

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

Irène Buvat
U678 INSERM
Paris

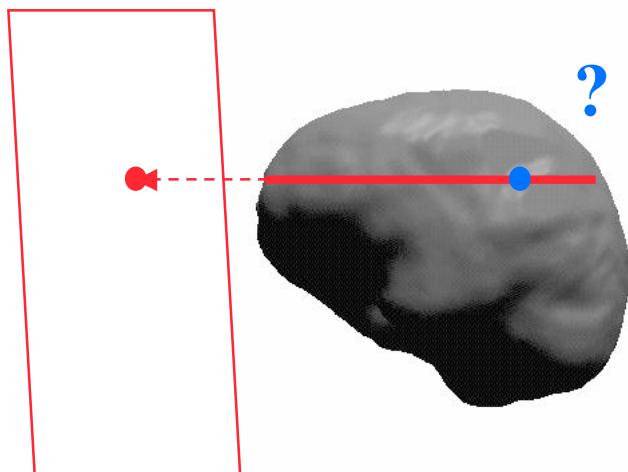
buvat@imed.jussieu.fr
<http://www.guillemet.org/irene>

octobre 2005

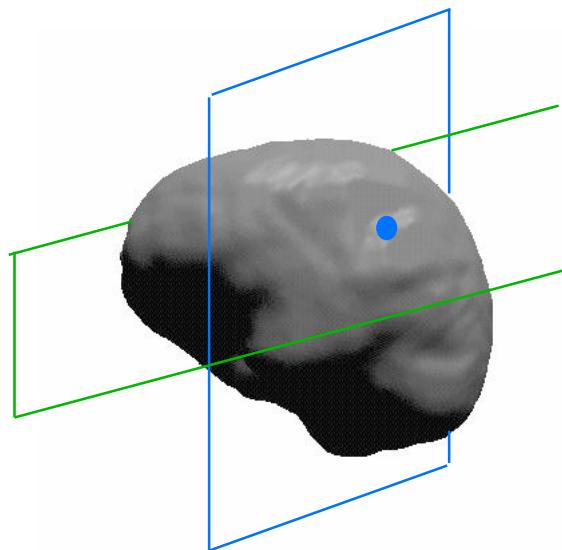
Plan du cours

- 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



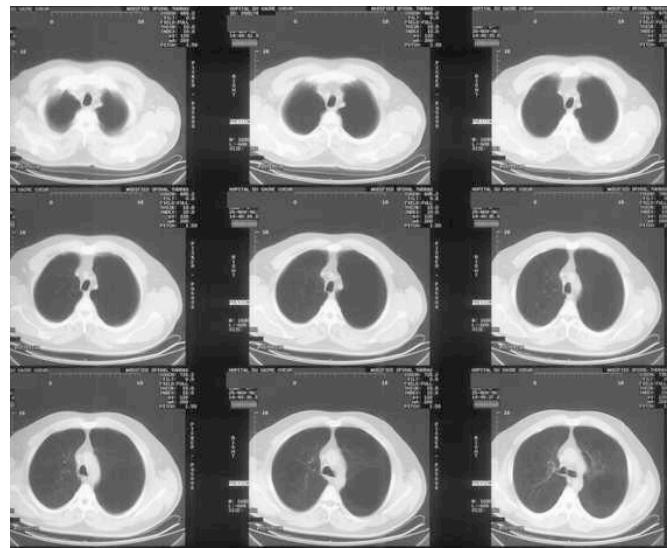
Imagerie tomographique :
coupes d'orientation quelconque à travers l'objet :
imagerie 3D

Imagerie planaire et imagerie tomographique (2)

Rayons X :

Imagerie planaire (2D) = radiographie conventionnelle

Imagerie tomographique (3D) = tomodensitométrie (scanner)

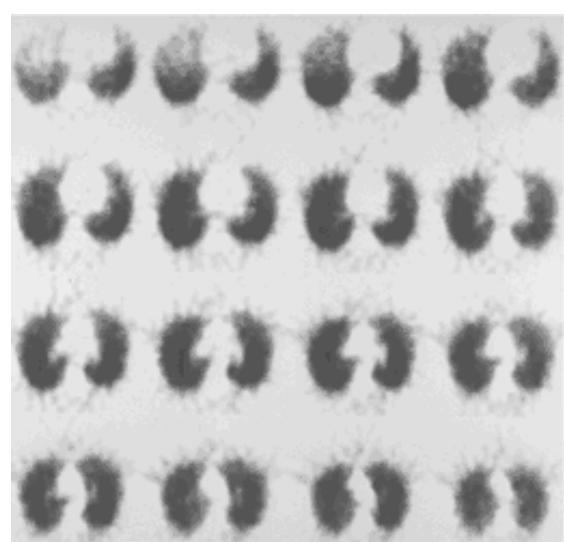
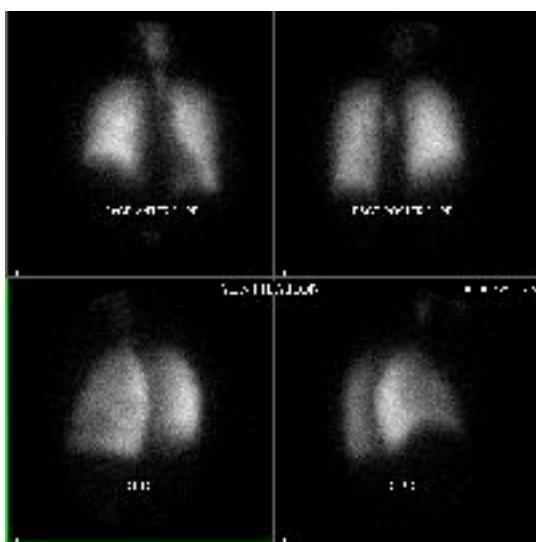


Médecine Nucléaire :

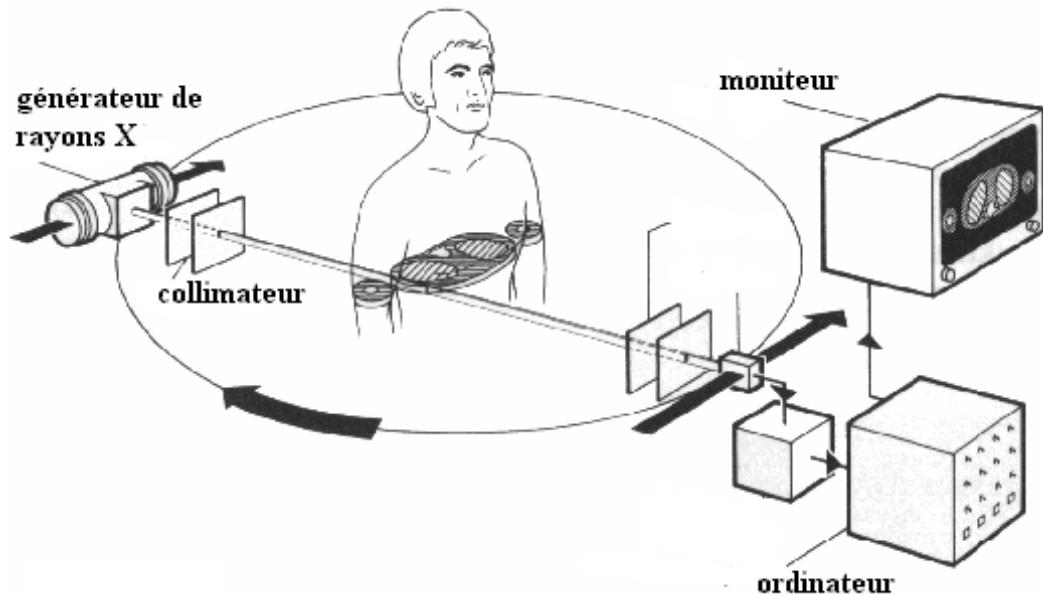
Imagerie planaire (2D) = scintigraphie monophonique

Imagerie tomographique (3D) =

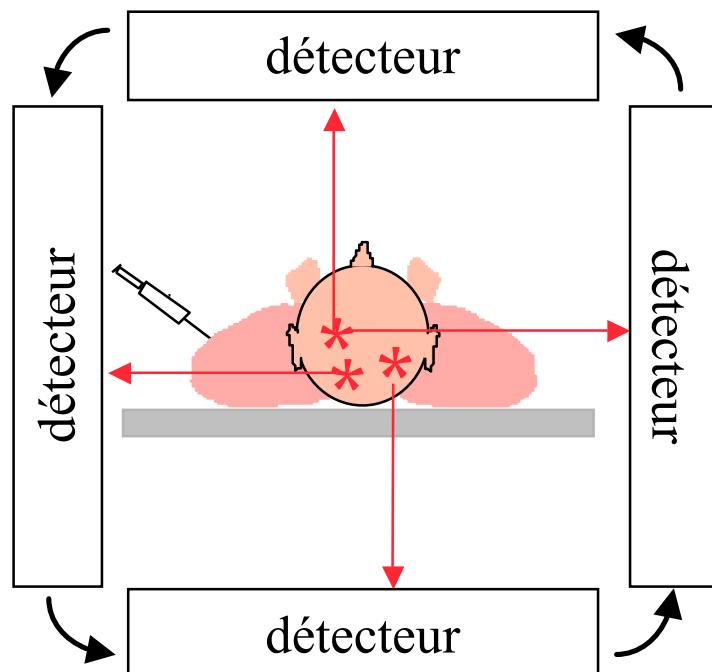
- Tomographie monophotonique (SPECT)
- Tomographie par Emission de positons (PET)



Principe de la tomographie (Hounsfield, Cormack 1963)



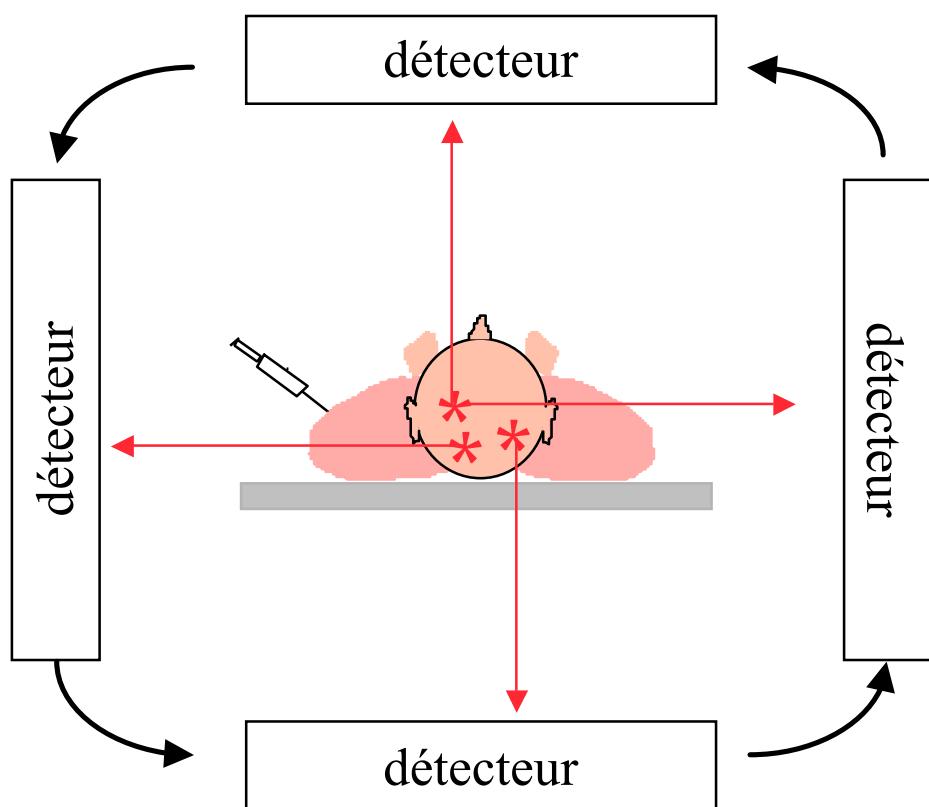
Scanner X : acquisition de **projections** 2D
sous différentes incidences angulaires



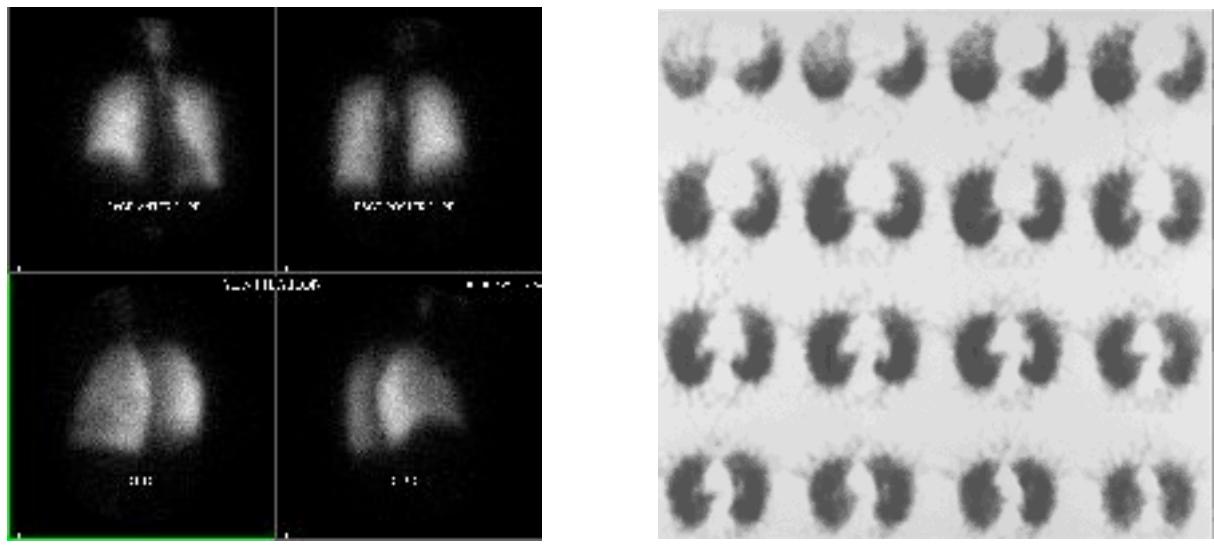
Médecine Nucléaire : acquisition de **projections** 2D
sous différentes incidences angulaires

Principe de la tomographie en médecine nucléaire

1972



rotation du détecteur => ensemble de projections 2D



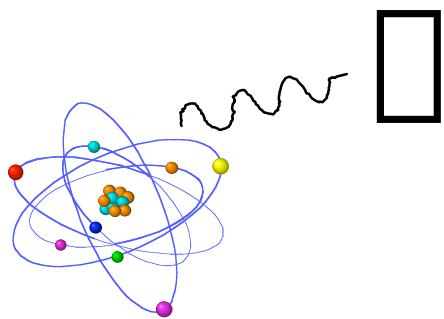
projections (2D)



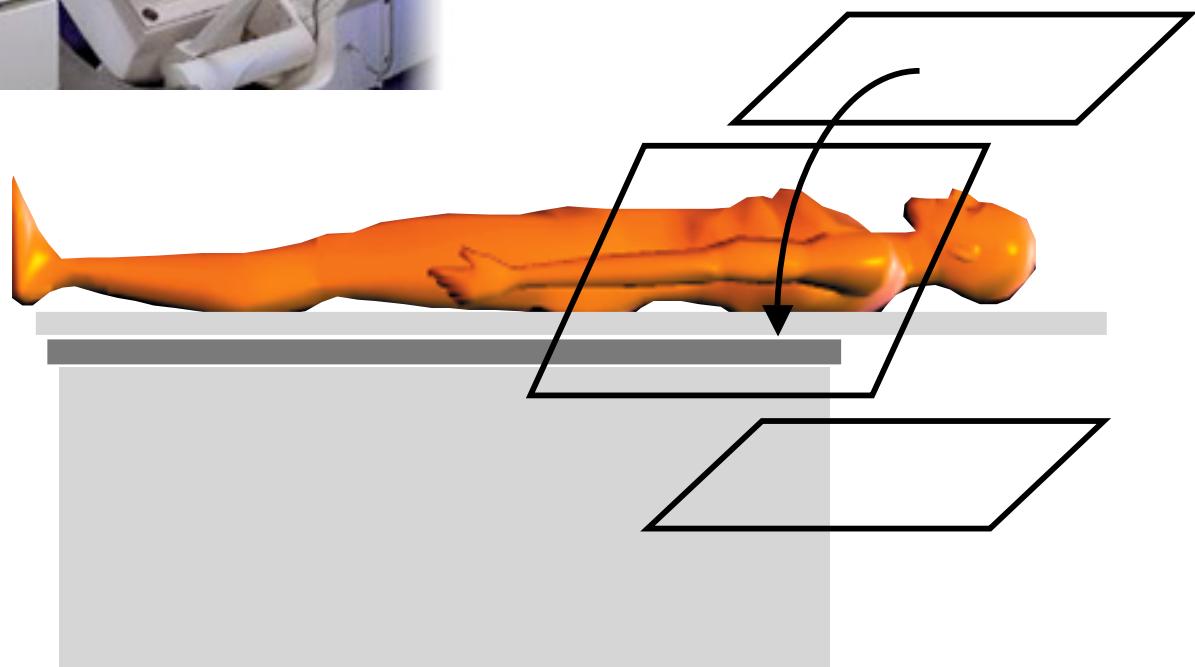
coupes (3D)

reconstruction tomographique

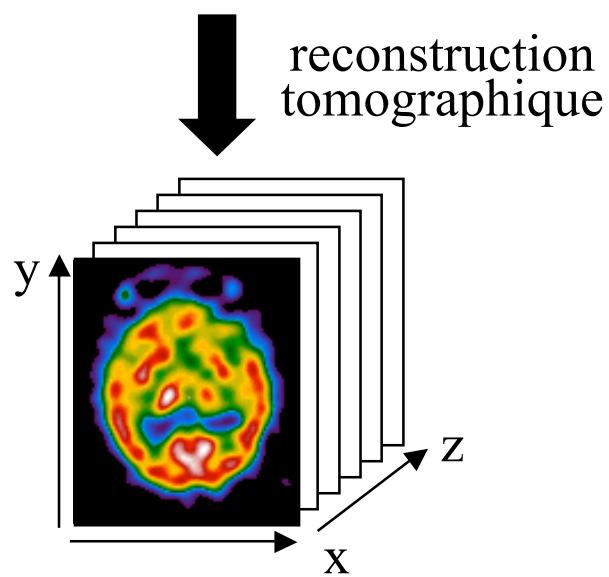
La tomographie d'émission monophotonique : SPECT



SPECT : principe

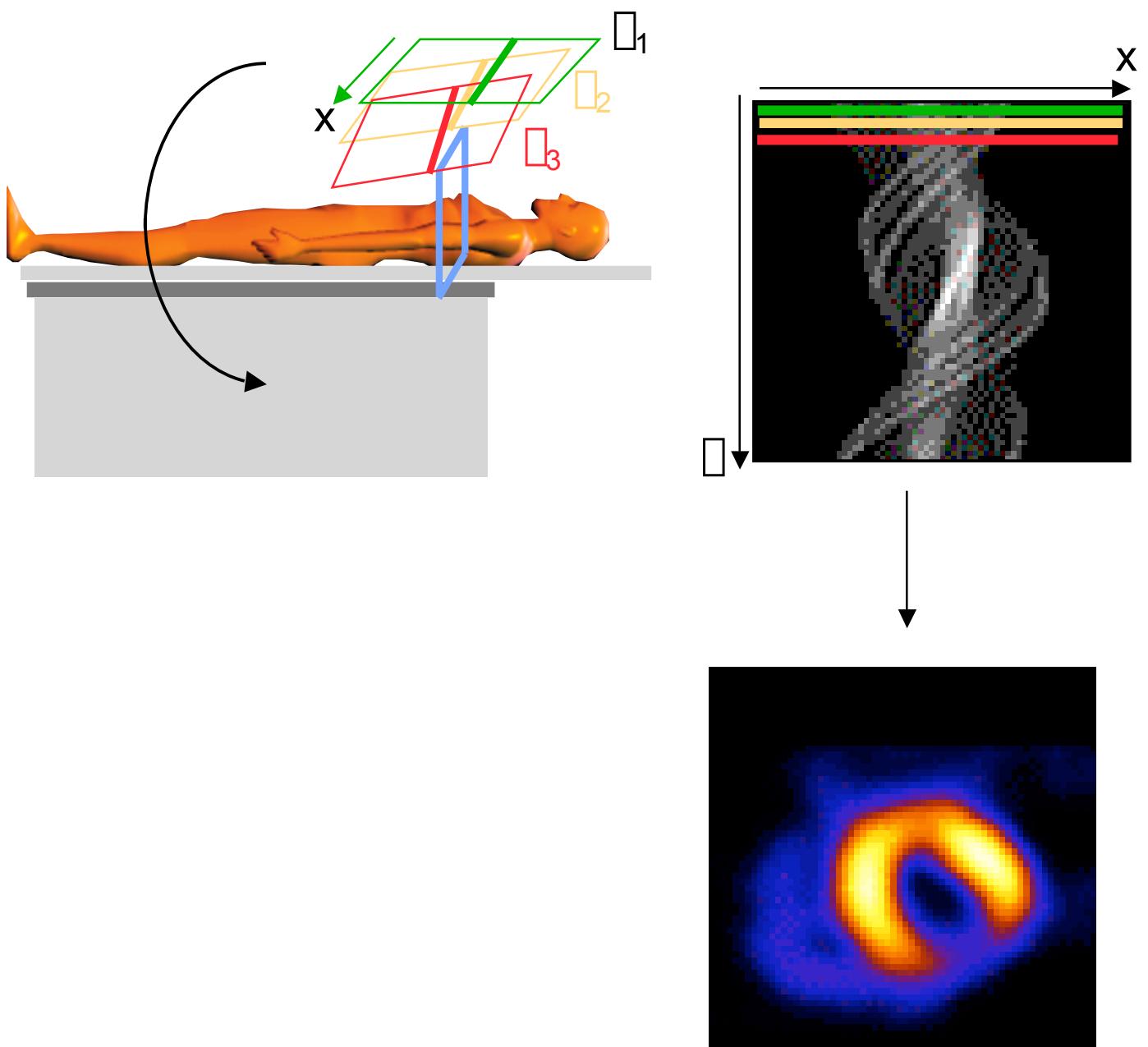


acquisition d'images sous différentes incidences angulaires

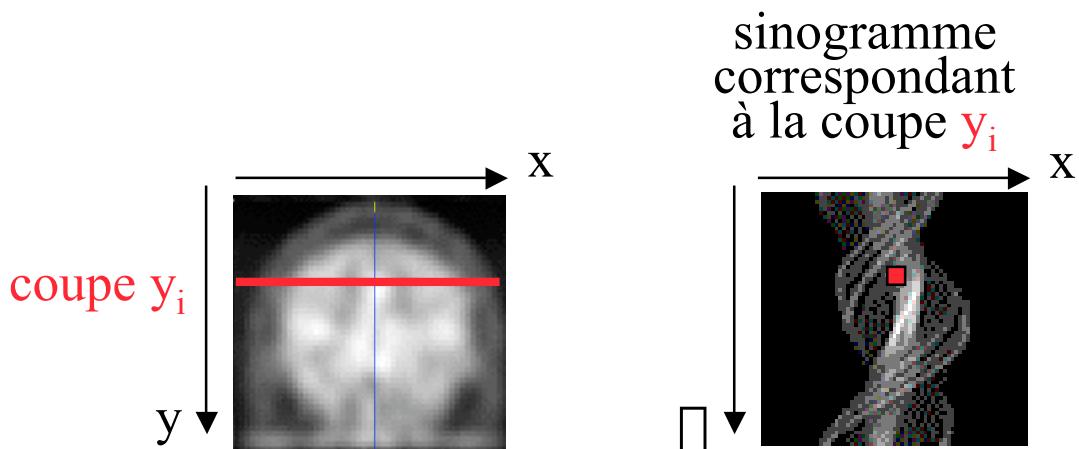
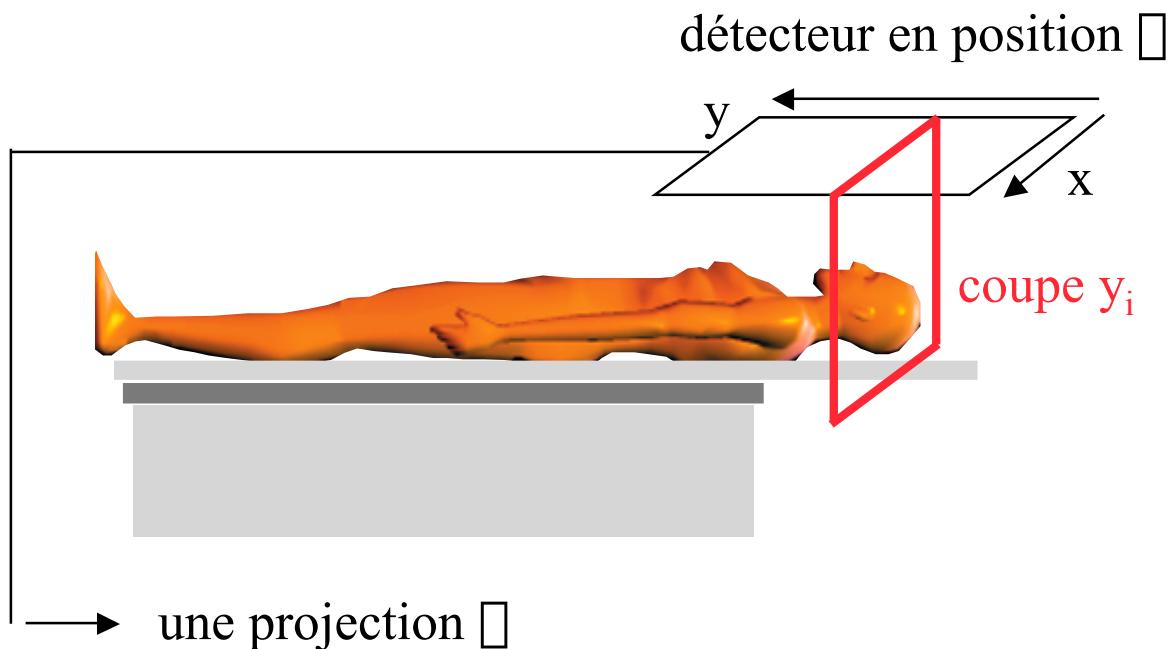


Notion de sinogramme en SPECT

- Ensemble des lignes de projection correspondant à une coupe



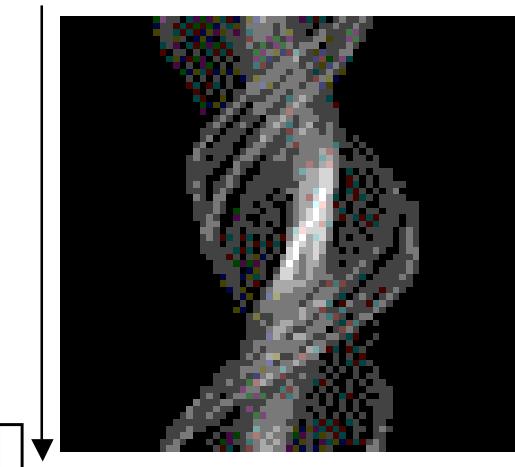
Notion de sinogramme en SPECT



1 acquisition : P projections X x Y
ou Y sinogrammes X x P

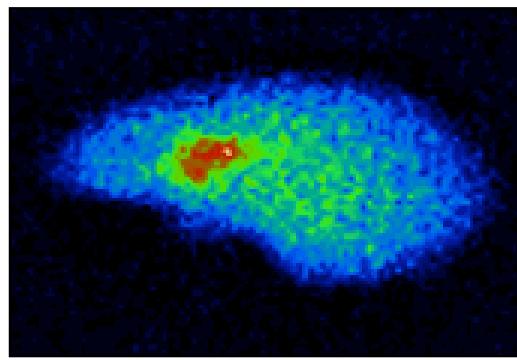
Sinogrammes et projections

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 θ

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

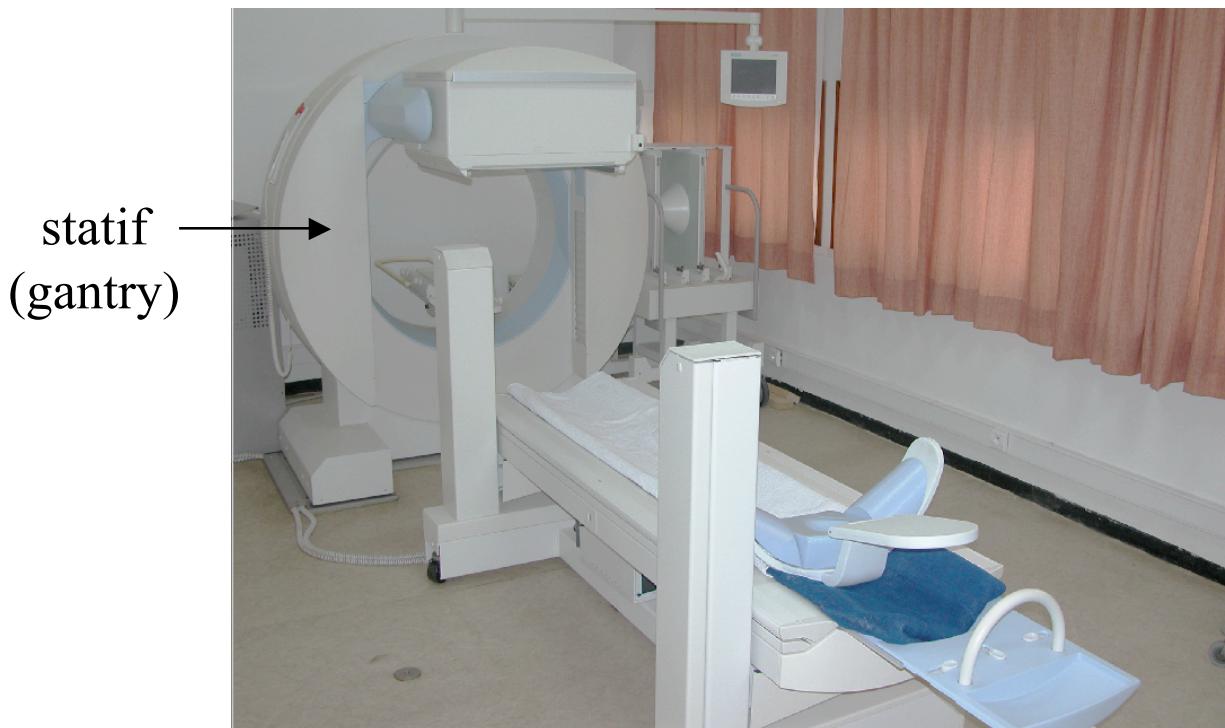
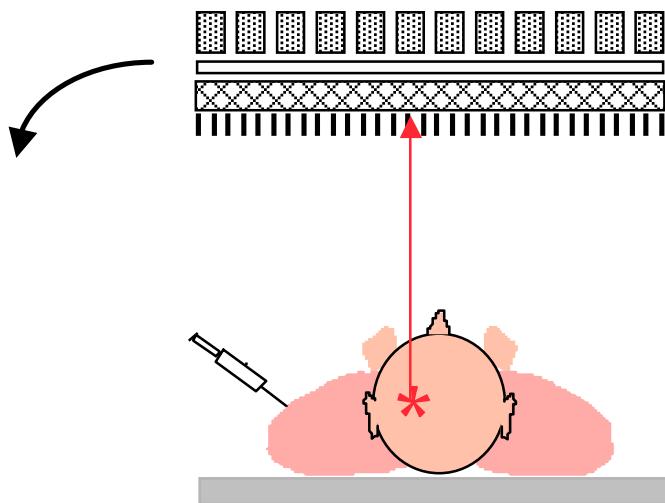
- Combien de sinogrammes peut-on former à partir de ces projections ?

128

- Quelles sont les dimensions d'un sinogramme ?

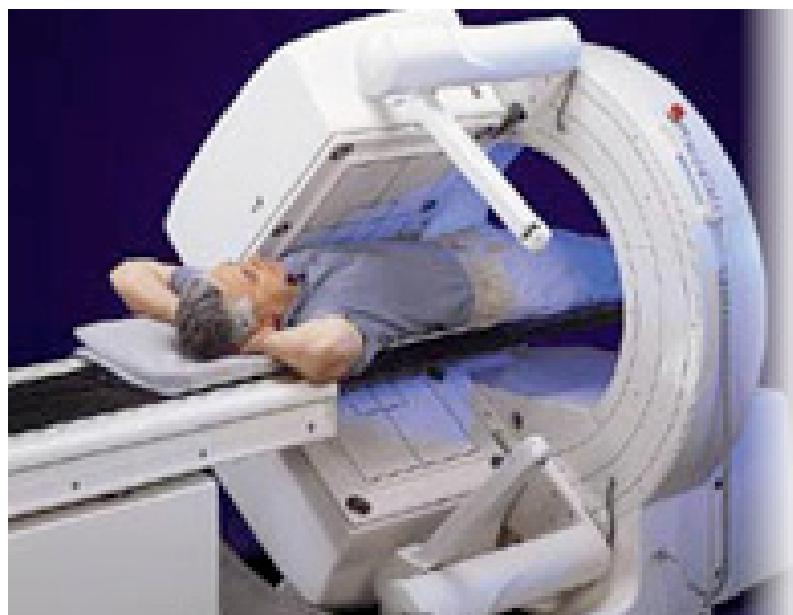
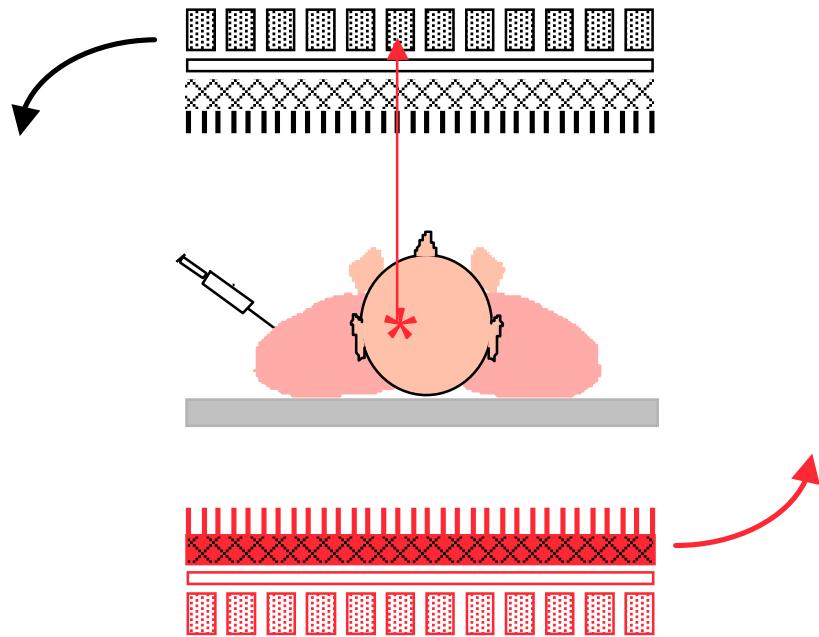
64 lignes et 256 colonnes

Détecteurs SPECT : simple tête



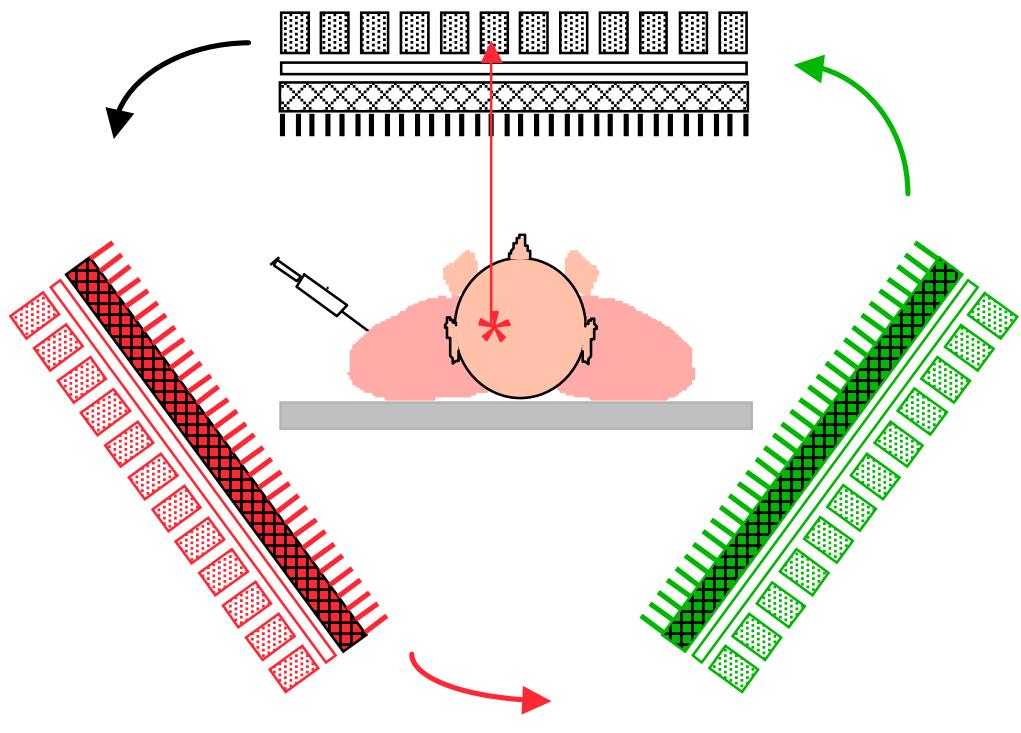
- 1 cristal par tête de détection
- typiquement, acquisition de 64 à 128 projections en mode pas à pas (“step and shoot”) ou continu

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

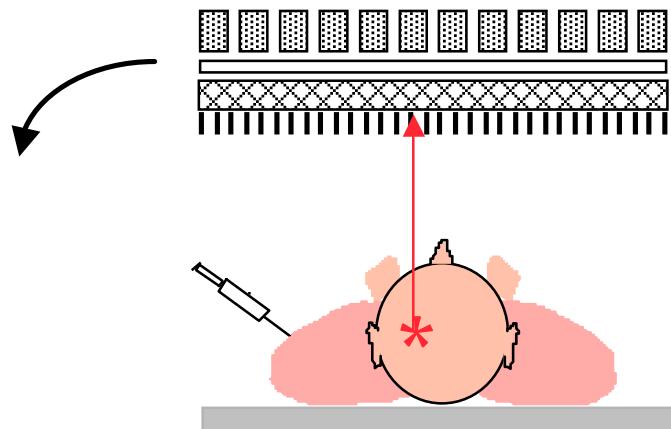


déplacement axial du lit

⇒ images tomographiques “corps entier”

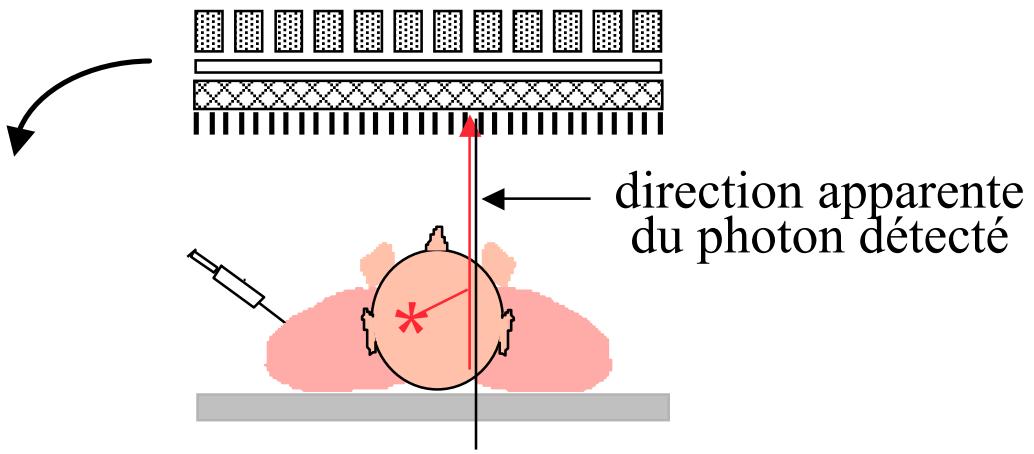


Evénements détectés en SPECT



photons primaires

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

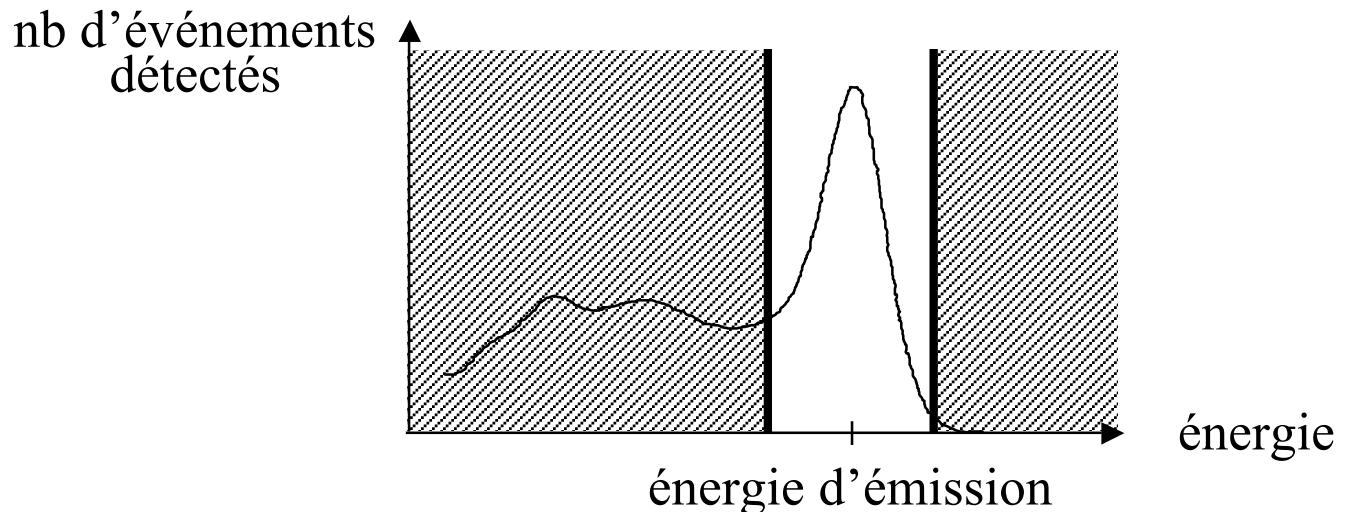


photons diffusés

- ⇒ 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

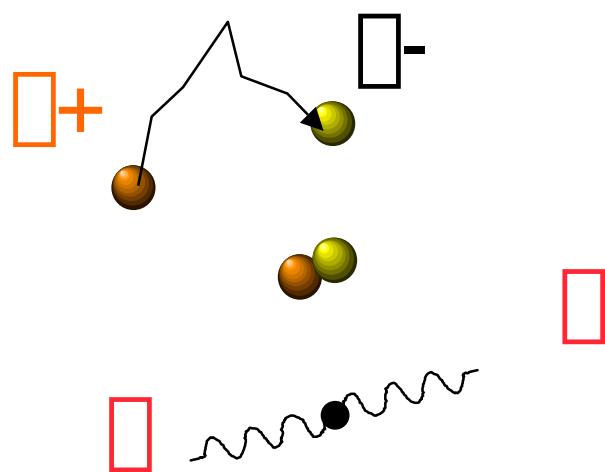
⇒ dépend du radioisotope

- Correction nécessaire

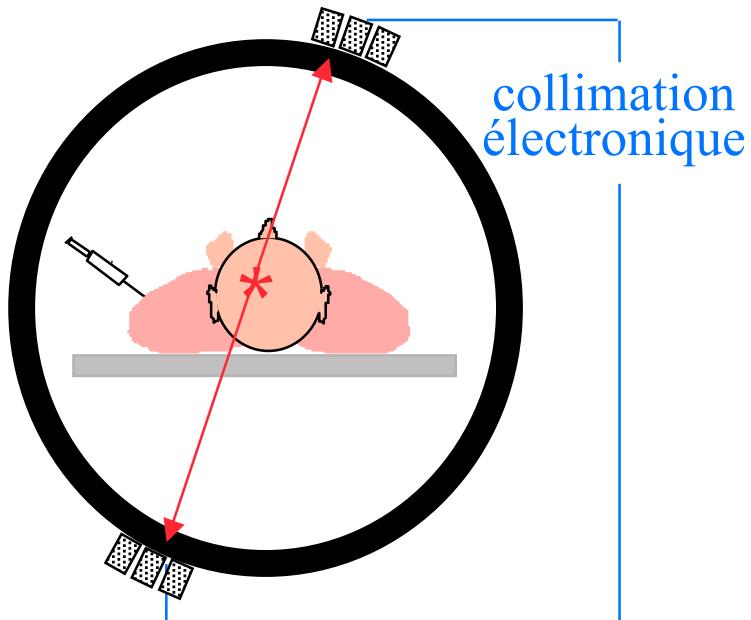
⇒ cf cours MN3



La tomographie d'émission de positons : PET



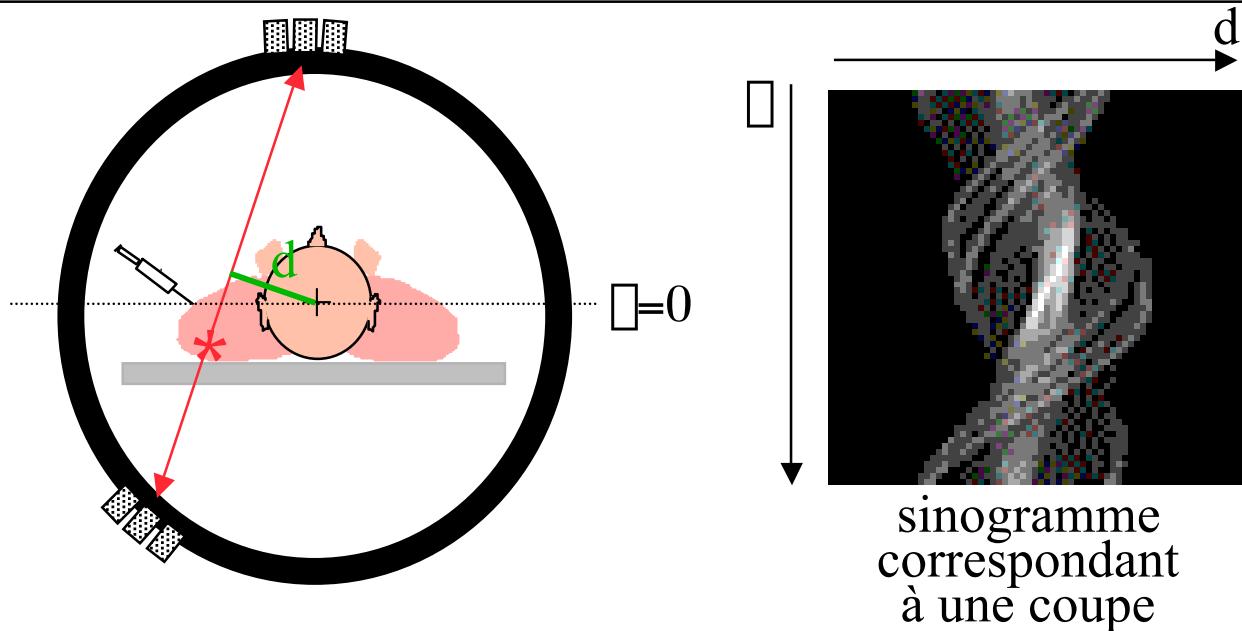
Notion de ligne de réponse (LOR)



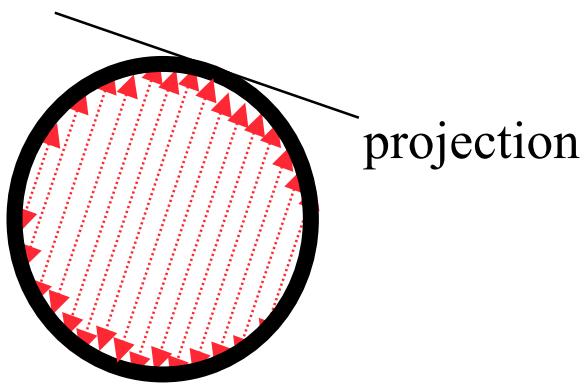
Ligne de réponse :
ligne joignant les 2 détecteurs ayant reçu
un signal en coïncidence

ligne de coïncidence

Notion de sinogramme en PET

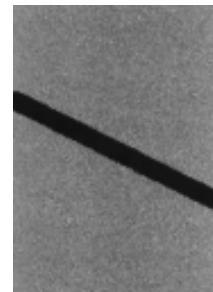


1 ligne du sinogramme : événements enregistrés sur un ensemble de LOR parallèles => 1 projection

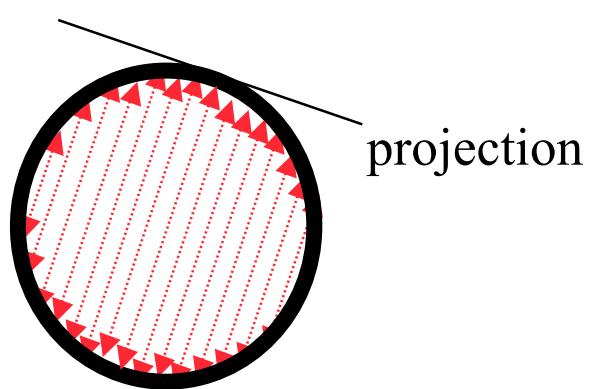
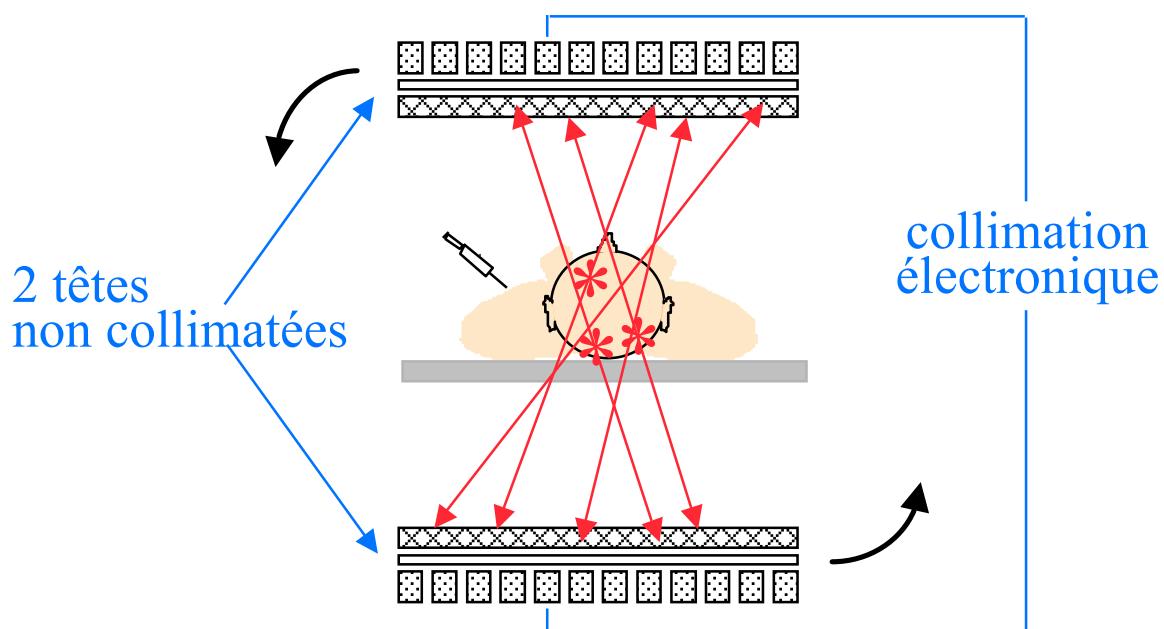


1 pixel (x, \square) du sinogramme y_i : nombre d'événements enregistrés sur la LOR repérée par la distance d et l'angle θ .

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

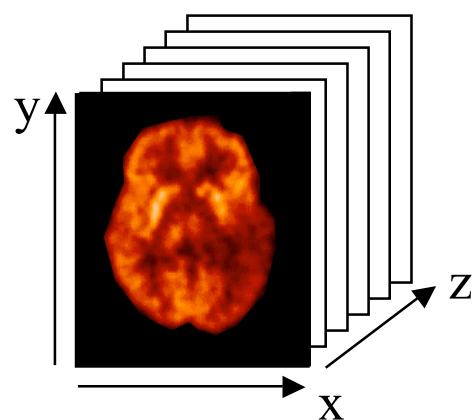


PET avec gamma caméra double tête : principe



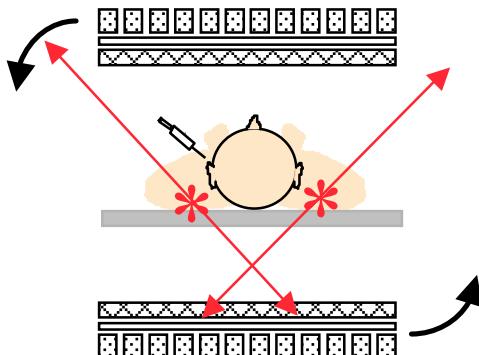
organisation des données en sinogrammes ou projections

↓ reconstruction tomographique

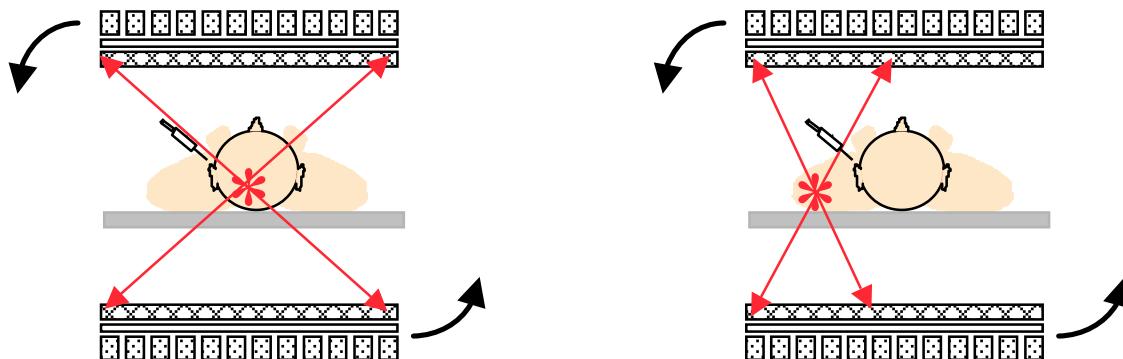


Caractéristiques du PET avec gamma caméra

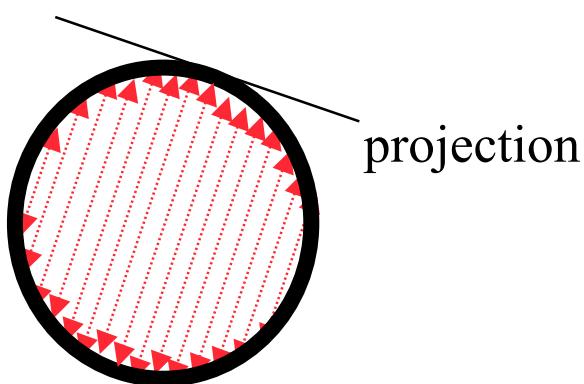
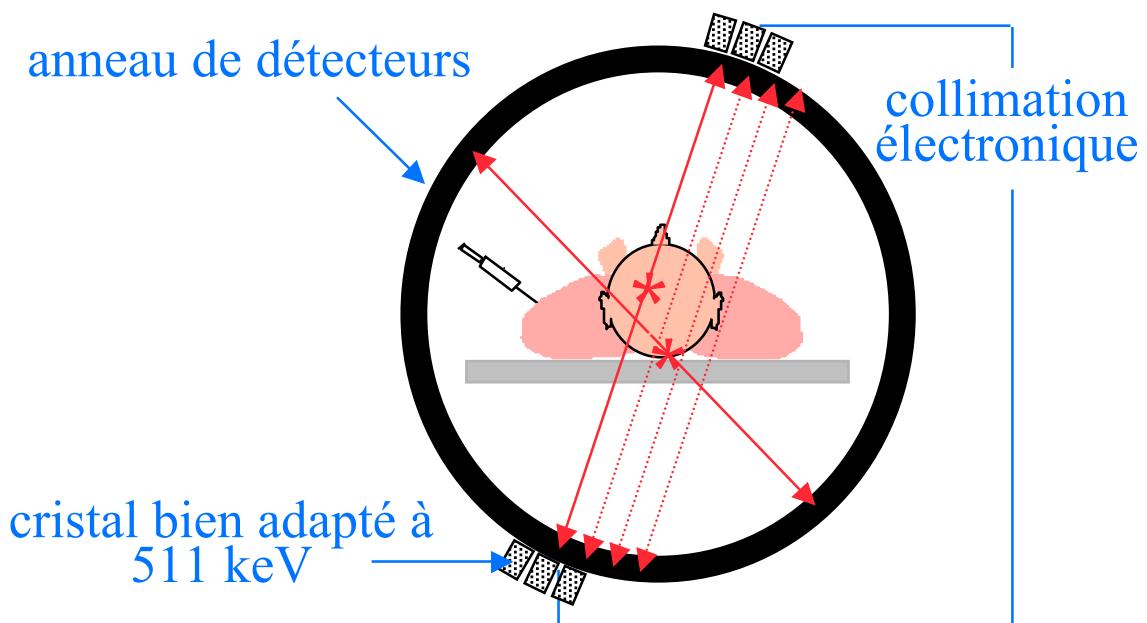
- Système versatile
 - ⇒ possibilité d'effectuer des examens PET et SPECT à partir du même instrument
- Compromis SPECT et PET
 - ⇒ optimisation difficile du système pour un fonctionnement optimal aux énergies SPECT (<200 keV) et PET (511 keV)
 - ⇒ si cristal épais, bonne efficacité en PET, mais dégradation de la résolution spatiale en SPECT
- Nombreuses coïncidences non détectées : “singles”
 - ⇒ faible sensibilité de détection (e.g., / 5)



- Sensibilité non stationnaire
 - ⇒ correction nécessaire

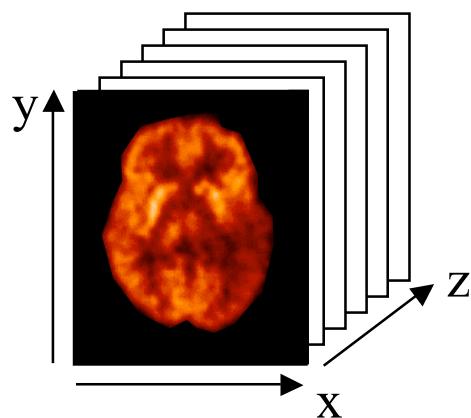


PET « dédié » : principe

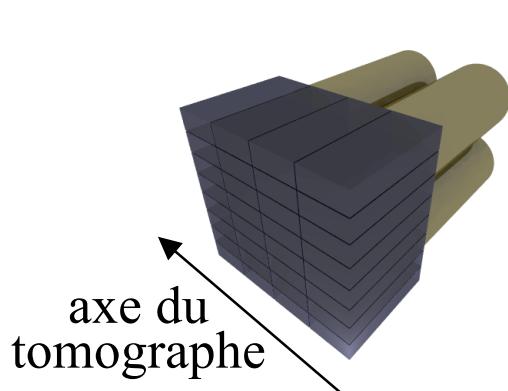


organisation des données en sinogrammes ou projections

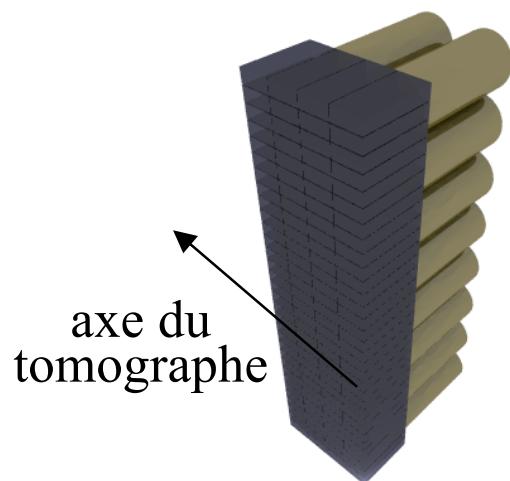
↓ reconstruction tomographique



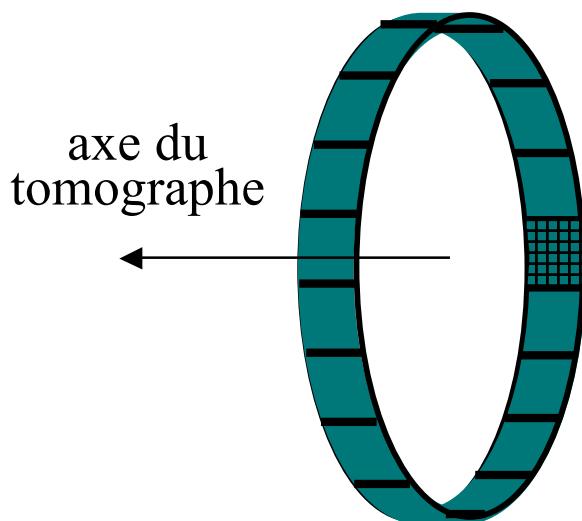
PET avec détecteurs en anneau



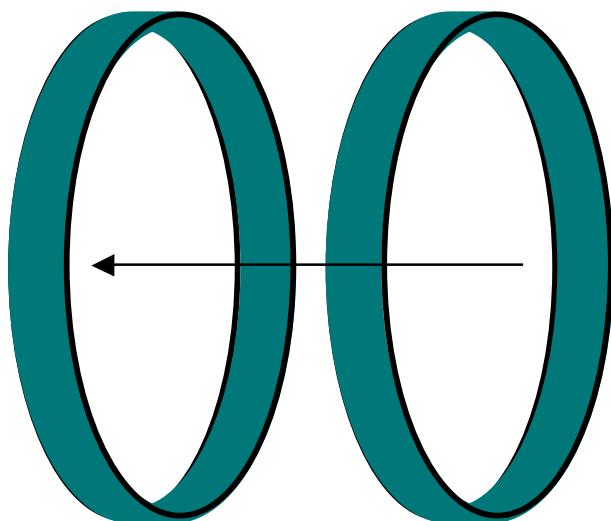
blocs de détecteurs
e.g.,
8x8 détecteurs



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

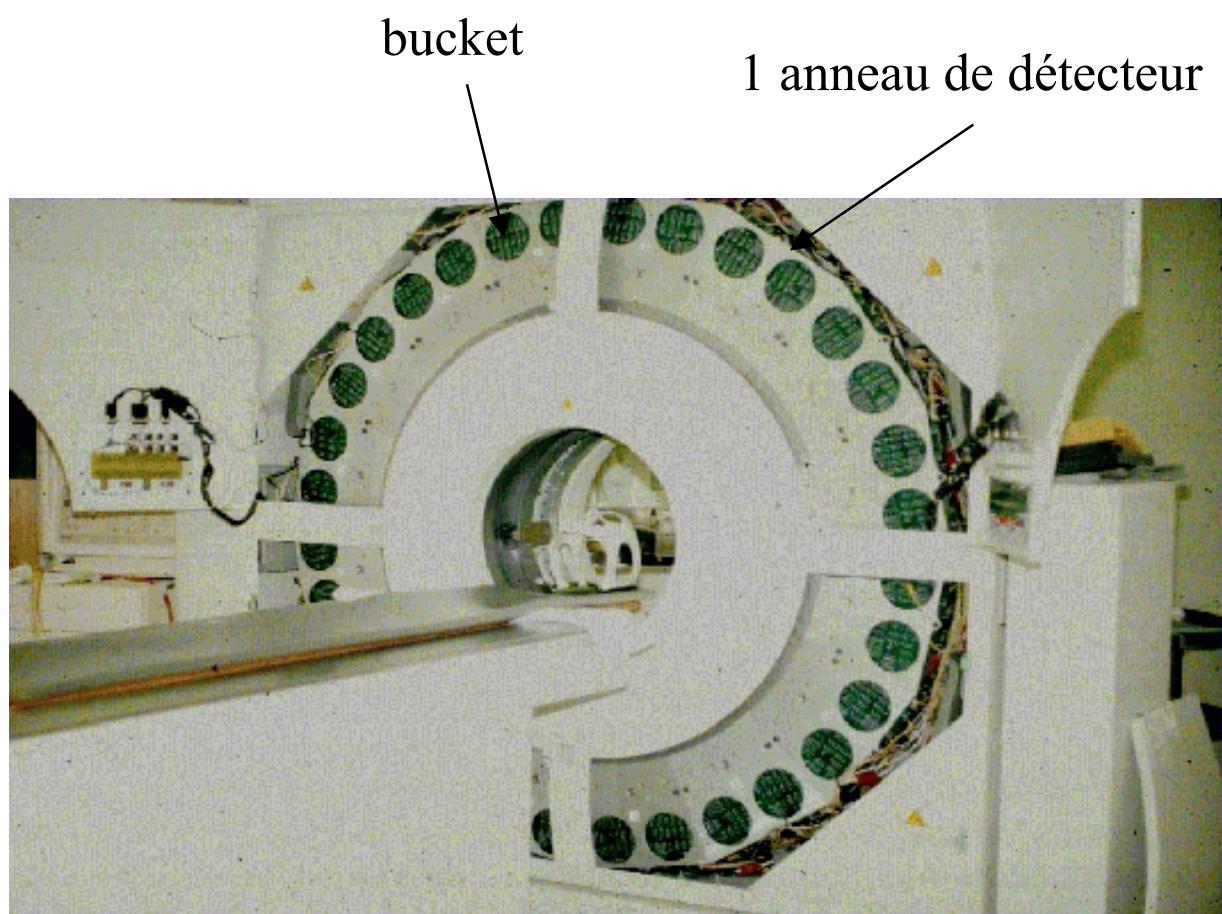


assemblage des buckets en couronnes
e.g.,
1 couronne = 16 buckets
= 4096 détecteurs



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

Exemple de PET avec détecteurs en anneau

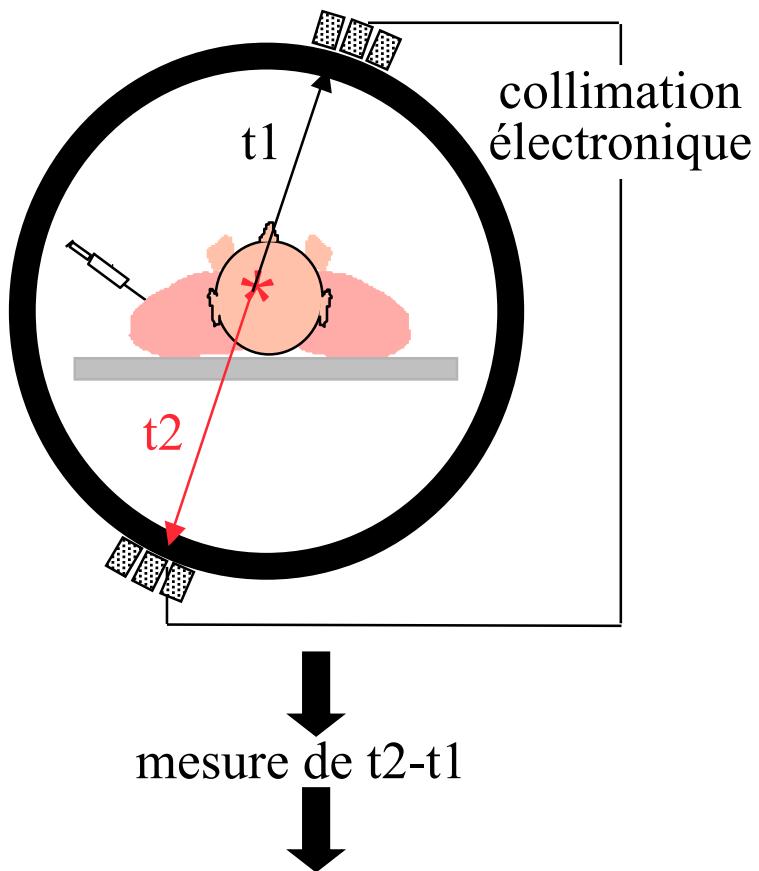


Caractéristiques du PET avec détecteurs en anneau

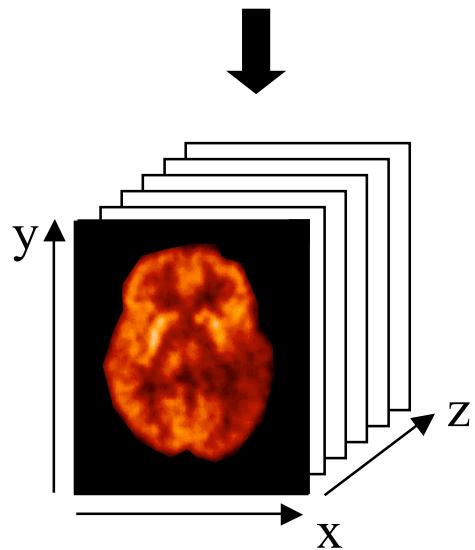
- Machines “dédiées”
⇒ configuration optimisée pour le PET
- Paramètres “typiques”
 - plus de 500 détecteurs par anneau
 - diamètre de l’anneau ~ 80 cm
 - ~ 30 couronnes de détecteurs
 - intervalle entre 2 couronnes ~ 5 mm
 - fenêtre de coïncidence $\Delta \sim 5 - 20$ ns



Principe du PET temps de vol



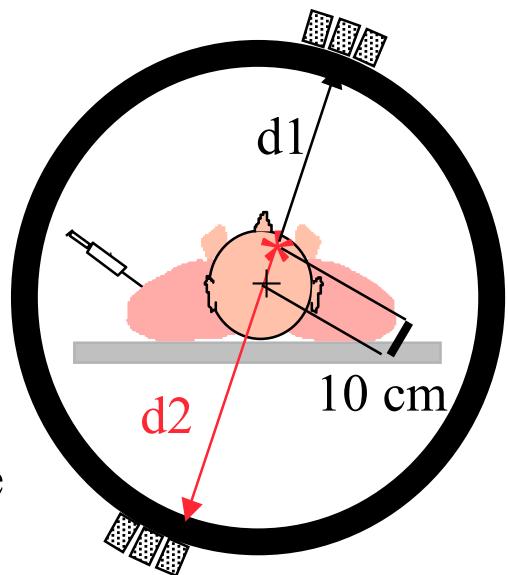
estimation directe de la position de l'annihilation sur la ligne de projection
(a priori, pas de reconstruction tomographique nécessaire)



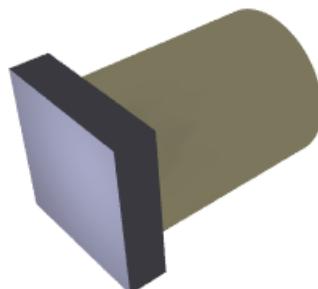
Contraintes liées au PET temps de vol

- Cristal à décroissance temporelle très rapide
 - ⇒ BaF₂ (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

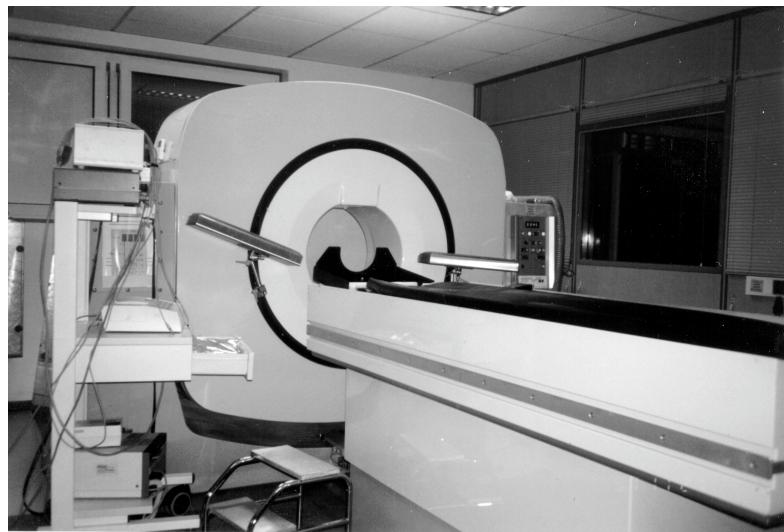


- 1 tube photomultiplicateur associé à chaque cristal



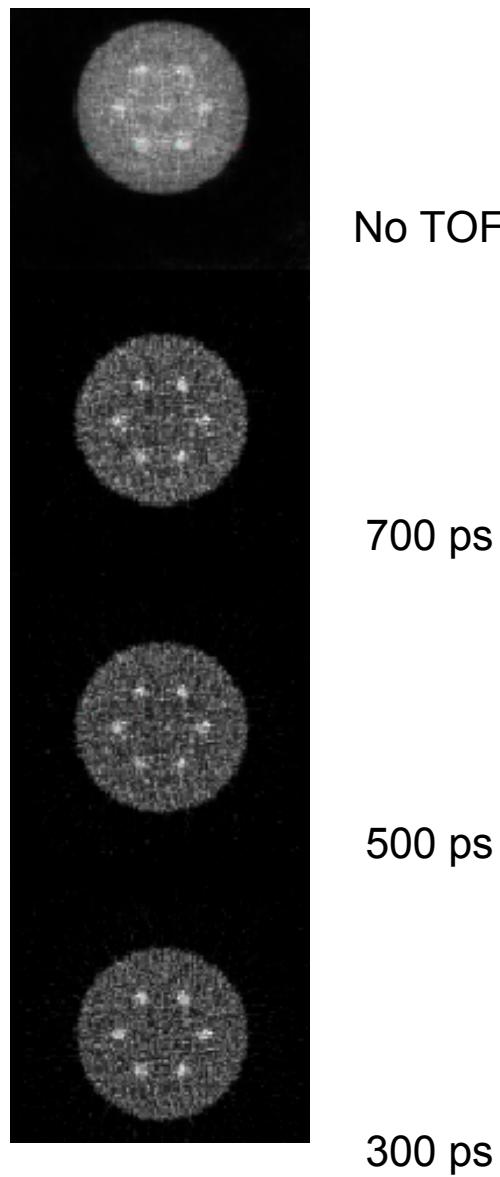
- 1 tube photomultiplicateur associé à chaque cristal
 - ⇒ simplification de l'électronique pour réduire le temps de traitement des événements
 - ⇒ réduction du temps mort
- Regain actuel d'intérêt pour ces machines

Exemple de PET temps de vol : TTV03 Orsay



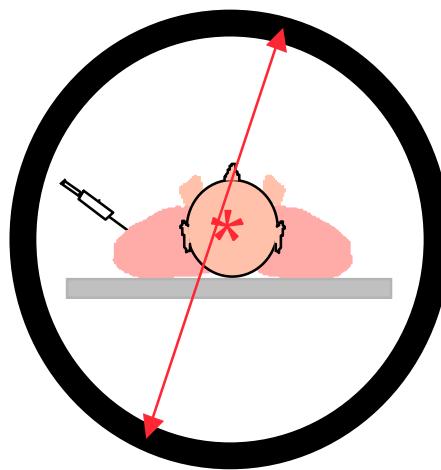
	PET temps de vol TTV03	PET classique Siemens EXACT HR
Diamètre des anneaux (cm)	89	82
Nombre d'anneaux	4 à 6	24
Nombre de détecteurs par anneau	324	784
Dimensions des cristaux (mm)	7 x 18 x 45	2,9 x 5,9 x 30
Cristaux	BaF2	BGO
Résolution spatiale (mm)	5	4
Résolution temporelle	650 ps	-

Intérêt du PET temps de vol



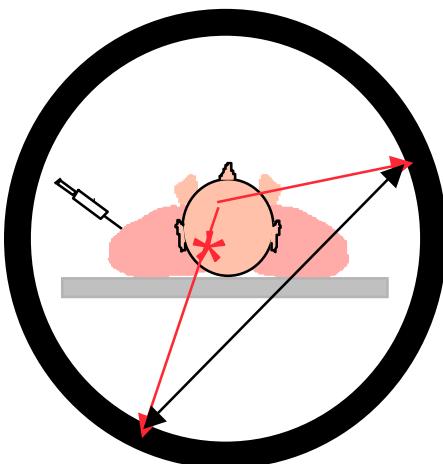
Groiselle et al, IEEE MIC Conf Rec 2004

Evénements détectés en PET



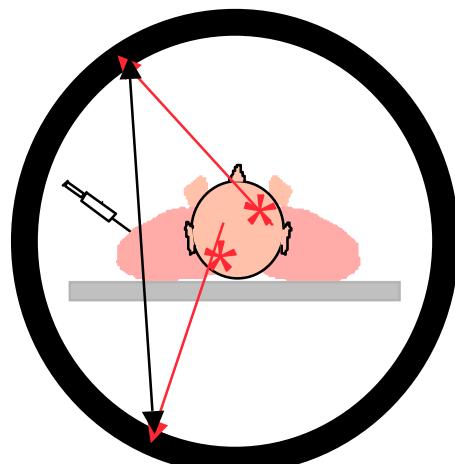
coïncidences vraies

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



coïncidences diffusées

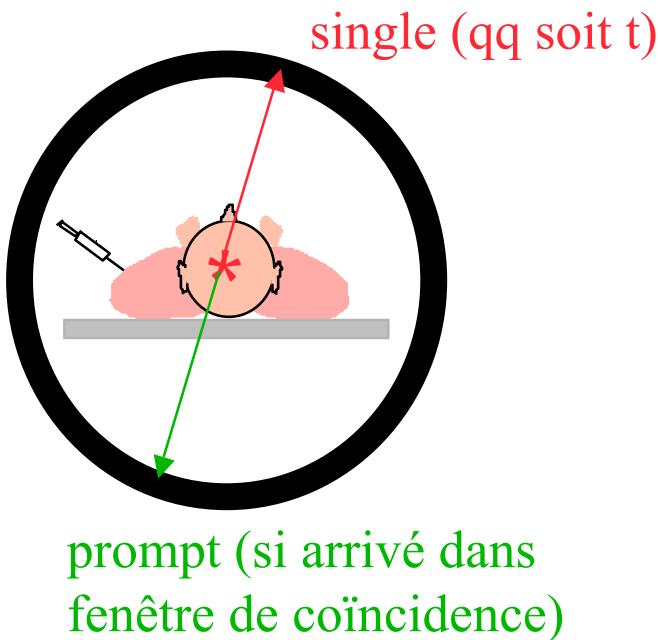
- ⇒ mauvaise localisation
- ⇒ diminution du contraste
- ⇒ biais quantitatif



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 : ≥ 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)

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

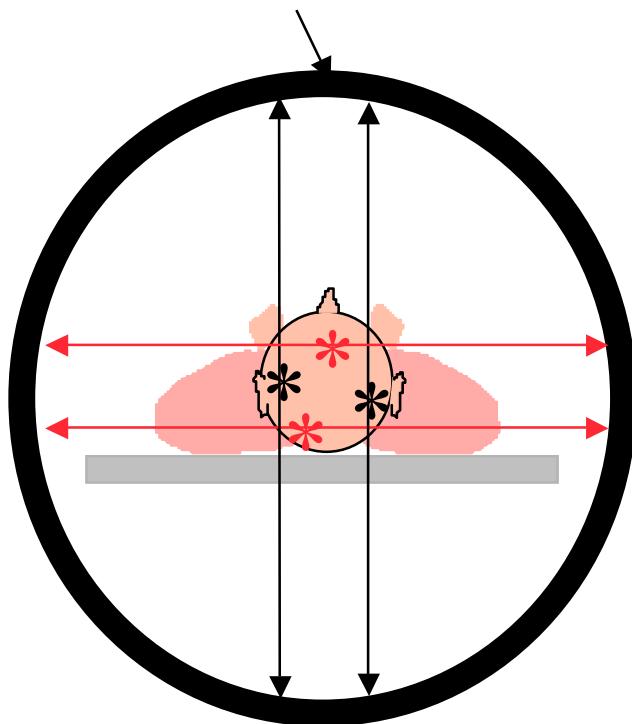
⇒ proportionnel au carré de l'activité A vue par le détecteur

- 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

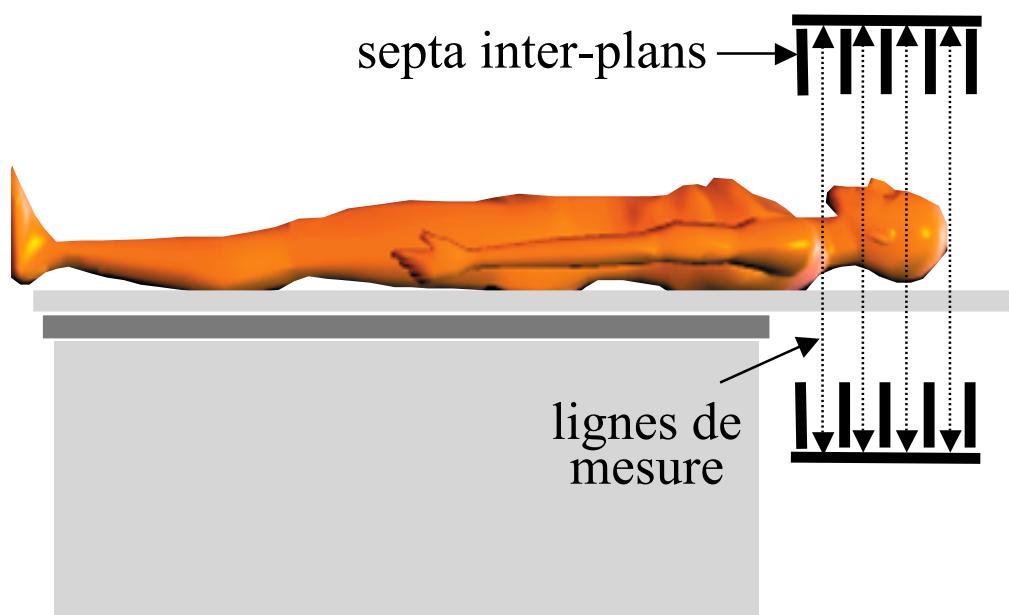
PET 2D : principe

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

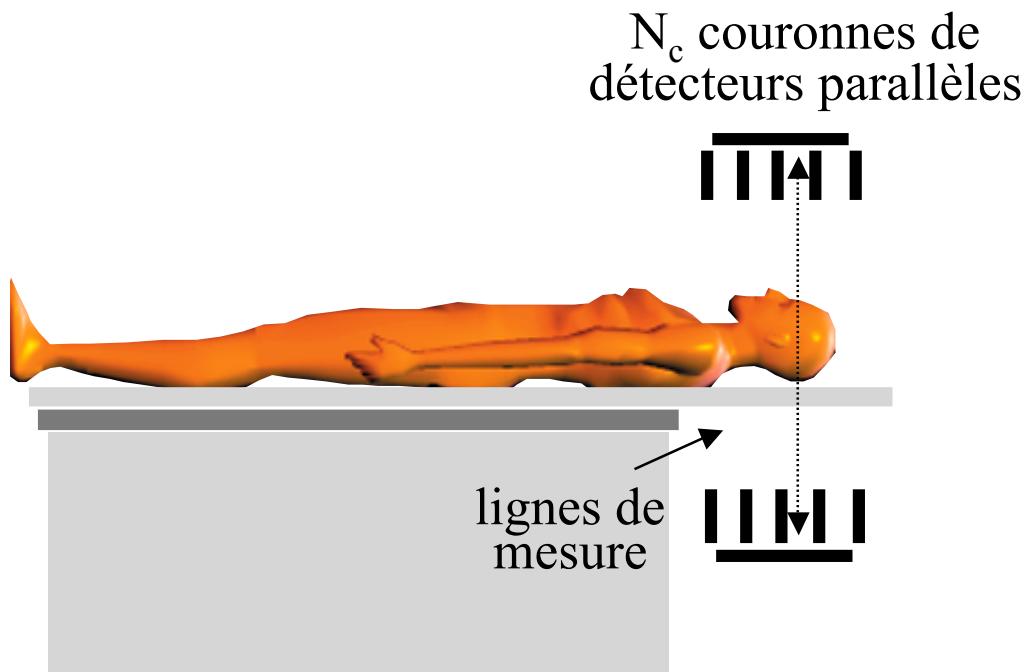
septa inter-plans



Vue axiale

Caractéristiques du PET 2D

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



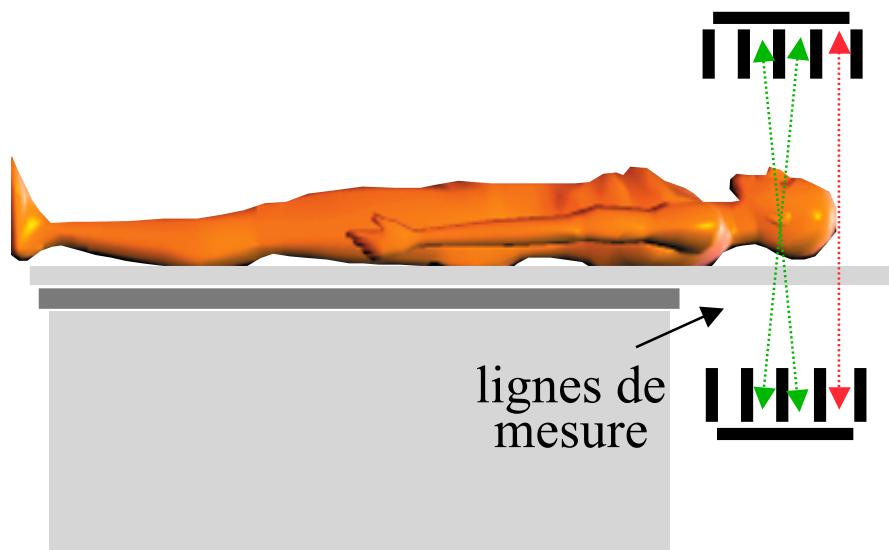
Inconvénients :

- 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

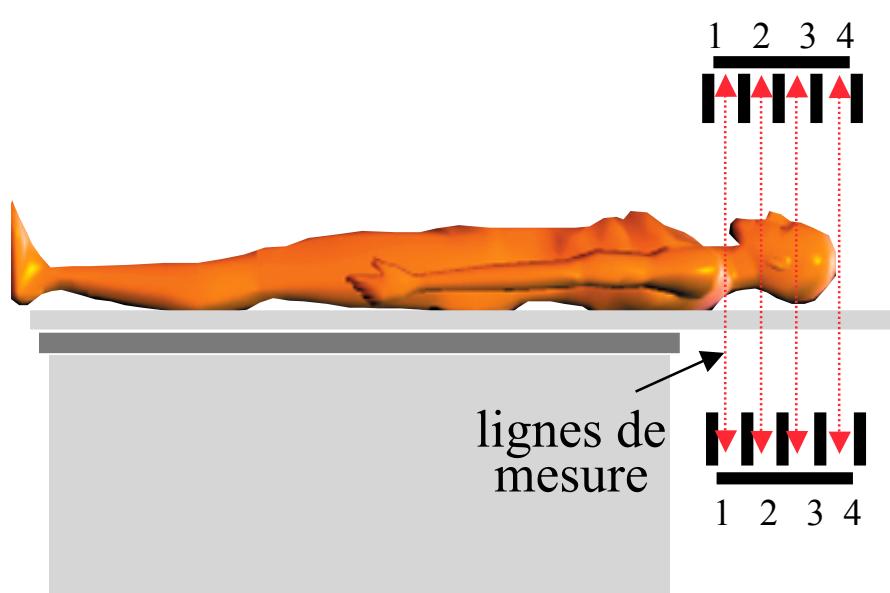
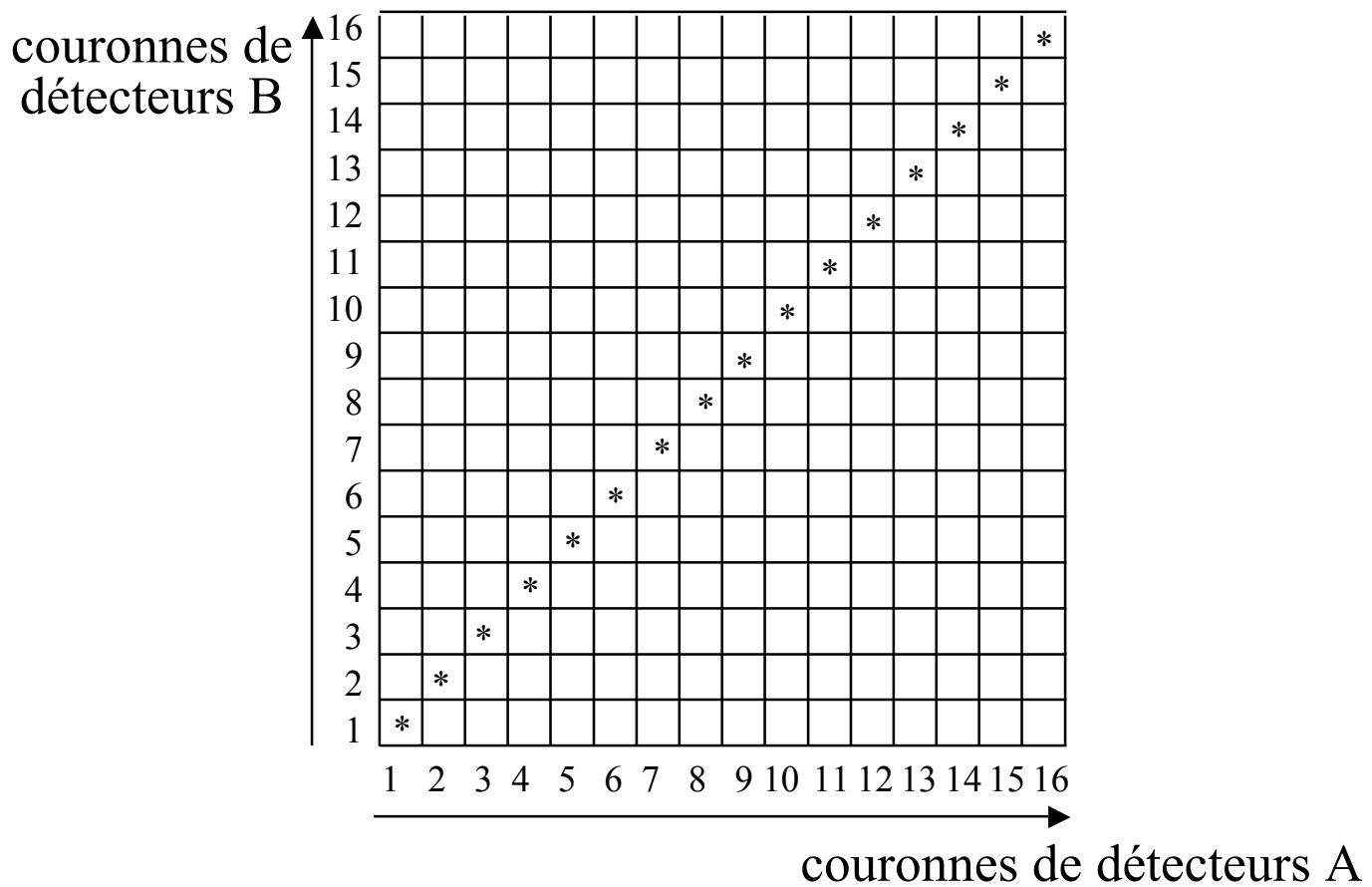
N_c couronnes de détecteurs parallèles



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

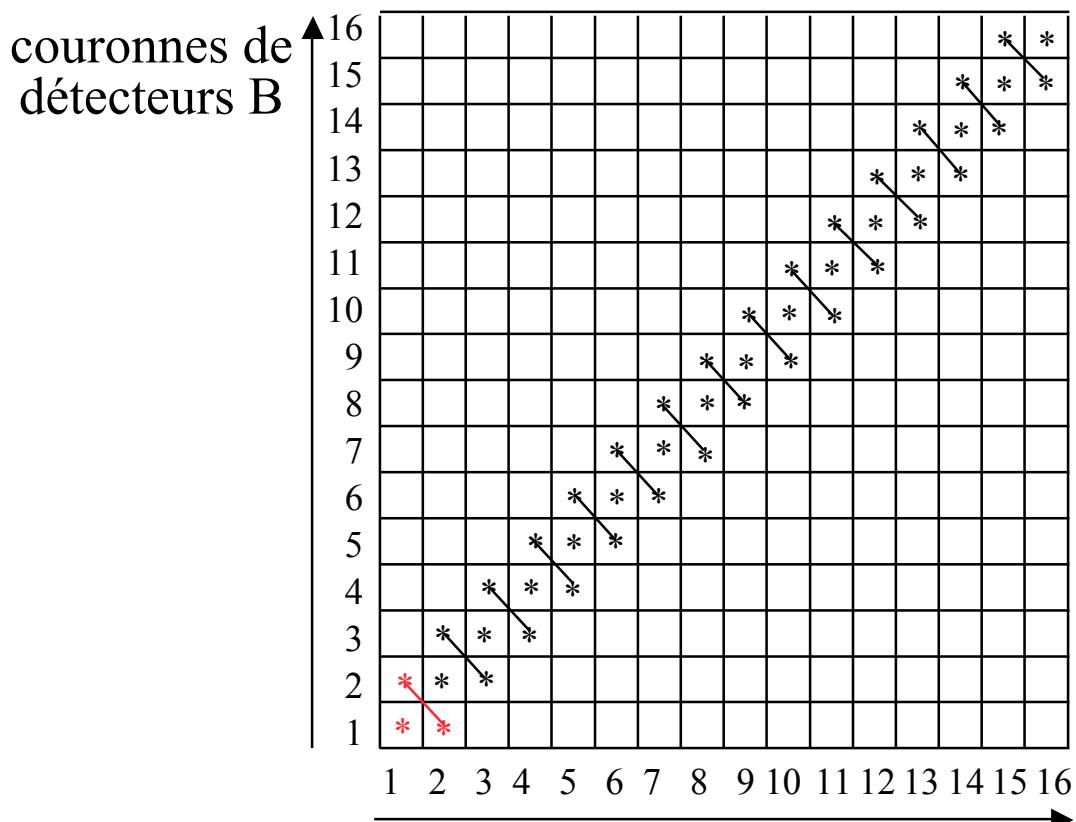
Notion de michelogramme

- Tableau décrivant la combinaison des données axiales



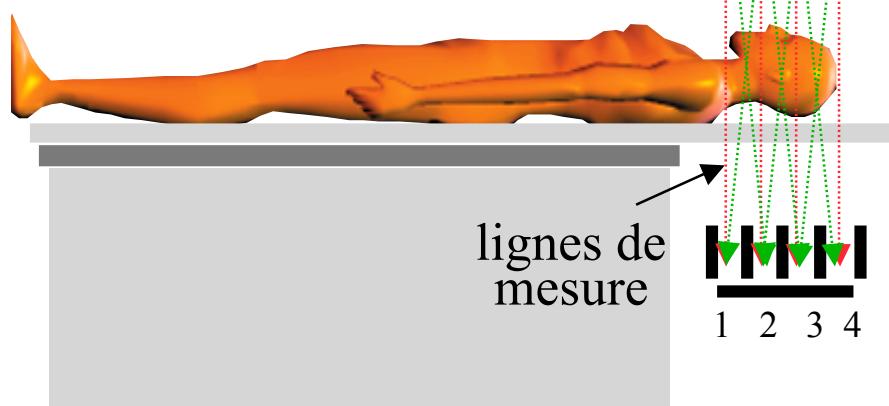
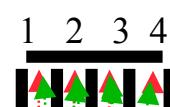
Notions de michelogramme et span

- Tableau décrivant la combinaison des données axiales



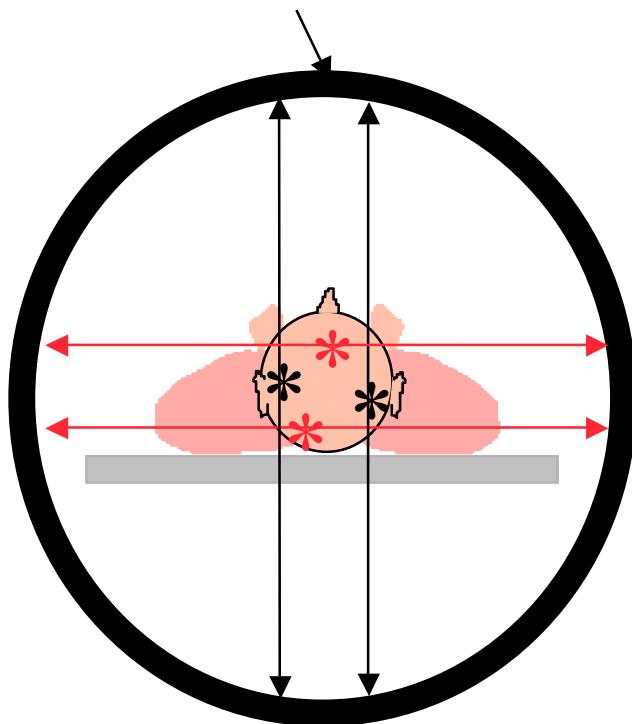
span = nb de LOR contribuant aux plans droits + nb de LOR contribuant aux plans croisés
ici 3

couronnes de détecteurs A



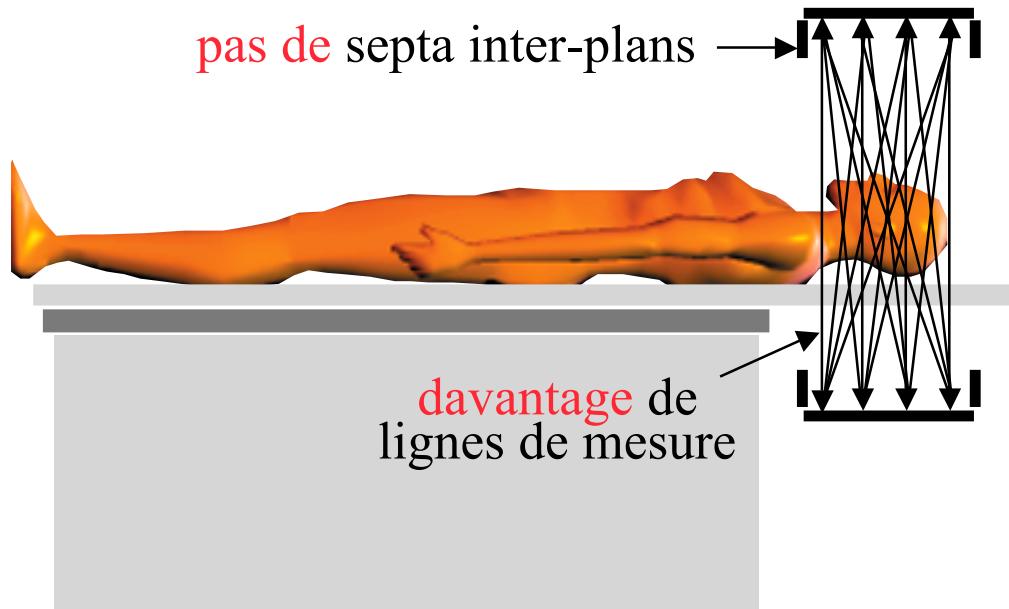
PET 3D

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

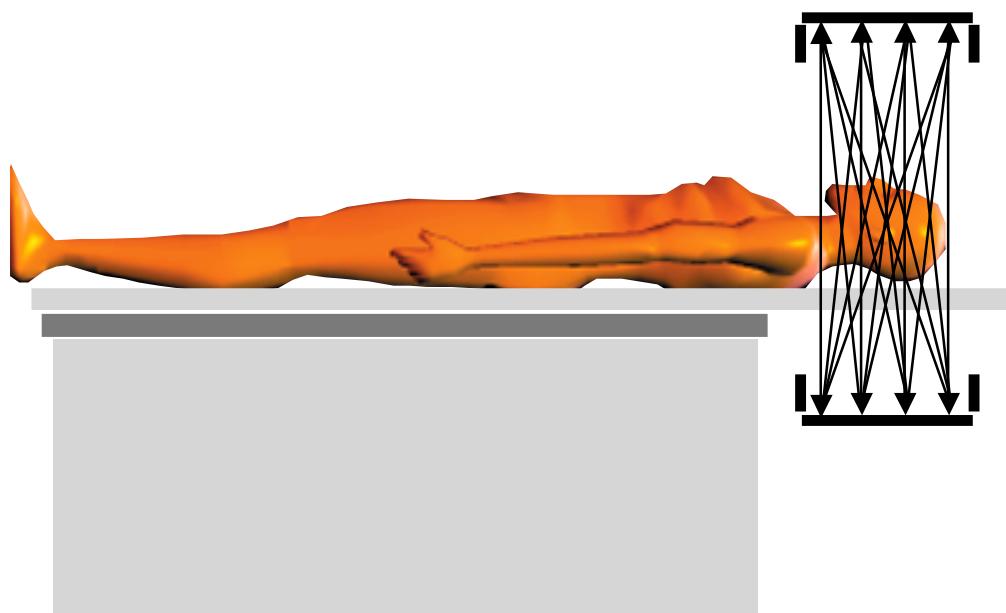
pas de septa inter-plans



Vue axiale

PET 3D : contrôle des LOR acceptées

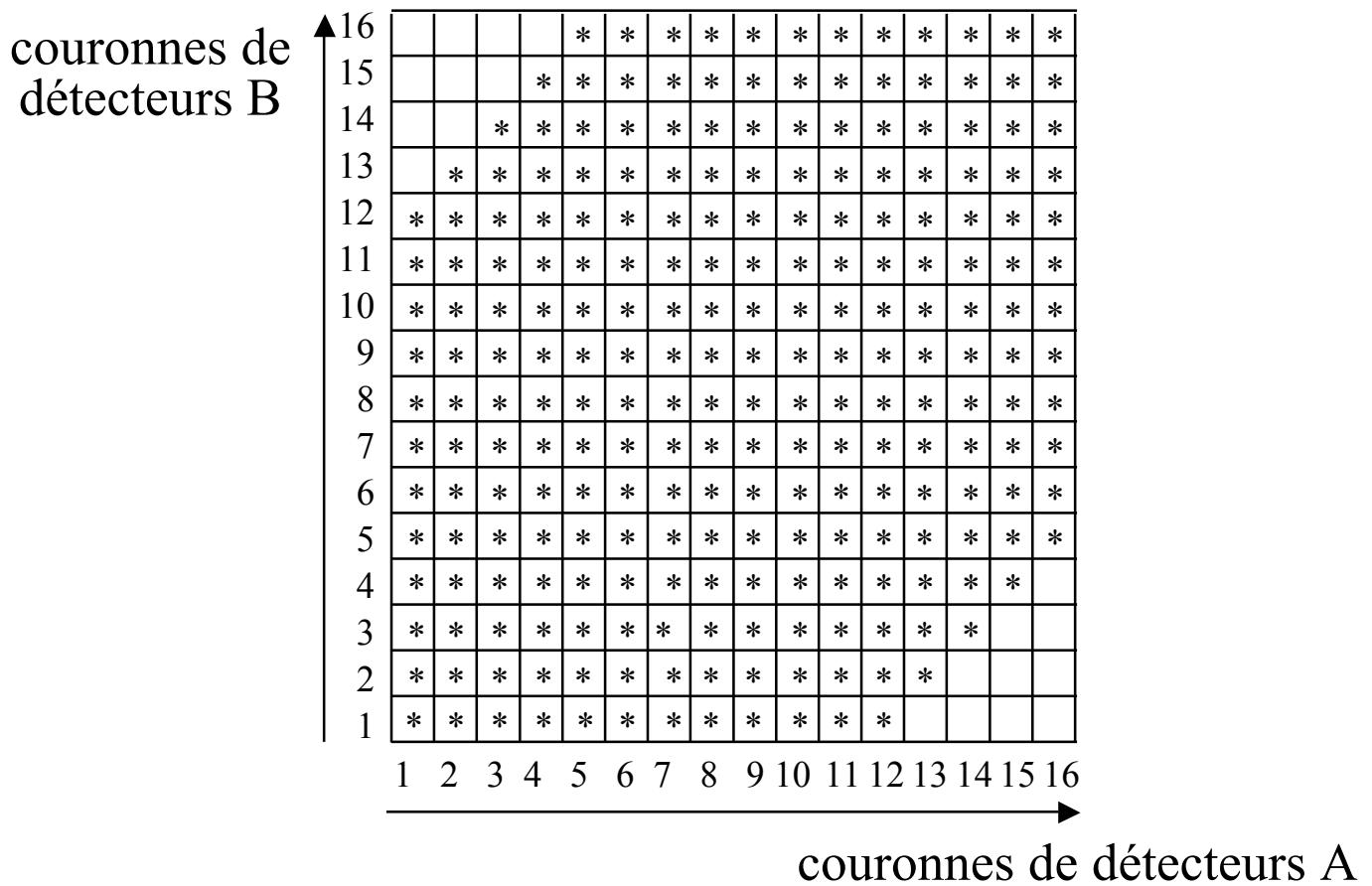
Distance maximale des couronnes (DMC)
entre lesquelles les LOR sont acceptées



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

Sensibilité de détection variable axialement

PET 3D : exemple de michelogramme



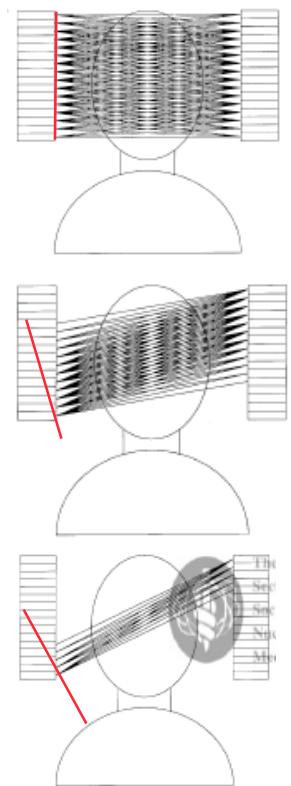
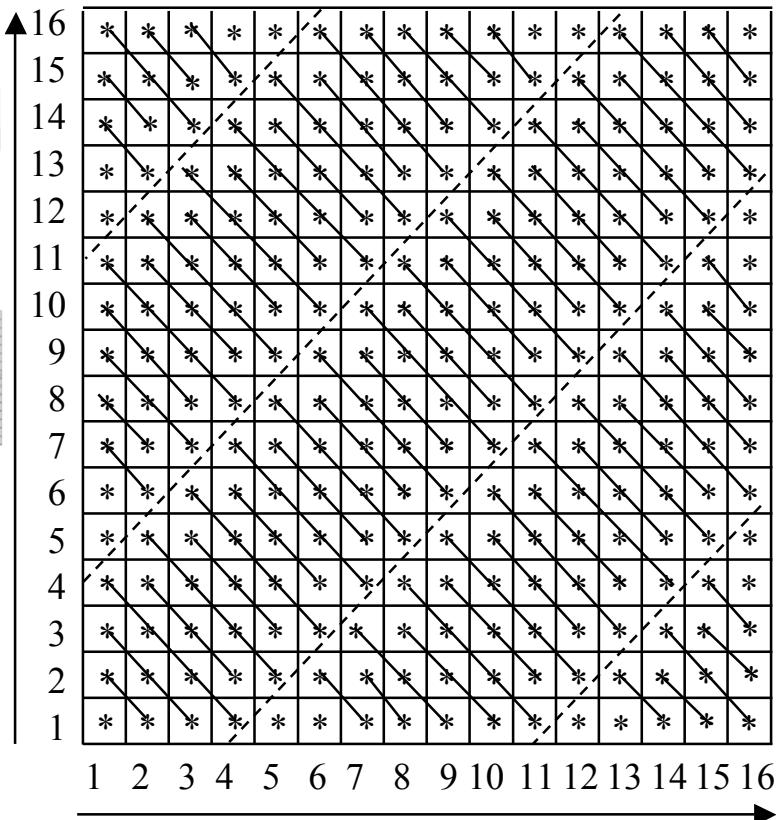
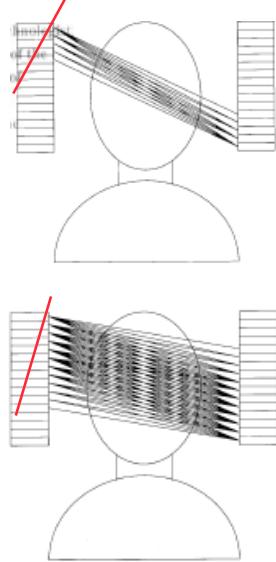
$$N_c = 16$$

$$DMC = 11$$

PET 3D : DMC et span

Description complète d'une acquisition PET 3D

couronnes de détecteurs B



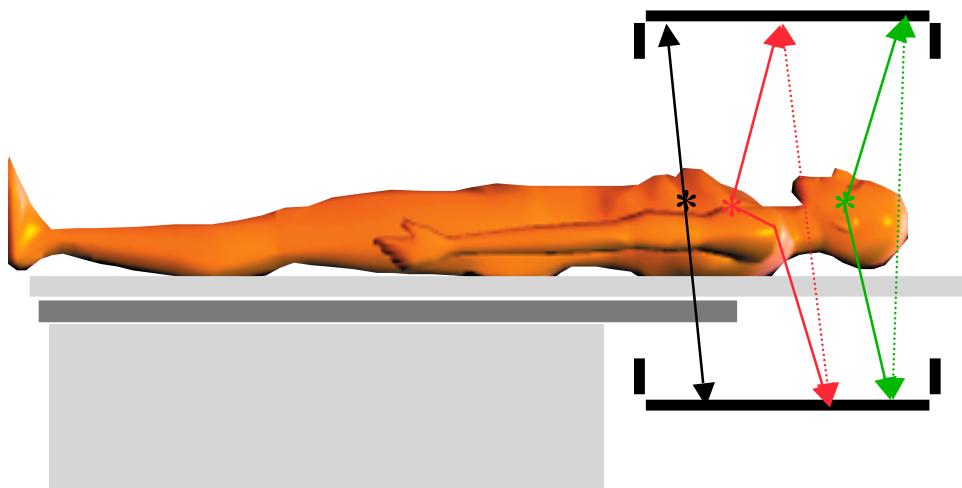
couronnes de détecteurs A

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

5 segments = 5 directions de projection axiale

Caractéristiques du PET 3D

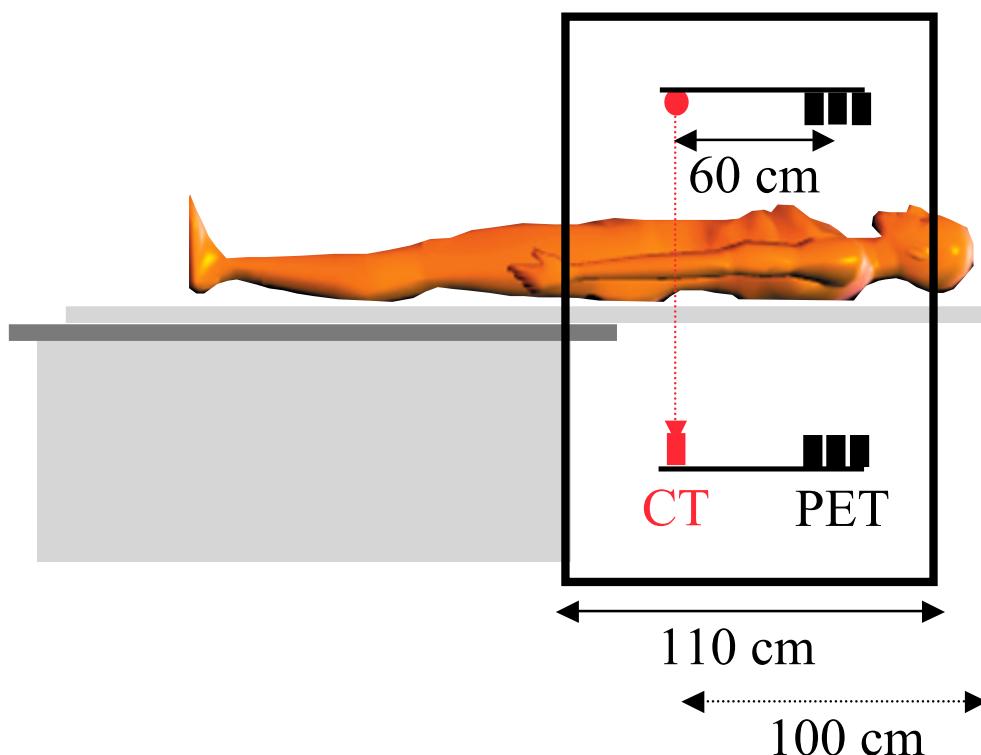
- Imagerie réellement tridimensionnelle
 - ⇒ reconstruction intégrant les lignes de coïncidence inter-coupe
- Augmentation de la sensibilité : plus d'événements sont comptabilisés
 - grâce au retrait des septas
 - grâce à l'augmentation du nombre de lignes de mesures
 - ⇒ e.g., multiplication de sensibilité par ~ 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

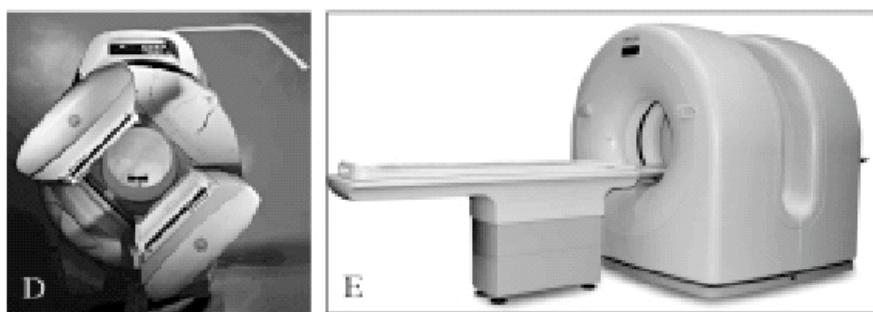
- Combinaison d'un tomographe PET et d'un tomodensitomètre



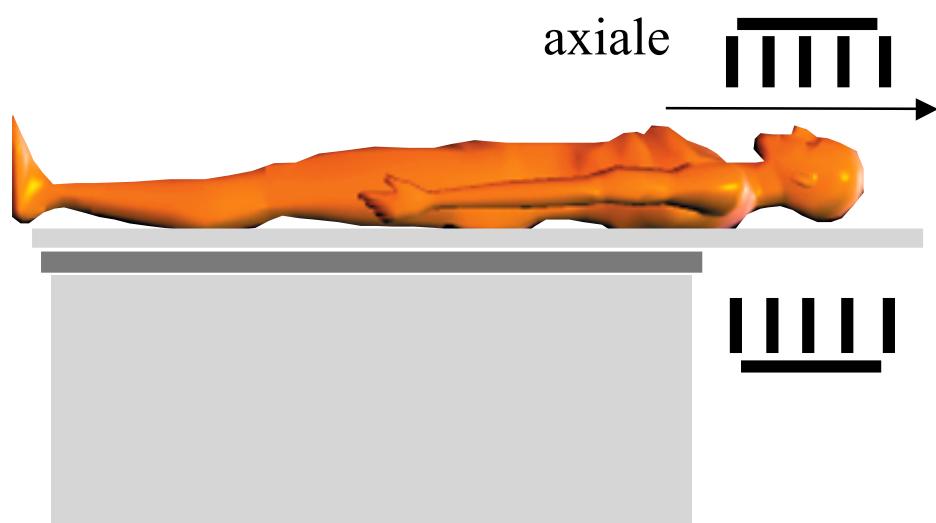
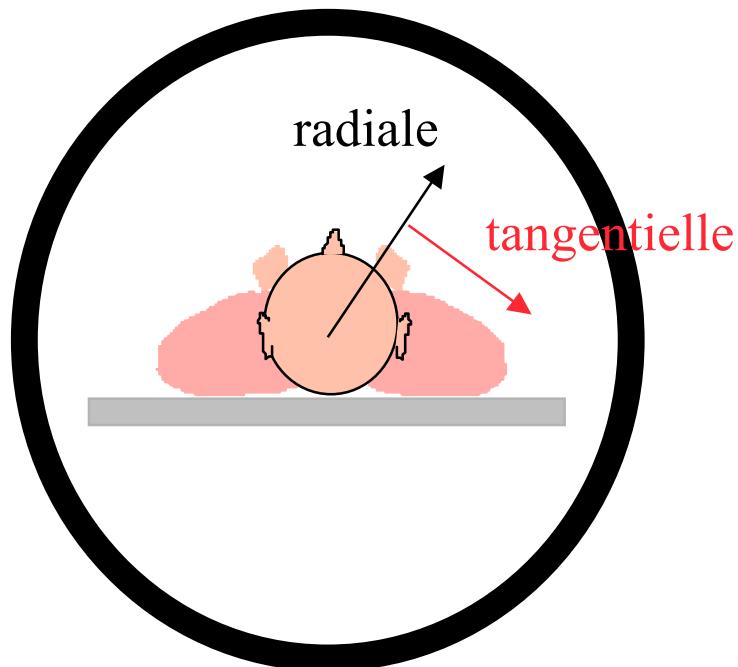
Proof of concept : 1998 (Université de Pittsburgh)



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



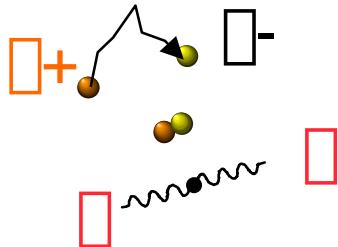
Caractéristiques du PET : résolution spatiale



⇒ définitions valables aussi en SPECT

Résolution spatiale en PET : limitations physiques

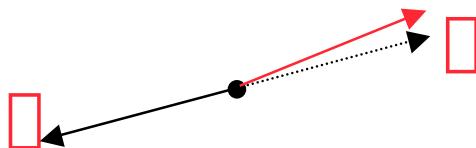
- Libre parcours moyen des positons avant annihilation



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



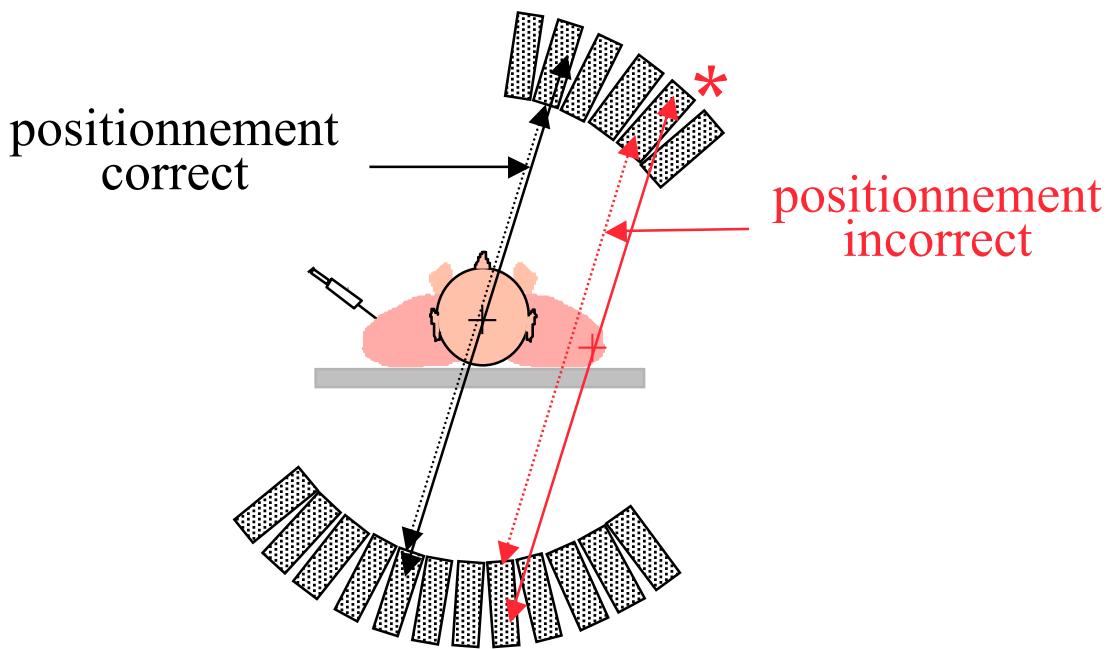
⇒ effet dépendant du diamètre d de l'anneau
⇒ dégradation de LMH de 1 à 2 mm

- 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

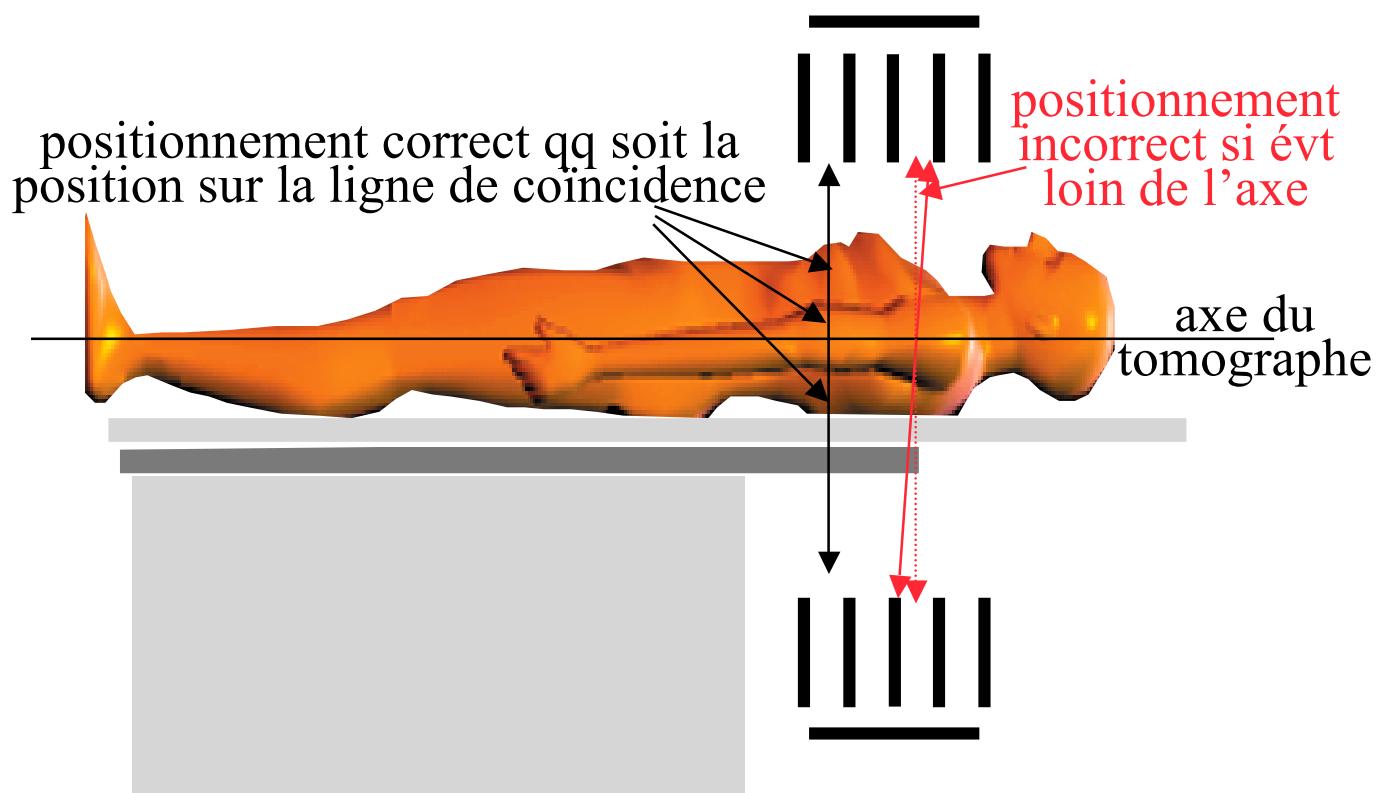
- Dans le plan transverse



- ⇒ 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

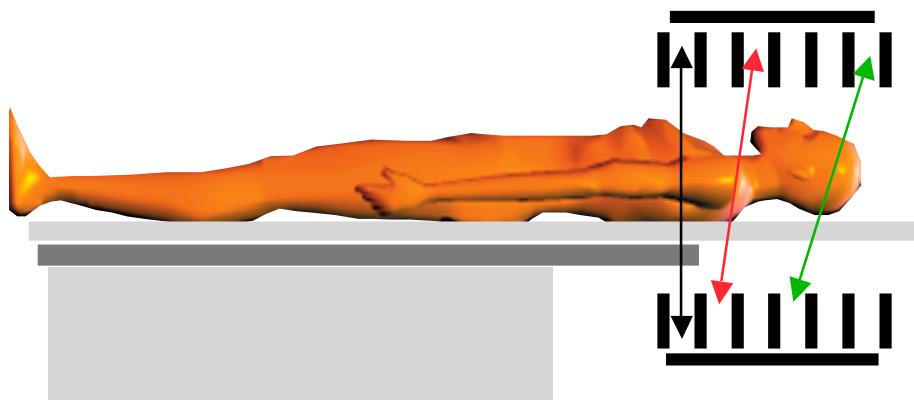
- Non uniforme axialement



- ⇒ 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



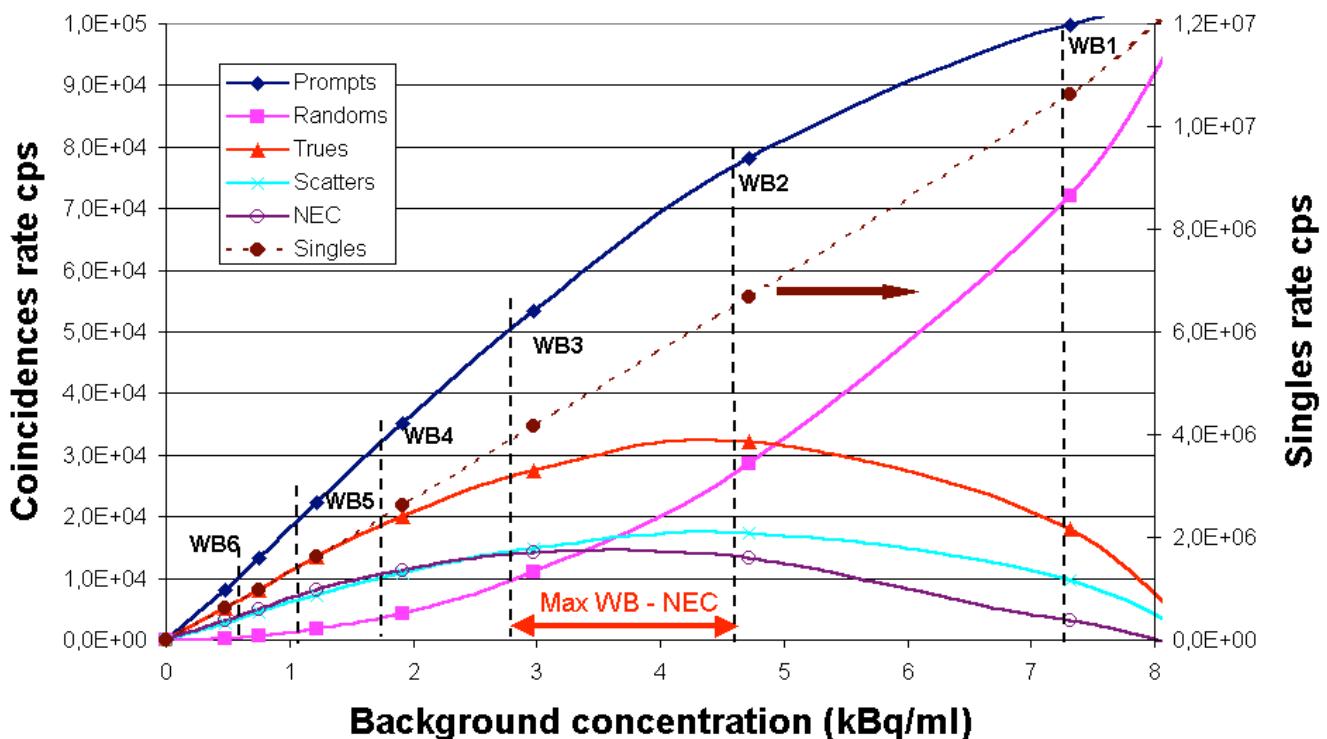
- présence ou absence de septa entre les couronnes (mode 2D ou 3D)

Caractéristiques du PET : Noise Equivalent Count

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

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

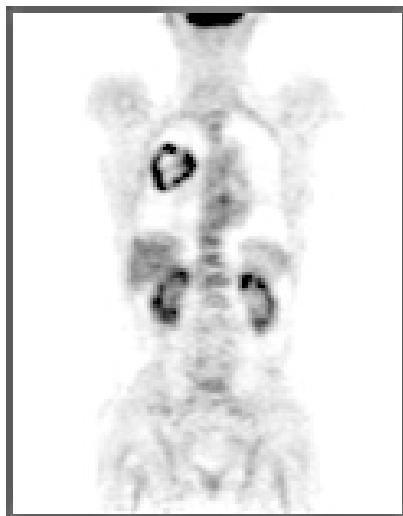
- ⇒ s'exprime en nombre de coups (dizaine de kcps)
- ⇒ non corrélé directement avec la qualité d'image
- ⇒ dépend de façon complexe de la distribution d'activité présente dans le champ de vue
- ⇒ diminue quand le temps mort augmente



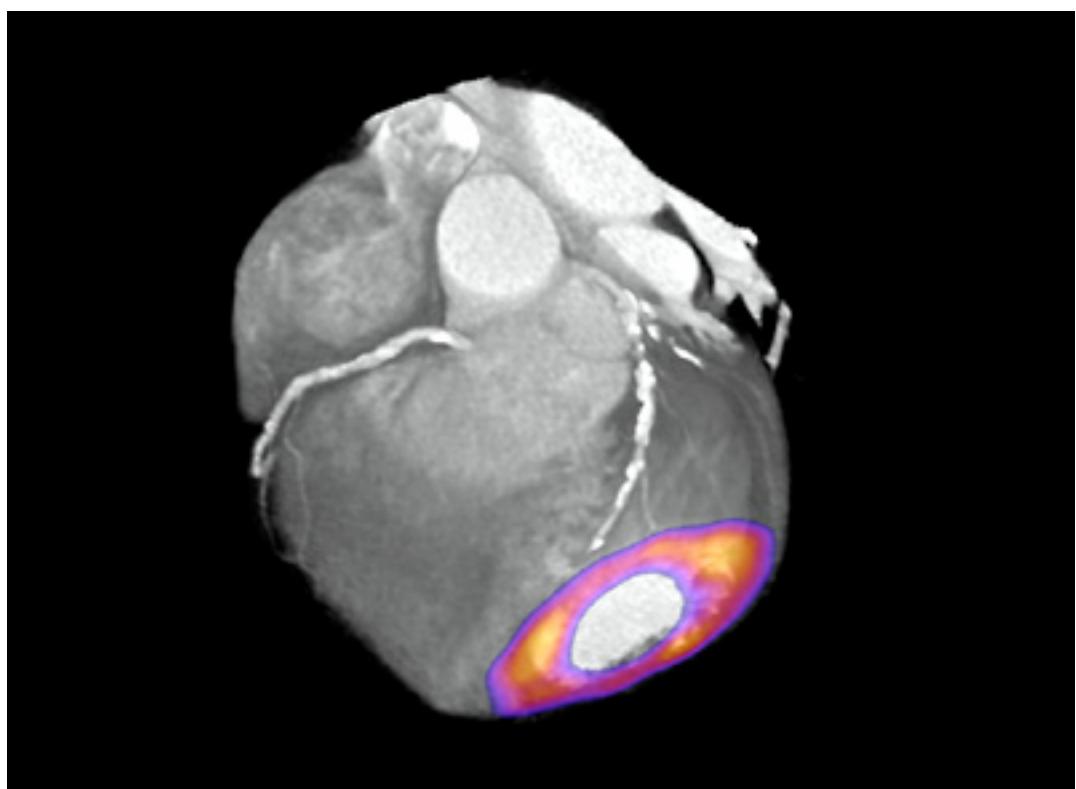
Graphe tiré de De Dreuille et al, J. Nucl. Med. 2000 (abstract)

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

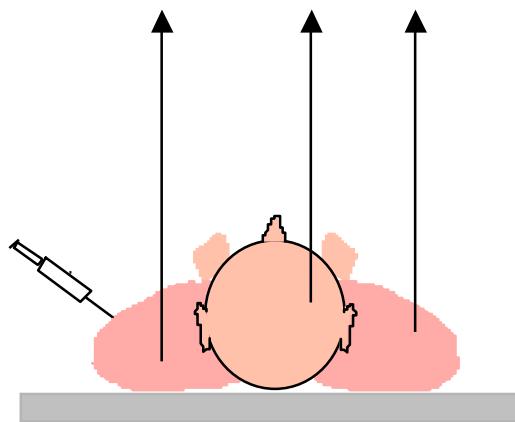
- Lésions < 1,5 cm de diamètre
 - ⇒ GCCI ~ 60% des lésions détectées par PET dédié
- Lésions \geq 1,5 cm de diamètre
 - ⇒ GCCI ~ 96% des lésions détectées par PET dédié

GCCI = Gamma Caméra Coincidence Imaging

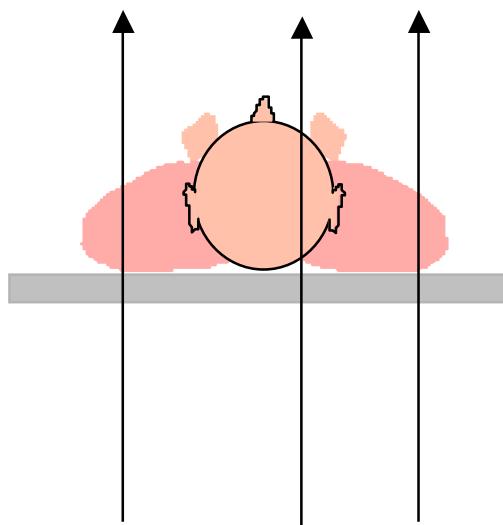
Et ça ?



Mesures de transmission en SPECT et PET

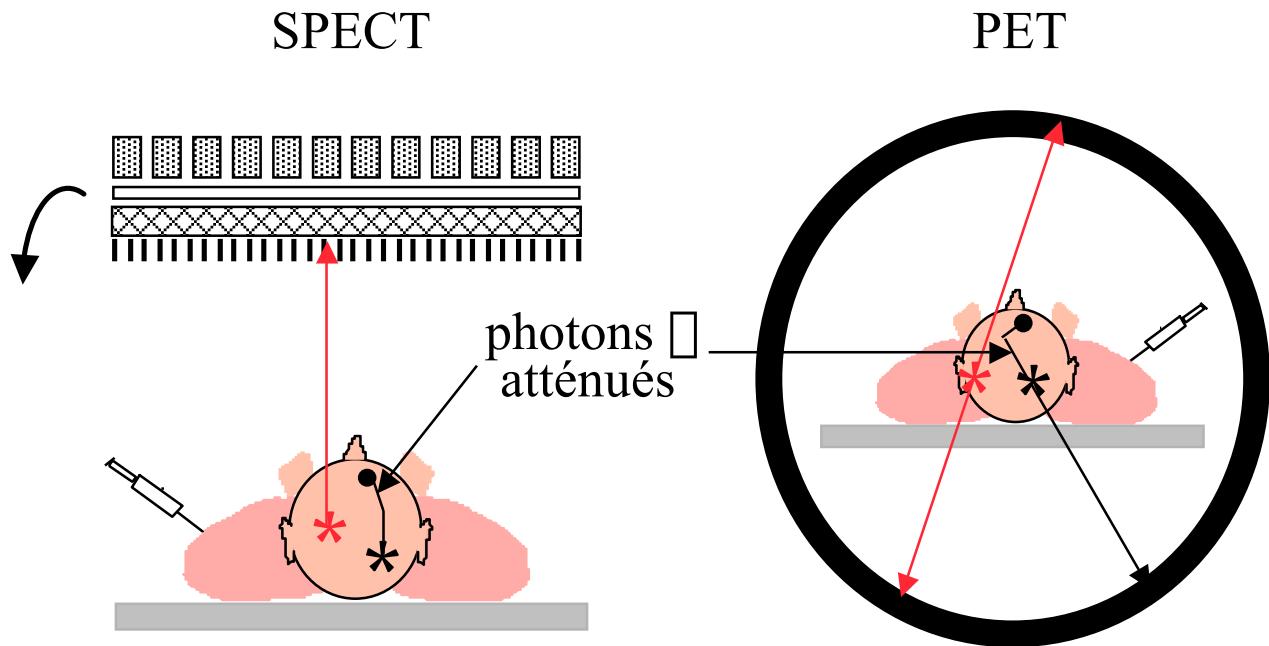


émission



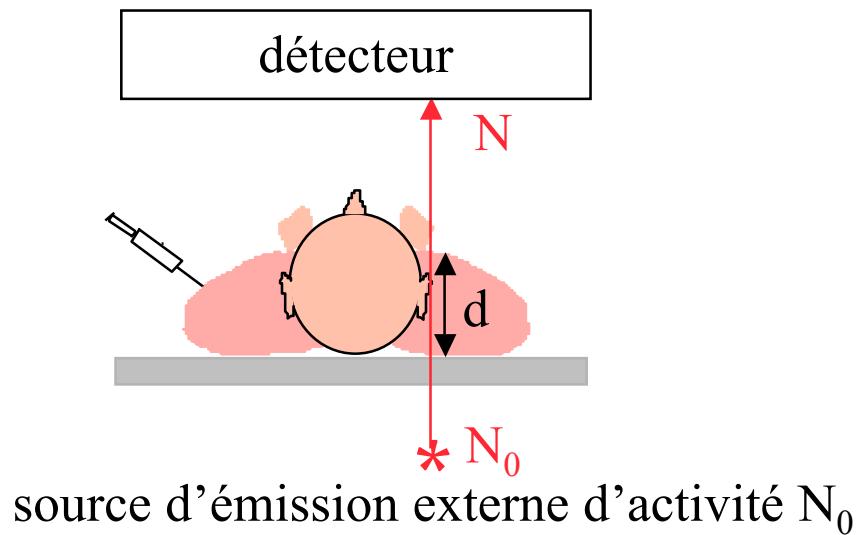
transmission

Mesures de transmission : motivation



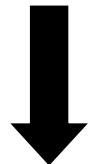
- Atténuation des photons émis
 - ⇒ dépend de la densité des tissus traversés
 - ⇒ nécessité de mesurer la densité des tissus traversés pour corriger de l'atténuation
- En PET cérébral, ~17% des paires de photons émises au centre du cerveau en émergent, ~1% en PET thoracique
- En SPECT thoracique, ~10% des photons émis au niveau du cœur sortent du patient

Principe des mesures de transmission



acquisition de **projections** 2D en transmission
sous différentes incidences angulaires

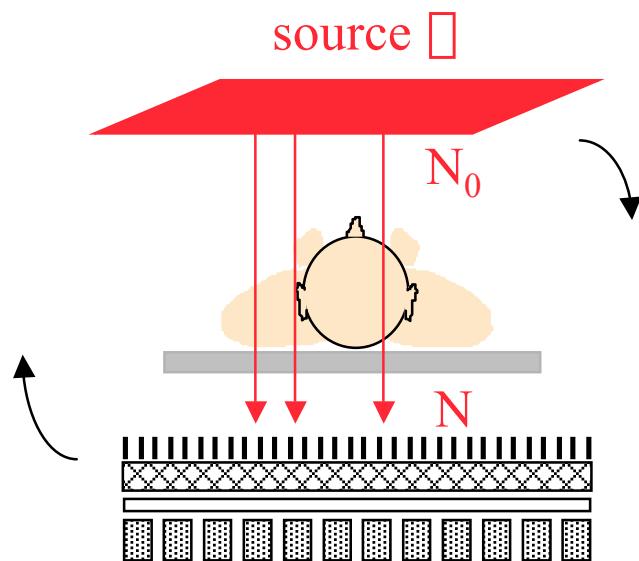
$$N = N_0 \exp \left[- \int_0^d \mu(l) dl \right]$$



atténuation **intégrale** le long des
directions de projections

$$\ln \frac{N_0}{N} = \int_0^d \mu(l) dl$$

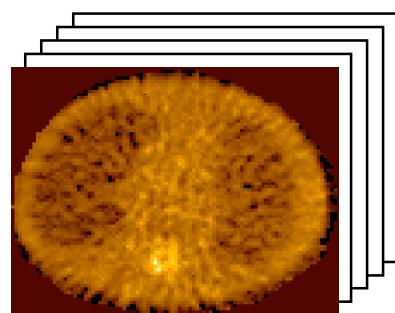
Mesures de transmission en SPECT



acquisition de **projections** 2D en transmission
sous différentes incidences angulaires

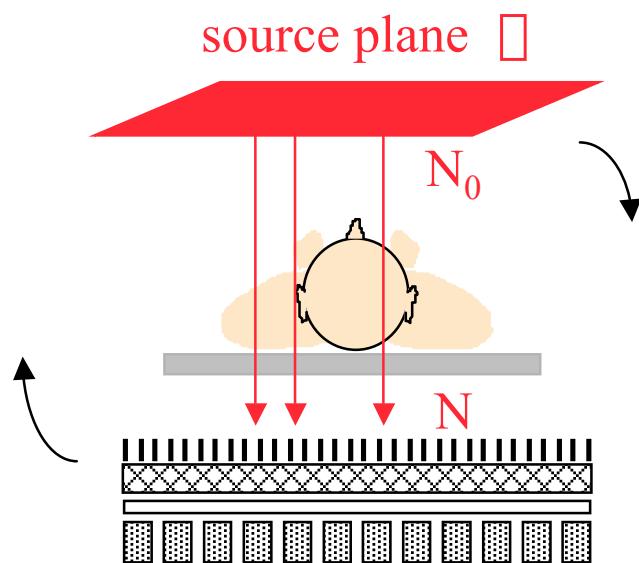


atténuation intégrale le long des
directions de projections



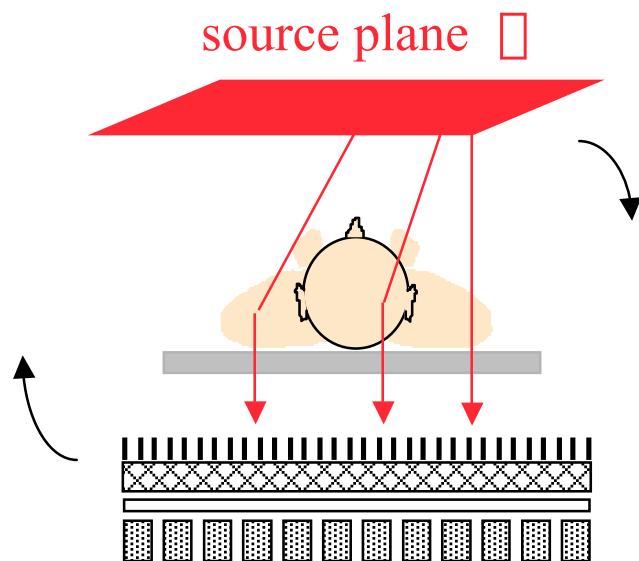
cartographie des coefficients d'atténuation □

Source de transmission plane



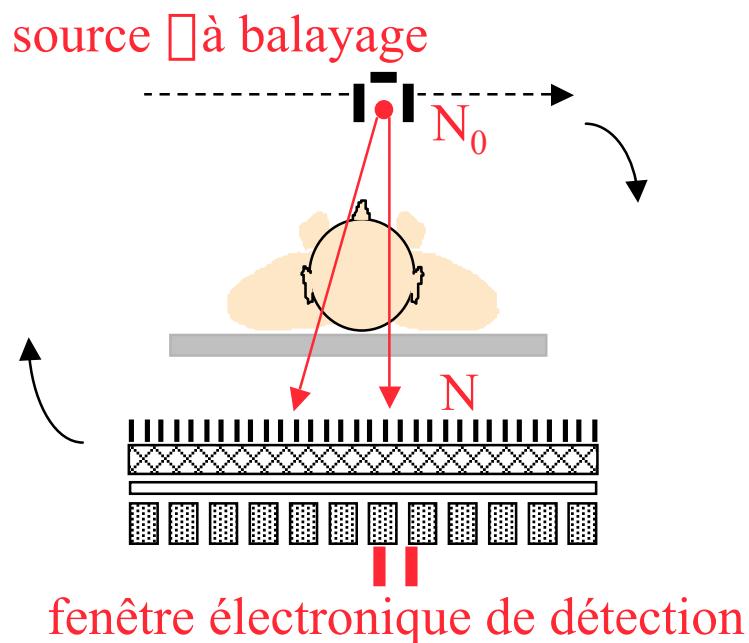
source plane non collimatée

⇒ nombreux photons détectés après diffusion :

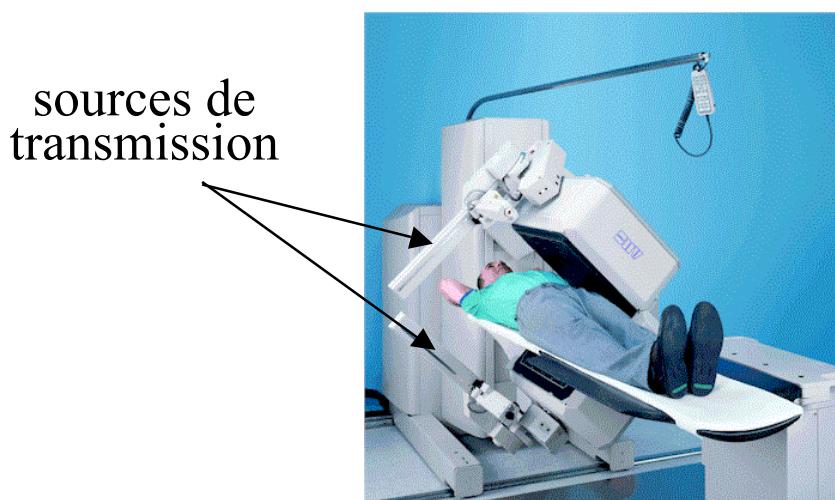


⇒ sous estimation de l'atténuation

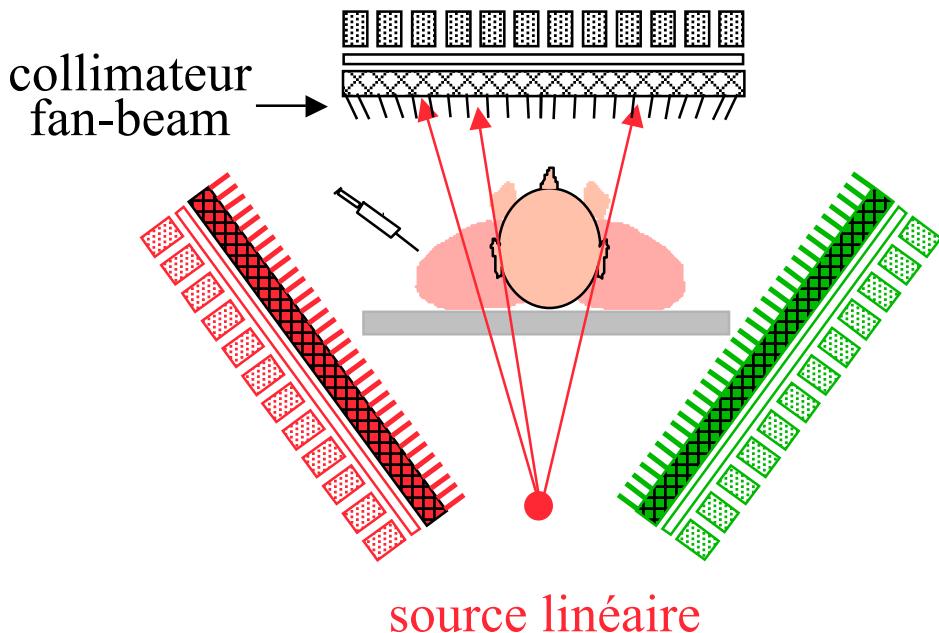
Source de transmission mobile



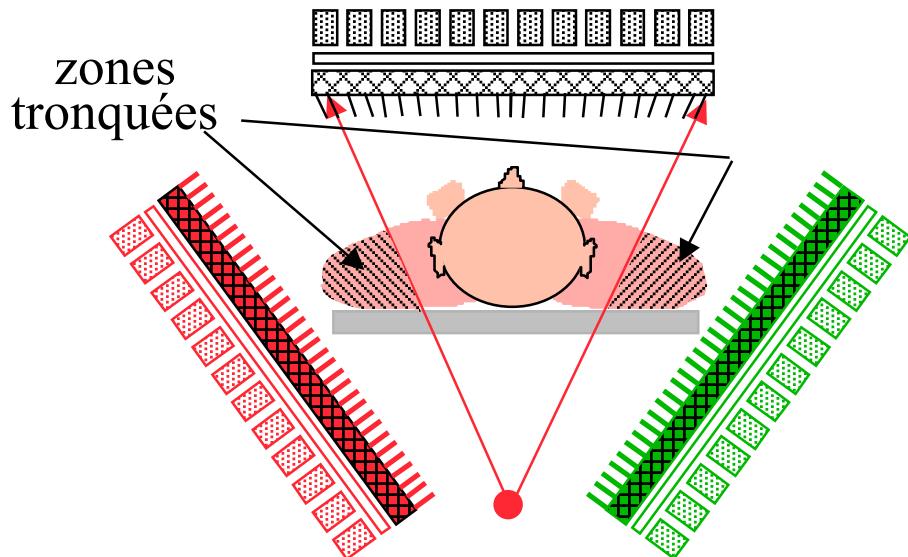
- possible acquisition simultanée de données en émission et en transmission avec un seul isotope grâce au masque électronique
- mécanique de complexité accrue
- inadapté pour les systèmes 3 têtes
- légère perte de sensibilité de détection des données en émission ($\sim 10\%$)



Source de transmission pour systèmes 3 têtes



- ⇒ possible troncature des données en transmission,
notamment en imagerie thoracique



- ⇒ données manquantes pour la correction d'atténuation

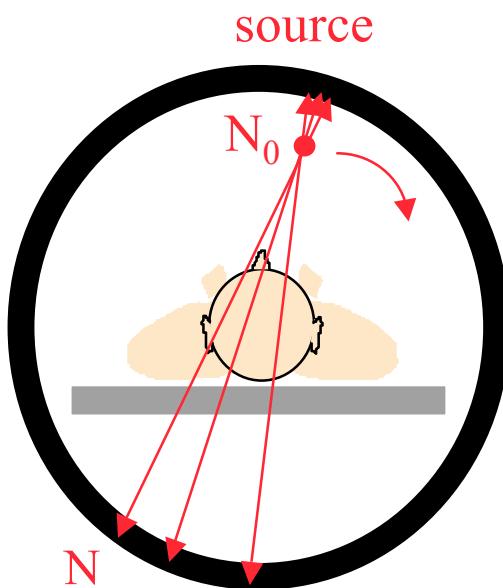
Sources pour les systèmes de transmission SPECT

- Tc99m (140 keV)
 - ⇒ acquisitions émission et transmission non simultanées au Tc99m sauf avec mécanisme de source à balayage et collimation électronique
 - ⇒ source remplissable ($T=6$ heures)
- Gd153 (100 keV)
 - ⇒ possible acquisition émission-transmission simultanée avec sélection spectrométrique appropriée
 - ⇒ utilisable sur une durée relativement longue ($T=242$ jours)
 - ⇒ très atténué car faible énergie, d'où peu de signal recueilli

Atténuation dépendante de l'énergie de la source externe

- ⇒ Nécessité de convertir les valeurs des coefficients d'atténuation mesurées à l'énergie de transmission E' en coefficients d'atténuation pour l'énergie d'émission E

Mesures de transmission en PET

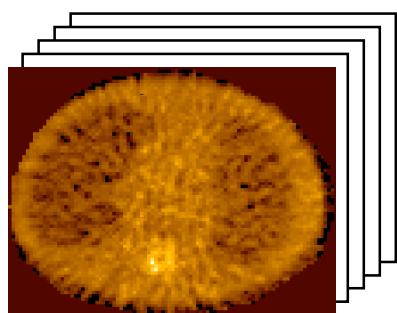
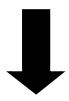


acquisition de **projections** 2D en transmission
sous différentes incidences angulaires



atténuation intégrale le long des
directions de projections

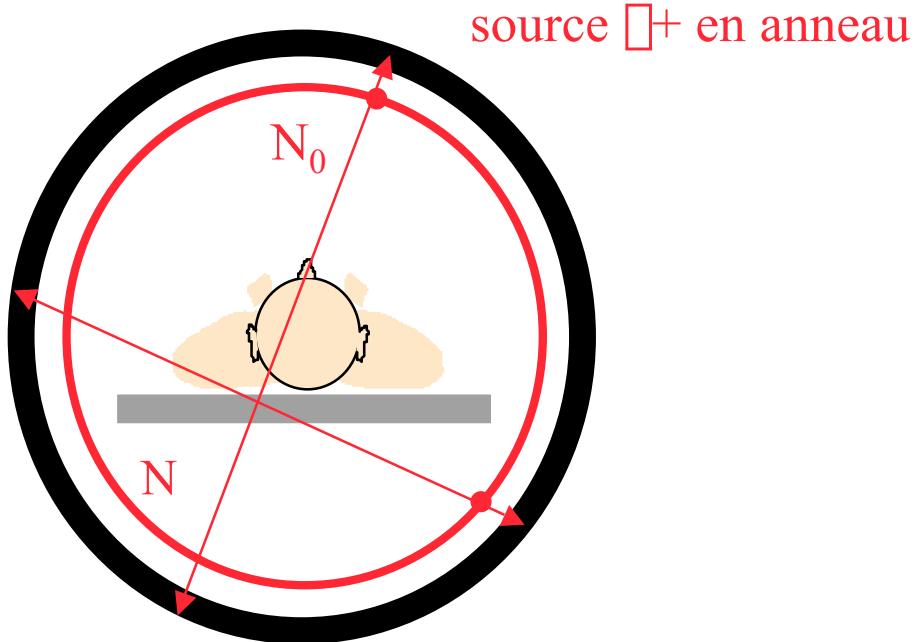
reconstruction
tomographique



calcul de facteurs de
correction
d'atténuation intégrale

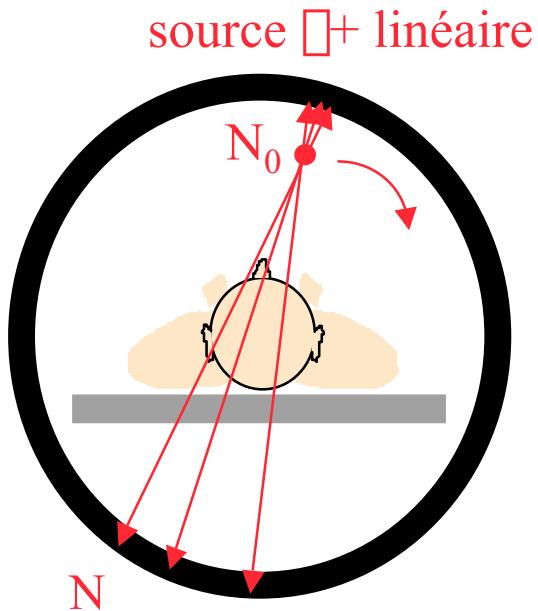
cartographie des
coefficients d'atténuation ☐

Source de transmission \square^+ en anneau



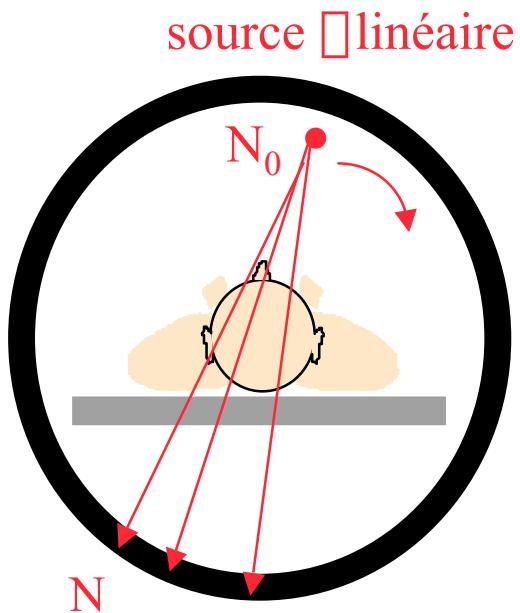
- Ge68 (511 keV)
⇒ utilisable sur une grande durée ($T=271$ jours)
- Temps mort important pour le bloc de détecteurs proche de la source
- Difficile manufacture d'une source en anneau homogène

Source de transmission $\square+$ linéaire



- Ge68 (511 keV)
⇒ utilisable sur une grande durée ($T=271$ jours)
- Possible acquisition simultanée de données émission et transmission par collimation électronique
- Temps mort important pour le bloc de détecteurs proche de la source

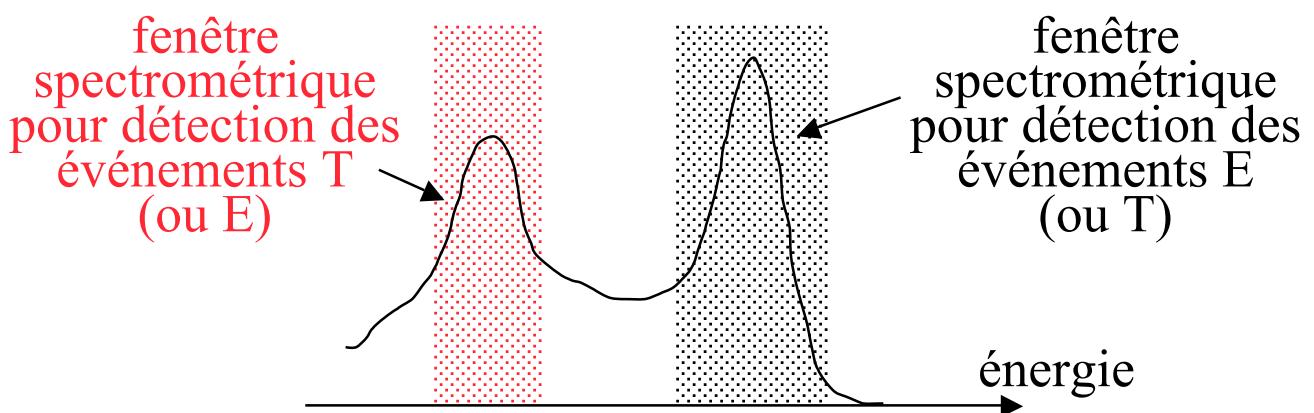
Source de transmission ↗ monophotonique



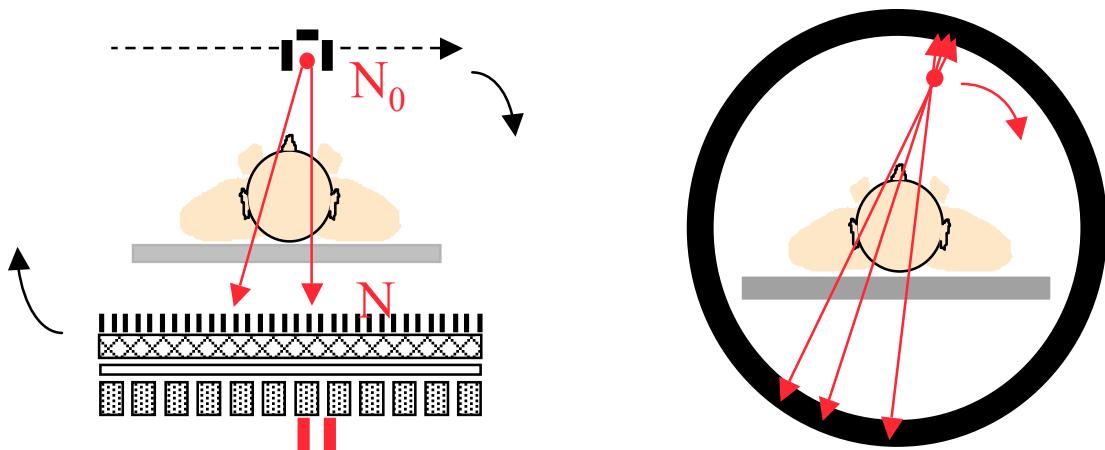
- Enregistrement d'un plus grand flux de photons qu'avec un système de coïncidence
- Cs137 (662 keV)
 - ⇒ utilisable sur une grande durée ($T=30,2$ ans)
 - ⇒ différentiation spectrométrique entre événements 511 keV et 622 keV
 - ⇒ nécessité de convertir les valeurs des coefficients d'atténuation mesurées à 622 keV en coefficients d'atténuation à 511 keV

Acquisitions émission / transmission simultanées

- Si l'isotope émission différent de l'isotope transmission et possible séparation spectrométrique des isotopes
 - e.g., Tc99m et Tl210 en SPECT, Cs137 en PET



- OU si collimation électronique possible
 - e.g., ligne source à balayage en SPECT, ligne source Ge68 en PET



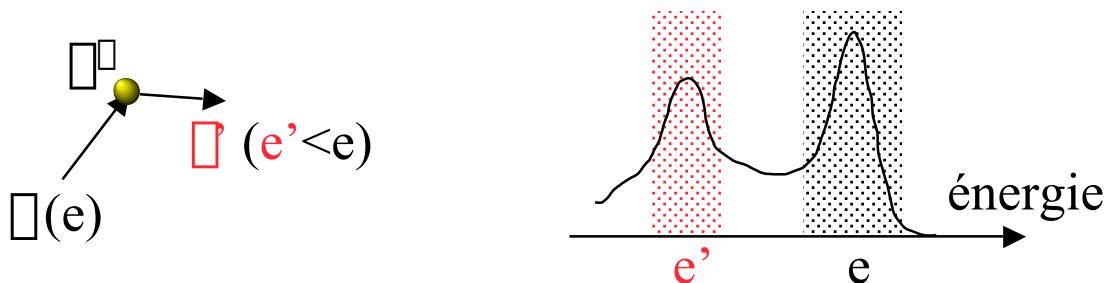
- ⇒ pas d'augmentation de la durée des examens
- ⇒ données E et T en parfaite correspondance spatiale : pas de recalage d'images nécessaire

Acquisitions émission / transmission séquentielles

- T avant E
 - toujours possible
- T après E
 - si l'isotope émission différent de l'isotope en transmission et possible séparation spectrométrique des isotopes
 - si collimation électronique possible
 - ⇒ mêmes contraintes que pour les acquisitions simultanées
 - ⇒ allongement de la durée totale d'examen
 - ⇒ possible mouvement du patient entre T et E
 - données E et T décalées spatialement
 - artefacts dans les images reconstruites avec correction de l'atténuation

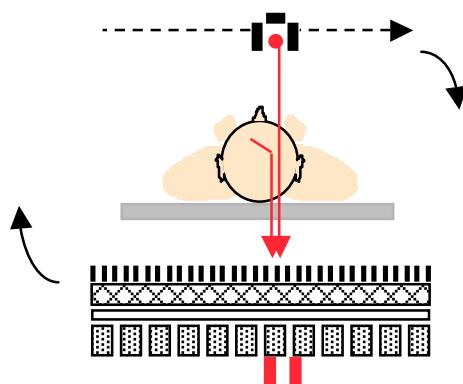
Problèmes de contamination

- Si acquisitions E et T simultanées ou acquisition T après acquisition E
- Contamination spectrale
 - événements diffusés issus de l'isotope de plus haute énergie détectés dans la fenêtre spectrométrique de plus basse énergie



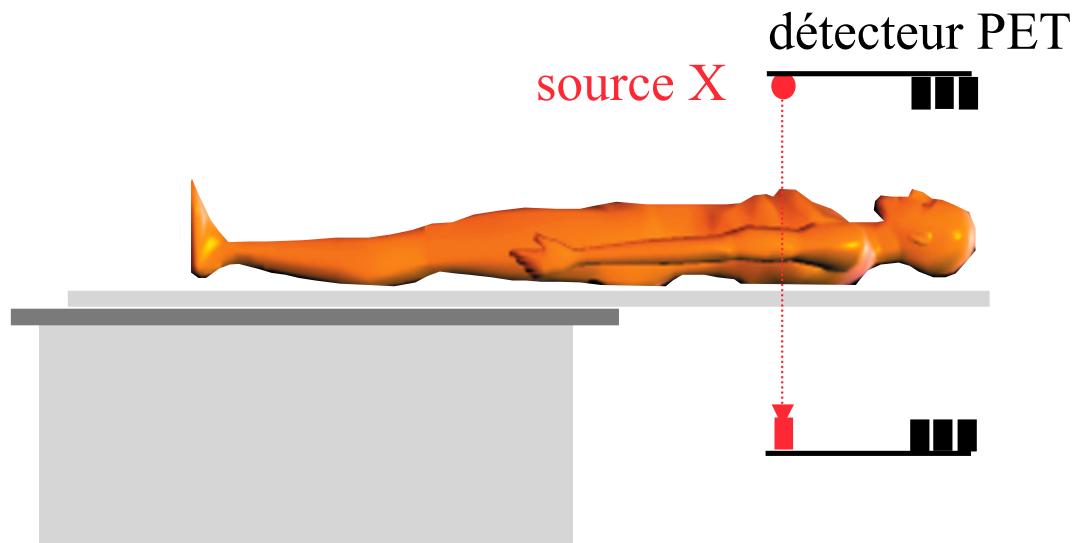
- ⇒ si énergie E > énergie T, atténuation sous-estimée
- ⇒ si énergie T > énergie E, activité du radiotraceur surestimée

- Contamination électronique
 - événements en émission diffusés dans la fenêtre électronique de transmission



- ⇒ atténuation sous-estimée

Solution alternative : systèmes bimodaux



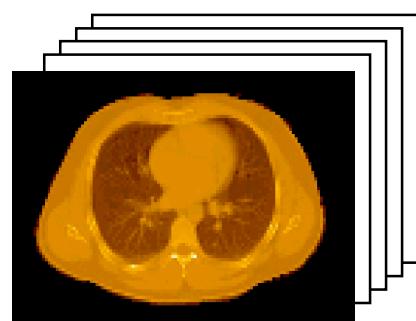
acquisition de **projections scanner** 2D en transmission
sous différentes incidences angulaires



atténuation intégrale le long des
directions de projections

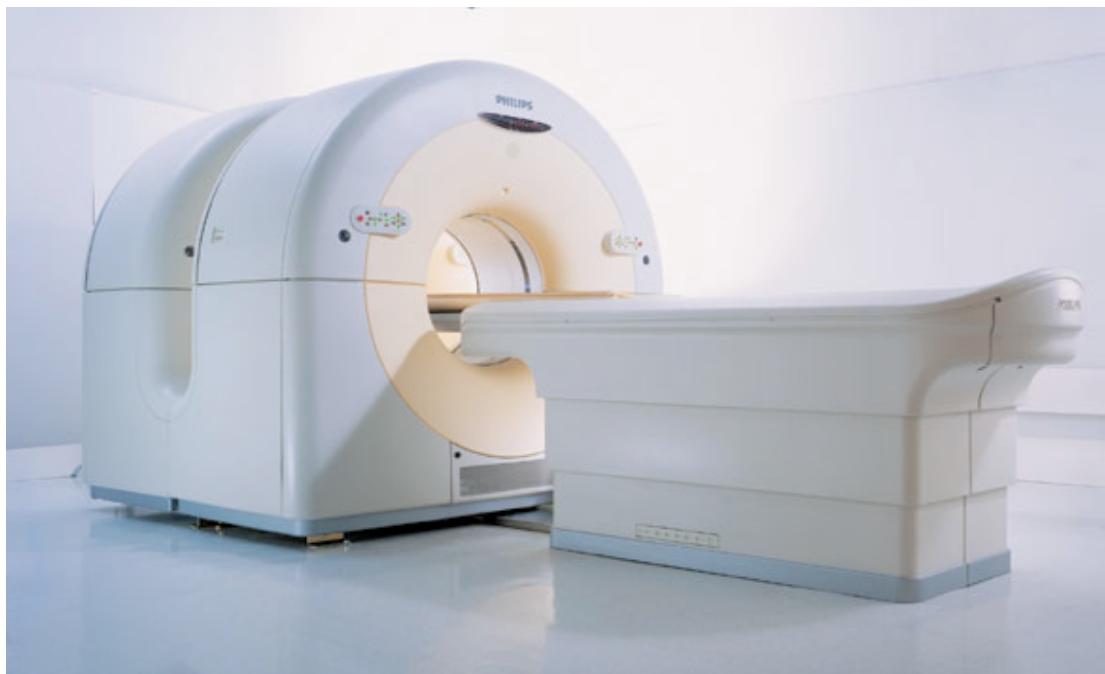


reconstruction
tomographique X



cartographie des coefficients d'atténuation de Hounsfield

Systèmes bimodaux SPECT/CT et PET/CT

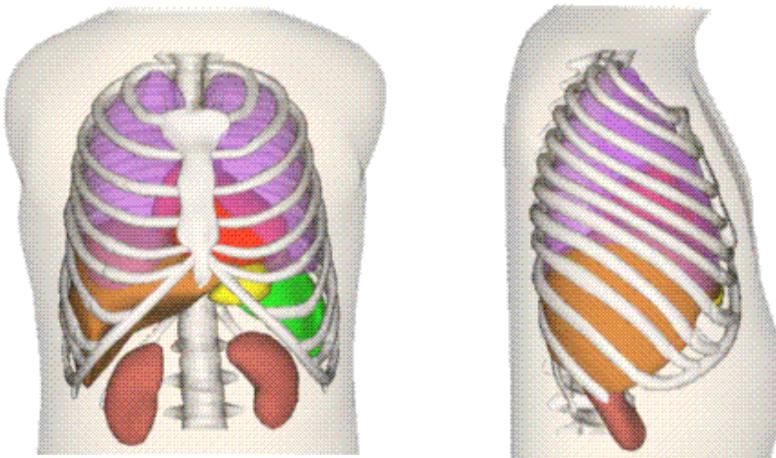


cartographie des coefficients d'atténuation μ dérivée du CT
mais...

l'utilisation de la carte des dérivée du CT n'est pas sans poser
d'autres problèmes

Utilisation du CT pour les mesures de transmission

Problème du flou respiratoire :



- CT acquis « instantanément » : pas de flou respiratoire : les images correspondent à une position fixe des organes (notamment les poumons) pendant le cycle respiratoire (ou inspiration forcée ou expiration forcée)
- SPECT ou PET acquis sur une longue durée : les images correspondent à la position moyenne des organes pendant le cycle respiratoire
- Les frontières des organes ne sont pas superposables : artefacts potentiels aux interfaces entre milieux de densités très différentes (poumons / tissus mous par exemple).

Coûts des systèmes



- SPECT avec dispositif d'acquisition en transmission
~ 3 millions de Francs
- PET “début de gamme”
 - avec dispositif d'acquisition en transmission (systématique)
~ 5-6 millions de Francs
- PET “haut de gamme”
 - ~ 10 millions de Francs
- PET/CT
 - ~ 15-25 millions de Francs

Disponibilité des systèmes



- SPECT
 - ~ plusieurs centaines
- PET :
 - Actuellement : environ 40
 - Objectif : 1 par million d'habitants.

Il y a 4 ans:

- France : 1,4 PET par 10 M d'habitants
- Etats-Unis : 5,3
- Belgique : 17,8
- Allemagne : 9,7
- Angleterre : 2,2
- Espagne : 3



A suivre ...

La quantification en tomographie d'émission