

# Tomographie d'émission de positons

Irène Buvat  
IMNC CNRS 8165  
Orsay

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

novembre 2009

# Plan du cours

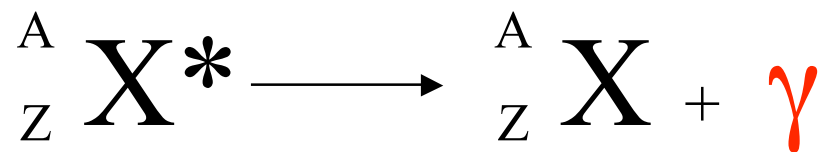
---

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

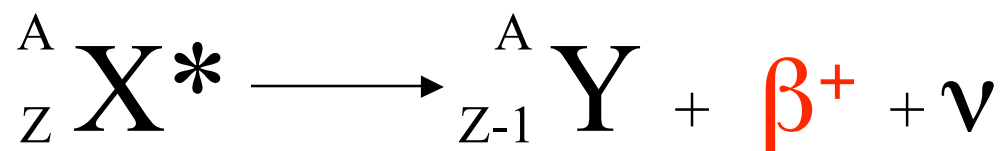
## Rappel : obtention de photons gamma

---

- Emetteurs de photons gamma



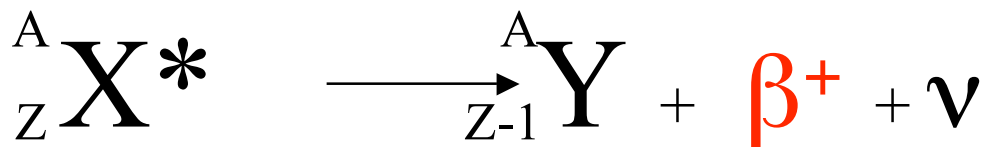
- Emetteurs de positons



## Emetteurs de positons

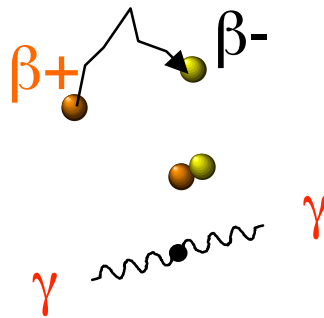
---

- 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

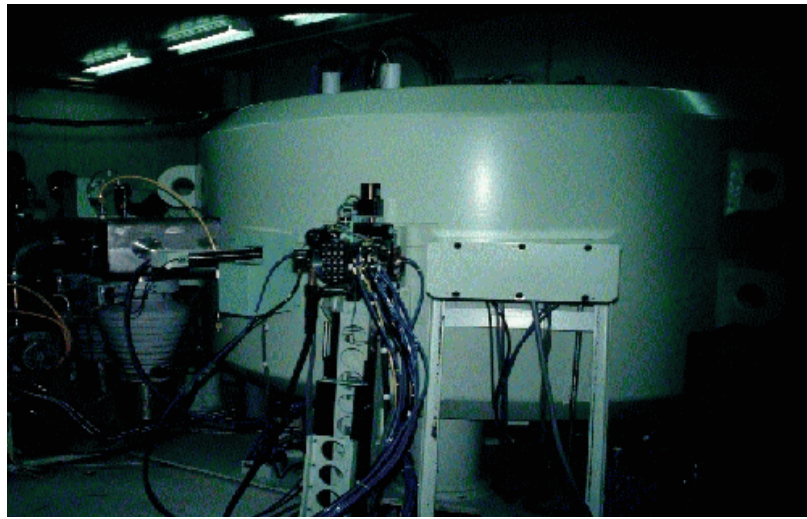
# Production des émetteurs de positons

---

- 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

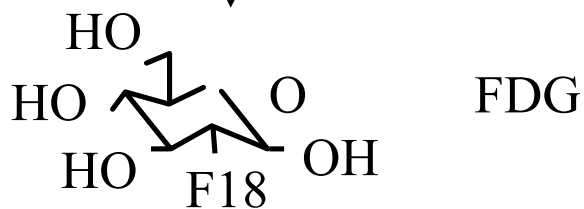
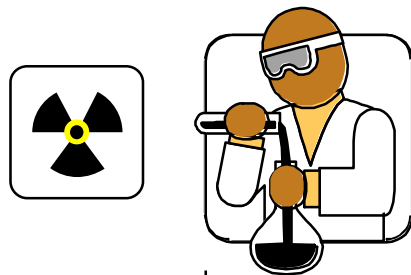
---



Bombardement de noyaux stables par des protons ou des deutérons



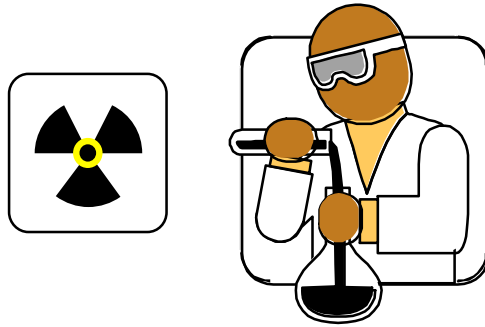
émetteur de positons



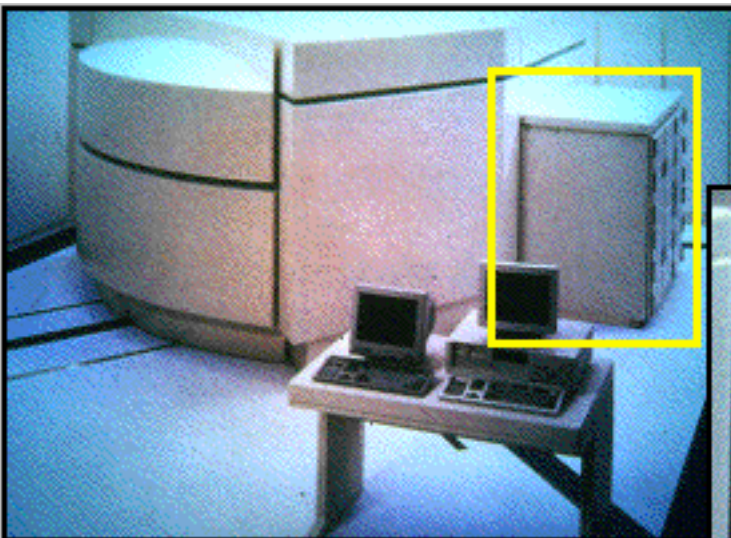
# Synthèse du radiotracteur émetteur de positons $\beta^+$

---

- Complexe et délicate : laboratoire de radiochimie



- Développement de systèmes de synthèse automatique



cyclotron

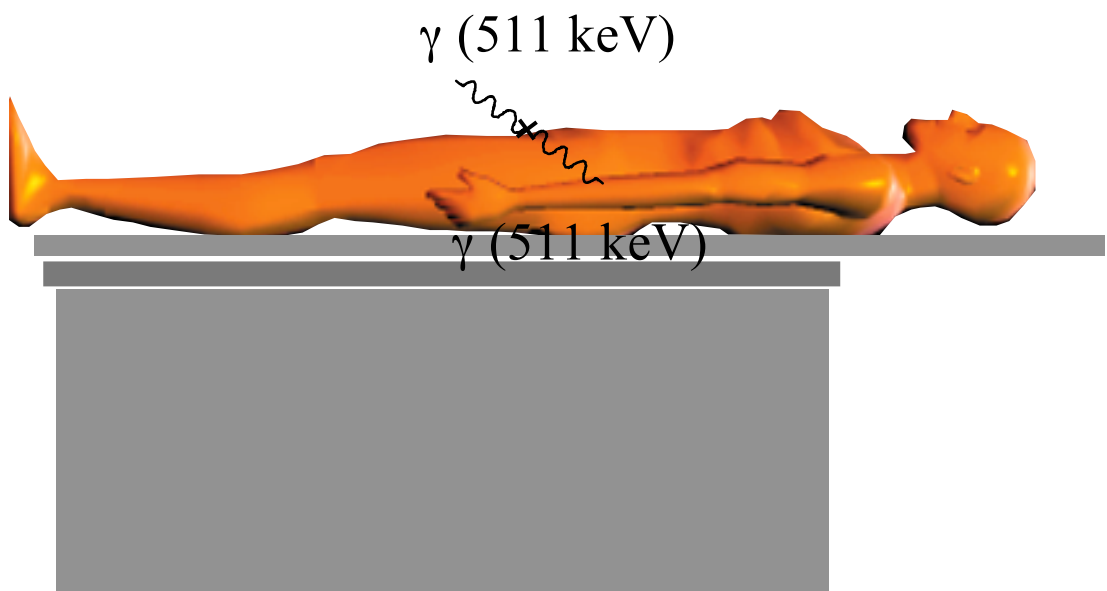


biosynthétiseur



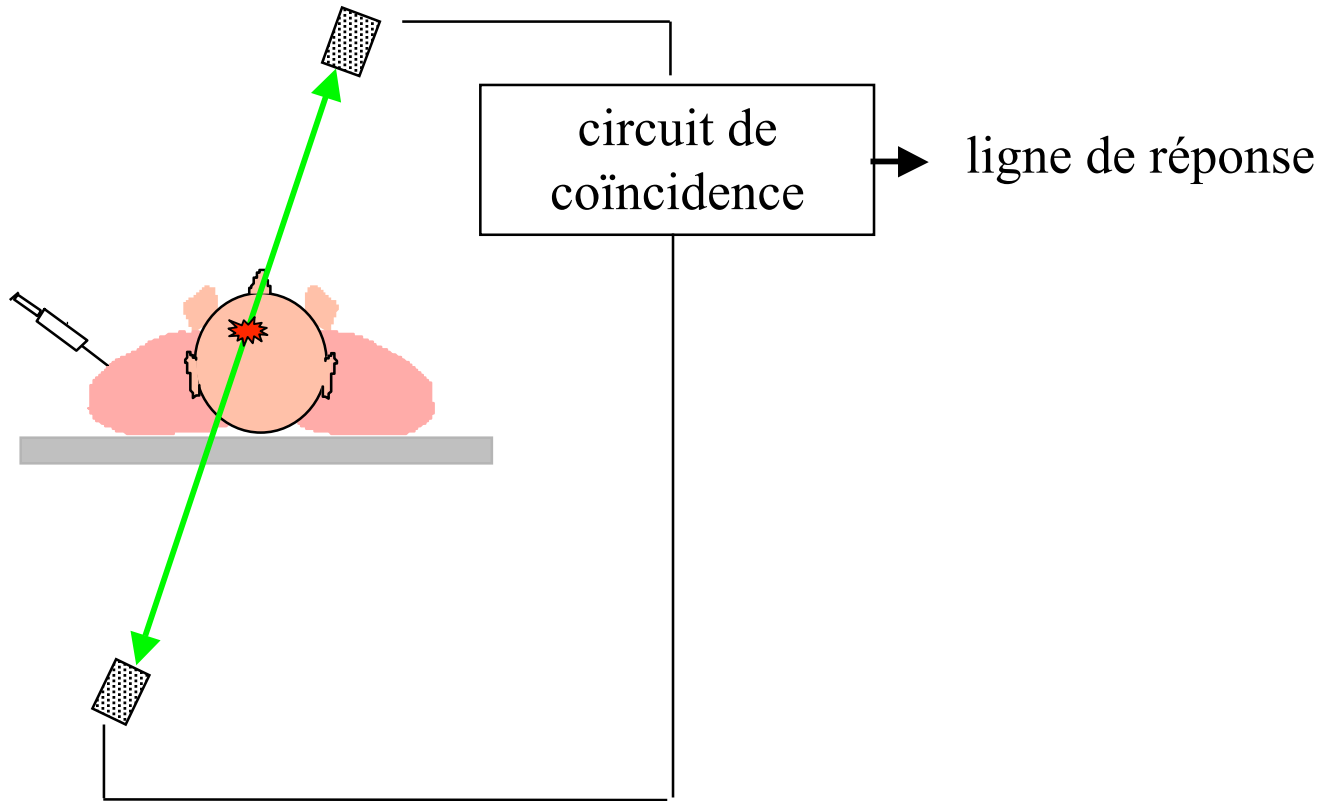
# Problématique de détection

---



# 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 : gamma caméra

---

- Cristal NaI(Tl)
  - ⇒ nécessité d'augmenter l'épaisseur du cristal pour accroître l'efficacité de détection

épaisseur du cristal (mm)	efficacité de détection (%)		
	à 140 keV	à 511 keV	en coïncidence à 511 keV
9,5	100	15	2,2
12,7	100	19	3,6
15,9	100	22	4,8
19,1	100	24	5,8

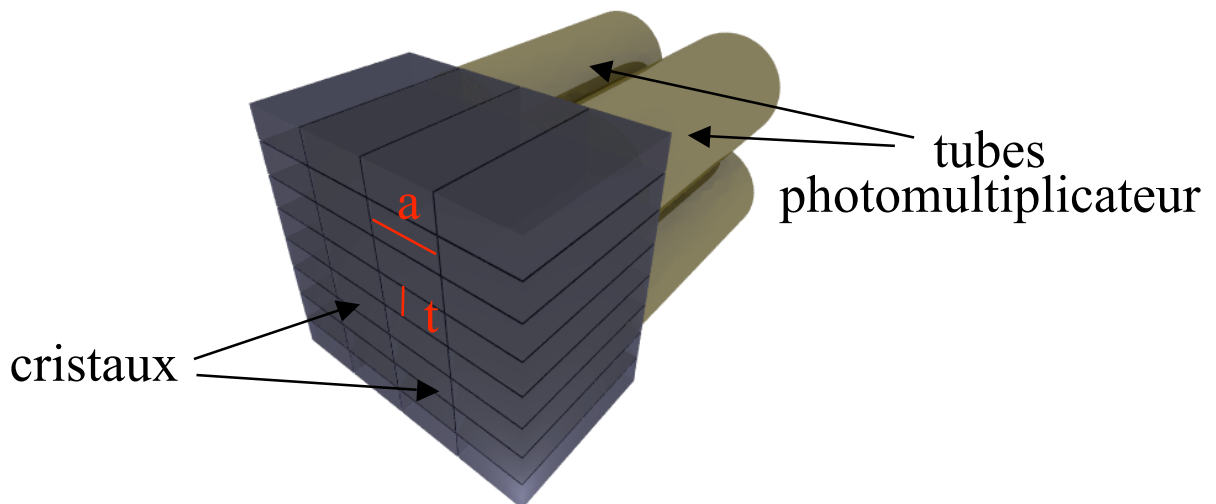
- Ajustement des corrections de linéarité et d'uniformité
- Nécessité de gérer de très hauts taux de comptage
  - diminution de la durée d'intégration du signal lumineux émis par les tubes photomultiplicateurs (200 ns au lieu de 1  $\mu$ s)
  - ⇒ réduction du temps mort mais diminution de la résolution en énergie

**Les gamma caméras ne sont pas adaptés pour réaliser de l'imagerie à 511 keV**

# 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

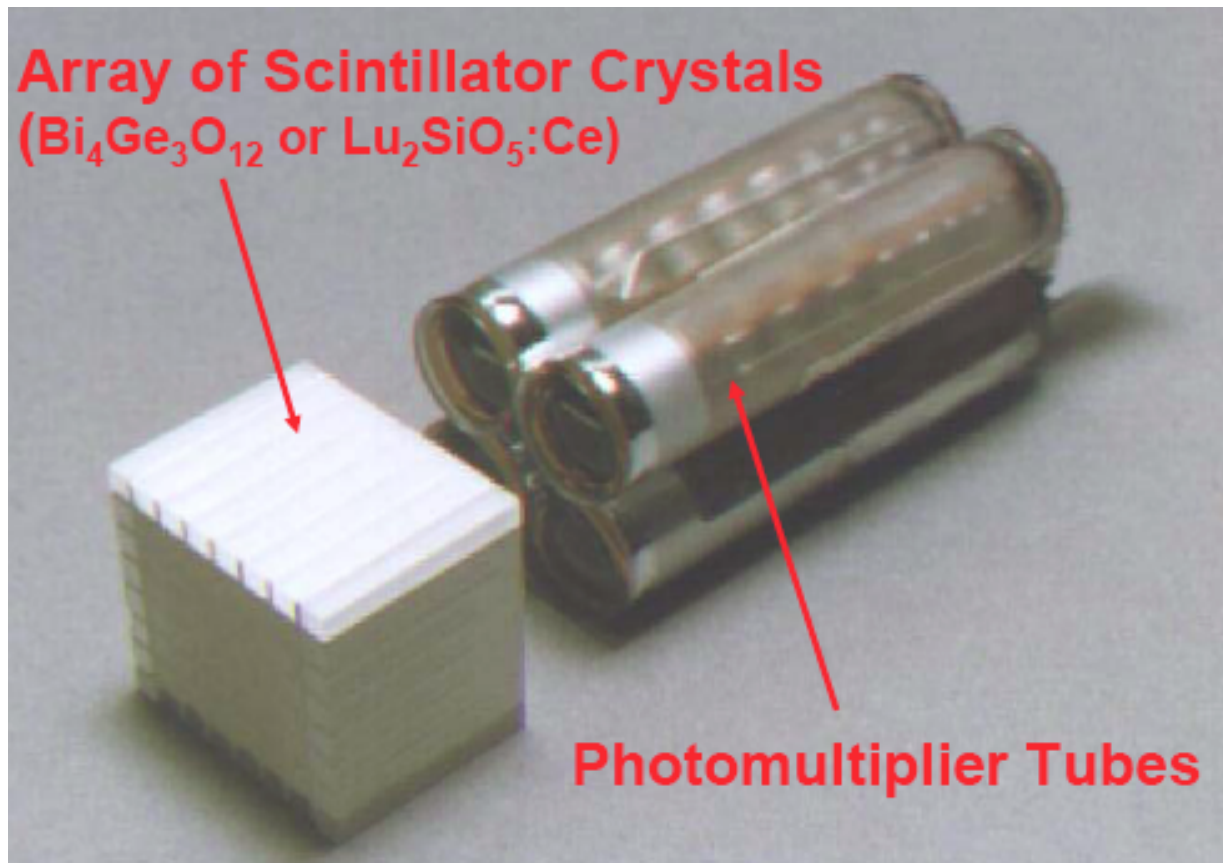


- Dimensions typiques des cristaux :
  - 4,0 mm ( $t$ ) x 8,4 mm ( $a$ ) (GE Advance)
  - 2,8 mm ( $t$ ) x 5,5 mm ( $a$ ) (Siemens ECAT EXACT HR)
- Position de l'événement dans le bloc déterminée par un circuit de positionnement analogue à celui d'une gamma caméra
- Petits cristaux
  - ⇒ amélioration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

# Détecteurs PET dédiés

---

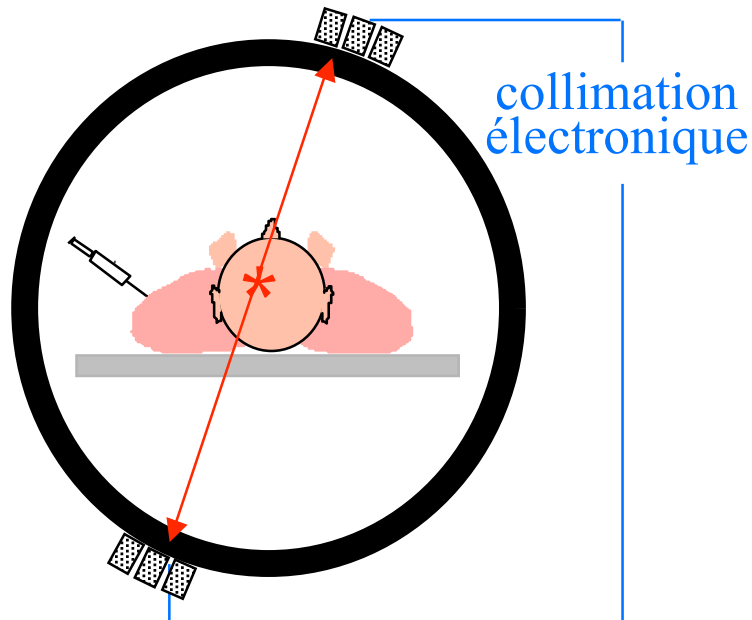
- Architecture bloc



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

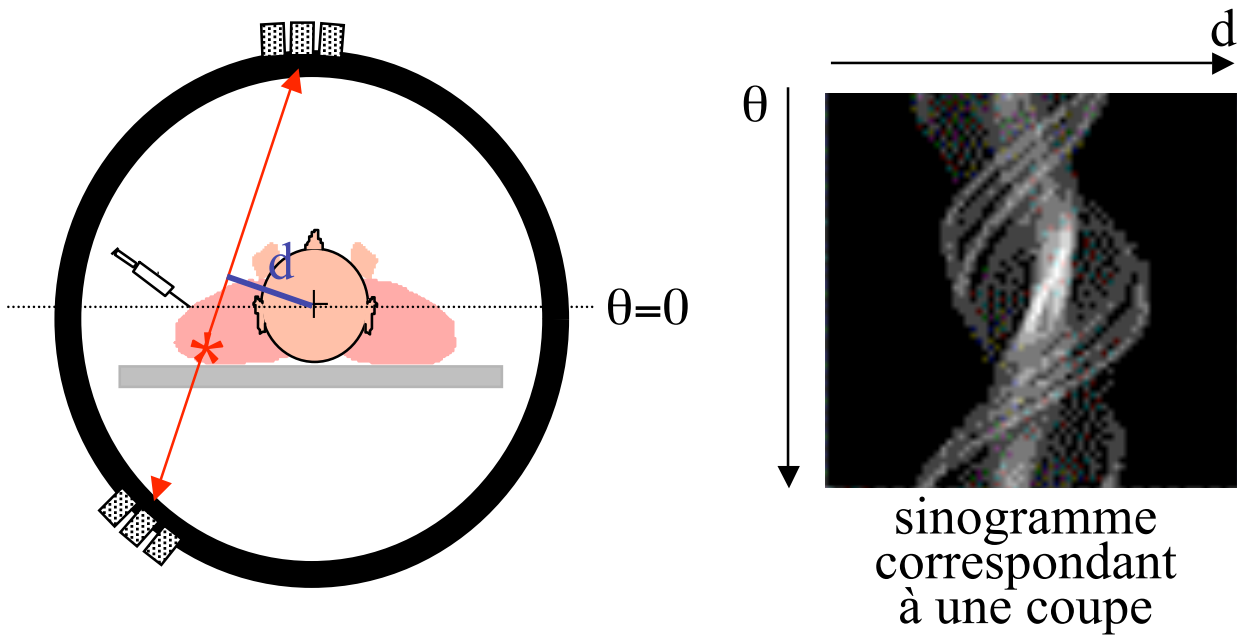
# Notion de ligne de réponse (LOR)

---

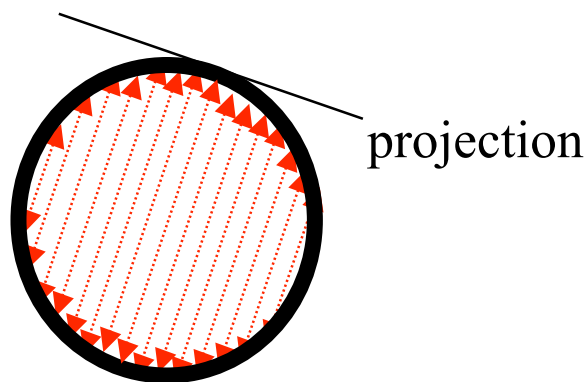


Ligne de réponse :  
ligne joignant les 2 détecteurs ayant reçu  
un signal en coïncidence  
= ligne de coïncidence

# Notion de sinogramme en PET

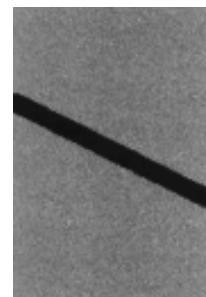


1 ligne du sinogramme : événements enregistrés sur un ensemble de LOR parallèles => 1 projection

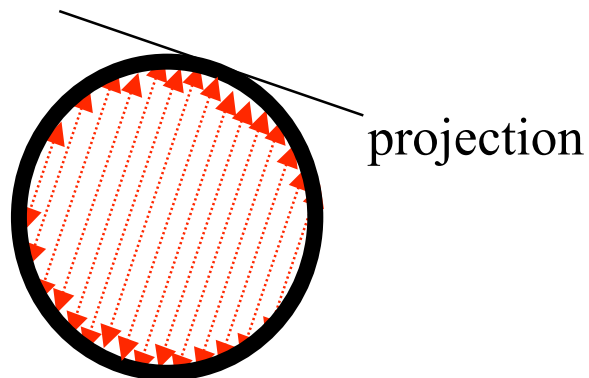
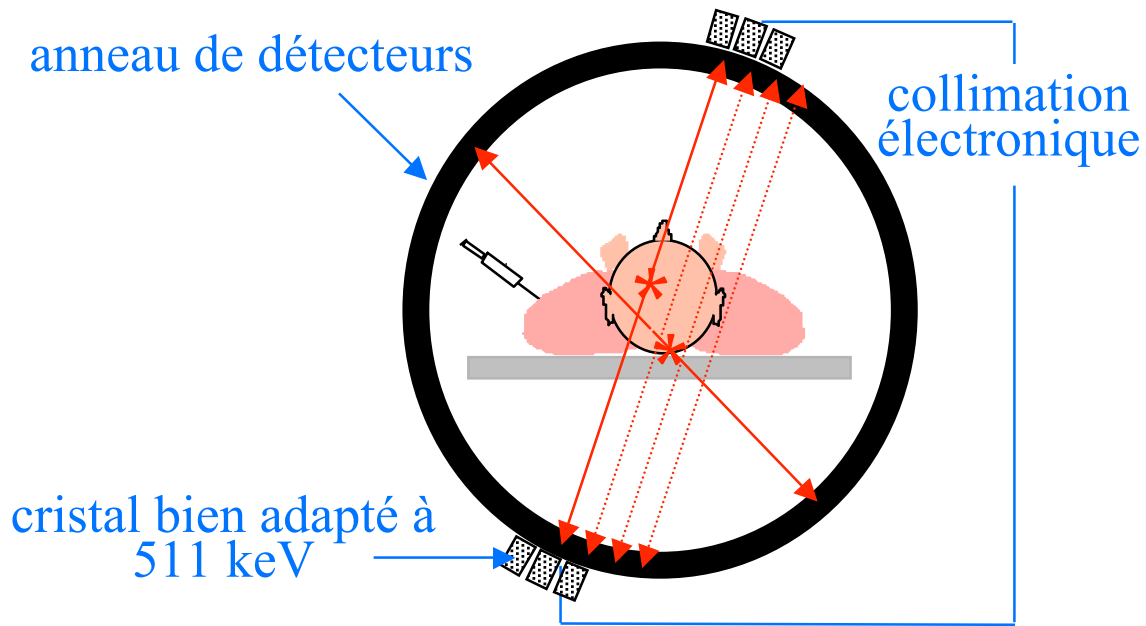


1 pixel  $(x, \theta)$  du sinogramme  $y_i$  : nombre d'événements enregistrés sur la LOR repérée par la distance  $d$  et l'angle  $\theta$ .

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

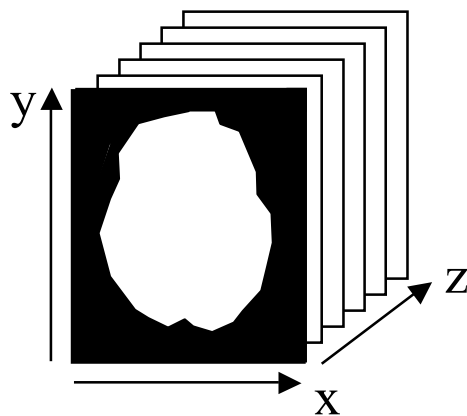


# PET « dédié » : principe



organisation des données en sinogrammes ou projections

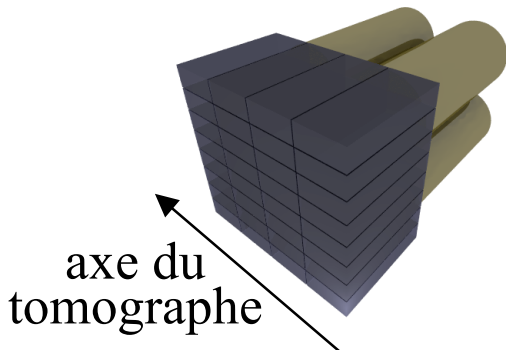
reconstruction tomographique



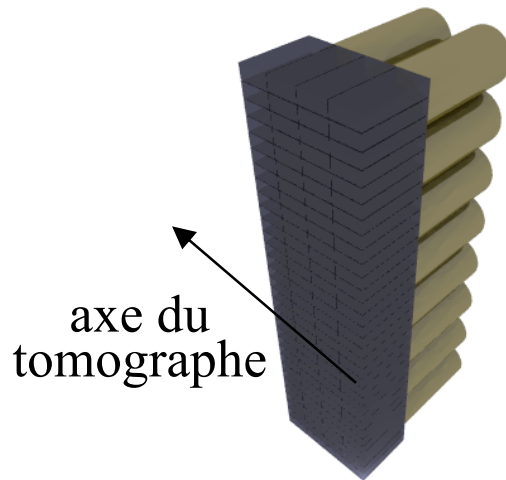


# PET avec détecteurs en anneau

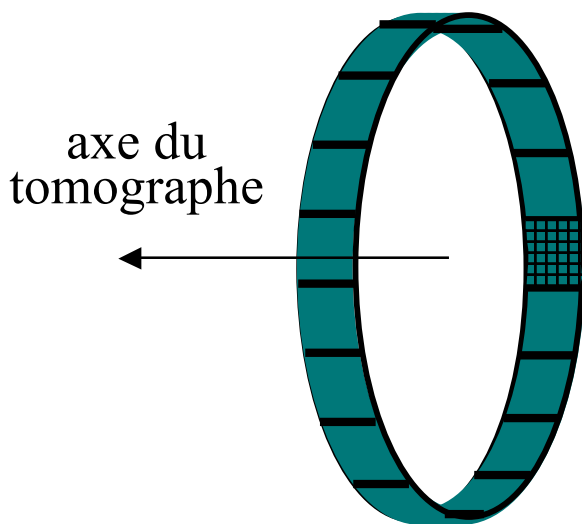
---



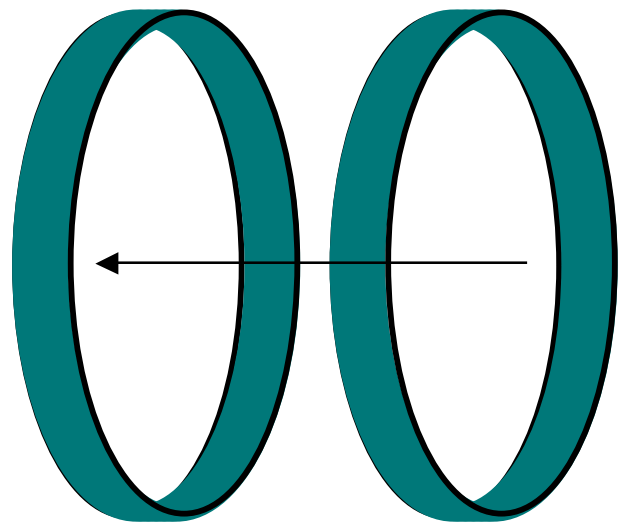
blocs de détecteurs  
e.g.,  
8x8 détecteurs



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



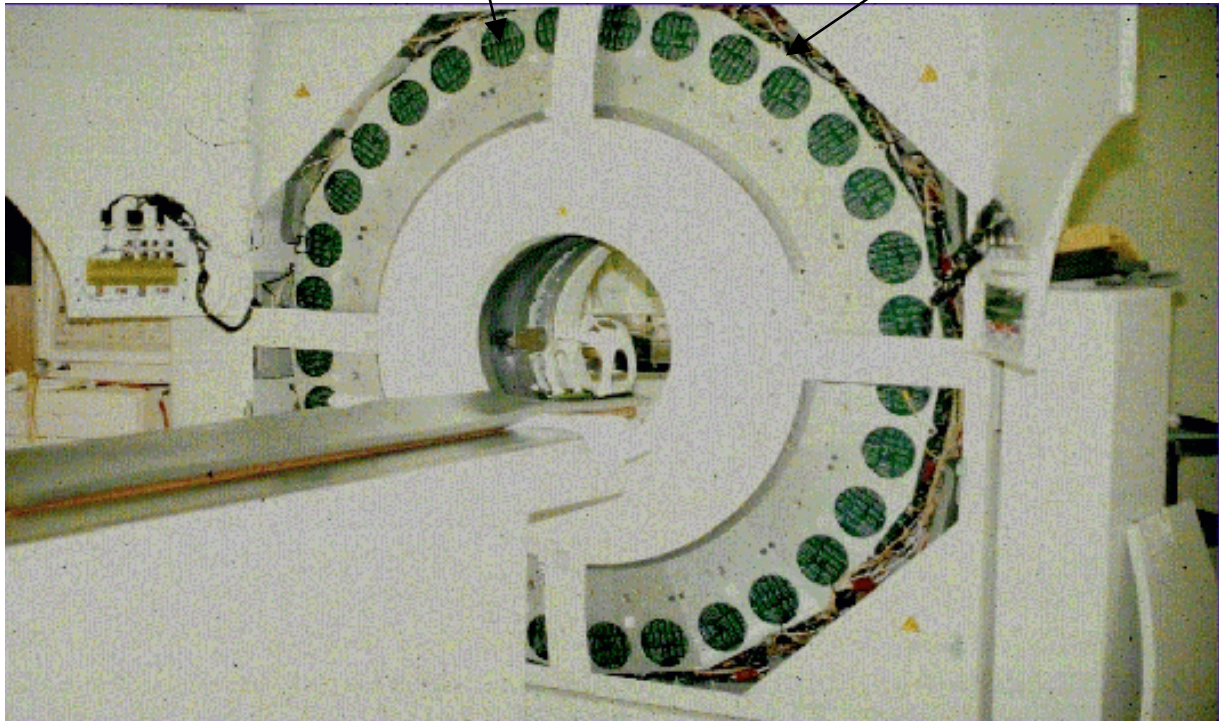
juxtaposition des couronnes  
e.g.,  
2 couronnes  
= 8192 détecteurs

# Exemple de PET avec détecteurs en anneau

---

module

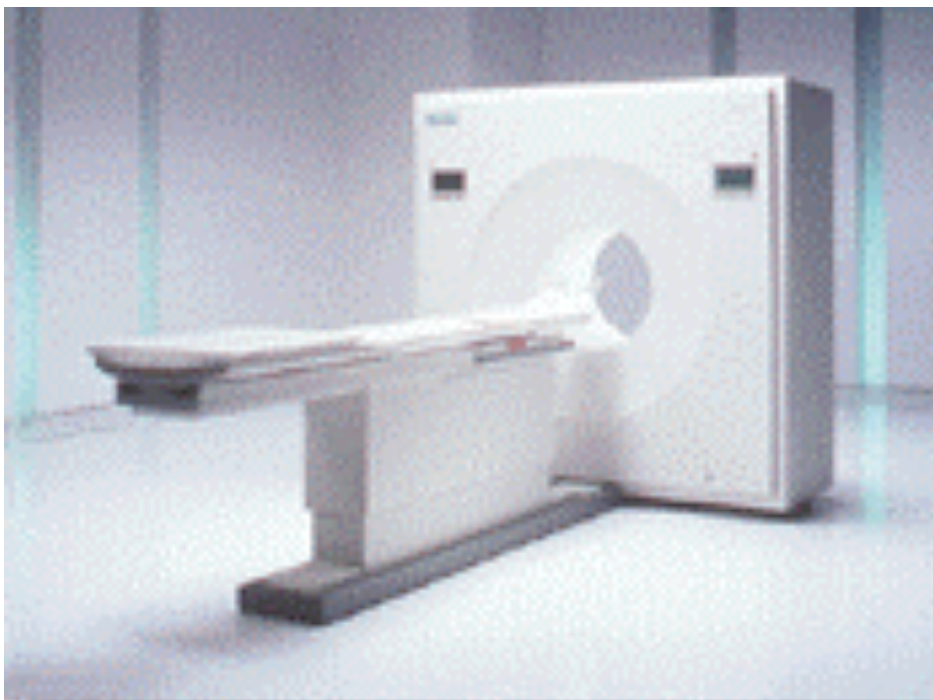
1 couronne de détecteur



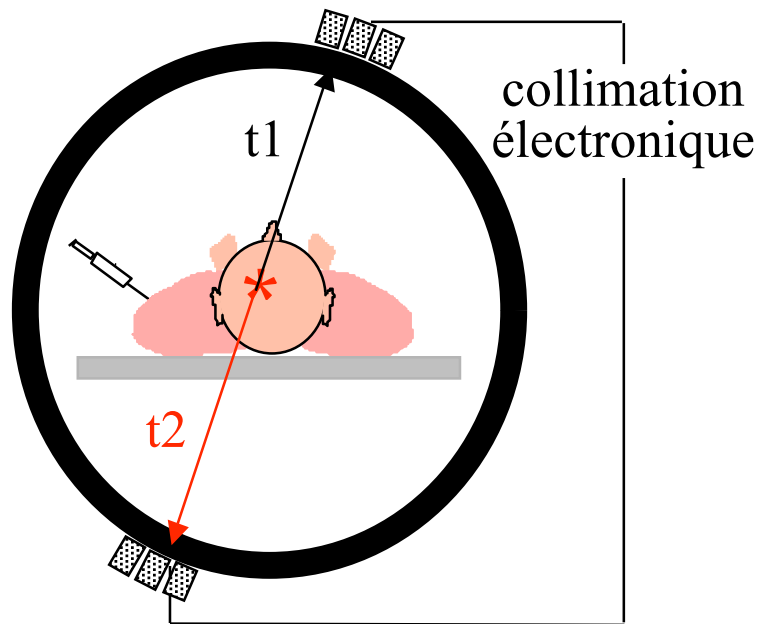
# Caractéristiques du PET avec détecteurs en anneau

---

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

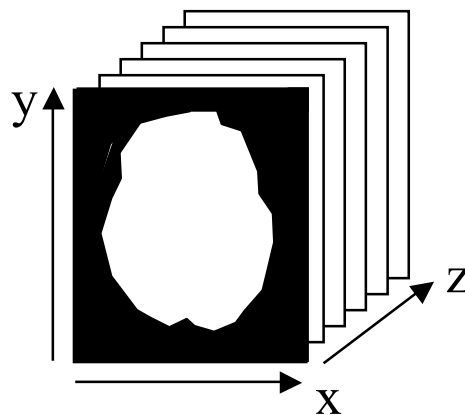


# Principe du PET temps de vol



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)

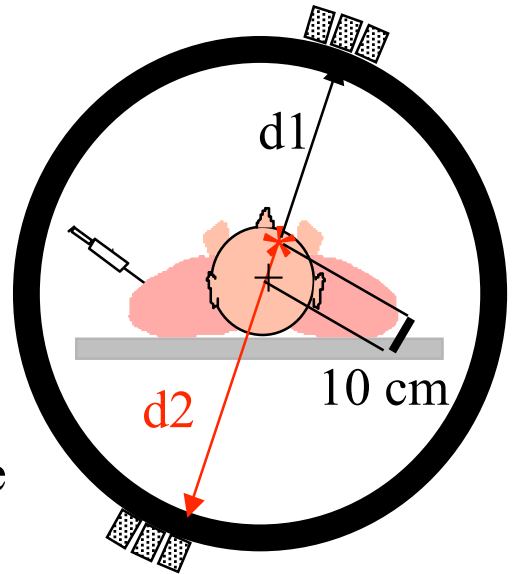


# Contraintes liées au PET temps de vol

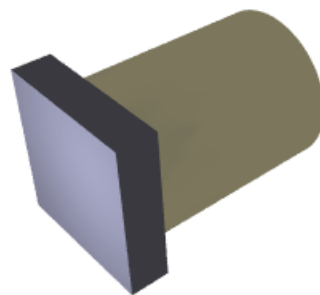
---

- Cristal à décroissance temporelle très rapide
  - ⇒ BaF2 (0,8 ns)
  - ⇒ 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 associé à chaque cristal

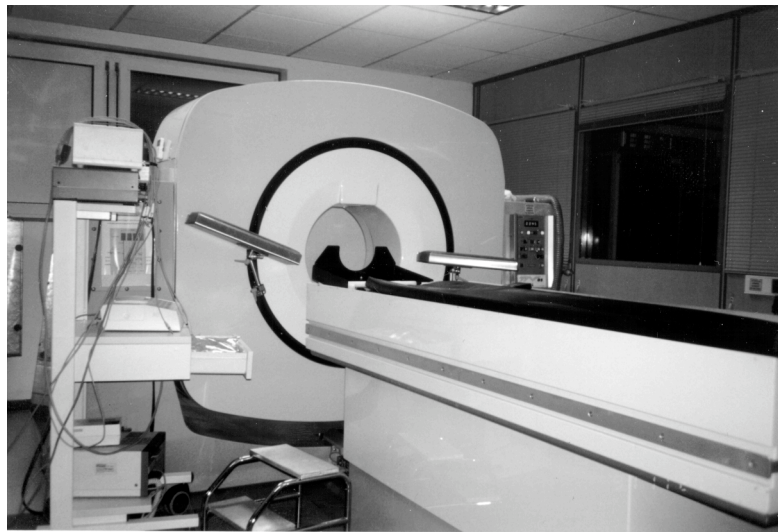


- ⇒ simplification de l'électronique pour réduire le temps de traitement des événements
- ⇒ réduction du temps mort

# Exemple de PET temps de vol : TTV03 Orsay

---

~1980



	PET temps de vol TTV03	PET classique Siemens EXACT HR
Diamètre des couronnes (cm)	89	82
Nombre de couronnes	4 à 6	24
Nombre de détecteurs par couronne	324	784
Dimensions des cristaux (mm)	7 x 18 x 45	2,9 x 5,9 x 30
Cristaux	BaF2	BGO
Résolution spatiale (mm)	5	4
Résolution temporelle	650 ps	-

## PET temps de vol dans les années 80

---

- Faible densité du BaF2 par rapport au BGO (et faible numéro atomique)
- Tubes photomultiplicateurs pas assez rapides, pas suffisamment compacts
- Electronique trop lente



Les travaux sur le PET TOF sont arrêtés dans les années 90

# Ce qui a changé récemment

---

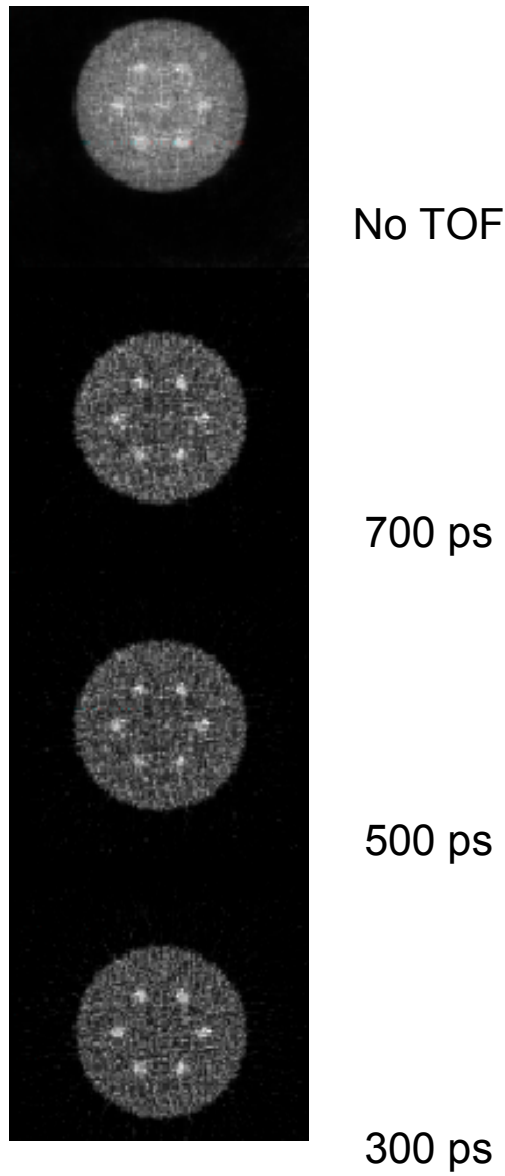
- Electronique GHz devient classique
- Développement de TPM plus compacts
- Nouveaux scintillateurs :
  - LSO : 500 ps de résolution temporelle sur un module PET
  - LaBr3 : 300 ps
  - LYSO
  - LuI3





# Intérêt du PET temps de vol

---

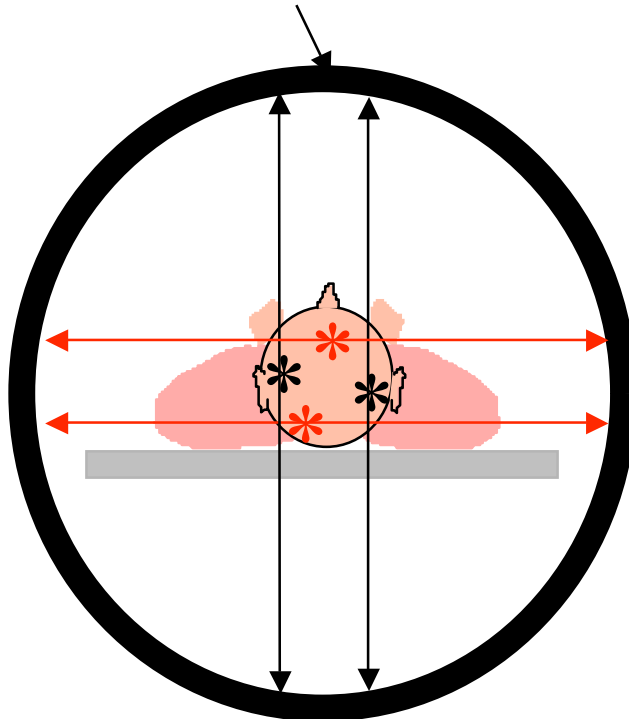


*Groiselle et al, IEEE MIC Conf Rec 2004*

# PET 2D : principe

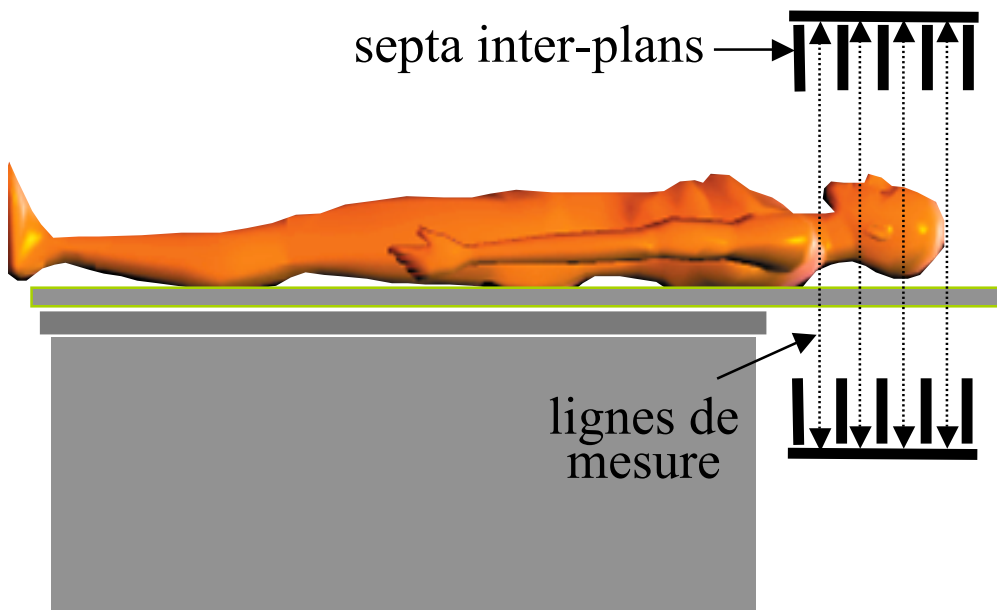
---

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

septa inter-plans



lignes de mesure

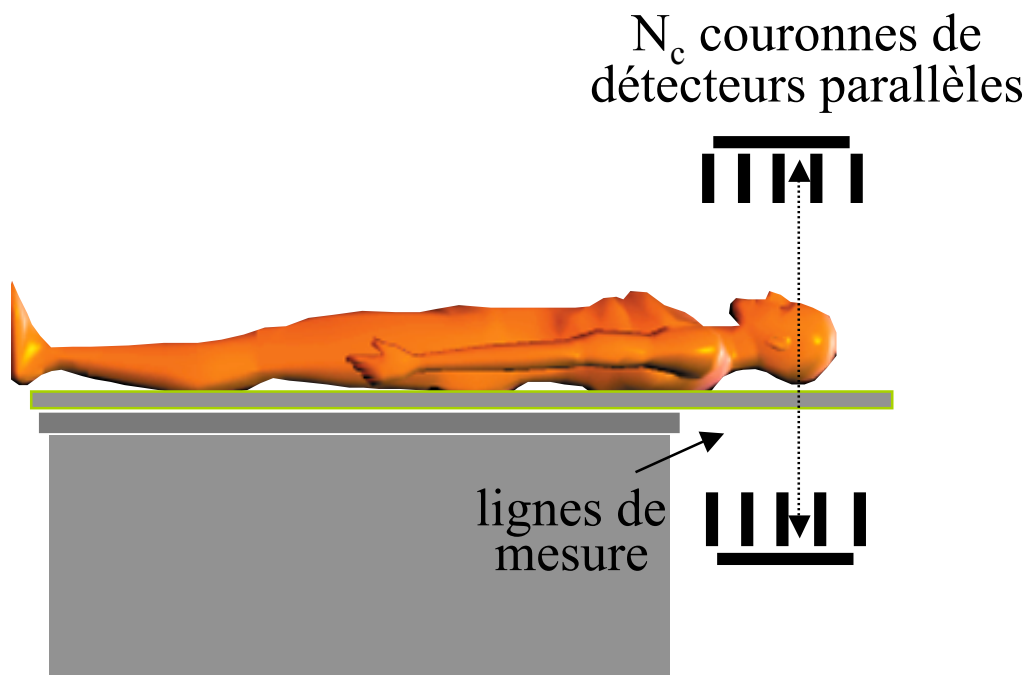
Vue axiale

# Caractéristiques du PET 2D

---

- Imagerie 2D

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



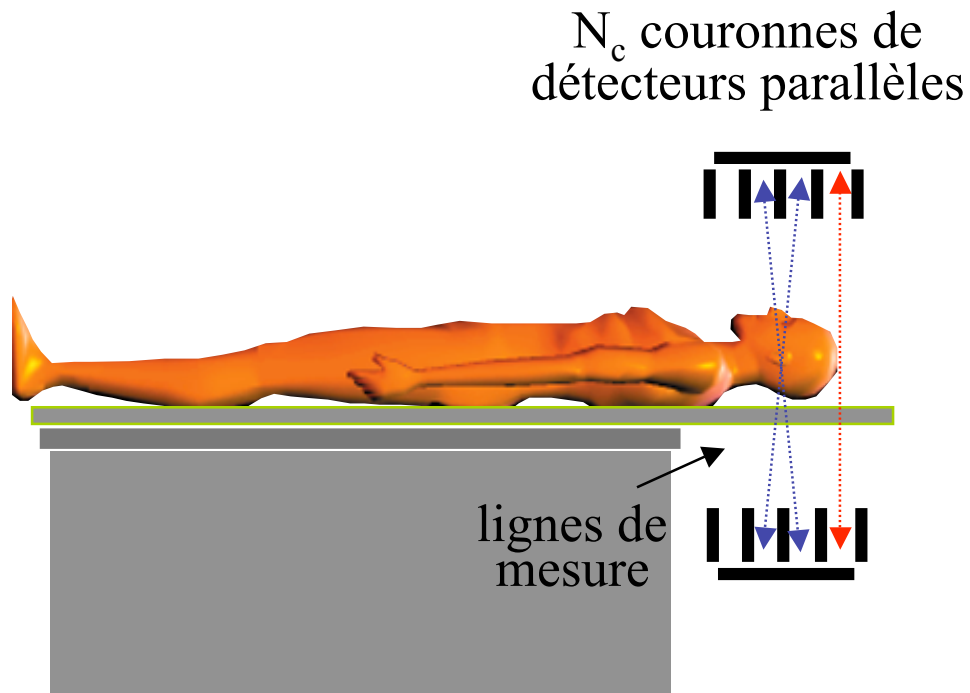
## Inconvénients :

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

# PET 2D en pratique

---

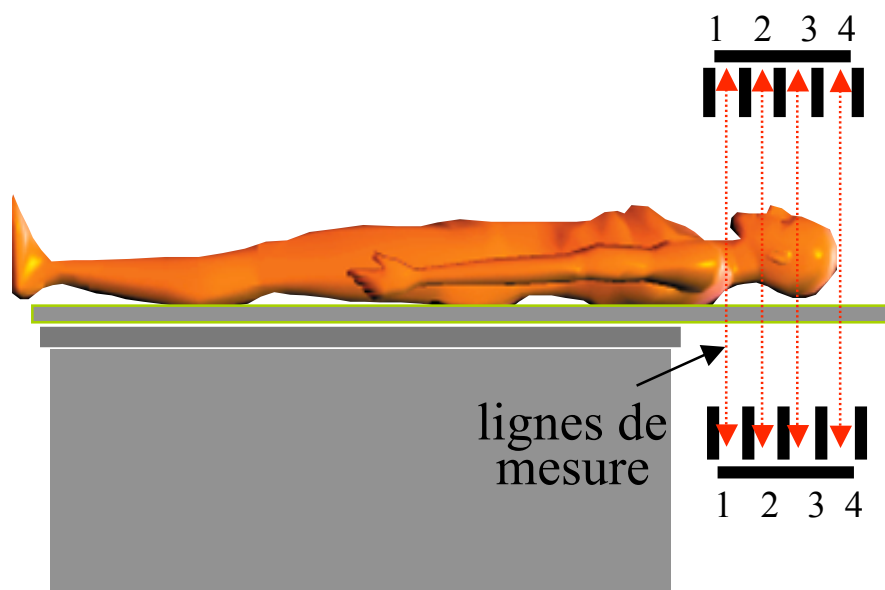
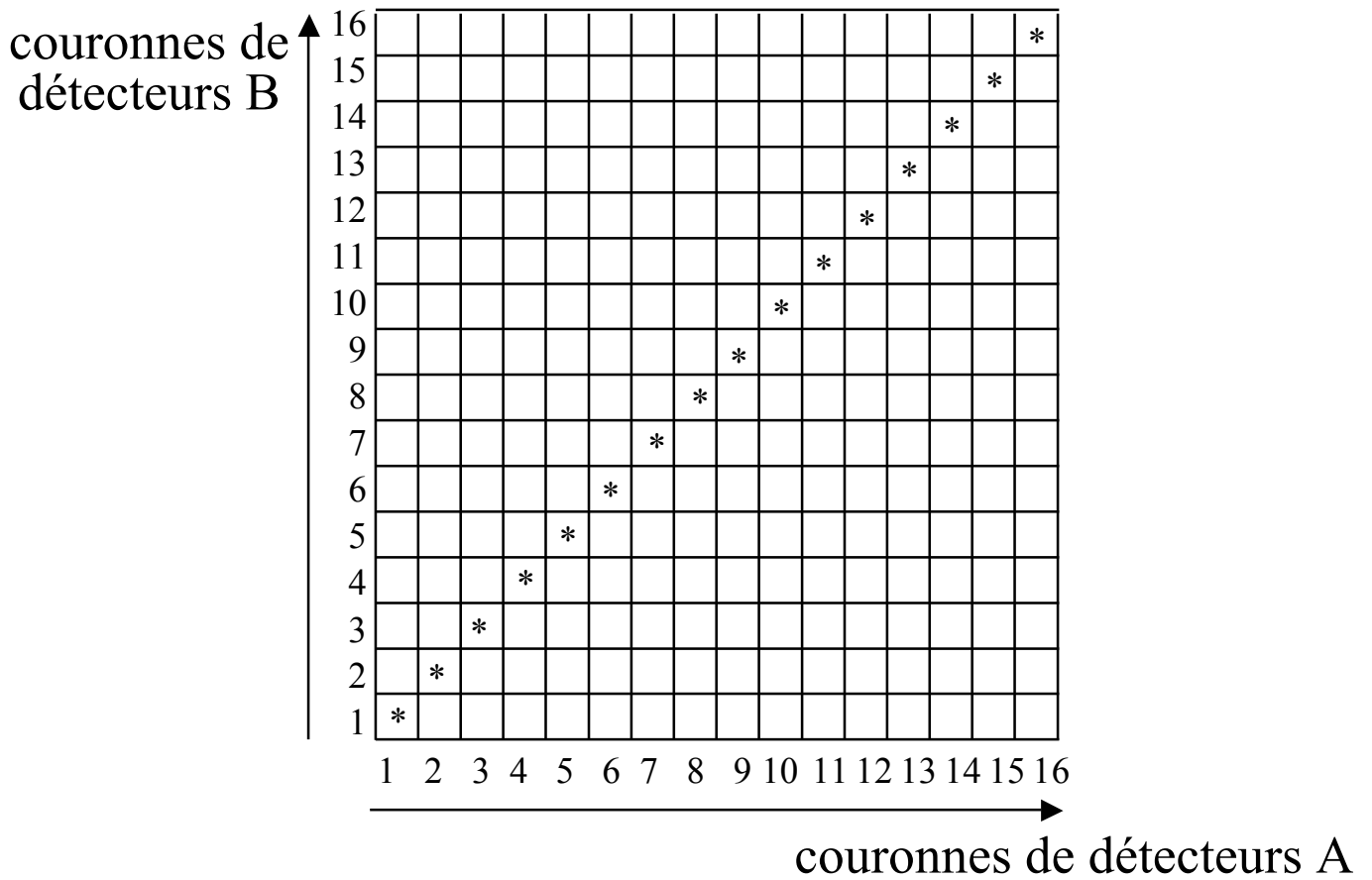
- Adjonction de lignes de mesures obliques



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

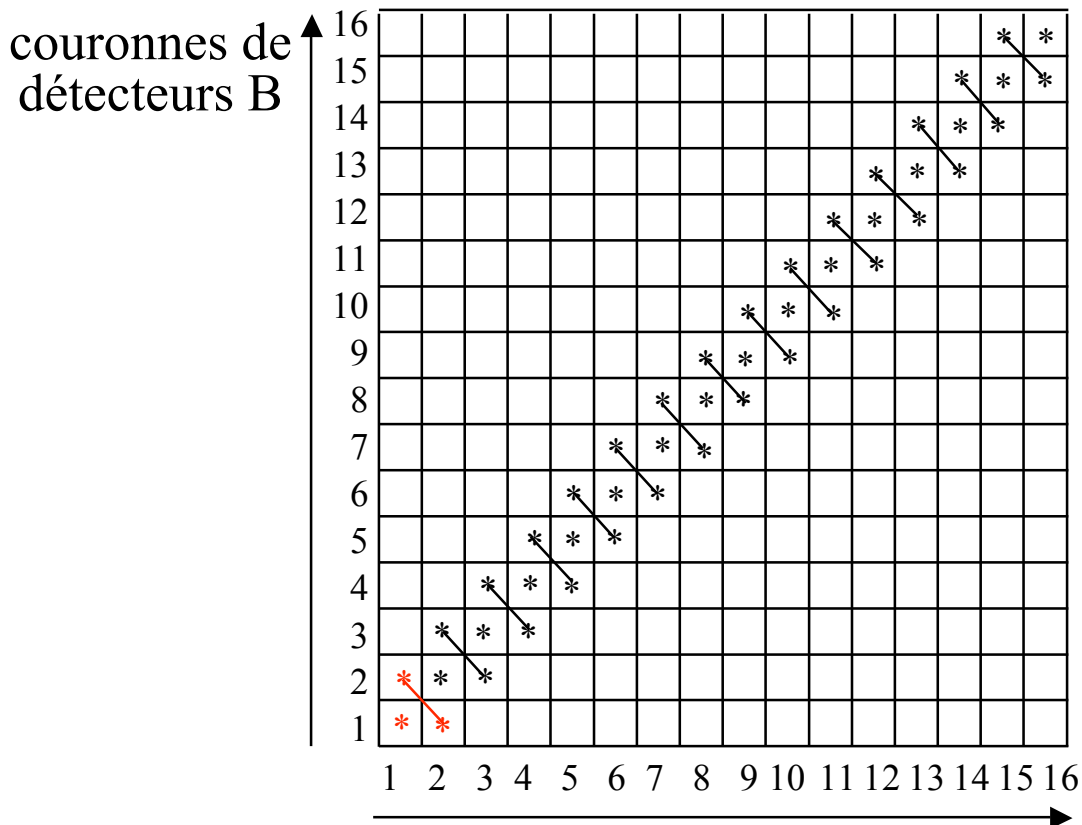
# Notion de michelogramme

- Tableau décrivant la combinaison des données axiales



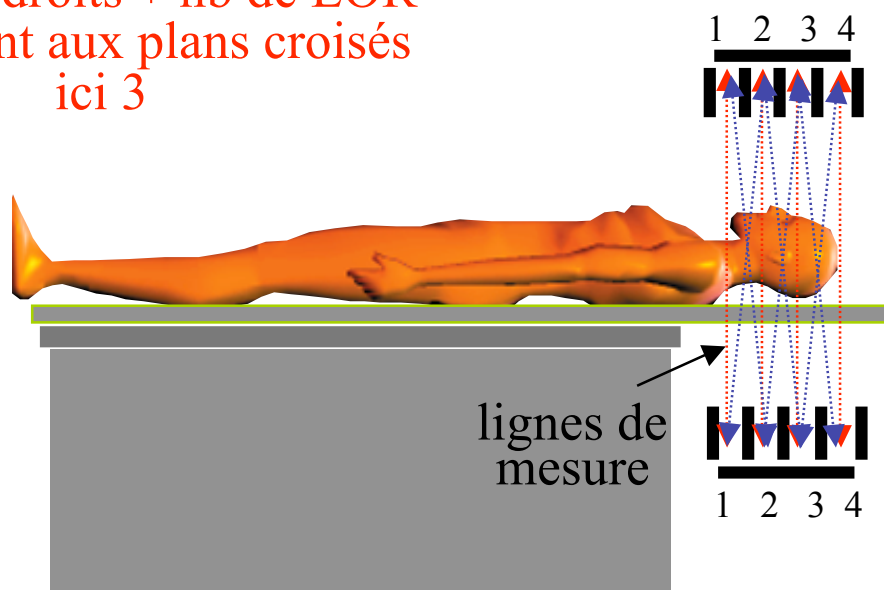
# Notions de michelogramme et span

- Tableau décrivant la combinaison des données axiales



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

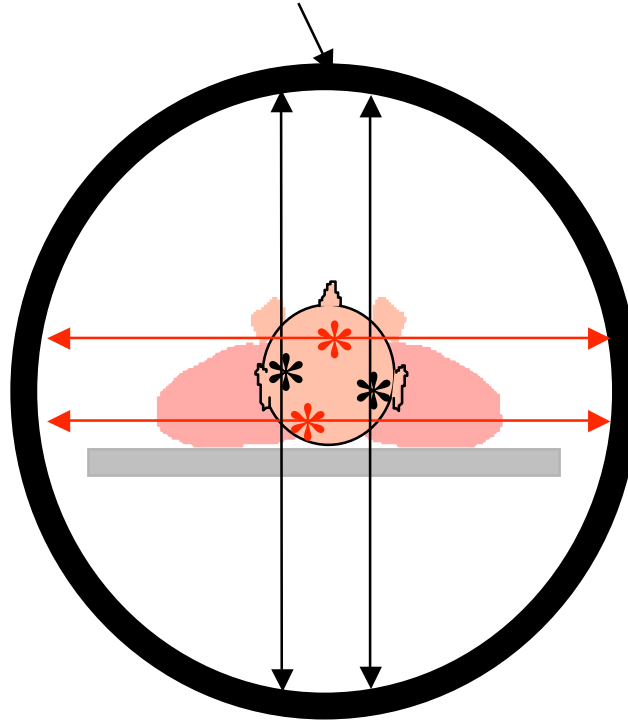
couronnes de détecteurs A



# PET 3D

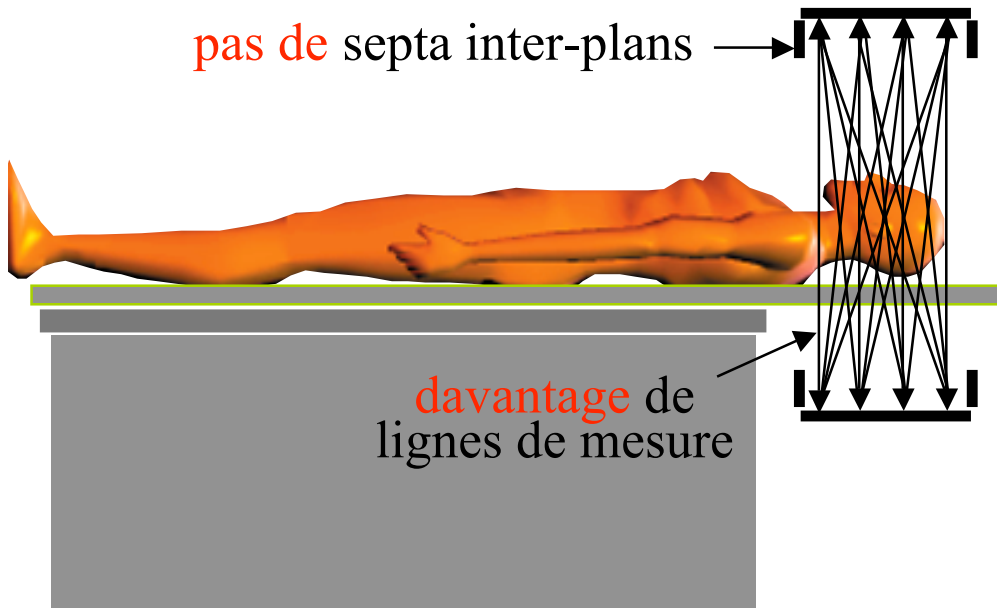
---

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

pas de septa inter-plans



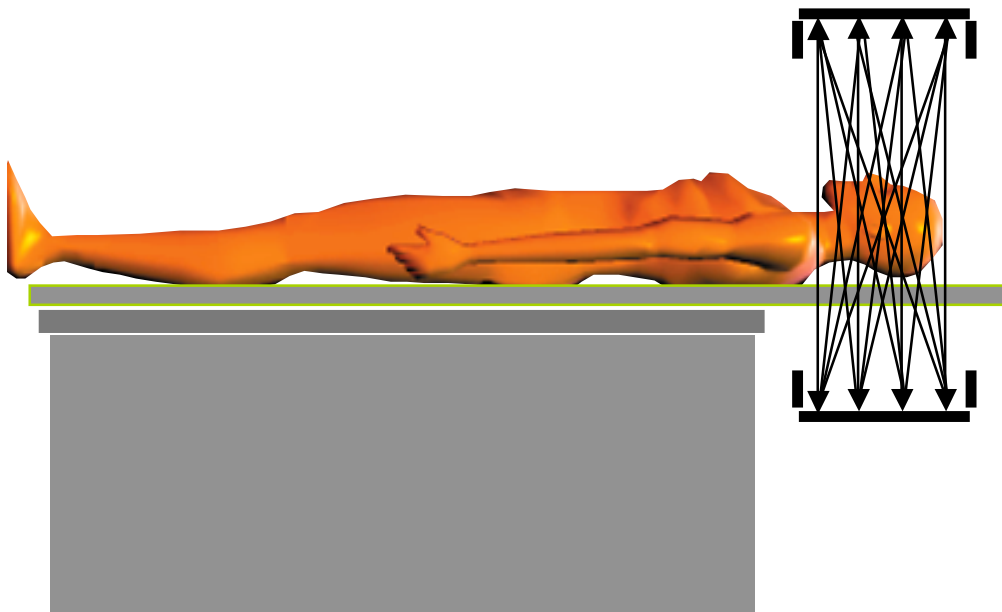
davantage de  
lignes de mesure

Vue axiale

## PET 3D : contrôle des LOR acceptées

---

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

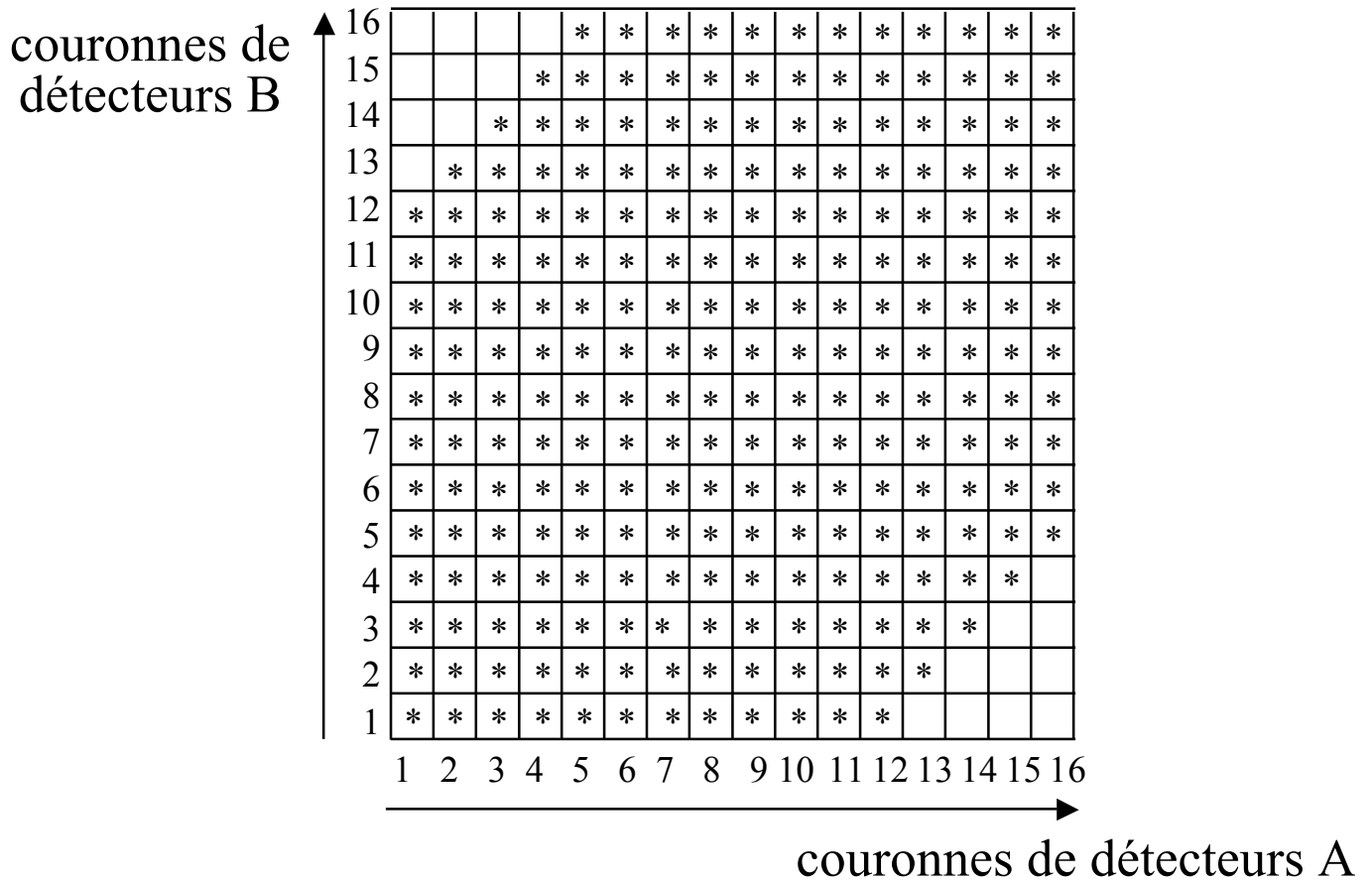


Si toutes les LOR sont acceptées,  $DMC = N_c - 1$

Sensibilité de détection variable axialement



# PET 3D : exemple de michelogramme



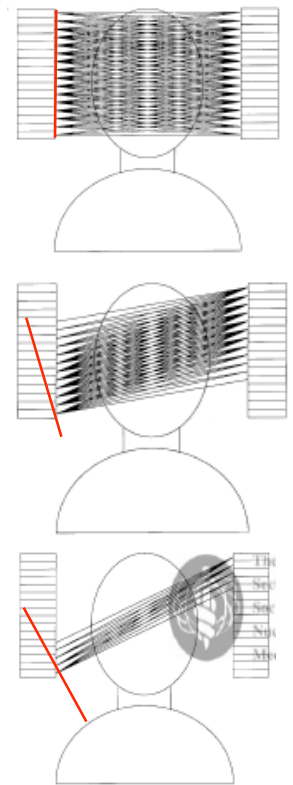
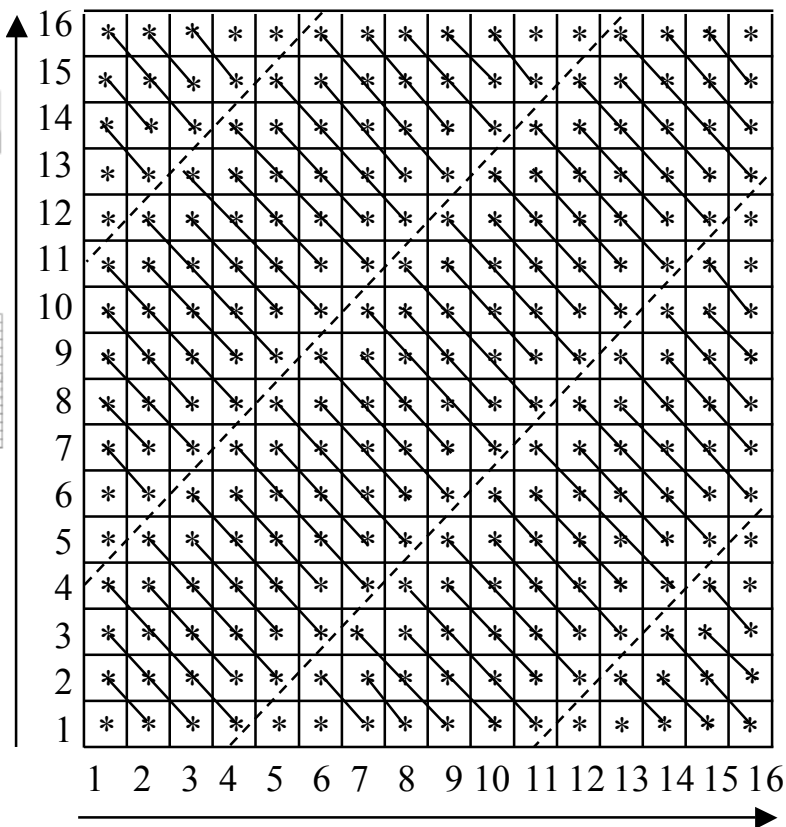
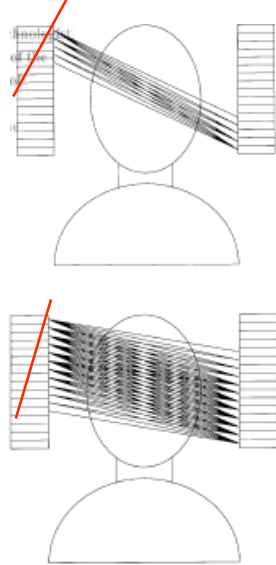
$$N_c = 16$$

$$DMC = 11$$

# PET 3D : DMC et span

## Description complète d'une acquisition PET 3D

couronnes de détecteurs B



couronnes de détecteurs A

$$N_c = 16$$

$$\text{DMC} = 15$$

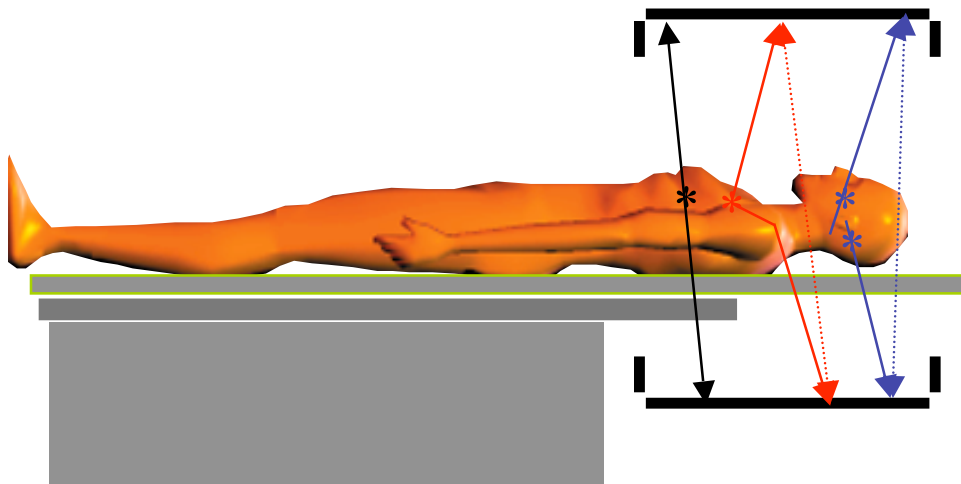
$$\text{span} = 7$$

5 segments = 5 directions de projection axiale

# Caractéristiques du PET 3D

---

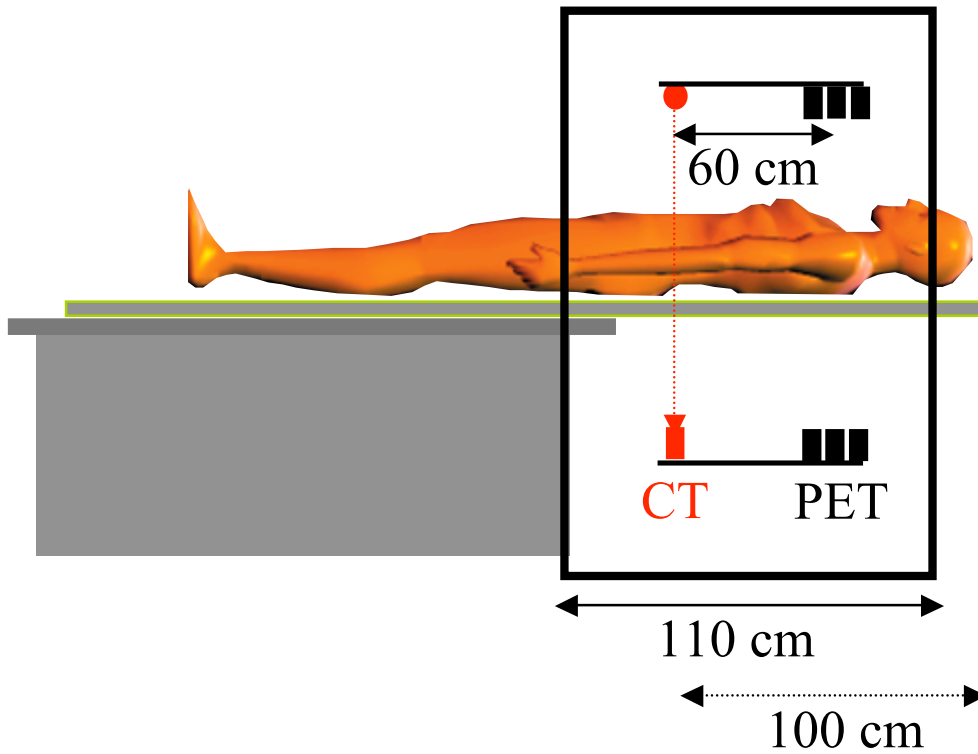
- Imagerie réellement tridimensionnelle
  - ⇒ reconstruction intégrant les lignes de coïncidence inter-coupe
- Augmentation de la sensibilité : plus d'événements sont comptabilisés
  - grâce au retrait des septas
  - grâce à l'augmentation du nombre de lignes de mesures
    - ⇒ e.g., multiplication de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



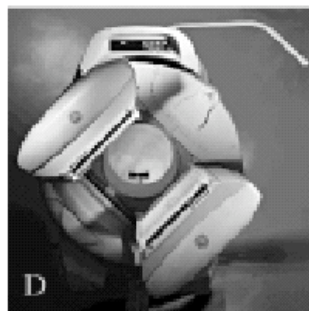
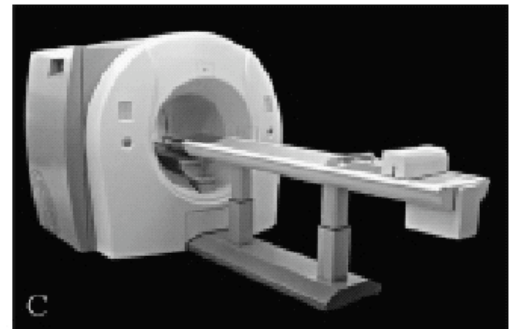
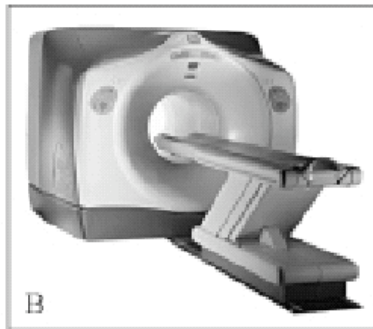
- Augmentation sensible de la proportion de **fortuits**
- Augmentation du temps mort
- Complexité de l'algorithmique de reconstruction accrue

# Détecteurs bimodaux PET/CT

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



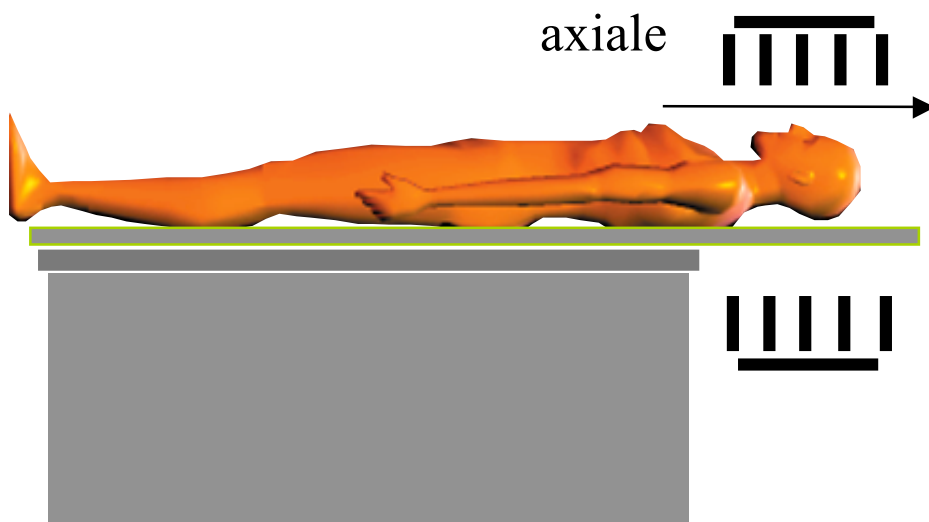
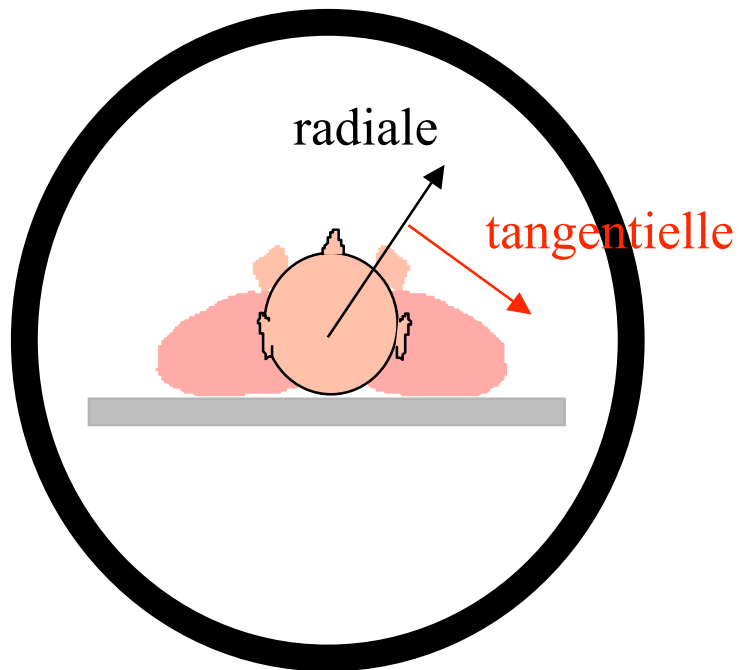
Proof of concept : 1998 (Université de Pittsburgh)



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

# Caractéristiques du PET : résolution spatiale

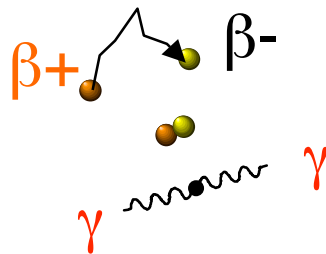
---



⇒ définitions valables aussi en SPECT

# Résolution spatiale en PET : limitations physiques

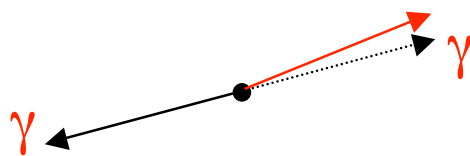
- Libre parcours moyen des positons avant annihilation



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  $\gamma$  émis de  $(180^\circ \pm 0,6^\circ)$



- ⇒ effet dépendant du diamètre  $d$  de l'anneau
- ⇒ dégradation de LMH de 1 à 2 mm

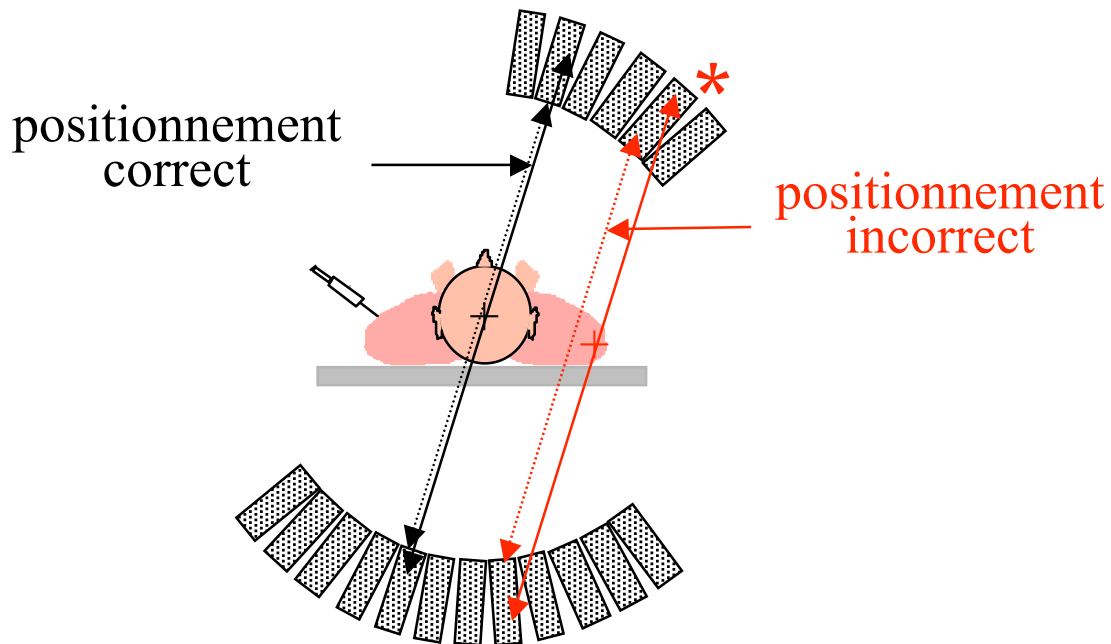
- Largeur  $w$  des détecteurs :  $LMH = w/2$

⇒ addition des termes en quadrature : limite théorique pour du F18 :  $LMH \sim \sqrt{0,6^2 + 1,8^2 + 2,75^2} = 3,34 \text{ mm}$

# Résolution spatiale en PET : non uniformité transverse

---

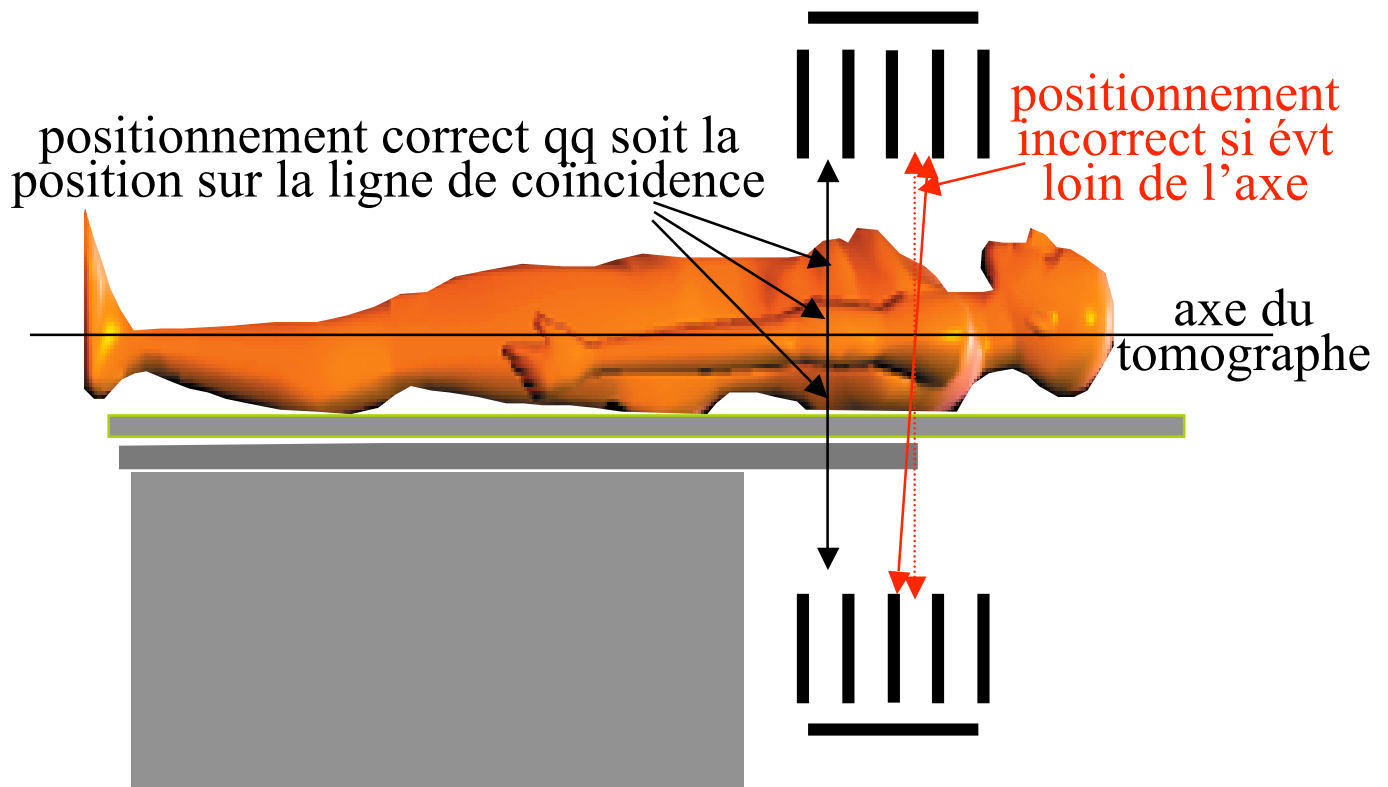
- Dans le plan transverse



- ⇒ 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

# Résolution spatiale en PET : non uniformité axiale

- Non uniforme axialement



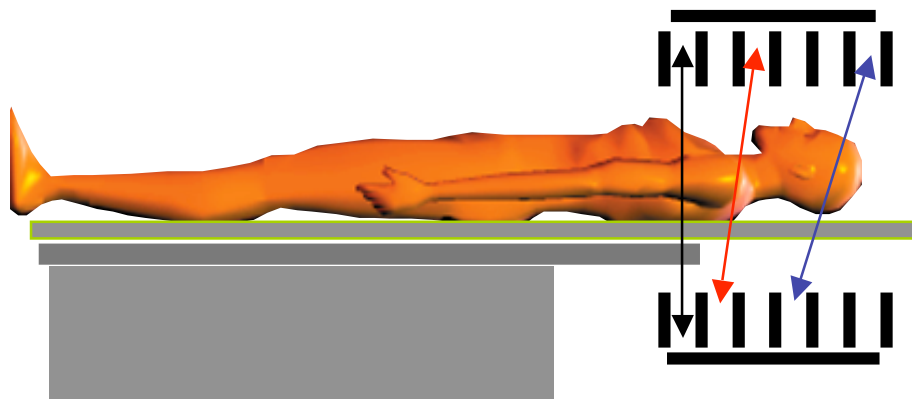
- ⇒ positionnement d'autant plus incorrect que l'émission est éloignée de l'axe du tomographe
- ⇒ positionnement d'autant plus incorrect que l'angle d'acceptance entre couronnes est élevé
- ⇒ variation de LMH de  $\sim 1$  à  $1,5$  mm
- ⇒ dépend de la taille et de l'arrangement des détecteurs et de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



# 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



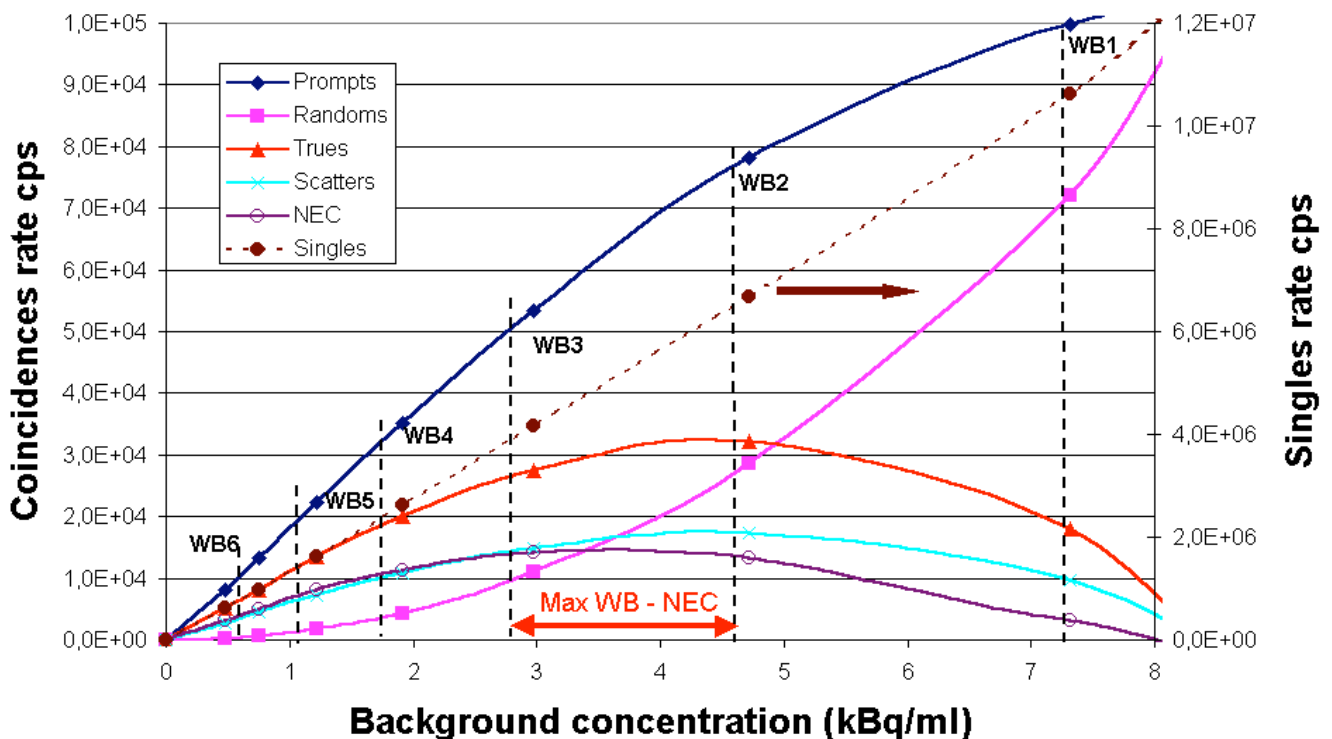
- présence ou absence de septa entre les couronnes (mode 2D ou 3D)

# Caractéristiques 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

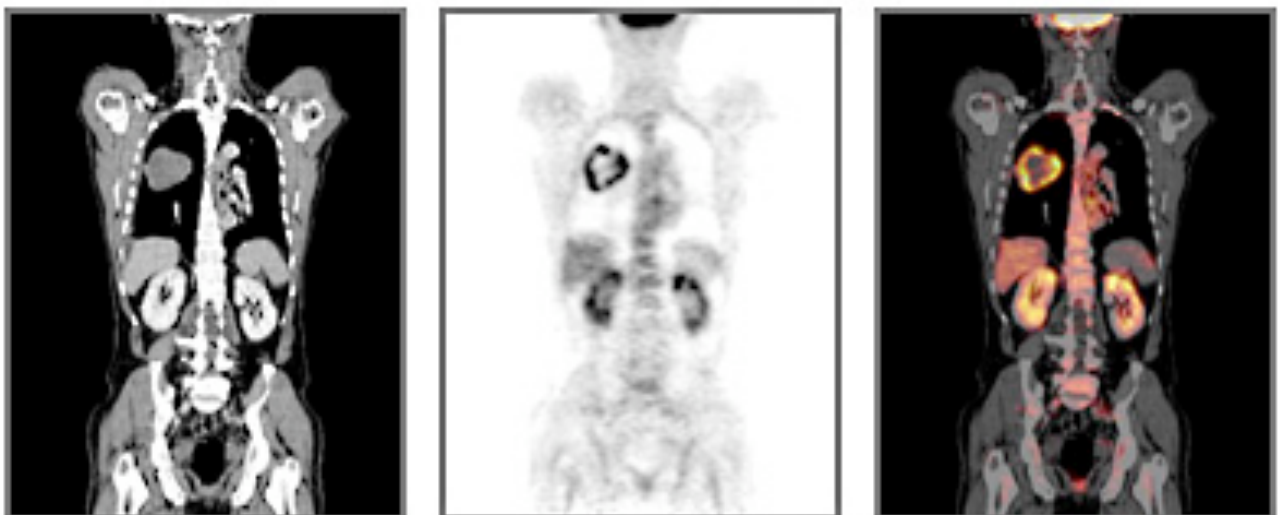


Graphé tiré de De Dreuille et al, J. Nucl. Med. 2000 (abstract)

# Caractéristiques de l'imagerie bimodale PET/CT

---

- La plupart des machines opèrent en PET 3D seulement
- Différents cristaux : BGO (Discovery LS, GE)  
LSO (ACCEL, CPS)  
GSO (Allegro, Philips)
- Scanner spiralé, 2 à 64 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

---



# Comparaison des systèmes PET

---

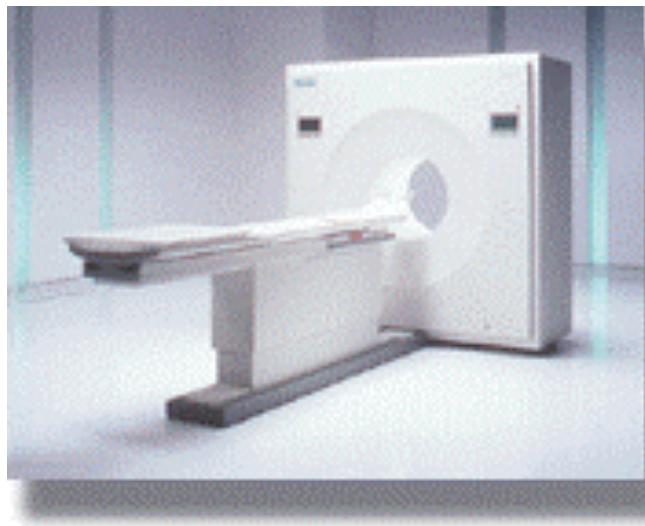
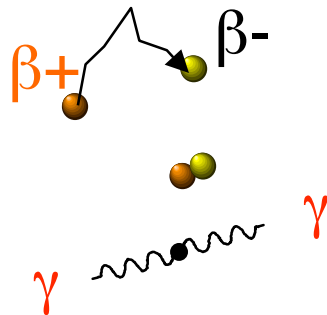
	PET dédié 3D	PET 2 têtes gamma-caméra GCCCI
Taux de coïncidences (kcps/s)	> 100	5 à 15
Résolution spatiale (mm)	5	9
Coups par coupe (5 mm)	1 000 000	100 000

- Lésions < 1,5 cm de diamètre  
⇒ GCCCI ~ 60% des lésions détectées par PET dédié
- Lésions  $\geq$  1,5 cm de diamètre  
⇒ GCCCI ~ 96% des lésions détectées par PET dédié

GCCI = Gamma Caméra Coincidence Imaging

# Quantification en PET

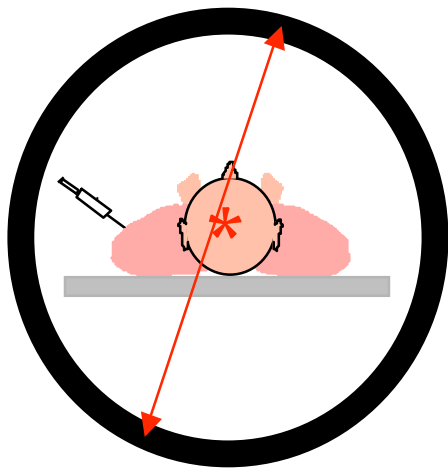
---



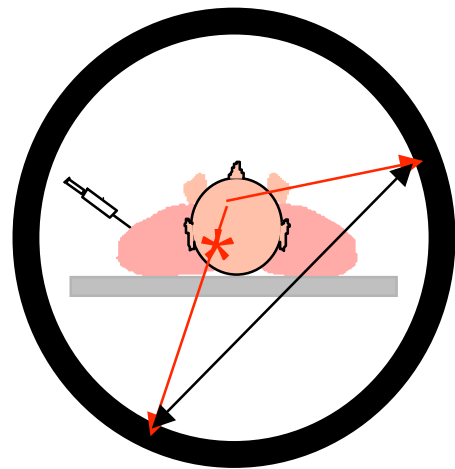
- Principaux phénomènes à corriger
  - coïncidences fortuites
  - atténuation
  - diffusion
  - effet de volume partiel

# Evénements (non) détectés en PET

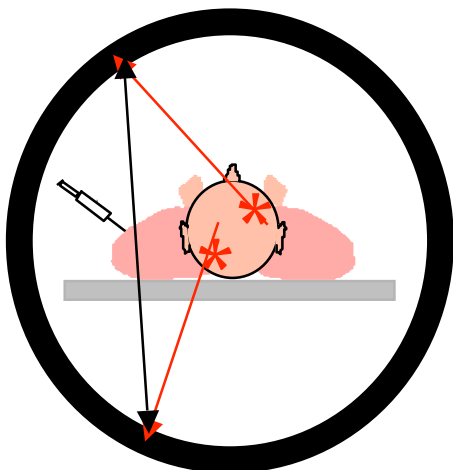
---



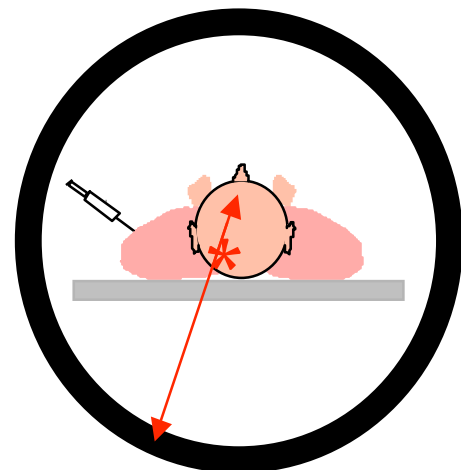
- coïncidences vraies
- ⇒ bien localisés sur la ligne de projection
  - ⇒ information utile



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



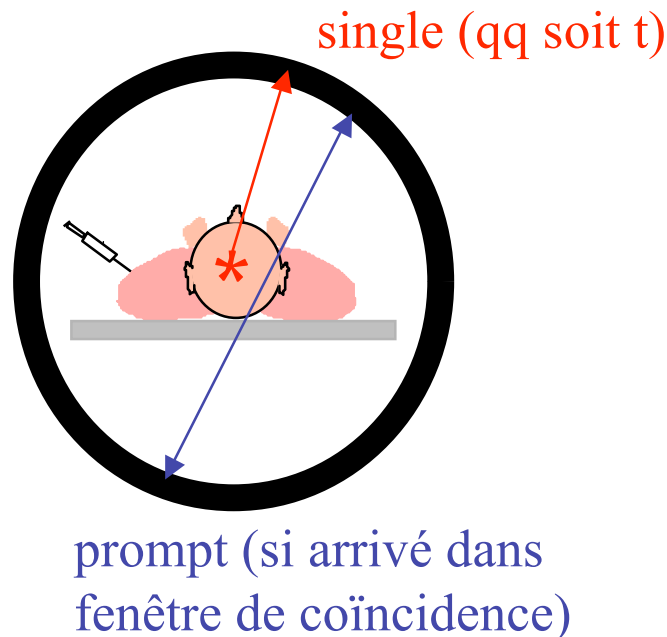
- coïncidences fortuites
- ⇒ mauvaise localisation
  - ⇒ réduction des capacités de comptage
  - ⇒ biais quantitatif



- 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

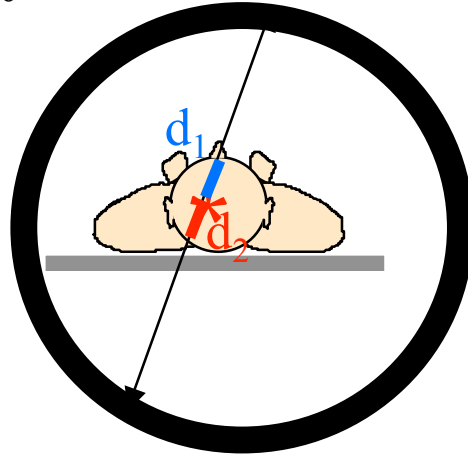
Trues : prompts - (scattered + multiples + randoms)



# Atténuation en PET

---

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



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

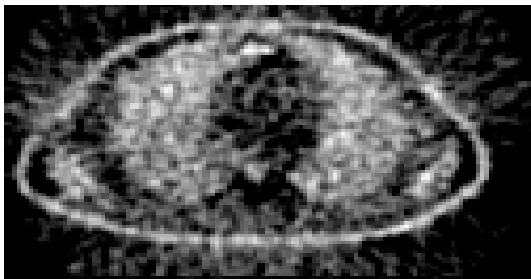
- Ne dépend pas du lieu d'émission sur la ligne de projection
- Dépend uniquement de l'atténuation intégrale sur  $d_1+d_2=D$
- Dépend de la densité du milieu atténuant comme en SPECT  
⇒ nécessaire mesure de la densité du milieu atténuant
- Identique pour tous les émetteurs de positons puisque tous 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

# Conséquences de l'atténuation en PET

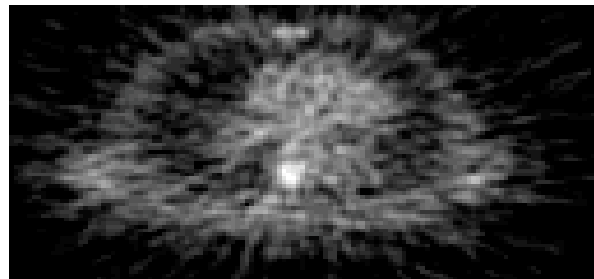
---

- 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



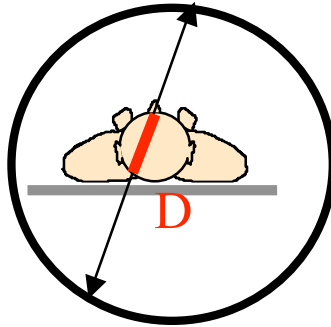
7 min

93 kg

# Correction d'atténuation en PET : principe

---

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

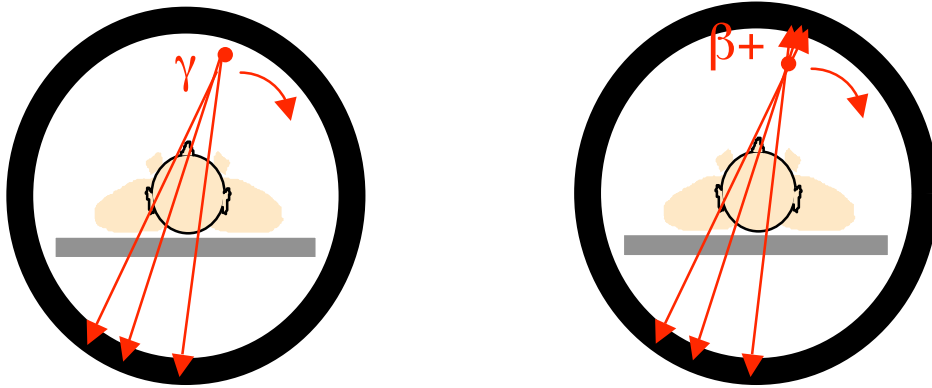


- ⇒ nécessité de connaître uniquement la distribution d'atténuation mais pas la distribution d'activité
- ⇒ solution théorique au problème

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

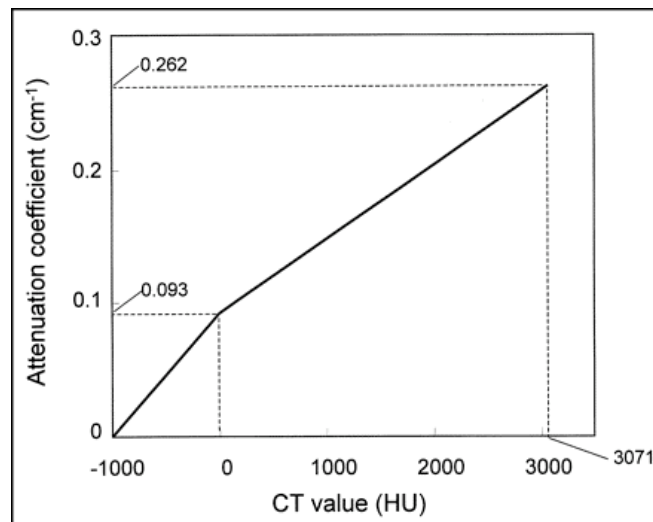
# Correction d'atténuation en PET : principe

- Mesure de la densité du milieu atténuant  
- au moyen de dispositifs de transmission



ou tomodensitomètre

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

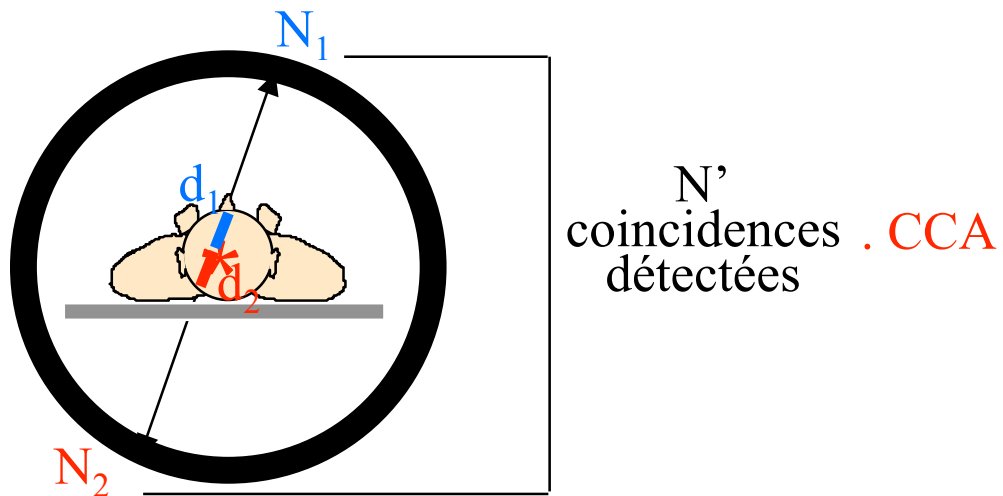


⇒ correction d'atténuation

# Correction d'atténuation en PET : méthodes

---

- 2 approches seulement
- Correction des projections acquises avant reconstruction

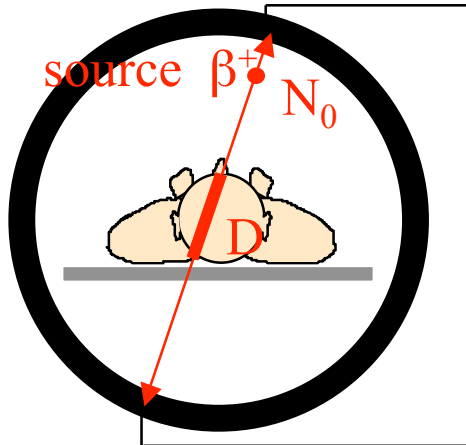


- Correction pendant la reconstruction tomographique

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

# Correction des projections

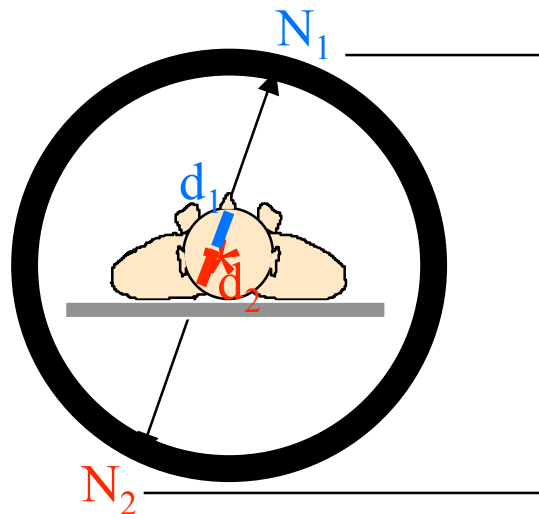
- Calcul des coefficients de correction d'atténuation (CCA) à partir des mesures en transmission



$N$  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

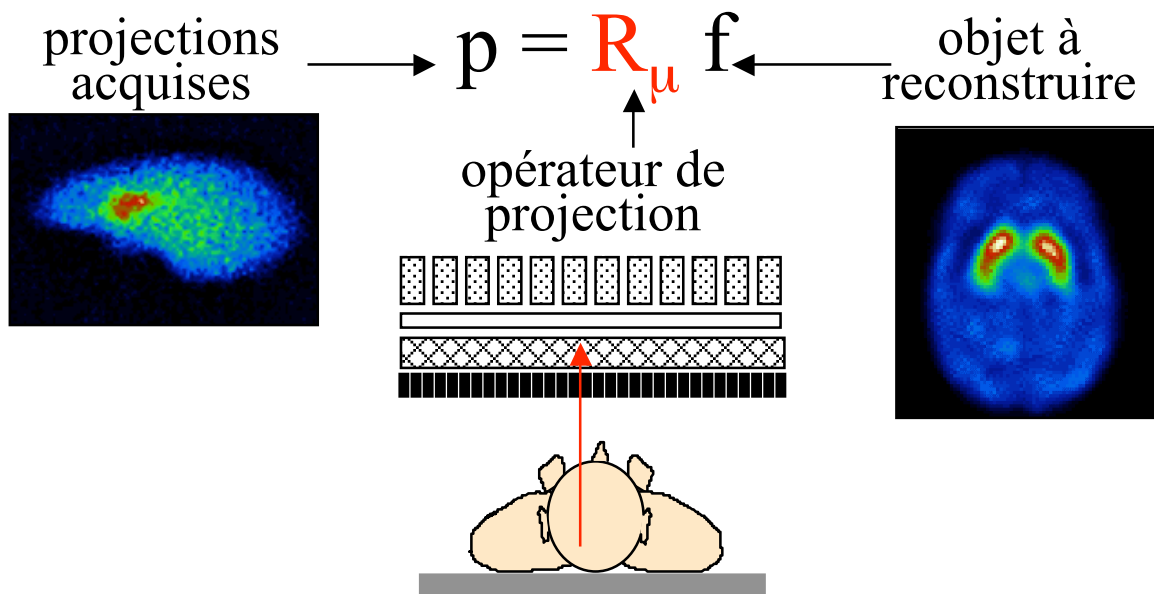
$$N'_{\text{corr}} = N' \cdot \text{CCA} \propto N_{\beta^+}^2$$

← mesure non affectée par l'atténuation

⇒ Reconstruction tomographique des projections corrigées

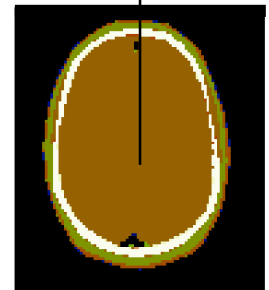
# Correction d'atténuation pendant la reconstruction

- 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  $\mu$

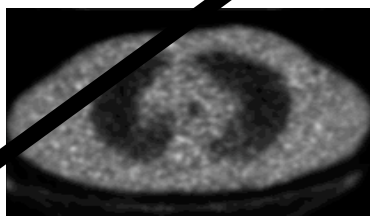
- Adapté à tous les algorithmes de reconstruction itérative : MLEM, OSEM, etc
- Approche générale, adaptée au PET et au SPECT

# 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
    - ⇒ solutions potentielles :
      - recalage des données émission et transmission
      - acquisitions émission/transmission simultanées avec traitement des problèmes de contamination

- Bruit dans les acquisitions en transmission
  - ⇒ propagation du bruit dans les images corrigées de l'atténuation
  - ⇒ solutions potentielles :
    - filtrage des cartes des  $\mu$
    - segmentation des cartes des  $\mu$  et affectation de valeurs de  $\mu$  a priori dans les différentes régions (os, tissus mous, poumons)



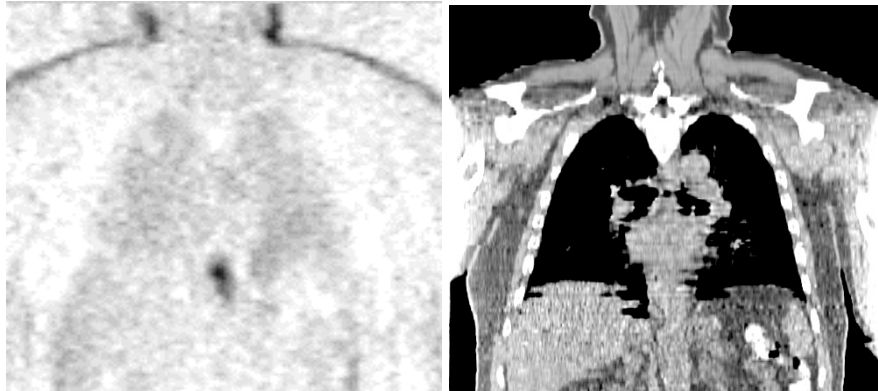
Les cartes des  $\mu$  sont quasiment toujours issues d'une tomодensitométrie (machines PET/CT)



## Le solution : les machines bimodales ?

---

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

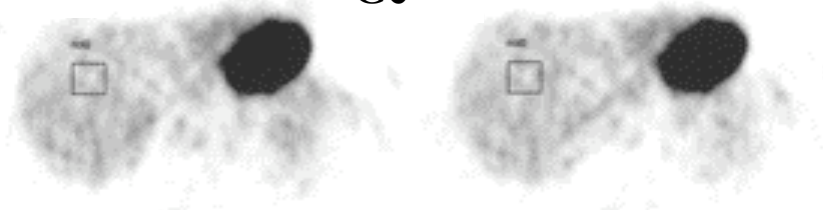


$$HU = 1000 \frac{\mu - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}}$$

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

CT

Ge<sup>68</sup>

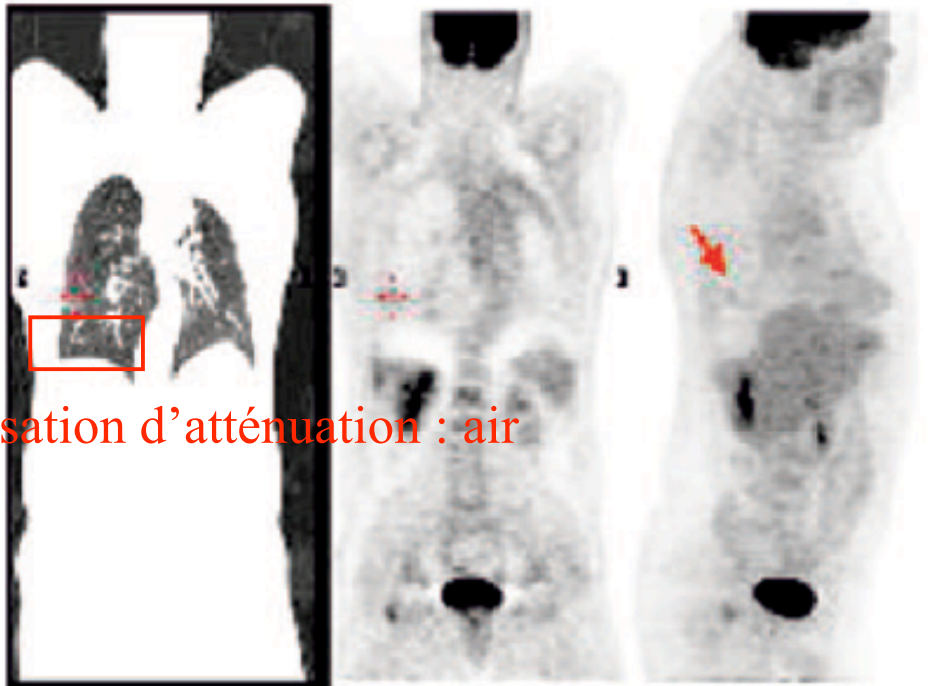


Concentrations d'activité  
environ 10% supérieure  
avec la correction utilisant  
la carte CT

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

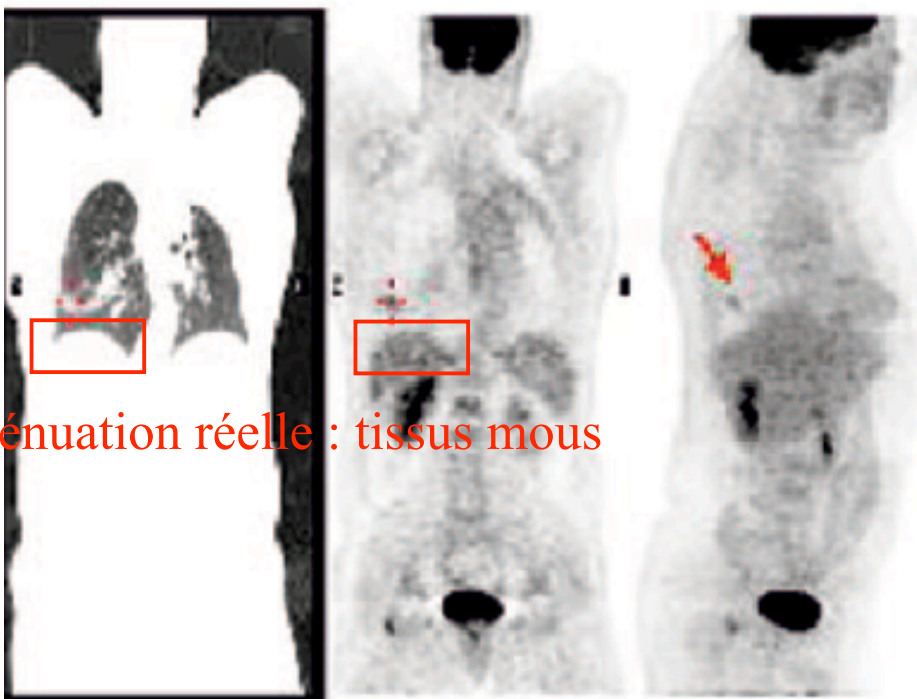
# Effet du mouvement respiratoire en TEP/TDM

---



compensation d'atténuation : air

CT hélicoïdal (mi-expiration)



atténuation réelle : tissus mous

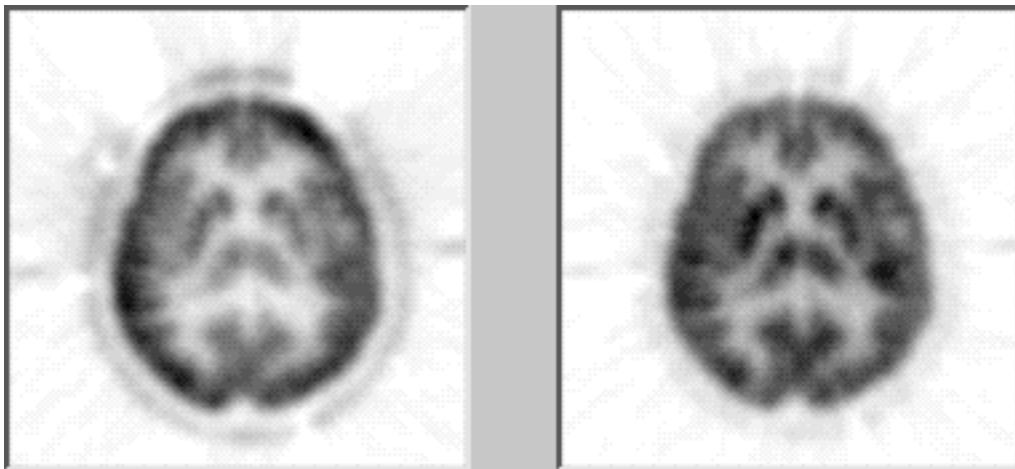
CT moyenné sur le cycle respiratoire (4D CT)

*Pan et al, J Nucl Med 2005*

# Correction d'atténuation en PET : synthèse

---

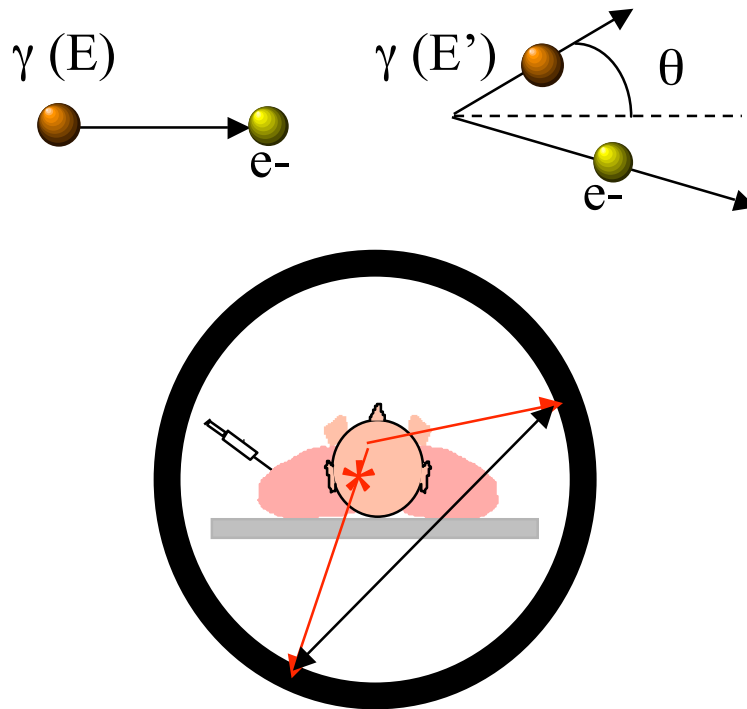
- Dispositifs d'acquisition en transmission systématiquement associés aux caméras dédiés PET ou PET/CT
- Solution théoriquement exacte par précorrection des projections au moyen des CCA
- Correction indispensable à la quantification absolue de l'activité
- Pratique de routine
  - correction via les CCA 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

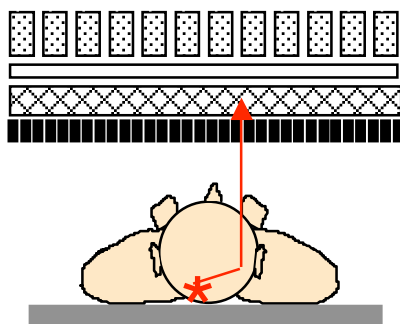
avec correction  
d'atténuation

# Diffusion en PET

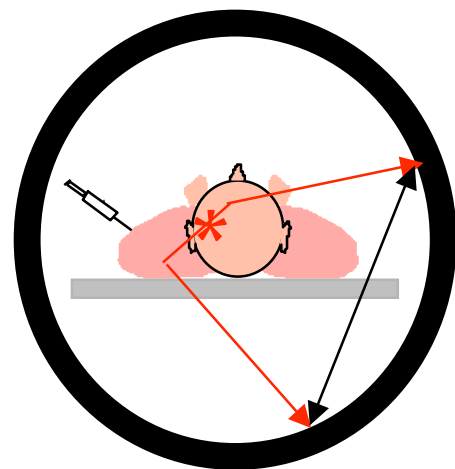


- Dans le patient (1 ou 2 photons diffusés)
- Dans le cristal

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



SPECT



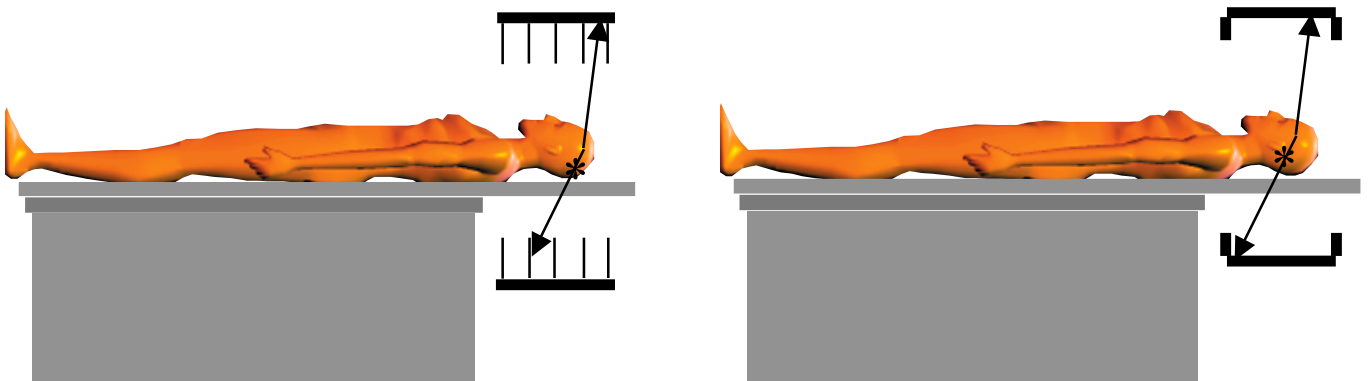
PET

⇒ photons ayant perdu de l'énergie

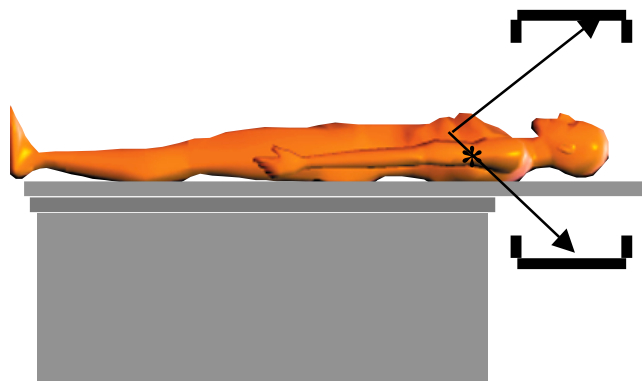
# Conséquences de la diffusion en PET

---

- 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

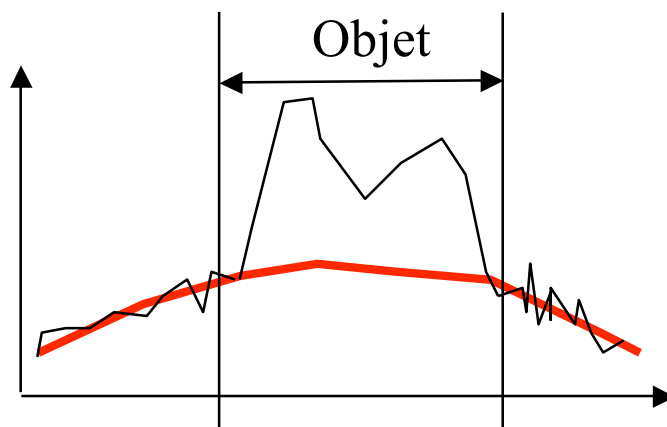
---

- 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 direct de la contribution du diffusé
        - 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

# Calcul direct de la contribution du diffusé

---

- Hypothèses

- distribution d'émission connue ( $\sim$  images reconstruites sans correction de la diffusion)
- distribution d'atténuation connue (reconstruite à partir des acquisition en transmission)
- majorité des photons diffusés diffusés une fois seulement

- Mise en oeuvre

1. simulation analytique (diffusé 1er ordre) ou Monte Carlo simplifié (diffusé multiple) des projections (sinogrammes) des photons diffusés à partir des images reconstruites sans correction de la diffusion

⇒ sinogrammes des photons diffusés

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

⇒ sinogrammes corrigés de la diffusion

3. reconstruction des sinogrammes résultants

⇒ coupes reconstruites corrigées de la diffusion

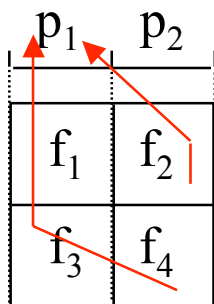
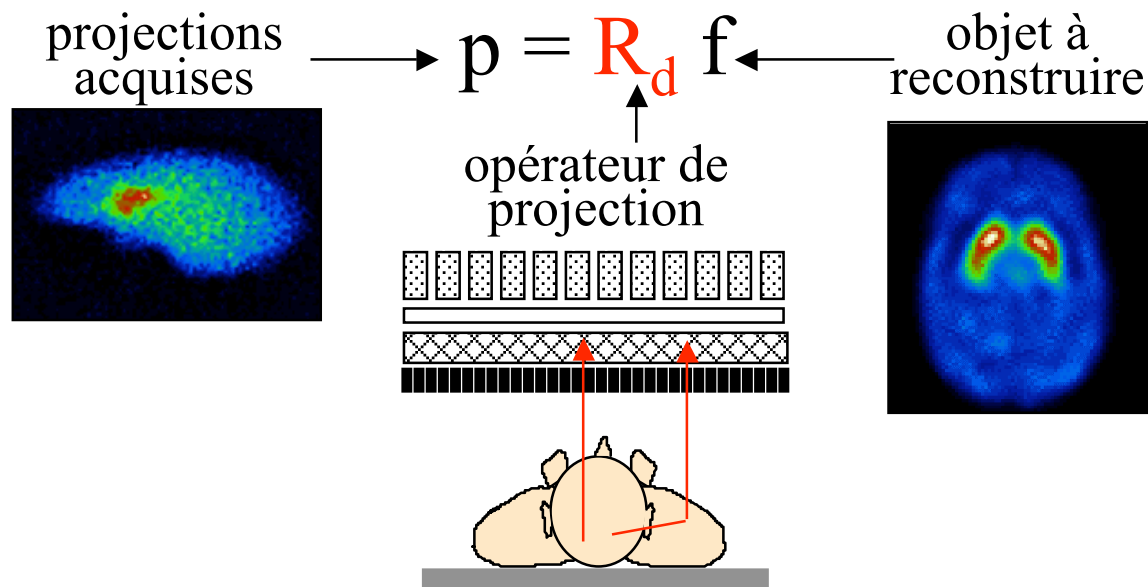
4. réestimation des projections (sinogrammes) des photons diffusés à partir des coupes corrigées de la diffusion obtenues à l'étape 3

⇒ sinogrammes des photons diffusés



# 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 :

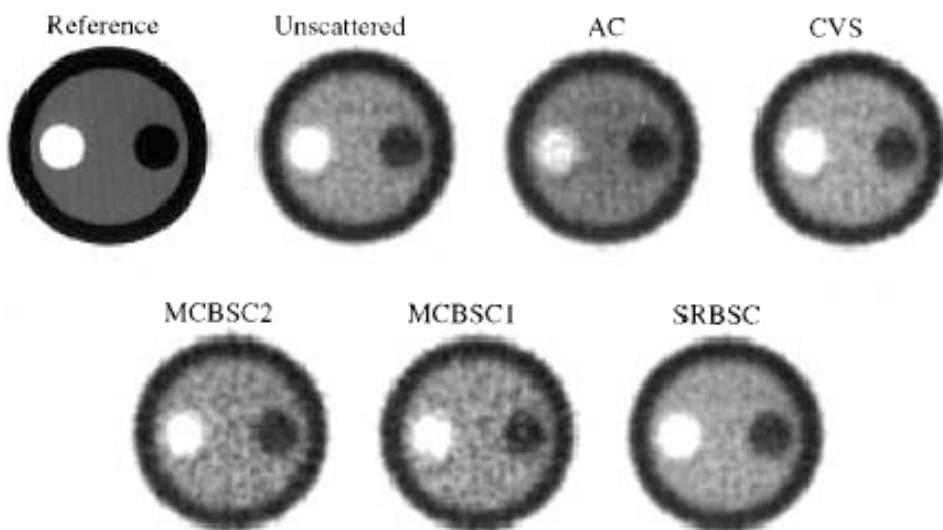
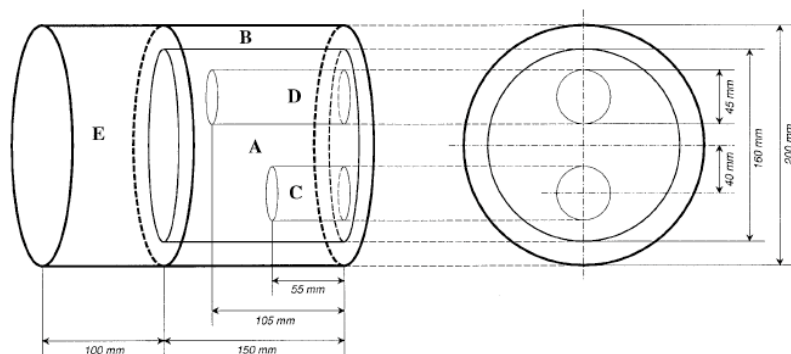
$$p_1 = r_{11} f_1 + r_{12} f_2 + r_{13} f_3 + r_{14} f_4$$

- modélisation analytique approximative
- modélisation Monte Carlo

- Reconstruction itérative avec modélisation de la diffusion dans le projecteur

- $\Rightarrow$  approche très générale adaptée à tous les algorithmes de reconstruction itérative
- $\Rightarrow$  formulation difficile d'un modèle adaptatif
- $\Rightarrow$  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

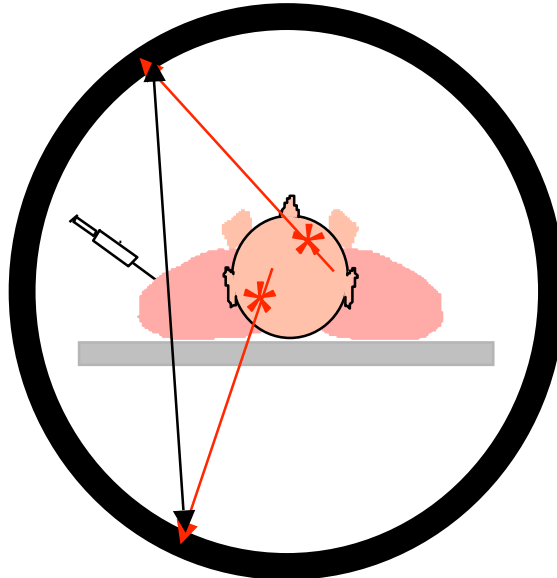
# Correction de diffusion en PET : synthèse

---

- 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 quelques méthodes disponibles sur les caméras
  - ajustement gaussien des queues de distributions
  - calcul direct de la contribution du diffusé premier ordre

# Coïncidences fortuites en PET

---



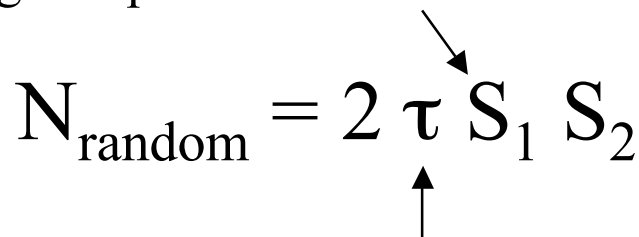
- Dépendent de :
    - la longueur de la fenêtre en coïncidence
    - la quantité de radioactivité dans le champ de vue de la caméra (proportionnel au carré de l'activité vue par le détecteur)
  - Mauvaise localisation
  - Réduction des capacités de comptage
  - Biais quantitatif
- ⇒ Nécessite une correction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

# Importance des coïncidences fortuites en PET

---

- Nombre de coïncidences fortuites

Nb d'événements simples  
enregistré par le détecteur 1

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


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

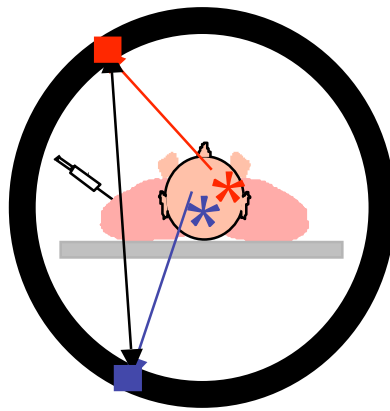
- par réduction de la fenêtre de coïncidence

⇒ une correction reste cependant nécessaire

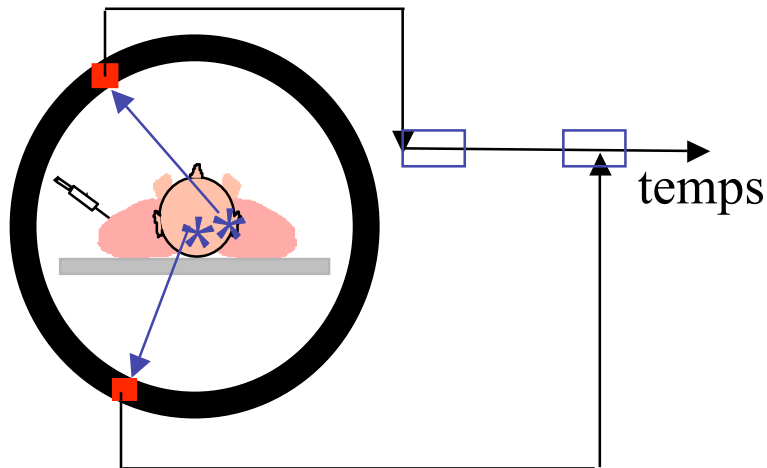
# Correction des fortuites en PET : stratégies

---

- 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

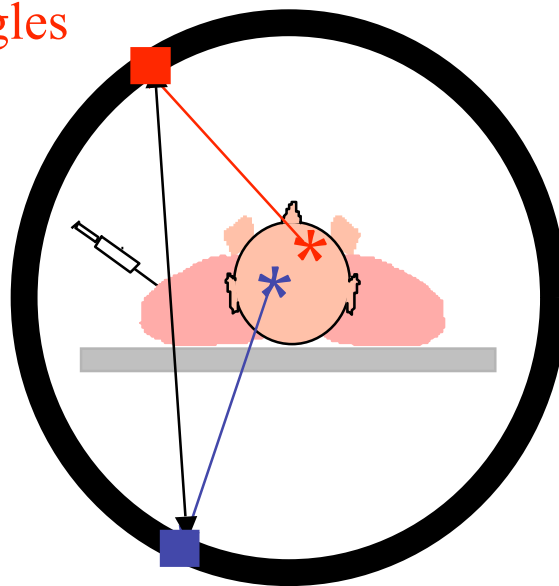
---

- 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

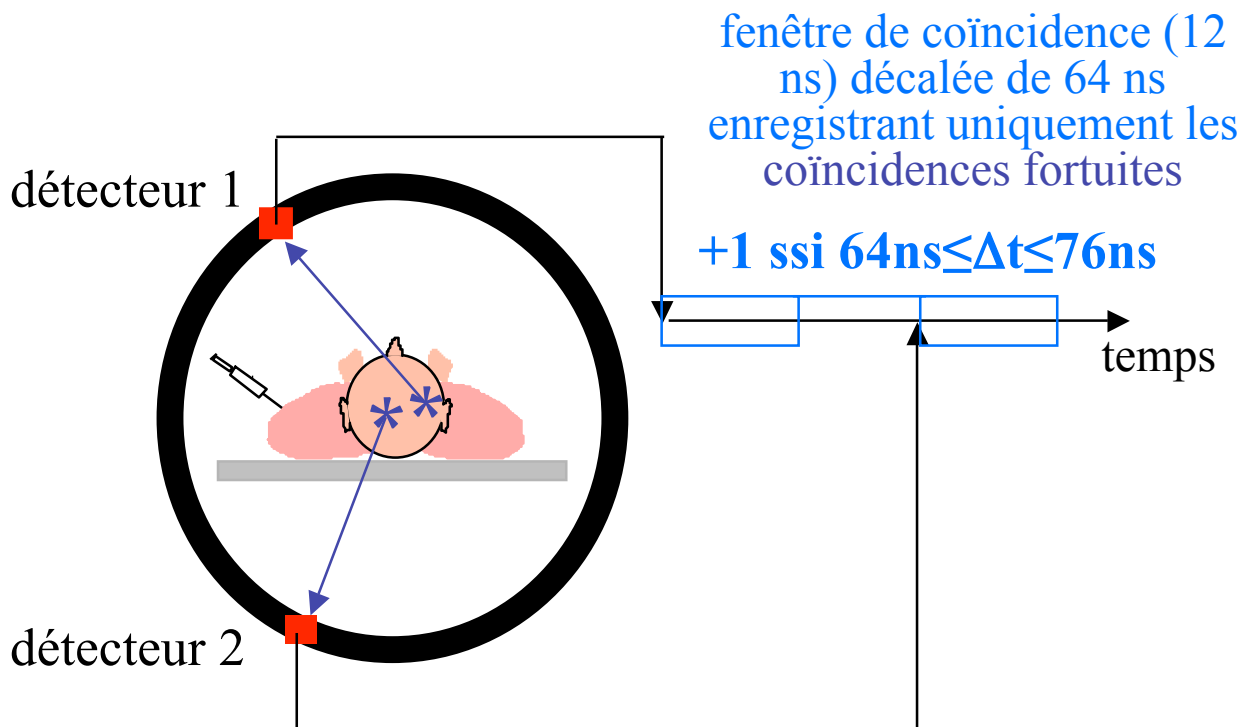
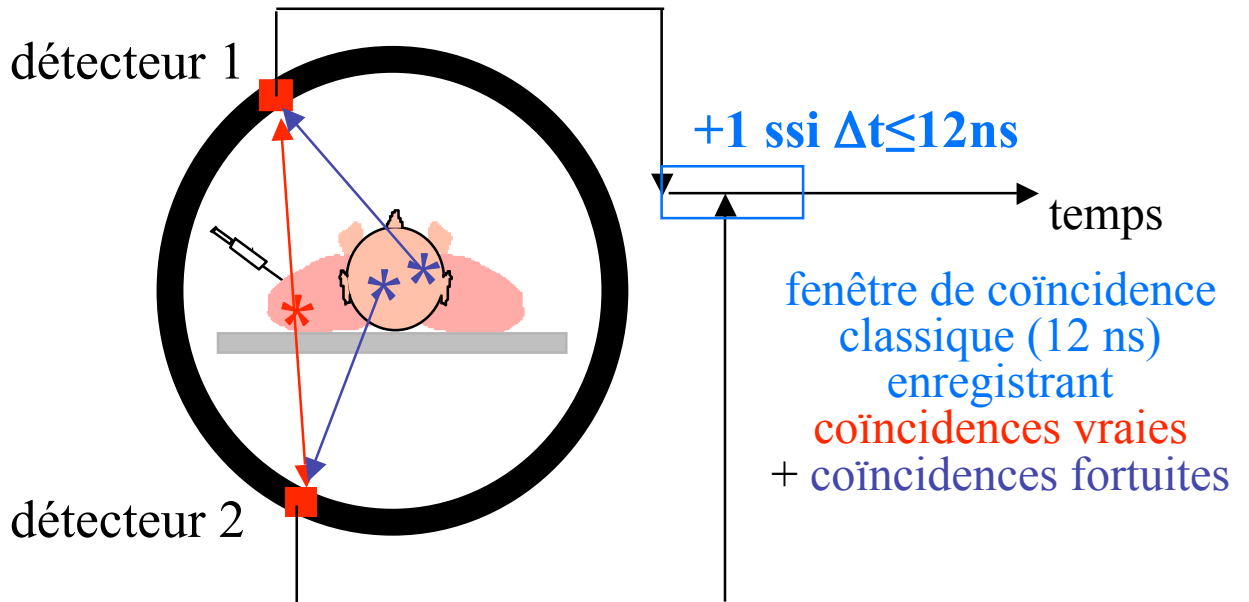
détecteur 1 :  
 $S_1$  singles



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 :

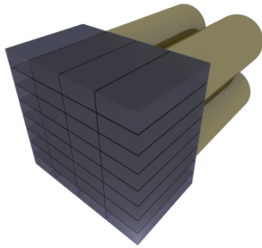
$$\sigma(\text{vraies} + \text{diffusées}) = \sqrt{(\text{vraies} + \text{diffusées} + 2 * \text{fortuites})}$$

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

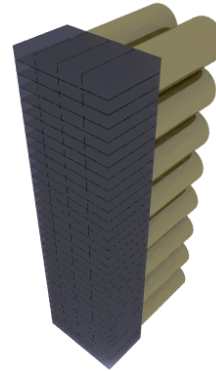
# Problème de normalisation

---

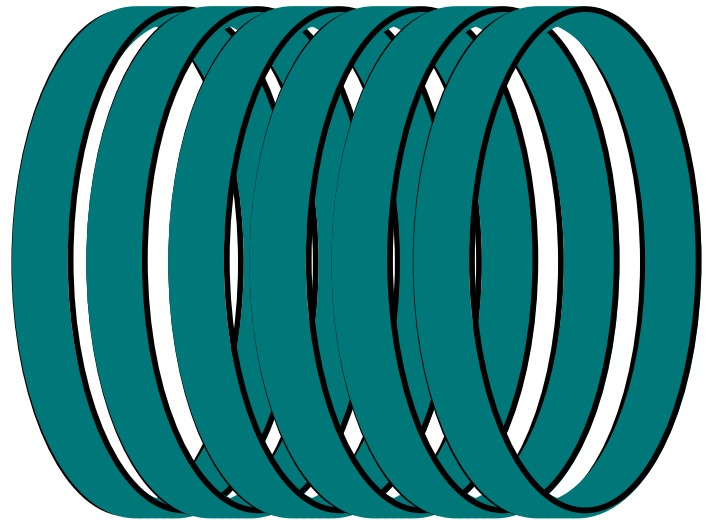
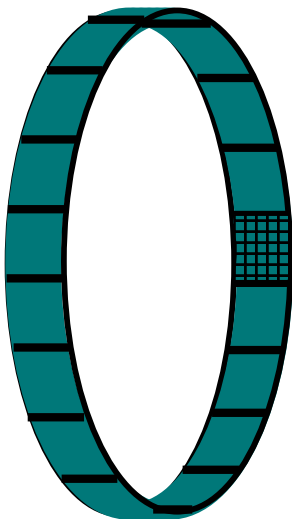
- Tomographe PET « typique » : entre 10 000 et 20 000 cristaux détecteurs



blocs : 8x8 détecteurs



module = 256 détecteurs

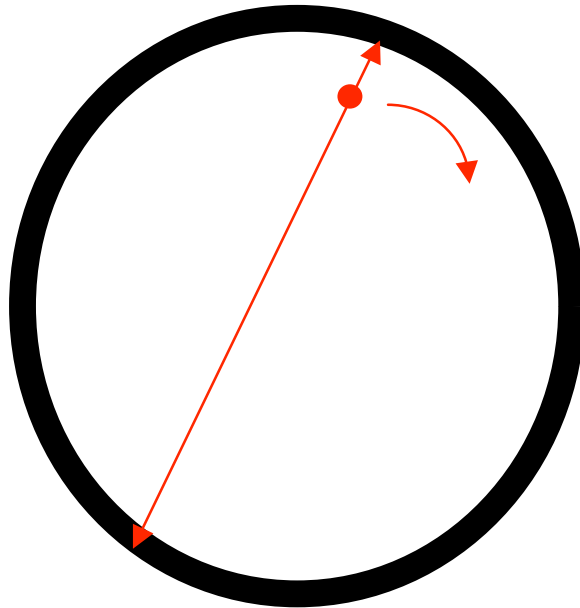


- Les cristaux peuvent être très légèrement différents en dimensions, ou fraction de la lumière de scintillation arrivant sur les tubes photomultiplicateurs, ou épaisseur du cristal vue par les photons incidents suivant l'angle d'incidence
  - ➡ réponses variables des différents cristaux détecteurs
-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

# Méthode de normalisation

---

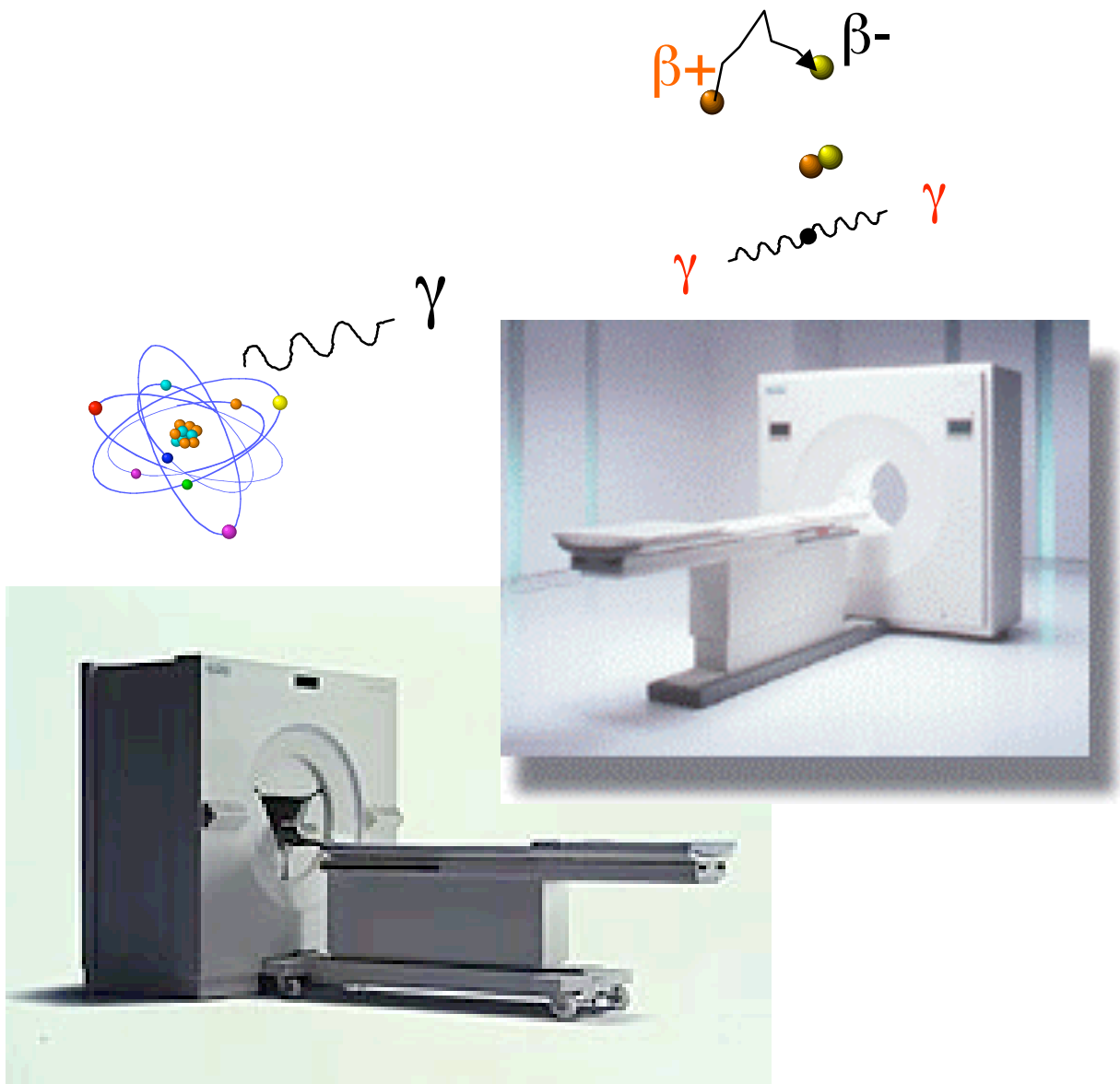
- Enregistrement de la réponse du tomographe lorsque celui-ci est soumis à un flux de photons uniforme



- 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.

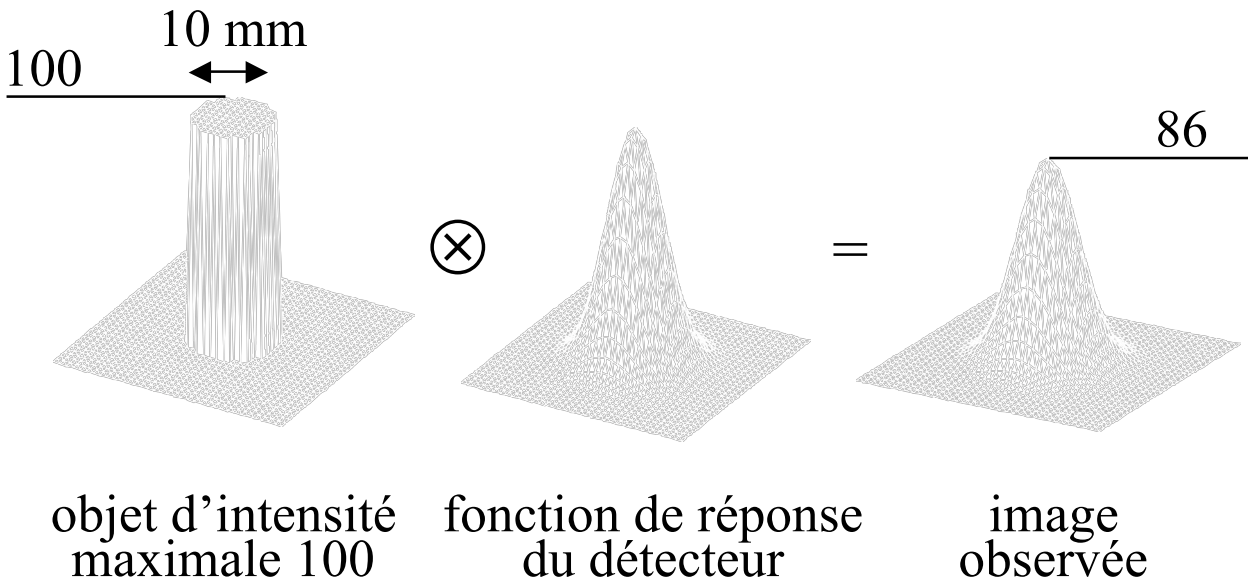
# Problèmes communs au SPECT et au PET

---

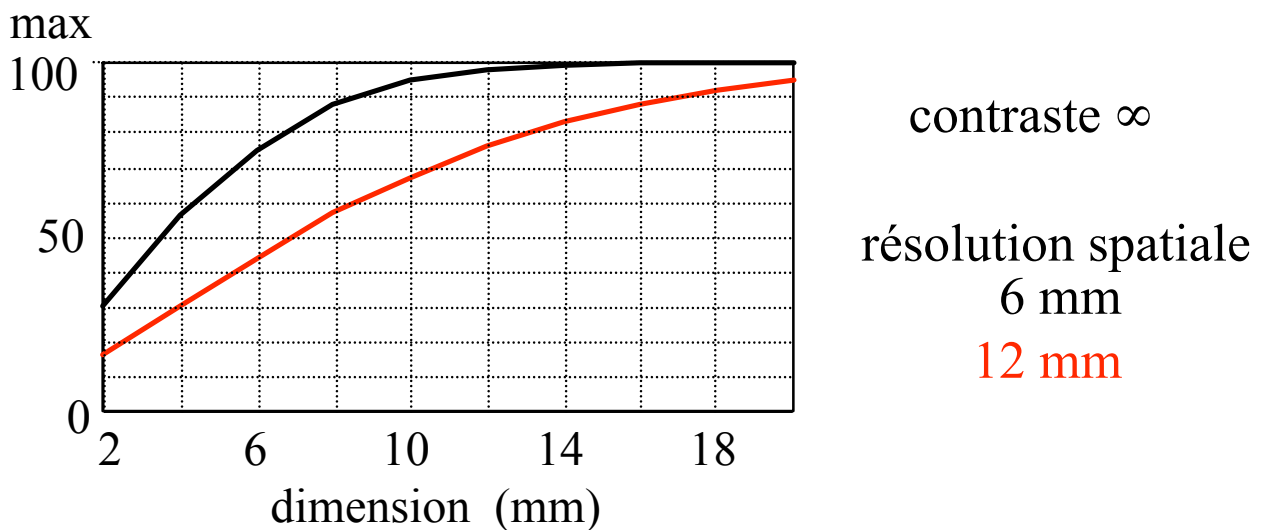


- Effet de volume partiel
- Mouvement respiratoire

# 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

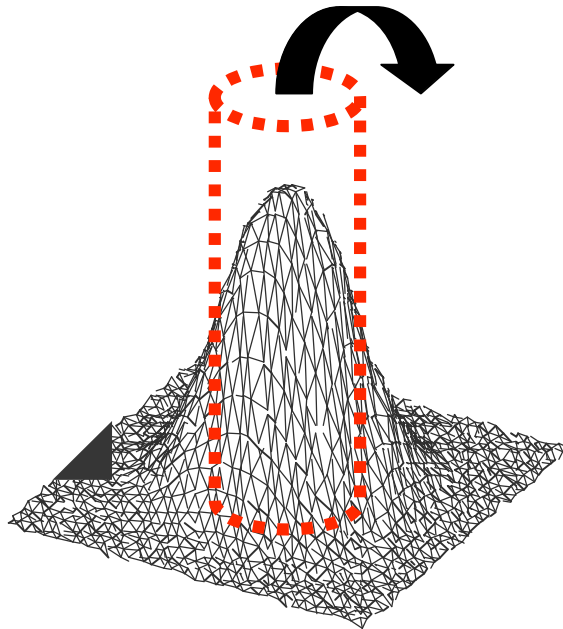


- ⇒ affecte les structures de taille < 2-3 FWHM

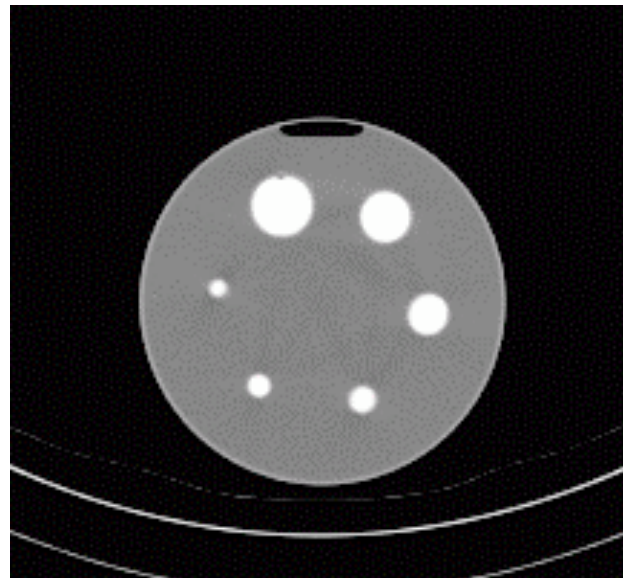
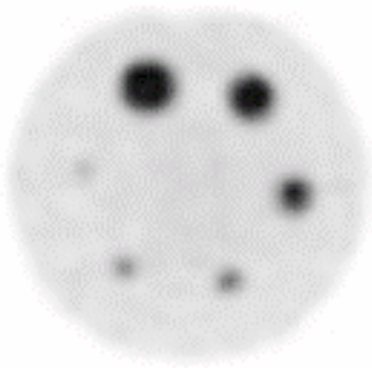
# Conséquences de l'effet de volume partiel

---

- Contaminations entre régions



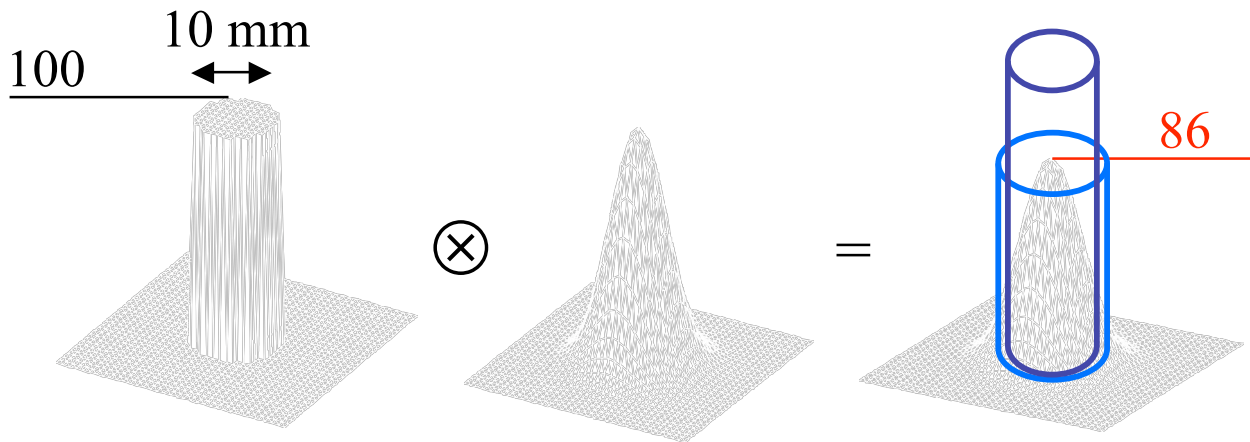
- Affecte différemment des structures de tailles différentes



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

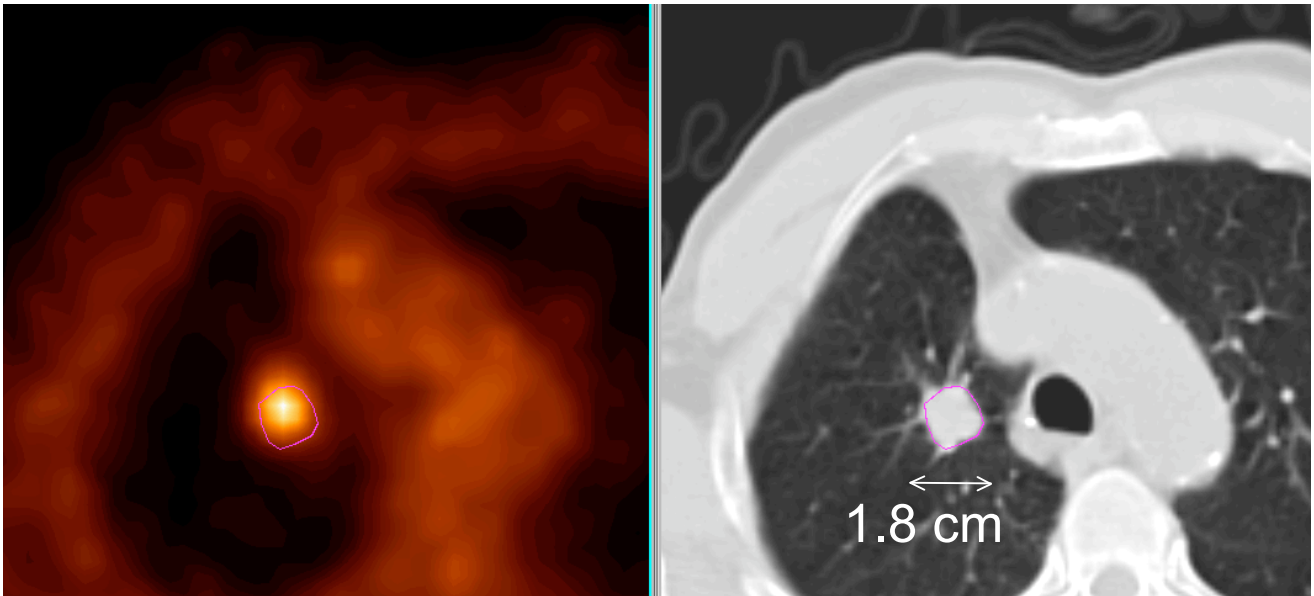
---



- **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 prévisible

# Influence de la région d'intérêt sur la mesure

---



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

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

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

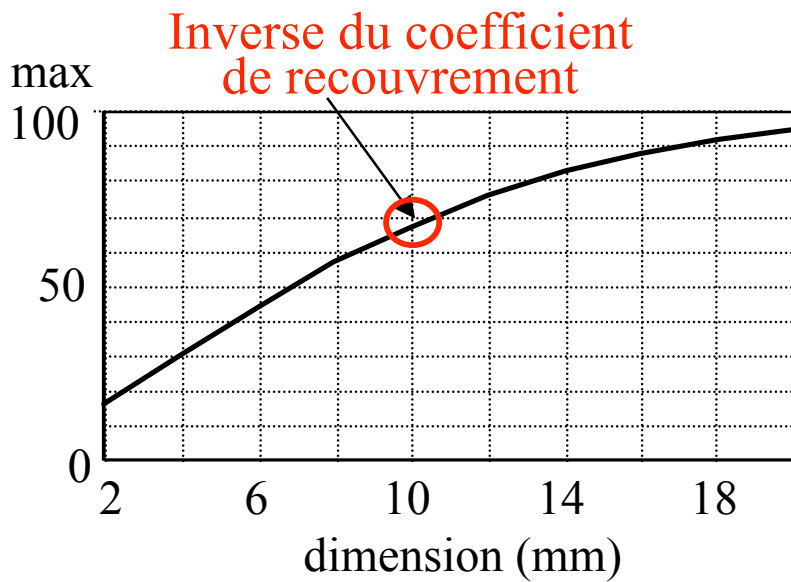
$$\text{SUV}_{15 \times 15} = 3.1$$

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

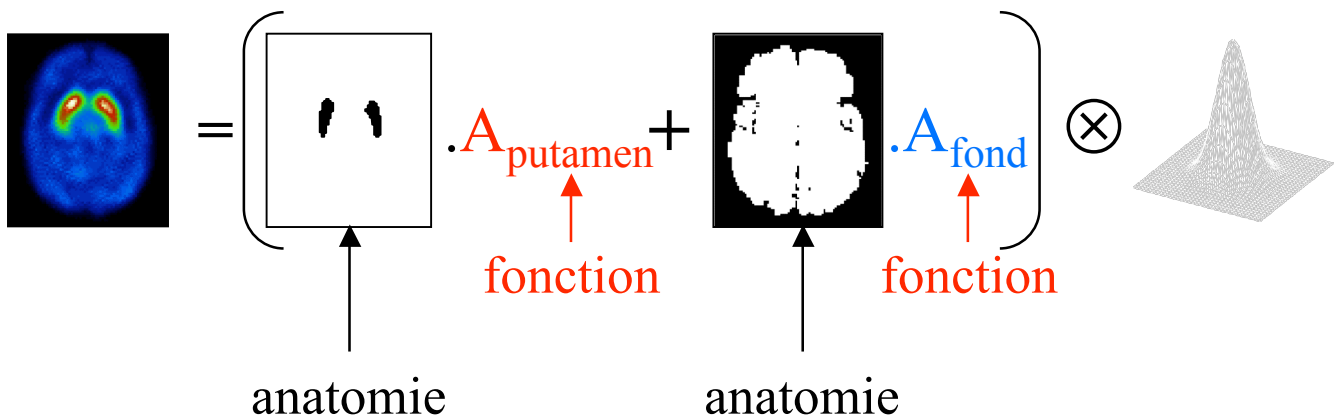


# Correction de volume partiel : stratégies

- Deux stratégies
  - coefficients de recouvrement



- modélisation anatomo-fonctionnelle



# Correction par coefficients de recouvrement

---

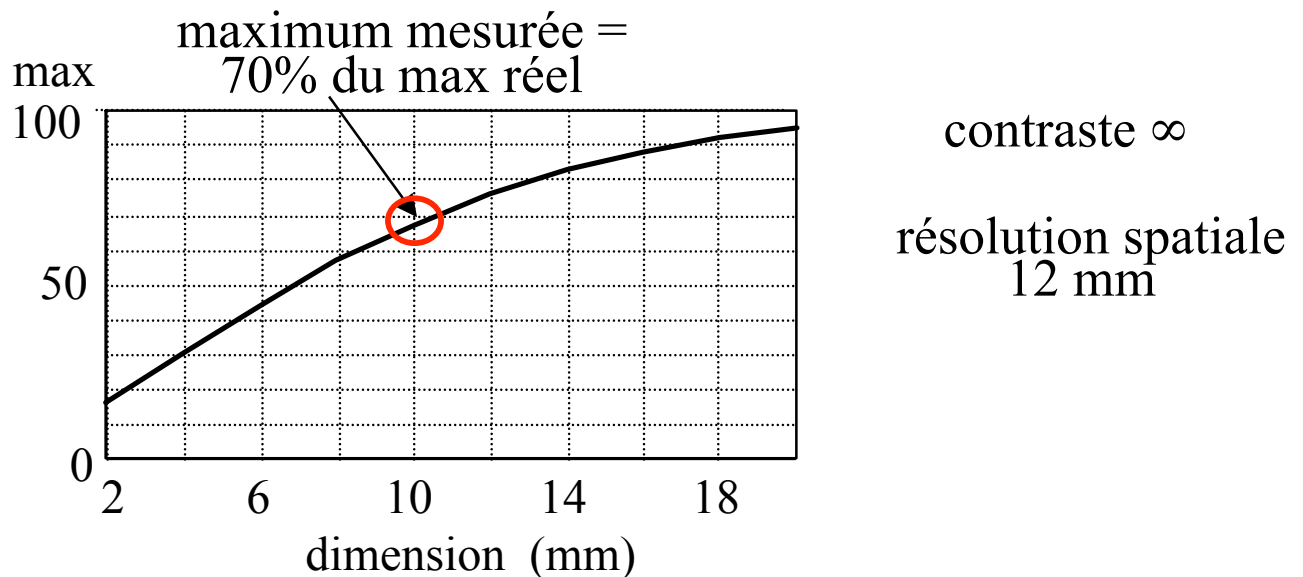
- Hypothèses

- 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

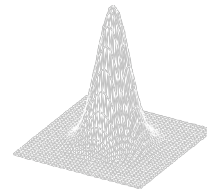
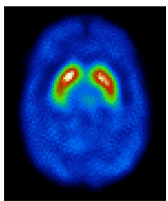
- structure de 1 cm
- contraste infini (pas d'activité environnante)
- résolution spatiale de 12 mm



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

# Inversion d'une matrice de contamination croisée

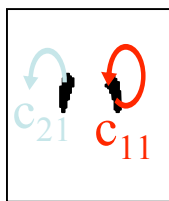
- Hypothèses
  - supports anatomiques des différentes structures fonctionnelles connus
  - fonction de réponse spatiale du système connue
- Exemple : imagerie des récepteurs dopaminergiques
  - modèle :



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



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

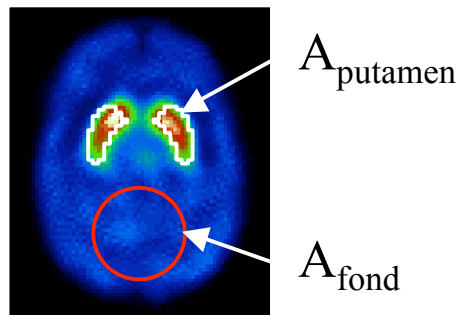
$$m_2 = c_{21} a_1 + c_{22} a_2$$

- 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

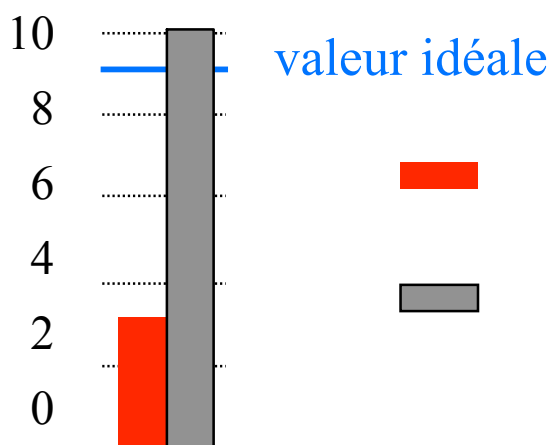
# Illustration en SPECT

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



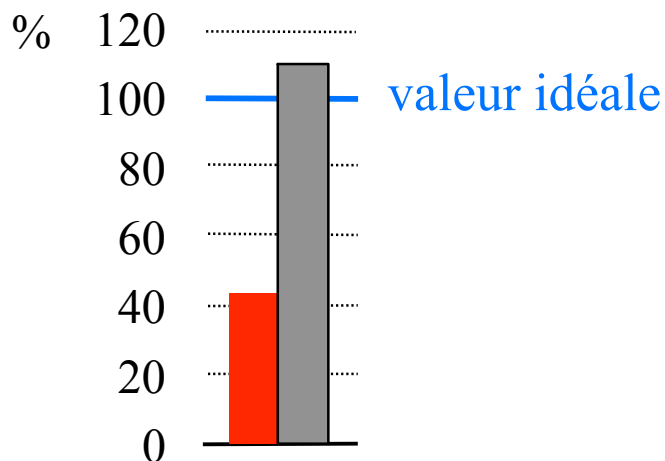
$$BP = \frac{A_{\text{putamen}} - A_{\text{fond}}}{A_{\text{fond}}}$$

binding potential



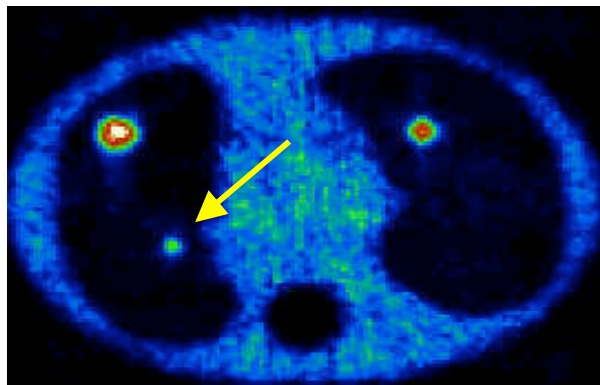
corrections  
 atténuation + diffusion  
 + résolution spatiale  
 atténuation + diffusion  
 + résolution spatiale +  
 volume partiel

- activité restaurée dans le putamen



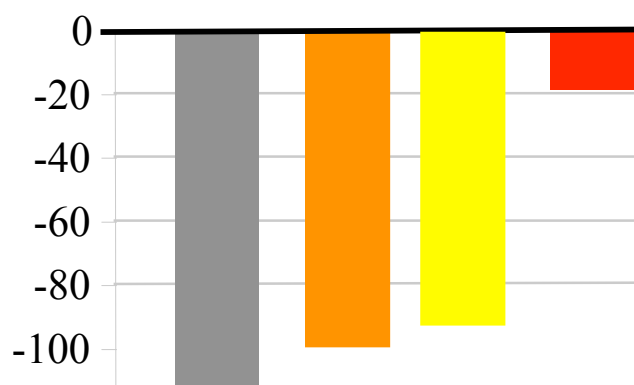
# Illustration en PET

---







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

## Sous-estimation (%) des SUV



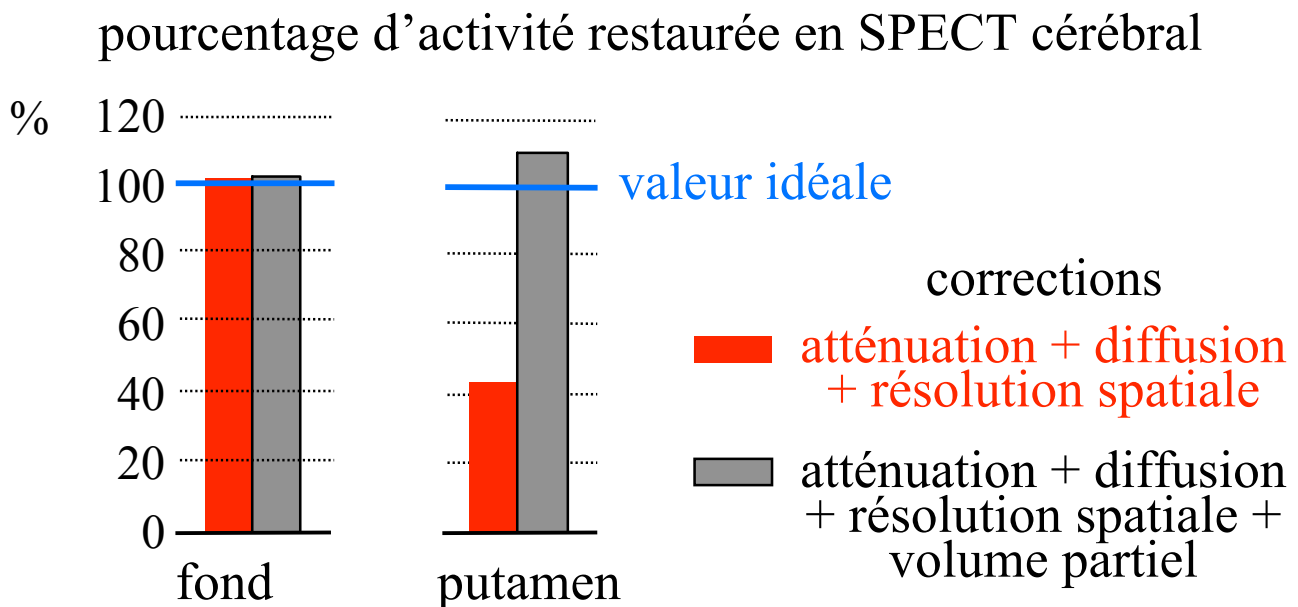
## Corrections

-  = 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

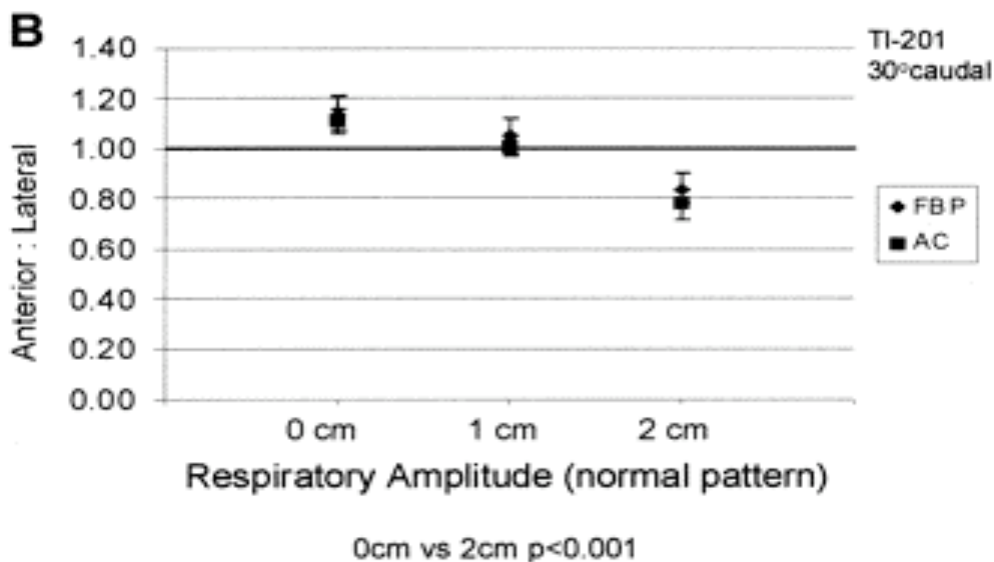
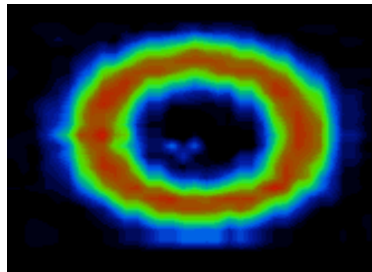
# Mouvement en SPECT et en PET

2 types de mouvements :

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

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

## SPECT cardiaque



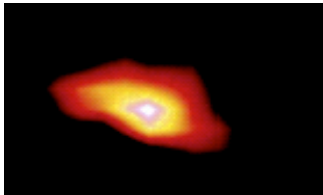
➔ modification du rapport d'activité antérieure/latérale de ~25%

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

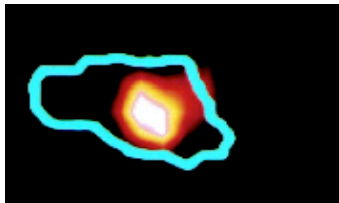
# Le mouvement et ses conséquences

---

## 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%

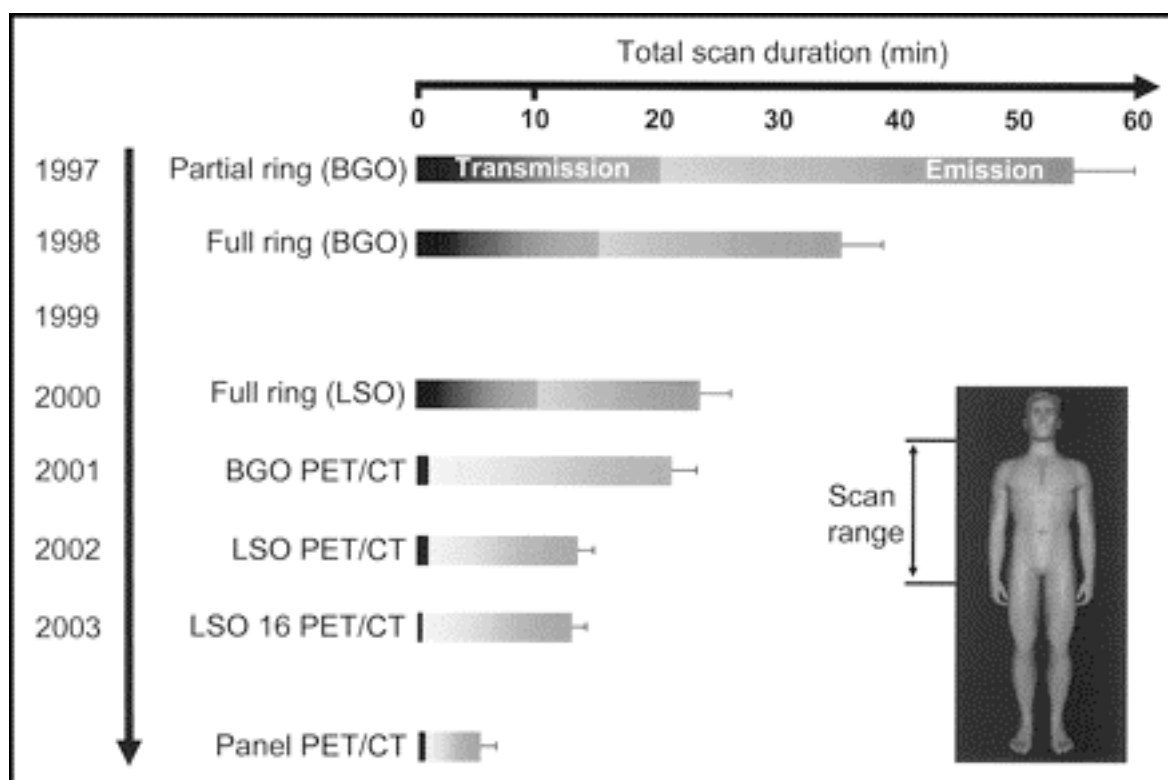
*Nehmeh et al, J Nucl Med 2002:876-881*



# Correction du mouvement fortuit

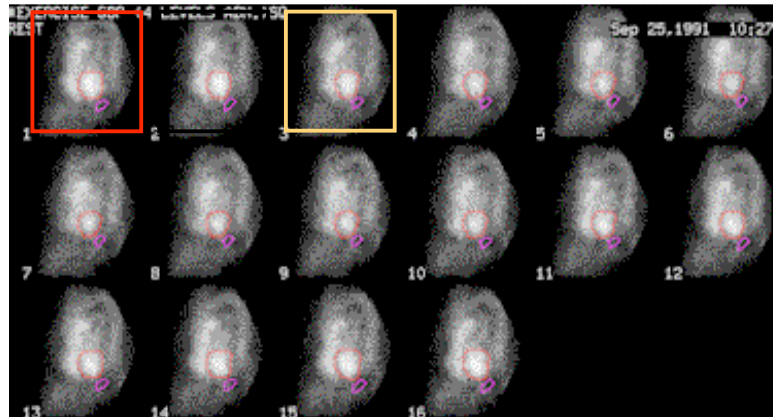
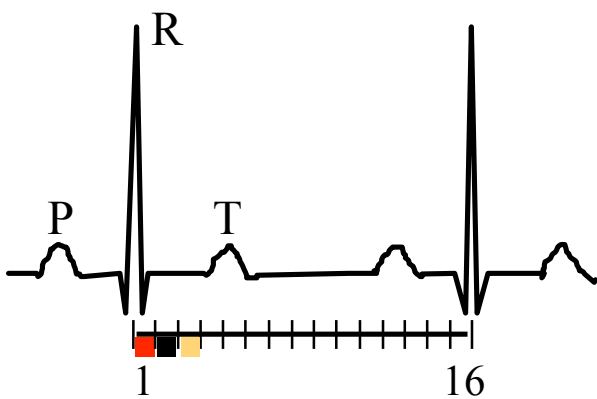
- Tendre vers des examens plus courts

## PET/CT

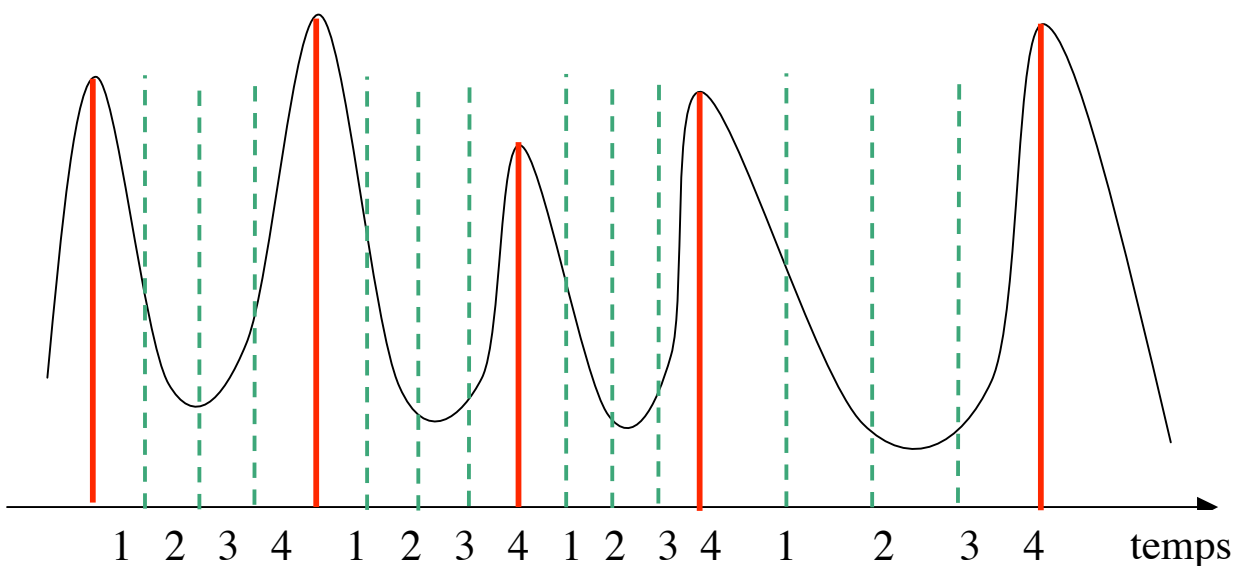


# Correction des mouvements physiologiques

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



- Vers la synchronisation respiratoire (notamment PET oncologique pulmonaire)

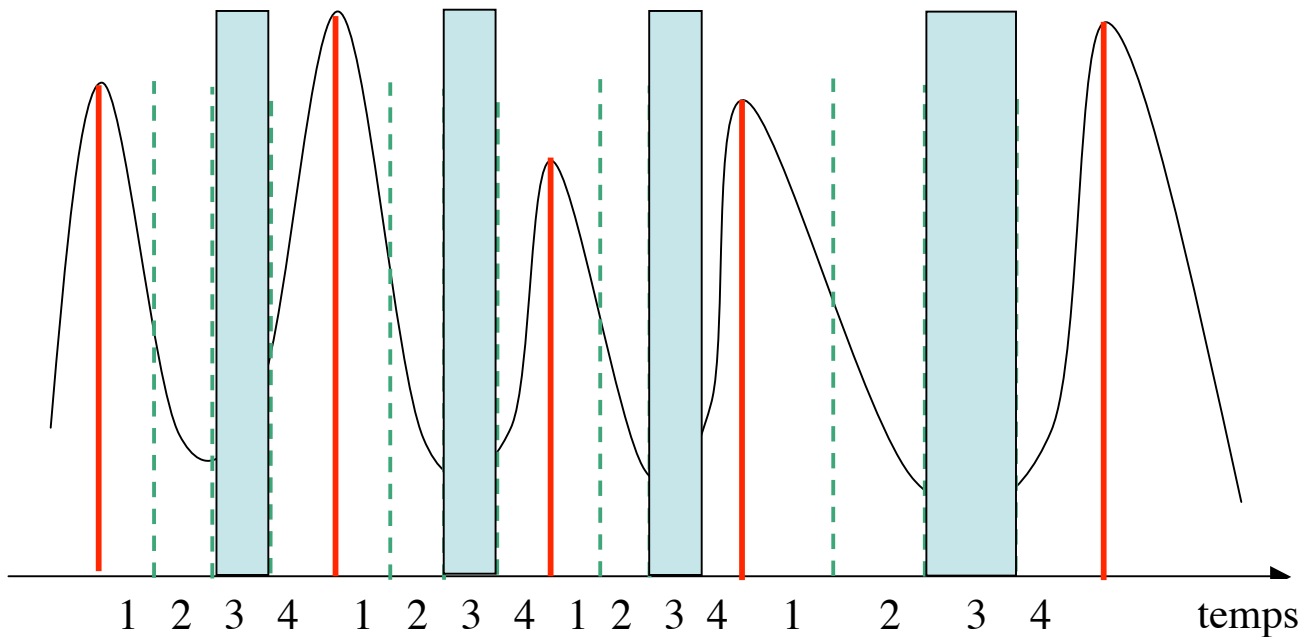


# Exploitation des acquisitions synchronisées

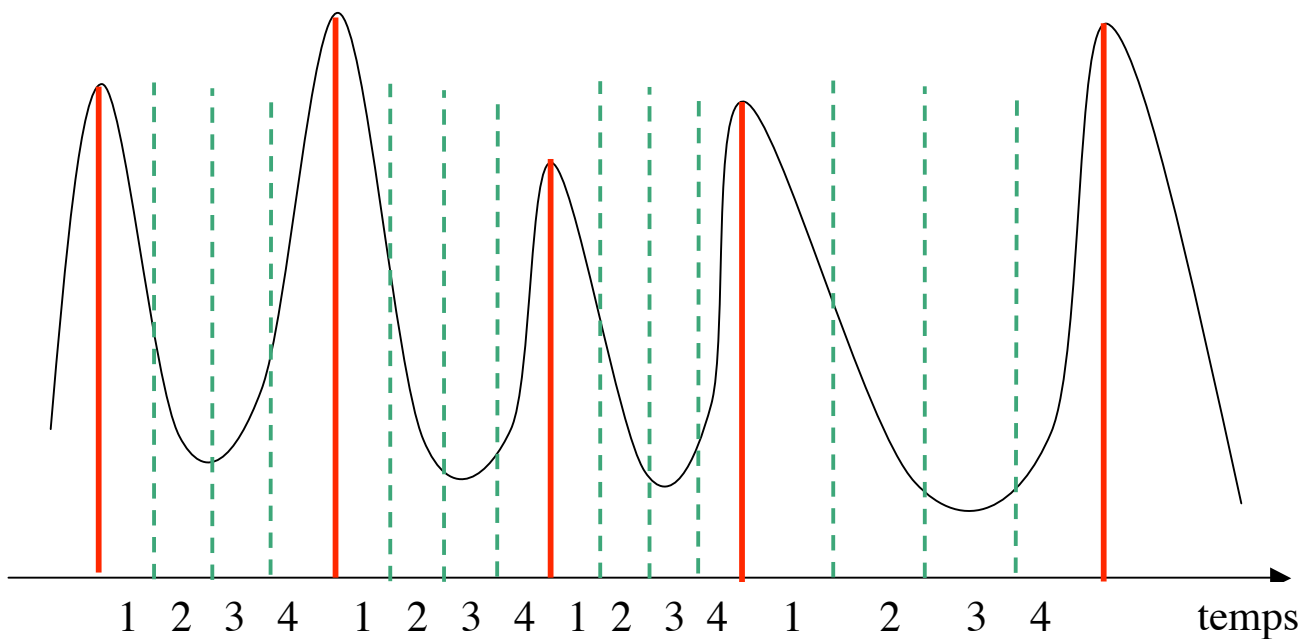
## 2 approches



- Utilisation d'une seule portion du cycle



- Utilisation de toutes les portions du cycle



## Utilisation d'une seule portion du cycle : exemple

---

- Acquisition synchronisée des données avec dispositif externe
- Si CT synchronisé, mise en correspondance des phases TEP avec les phases CT, pour une correction d'atténuation adaptée de chaque TEP
- Interprétation de l'image correspondant à une seule phase
- ++ 1 seule reconstruction tomographique peut suffire
- ++ Très simple
- - - Réduction de la qualité des images due à la réduction de statistique



non synchronisé  
30 Mcoups



synchronisé  
10 Mcoups



synchronisé  
6 Mcoups

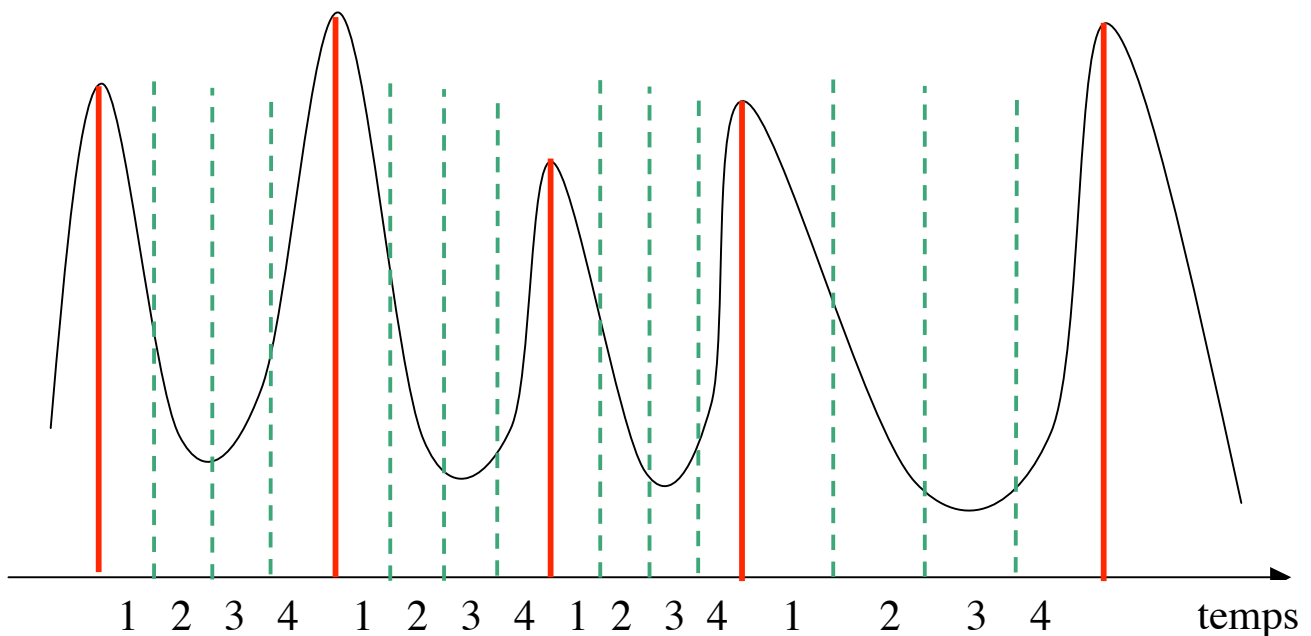


synchronisé  
4 Mcoups

*Nehmeh et al J Nucl Med 2002, Nehmeh et al Med Phys 2004, Visvikis et al IEEE TNS 2004*

# Utilisation de toutes les portions du cycle

---



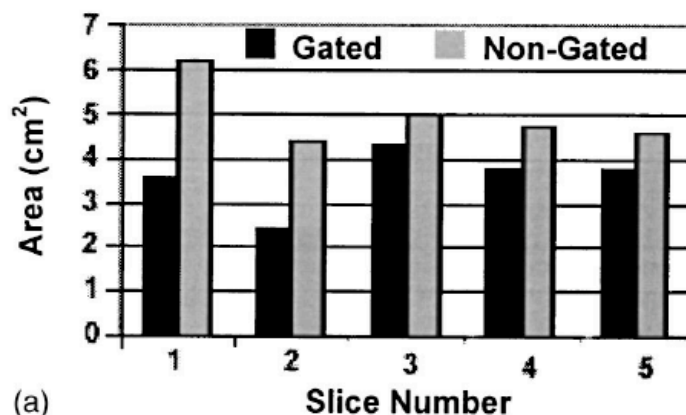
- 4 stratégies :

- calcul de la moyenne des paramètres estimés pour chaque phase
- recalage des images post-reconstruction
- compensation de mouvement pendant la reconstruction
- reconstruction 4D

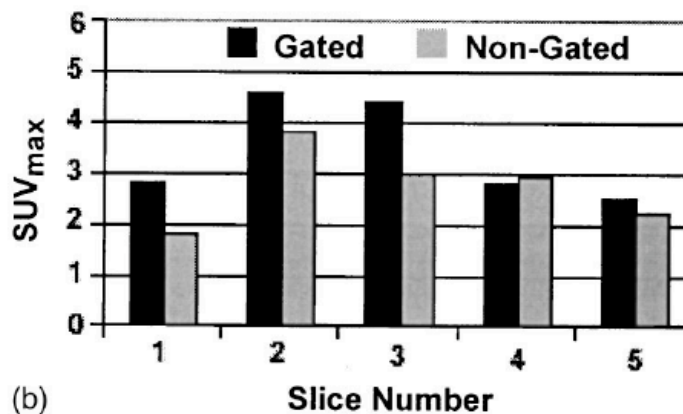
## Moyenne des paramètres estimés à chaque phase

---

- Acquisition synchronisée des données avec dispositif externe
- Reconstruction des données TEP (corrigée de l'atténuation) correspondant à chaque phase : 10 reconstructions
- Mesure du paramètre d'intérêt (SUV, volume), pour chacune des phases (10 phases) : 10 valeurs de SUV, 10 valeurs de volume, etc...
- Moyenne des résultats



(a)



(b)

*Nehmeh et al, Med Phys 2002*

# Discussion générale

---

- Beaucoup de méthodes à l'étude, pas de solution standard
- Stratégie de synchronisation non standardisée (à partir des données, d'une mesure externe, problème des cycles irréguliers)
- Considérer une phase reconstruite classiquement après synchronisation n'est pas suffisant, car l'augmentation de bruit est forte
- Faut-il se focaliser sur une phase ou recalibrer toutes les phases ?
- Faut-il corriger toute l'image, ou la/les région(s) tumorale(s) seulement ?
- Gros enjeu pour la quantification (suivi thérapeutique) et la délimitation de zone cible en radiothérapie
- Des solutions pratiques devraient émaner rapidement de ces recherches et le transfert industriel sera probablement rapide (les dispositifs de synchronisation sont déjà fonctionnels)



# 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

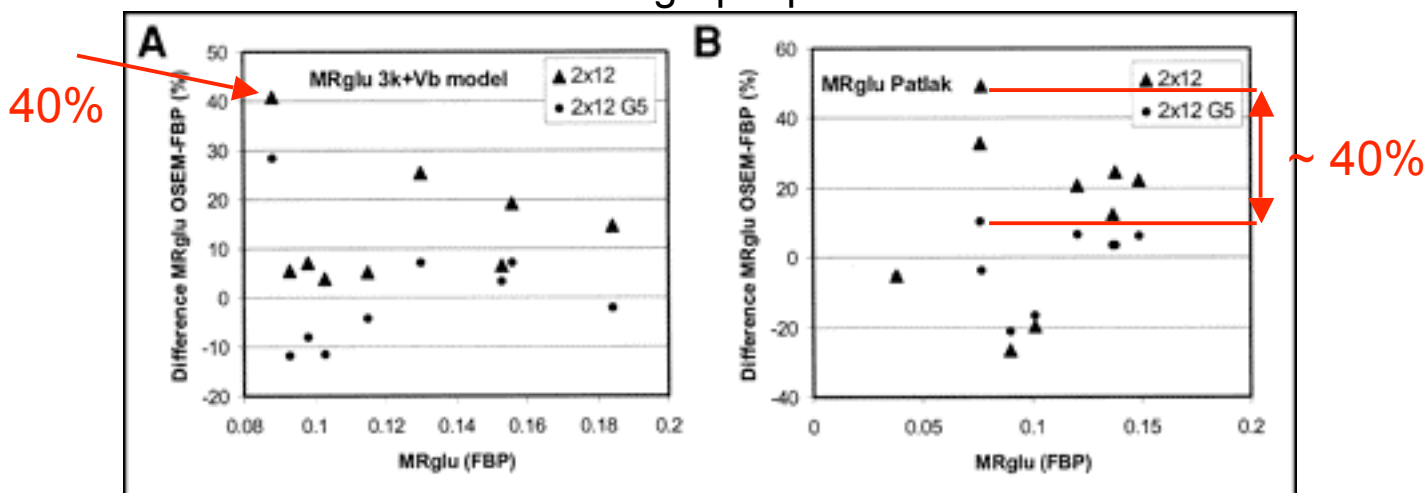


# Exemple

FBP, OSEM, Gradient Conjugué ?



Différences (%) entre les valeurs de MRglu suivant la méthode de reconstruction tomographique mise en œuvre



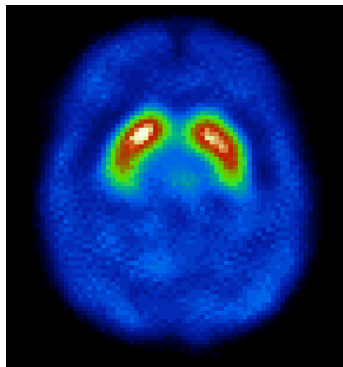
*Boellaard et al, J Nucl Med 2001:808-817*

**Différences non négligeables en fonction de la méthode de reconstruction**

# L'étalonnage

---

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



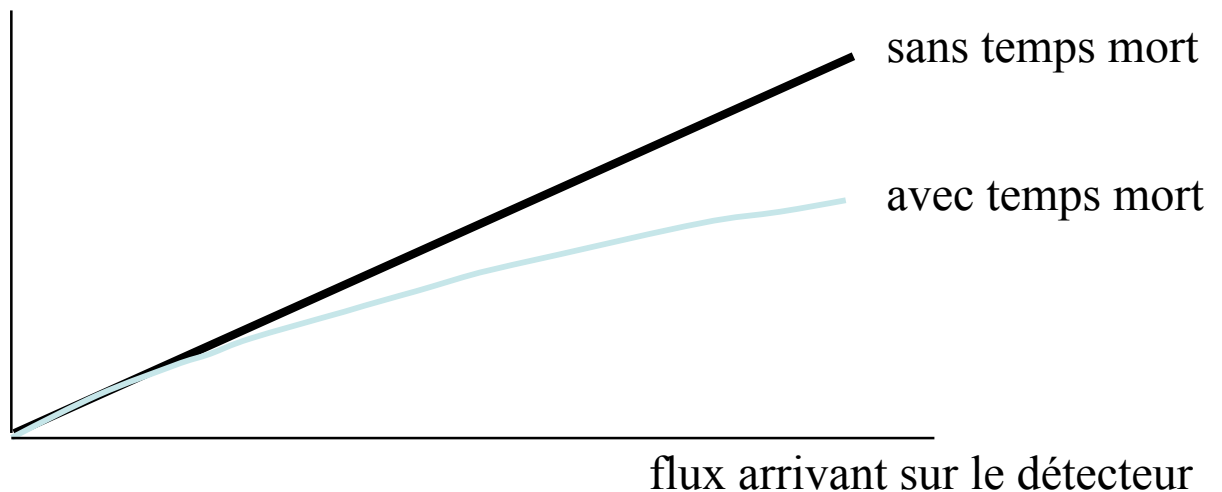
$$X \text{ coups/s/pixel} \xrightarrow{\text{Facteur d'étalonnage}} Y \text{ kBq/ml}$$

- 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 d'activité en TEP : 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

# Autre quantification en TEP : mesure de volume

---

La quantification absolue

- mesure de la concentration de radiotracteur au sein d'un organe (kBq/ml) ou d'un paramètre dérivé de cette concentration

- mesure d'un volume

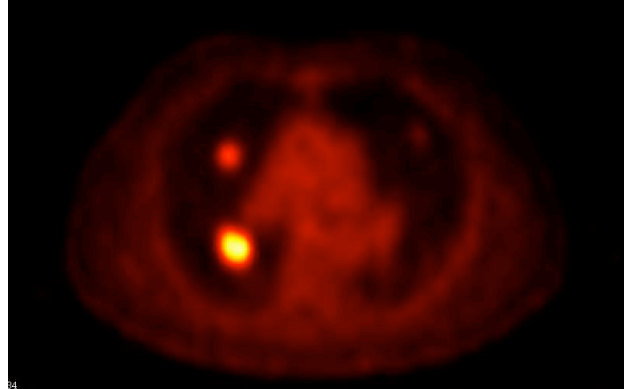
- De plus en plus utilisé :
  - pour le suivi thérapeutique
  - pour la radiothérapie

Comment mesurer des volumes de structures (tumeurs) à partir d'images dont la résolution spatiale reste médiocre ?



# Mesure de volume : problématique

---

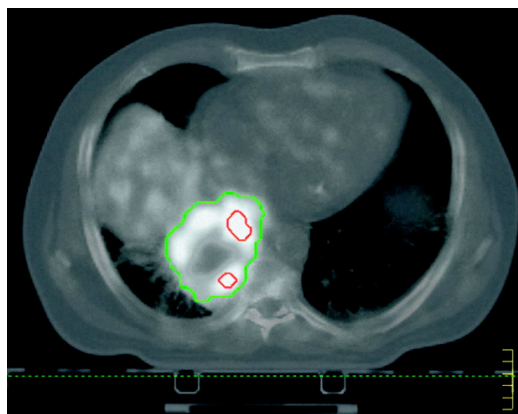


Méthodes manuelles ou (semi-)automatiques, mais pas de méthodes standard :

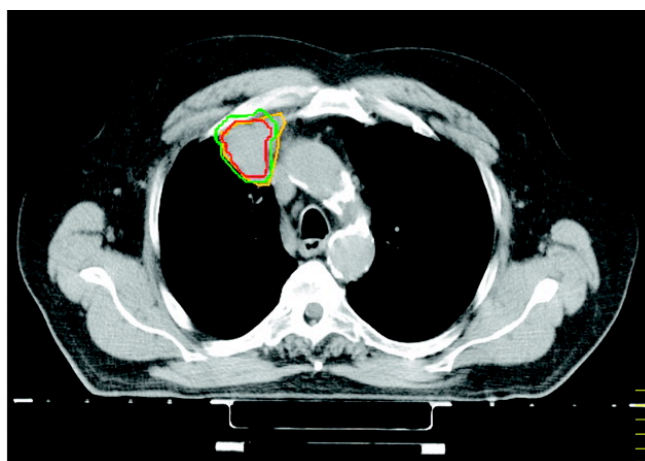
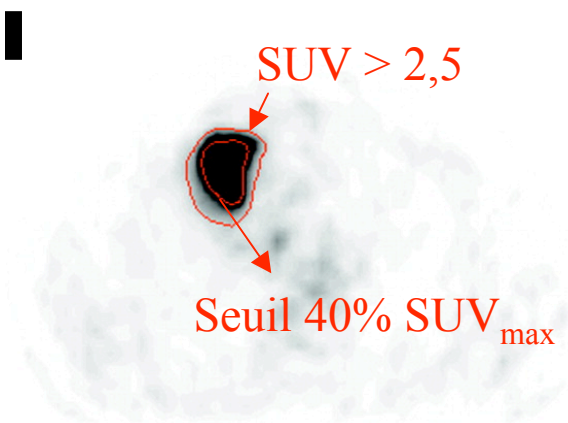
- Contourage manuel
- Seuil fixe, e.g.  $SUV > 2,5$
- Par seuillage ou isocontour défini à partir du  $SUV_{max}$  (e.g., 50%)
- Par seuillage, prenant en compte l'activité métabolique autour la tumeur
- Par seuillage itératif après étalonnage
- Par ajustement des données à un modèle

# Mesure de volume : problématique

Variabilité des résultats en fonction de la méthode mise en oeuvre



isocontour à 40%  $SUV_{max}$   
isocontour prenant en compte l'activité environnante



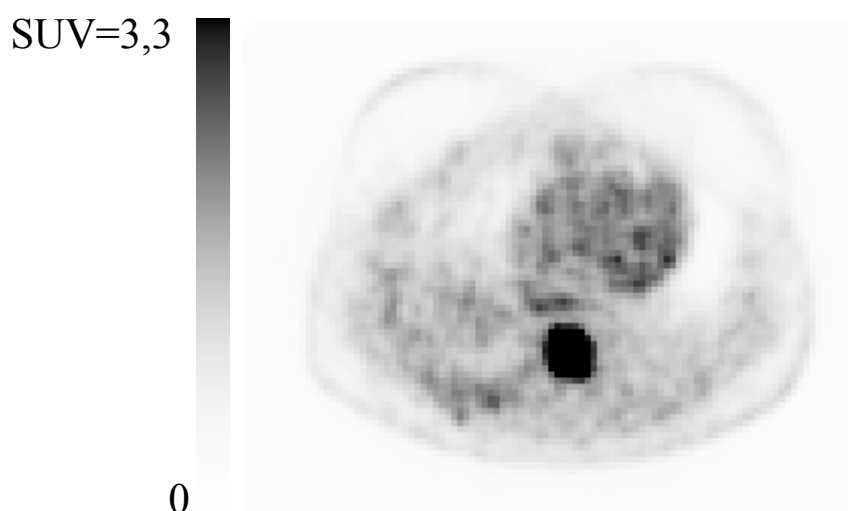
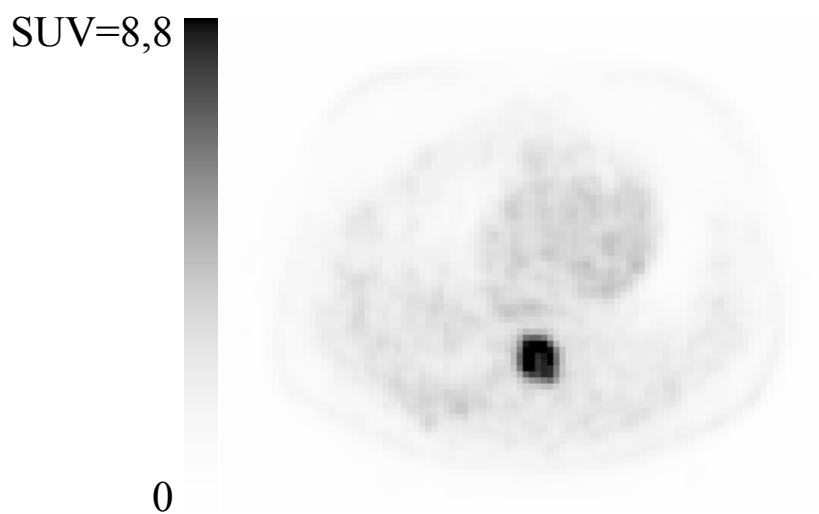
seuil 40%  $SUV_{max}$   
seuil prenant en compte l'activité environnante  
contour TDM en jaune

*Nestle et al, J Nucl Med 2005*

## Méthodes de mesure de volumes : qq éléments

---

- Seuillage manuel : dépend très fortement de la saturation des images

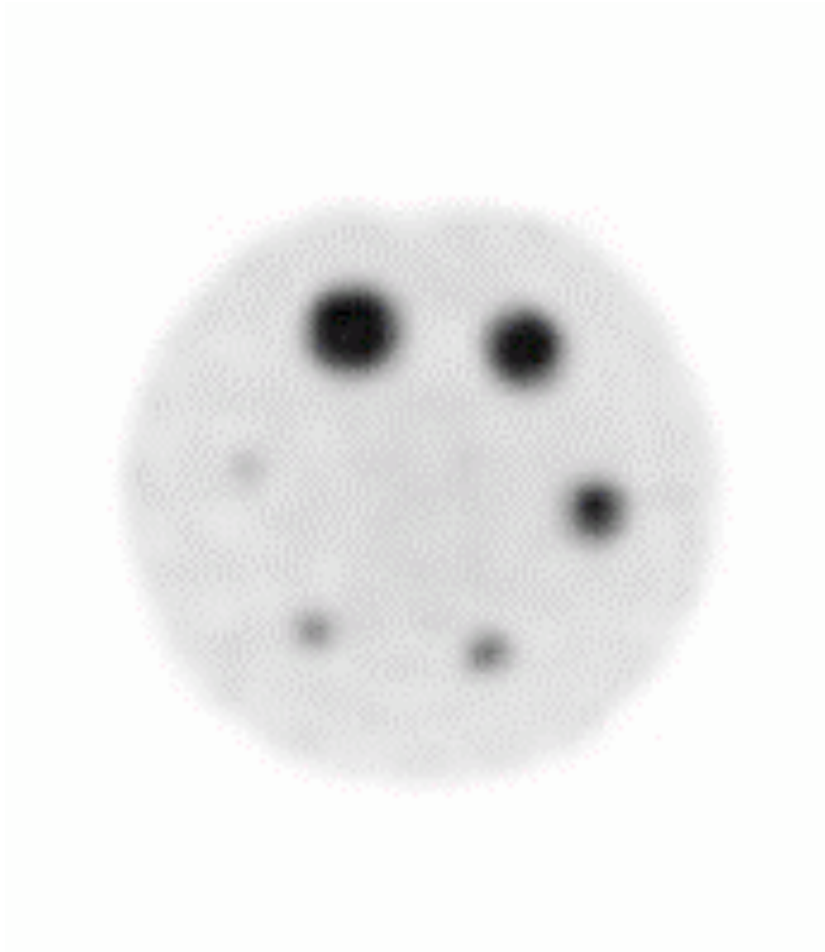




## Méthodes de mesure de volumes : qq éléments

---

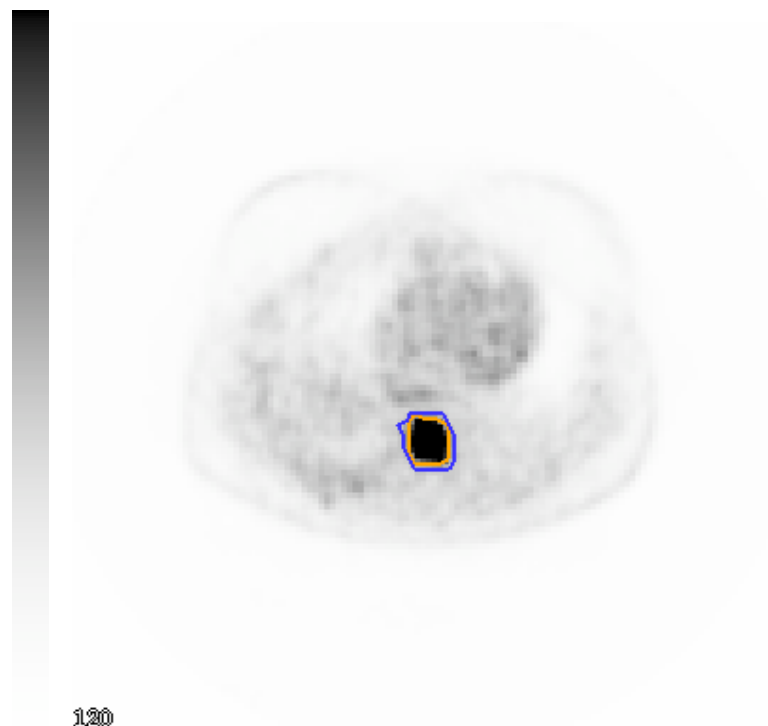
- Seuil fixe (e.g.  $SUV > 2,5$ ) : à proscrire, compte tenu de la médiocre reproductibilité des SUV d'un site à l'autre et de la dépendance du SUV au volume tumoral



## Méthodes de mesure de volumes : qq éléments

---

- Seuillage par rapport à la valeur maximale dans la tumeur : valeur du seuil ?



$$40\% \text{ du } \text{SUV}_{\text{max}} = 24,2 \text{ mL}$$

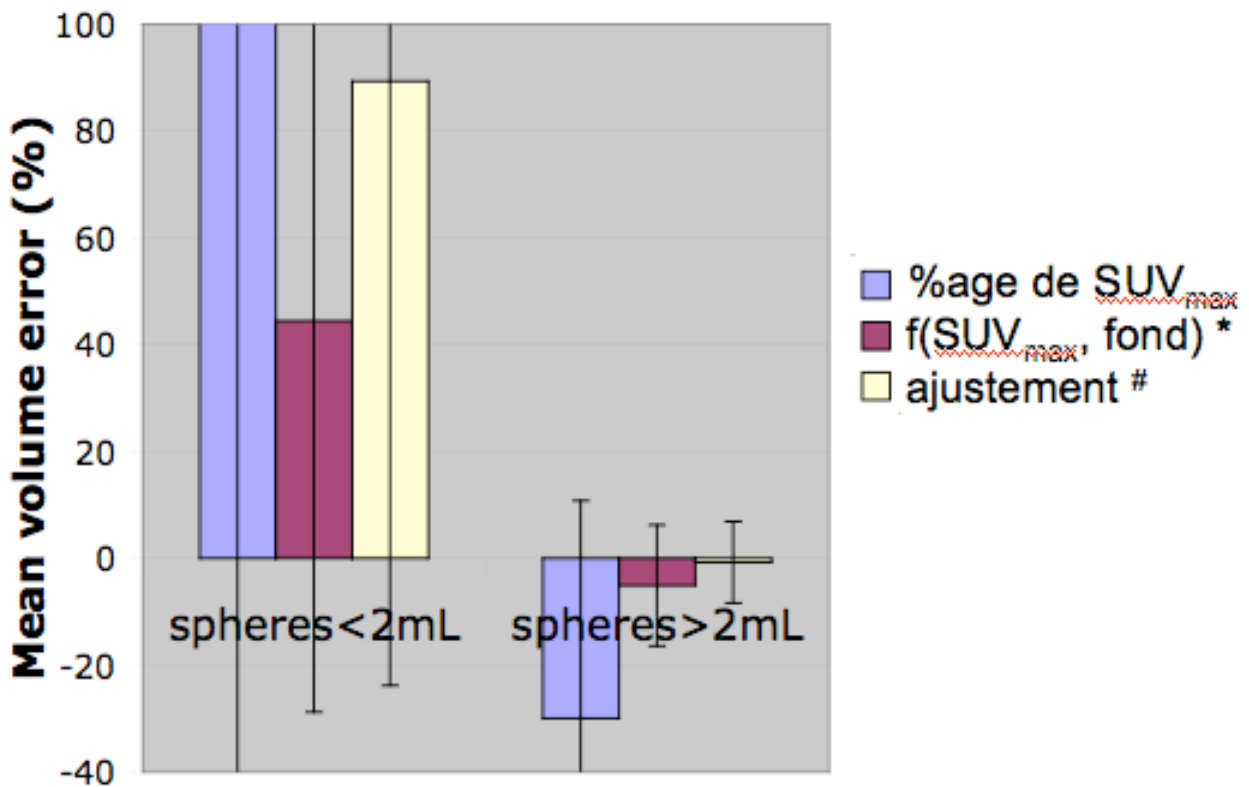
$$50\% \text{ du } \text{SUV}_{\text{max}} = 14,6 \text{ mL}$$

**Grande variation du volume en fonction du seuil !**

# Méthodes de mesure de volumes : qq éléments

---

- Pour la mesure de volumes, les méthodes les plus sophistiquées sont les plus performantes



2 ml ~ 1,5 cm de diamètre

Pas de méthode satisfaisante pour les trop petites structures (< 1 cm de diamètre)

\* Nestle et al, *J Nucl Med* 2005

# Tylski et al, *J Nucl Med* 2007 (abstract)

## En pratique ?

---

- Il est indispensable d'évaluer la précision avec laquelle le protocole d'acquisition et de calcul des images estime les concentrations d'activité ou les volumes

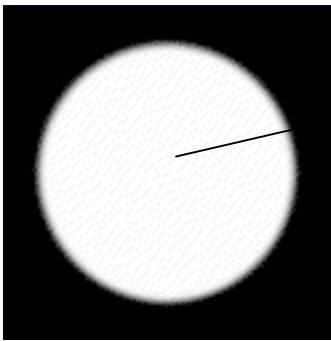


# Evaluation d'un protocole de quantification

---

## Exemple 1 : évaluation de l'activité

- Calculer le facteur d'étalonnage



X coups/s/pixel



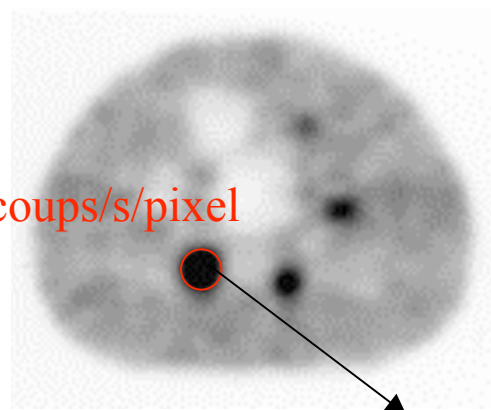
Y kBq/ml

$$C = Y/X$$

- Effectuer une acquisition sur fantôme



Fantôme NEMA / IEC 2000

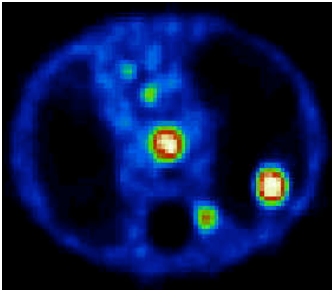


Z coups/s/pixel

activité = C.Z

# Variabilité des mesures en fonction du protocole

---



vrai rapport  
sphère/fond  
= 8

- Mesures en conditions « standard »

- Acquisition de 6 min
- Correction d'atténuation à partir d'une acquisition de transmission au Cs137
- Pas de correction de volume partiel
- Mesure de SUV à partir du nombre de coups moyen dans une région anatomique

	sphères pulmonaires diamètre (en mm)			
	10.5	16	22	33
rapport tumeur/fond	0.5	1.4	2.4	3.5

- Mesures dans différentes conditions

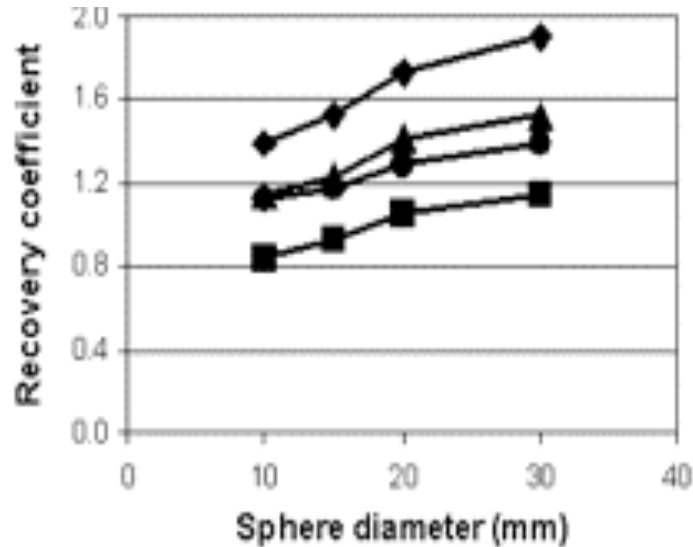
- Acquisition de 18 min
- Correction d'atténuation à partir d'un CT
- Correction de volume partiel
- Mesure de SUV à partir du max

	sphères pulmonaires diamètre (en mm)			
	10.5	16	22	33
acqui 18 min	0.4	1.5	2.4	3.7
corr. atténuation CT	0.7	2	2.8	3.7
corr. volume partiel	5.2	5.4	5.4	5.5
SUVmax	0.6	2.3	4.1	6.3

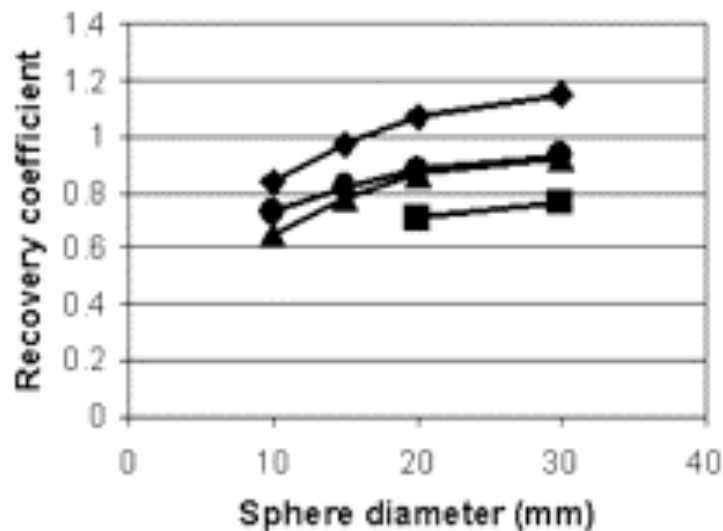
# Variabilité des mesures en fonction du protocole

- Différentes façons de tracer les régions

images non post-filtrées



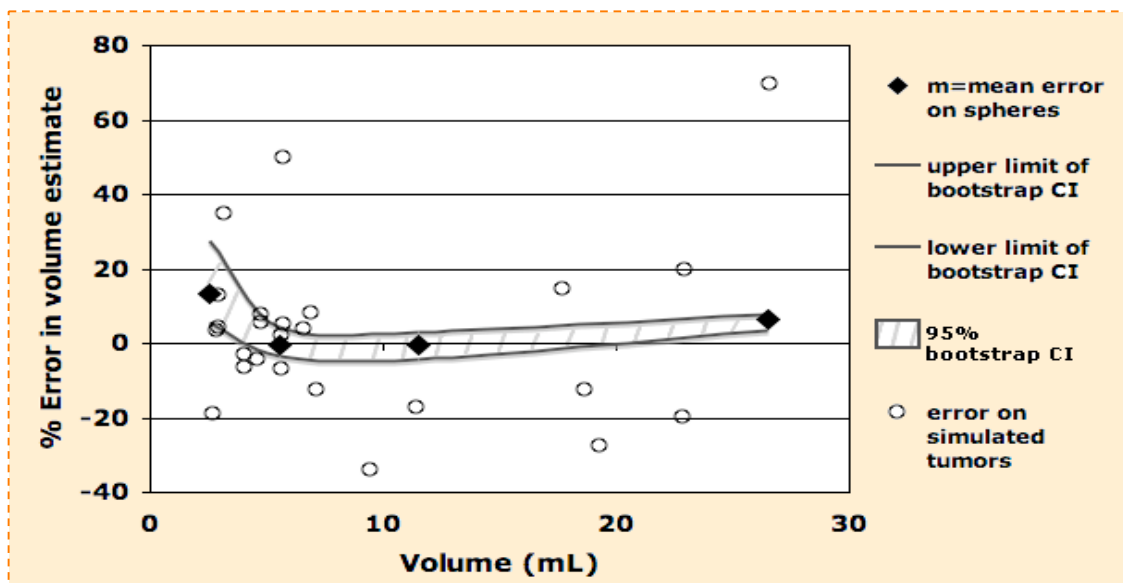
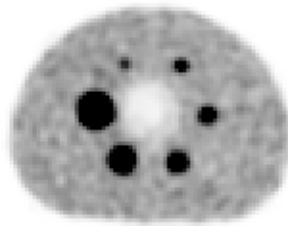
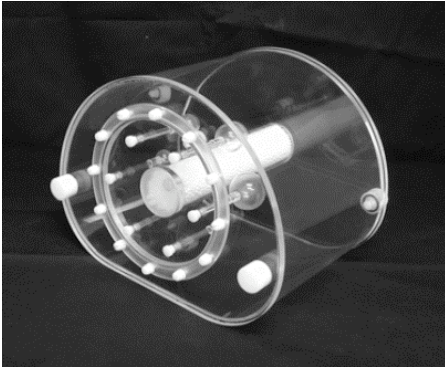
images post-filtrées



- ◆ max dans la région
- ▲ isocontour 70% du max
  - isocontour intermédiaire max/fond
- isocontour 50% du max

# Evaluation d'un protocole de quantification

## Exemple 2 : évaluation de la précision des mesures de volumes tumoraux



... dans des conditions aussi réalistes que possible pour éviter d'être trop optimiste !

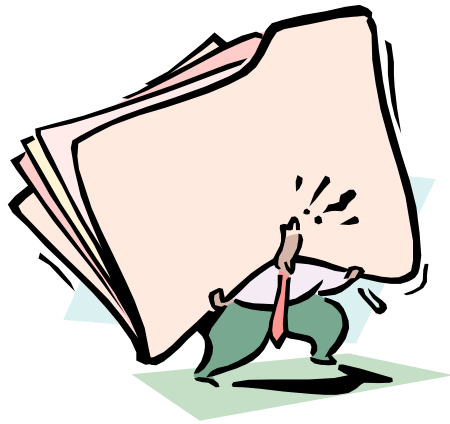


---

# Synthèse générale

# Conclusion 1

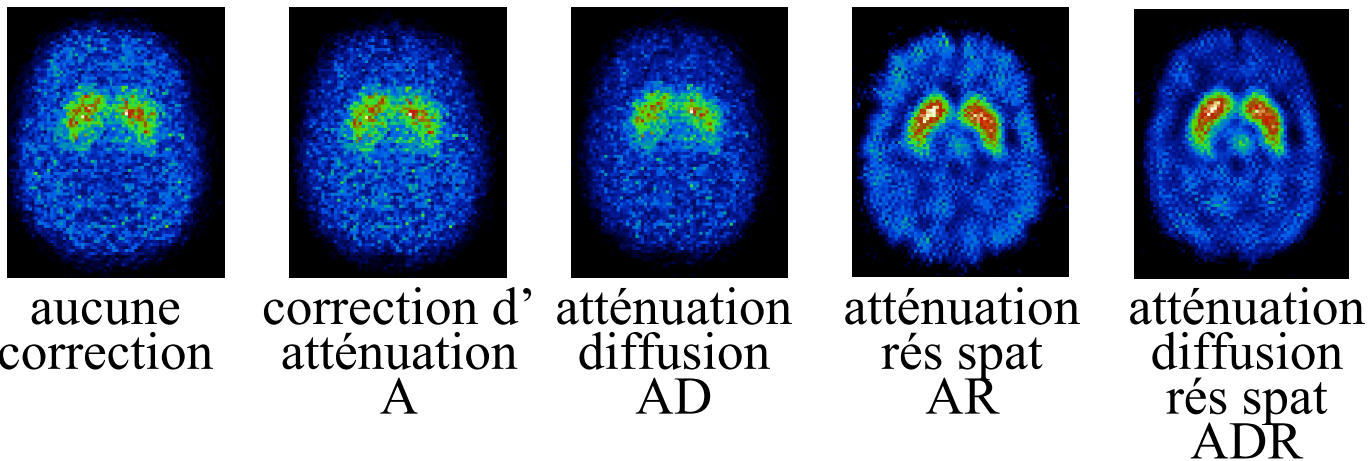
---



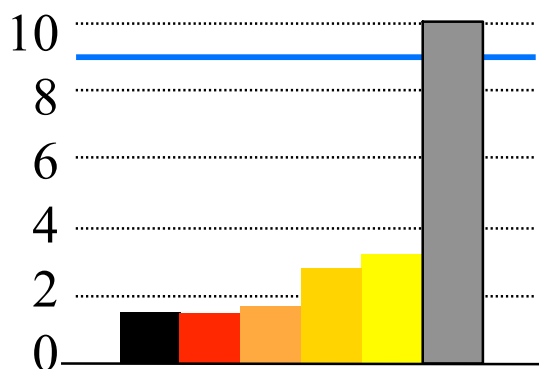
- La quantification est **accessible**, en PET et en SPECT
- Une quantification absolue fiable, en SPECT ou en PET, est un **processus complexe**, nécessitant une cartographie de la densité des tissus, un protocole d'acquisition et d'analyse rigoureusement contrôlé, et idéalement, une cartographie anatomique 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** en PET
- Les **détecteurs bimodaux** PET/CT et SPECT/CT pourraient jouer un **rôle majeur** pour faire de la quantification une réalité clinique
- Les problèmes de **volume partiel et de mouvement** restent des **obstacles majeurs** à la quantification des structures de petites tailles

# Quantification en SPECT : exemple

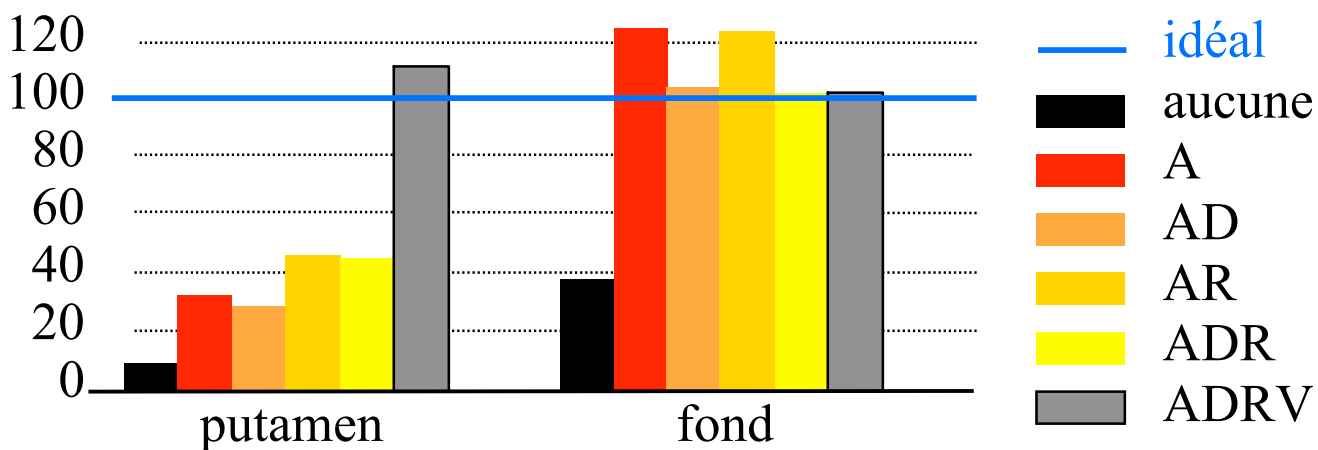
- Importance respective des différentes corrections  
- exemple de la quantification en SPECT cérébral



⇒ mesure du binding potential



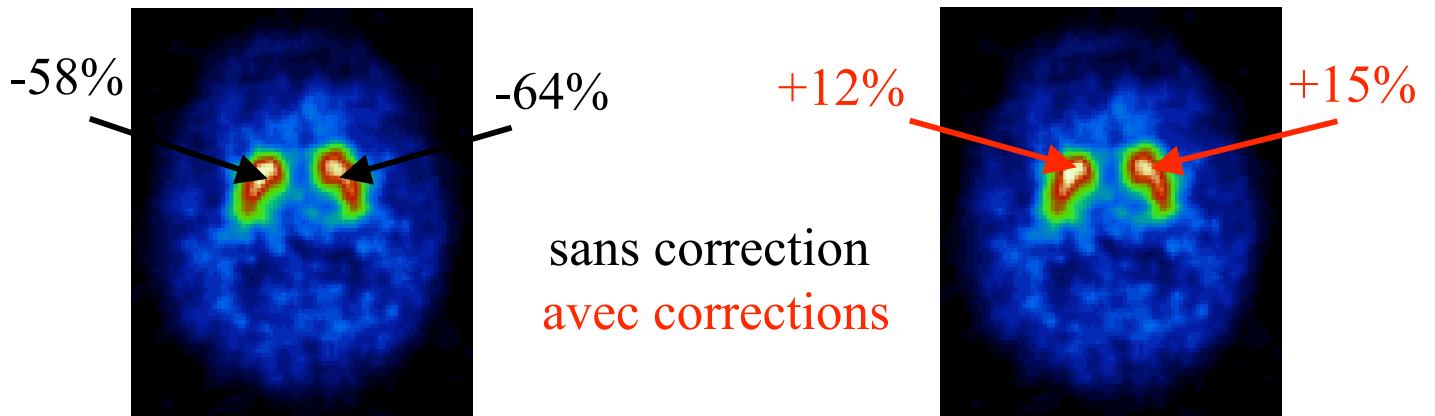
⇒ pourcentage de l'activité restaurée dans les putamens



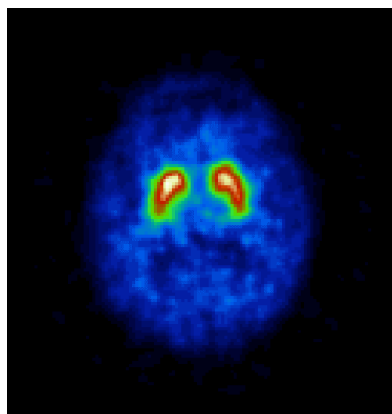
# Intérêt clinique des corrections en SPECT

- Exemple de la neurotransmission dopaminergique

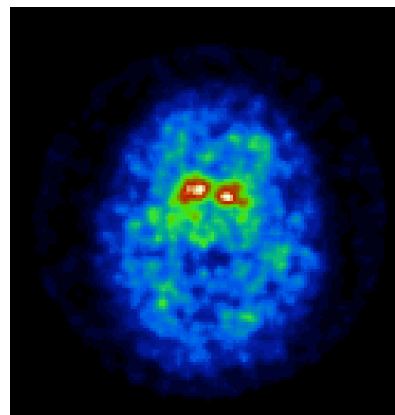
## Mesure du potentiel de liaison



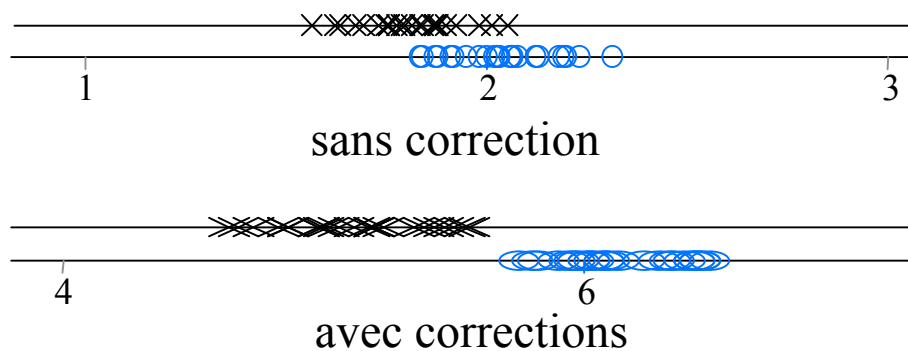
## Diagnostic différentiel



Alzheimer

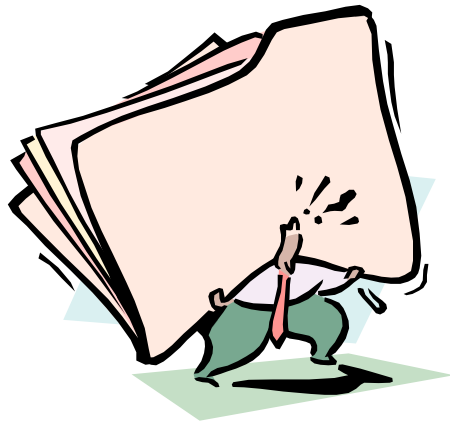


démence à corps de Lewy



## Conclusion 2

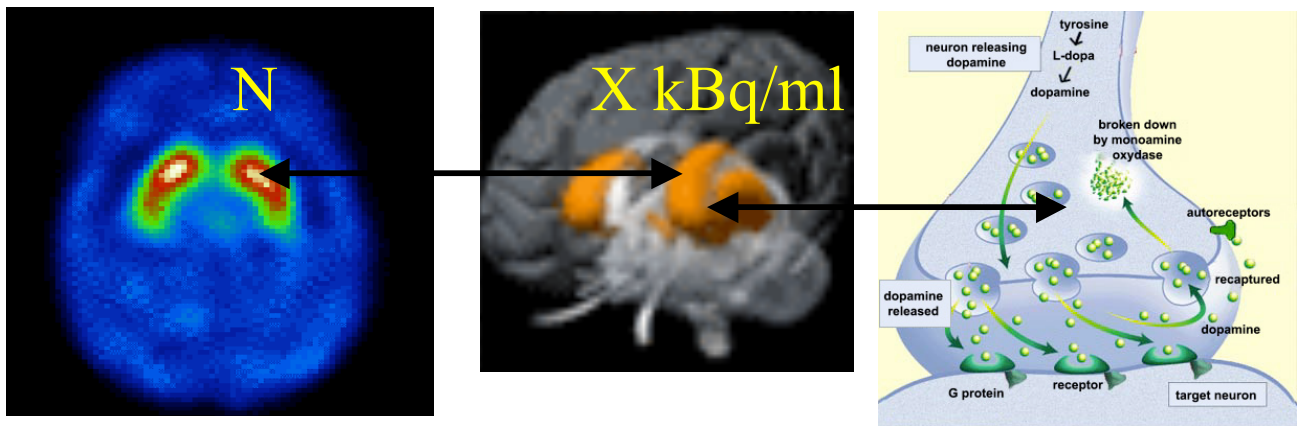
---



- La qualité de la quantification dépend fortement du protocole d'acquisition et de traitement utilisé
- Des méta-analyses sont actuellement impossibles
- Suivi thérapeutique faisable en conditions très standardisées

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

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

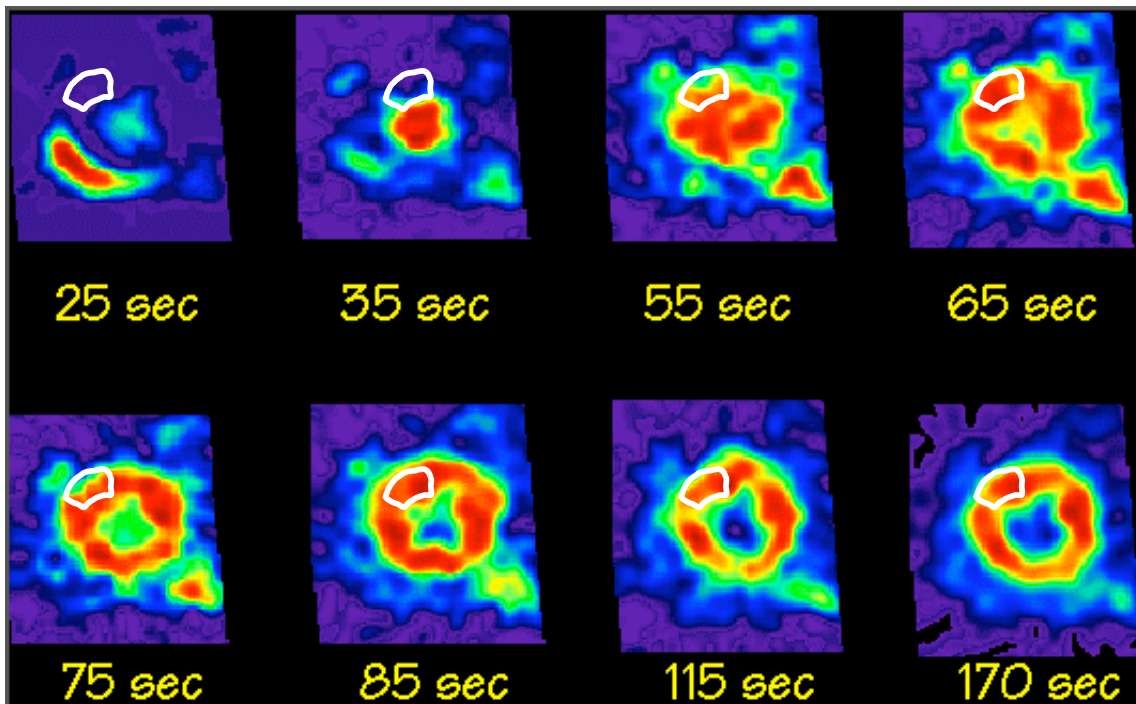


- Exemple : concentration de radiotraceur dans les striata pour déterminer la densité de transporteurs dopaminergiques

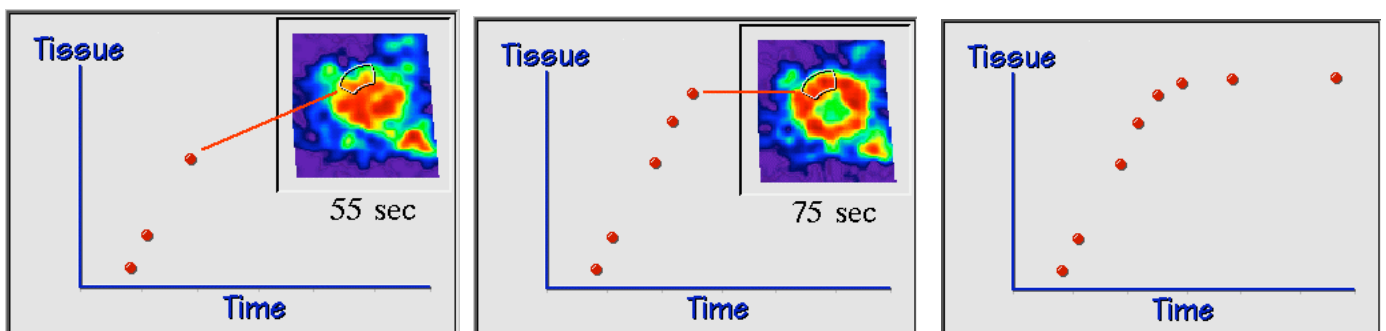
## La modélisation

## Approche la plus complète

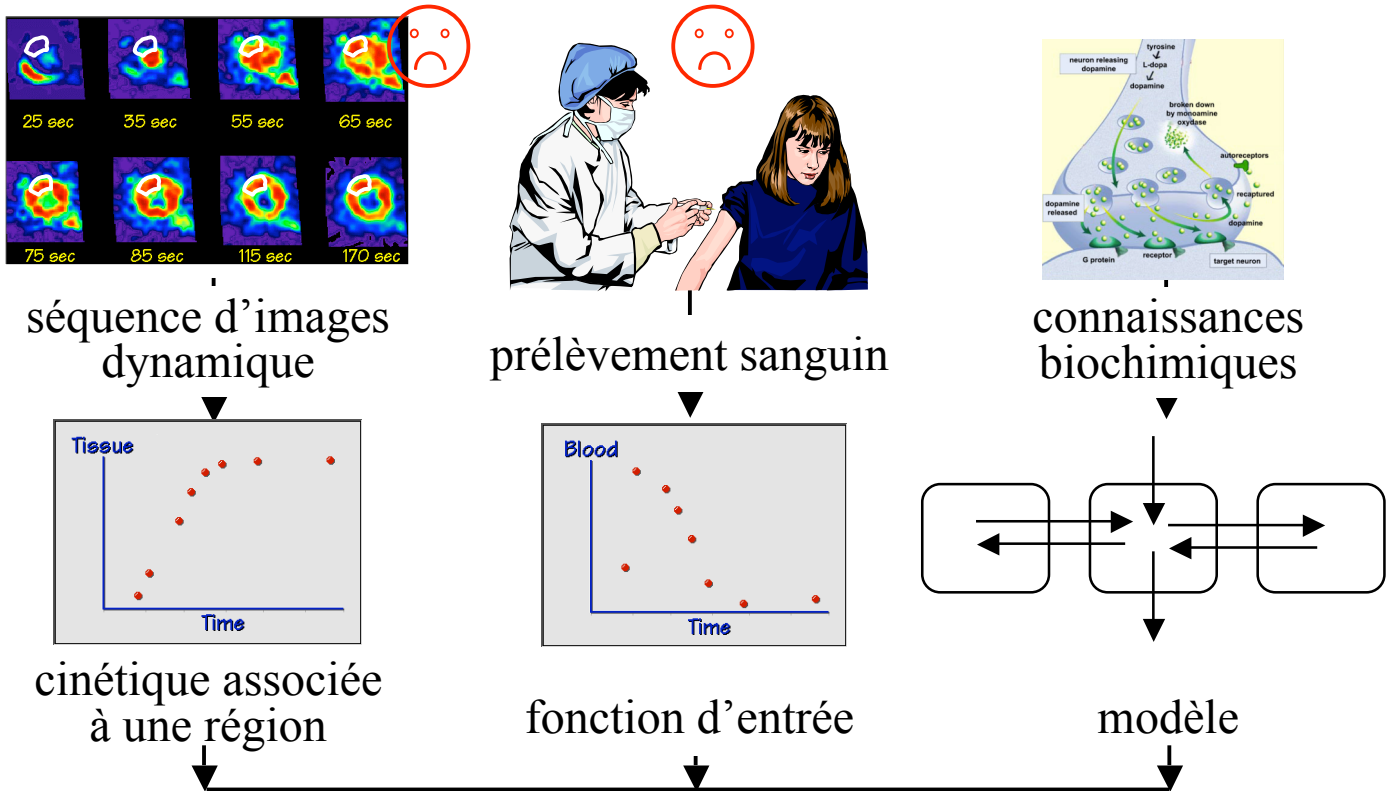
- Suivi du devenir du radiotraceur dans l'organisme au moyen de l'acquisition d'une séquence d'images acquises dans le temps



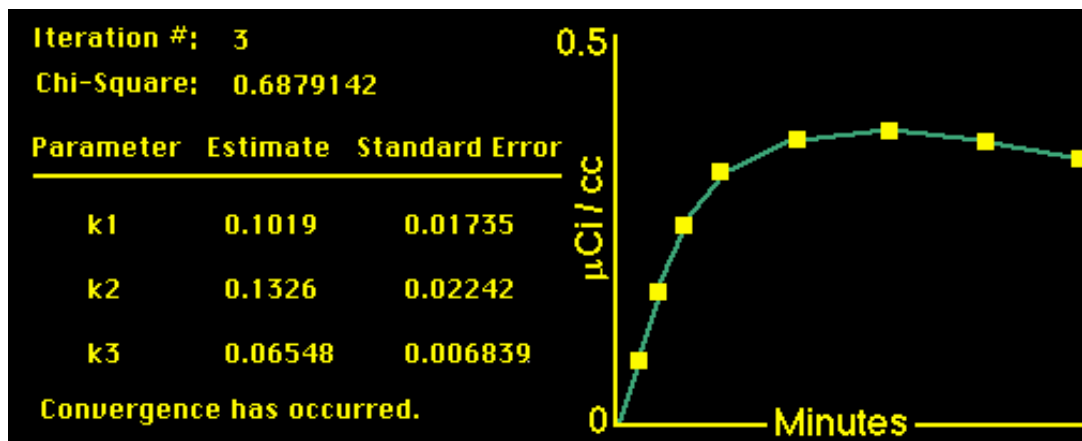
- Mesure de la cinétique régionale du traceur



# Principe de l'estimation de paramètres physiologiques



ajustement des mesures au modèle



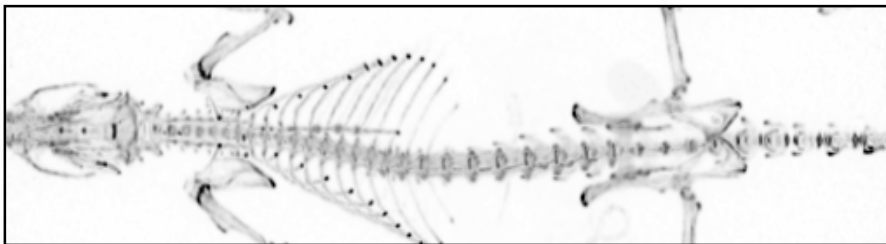
paramètres physiologiques relatifs à la région, e.g., constante d'échange, flux sanguin, densité de récepteurs



# Conclusion

---

- TEMP et TEP : 2 modalités d'imagerie fonctionnelle et moléculaire très sensibles, autorisant a priori une quantification très précise de processus physiologiques
- Largement utilisées en routine clinique
- De plus en plus utilisées en imagerie préclinique



*Crédit : Andrew Reader, University of Manchester*