéristiques du PET 3D

---

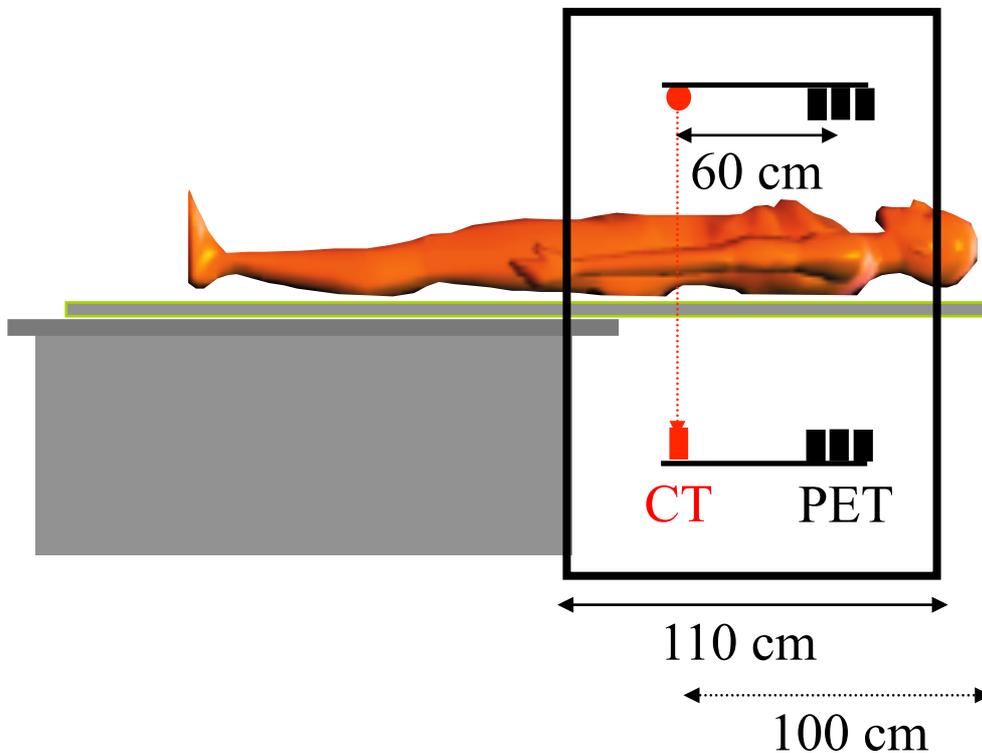
- Imagerie réellement tridimensionnelle
  - ⇒ reconstruction intégrant les lignes de coïncidence inter-coupe
- Augmentation de la sensibilité : plus d'événements sont comptabilisés
  - grâce au retrait des septas
  - grâce à l'augmentation du nombre de lignes de mesures
    - ⇒ e.g., multiplication de sensibilité par  $\sim 5$
- Augmentation sensible de la proportion de **diffusé**
  - 10% à 20% en 2D deviennent 40% à 60% en 3D



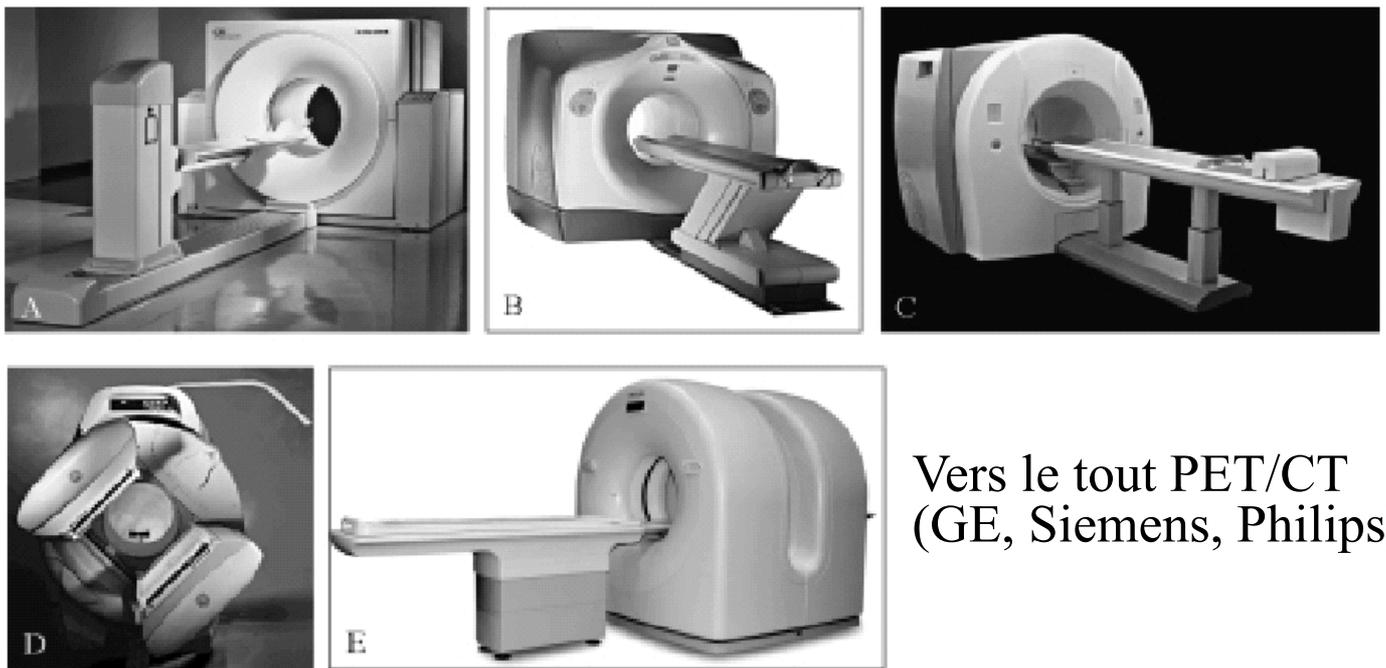
- Augmentation sensible de la proportion de **fortuits**
- Augmentation du temps mort
- Complexité de l'algorithmique de reconstruction accrue

# Détecteurs bimodaux PET/CT

- Combinaison d'un tomographe PET et d'un tomodensitomètre



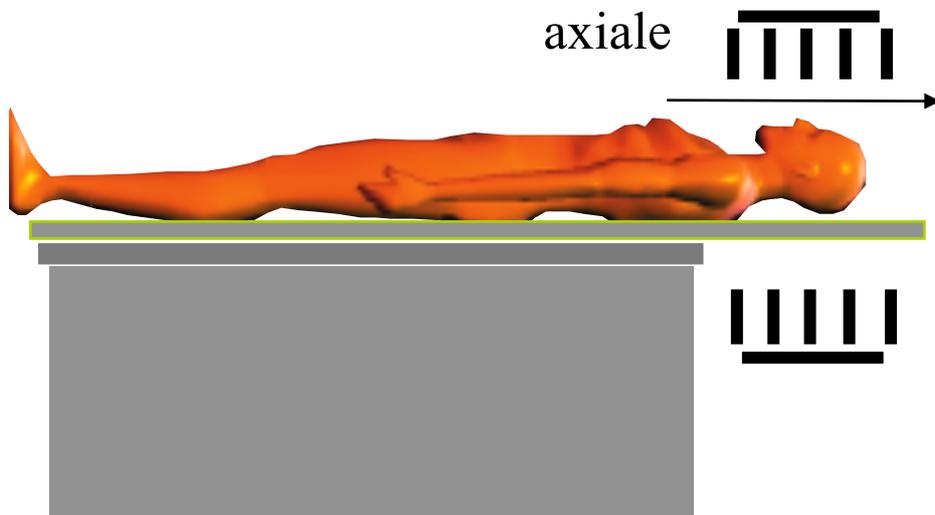
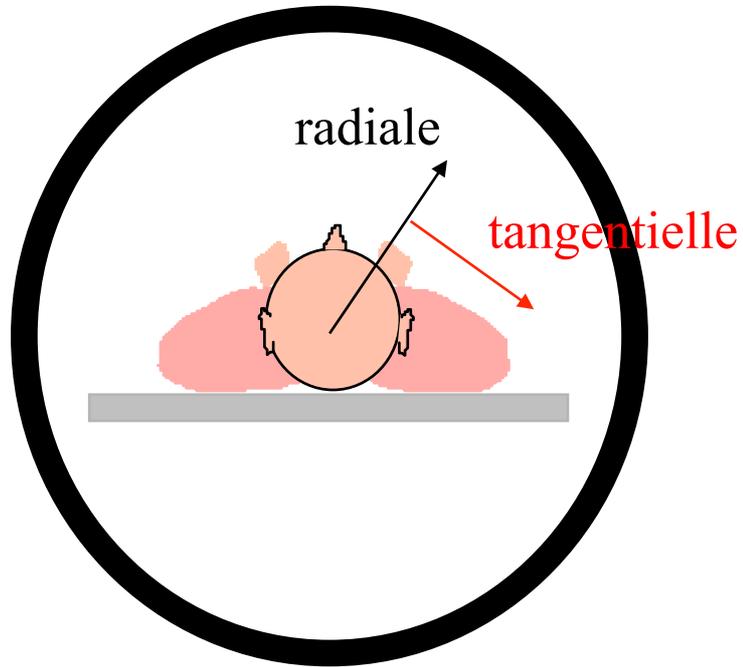
Proof of concept : 1998 (Université de Pittsburgh)



Vers le tout PET/CT  
(GE, Siemens, Philips)

# Caractéristiques du PET : résolution spatiale

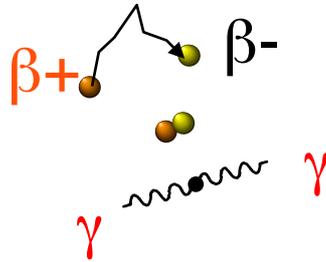
---



⇒ définitions valables aussi en SPECT

# Résolution spatiale en PET : 3 limitations physiques

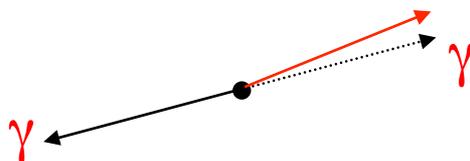
- Libre parcours moyen des positons avant annihilation



Isotope	Parcours moyen dans l'eau (mm)	LMH (mm)
Idéal	0	4*
Fluor 18 : F18	0,6	4,1
Carbone 11 : C11	1,1	4,3
Gallium 68 : Ga68	3,1	5,0

\* pour un scanner de résolution idéale = 4 mm

- Non-colinéarité des deux γ émis de  $(180^\circ \pm 0,6^\circ)$



⇒ effet dépendant du diamètre  $d$  de l'anneau  
( $LMH = 0,0022 d$  en mm)

⇒ dégradation de LMH de 1 à 2 mm

- Largeur  $w$  des détecteurs :  $LMH = w/2$

## Exemple

---

- Limite théorique pour :
  - du fluor 18
  - un anneau de détection de 80 cm de diamètre
  - des détecteurs de largeur 6 mm

Fluor 18 : 0,1 mm (cf dia précédente)

Non colinéarité =  $0,0022 \times 800 = 1,76$  mm

Détecteurs =  $6 / 2 = 3$  mm

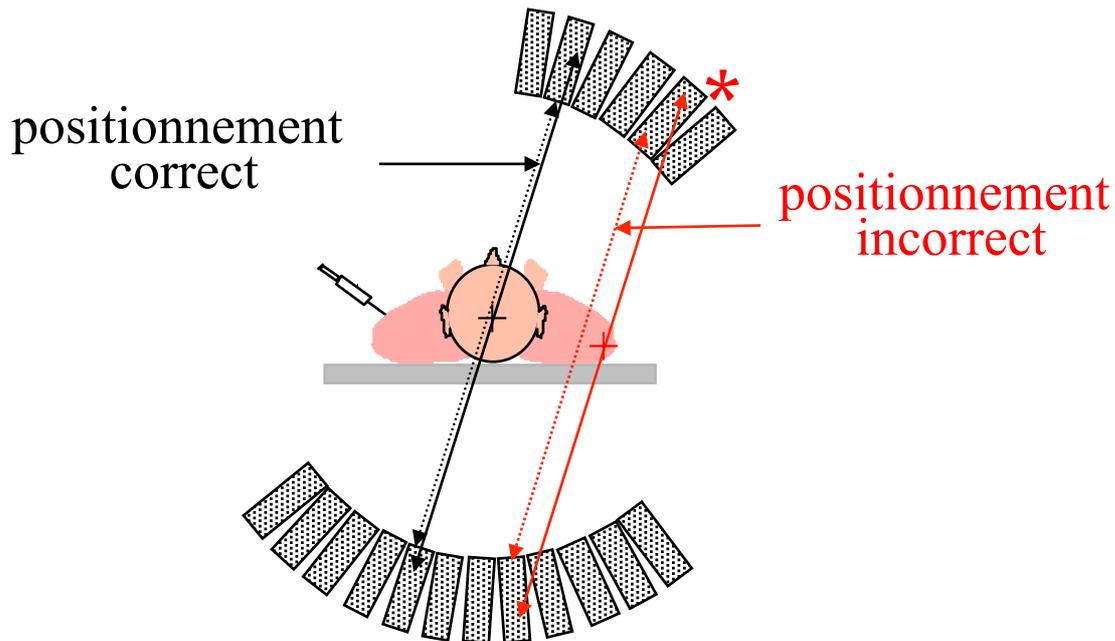
⇒ addition des termes en quadrature :

LMH  $\sim \text{sqrt}(0,1^2 + 1,8^2 + 3^2) = 3,5$  mm

# Résolution spatiale en PET : non uniformité transverse

---

- Dans le plan transaxial

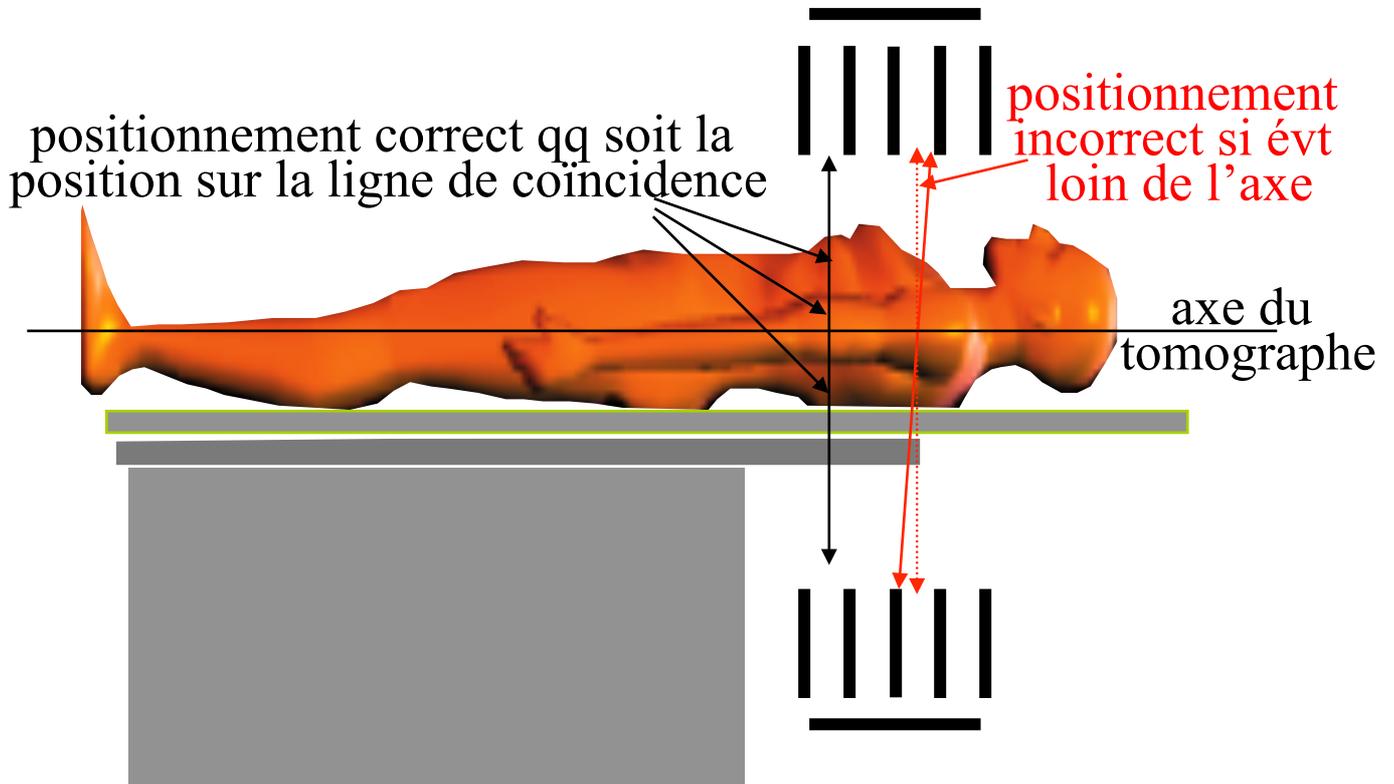


- ⇒ positionnement incorrect plus probable pour les lignes de coïncidence écartées du centre
- ⇒ effet relativement faible (variation de LMH < 1 mm entre le centre et la périphérie du champ de vue)
- ⇒ dépend de la taille et de l'arrangement des détecteurs

**La résolution spatiale est meilleure au centre du champ de vue qu'en périphérie**

# Résolution spatiale en PET : non uniformité axiale

- Non uniforme axialement



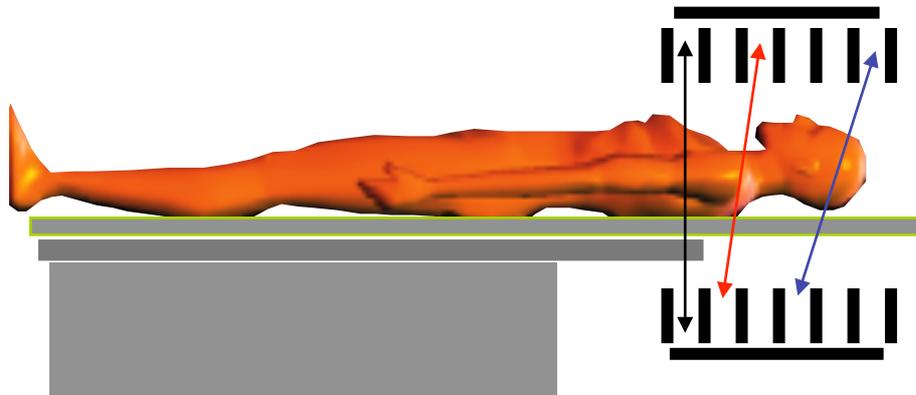
- ⇒ positionnement d'autant plus incorrect que l'émission est éloignée de l'axe du tomographe
- ⇒ positionnement d'autant plus incorrect que l'angle d'acceptance entre couronnes est élevé
- ⇒ variation de LMH de  $\sim 1$  à  $1,5$  mm
- ⇒ dépend de la taille et de l'arrangement des détecteurs et de l'espacement entre couronnes

**La résolution spatiale est meilleure au centre du champ de vue qu'en périphérie**

# Caractéristiques du PET : sensibilité

---

- Dépend de :
  - nature des cristaux
  - taille et arrangement des cristaux
  - diamètre  $D$  de l'anneau de détection (variation en  $1/D$ ) ou distance entre les détecteurs plans (angle solide sous tendu par les détecteurs)
  - angle d'acceptance entre couronnes



- présence ou absence de septa entre les couronnes (mode 2D ou 3D)

# Caractéristiques de l'imagerie bimodale PET/CT

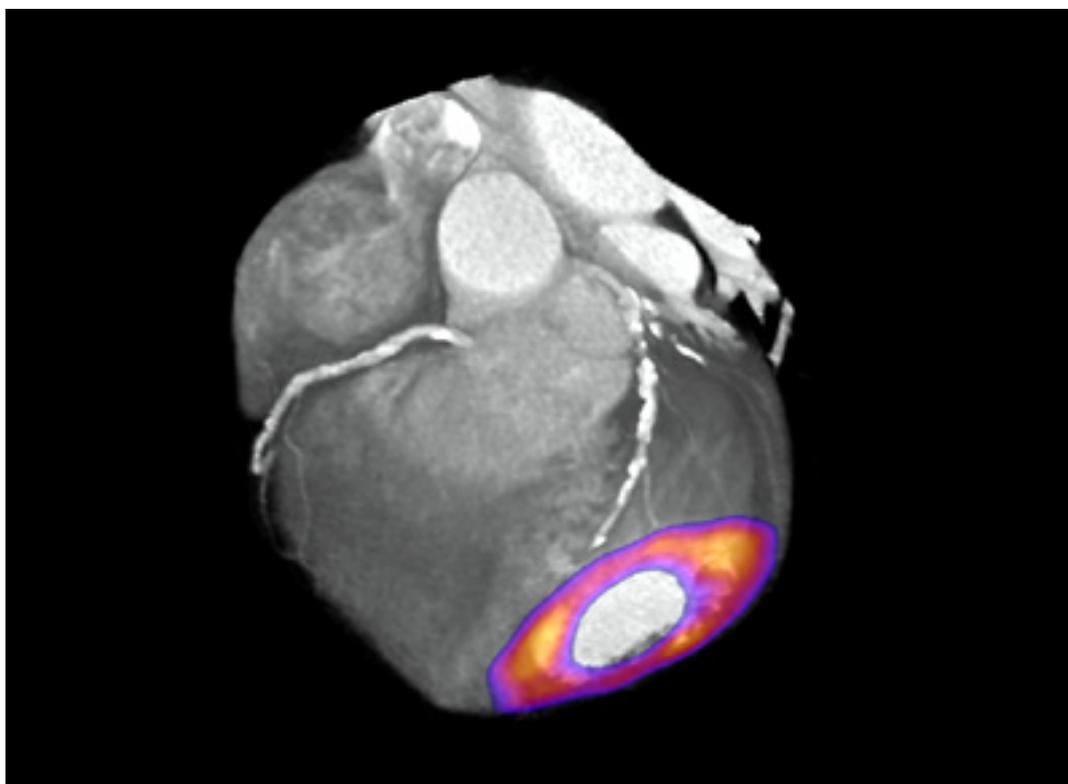
---

- 4/5 machines opèrent en PET 3D seulement
- Différents cristaux : BGO (Discovery LS, GE)  
LSO (HiRez, Siemens)  
GSO (Allegro, Philips)
- Scanner spiralé, 2 à 128 couronnes de détecteurs
- Informations anatomiques et fonctionnelles acquises lors de la même session d'imagerie
- Possible fusion des informations anatomiques et fonctionnelles



## Exemple d'imagerie bimodale PET/CT

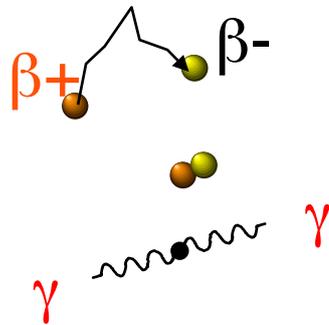
---



Taux de coïncidences (kcps/s)	> 100
Résolution spatiale (mm)	5
Coups par coupe (5 mm)	1 000 000

# Quantification en PET

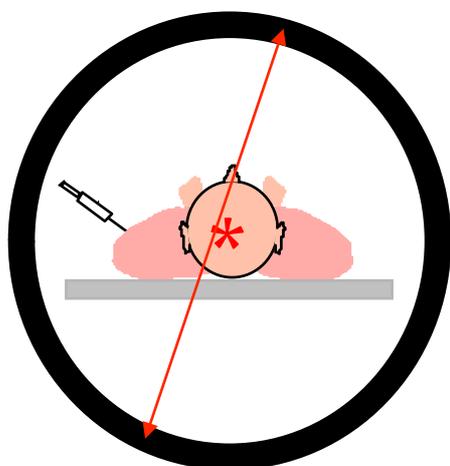
---



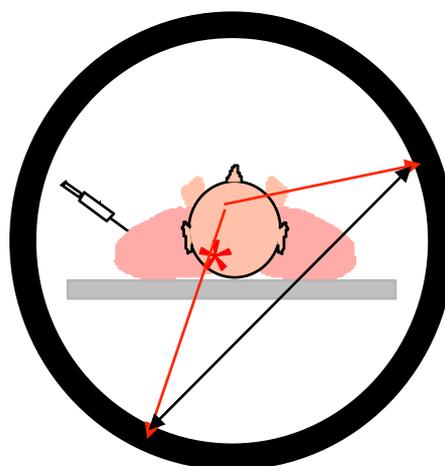
- Principaux phénomènes à corriger
  - coïncidences fortuites
  - atténuation
  - diffusion
  - effet de volume partiel

# Evénements (non) détectés en PET

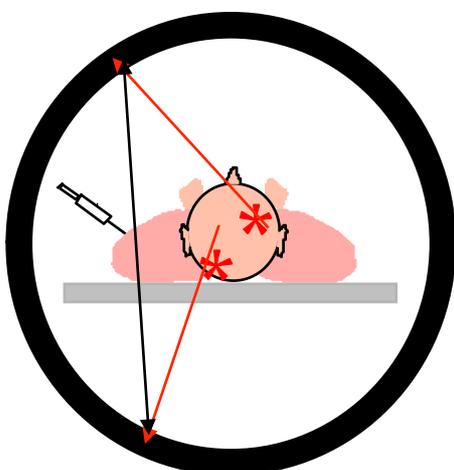
---



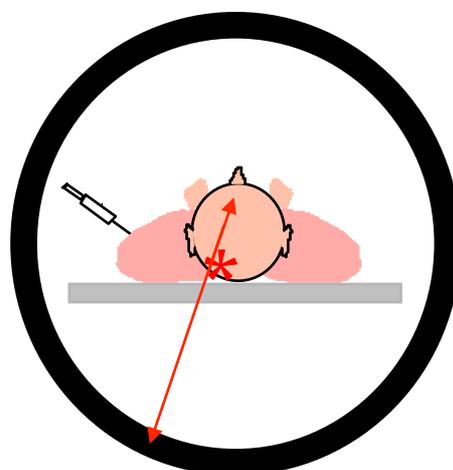
- coïncidences vraies
- ⇒ bien localisés sur la ligne de projection
  - ⇒ information utile



- coïncidences diffusées
- ⇒ mauvaise localisation
  - ⇒ diminution du contraste
  - ⇒ biais quantitatif



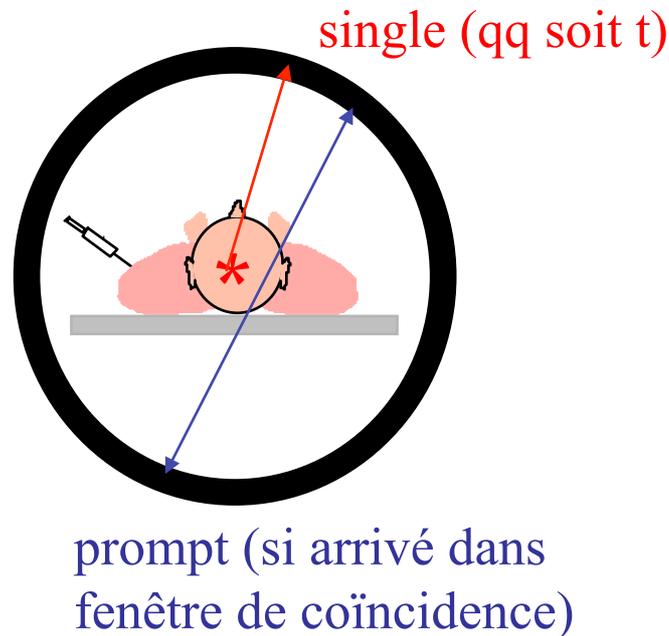
- coïncidences fortuites
- ⇒ mauvaise localisation
  - ⇒ réduction des capacités de comptage
  - ⇒ biais quantitatif



- coïncidences atténuées
- ⇒ mauvaise localisation
  - ⇒ réduction des capacités de comptage
  - ⇒ biais quantitatif

# 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 : coïncidence détectée à l'intérieur de la fenêtre en énergie et dans la fenêtre de coïncidence

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

Delayed : coïncidences enregistrées dans une fenêtre temporelle décalée (pour correction de coïncidences fortuites)

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

Scattered (diffusé) : coïncidence issue d'une diffusion

Compton

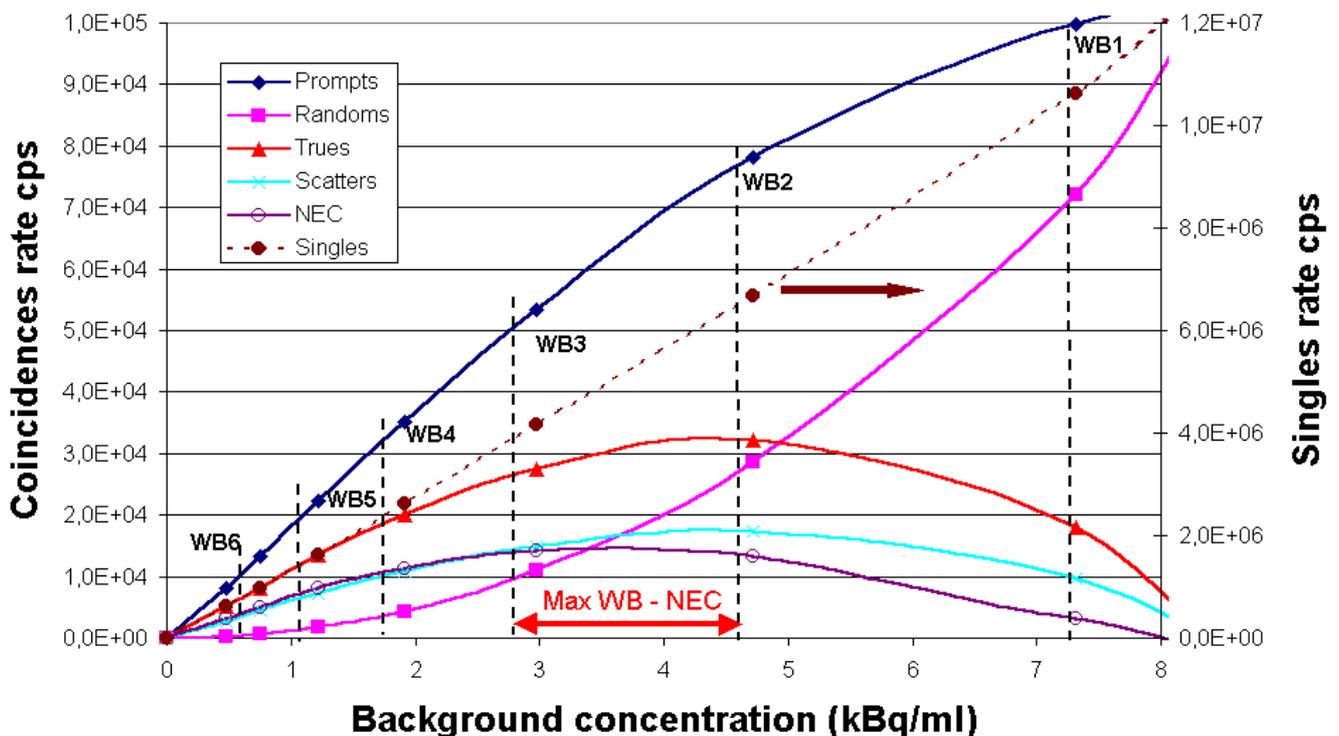
Trues : prompts - (scattered + multiples + randoms)

# Caractéristiques du PET : Noise Equivalent Count

- Mesure caractérisant le niveau de signal utile pour un niveau de “bruit” donné

$$NEC = \frac{\text{coïncidences vraies}^2}{\text{vraies} + \text{fortuites} + \text{diffusées}}$$

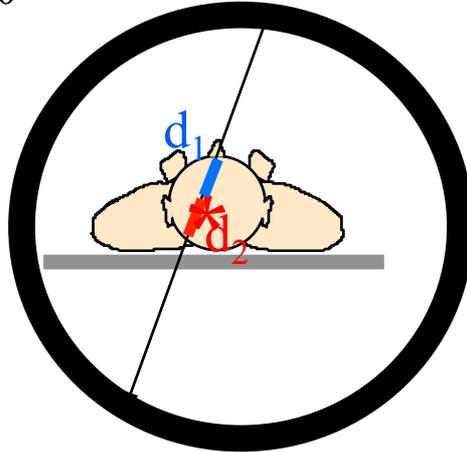
- ⇒ s'exprime en nombre de coups (dizaine de kcps)
- ⇒ non corrélé directement avec la qualité d'image
- ⇒ dépend de façon complexe de la distribution d'activité présente dans le champ de vue
- ⇒ diminue quand le temps mort augmente



Graphé tiré de De Dreuille et al, J. Nucl. Med. 2000 (abstract)

# Atténuation en PET

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



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

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

# Origine de l'atténuation en PET

---

$$\mu = \mu_{\text{Compton}} + \mu_{\text{photoélectrique}}$$

A 511 keV :

- Tissus mous

$$\mu_{\text{Compton}} = 0,096 \text{ cm}^{-1}$$

$$\mu_{\text{photoélectrique}} = 0,00002 \text{ cm}^{-1}$$

$$\text{EAM} = 7,2 \text{ cm}$$

- Os

$$\mu_{\text{Compton}} = 0,169 \text{ cm}^{-1}$$

$$\mu_{\text{photoélectrique}} = 0,001 \text{ cm}^{-1}$$

$$\text{EAM} = 4,1 \text{ cm}$$

- BGO

$$\mu_{\text{Compton}} = 0,51 \text{ cm}^{-1}$$

$$\mu_{\text{photoélectrique}} = 0,40 \text{ cm}^{-1}$$

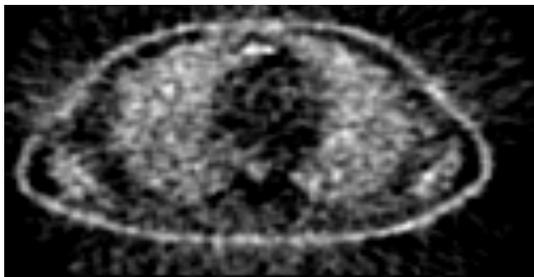
$$\text{EAM} = 0,76 \text{ cm}$$

# Conséquences de l'atténuation en PET

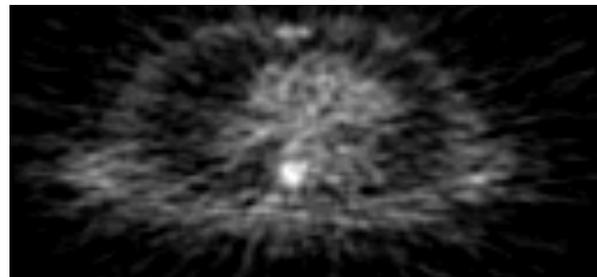
---

- 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

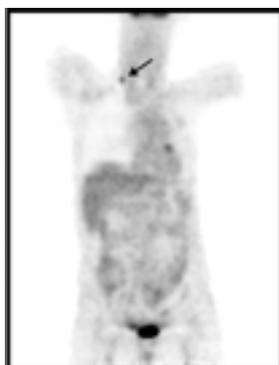
## PET FDG



sans correction  
d'atténuation



avec correction  
d'atténuation



1 min  
58 kg



1 min



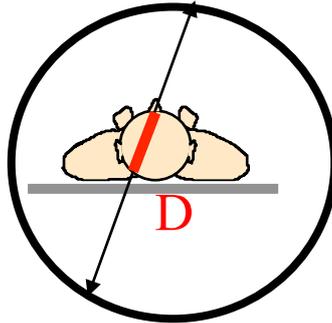
7 min

93 kg

# Correction d'atténuation en PET : principe

---

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



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

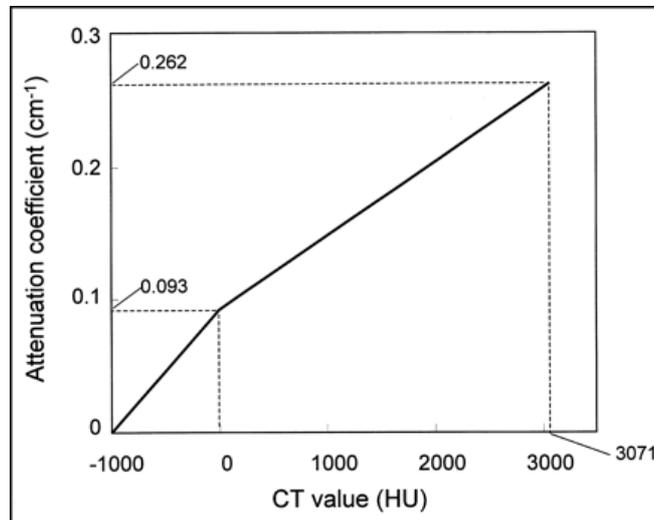
Correction plus facile qu'en SPECT, d'où la réputation du PET d'être une modalité d'imagerie quantitative

# Correction d'atténuation en PET : principe

---

- Mesure de la densité du milieu atténuant  
- au moyen d'un tomodensitomètre

⇒ mise à l'échelle des coefficients de transmission si mesurés à une énergie différente de 511 keV

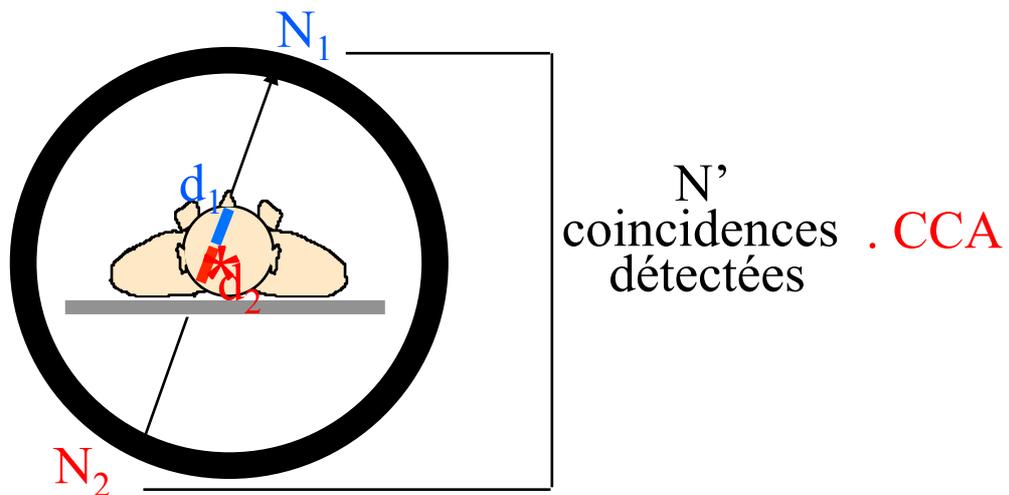


⇒ correction d'atténuation

# Correction d'atténuation en PET : méthodes

---

- 2 approches seulement
- Correction des projections acquises avant reconstruction

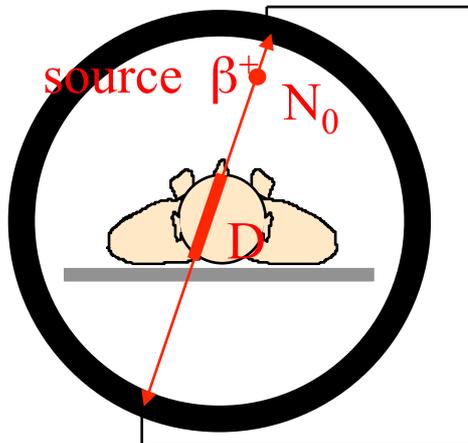


- Correction pendant la reconstruction tomographique

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

# Correction des projections

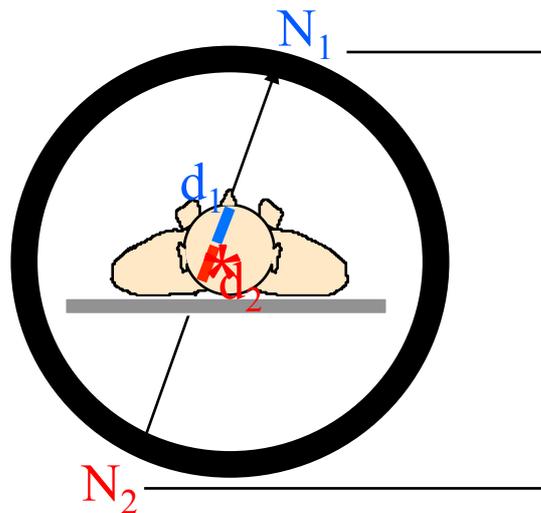
- Calcul des coefficients de correction d'atténuation (CCA) à partir des mesures en transmission



$N$  coincidences détectées pour cette raie de projection

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

Mesure affectée par l'atténuation :



$N'$  coincidences 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

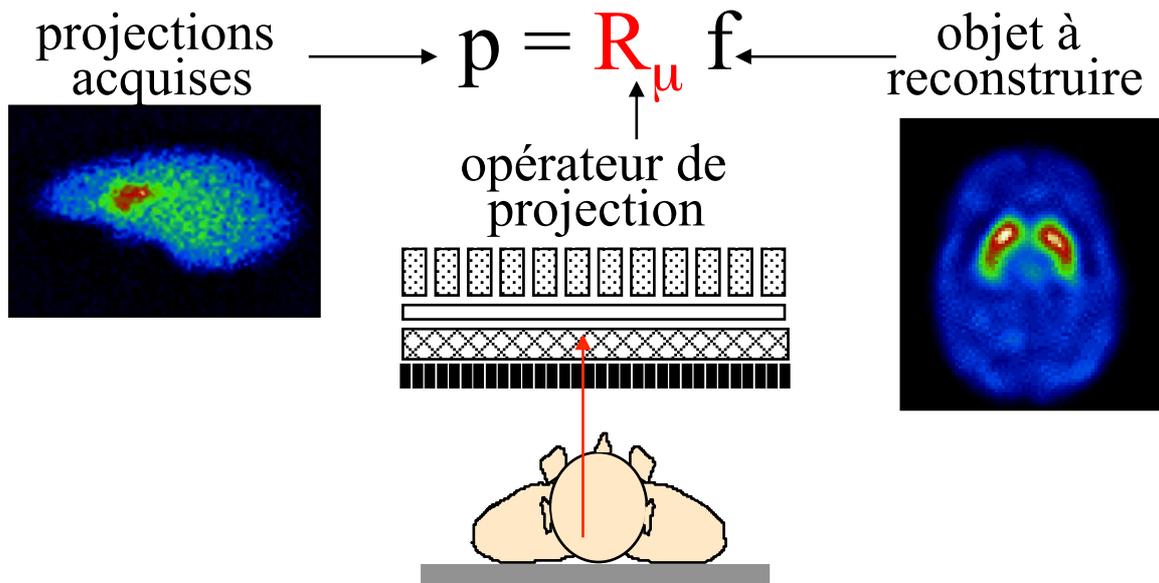
$$N'_{\text{corr}} = N' \cdot \text{CCA} \propto N_{\beta^+}^2$$

← mesure non affectée par l'atténuation

⇒ Reconstruction tomographique des projections corrigées

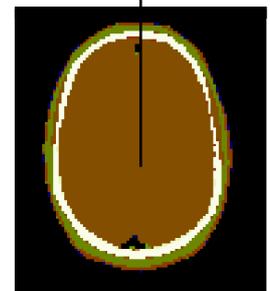
# Correction d'atténuation pendant la reconstruction

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



	$p_1$	
$d_1$	$\mu_1$ $f_1$	$f_2$
$d_3$	$\mu_3$ $f_3$	$f_4$

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



carte des  $\mu$

- Adapté à tous les algorithmes de reconstruction itérative : MLEM, OSEM, etc
- Approche générale, adaptée au PET et au SPECT

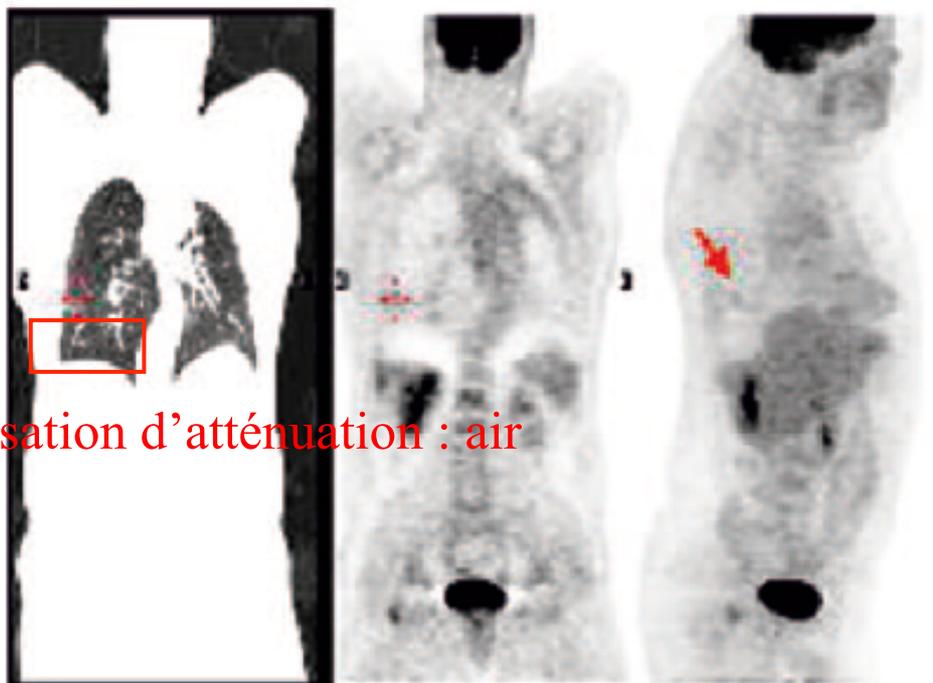
# Problèmes liés à la correction d'atténuation en PET

---

- Problèmes communs au PET et SPECT
  - Mouvement du patient entre les examens émission et transmission
    - ⇒ biais quantitatifs
    - ⇒ Solution :
      - recalage des données émission et transmission

# Effet du mouvement respiratoire en TEP/TDM

---



compensation d'atténuation : air

CT hélicoïdal (mi-expiration)



atténuation réelle : tissus mous

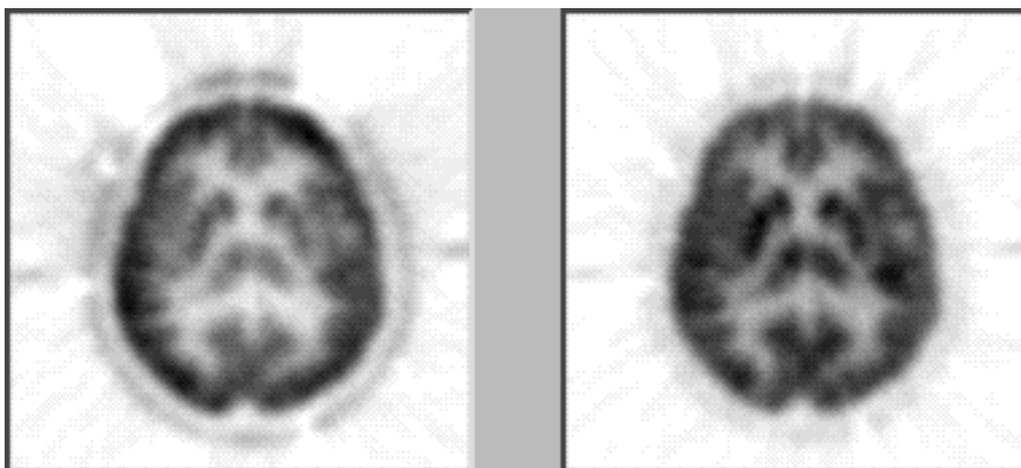
CT moyenné sur le cycle respiratoire (4D CT)

*Pan et al, J Nucl Med 2005*

## Correction d'atténuation en PET : synthèse

---

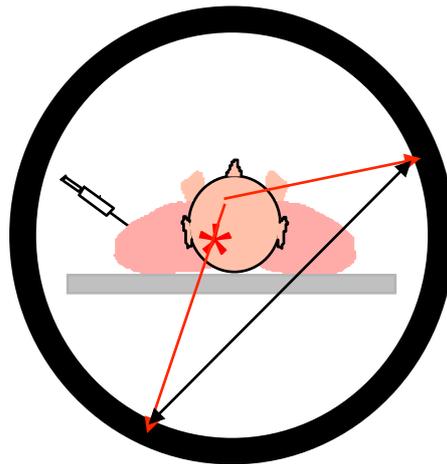
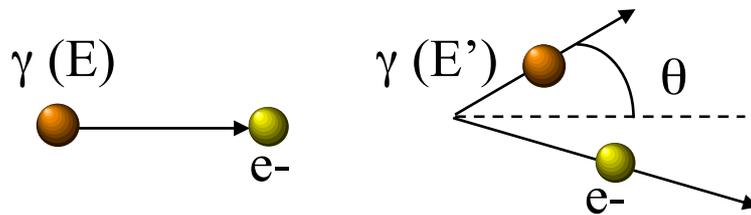
- Le PET/CT facilite considérablement la mise en œuvre de la correction d'atténuation
- Solution théoriquement exacte par précorrection des projections au moyen des CCA
- Correction indispensable à la quantification absolue de l'activité
- Pratique de routine
  - correction via les CCA la plus fréquente
  - correction toujours utilisée en imagerie cardiaque et cérébrale
  - en imagerie oncologique, représentation des images corrigées et non corrigées



sans correction  
d'atténuation

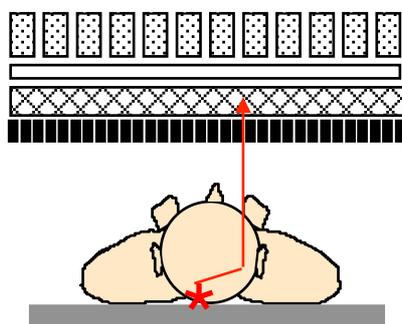
avec correction  
d'atténuation

# Diffusion en PET

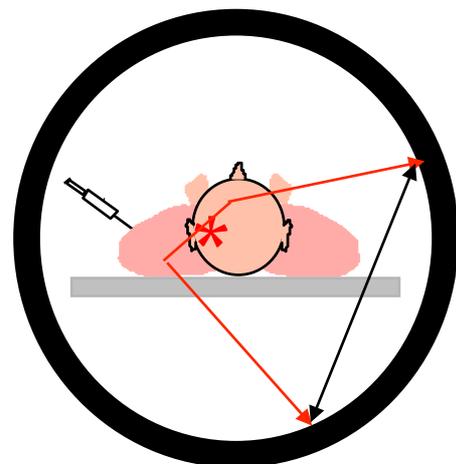


- Dans le patient (1 ou 2 photons diffusés)
- Dans le cristal

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



SPECT



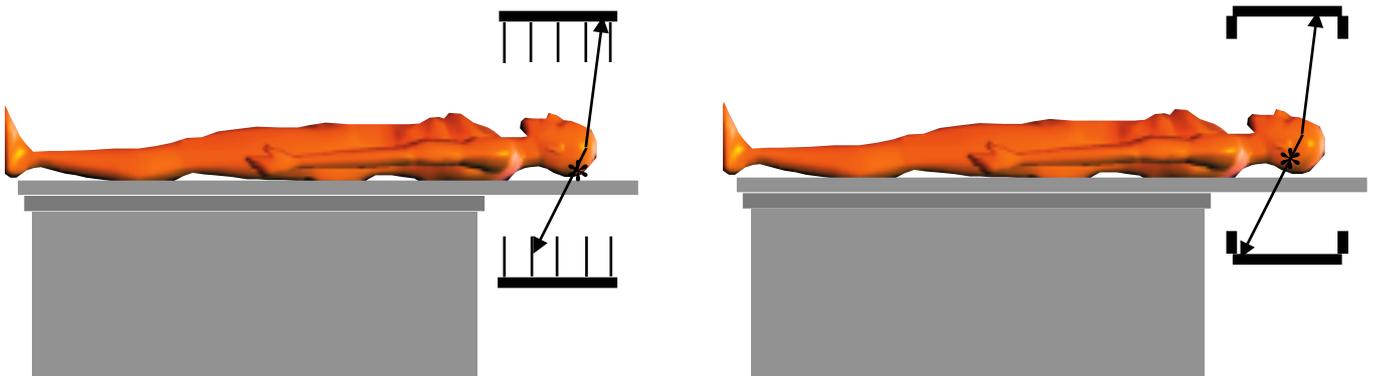
PET

⇒ photons ayant perdu de l'énergie

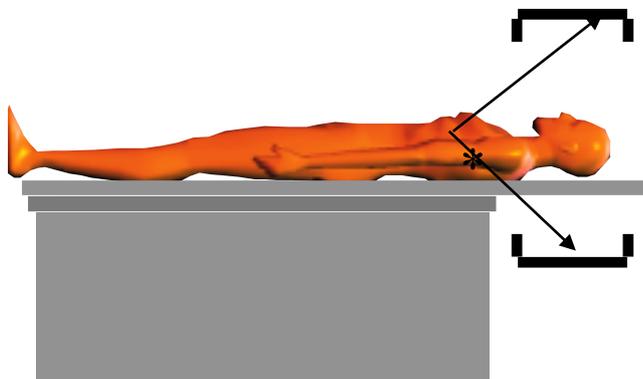
# Conséquences de la diffusion en PET

---

- 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

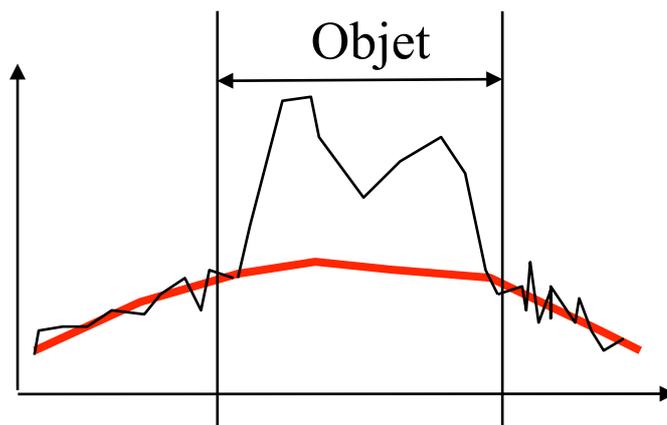
---

- Trois stratégies de soustraction
  - 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 de la contribution du diffusé à partir de la cartographie de densité
    - e.g., :
      - \* par simulations analytiques
      - \* par simulations de Monte Carlo
- Repositionnement des photons diffusés

# Ajustement des queues de distribution

---

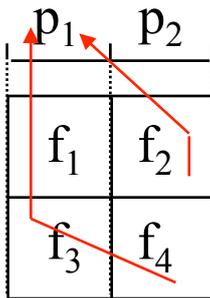
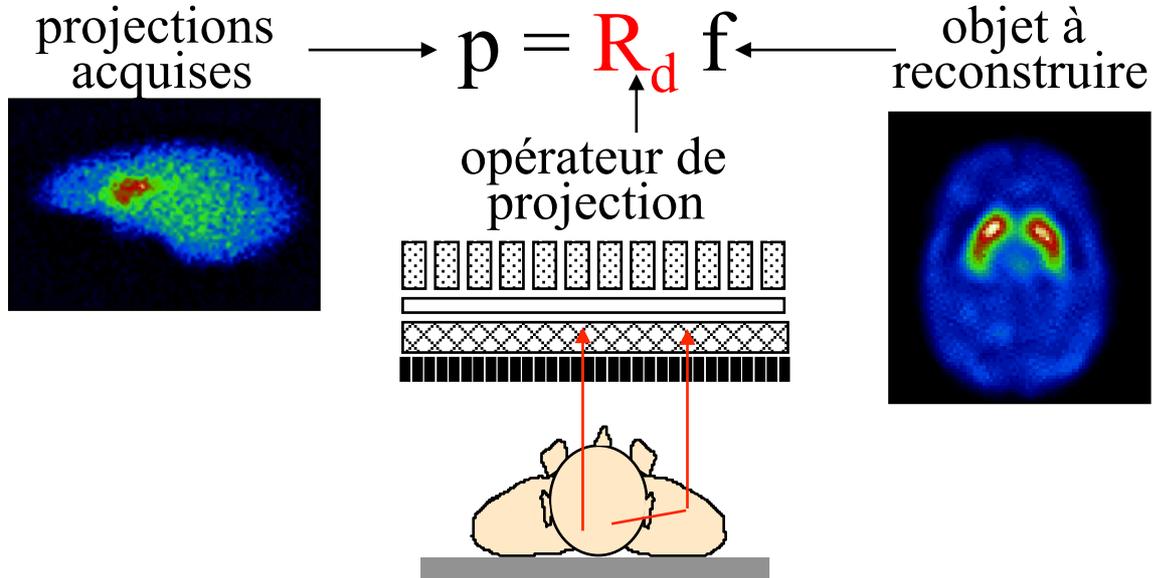
- Hypothèses
  - image du diffusé = image basse fréquence
  - distribution spatiale des photons diffusés modélisable par une fonction relativement simple (fonction gaussienne)
- Mise en oeuvre
  - filtrage des sinogrammes pour réduire l'influence du bruit
  - ajustement de l'activité enregistrée en dehors de l'objet par une fonction analytique simple (e.g., gaussienne)
  - soustraction la contribution du diffusé ainsi estimée



Sur les sinogrammes

# Repositionnement des photons diffusés

- Modélisation de la diffusion dans le projecteur



sans modélisation de la diffusion :

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

avec modélisation de la diffusion :

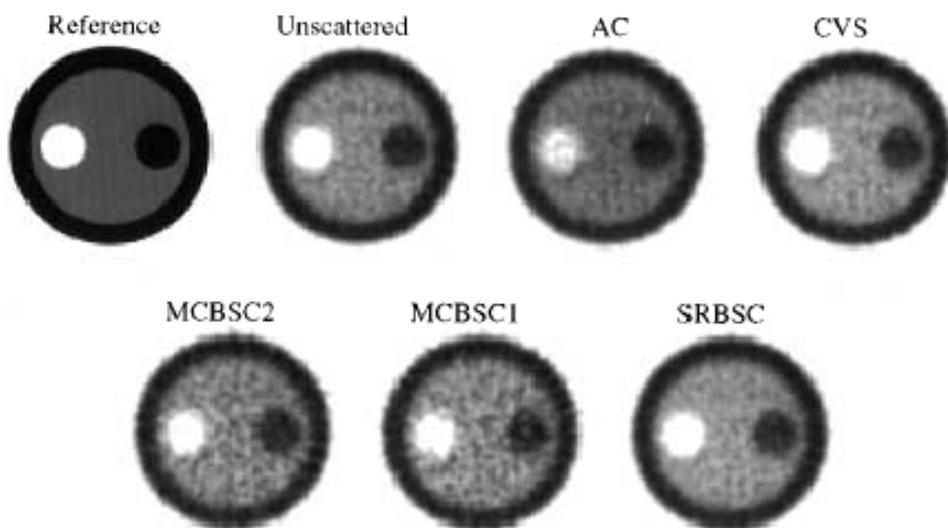
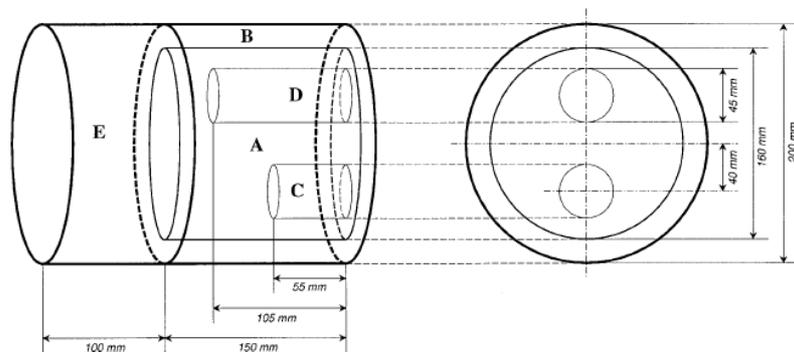
$$p_1 = r_{11} f_1 + r_{12} f_2 + r_{13} f_3 + r_{14} f_4$$

- modélisation analytique approximative
- modélisation Monte Carlo

- Reconstruction itérative avec modélisation de la diffusion dans le projecteur

- ⇒ approche très générale adaptée à tous les algorithmes de reconstruction itérative
- ⇒ formulation difficile d'un modèle adaptatif
- ⇒ coûteux en espace mémoire et en temps calcul

# Illustration



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

Figure of merit Case/compartment	Absolute concentration (kBq/ml)	
	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

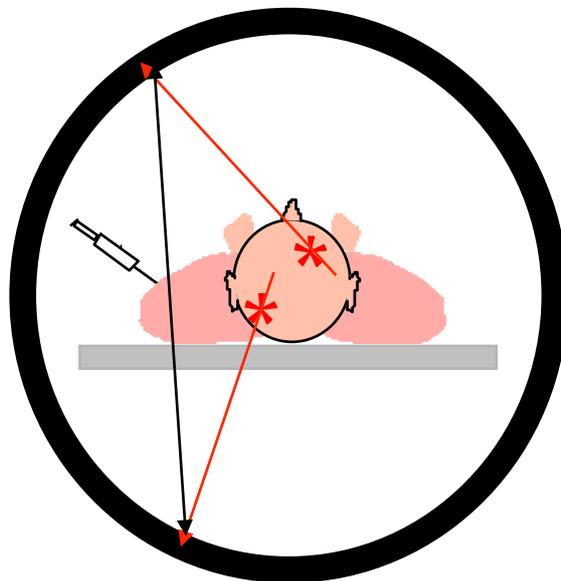
# Correction de diffusion en PET : synthèse

---

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

# Coïncidences fortuites en PET

---



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

# Importance des coïncidences fortuites en PET

---

- Nombre de coïncidences fortuites

Nb d'événements simples  
enregistré par le détecteur 1

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

longueur de la fenêtre de coïncidence

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

- Coïncidences vraies proportionnelles à l'activité A

⇒ (fortuits / vrais) proportionnel à A

- Réduction des coïncidences fortuites

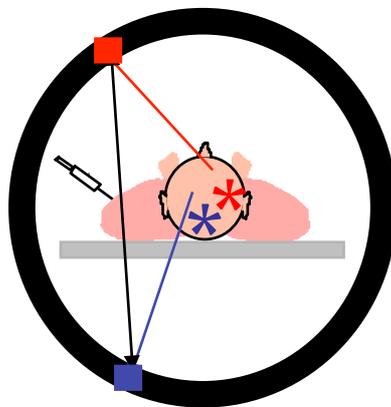
- par réduction de la fenêtre de coïncidence

⇒ une correction reste cependant nécessaire

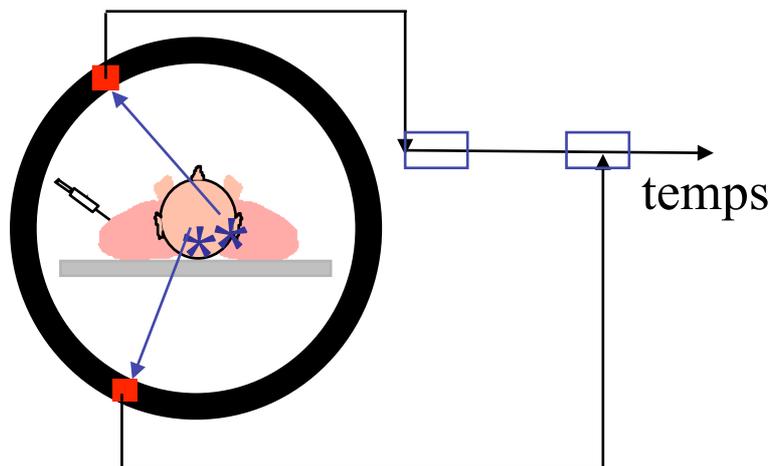
# Correction des fortuites en PET : stratégies

---

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



- Mesure directe au moyen d'une ligne à retard



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

# Estimation via les événements non coïncidents

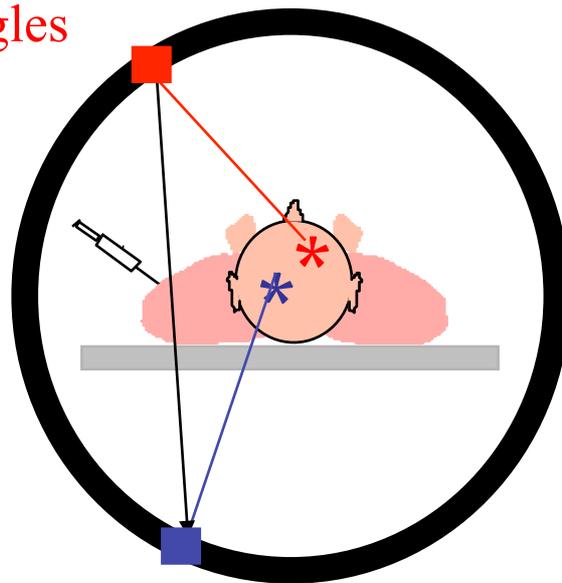
---

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

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

longueur de la fenêtre de coïncidence

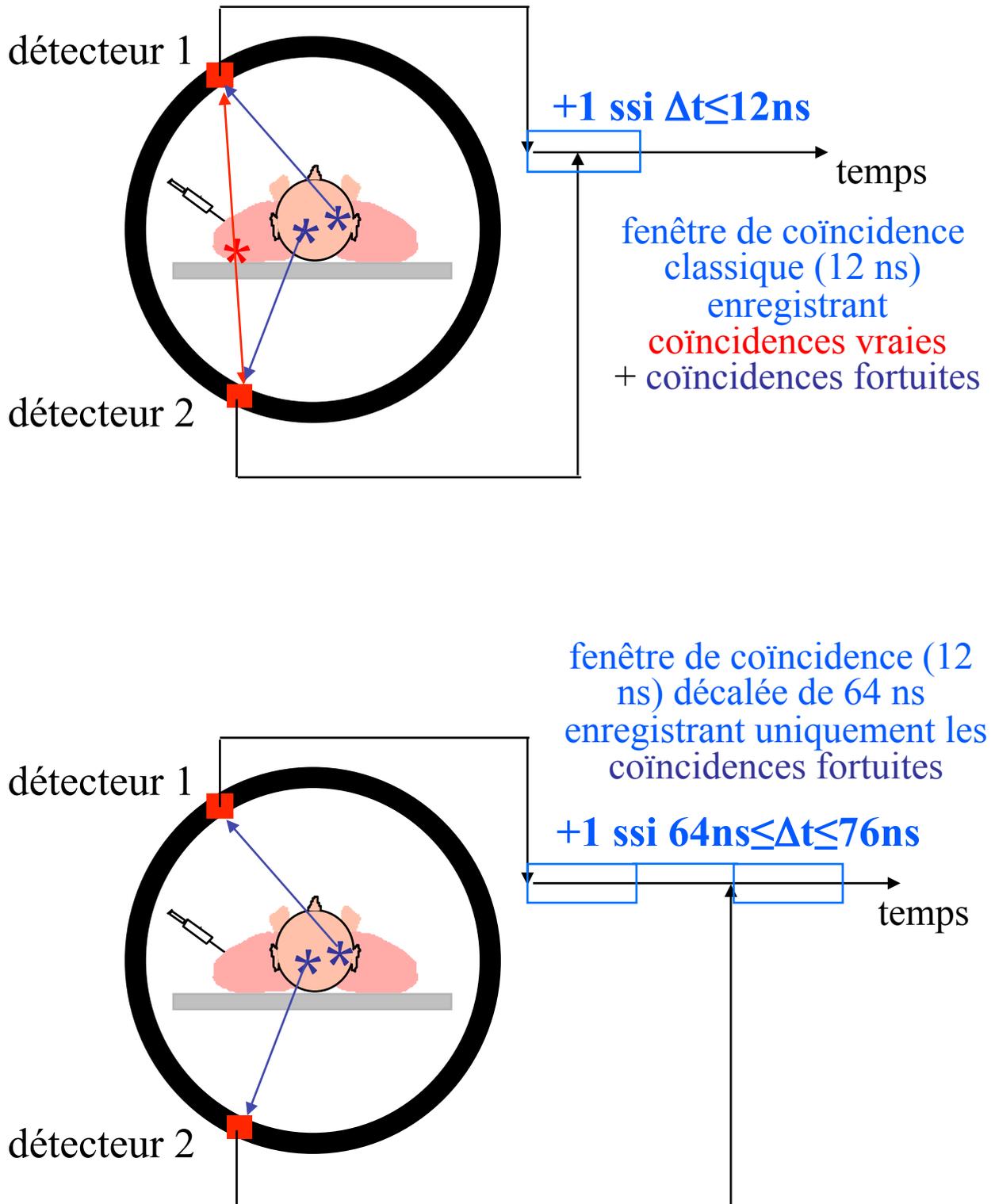
détecteur 1 :  
 $S_1$  singles



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, le plus souvent par une ligne retard
- Pourtant, nécessité de limiter le nombre de coïncidences fortuits, car :
  - sans coïncidences fortuites :

$$\sigma(\text{vraies} + \text{diffusées}) = \sqrt{(\text{vraies} + \text{diffusées})}$$

↑

incertitude sur le nombre de coïncidences détectées

- avec coïncidences fortuites, après soustraction des coïncidences fortuites :

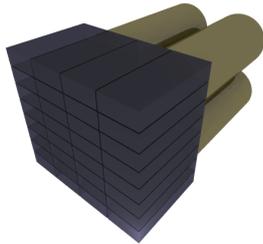
$$\sigma(\text{vraies} + \text{diffusées}) = \sqrt{(\text{vraies} + \text{diffusées} + 2 * \text{fortuites})}$$

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

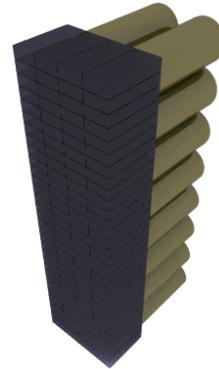
# Problème de normalisation

---

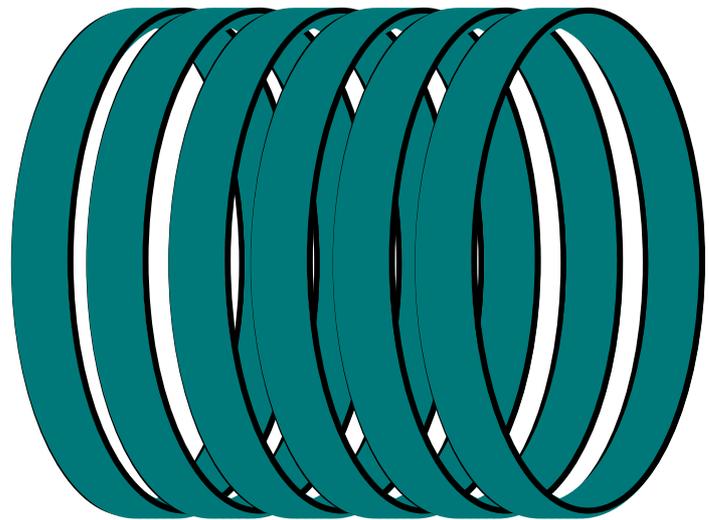
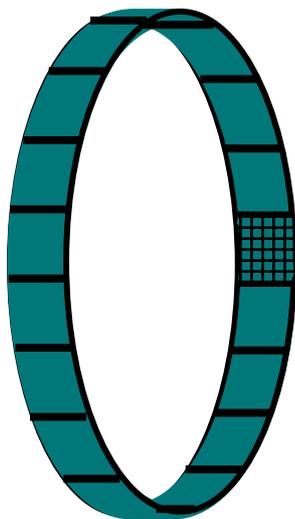
- Tomographe PET « typique » : entre 10 000 et 20 000 cristaux détecteurs



blocs : 8x8 détecteurs



module = 256 détecteurs

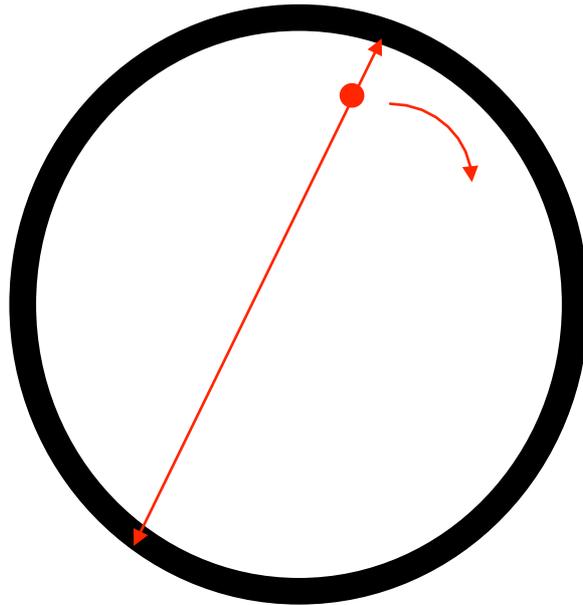


- Les cristaux peuvent être très légèrement différents en dimensions, ou fraction de la lumière de scintillation arrivant sur les tubes photomultiplicateurs, ou épaisseur du cristal vue par les photons incidents suivant l'angle d'incidence
  - ➔ réponses variables des différents cristaux détecteurs
-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

# Méthode de normalisation

---

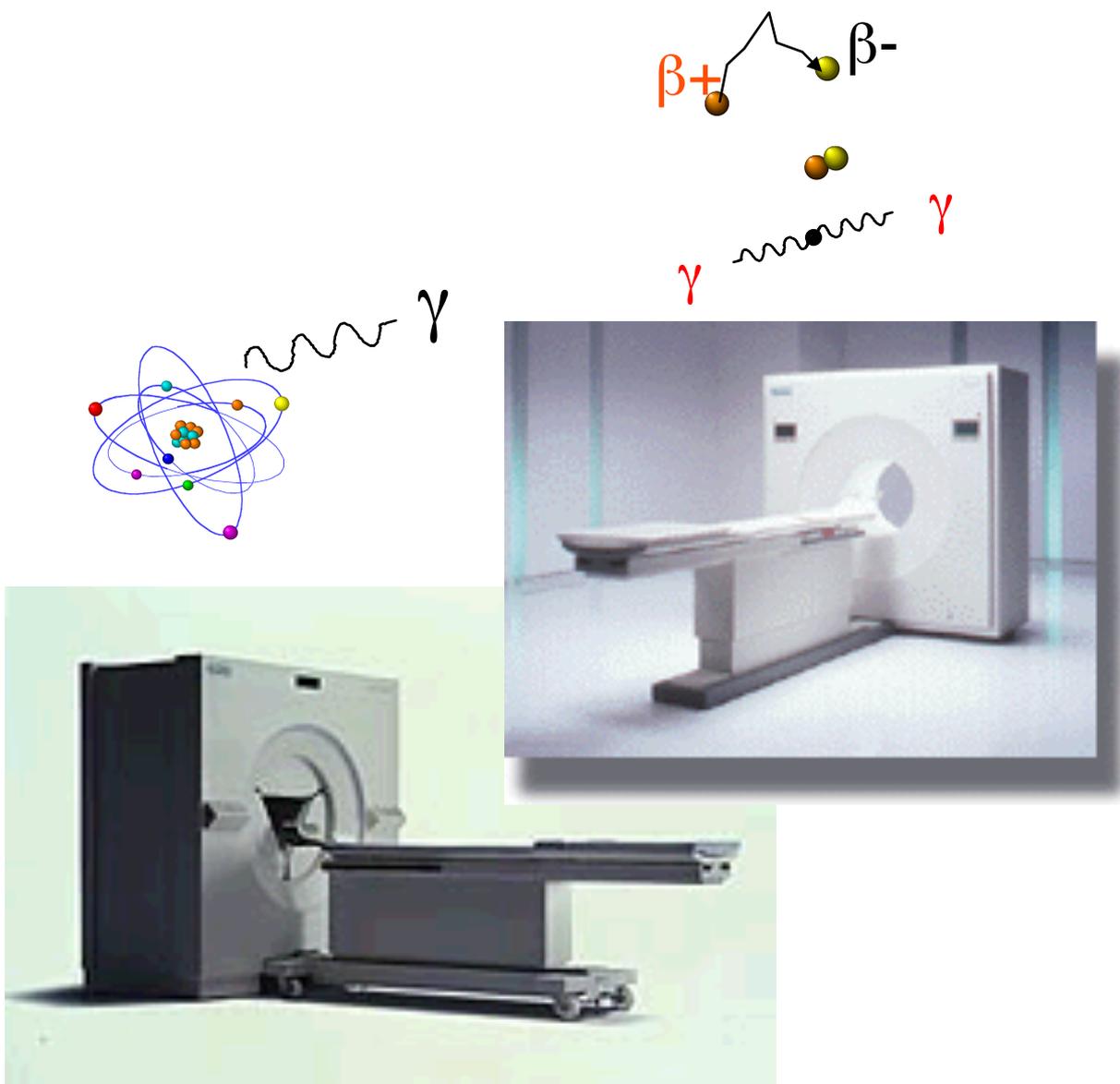
- Enregistrement de la réponse du tomographe lorsque celui-ci est soumis à un flux de photons uniforme



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

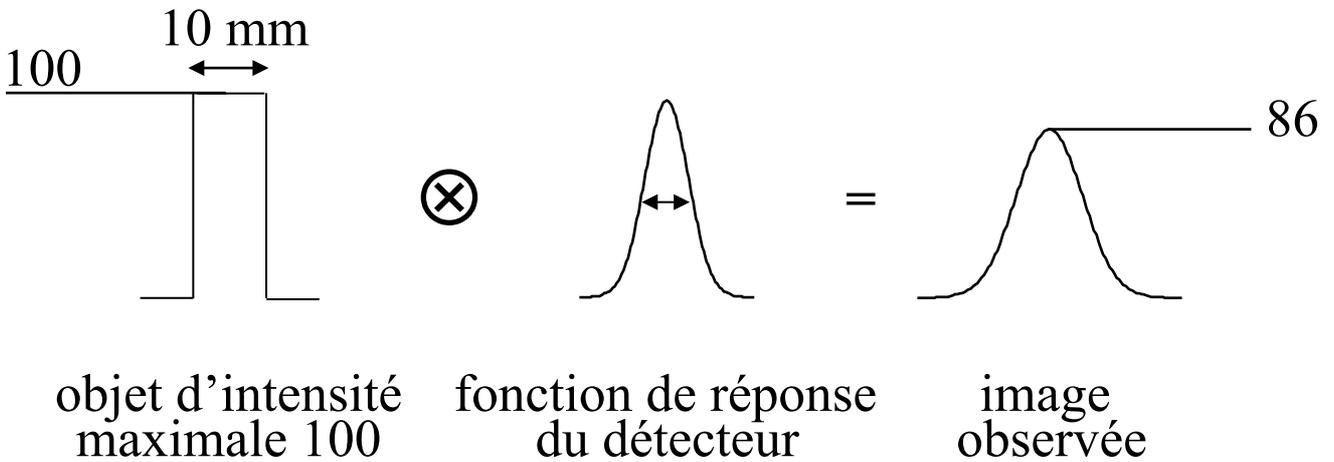
# Problèmes communs au SPECT et au PET

---



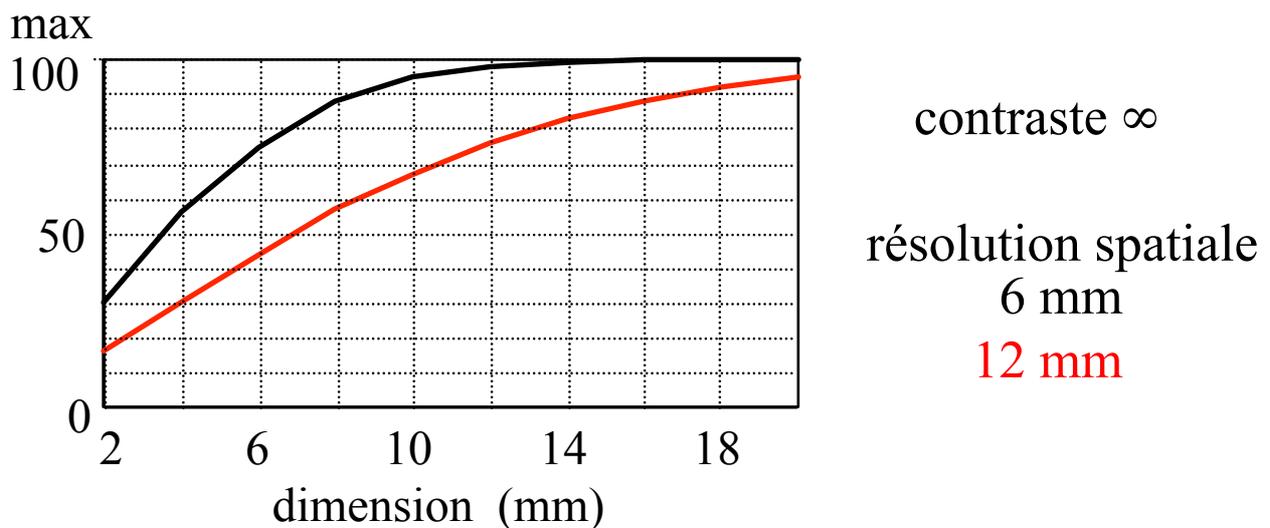
- Effet de volume partiel
- Mouvement respiratoire

# Effet de volume partiel



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

- ⇒ du contraste objet / fond
- ⇒ de la dimension de l'objet
- ⇒ de la résolution spatiale du système

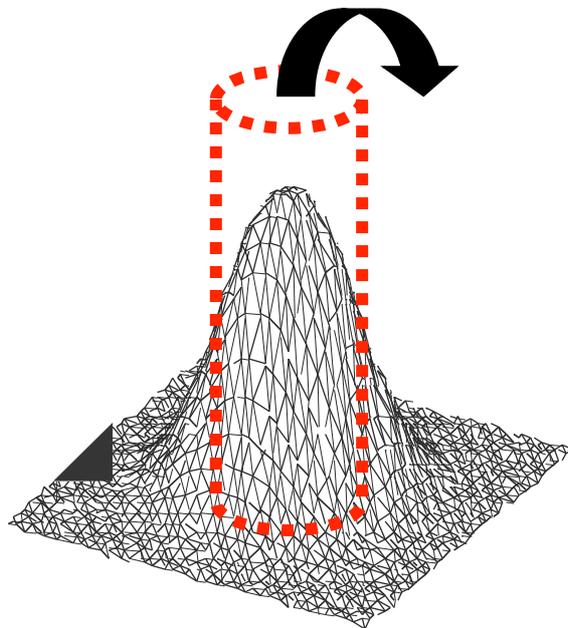


⇒ affecte les structures de taille <2-3 FWHM

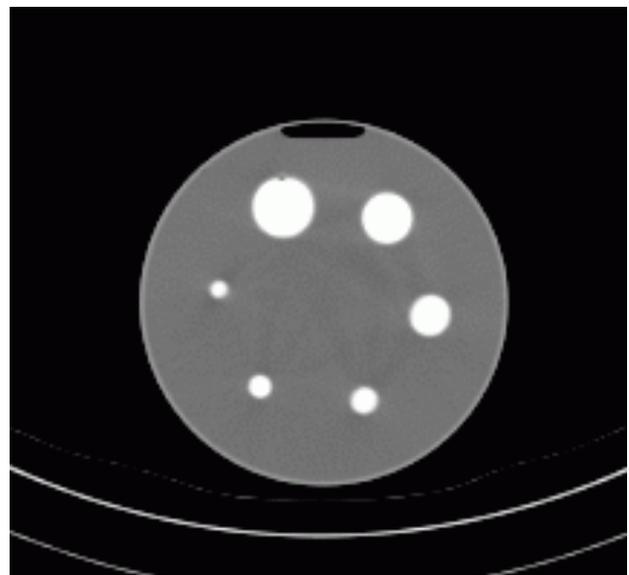
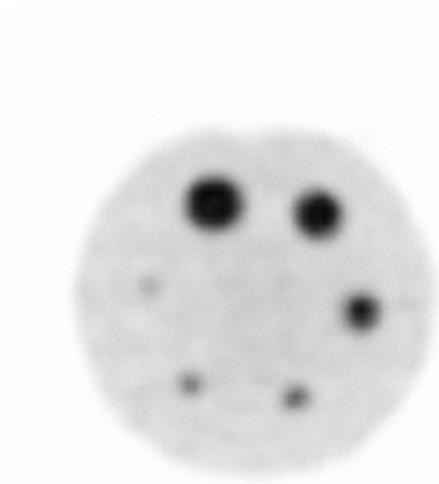
# Conséquences de l'effet de volume partiel

---

- Contaminations entre régions



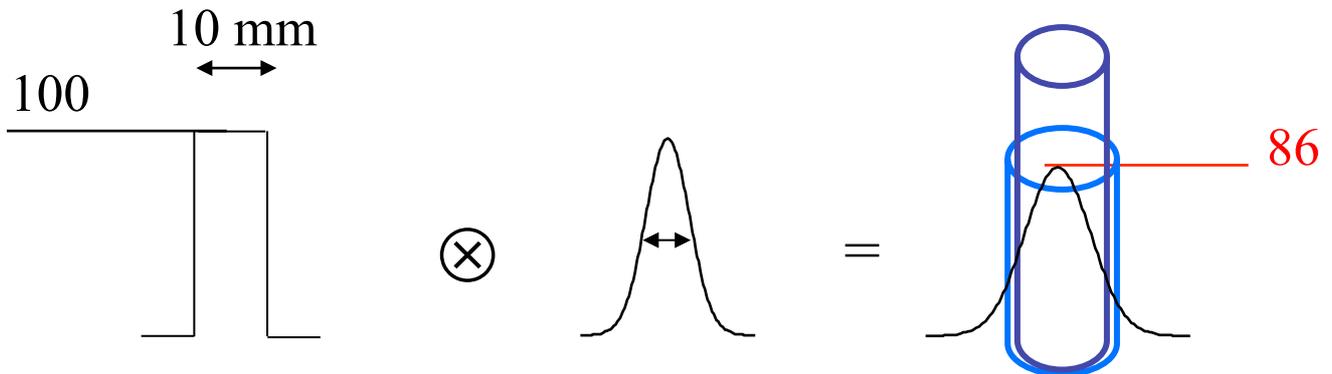
- Affecte différemment des structures de tailles différentes



Même concentration d'activité  
dans toutes les sphères :  
l'activité apparente dépend  
fortement de la taille de la  
sphère !

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

---

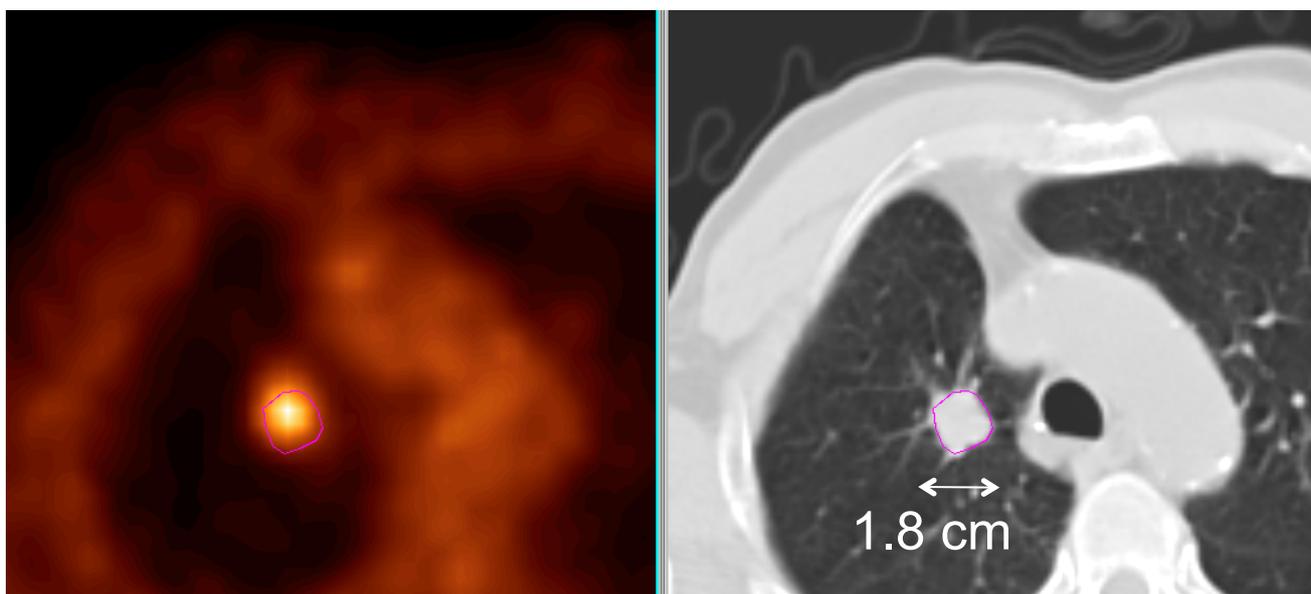


- **max** (ROI de 1 pixel) :
  - minimise le biais introduit par l'effet de volume partiel
  - très sensible au bruit dans l'image
- **tracée manuellement** :
  - effet de volume partiel dépendant fortement de l'observateur (biais peu reproductible)
  - biais toujours plus élevé qu'en considérant le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



# Influence de la région d'intérêt sur la mesure

---



$$\text{SUV}_{\text{max}} = 4.9$$

$$\text{SUV}_{75\%} = 4.1$$

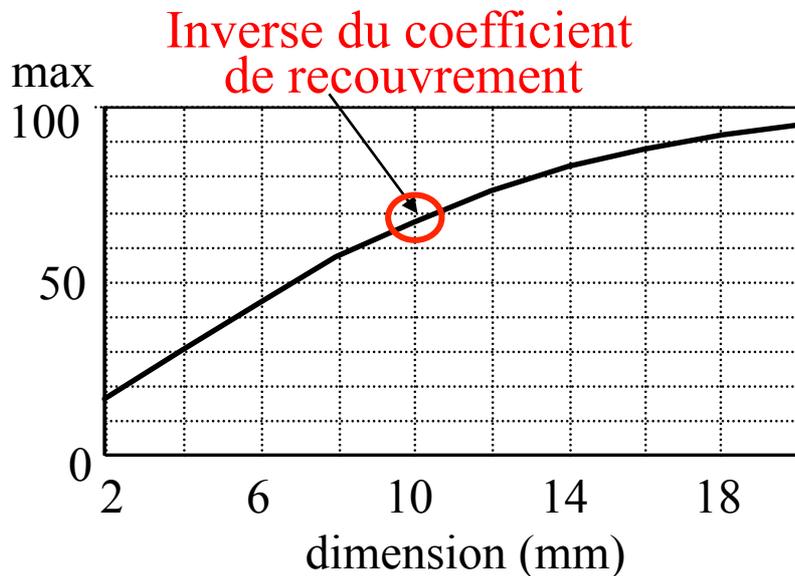
$$\text{SUV}_{50\%} = 3.7$$

$$\text{SUV}_{15 \times 15} = 3.1$$

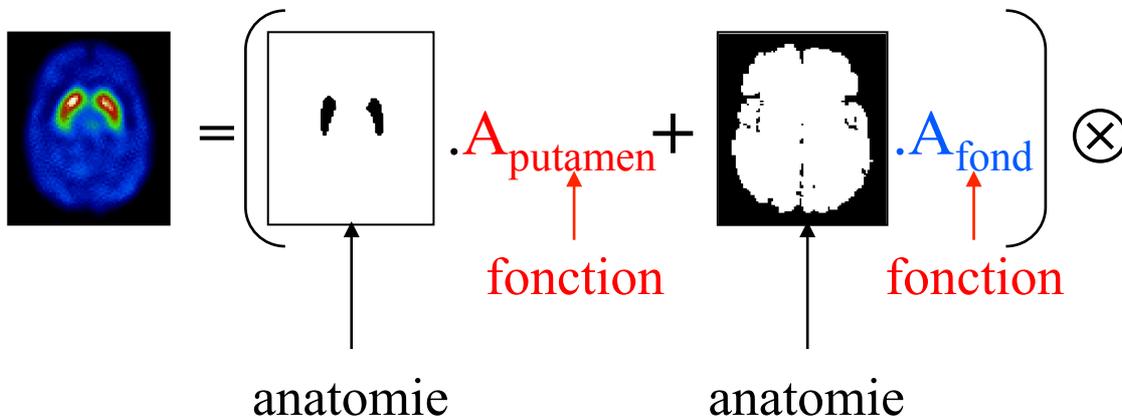
$$\text{SUV}_{\text{mean}} = 2.6$$

# Correction de volume partiel : stratégies

- Différentes stratégies, parmi lesquelles :
  - déconvolution des images par la fonction de réponse du système d'imagerie
  - coefficients de recouvrement



- modélisation anatomo-fonctionnelle



# Correction par coefficients de recouvrement

---

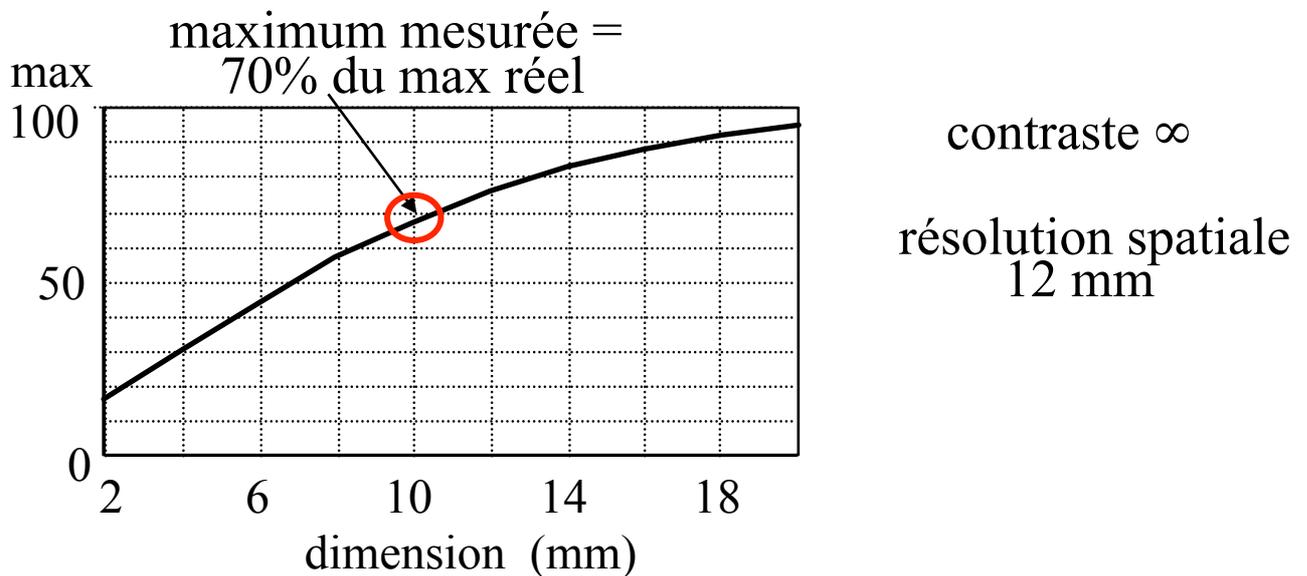
- Hypothèses

- 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

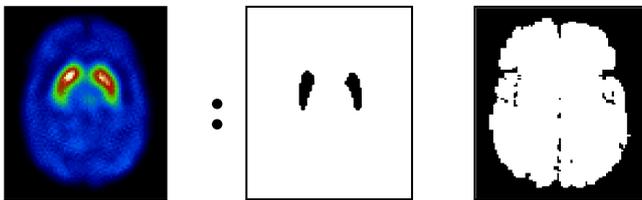
# Inversion d'une matrice de contamination croisée

- Hypothèses

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

- Exemple : imagerie des récepteurs dopaminergiques

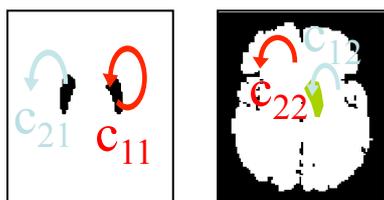
- modèle :



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



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

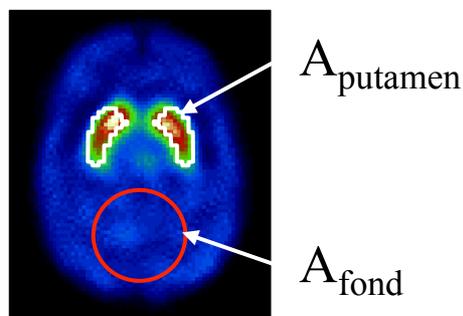
$$m_2 = c_{21} a_1 + c_{22} a_2$$

- 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

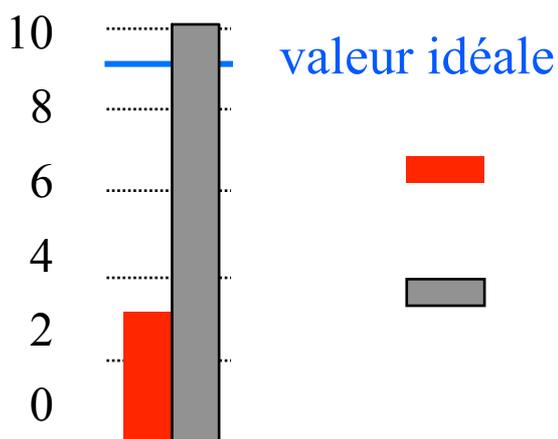
# Illustration en SPECT

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



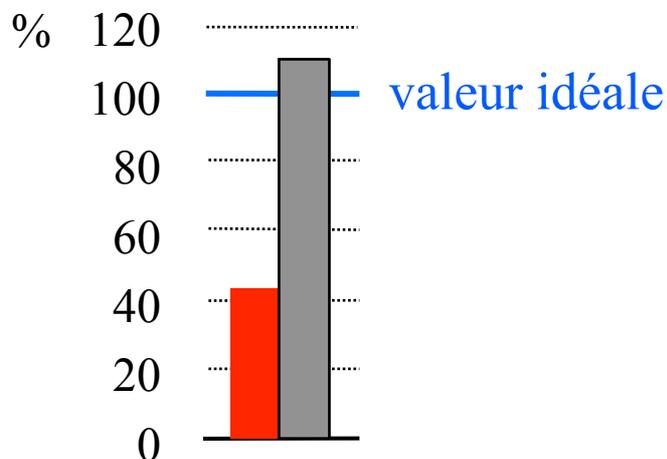
$$BP = \frac{A_{\text{putamen}} - A_{\text{fond}}}{A_{\text{fond}}}$$

binding potential



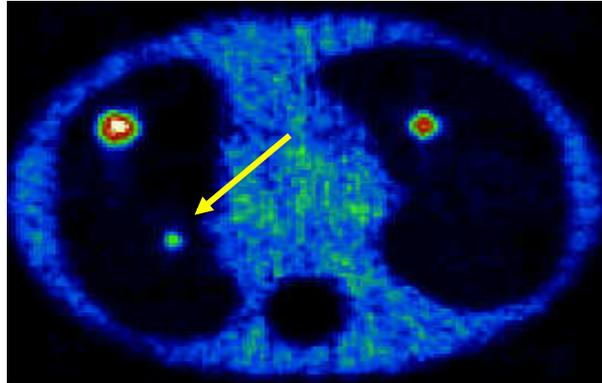
corrections  
**atténuation + diffusion  
 + résolution spatiale**  
 atténuation + diffusion  
 + résolution spatiale +  
 volume partiel

- activité restaurée dans le putamen



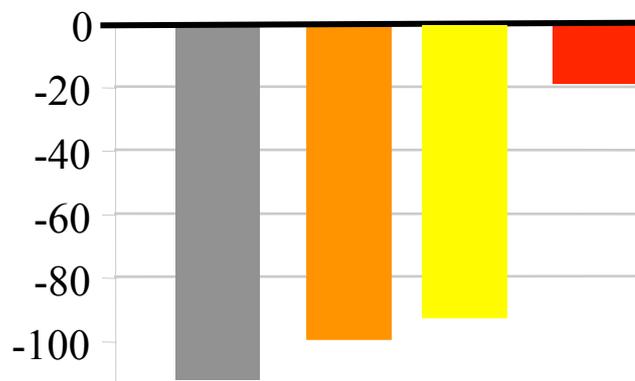
# Illustration en PET

---



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

## Sous-estimation (%) des SUV



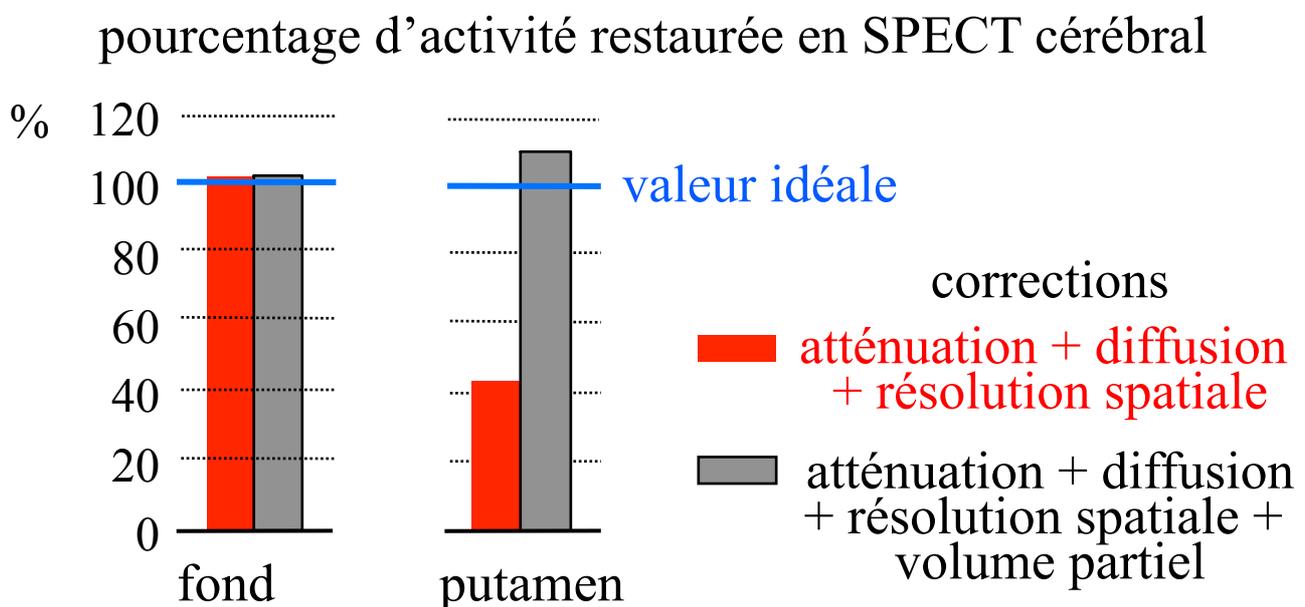
## Corrections

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

## Correction de volume partiel : synthèse

---

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



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

# Mouvement en SPECT et en PET

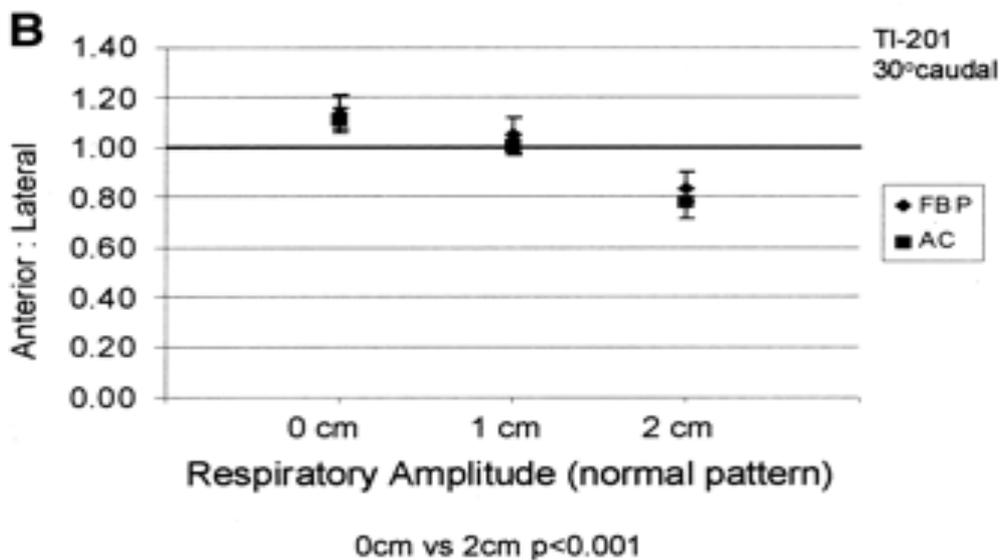
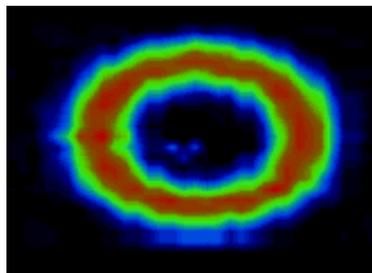
---

2 types de mouvements :

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

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

## SPECT cardiaque



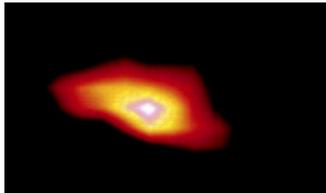
➔ modification du rapport d'activité antérieure/latérale de ~25%

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

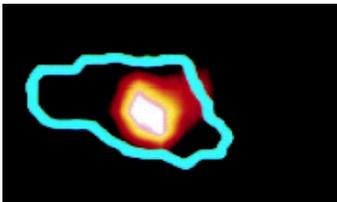
# Le mouvement et ses conséquences

---

## PET FDG pulmonaire



avec flou cinétique



« sans » flou cinétique

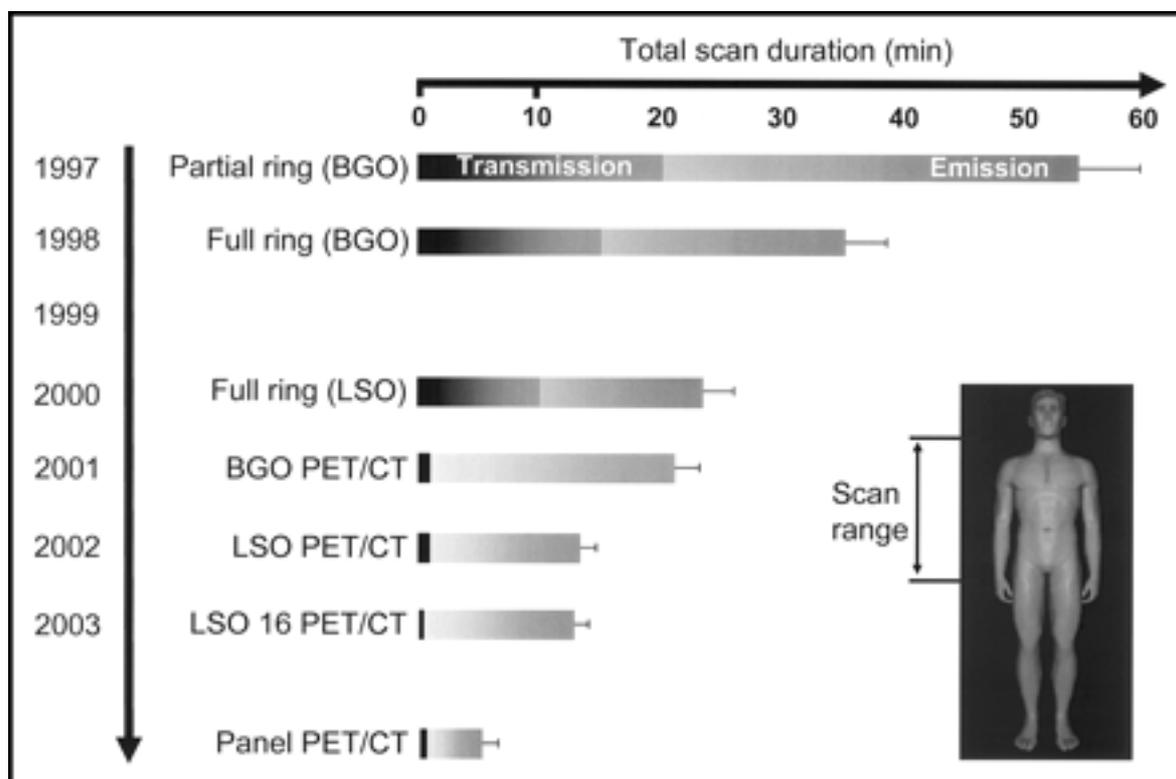
- ➔ volume apparent des lésions augmenté de 10% à plus de 30% du fait du mouvement
- ➔ valeur de fixation diminuée de 5% à plus de 100%

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

# Correction du mouvement fortuit

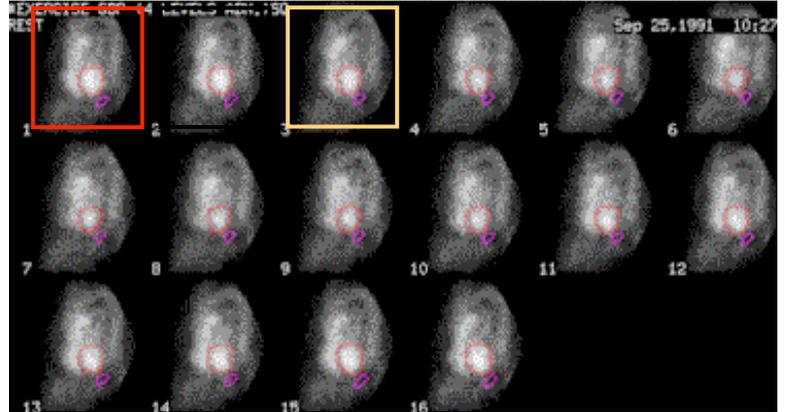
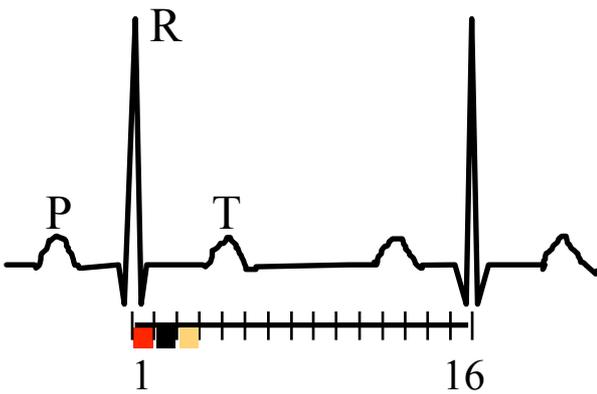
- Tendre vers des examens plus courts

## PET/CT

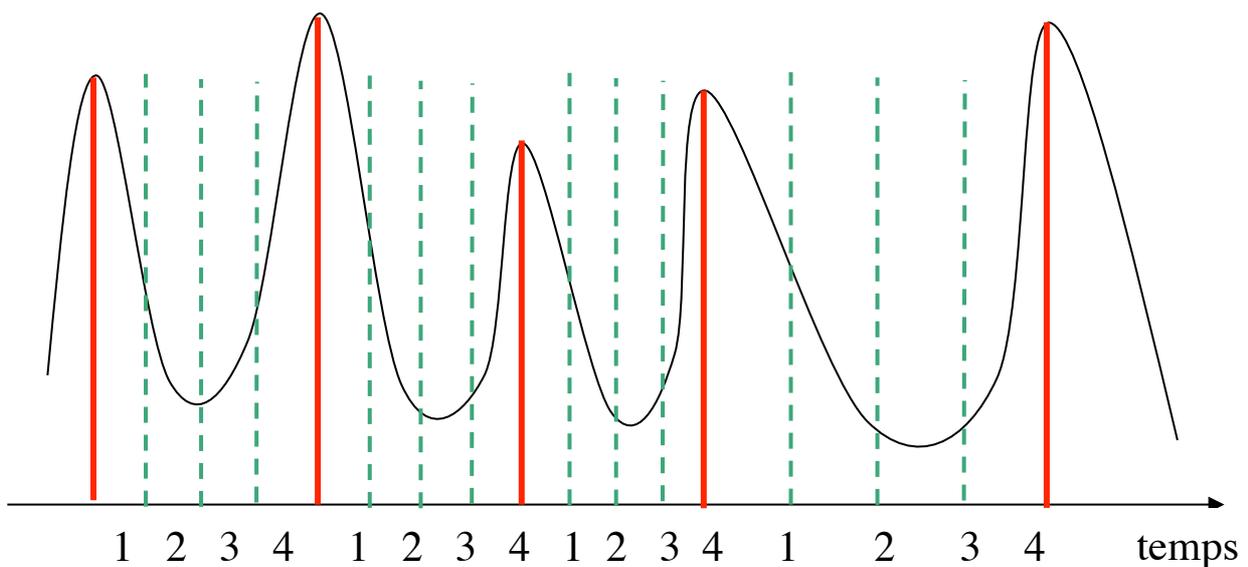


# Correction des mouvements physiologiques

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



- Vers la synchronisation respiratoire (notamment PET oncologique pulmonaire)



# Limite de la synchronisation respiratoire

---

- Vers la synchronisation respiratoire (notamment PET oncologique pulmonaire)



non synchronisé  
30 Mcoups



synchronisé  
10 Mcoups



synchronisé  
6 Mcoups



synchronisé  
4 Mcoups

*Visvikis et al IEEE TNS 2004*

# Impact de la méthode de reconstruction tomographique

---

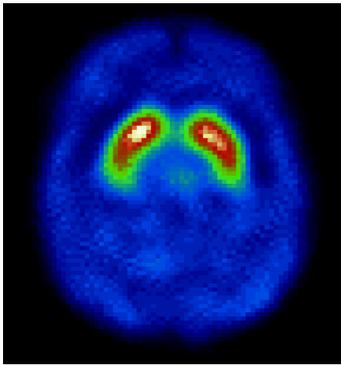
## FBP, OSEM, Gradient Conjugué ?

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

# L'étalonnage

---

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



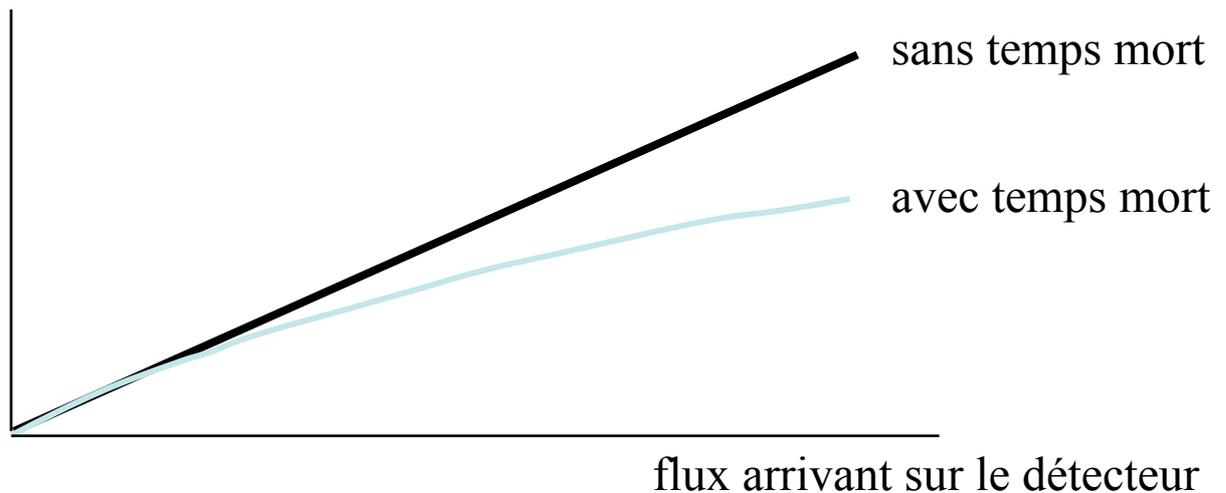
$$X \text{ coups/s/pixel} \xrightarrow{\text{Facteur d'étalonnage}} Y \text{ kBq/ml}$$

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

# Temps mort

---

taux de comptage mesuré



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

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

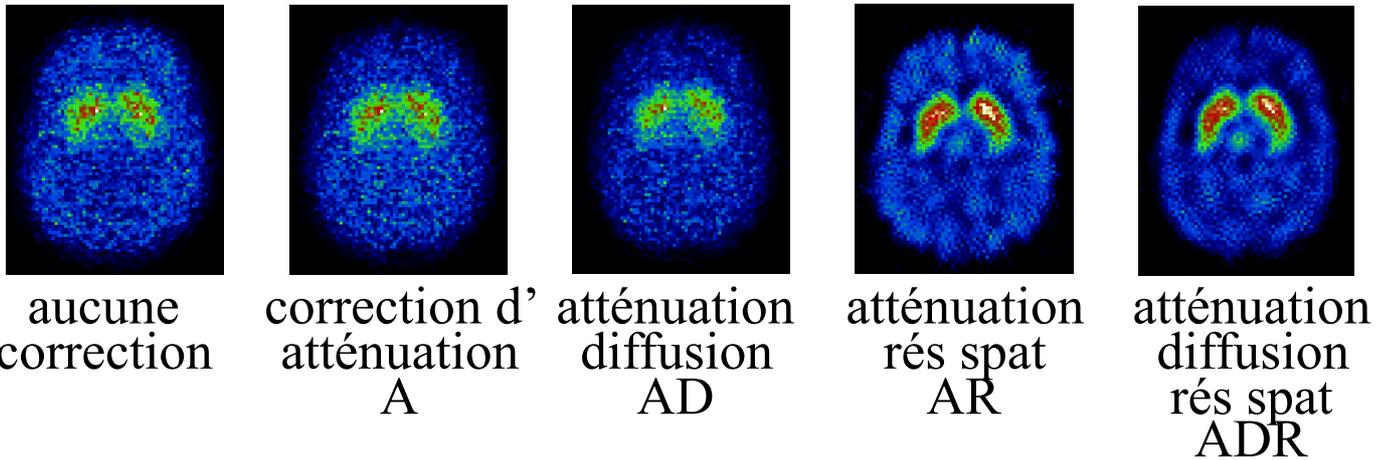
# Quantification en SPECT : synthèse

---

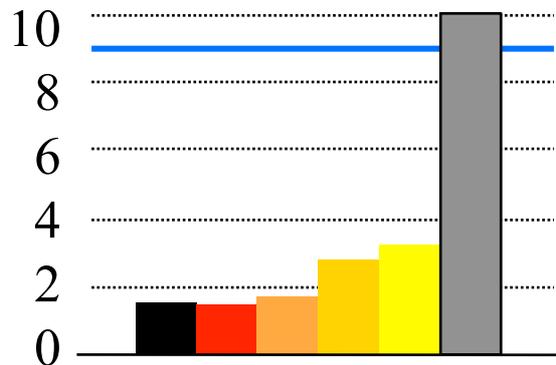
- Quantification absolue
  - correction d'atténuation indispensable
  - correction de diffusion nécessaire pour éviter une surestimation d'activité pouvant aller jusqu'à plus de 30%
  - correction de volume partiel indispensable pour éviter une sous-estimation de l'activité dans les structures de petites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

# Quantification en SPECT : synthèse

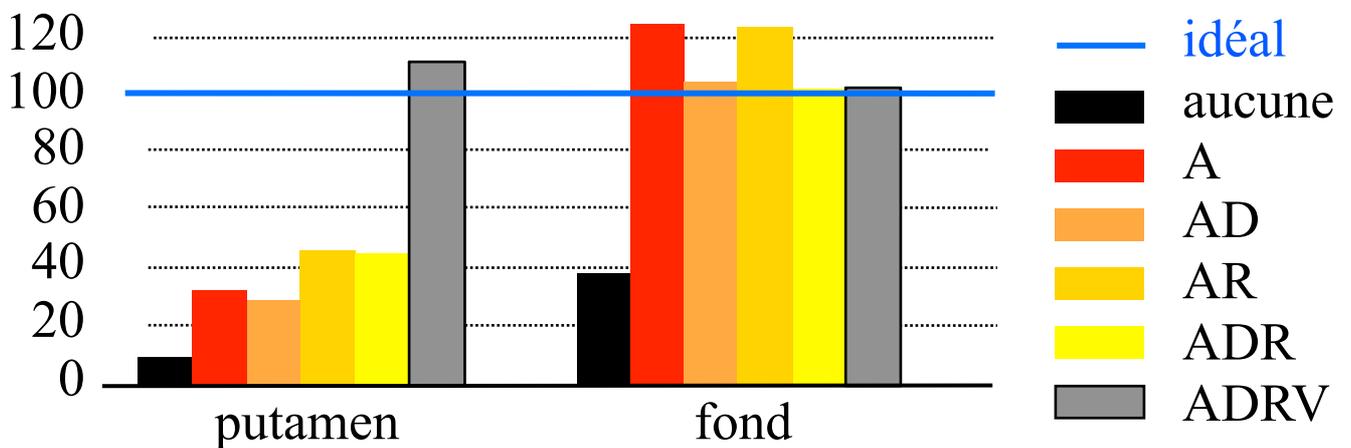
- Importance respective des différentes corrections  
- exemple de la quantification en SPECT cérébral



⇒ mesure du binding potential



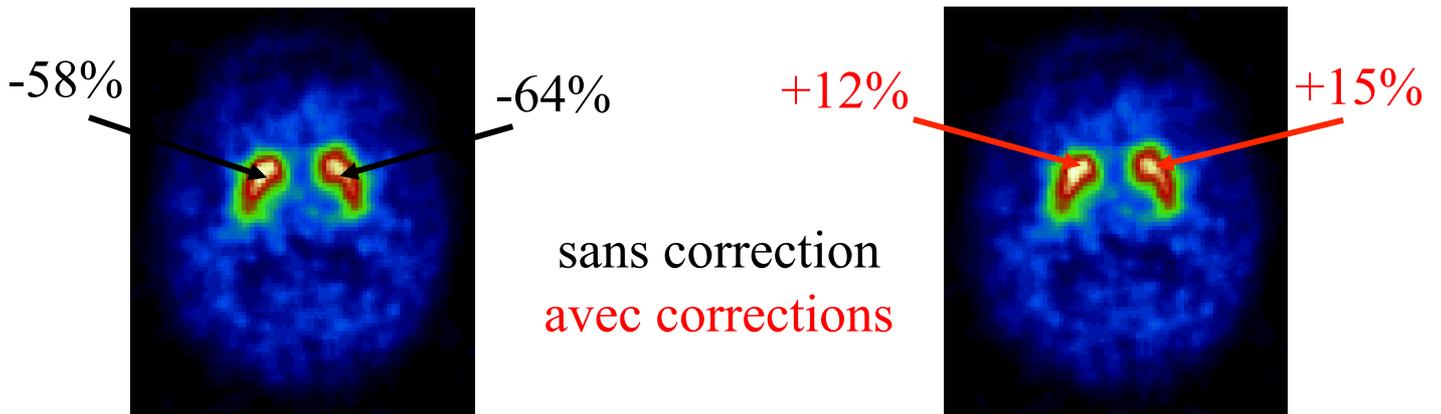
⇒ pourcentage de l'activité restaurée dans les putamens



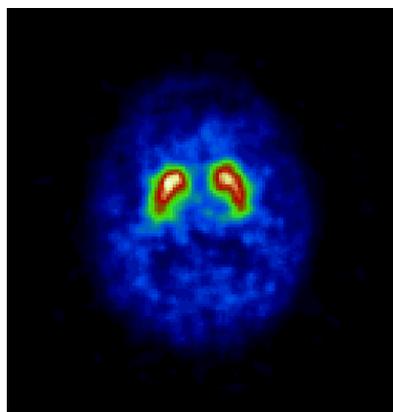
# Intérêt clinique des corrections en SPECT

- Exemple de la neurotransmission dopaminergique

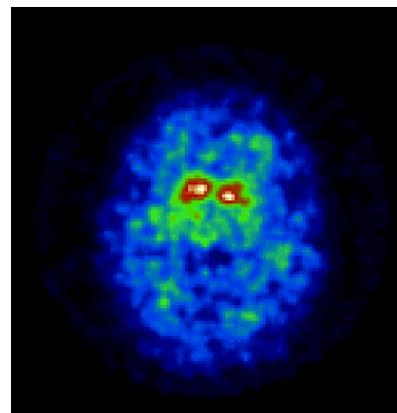
## Mesure du potentiel de liaison



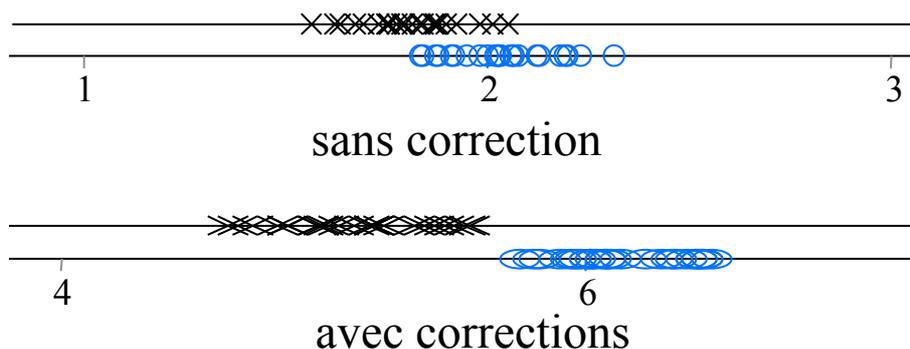
## Diagnostic différentiel



Alzheimer



démence à corps de Lewy



# Quantification en PET : synthèse

---

- Quantification absolue
  - corrections d'atténuation et de coïncidences fortuites indispensables
  - correction de diffusion nécessaire pour éviter une surestimation d'activité pouvant aller jusqu'à 50% (PET 3D)
  - correction de volume partiel indispensable pour éviter une sous-estimation de l'activité dans les structures de petites tailles ( $< 2-3$  FWHM)
- Quantification relative
  - correction de diffusion nécessaire pour réduire l'activité parasite dans les structures de fond
  - correction de résolution spatiale nécessaire pour diminuer les biais
- En pratique
  - correction de coïncidences fortuites systématique
  - correction d'atténuation quasi-systématique (parfois en sus des images non corrigées)
  - correction de diffusion moyennement utilisée
  - correction de volume partiel non disponible en routine et utilisée seulement en recherche