

Tomographie d'émission  
monophotonique  
et  
tomographie d'émission de positons

Irène Buvat  
U678 INSERM  
Paris

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

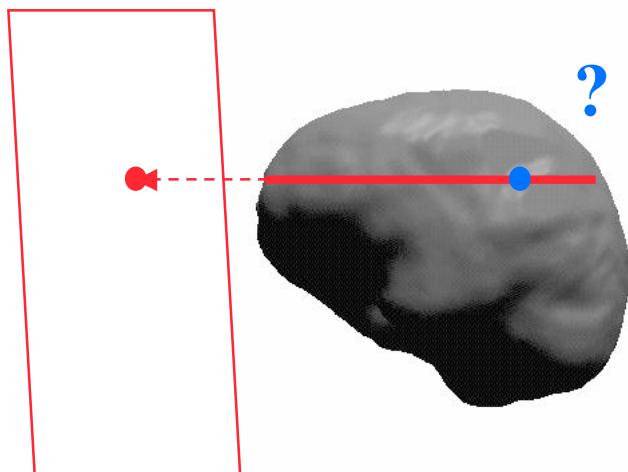
octobre 2006

# Plan du cours

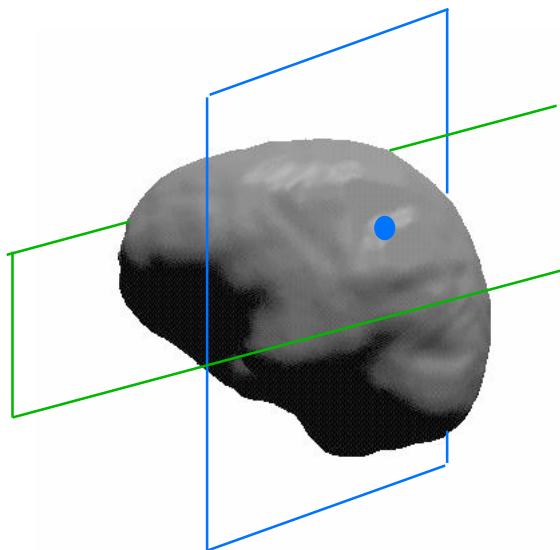
---

- Introduction
  - Imagerie planaire et imagerie tomographique
  - Principe de la tomographie
- SPECT
  - Principe
  - Types de détecteurs SPECT
  - Événements détectés en SPECT
- PET
  - Principe
  - Types de détecteurs PET
  - Événements détectés en PET
  - Caractéristiques du PET
- Mesures de transmission
  - Motivation
  - Principe
  - Mesures de transmission en SPECT
  - Mesures de transmission en PET
  - Protocoles d'acquisitions émission / transmission
- Coût et disponibilité des systèmes

# Imagerie planaire et imagerie tomographique (1)



Imagerie planaire :  
**projections** 2D sous différentes incidences angulaires :  
intégrale du signal dans la direction de projection



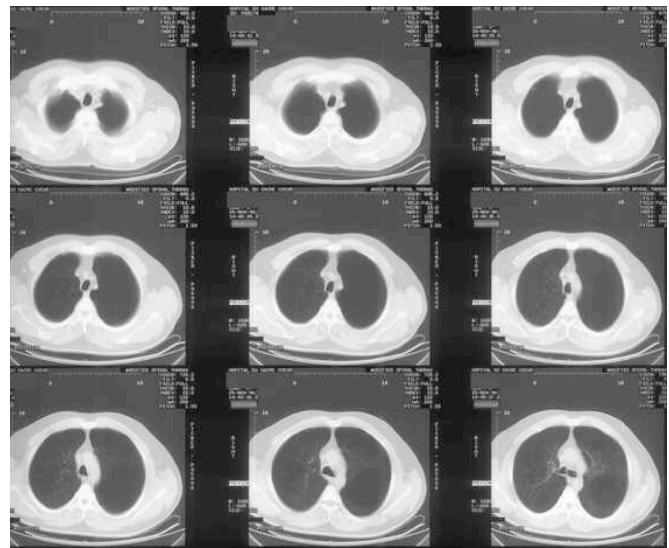
Imagerie tomographique :  
**coupes** d'orientation quelconque à travers l'objet :  
imagerie 3D

## Imagerie planaire et imagerie tomographique (2)

Rayons X :

Imagerie planaire (2D) = radiographie conventionnelle

Imagerie tomographique (3D) = tomodensitométrie (scanner)

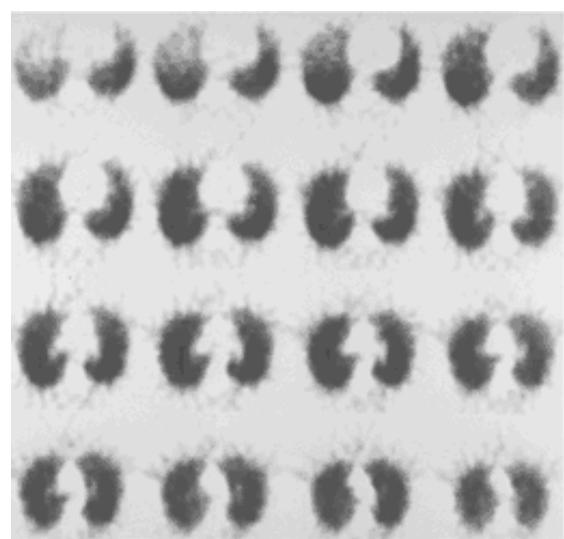
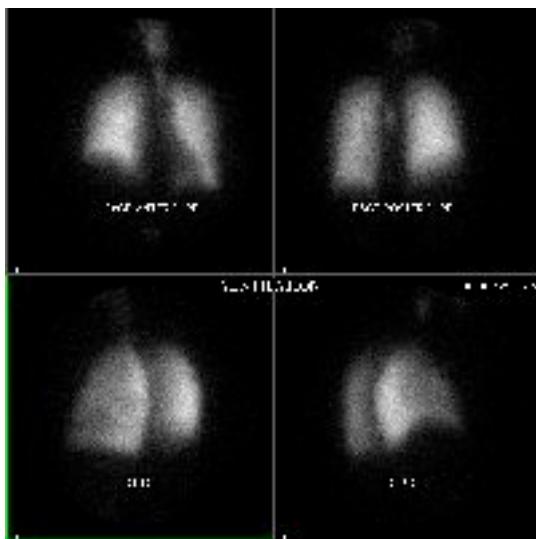


Médecine Nucléaire :

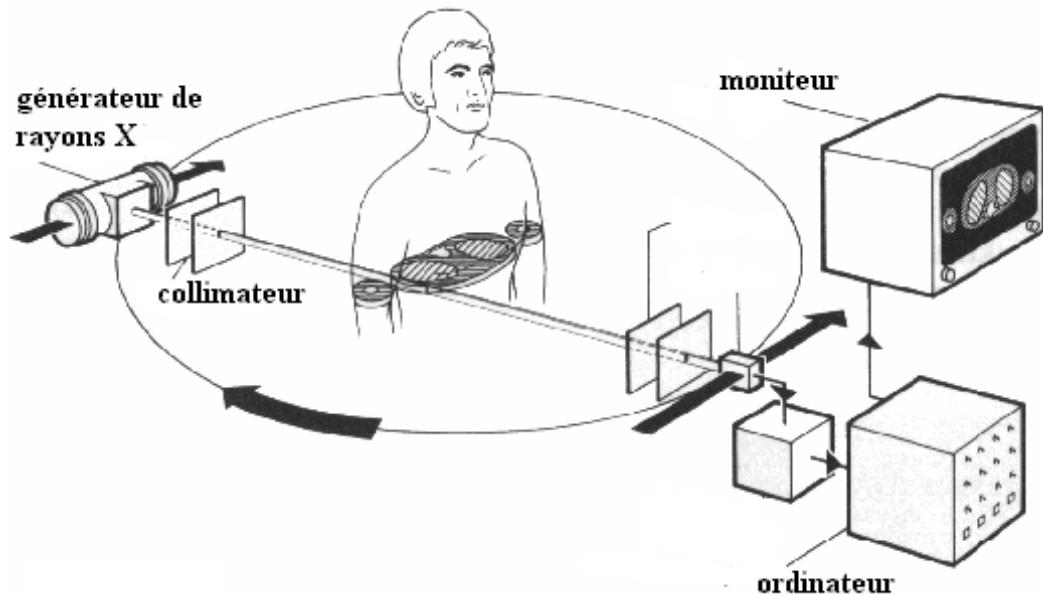
Imagerie planaire (2D) = scintigraphie monophonique

Imagerie tomographique (3D) =

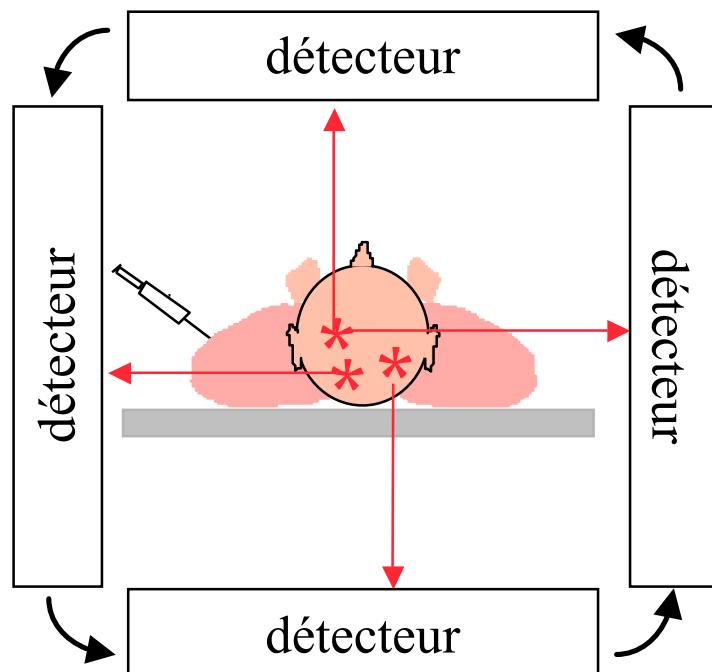
- Tomographie monophotonique (SPECT)
- Tomographie par Emission de positons (PET)



# Principe de la tomographie (Hounsfield, Cormack 1963)



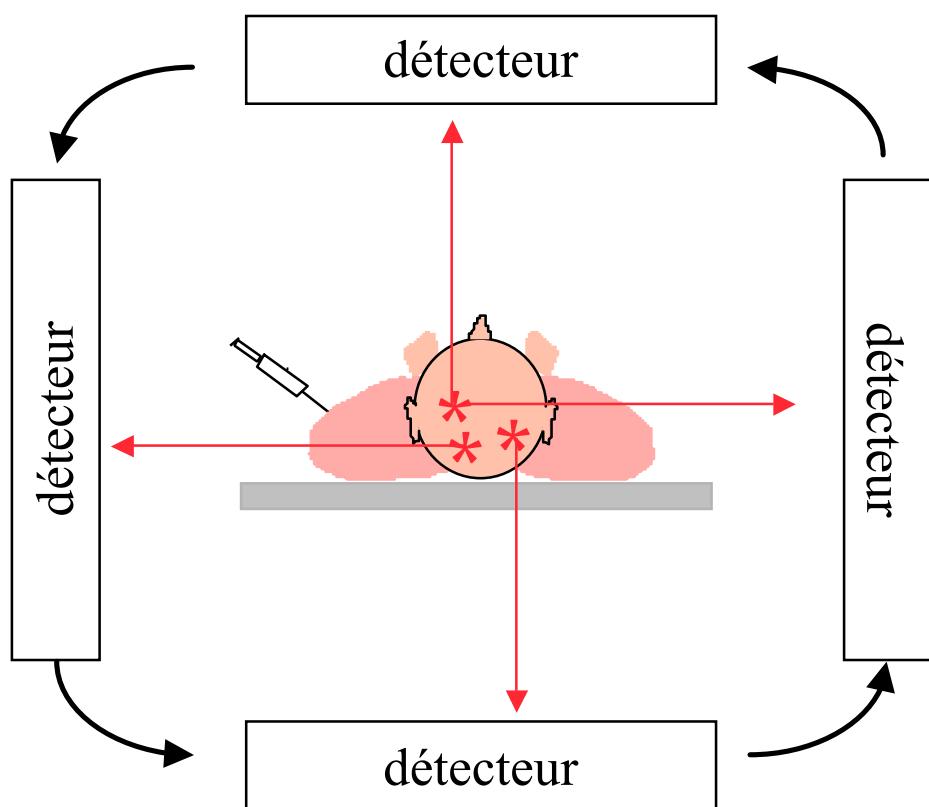
Scanner X : acquisition de **projections** 2D  
sous différentes incidences angulaires



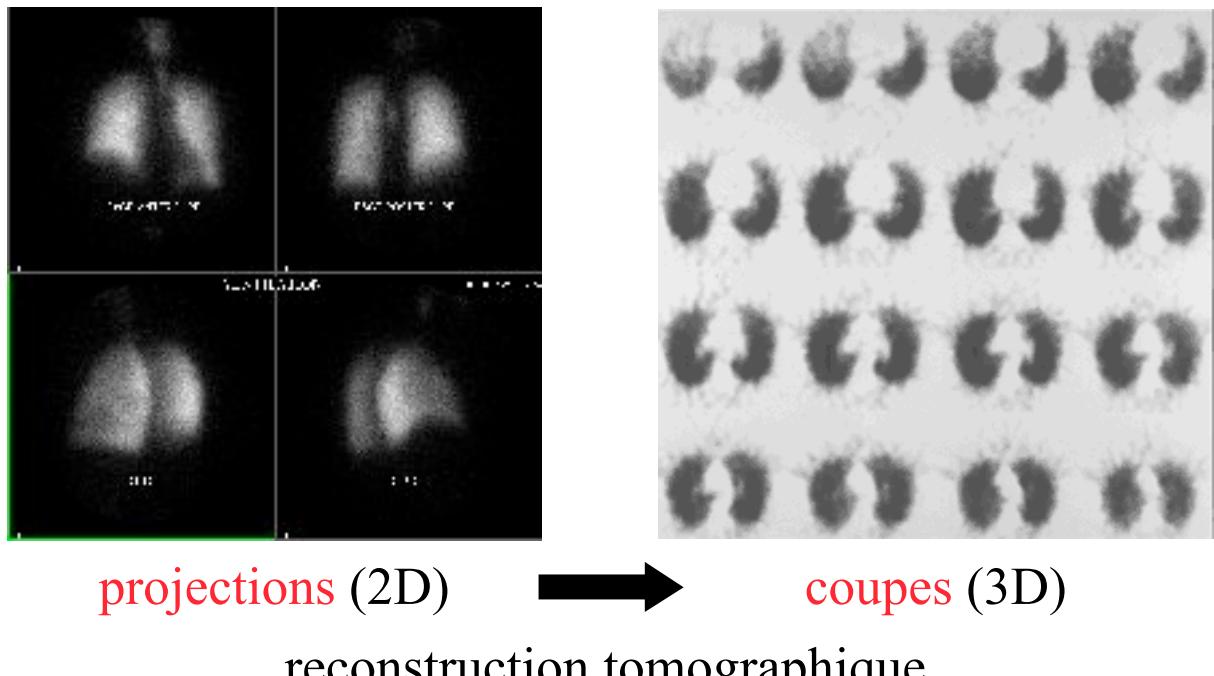
Médecine Nucléaire : acquisition de **projections** 2D  
sous différentes incidences angulaires

# Principe de la tomographie en médecine nucléaire

1972

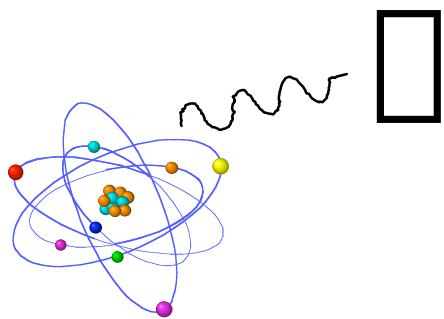


rotation du détecteur => ensemble de projections 2D

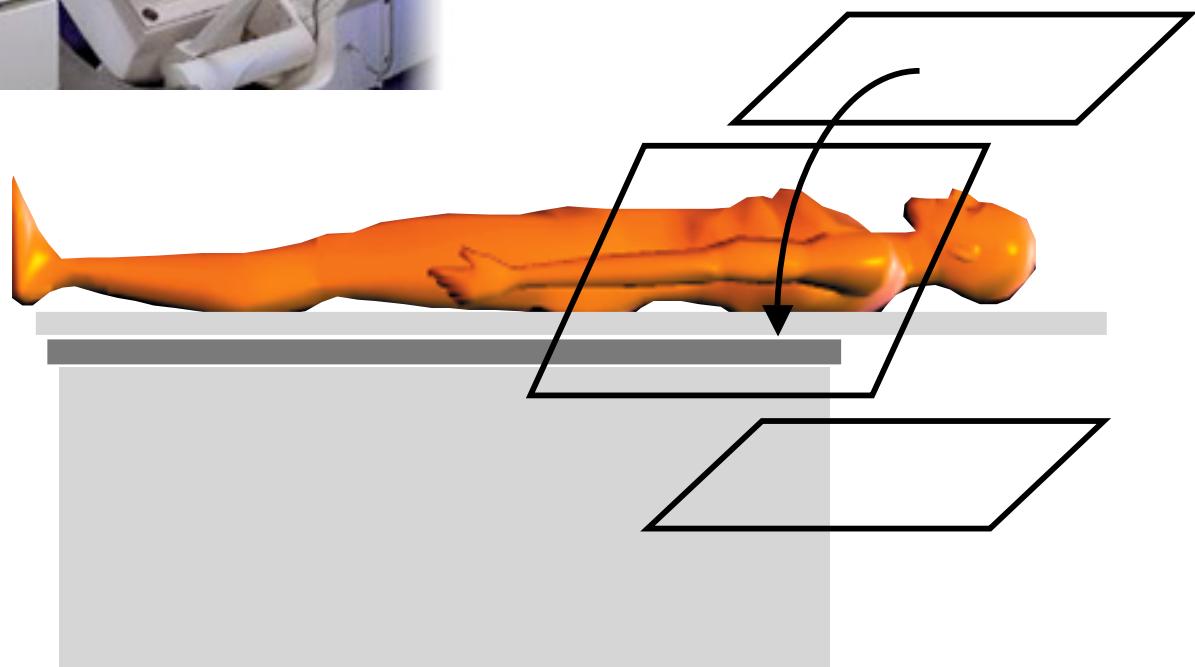


# La tomographie d'émission monophotonique : SPECT

---

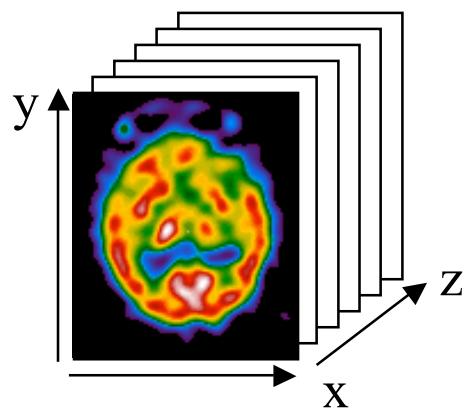


# SPECT : principe



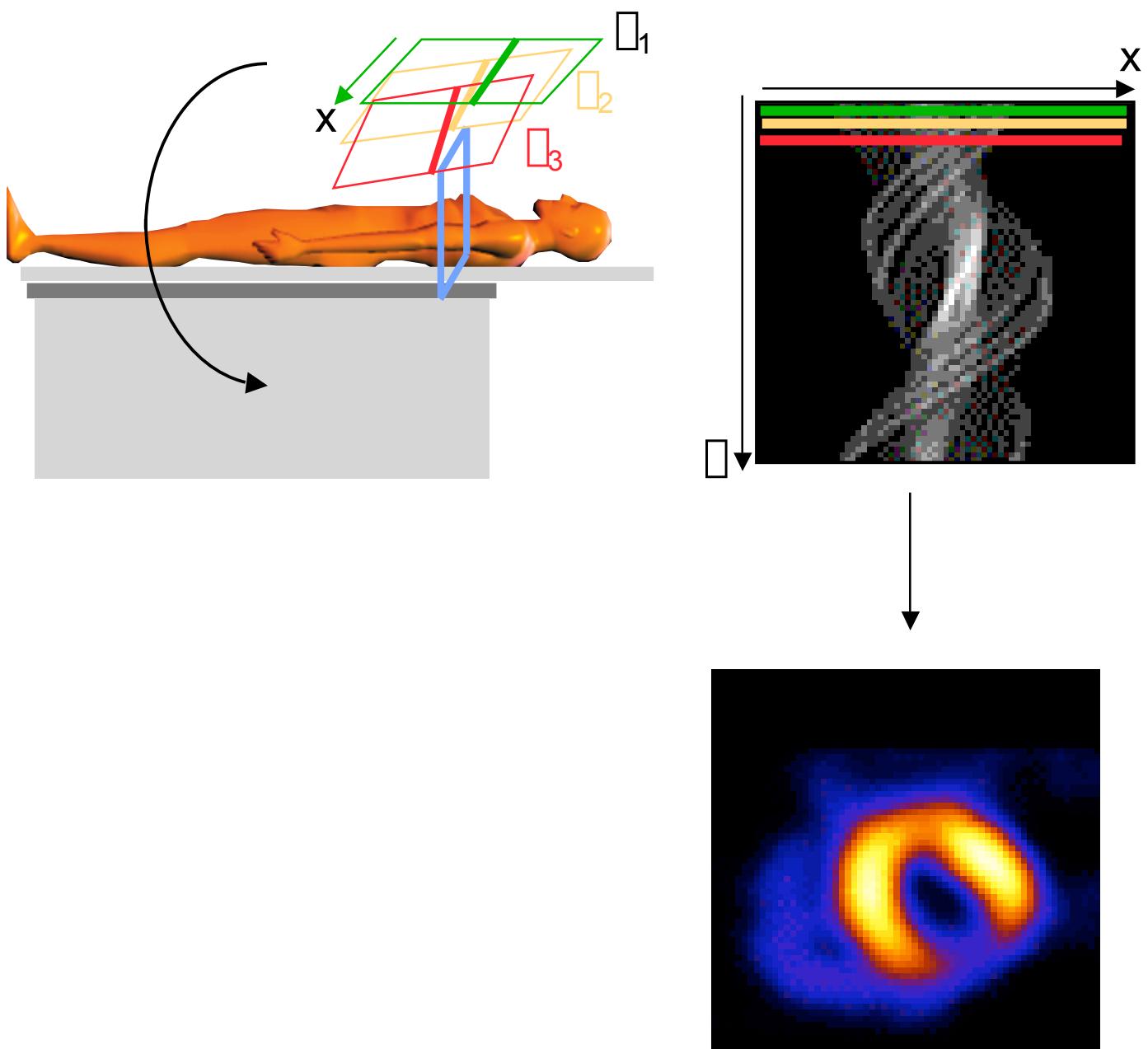
acquisition d'images sous différentes incidences angulaires

↓ reconstruction tomographique

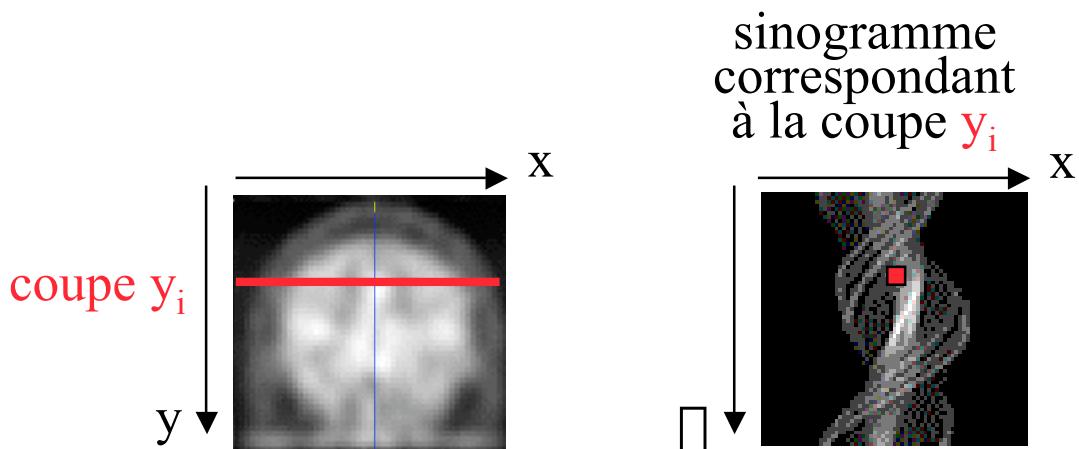
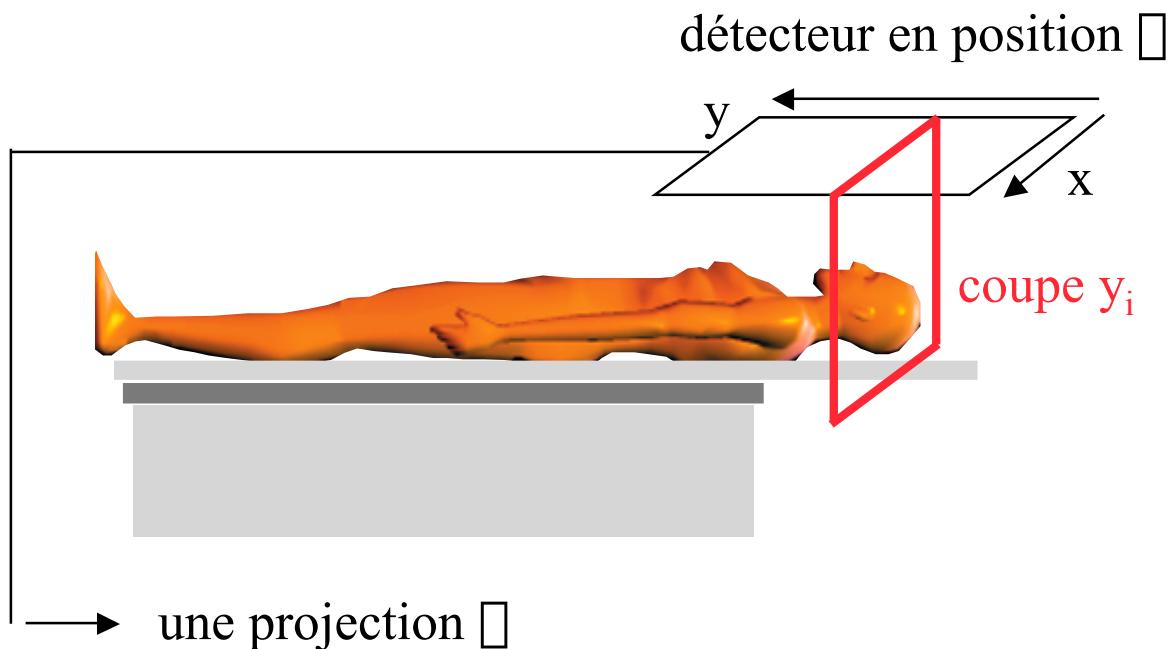


# Notion de sinogramme en SPECT

- Ensemble des lignes de projection correspondant à une coupe



# Notion de sinogramme en SPECT

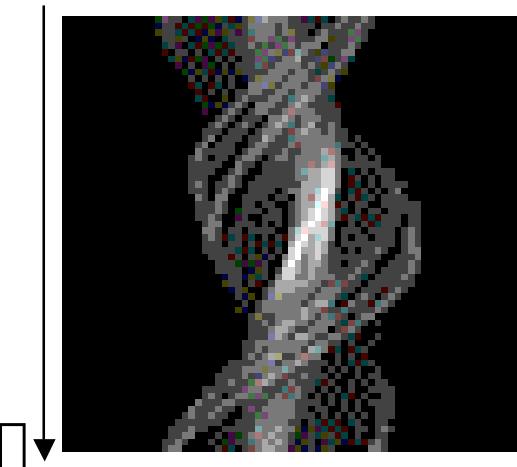


1 acquisition :  $P$  projections  $X \times Y$   
ou  $Y$  sinogrammes  $X \times P$

# Sinogrammes et projections

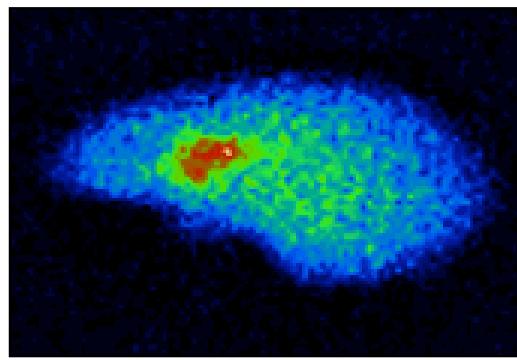
---

Les sinogrammes et les projections contiennent les mêmes informations : ils ne diffèrent que par l'organisation avec laquelle les informations sont représentés.



sinogramme correspondant à la coupe  $z_i$

Un sinogramme : toute l'information relative à une coupe, obtenue pour tous les angles de projection.



projection correspondant à l'angle  $\theta$

Une projection : l'information relative à toutes les coupes, mais pour une incidence angulaire unique.

# Compris ?

---

On dispose de 64 projections de dimension 128 pixels  
(dans la direction axiale ) x 256 pixels

- Combien de coupes transaxiales peut-on reconstruire sans interpolation ?

128

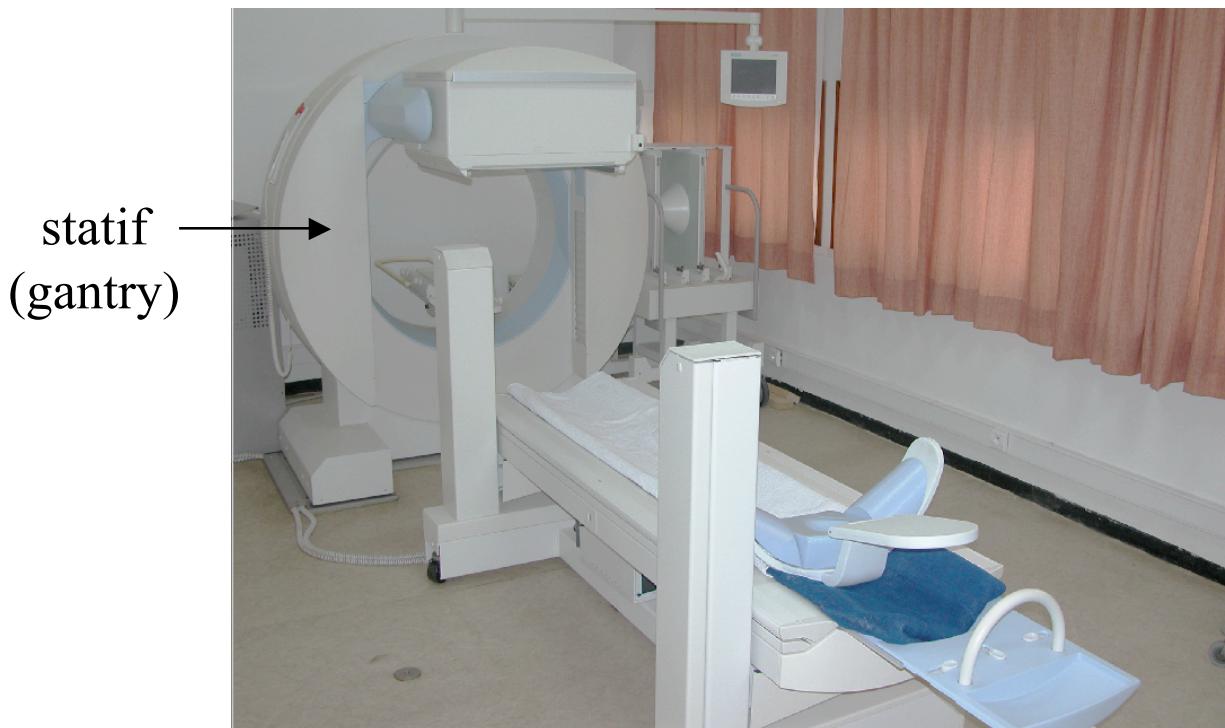
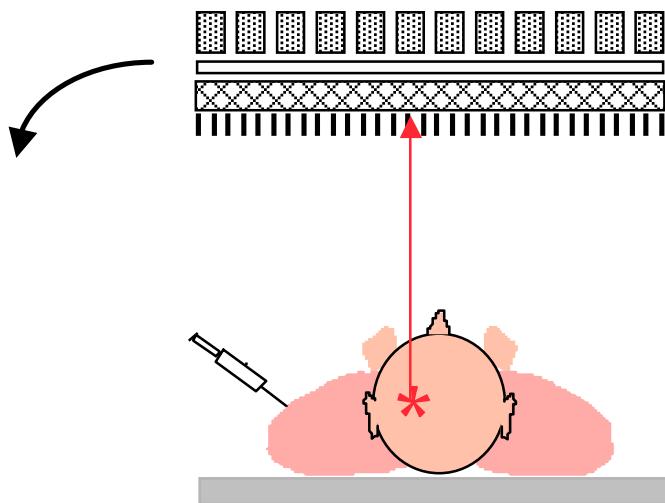
- Combien de sinogrammes peut-on former à partir de ces projections ?

128

- Quelles sont les dimensions d'un sinogramme ?

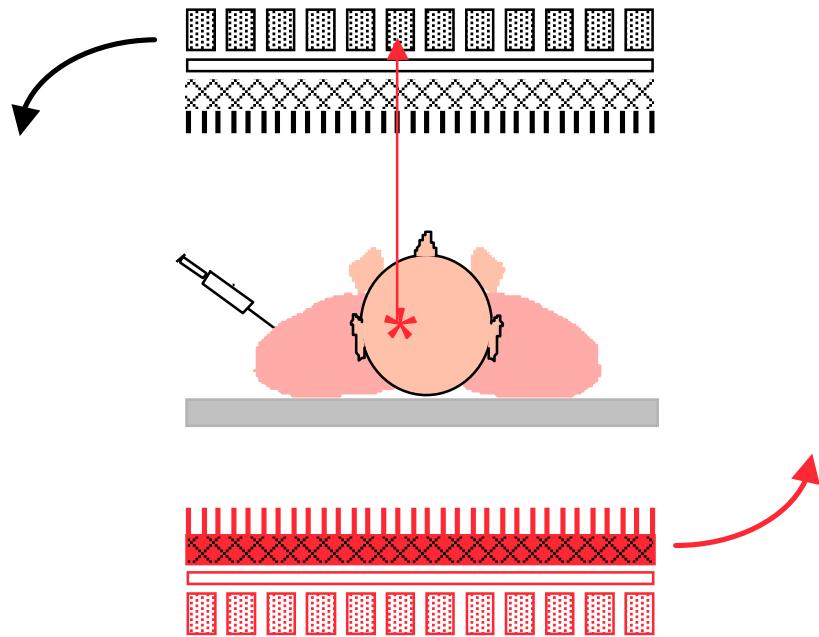
64 lignes et 256 colonnes

# Détecteurs SPECT : simple tête



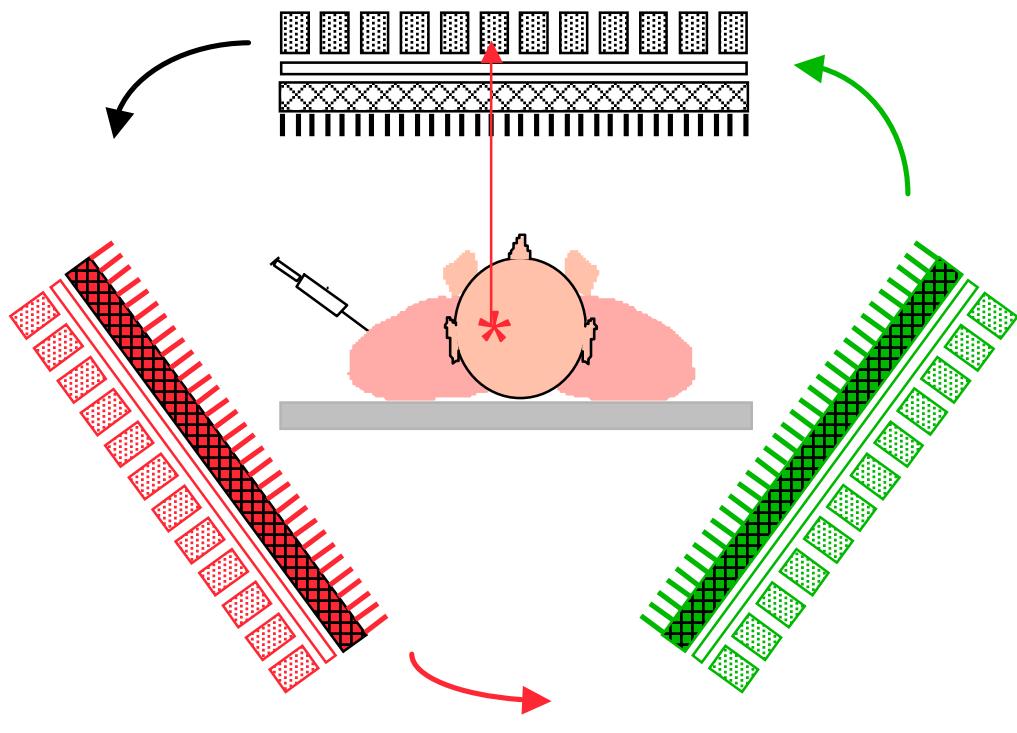
- 1 cristal par tête de détection
- typiquement, acquisition de 64 à 128 projections en mode pas à pas (“step and shoot”) ou continu

## Détecteurs SPECT : double têtes



- ⇒ sensibilité multipliée par deux
- ⇒ proximité des détecteurs de la région à explorer

## Détecteurs SPECT : triple têtes



⇒ sensibilité multipliée par trois

## Détecteurs SPECT : mode corps entier



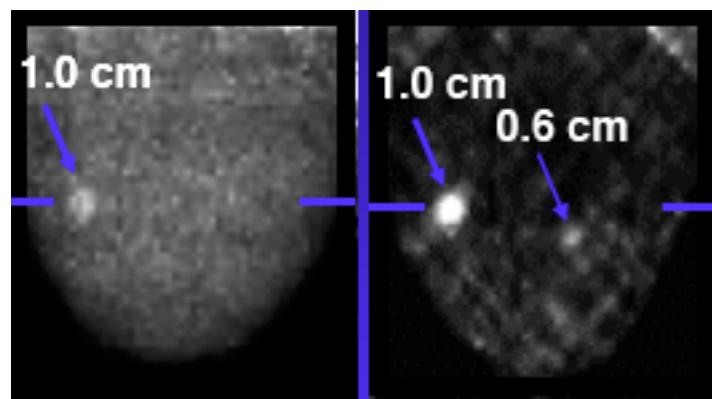
déplacement axial du lit

⇒ images tomographiques “corps entier”



# Détecteurs SPECT dédiés à certaines applications

## Imagerie du sein

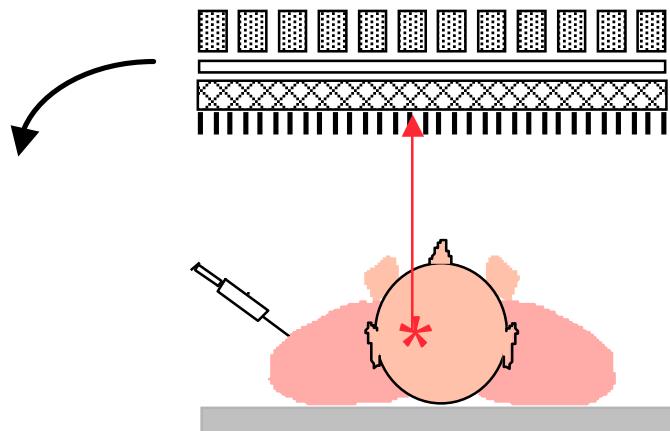


Gamma caméra classique

Caméra dédiée

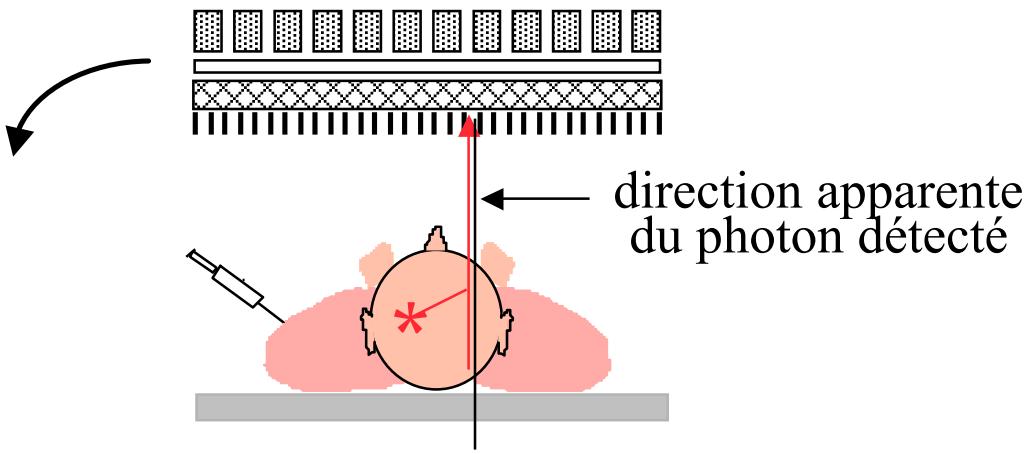
*Tornai et al, Duke University Medical Center*

# Événements détectés en SPECT



photons primaires

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

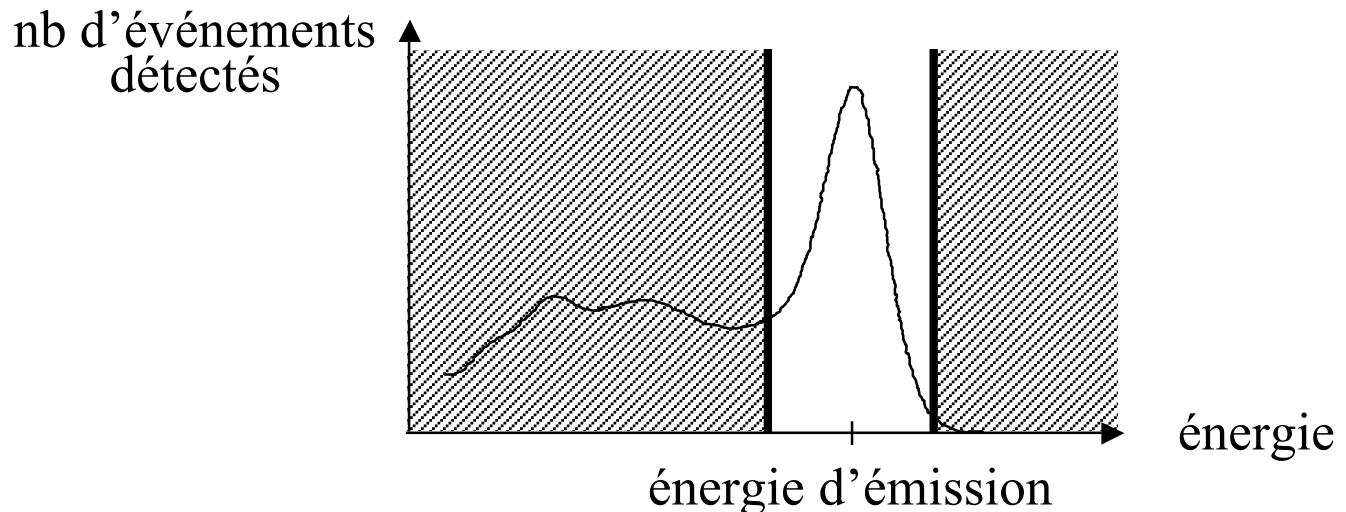


photons diffusés

- ⇒ localisation erronée
- ⇒ diminution du contraste des images
- ⇒ biais quantitatif

# Importance des événements parasites en SPECT

- Proportion de photons diffusés dans la fenêtre spectrométrique d'acquisition



~30% pour le Tc99m

>50% pour le Tl201

⇒ dépend de la morphologie du patient

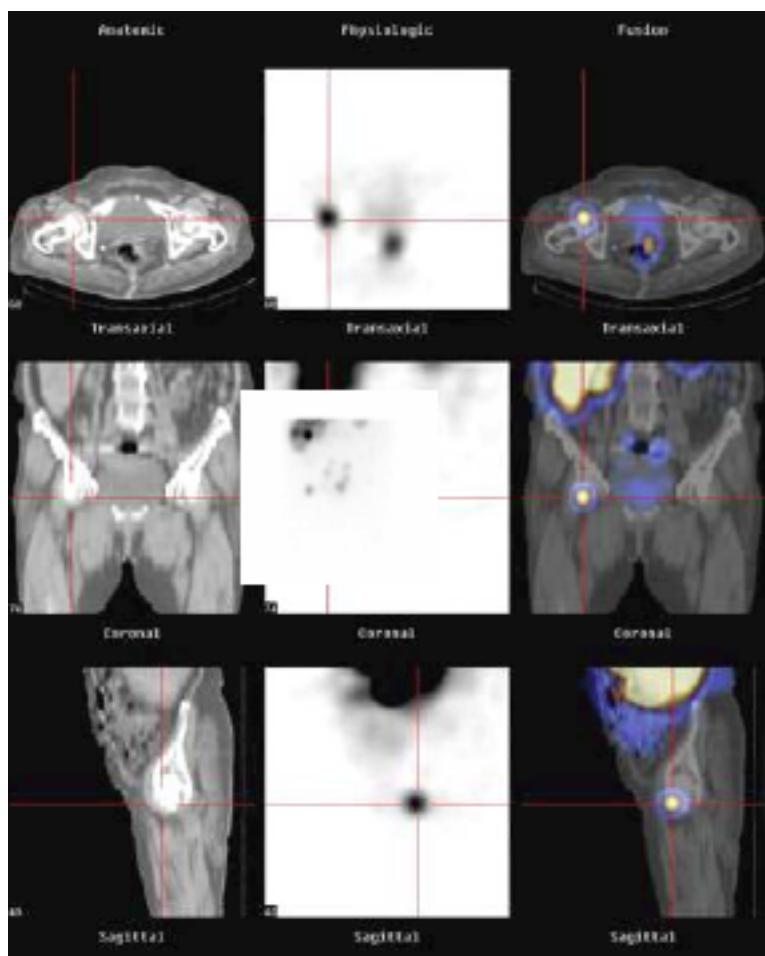
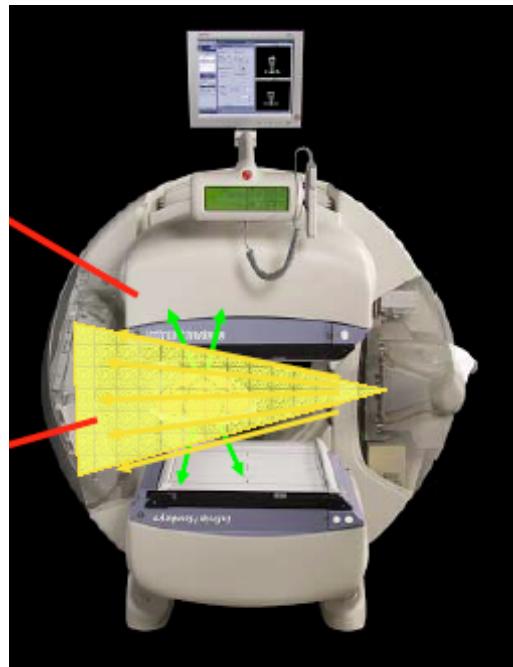
⇒ dépend du radioisotope

- Correction nécessaire

⇒ cf cours MN3



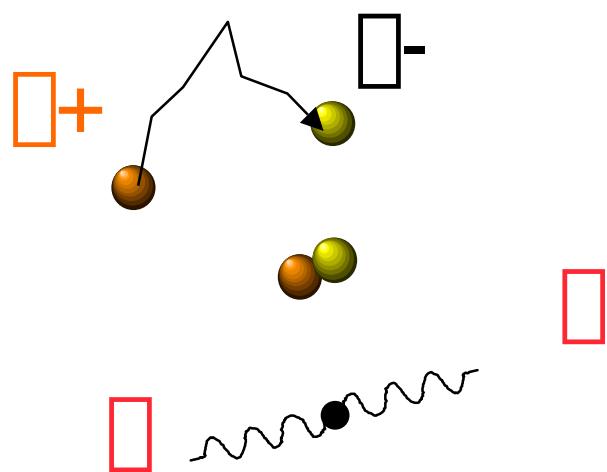
# Imagerie SPECT/CT



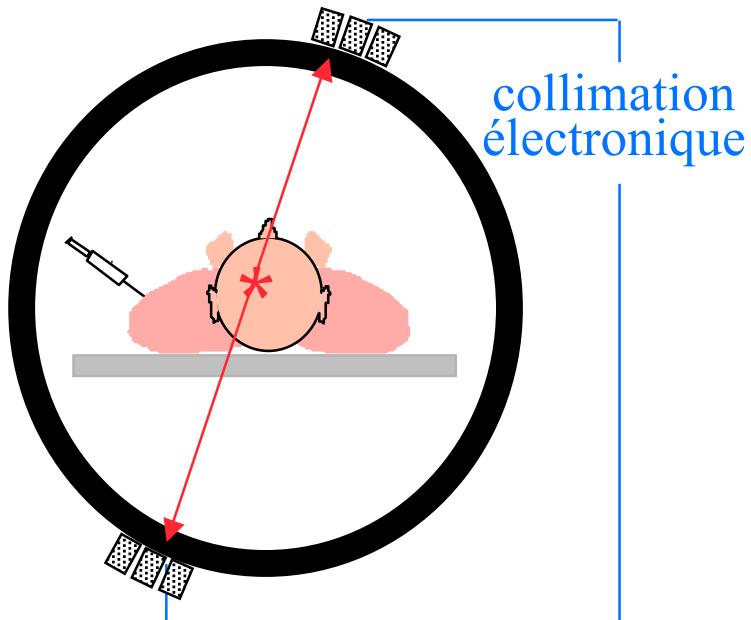
Localisation de la lésion au niveau du pelvis sur la tête fémorale droite

# La tomographie d'émission de positons : PET

---



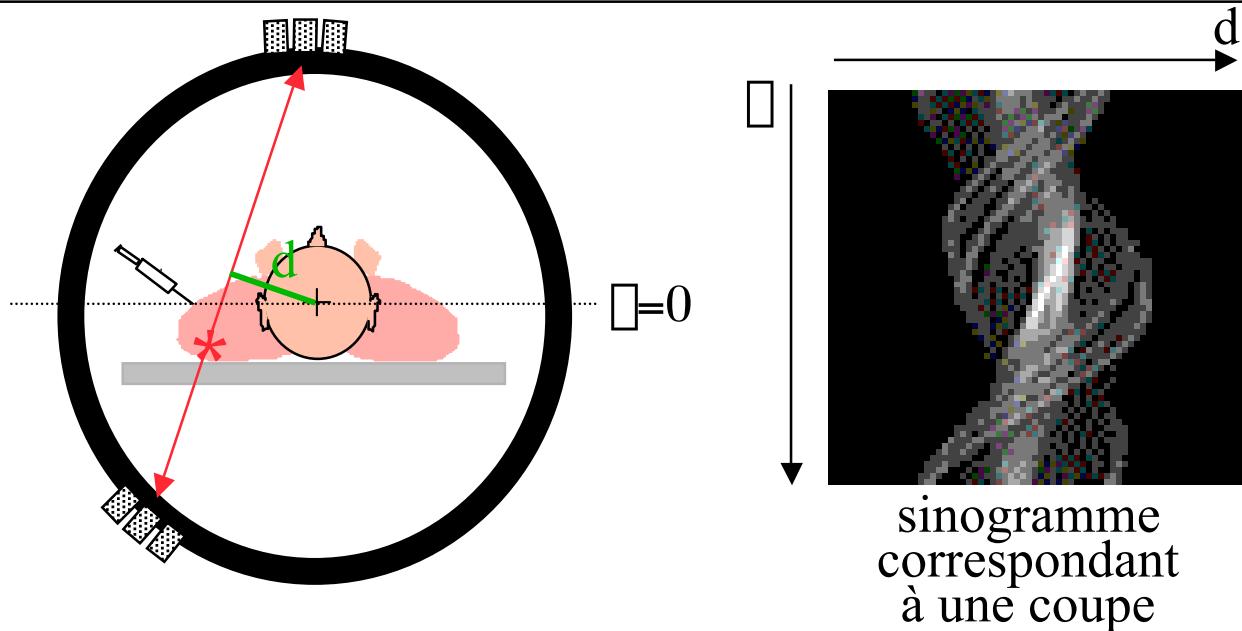
# Notion de ligne de réponse (LOR)



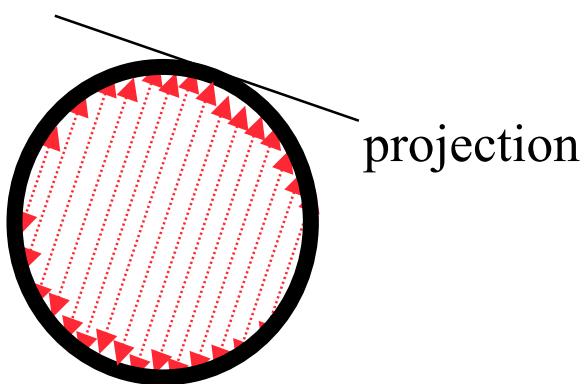
Ligne de réponse :  
ligne joignant les 2 détecteurs ayant reçu  
un signal en coïncidence

ligne de coïncidence

# Notion de sinogramme en PET

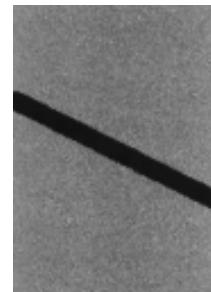


1 ligne du sinogramme : événements enregistrés sur un ensemble de LOR parallèles => 1 projection

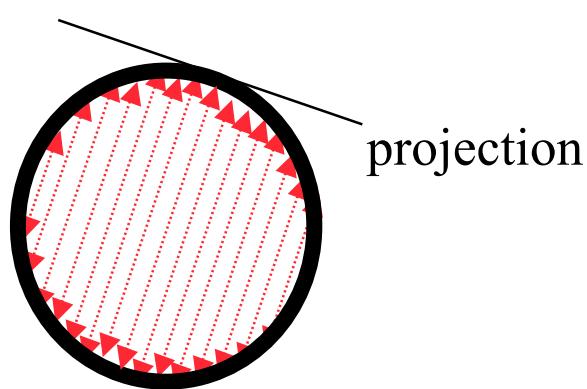
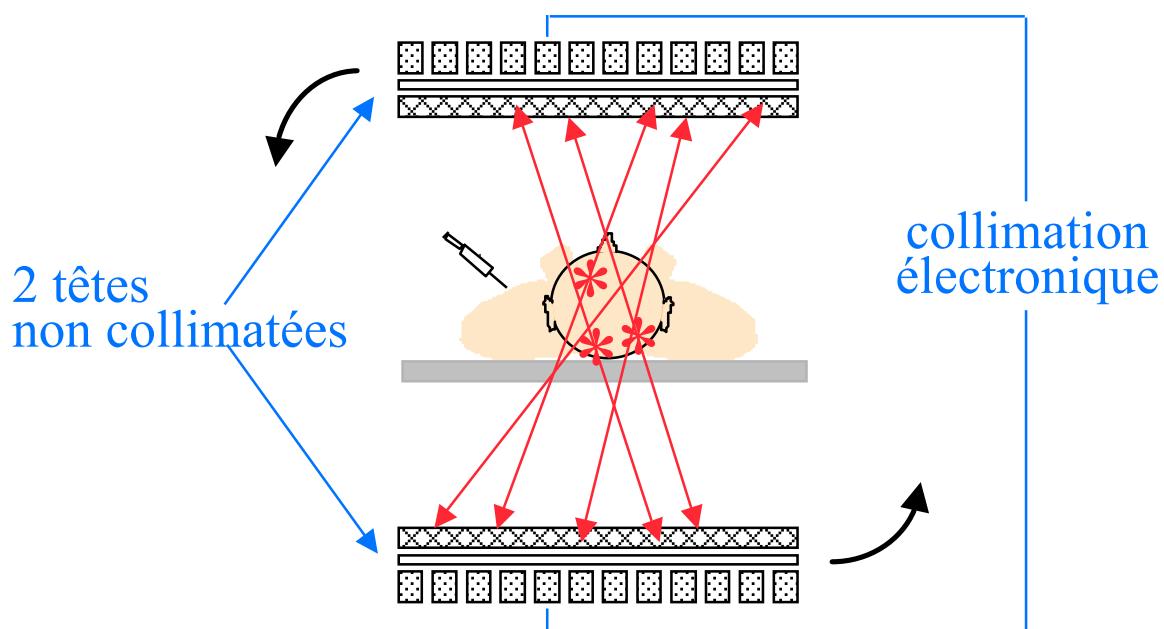


1 pixel ( $x, \square$ ) du sinogramme  $y_i$  : nombre d'événements enregistrés sur la LOR repérée par la distance  $d$  et l'angle  $\theta$ .

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

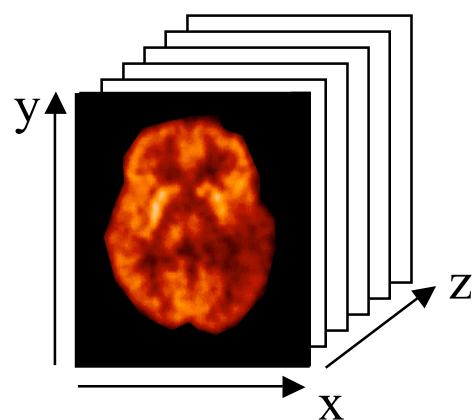


# PET avec gamma caméra double tête : principe



organisation des données en sinogrammes ou projections

reconstruction  
tomographique



# Caractéristiques du PET avec gamma caméra

- Système versatile

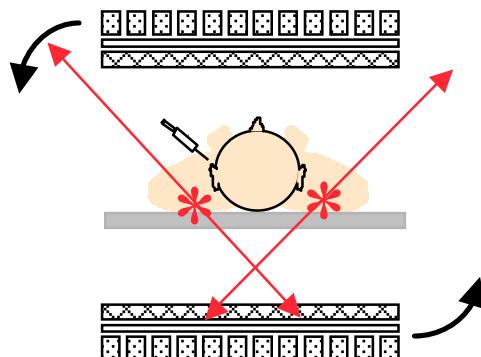
⇒ possibilité d'effectuer des examens PET et SPECT à partir du même instrument

- Compromis SPECT et PET

⇒ optimisation difficile du système pour un fonctionnement optimal aux énergies SPECT ( $<200$  keV) et PET (511 keV)  
⇒ si cristal épais, bonne efficacité en PET, mais dégradation de la résolution spatiale en SPECT

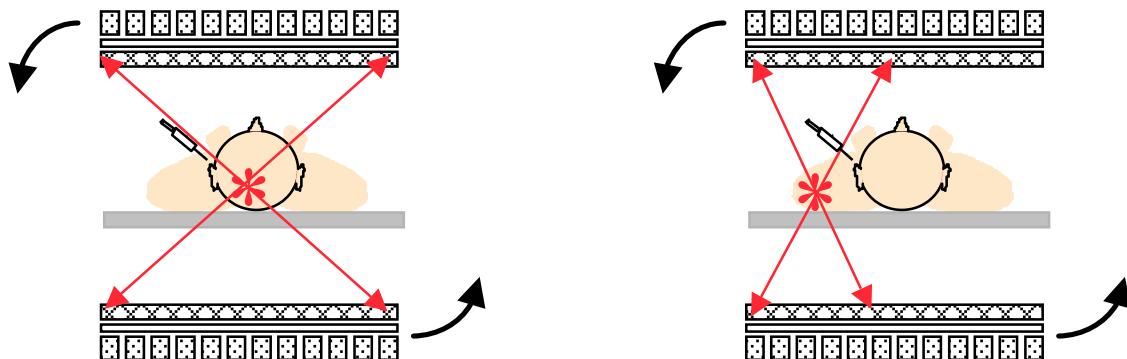
- Nombreuses coïncidences non détectées : “singles”

⇒ faible sensibilité de détection (e.g., / 5)

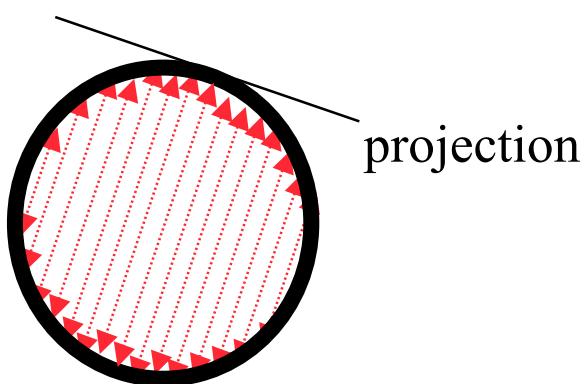
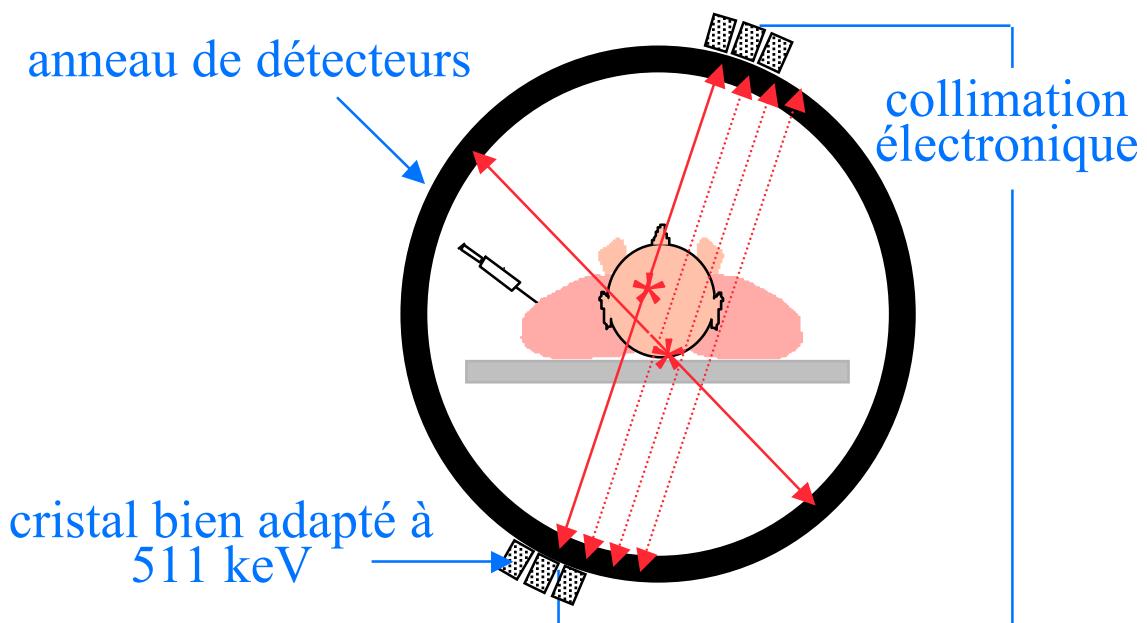


- Sensibilité non stationnaire

⇒ correction nécessaire

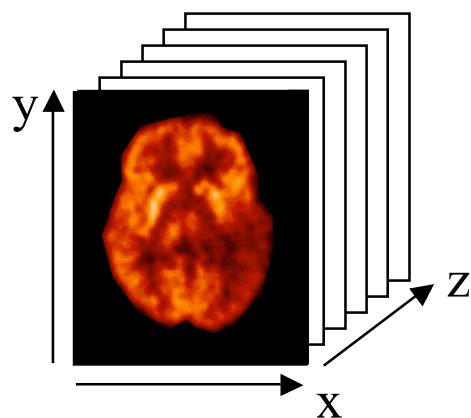


# PET « dédié » : principe

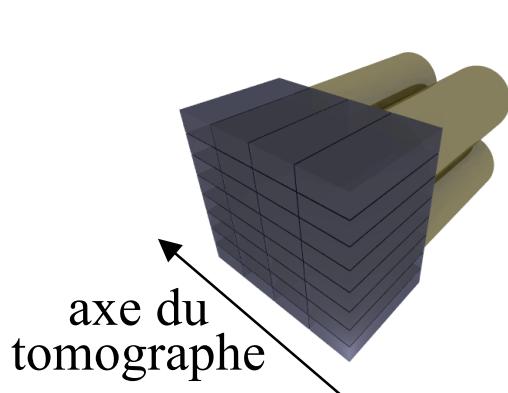


organisation des données en sinogrammes ou projections

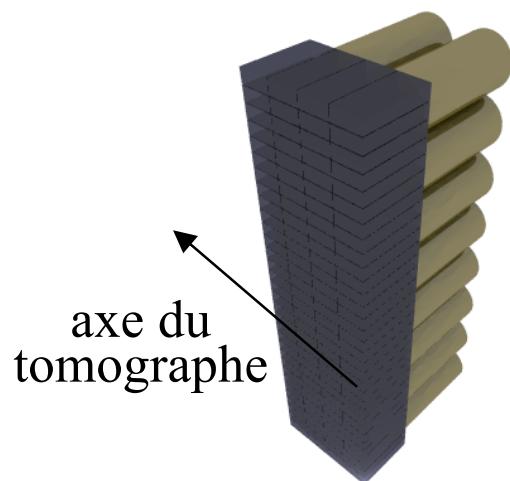
↓ reconstruction tomographique



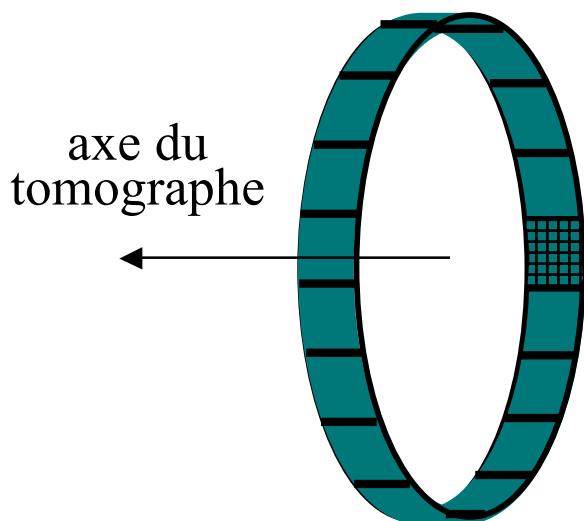
# PET avec détecteurs en anneau



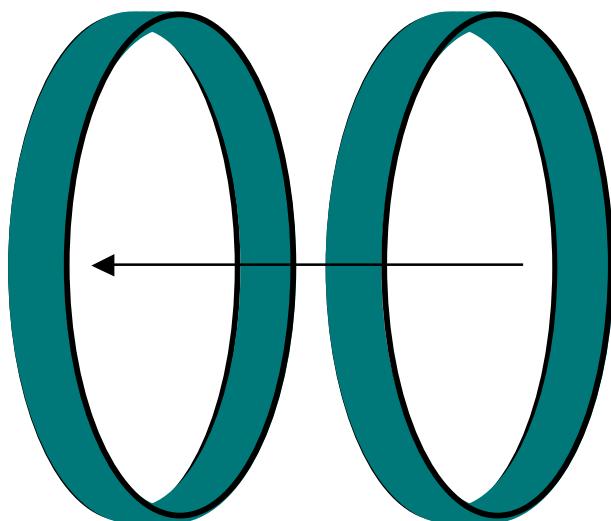
blocs de détecteurs  
e.g.,  
8x8 détecteurs



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



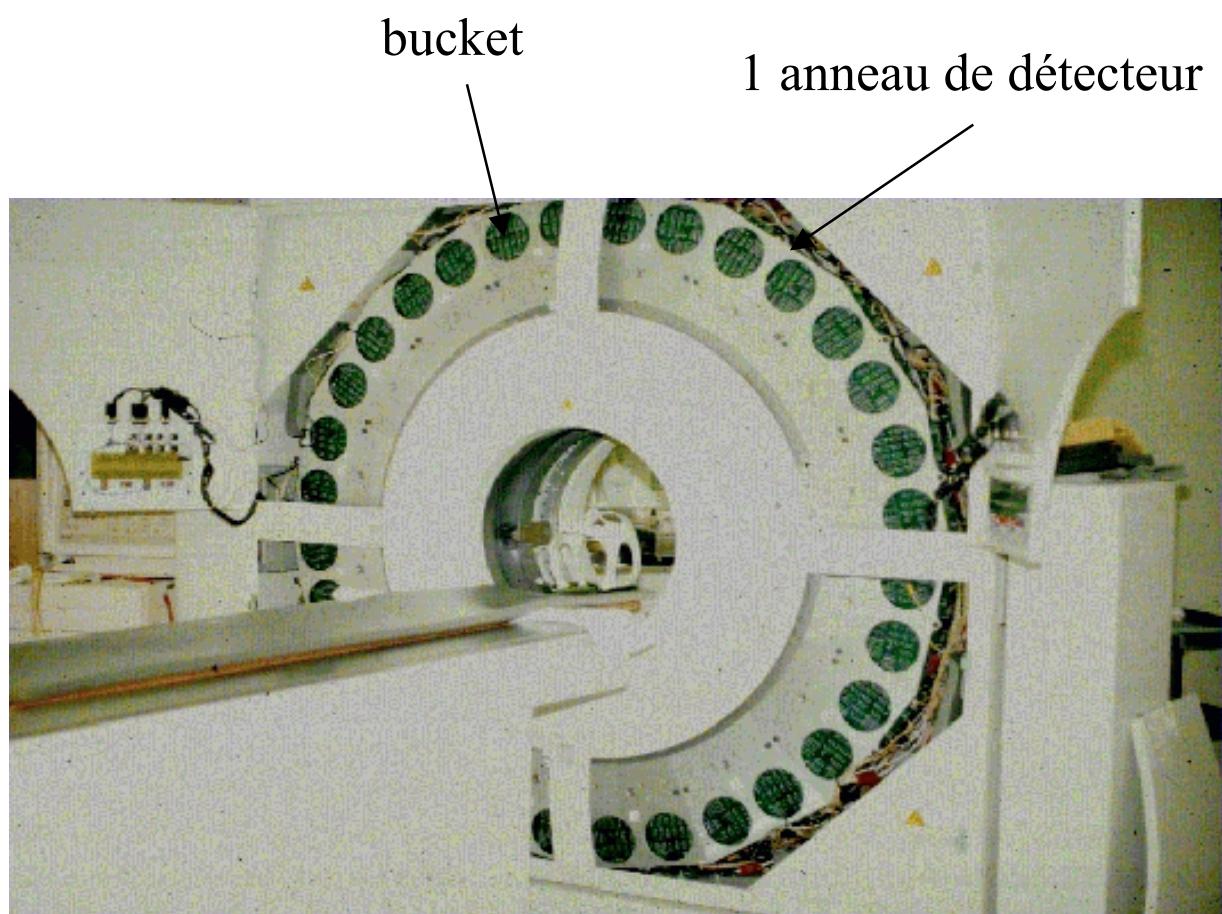
assemblage des buckets en couronnes  
e.g.,  
1 couronne = 16 buckets  
= 4096 détecteurs



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

## Exemple de PET avec détecteurs en anneau

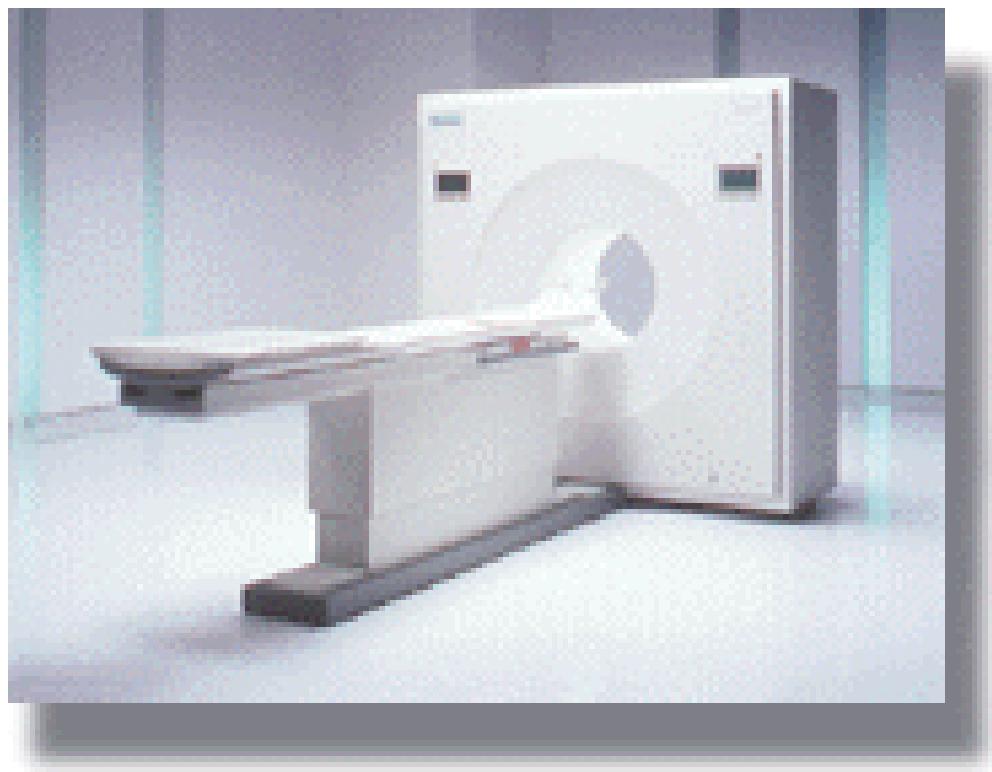
---



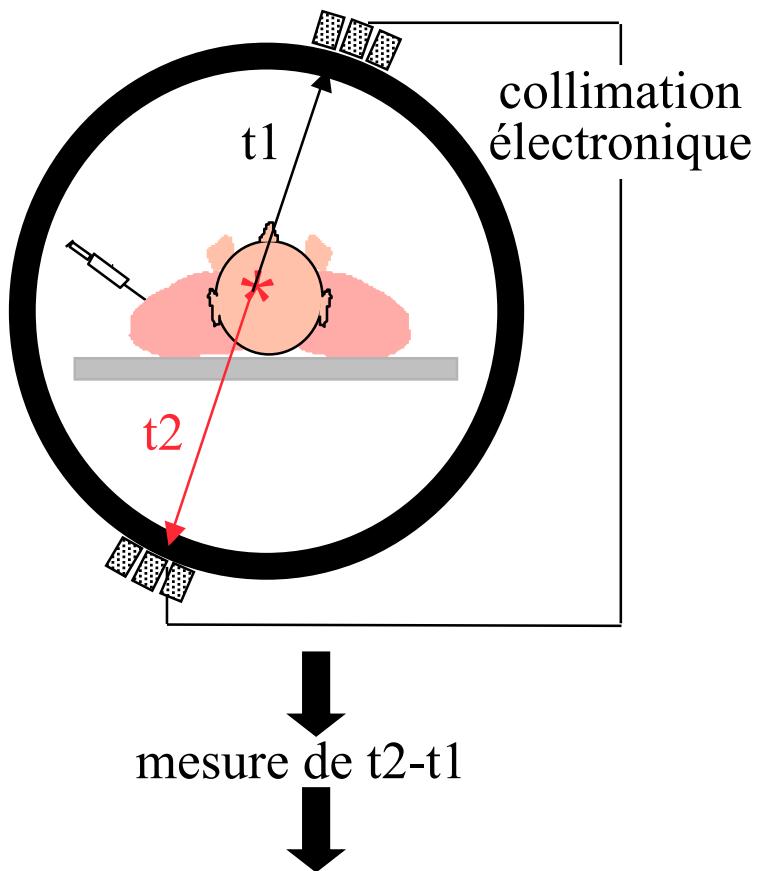
# Caractéristiques du PET avec détecteurs en anneau

---

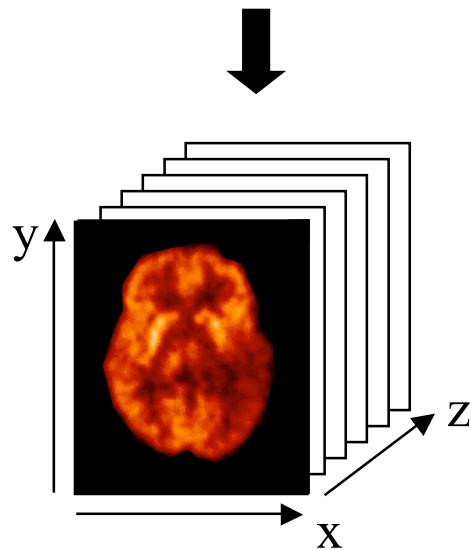
- Machines “dédiées”  
⇒ configuration optimisée pour le PET
- Paramètres “typiques”
  - plus de 500 détecteurs par anneau
  - diamètre de l’anneau ~ 80 cm
  - ~ 30 couronnes de détecteurs
  - intervalle entre 2 couronnes ~ 5 mm
  - fenêtre de coïncidence  $\Delta \sim 5 - 20$  ns



# Principe du PET temps de vol



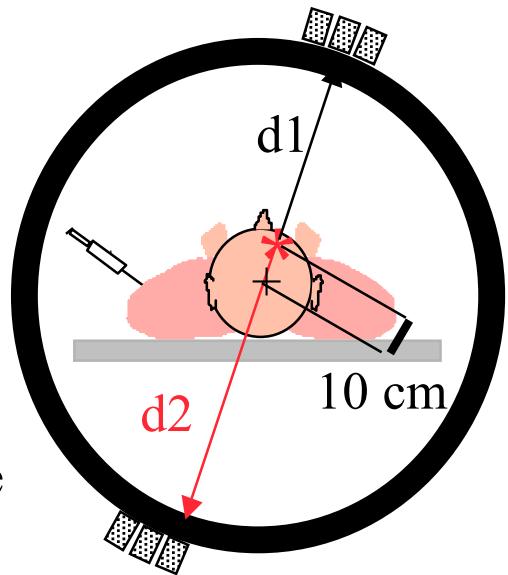
estimation directe de la position de l'annihilation sur la ligne de projection  
(a priori, pas de reconstruction tomographique nécessaire)



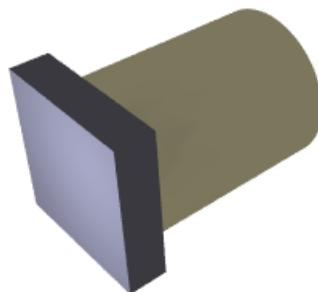
# Contraintes liées au PET temps de vol

- Cristal à décroissance temporelle très rapide
  - ⇒ BaF<sub>2</sub> (0,8 ns)
  - ⇒ fenêtre de coïncidence  $\Delta \sim 0,4 - 4$  ns

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



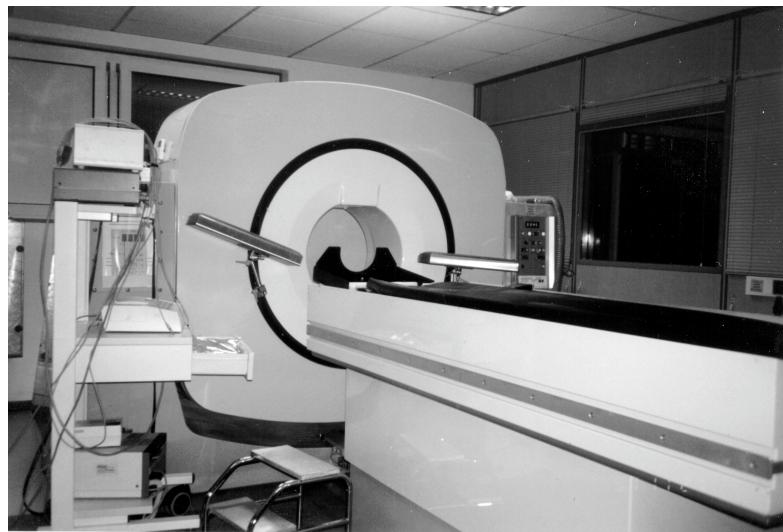
- 1 tube photomultiplicateur associé à chaque cristal



- ⇒ 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 anneaux  
(cm)

89

82

Nombre d'anneaux

4 à 6

24

Nombre de détecteurs  
par anneau

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 BaF<sub>2</sub> 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

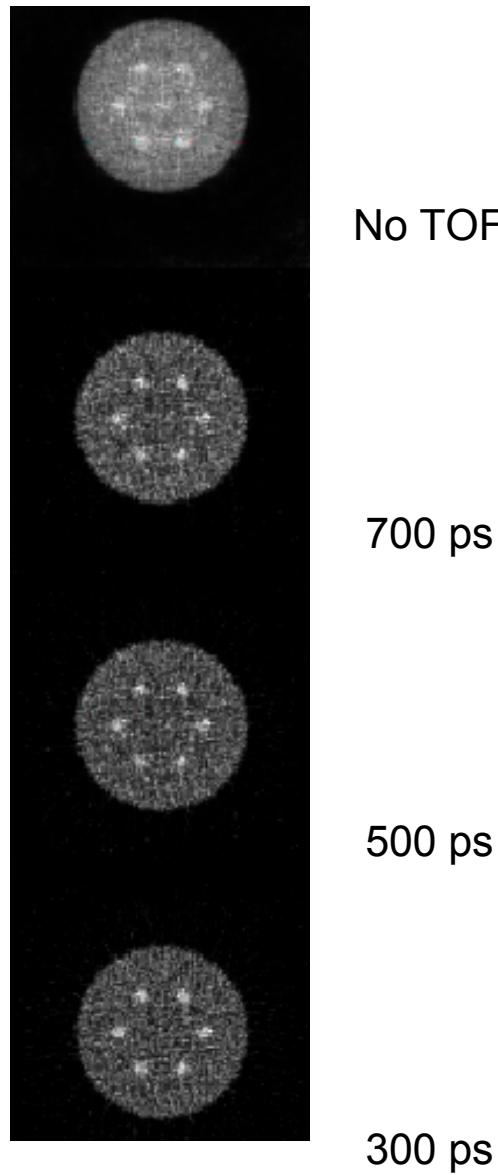
---

- Electronique GHz devient classique
- Développement de TPM plus compacts
- Nouveaux scintillateurs :
  - LSO : 500 ps de résolution temporelle sur un module PET
  - LaBr<sub>3</sub> : 300 ps
  - LYSO
  - LuI<sub>3</sub>



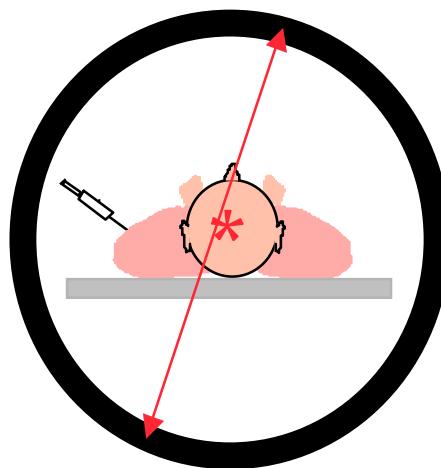
# Intérêt du PET temps de vol

---



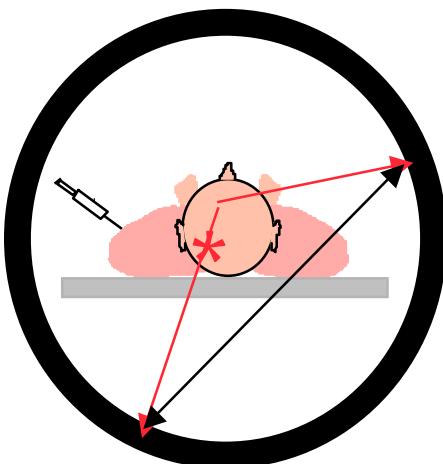
*Groiselle et al, IEEE MIC Conf Rec 2004*

# Evénements détectés en PET



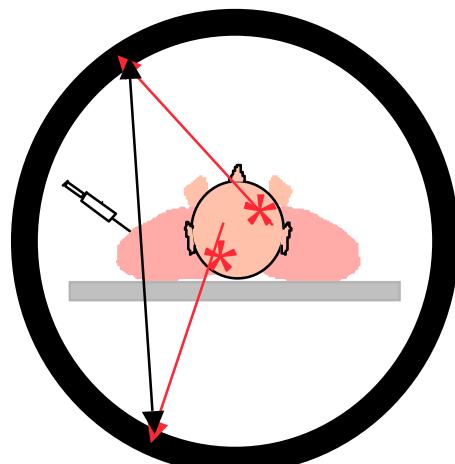
coïncidences vraies

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



coïncidences diffusées

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

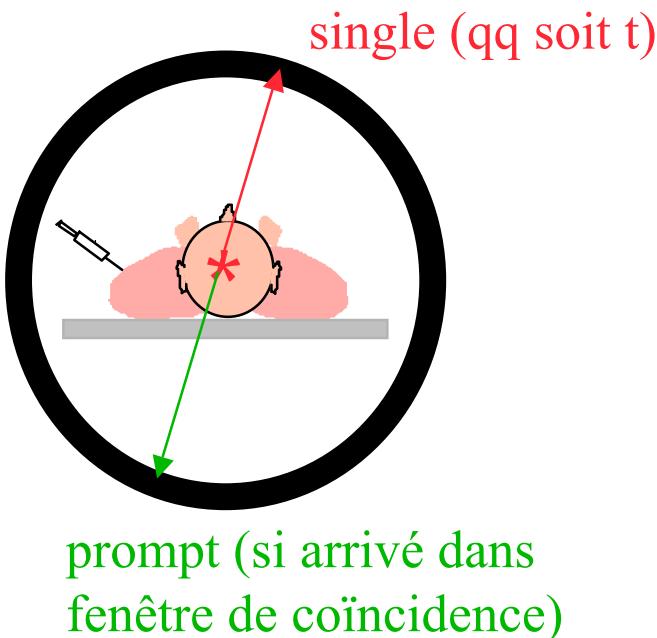


coïncidences fortuites

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

# Vocabulaire PET

---



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

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

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

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

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

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

Trues : prompts - (scattered + multiples + randoms)

# Importance des coïncidences fortuites en PET

---

- Nombre de coïncidences fortuites

Nb d'événements simples  
enregistré par le détecteur 1

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

longueur de la fenêtre de coïncidence

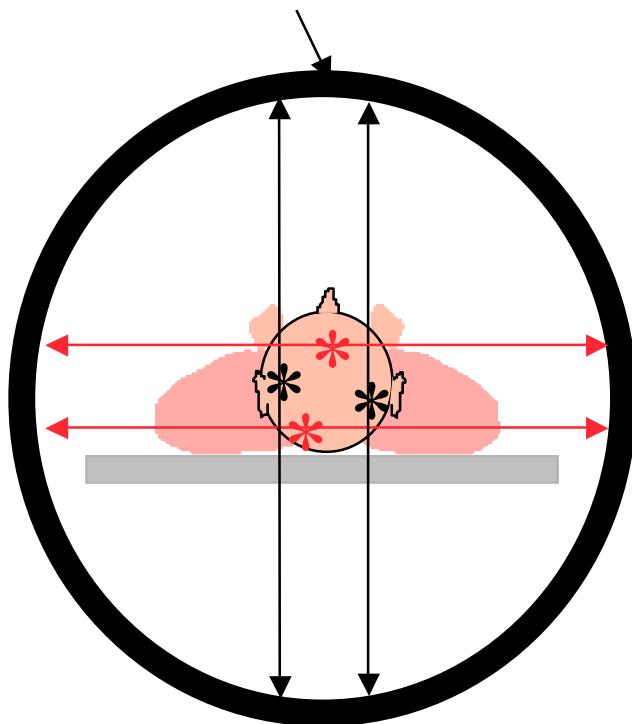
⇒ proportionnel au carré de l'activité A vue par le détecteur

- Coïncidences vraies proportionnelles à l'activité A  
⇒ (fortuits / vrais) proportionnel à A

- Réduction des coïncidences fortuites
  - par réduction de la fenêtre de coïncidence
  - ⇒ une correction reste cependant nécessaire

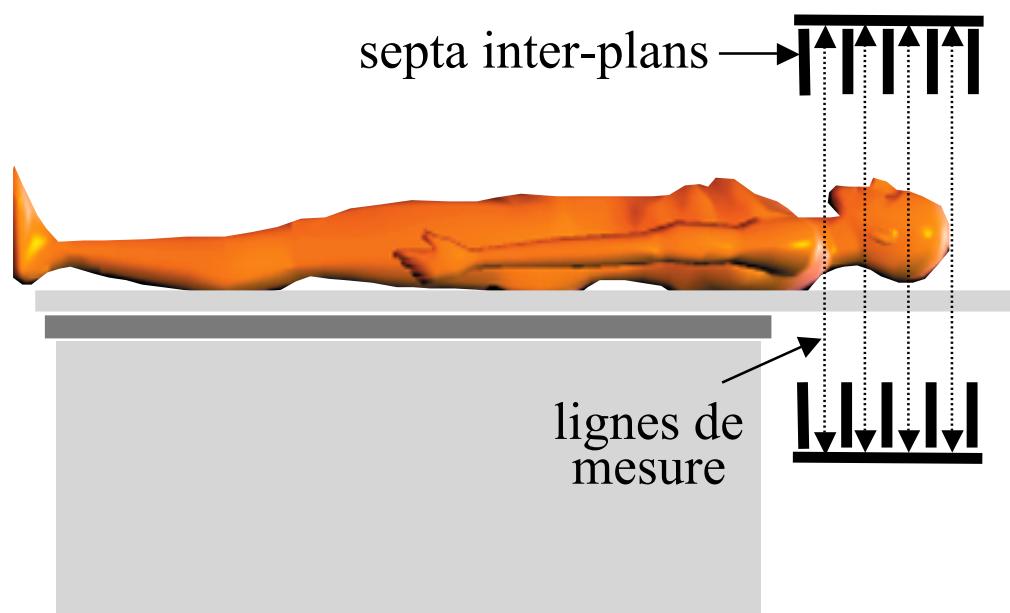
## PET 2D : principe

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

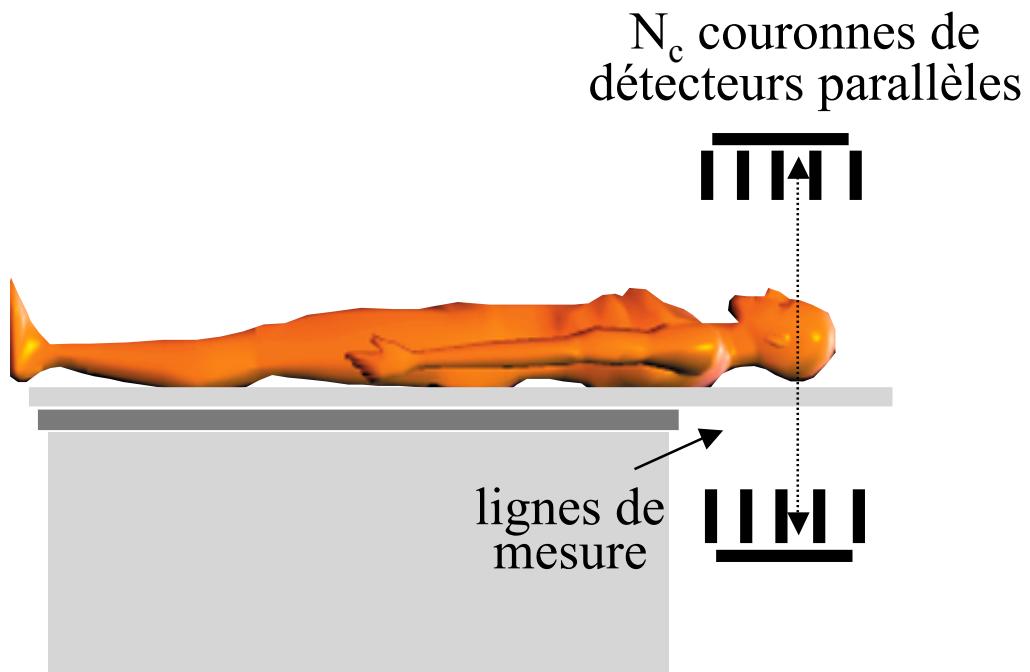
septa inter-plans



Vue axiale

# Caractéristiques du PET 2D

- Imagerie 2D
  - ⇒ reconstruction tomographique “coupe par coupe”
  - ⇒ coupes reconstruites indépendamment



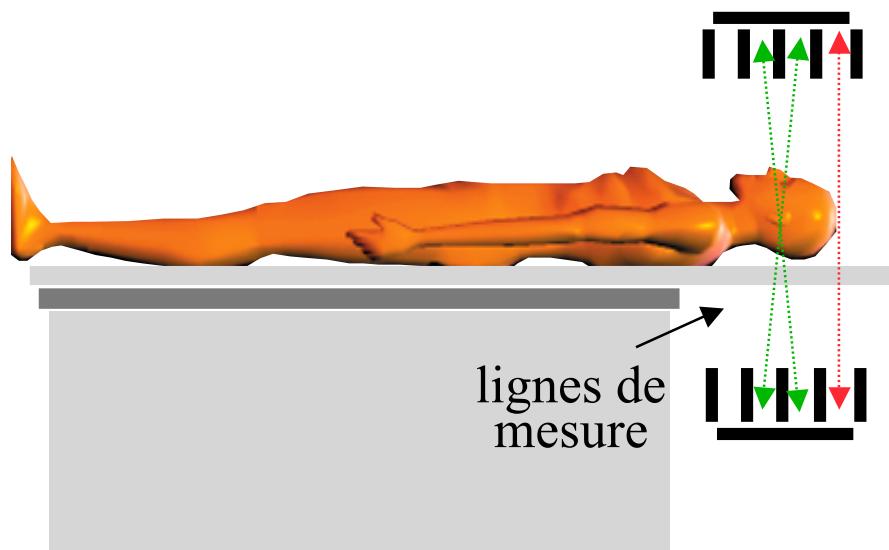
Inconvénients :

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

# PET 2D en pratique

- Adjonction de lignes de mesures obliques

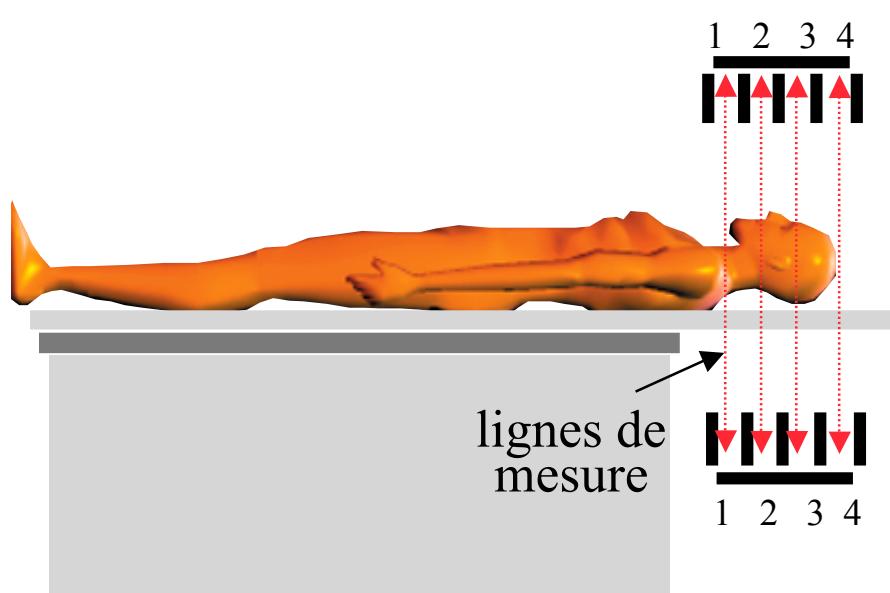
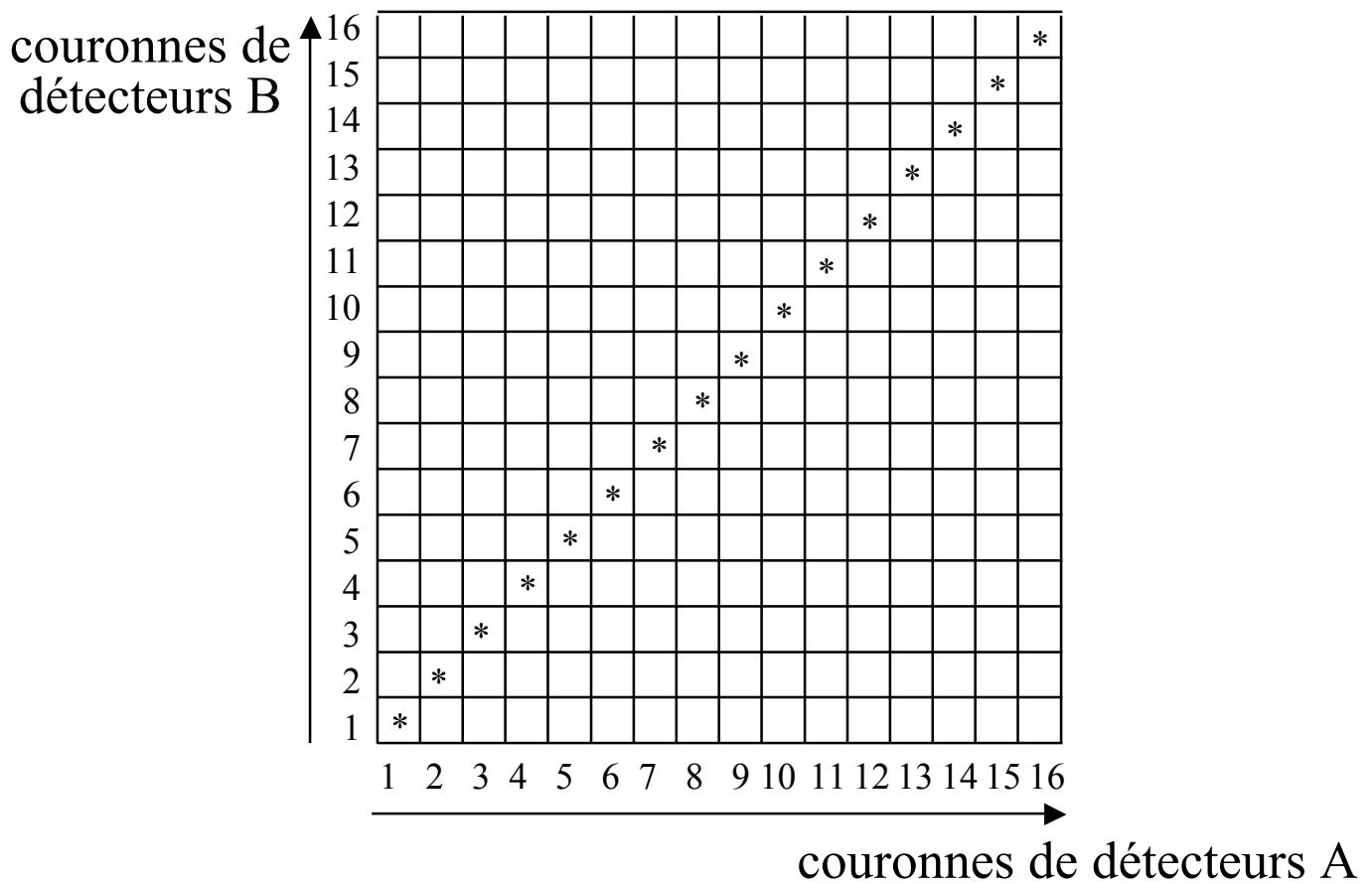
$N_c$  couronnes de détecteurs parallèles



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

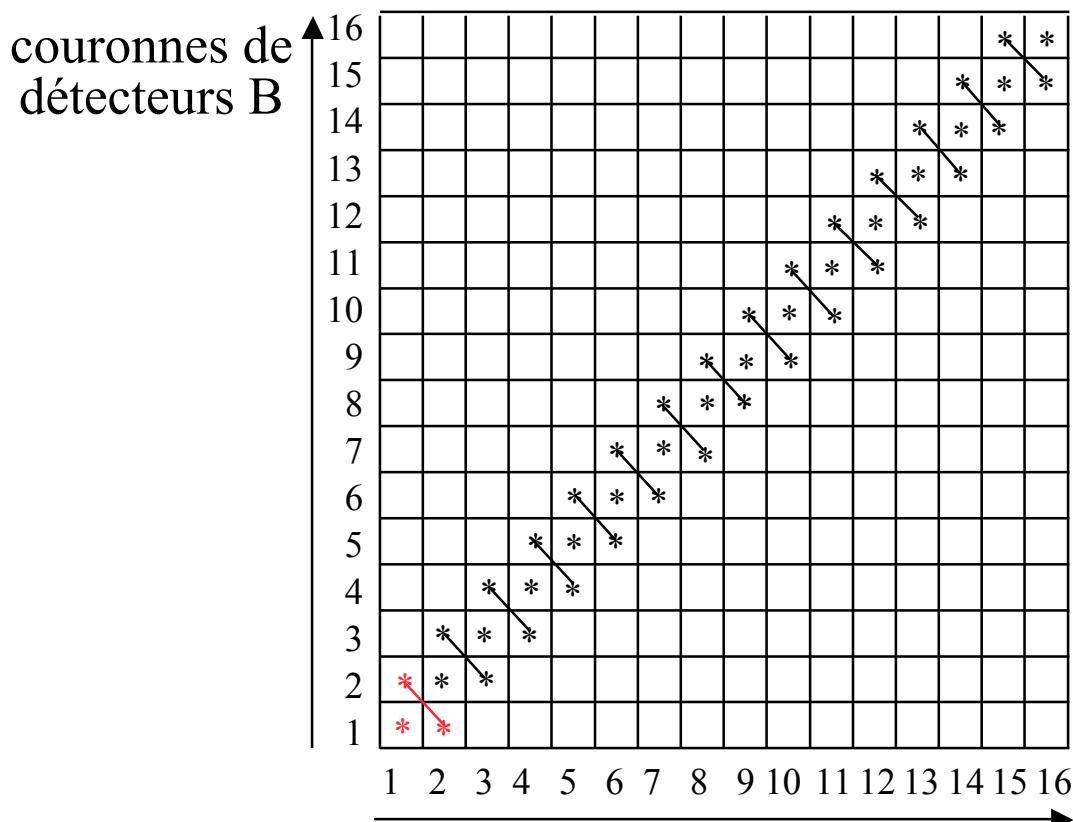
# Notion de michelogramme

- Tableau décrivant la combinaison des données axiales



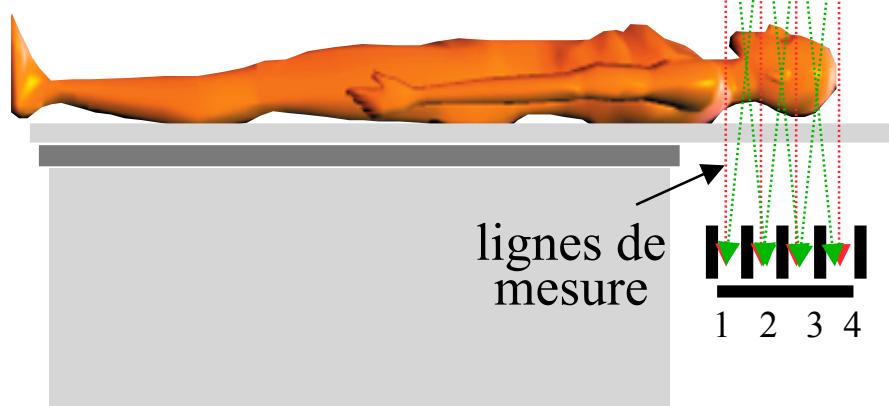
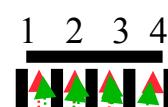
# Notions de michelogramme et span

- Tableau décrivant la combinaison des données axiales



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

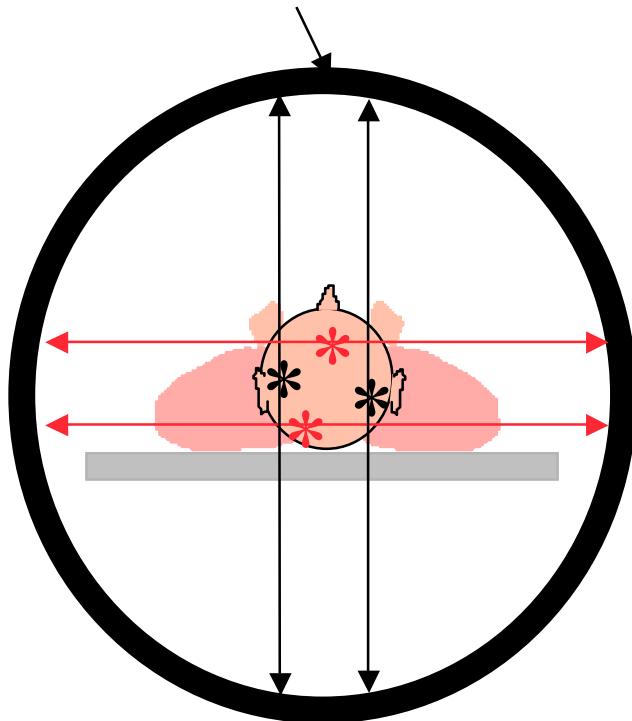
couronnes de détecteurs A



# PET 3D

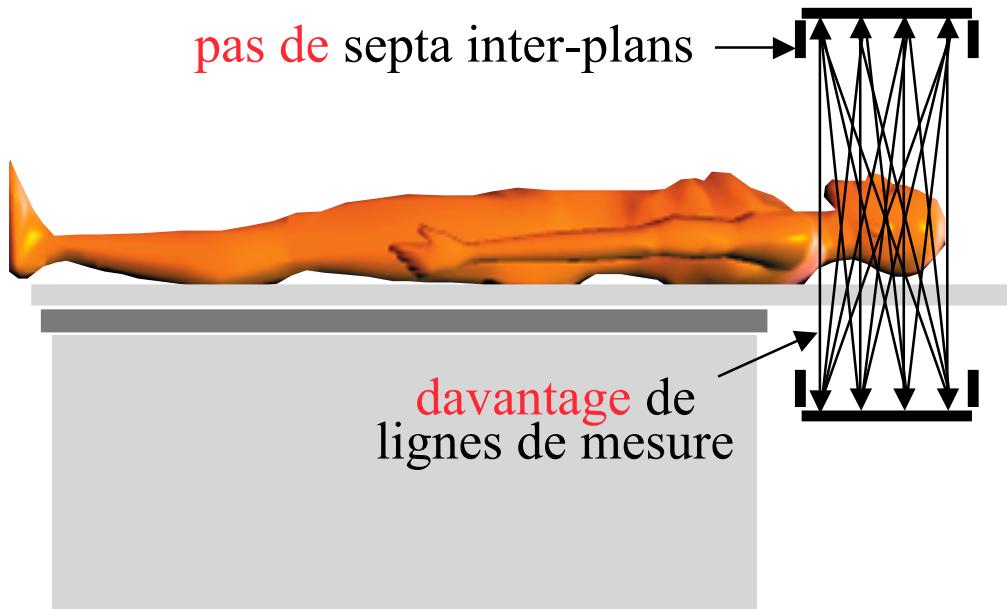
---

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

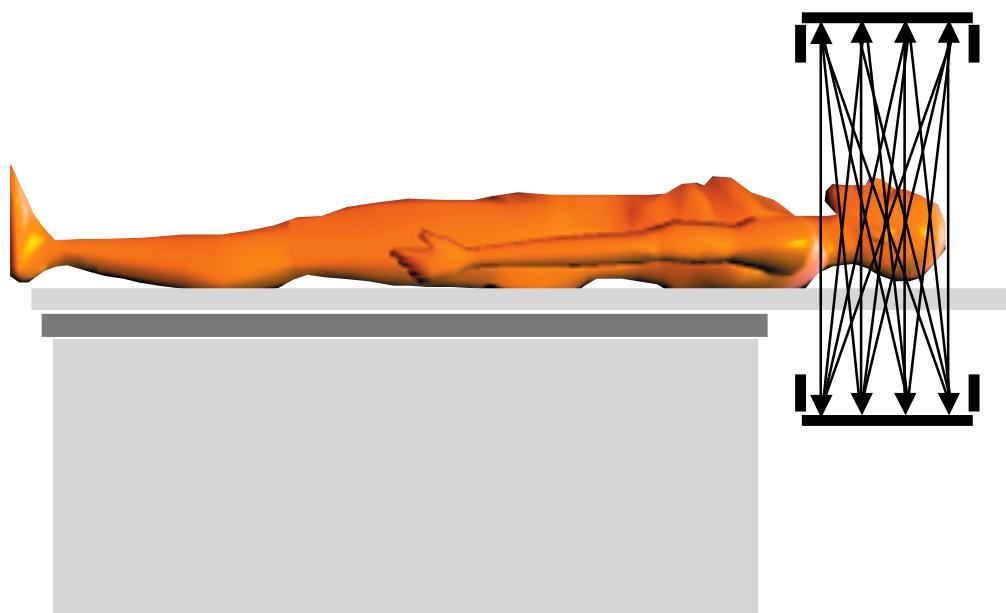
pas de septa inter-plans



Vue axiale

# PET 3D : contrôle des LOR acceptées

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

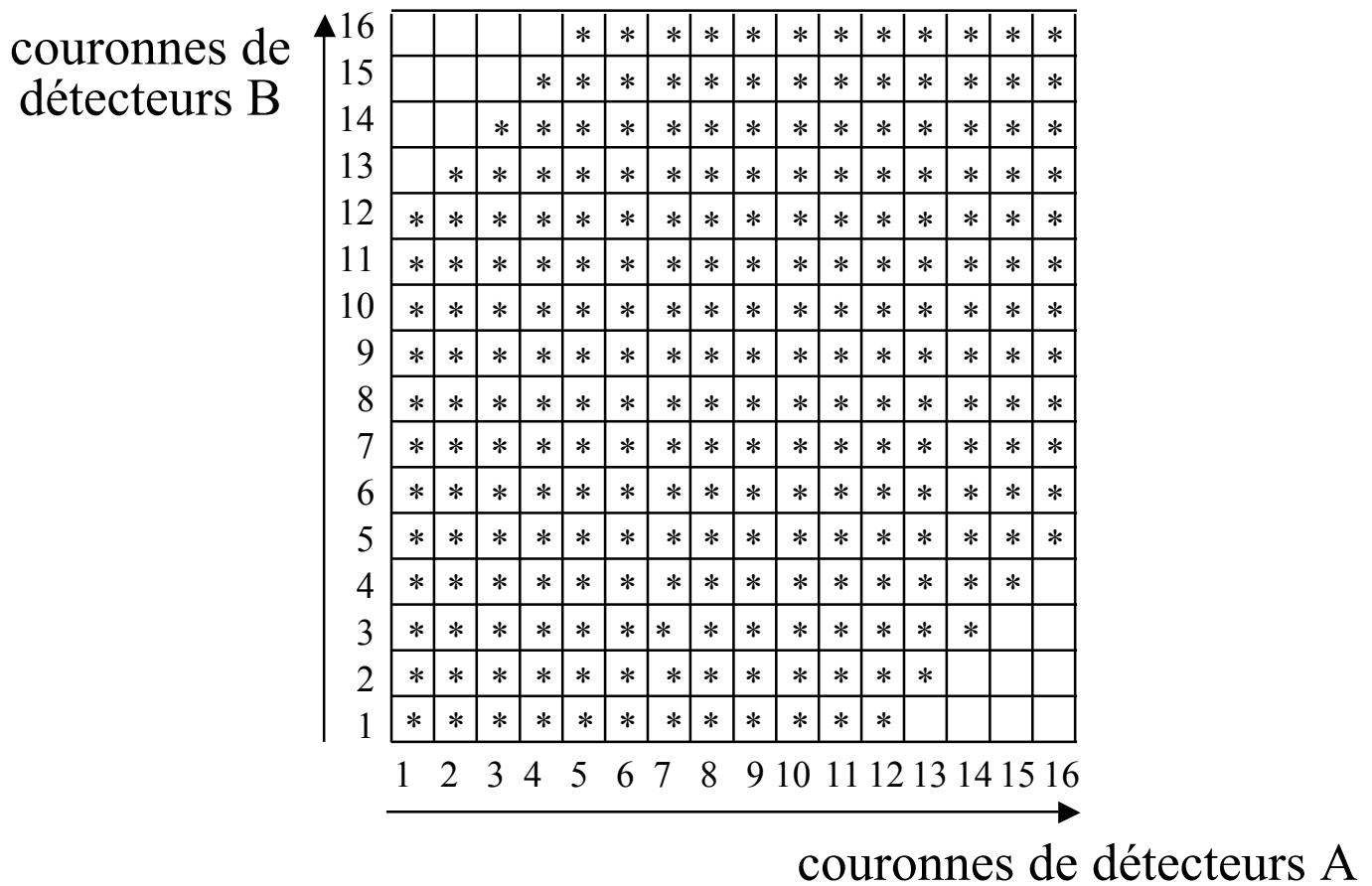


Si toutes les LOR sont acceptées,  $DMC = N_c - 1$

Sensibilité de détection variable axialement

# PET 3D : exemple de michelogramme

---



$$N_c = 16$$

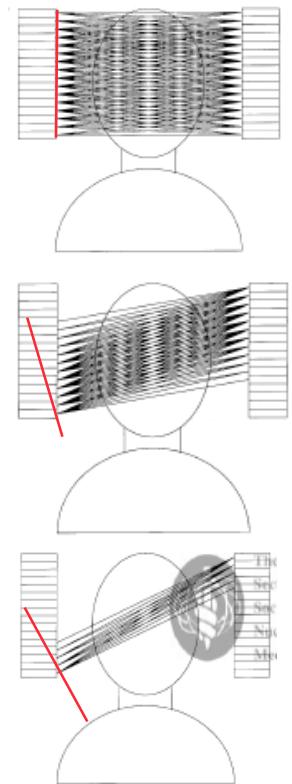
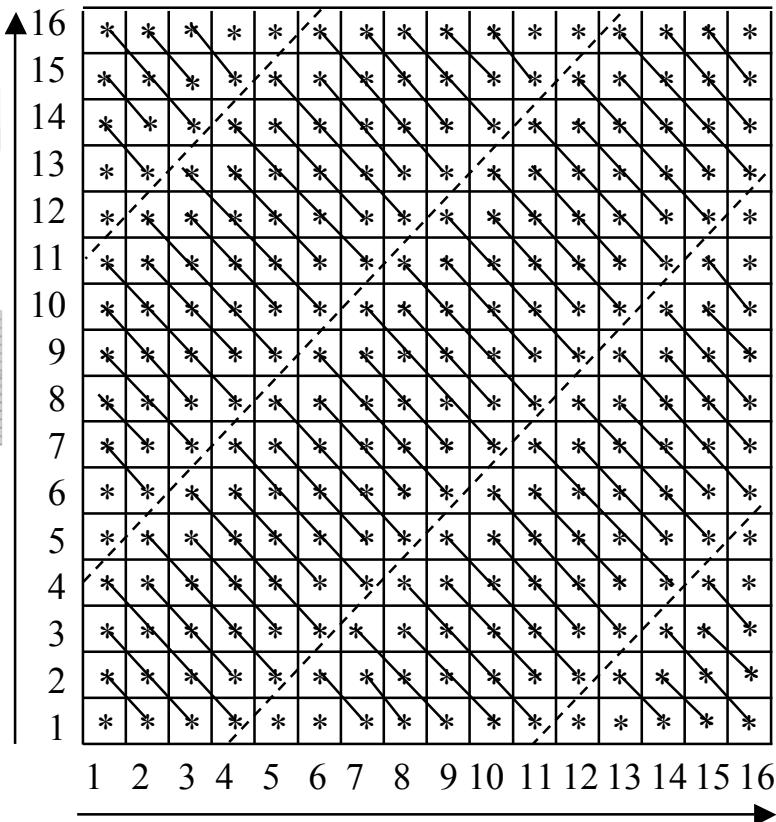
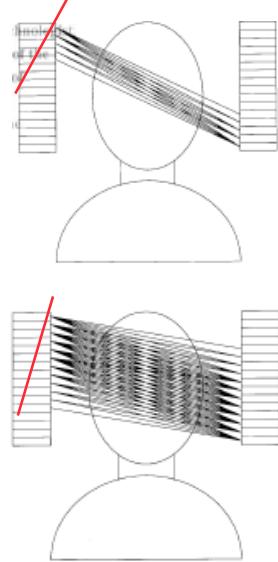
$$DMC = 11$$

# PET 3D : DMC et span

---

## Description complète d'une acquisition PET 3D

couronnes de détecteurs B

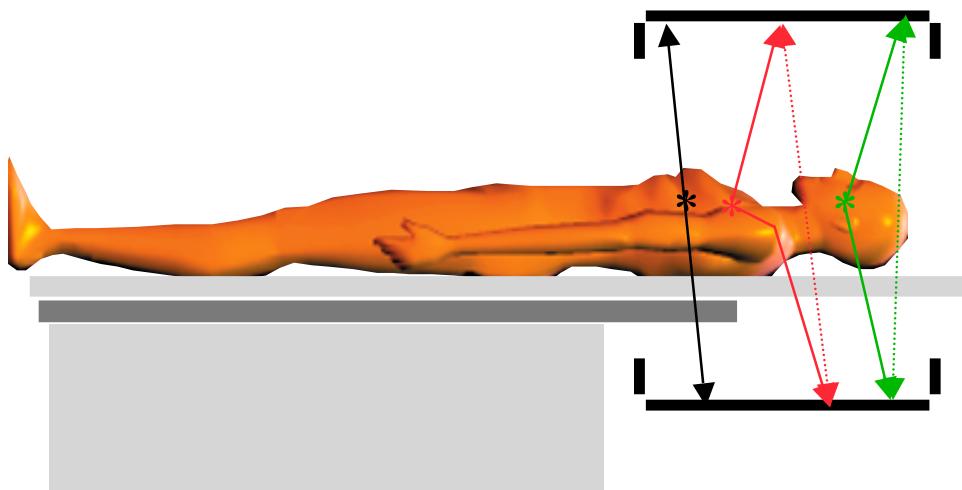


$$\begin{aligned}
 N_c &= 16 \\
 DMC &= 15 \\
 \text{span} &= 7
 \end{aligned}$$

5 segments = 5 directions de projection axiale

# Caractéristiques du PET 3D

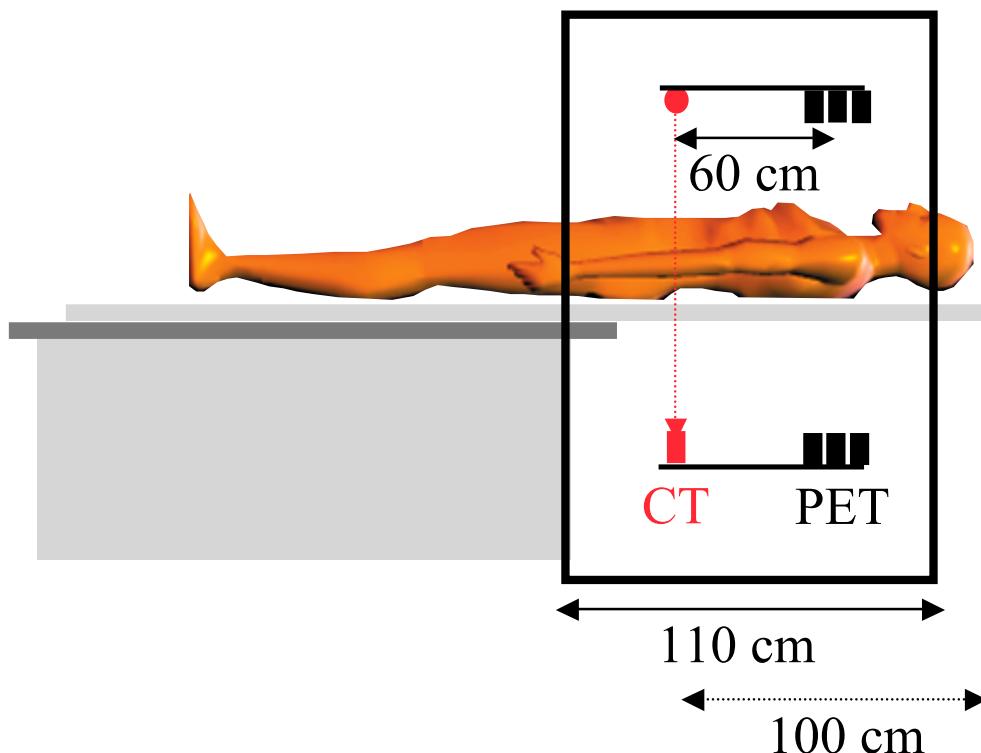
- Imagerie réellement tridimensionnelle  
⇒ reconstruction intégrant les lignes de coïncidence inter-coupe
- Augmentation de la sensibilité : plus d'événements sont comptabilisés
  - grâce au retrait des septas
  - grâce à l'augmentation du nombre de lignes de mesures  
⇒ e.g., multiplication de sensibilité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



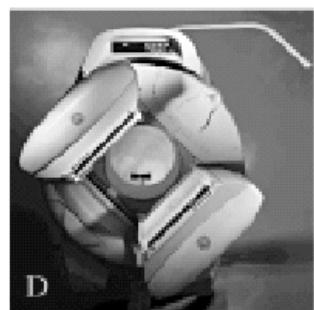
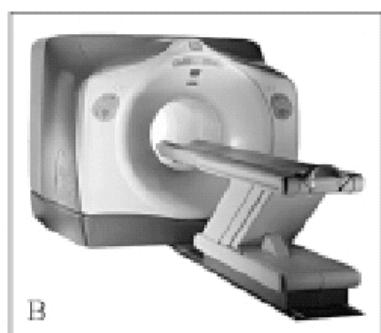
- Augmentation sensible de la proportion de **fortuits**
- Augmentation du temps mort
- Complexité de l'algorithme de reconstruction accrue

# Détecteurs bimodaux PET/CT

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

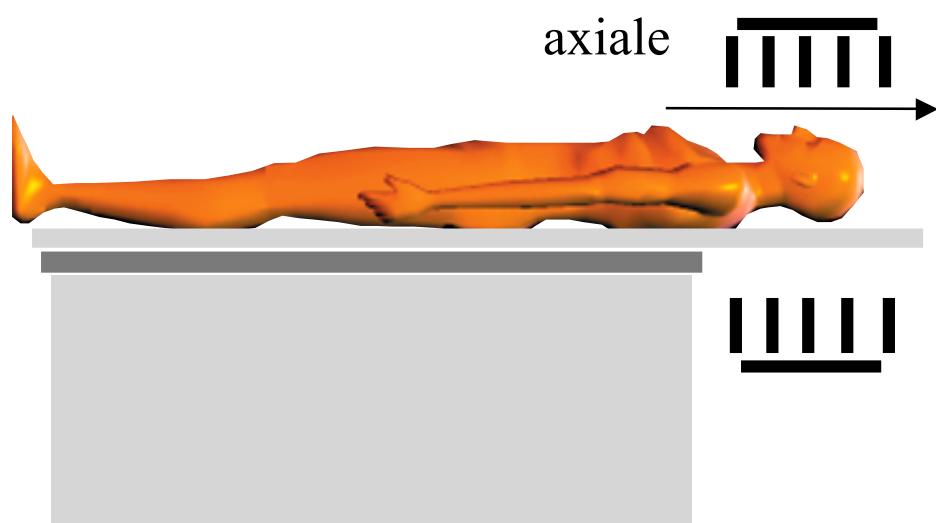
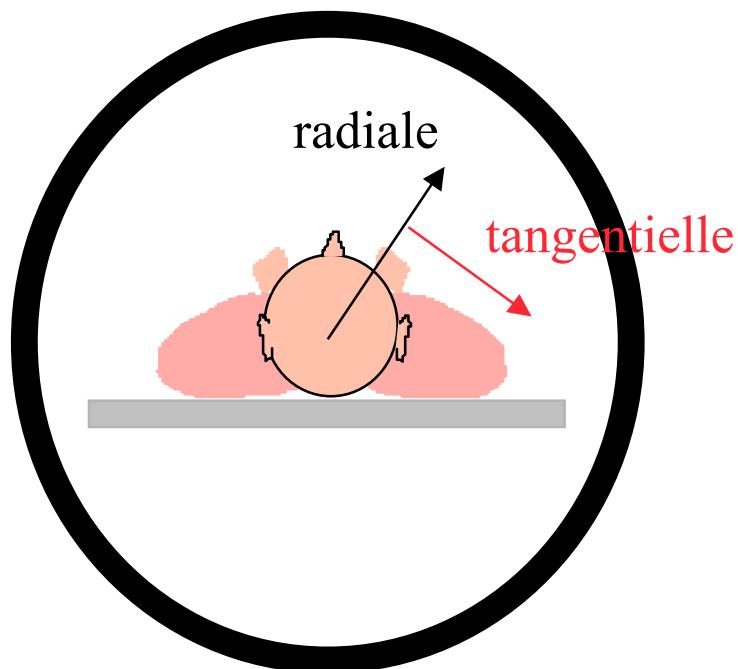


Proof of concept : 1998 (Université de Pittsburgh)



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

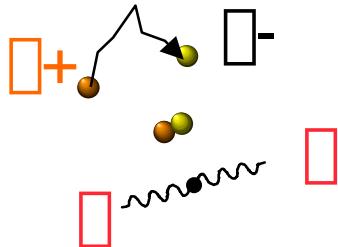
# Caractéristiques du PET : résolution spatiale



⇒ définitions valables aussi en SPECT

# Résolution spatiale en PET : limitations physiques

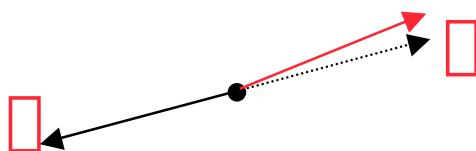
- Libre parcours moyen des positons avant annihilation



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



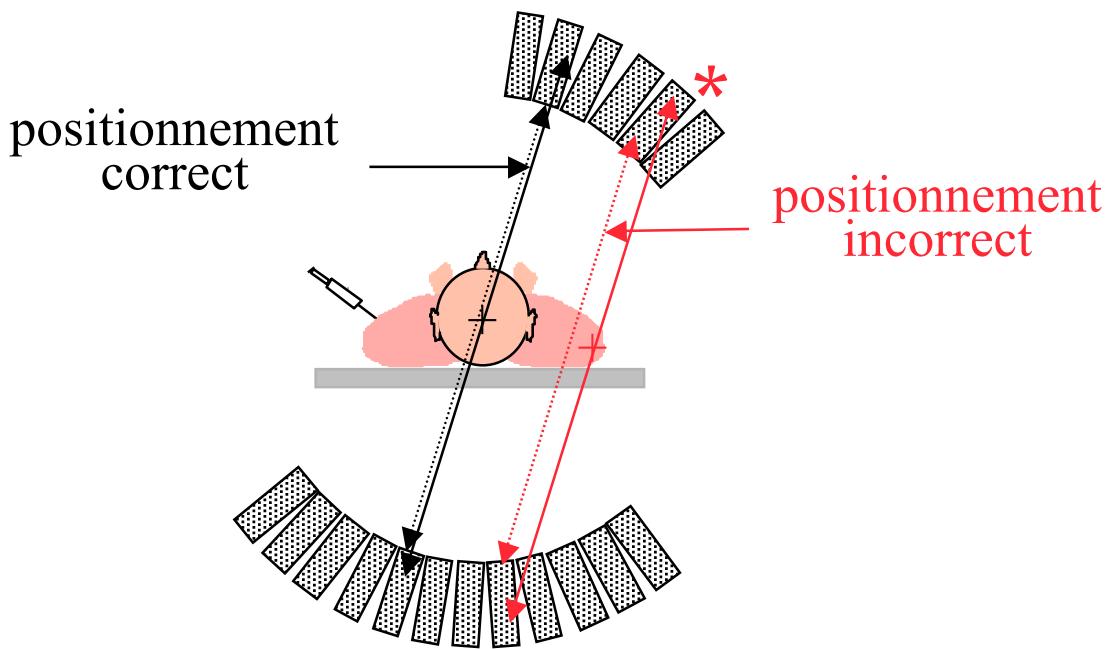
⇒ effet dépendant du diamètre d de l'anneau  
⇒ dégradation de LMH de 1 à 2 mm

- 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

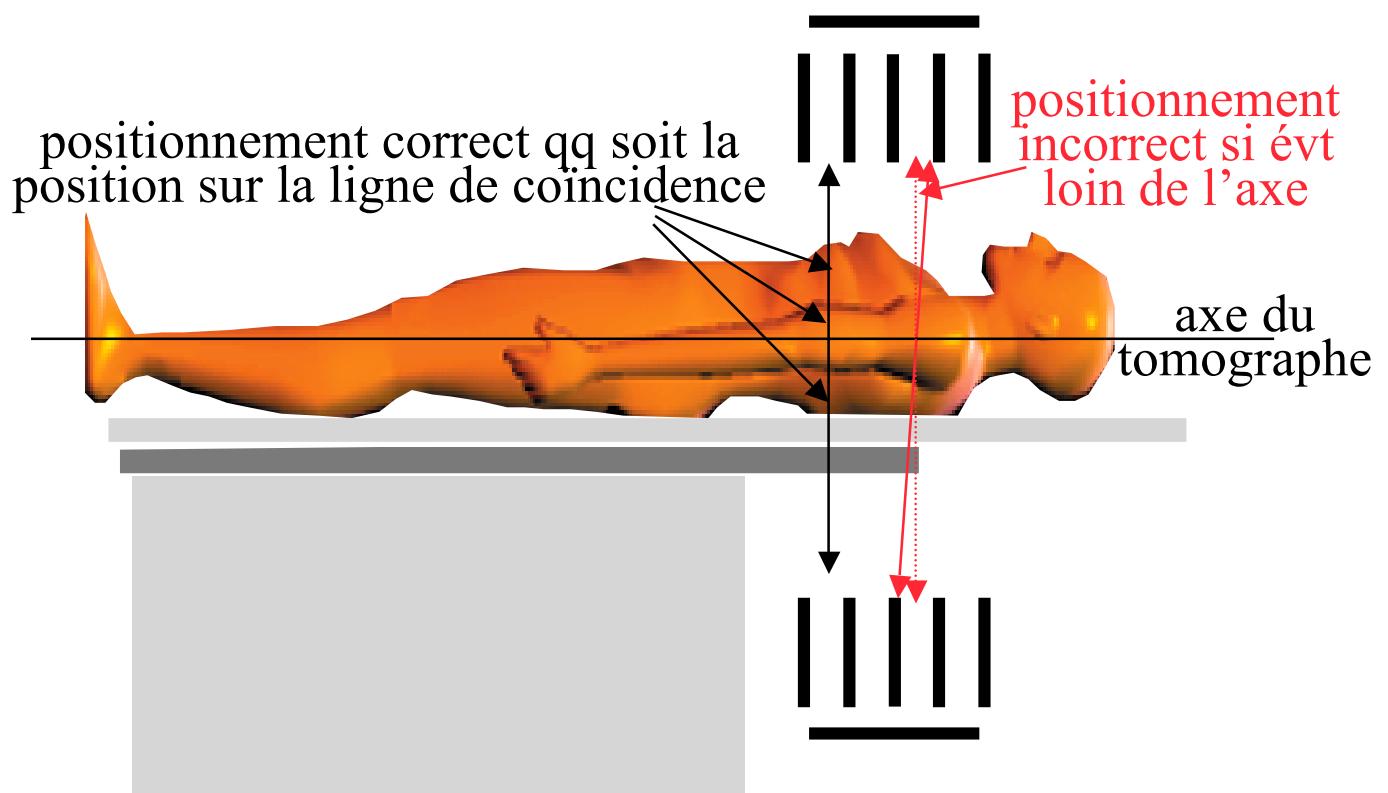
- Dans le plan transverse



- ⇒ 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

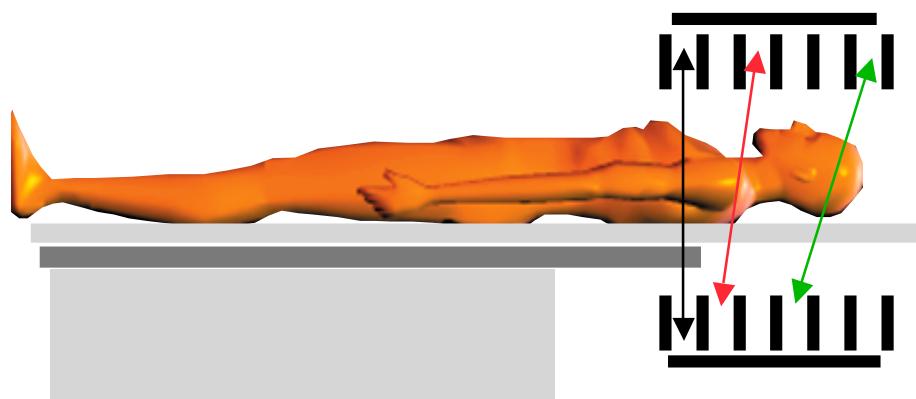
- Non uniforme axialement



- ⇒ 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 ~ 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



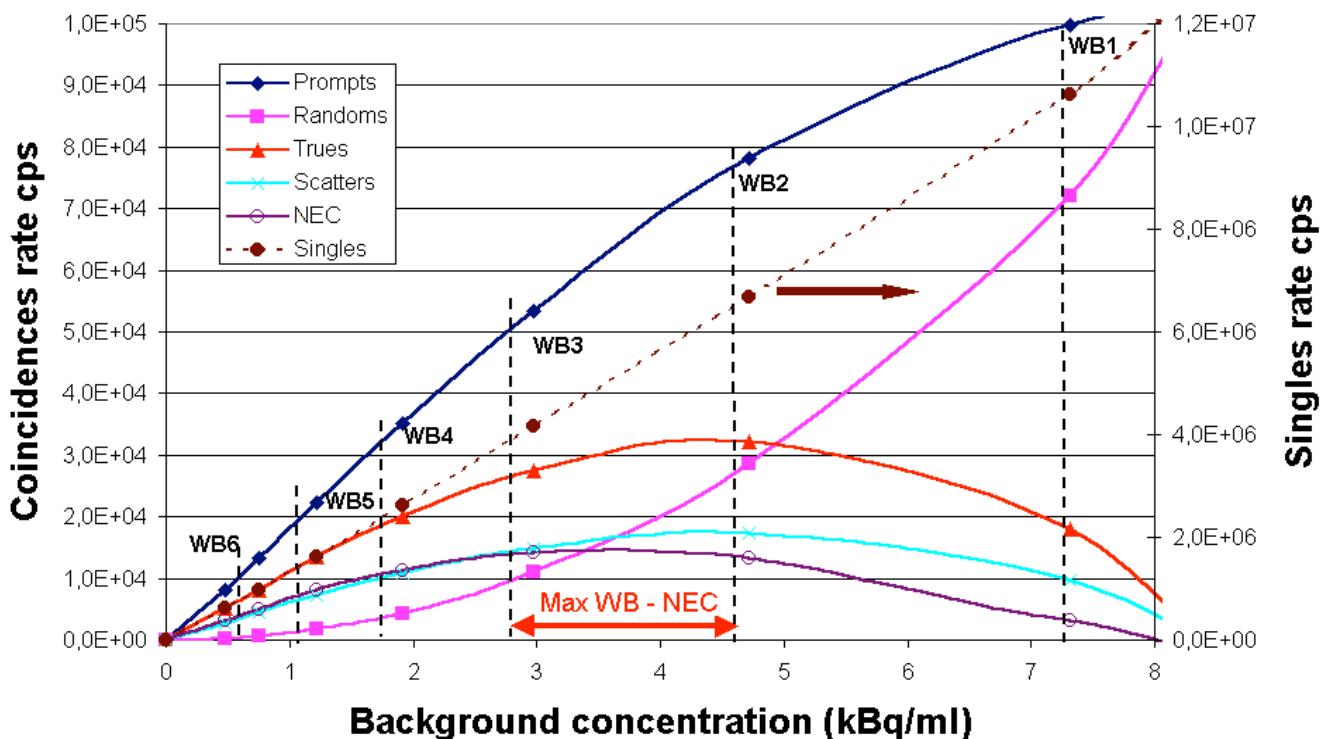
- présence ou absence de septa entre les couronnes (mode 2D ou 3D)

# Caractéristiques du PET : Noise Equivalent Count

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

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

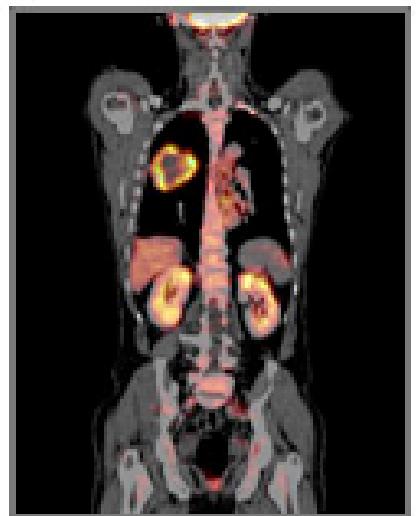
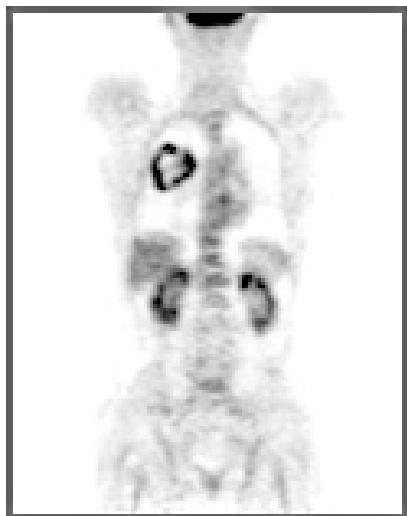
- ⇒ s'exprime en nombre de coups (dizaine de kcps)
- ⇒ non corrélé directement avec la qualité d'image
- ⇒ dépend de façon complexe de la distribution d'activité présente dans le champ de vue
- ⇒ diminue quand le temps mort augmente



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

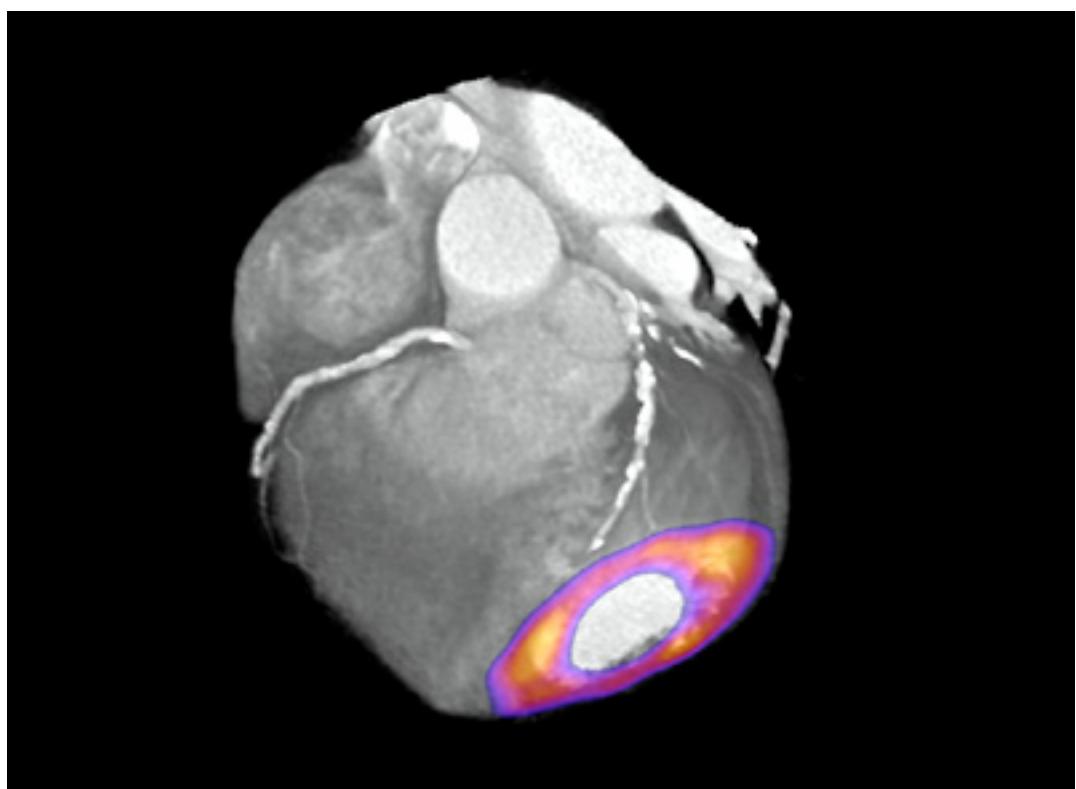
# Caractéristiques de l'imagerie bimodale PET/CT

- 4/5 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 GCCI
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
  - ⇒ GCCI ~ 60% des lésions détectées par PET dédié
- Lésions  $\geq$  1,5 cm de diamètre
  - ⇒ GCCI ~ 96% des lésions détectées par PET dédié

GCCI = Gamma Caméra Coincidence Imaging