

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

Irène Buvat
U678 INSERM
Paris

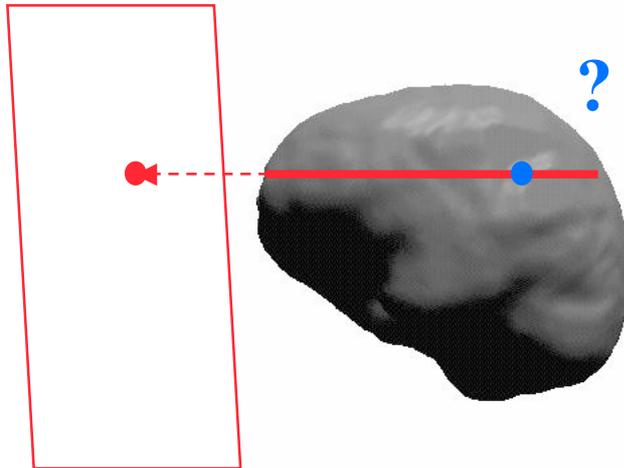
buvat@imed.jussieu.fr
<http://www.guillemet.org/irene>

octobre 2006

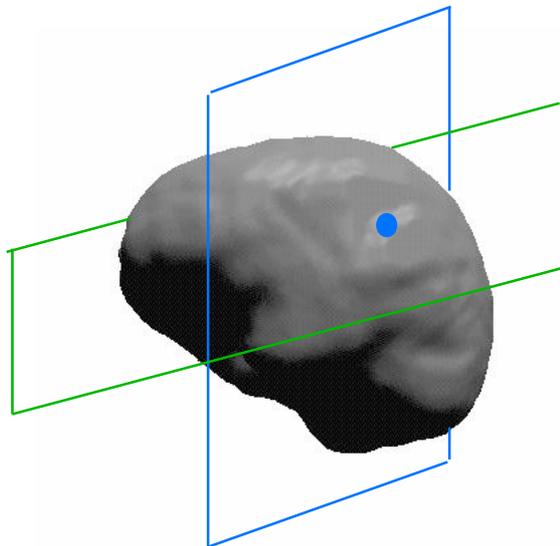
Plan du cours

- Introduction
 - Imagerie planaire et imagerie tomographique
 - Principe de la tomographie
- SPECT
 - Principe
 - Types de détecteurs SPECT
 - Evénements détectés en SPECT
- PET
 - Principe
 - Types de détecteurs PET
 - Evénements 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



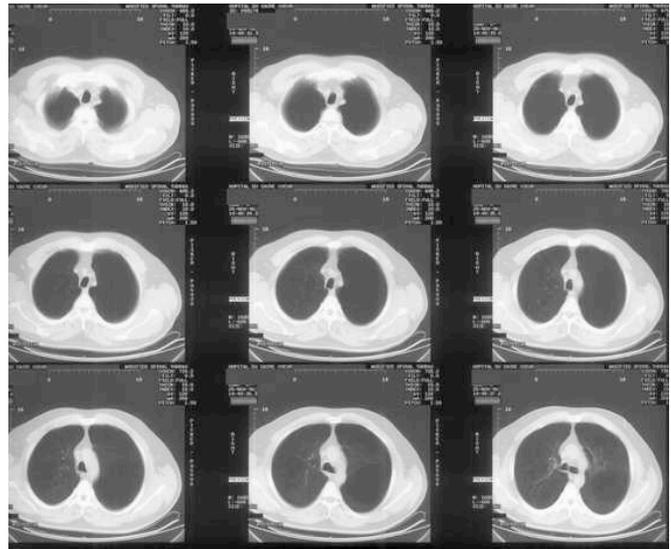
Imagerie tomographique :
coupes d'orientation quelconque à travers l'objet :
imagerie 3D

Imagerie planaire et imagerie tomographique (2)

Rayons X :

Imagerie planaire (2D) = radiographie conventionnelle

Imagerie tomographique (3D) = tomodensitométrie (scanner)

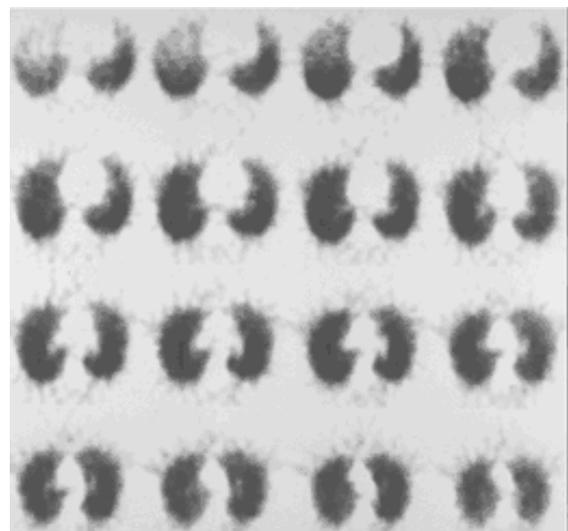
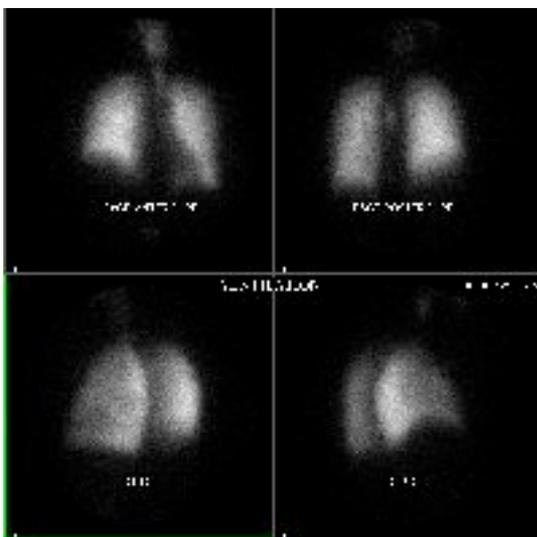


Médecine Nucléaire :

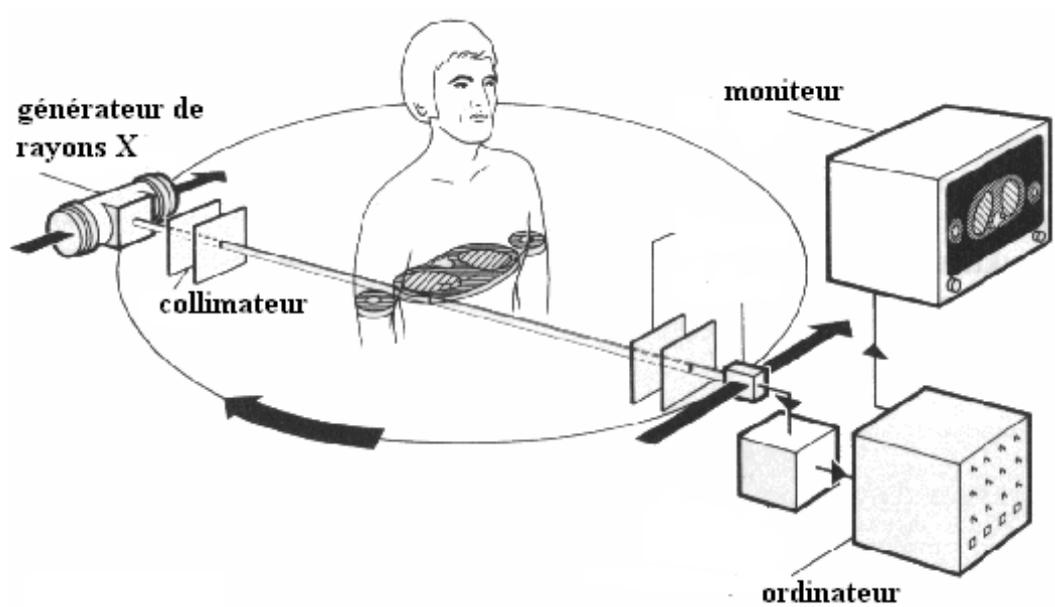
Imagerie planaire (2D) = scintigraphie monophonique

Imagerie tomographique (3D) =

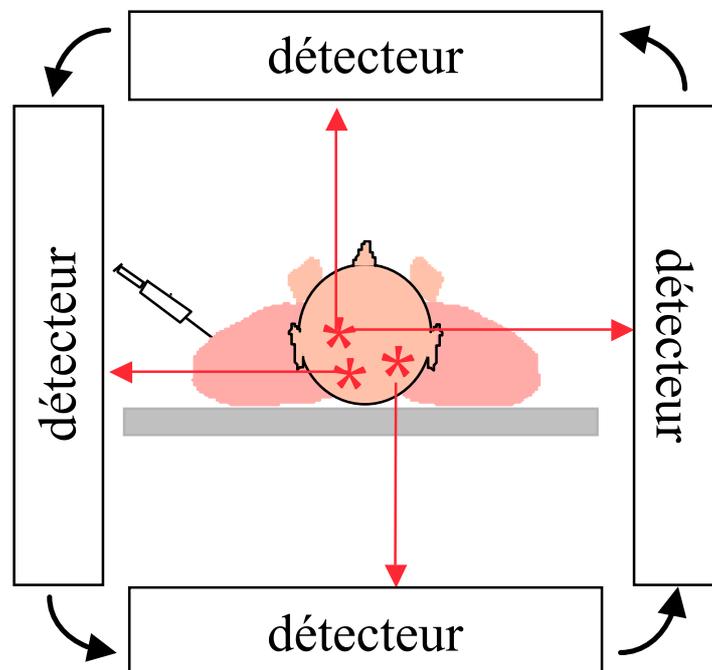
- Tomographie monophotonique (SPECT)
- Tomographie par Emission de positons (PET)



Principe de la tomographie (Hounsfield, Cormack 1963)



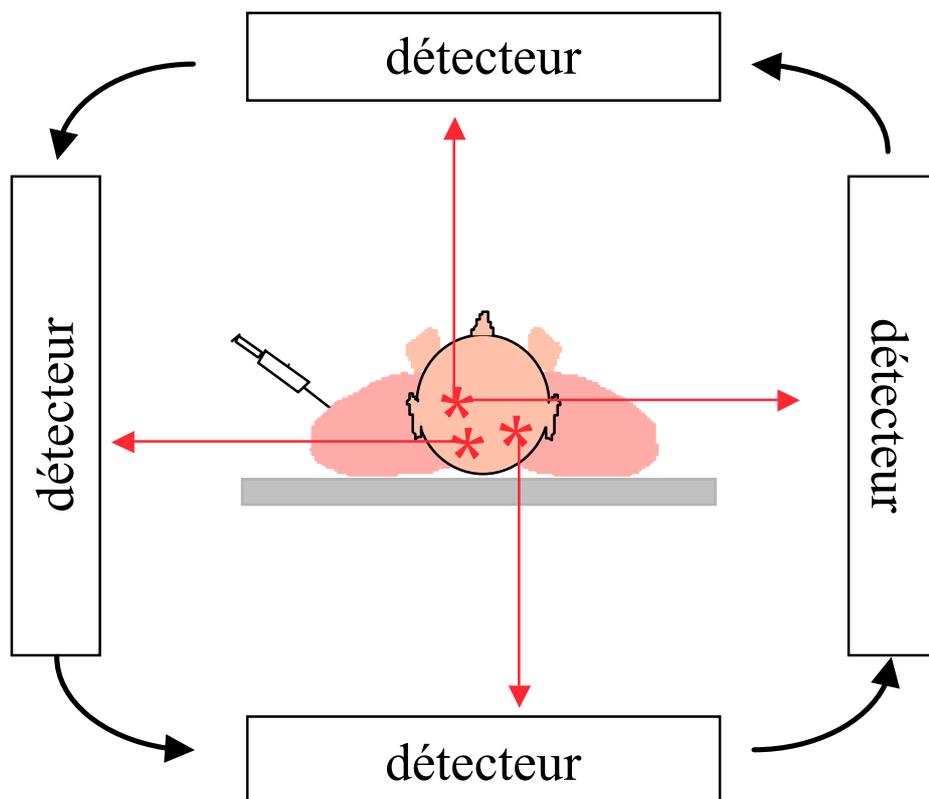
Scanner X : acquisition de **projections** 2D sous différentes incidences angulaires



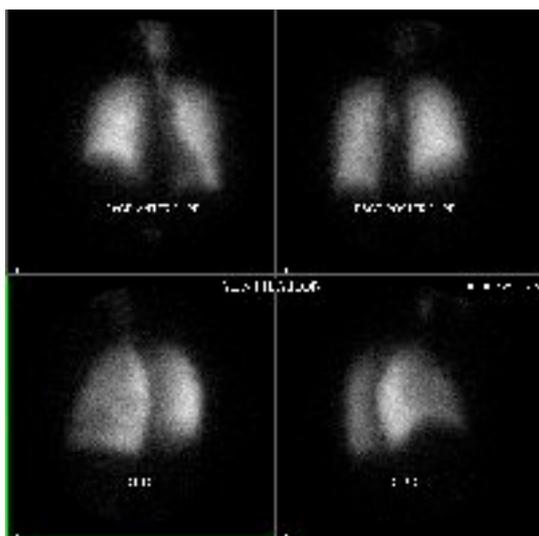
Médecine Nucléaire : acquisition de **projections** 2D sous différentes incidences angulaires

Principe de la tomographie en médecine nucléaire

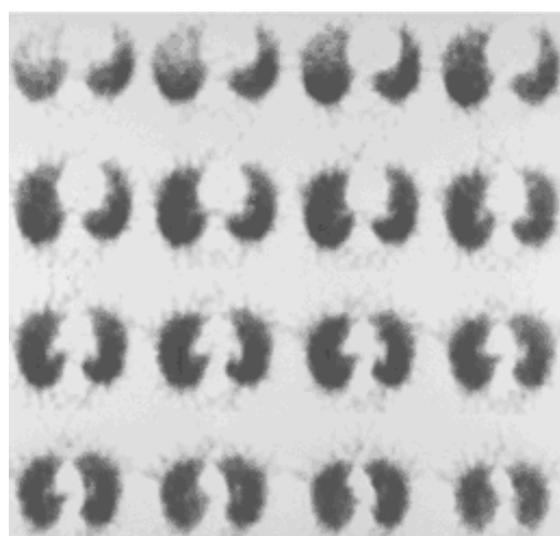
1972



rotation du détecteur => ensemble de projections 2D



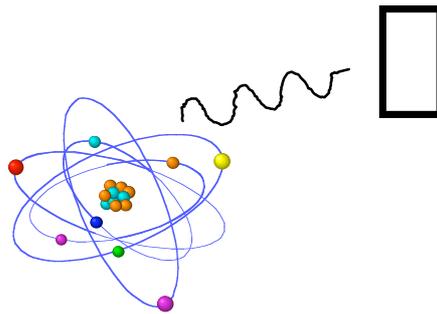
projections (2D)



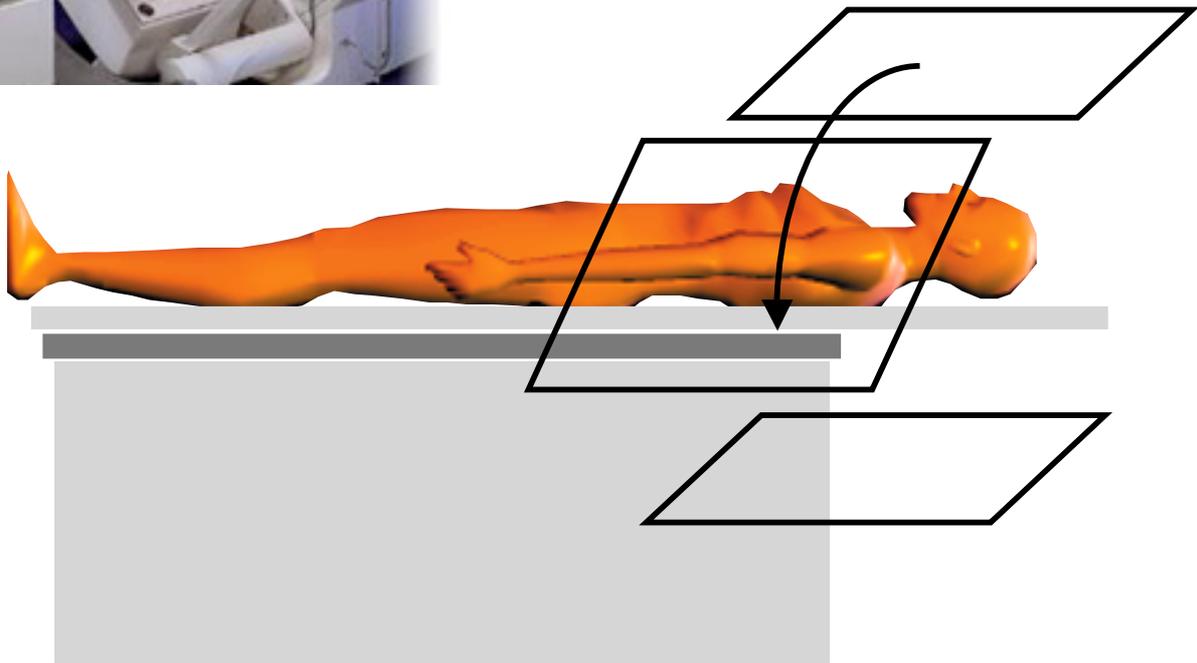
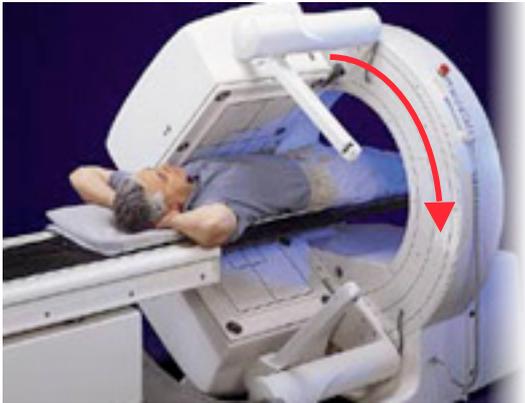
coupes (3D)

reconstruction tomographique

La tomographie d'émission monophotonique : SPECT

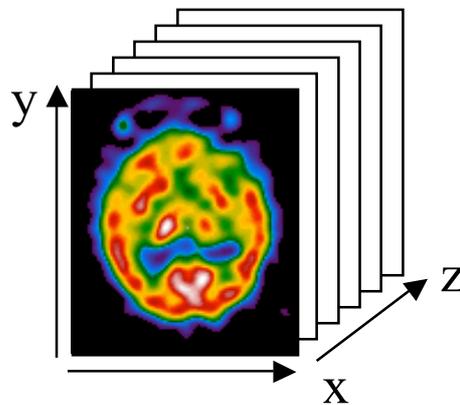


SPECT : principe



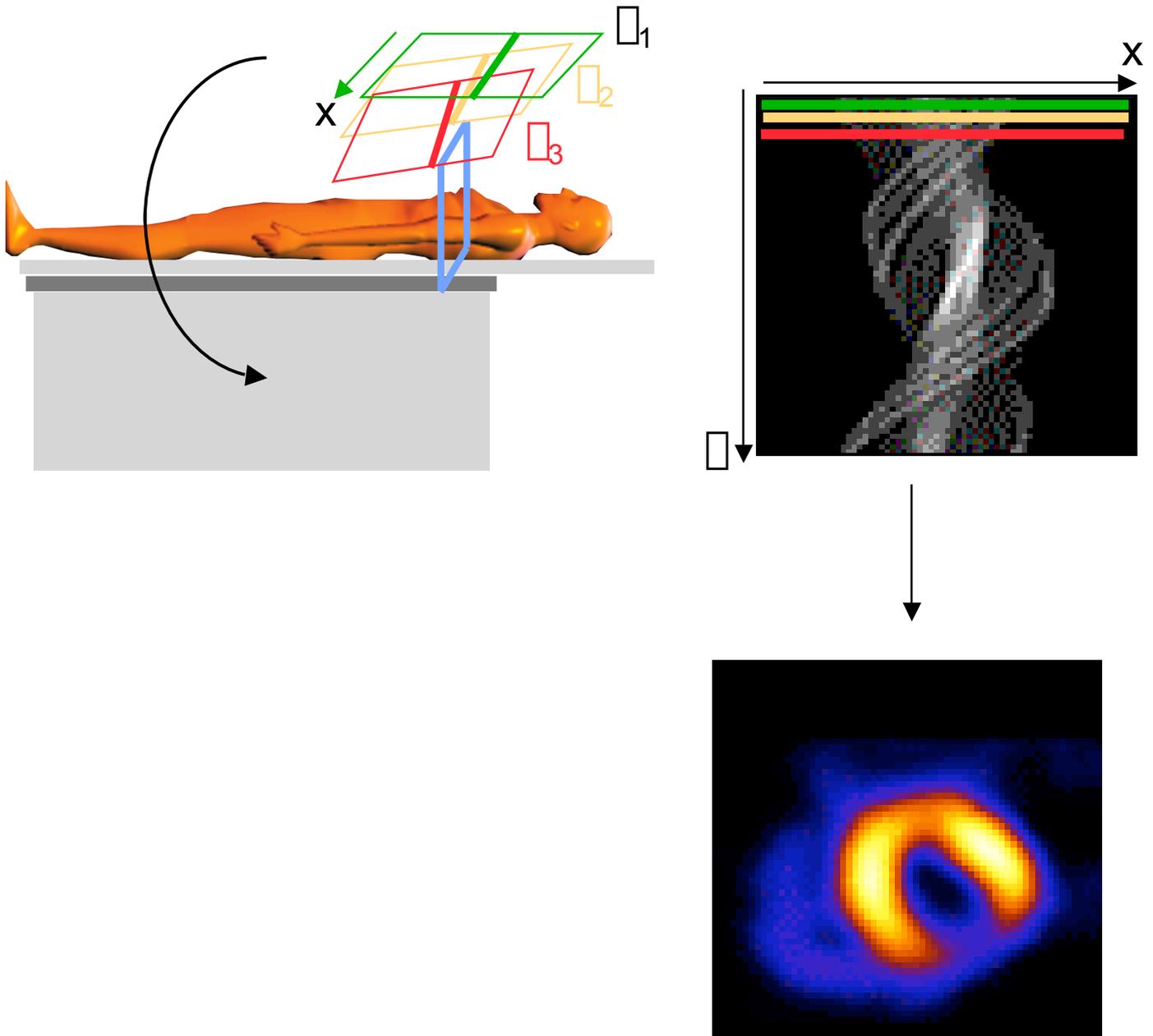
acquisition d'images sous différentes incidences angulaires

reconstruction
tomographique

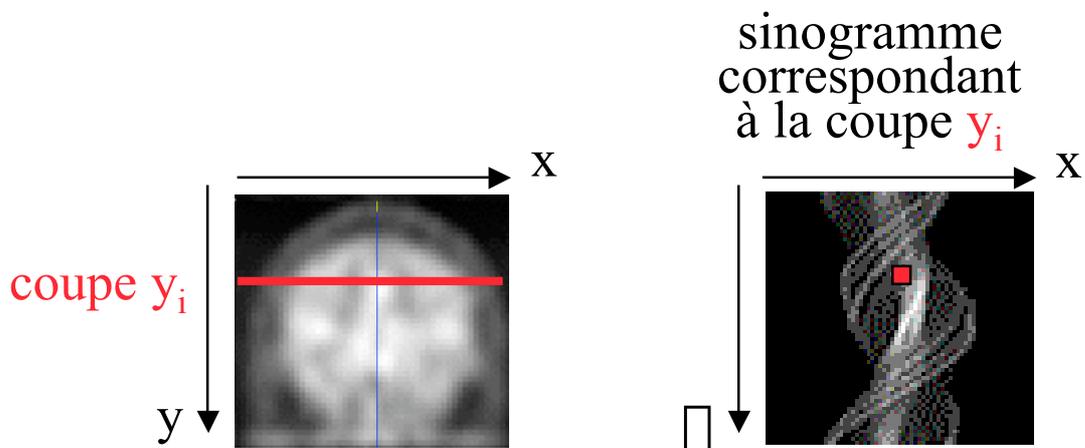
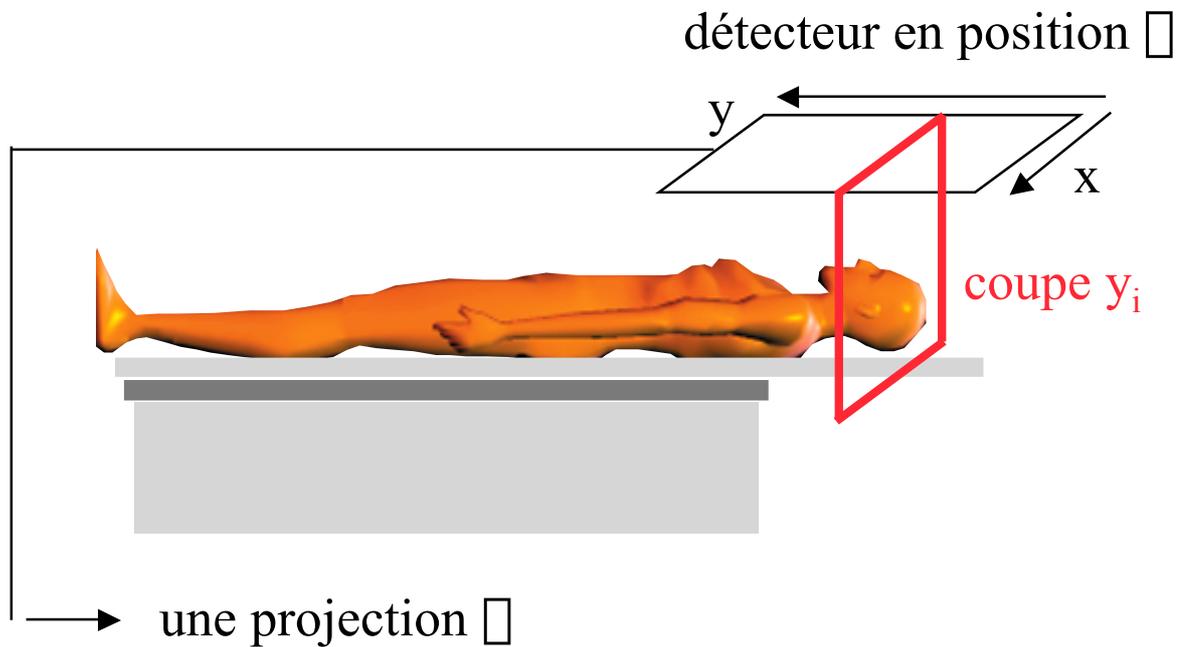


Notion de sinogramme en SPECT

- Ensemble des lignes de projection correspondant à une coupe



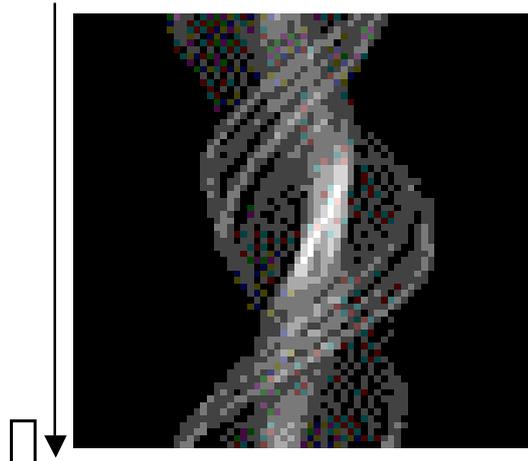
Notion de sinogramme en SPECT



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

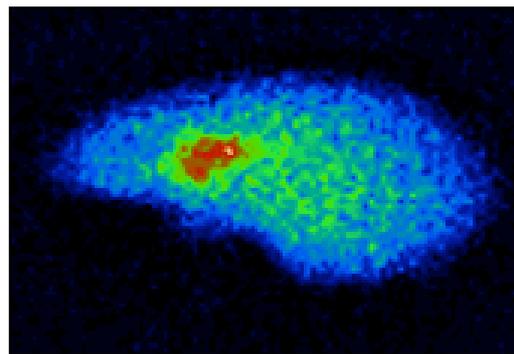
Sinogrammes et projections

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 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

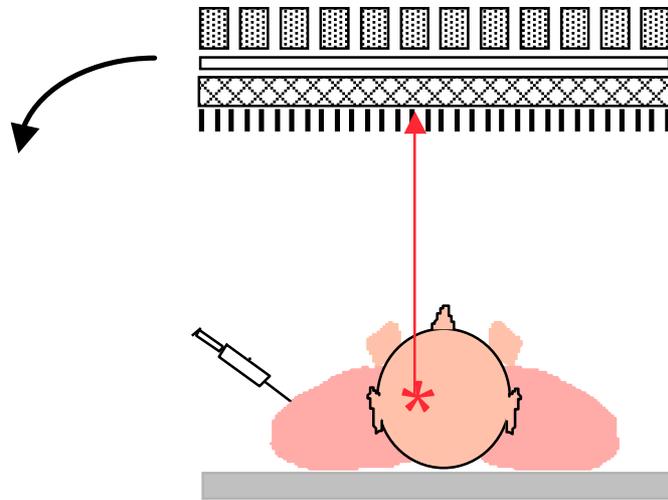
- Combien de sinogrammes peut-on former à partir de ces projections ?

128

- Quelles sont les dimensions d'un sinogramme ?

64 lignes et 256 colonnes

Détecteurs SPECT : simple tête

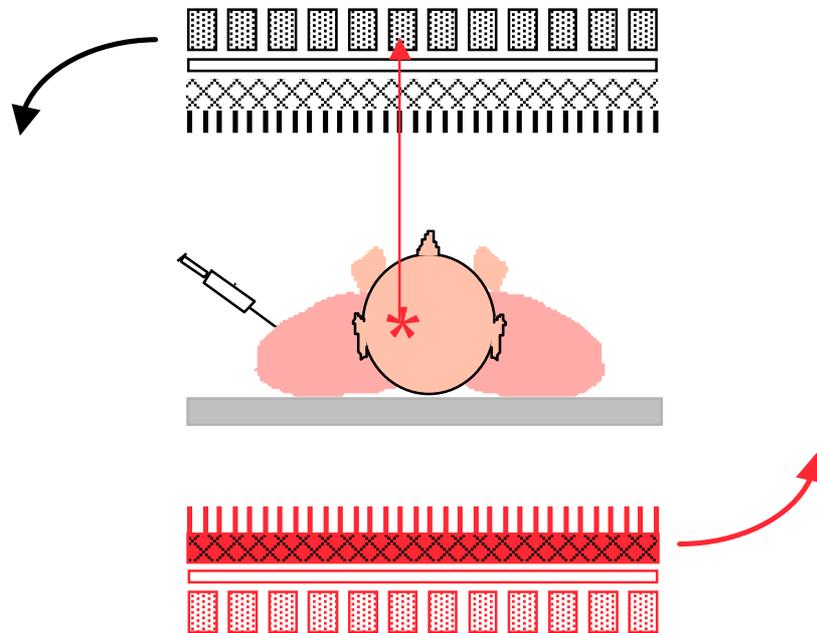


statif
(gantry)



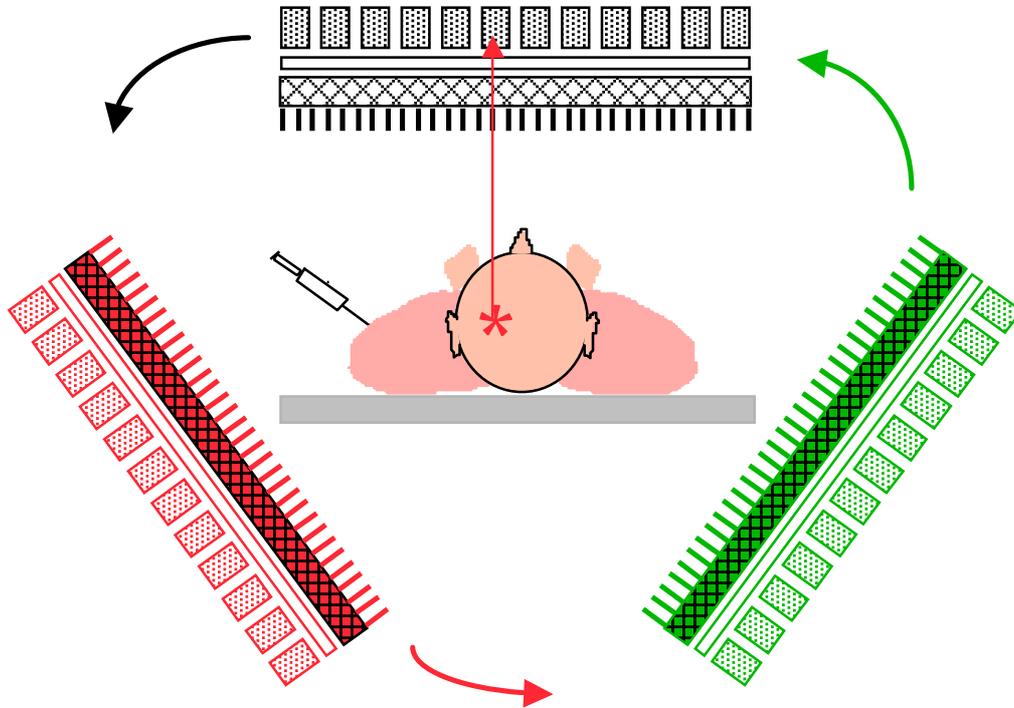
- 1 cristal par tête de détection
- typiquement, acquisition de 64 à 128 projections en mode pas à pas (“step and shoot”) ou continu

Détecteurs SPECT : double têtes



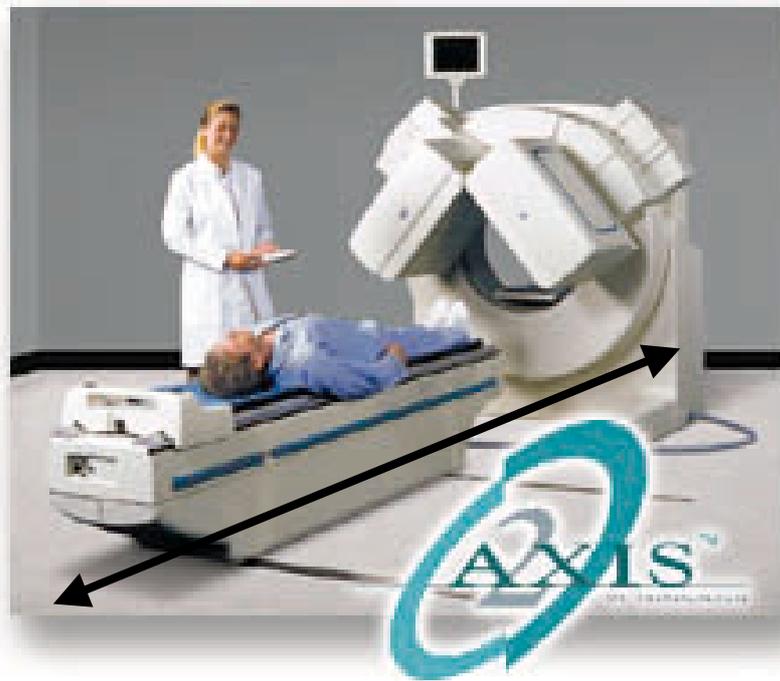
- ⇒ sensibilité multipliée par deux
- ⇒ proximité des détecteurs de la région à explorer

Détecteurs SPECT : triple têtes



⇒ sensibilité multipliée par trois

Détecteurs SPECT : mode corps entier



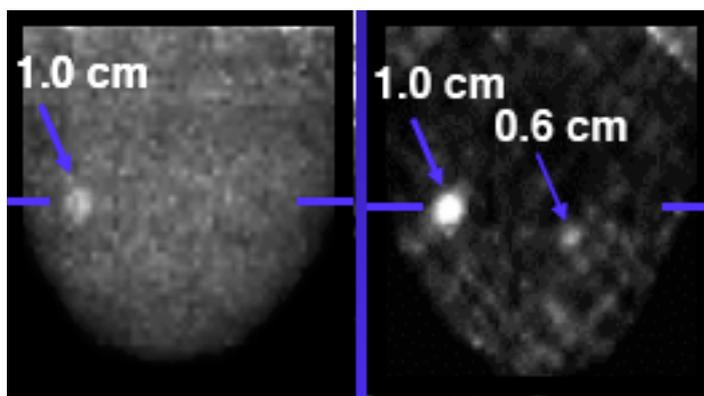
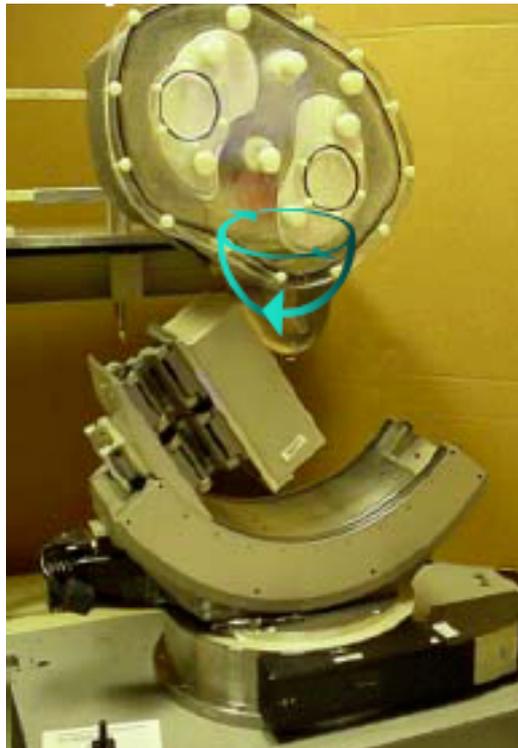
déplacement axial du lit

⇒ images tomographiques “corps entier”



Détecteurs SPECT dédiés à certaines applications

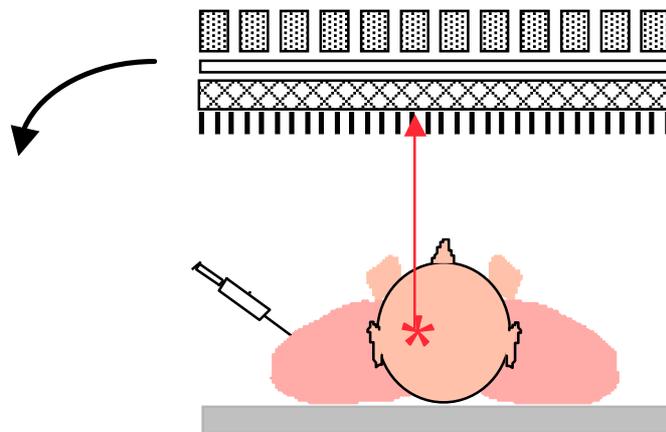
Imagerie du sein



Gamma caméra classique Caméra dédiée

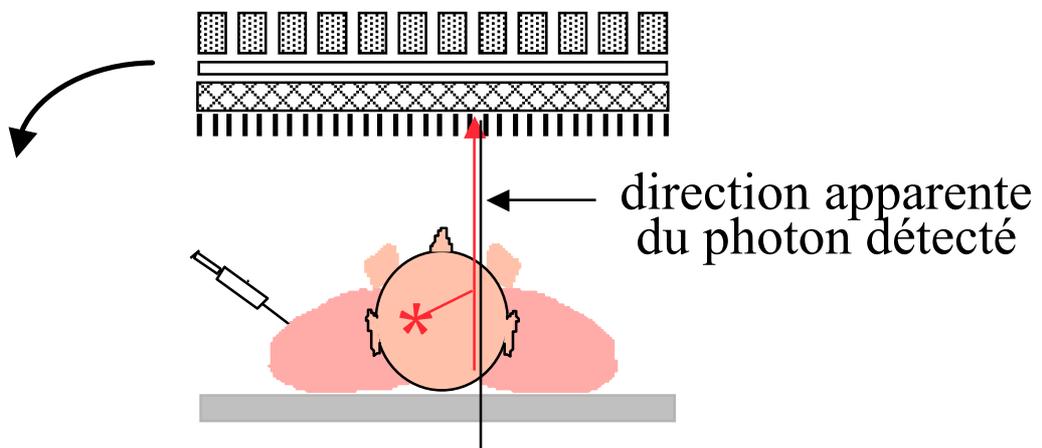
Tornai et al, Duke University Medical Center

Evénements détectés en SPECT



photons primaires

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

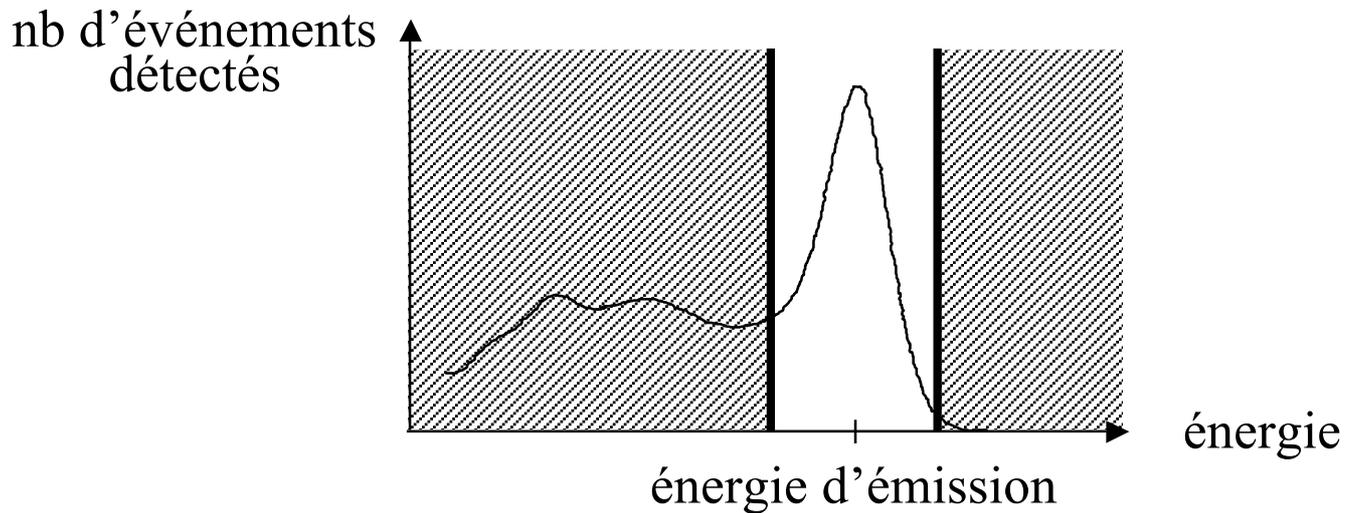


photons diffusés

- ⇒ 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

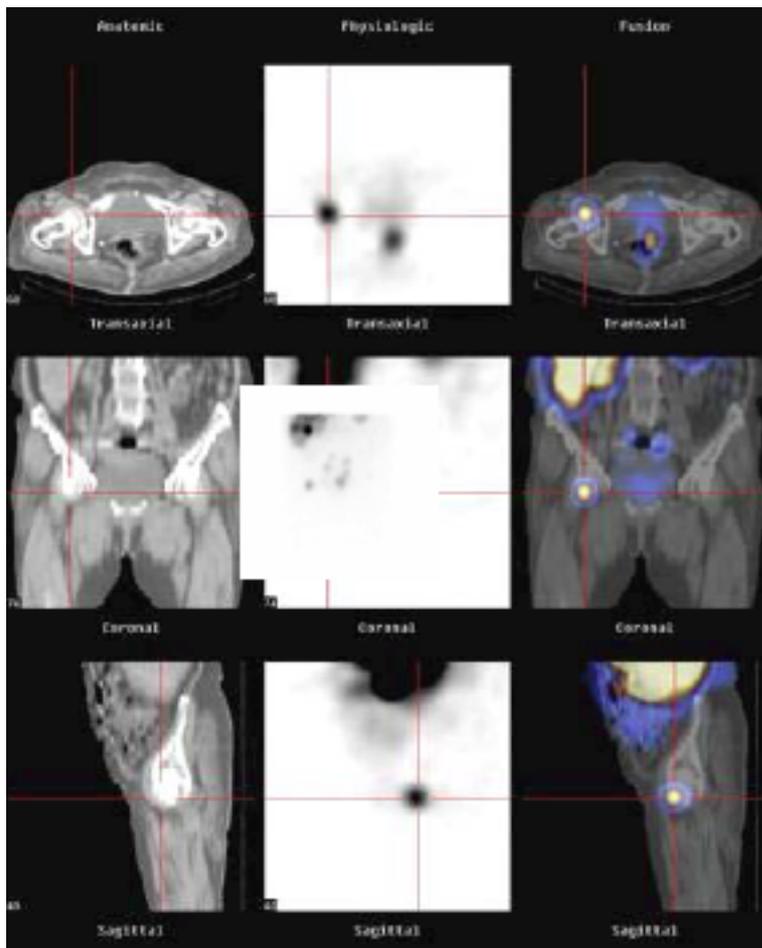
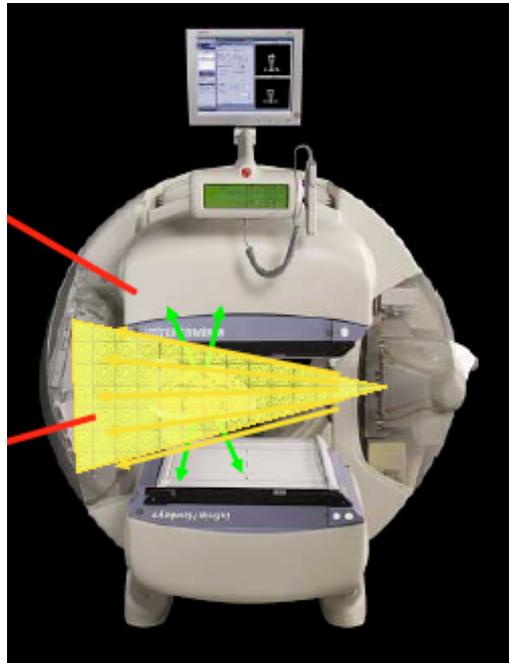
⇒ dépend du radioisotope

- Correction nécessaire

⇒ cf cours MN3

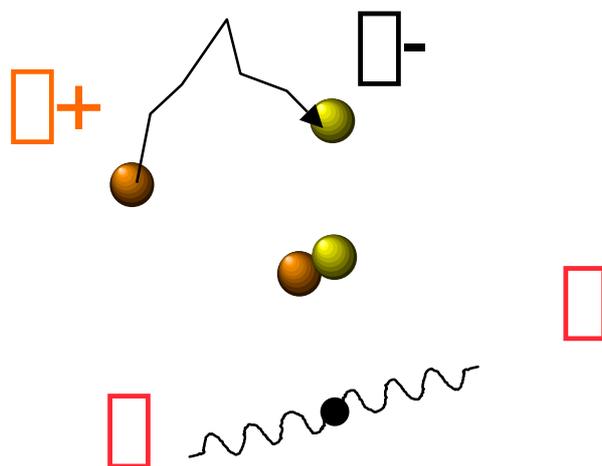


Imagerie SPECT/CT

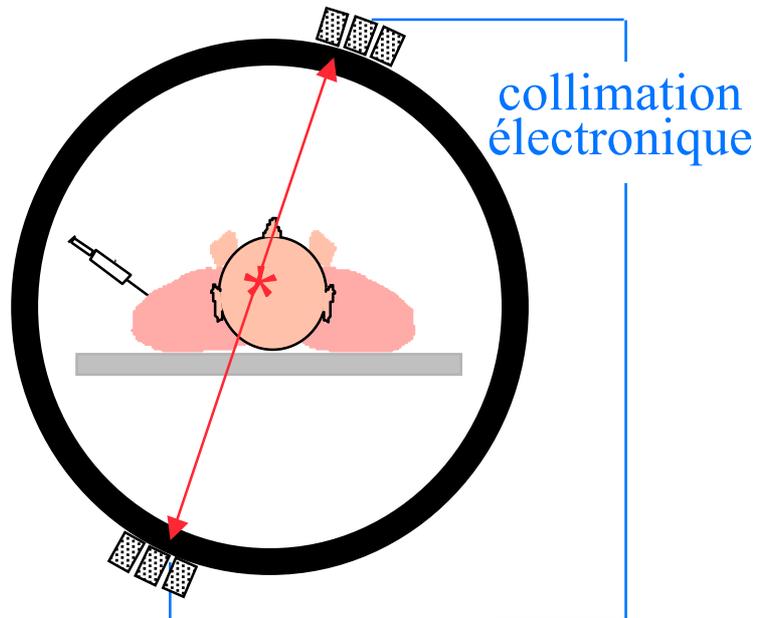


Localisation de la lésion au niveau du pelvis sur la tête fémorale droite

La tomographie d'émission de positons : PET



Notion de ligne de réponse (LOR)

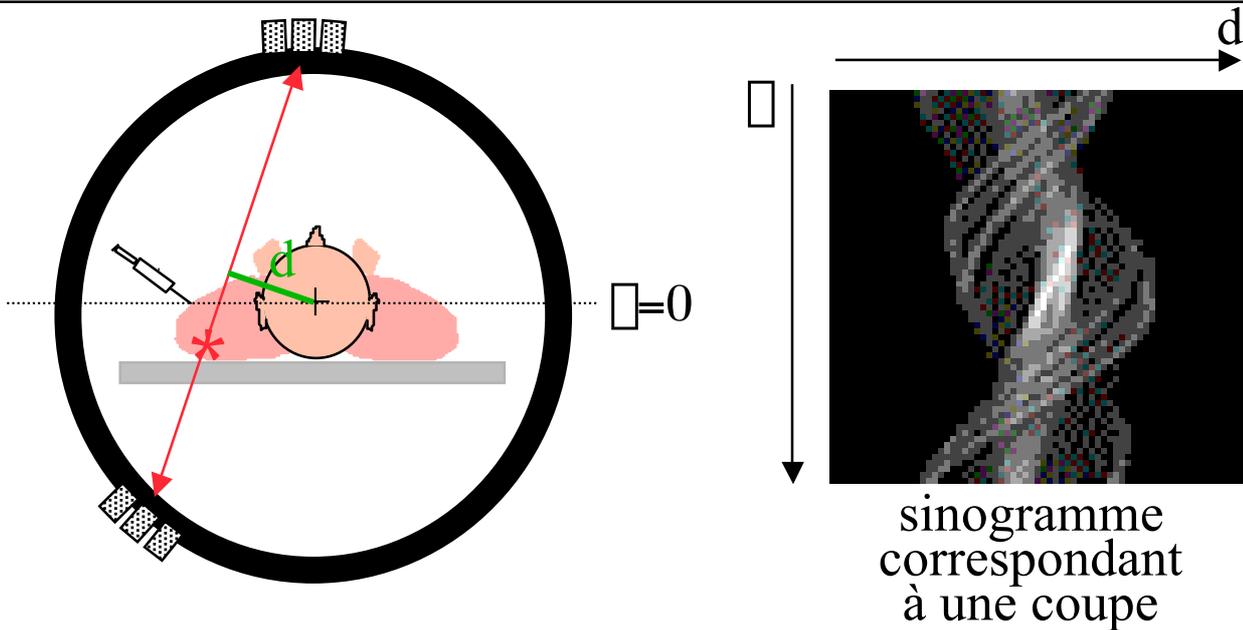


Ligne de réponse :

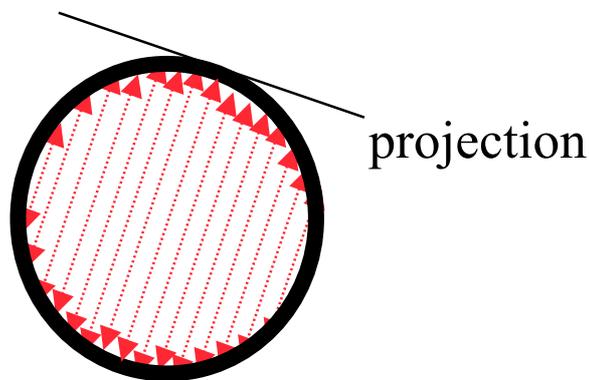
ligne joignant les 2 détecteurs ayant reçu
un signal en coïncidence

ligne de coïncidence

Notion de sinogramme en PET

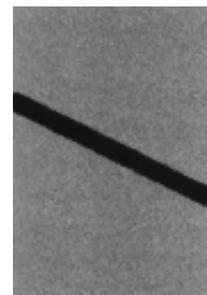


1 ligne du sinogramme : événements enregistrés sur un ensemble de LOR parallèles => 1 projection

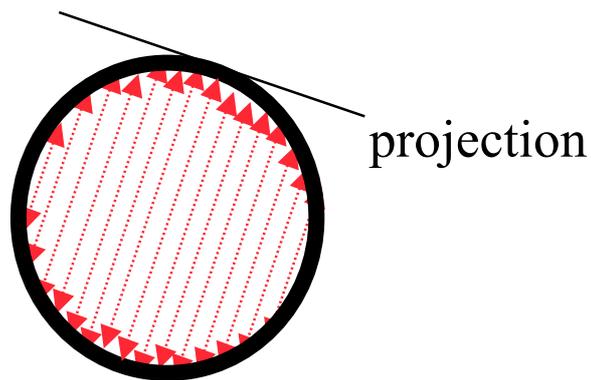
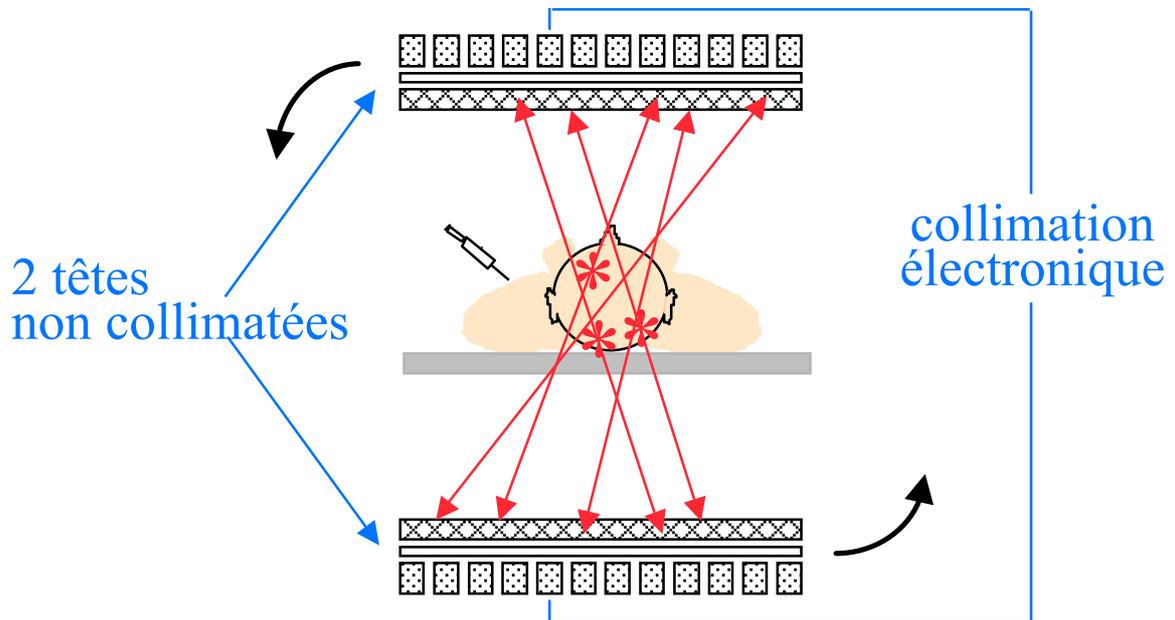


1 pixel (x, θ) du sinogramme y_i : nombre d'événements enregistrés sur la LOR repérée par la distance d et l'angle θ .

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

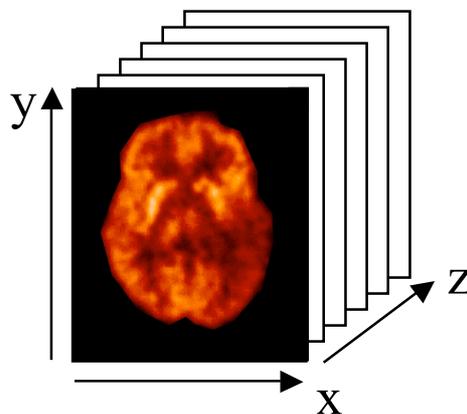


PET avec gamma caméra double tête : principe



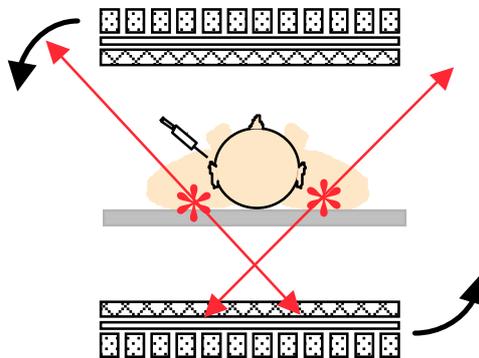
organisation des données en sinogrammes ou projections

reconstruction tomographique

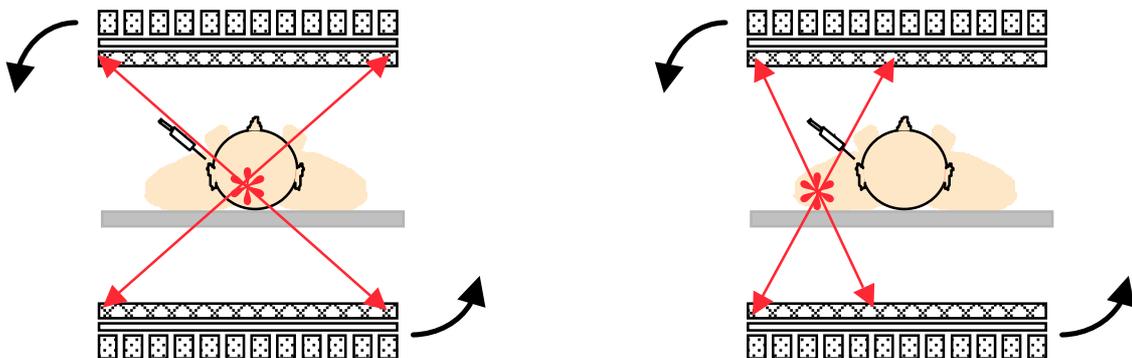


Caractéristiques du PET avec gamma caméra

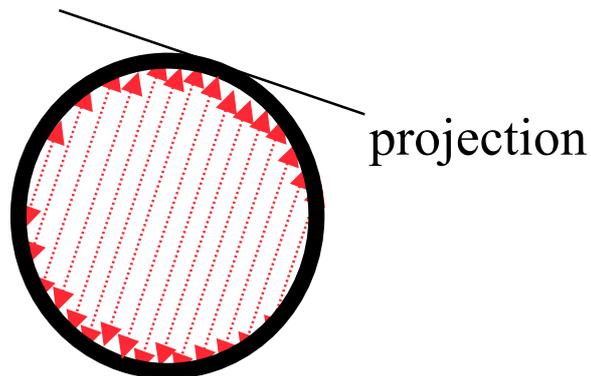
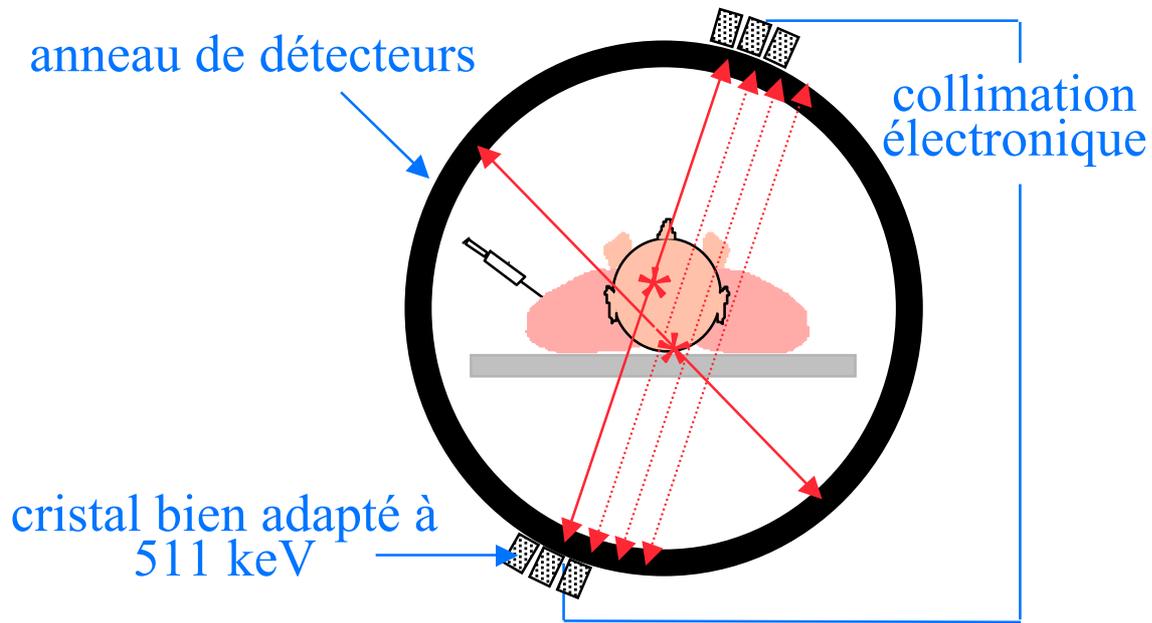
- Système versatile
 - ⇒ possibilité d'effectuer des examens PET et SPECT à partir du même instrument
- Compromis SPECT et PET
 - ⇒ optimisation difficile du système pour un fonctionnement optimal aux énergies SPECT (<200 keV) et PET (511 keV)
 - ⇒ si cristal épais, bonne efficacité en PET, mais dégradation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



- Sensibilité non stationnaire
 - ⇒ correction nécessaire

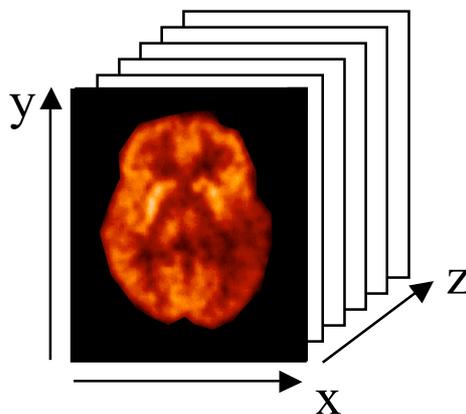


PET « dédié » : principe

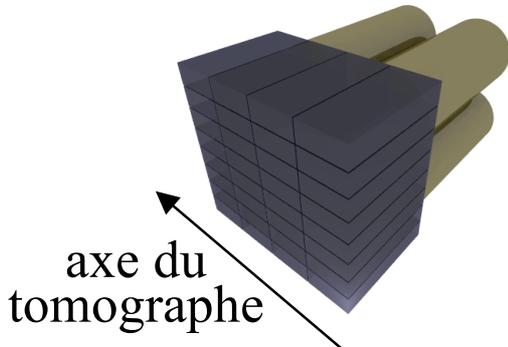


organisation des données en sinogrammes ou projections

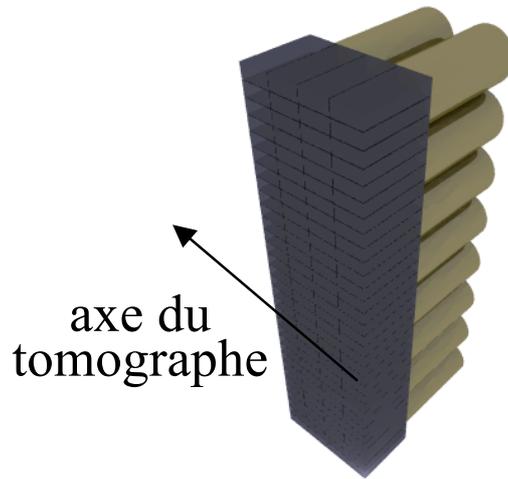
reconstruction tomographique



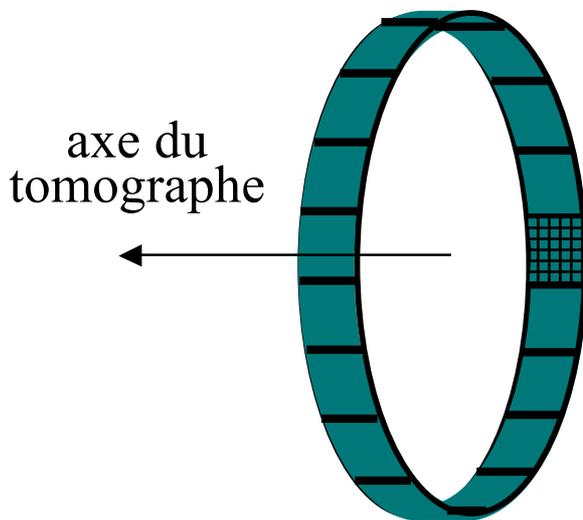
PET avec détecteurs en anneau



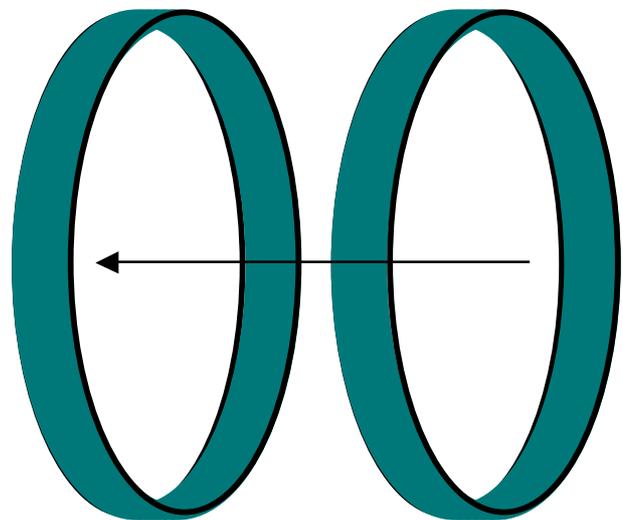
blocs de détecteurs
e.g.,
8x8 détecteurs



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

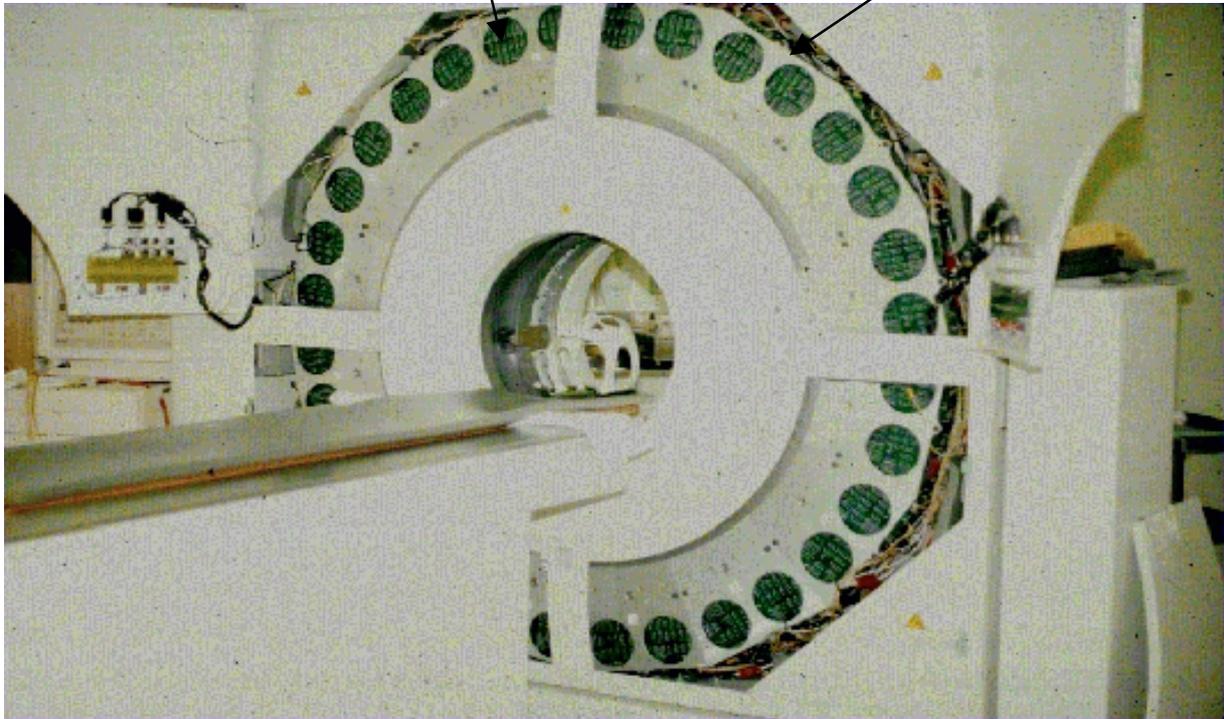


juxtaposition des couronnes
e.g.,
2 couronnes
= 8192 détecteurs

Exemple de PET avec détecteurs en anneau

bucket

1 anneau de détecteur

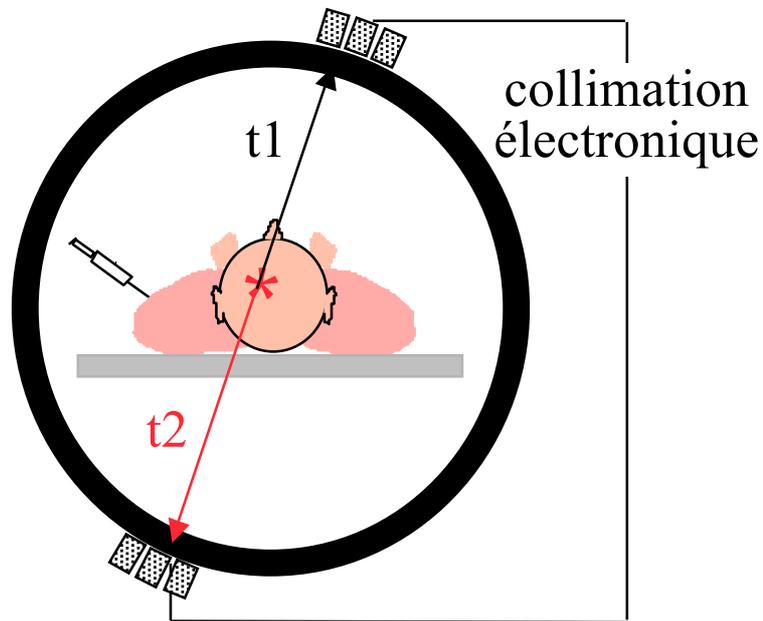


Caractéristiques du PET avec détecteurs en anneau

- Machines “dédiées”
 - ⇒ configuration optimisée pour le PET
- Paramètres “typiques”
 - plus de 500 détecteurs par anneau
 - diamètre de l’anneau ~ 80 cm
 - ~ 30 couronnes de détecteurs
 - intervalle entre 2 couronnes ~ 5 mm
 - fenêtre de coïncidence $\Delta t \sim 5 - 20$ ns

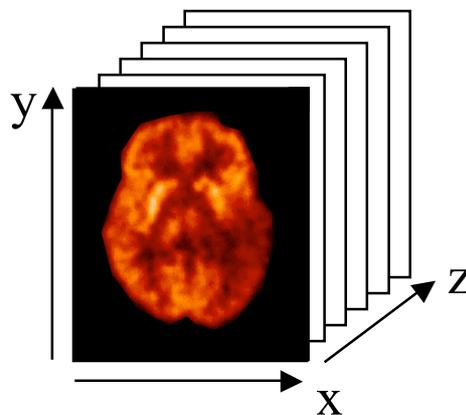


Principe du PET temps de vol



mesure de $t_2 - t_1$

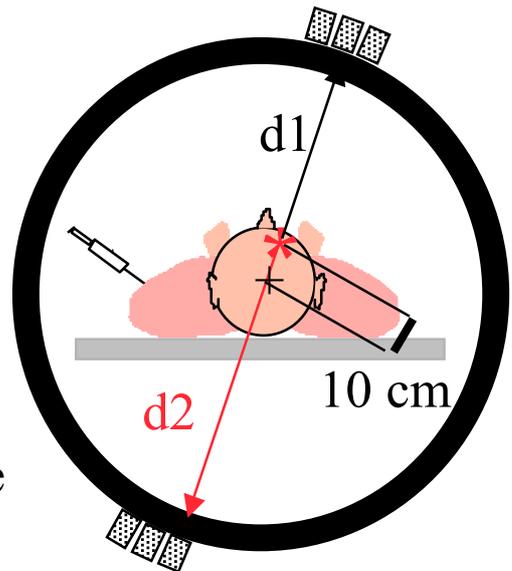
estimation directe de la position de l'annihilation sur la ligne de projection
(a priori, pas de reconstruction tomographique nécessaire)



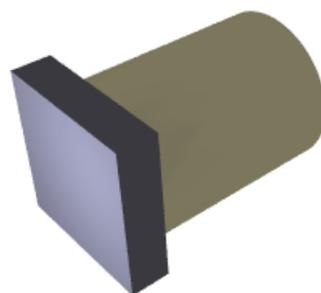
Contraintes liées au PET temps de vol

- Cristal à décroissance temporelle très rapide
 - ⇒ BaF2 (0,8 ns)
 - ⇒ fenêtre de coïncidence $\Delta \sim 0,4 - 4$ ns

- Emission à 10 cm du centre
 - ⇒ $d1 - d2 = 20$ cm
 - ⇒ $t1 - t2 = 667$ ps
 - ⇒ localisation de l'émission avec 10 cm d'imprécision
 - ⇒ nécessité d'effectuer une reconstruction tomographique adaptée



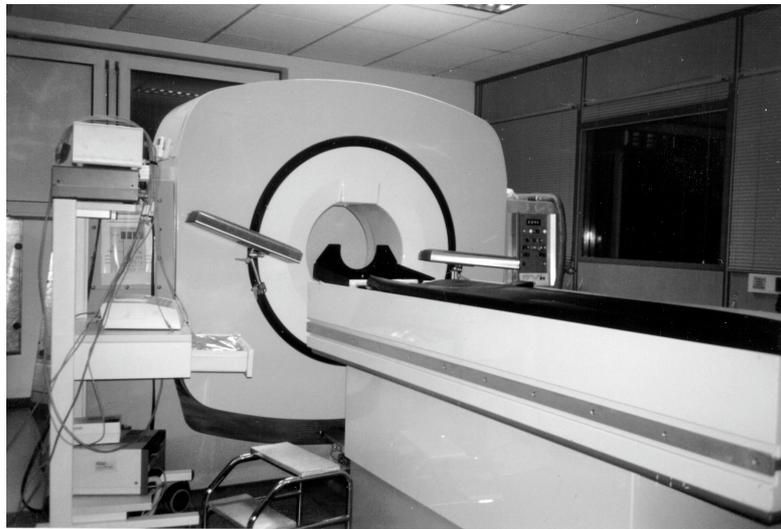
- 1 tube photomultiplicateur associé à chaque cristal



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



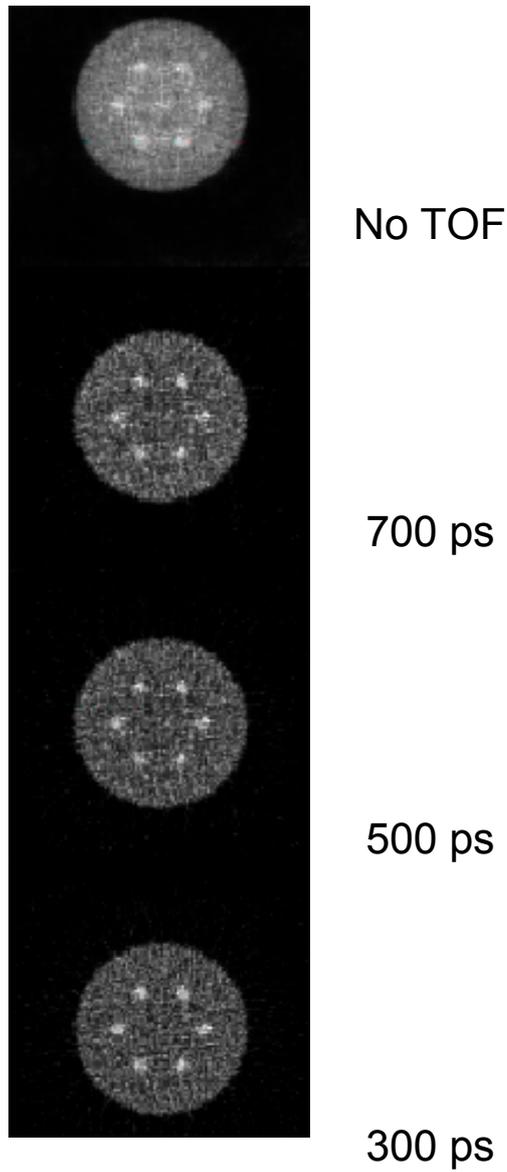
Les travaux sur le PET TOF sont arrêtés dans les années 90

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

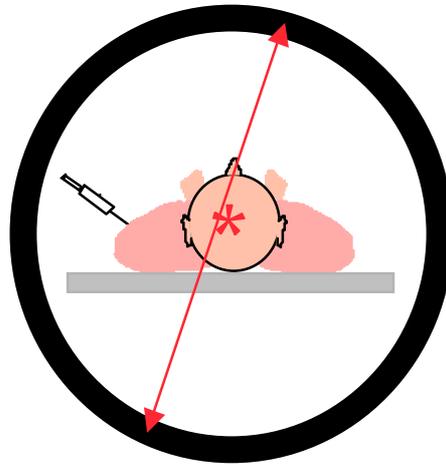


Intérêt du PET temps de vol



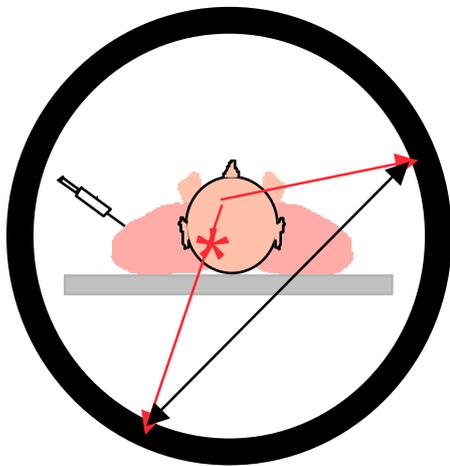
Groiselle et al, IEEE MIC Conf Rec 2004

Evénements détectés en PET



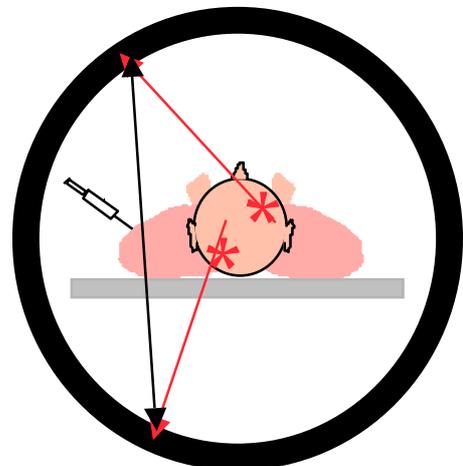
coïncidences vraies

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



coïncidences diffusées

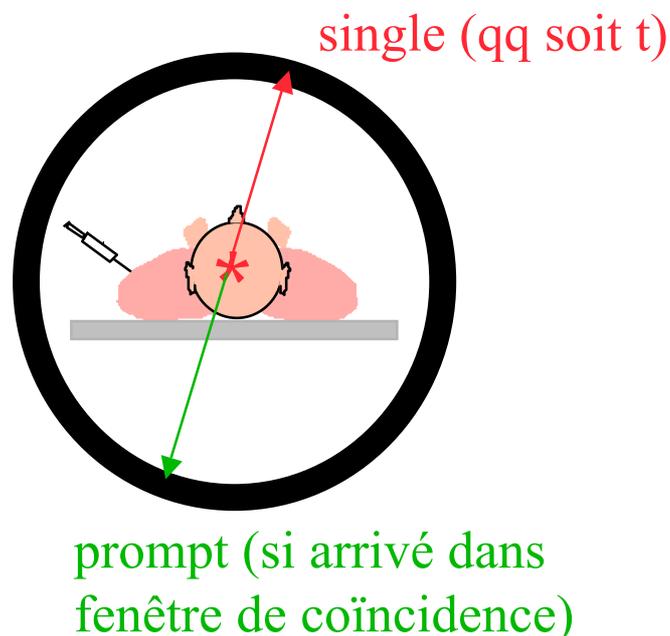
- ⇒ mauvaise localisation
- ⇒ diminution du contraste
- ⇒ biais quantitatif



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

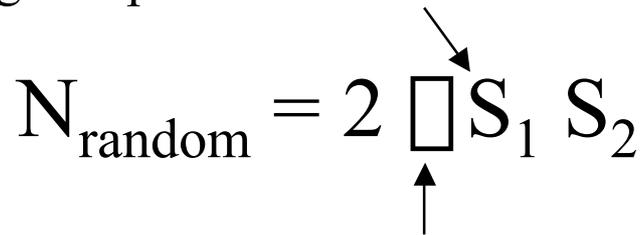
Scattered (diffusé) : prompts issus d'une diffusion Compton

Trues : prompts - (scattered + multiples + randoms)

Importance des coïncidences fortuites en PET

- Nombre de coïncidences fortuites

Nb d'événements simples
enregistré par le détecteur 1

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


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

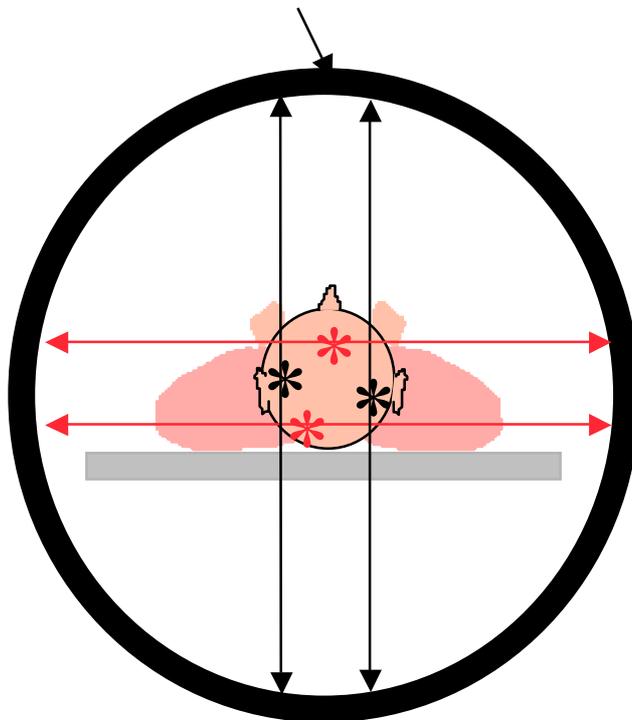
- Réduction des coïncidences fortuites

- par réduction de la fenêtre de coïncidence

⇒ une correction reste cependant nécessaire

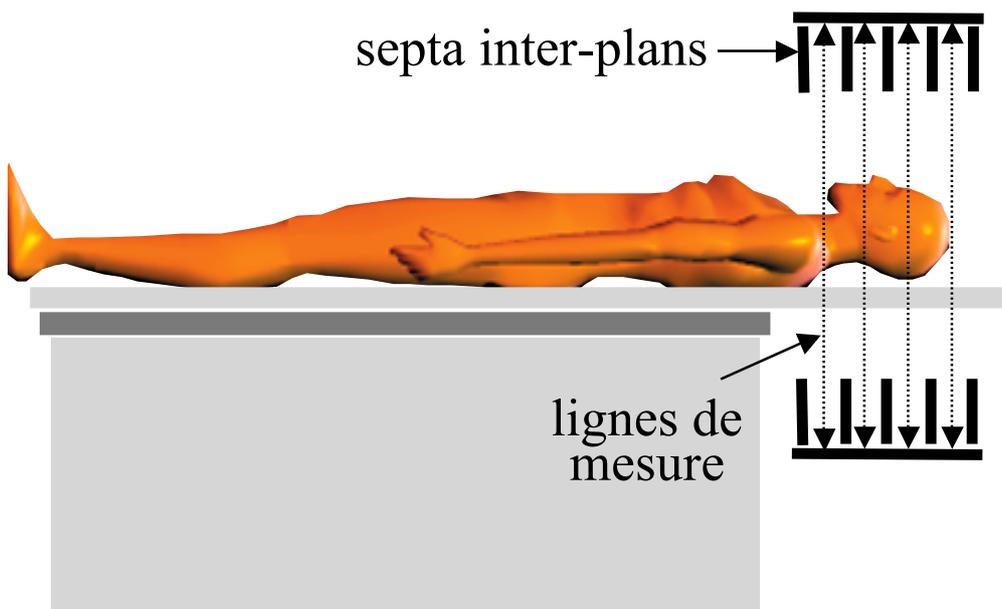
PET 2D : principe

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

septa inter-plans



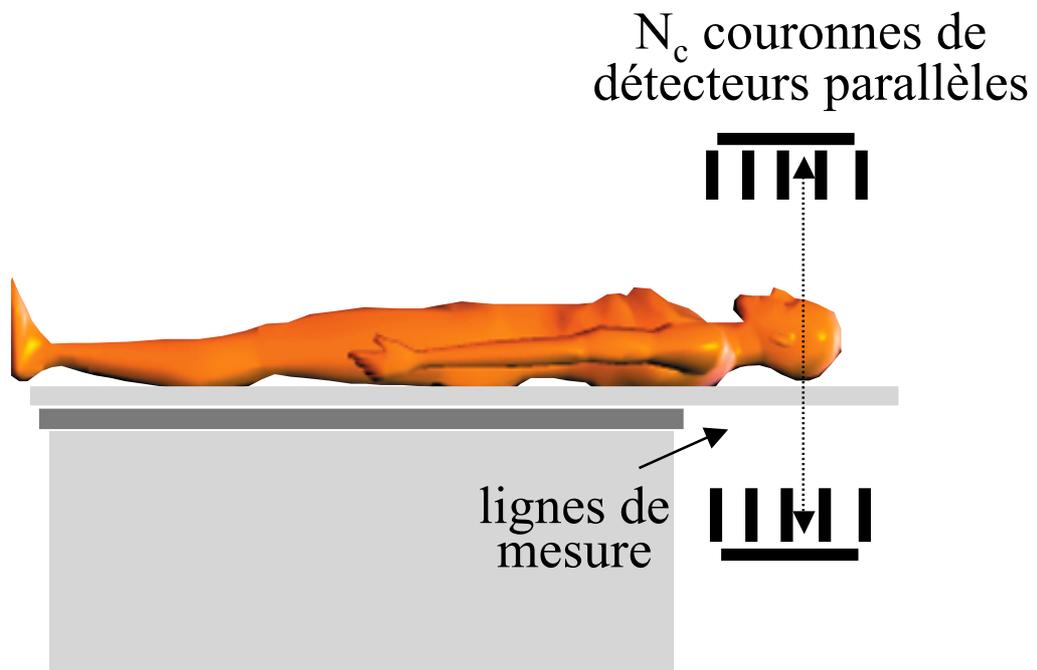
lignes de mesure

Vue axiale

Caractéristiques du PET 2D

- Imagerie 2D

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

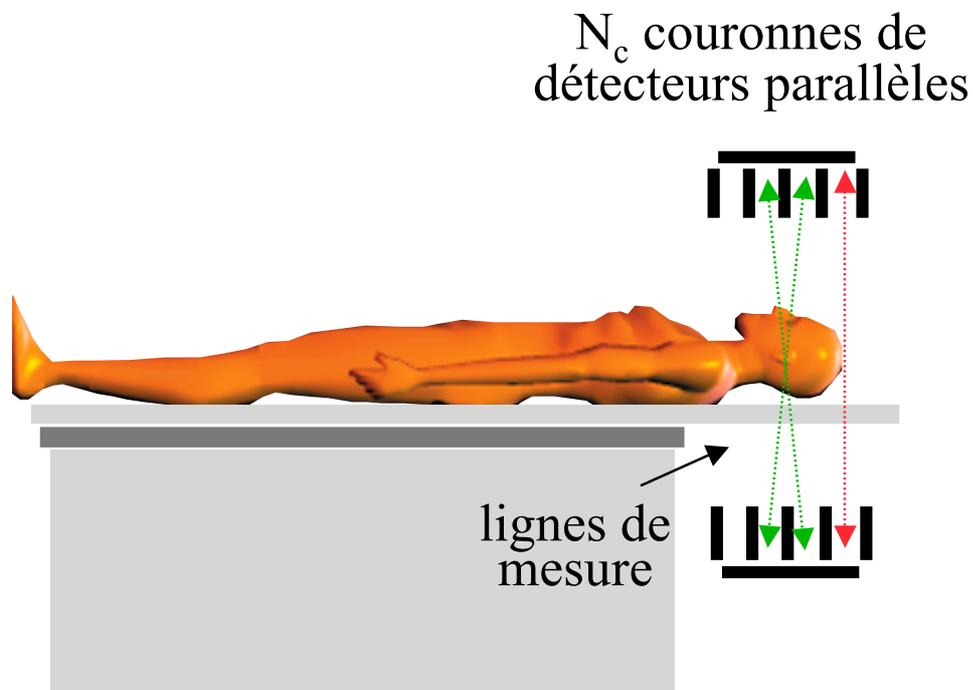


Inconvénients :

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

PET 2D en pratique

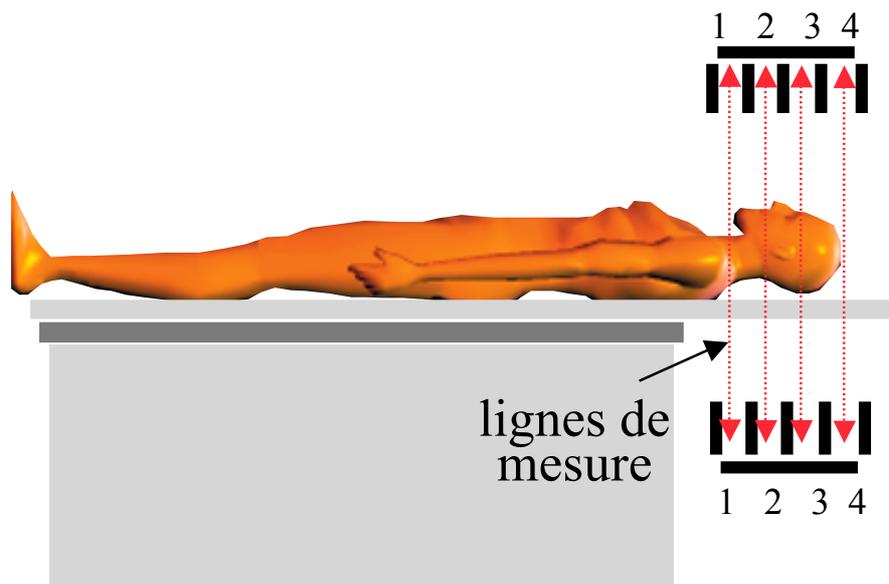
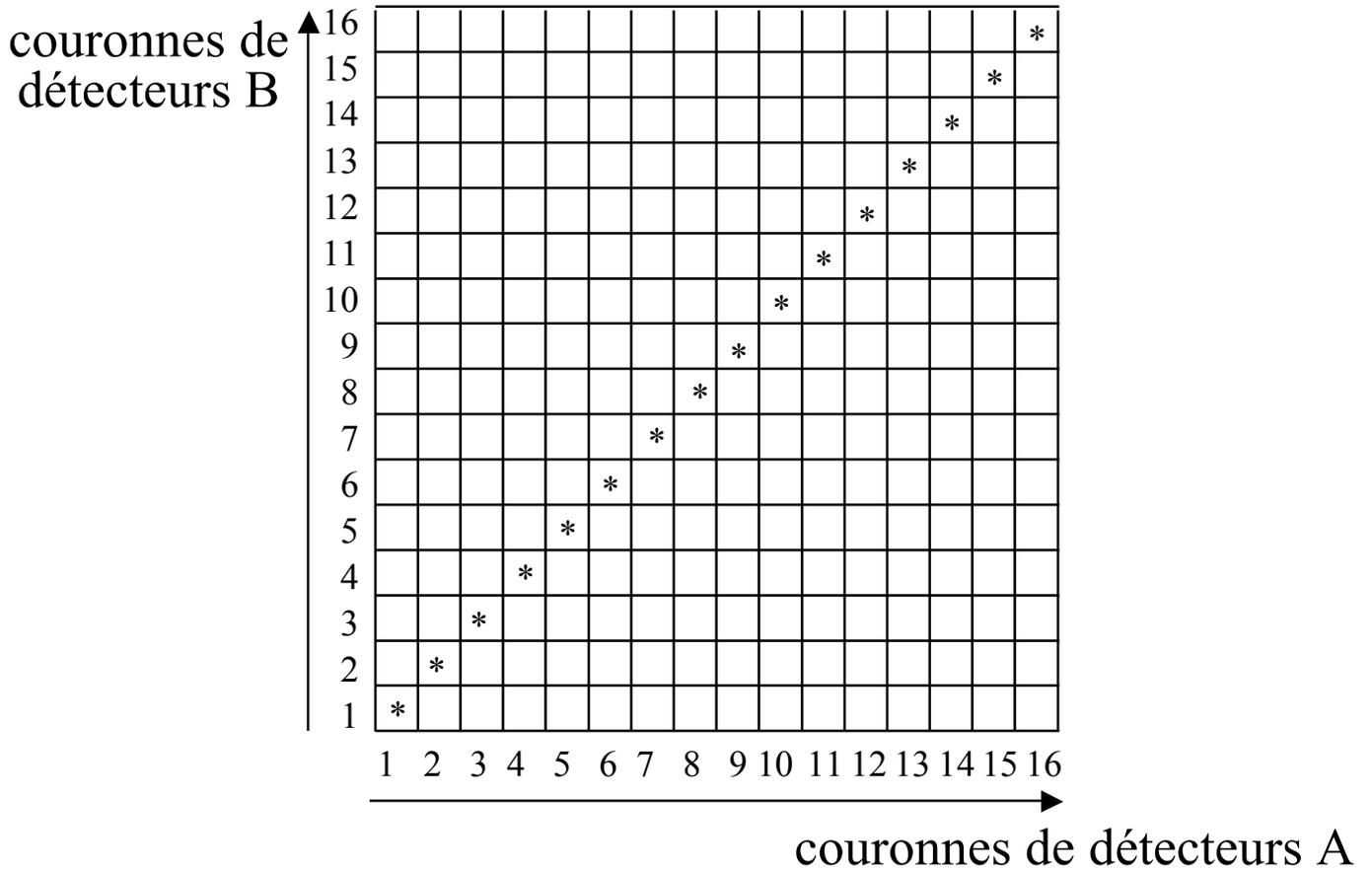
- Adjonction de lignes de mesures obliques



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

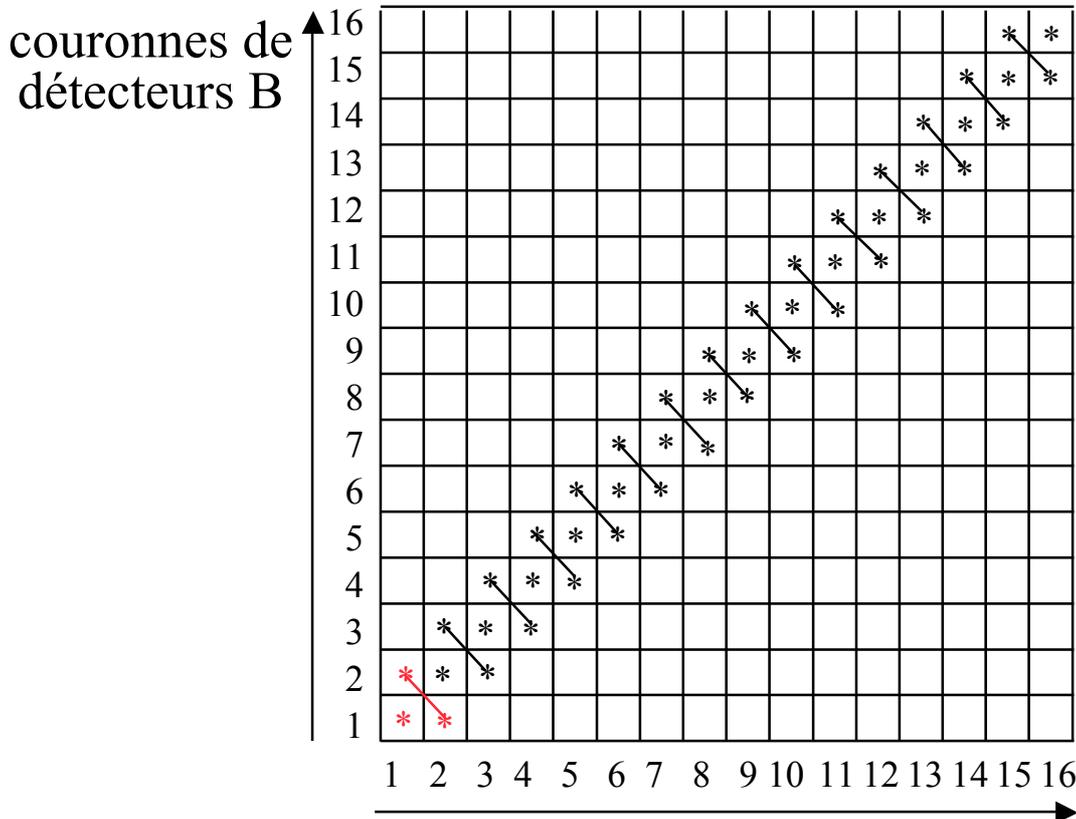
Notion de michelogramme

- Tableau décrivant la combinaison des données axiales



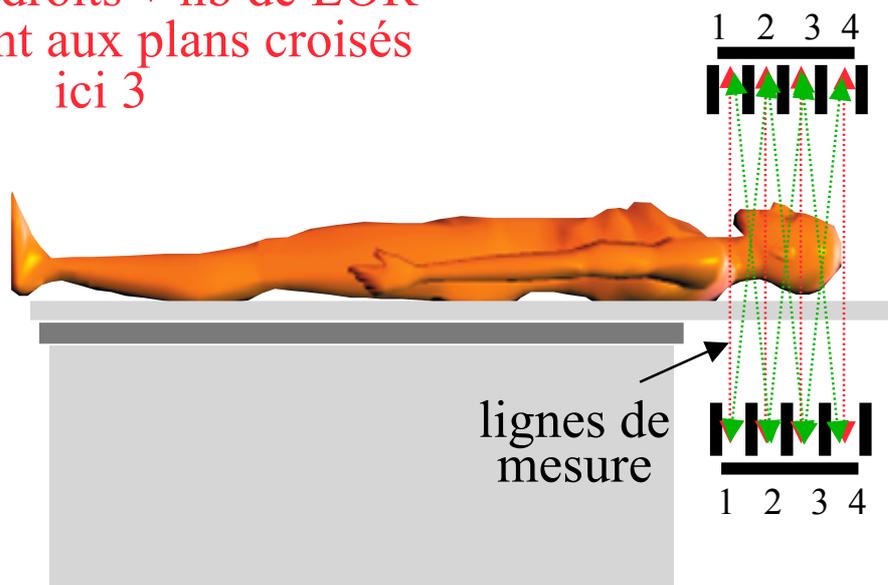
Notions de michelogramme et span

- Tableau décrivant la combinaison des données axiales



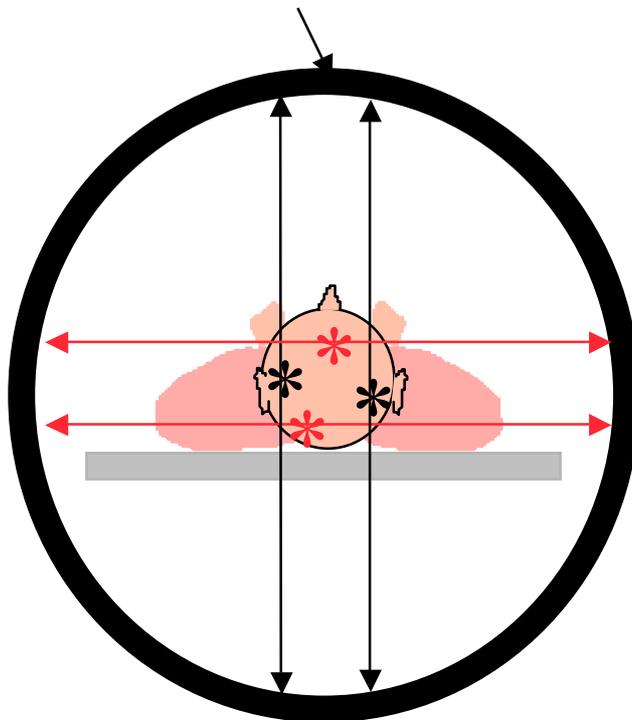
span = nb de LOR contribuant aux plans droits + nb de LOR contribuant aux plans croisés
ici 3

couronnes de détecteurs A



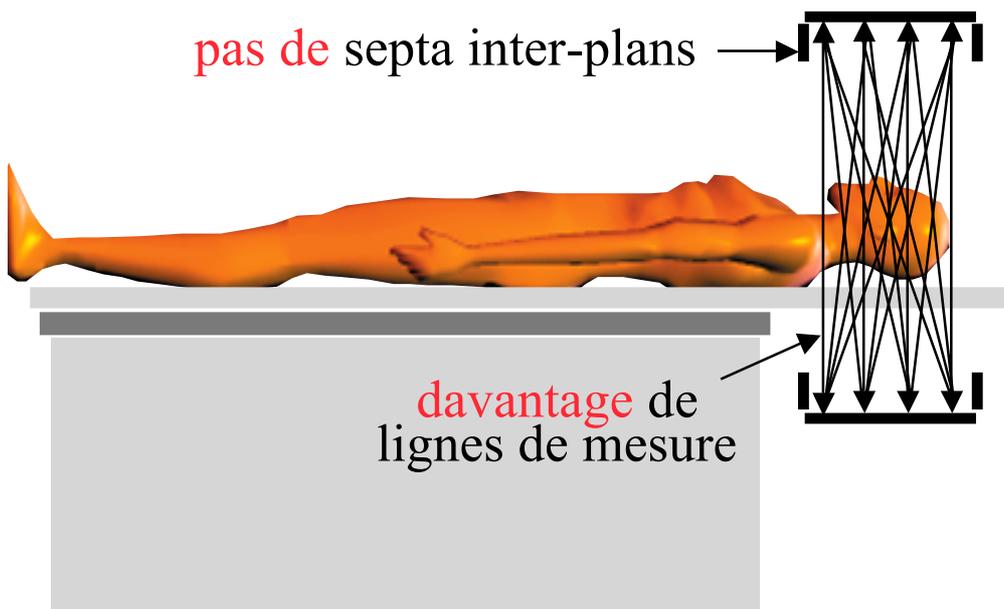
PET 3D

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

pas de septa inter-plans

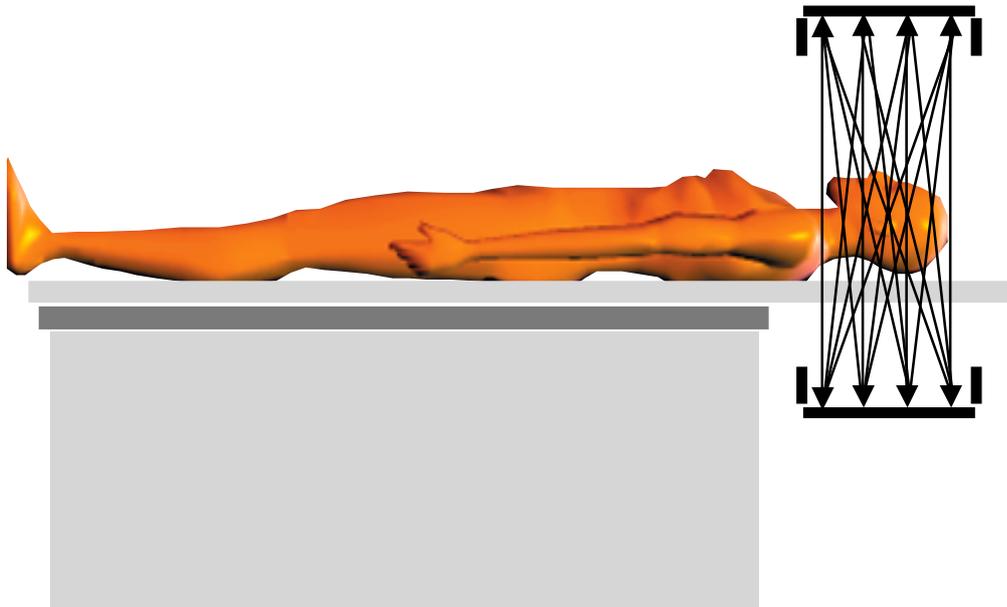


davantage de
lignes de mesure

Vue axiale

PET 3D : contrôle des LOR acceptées

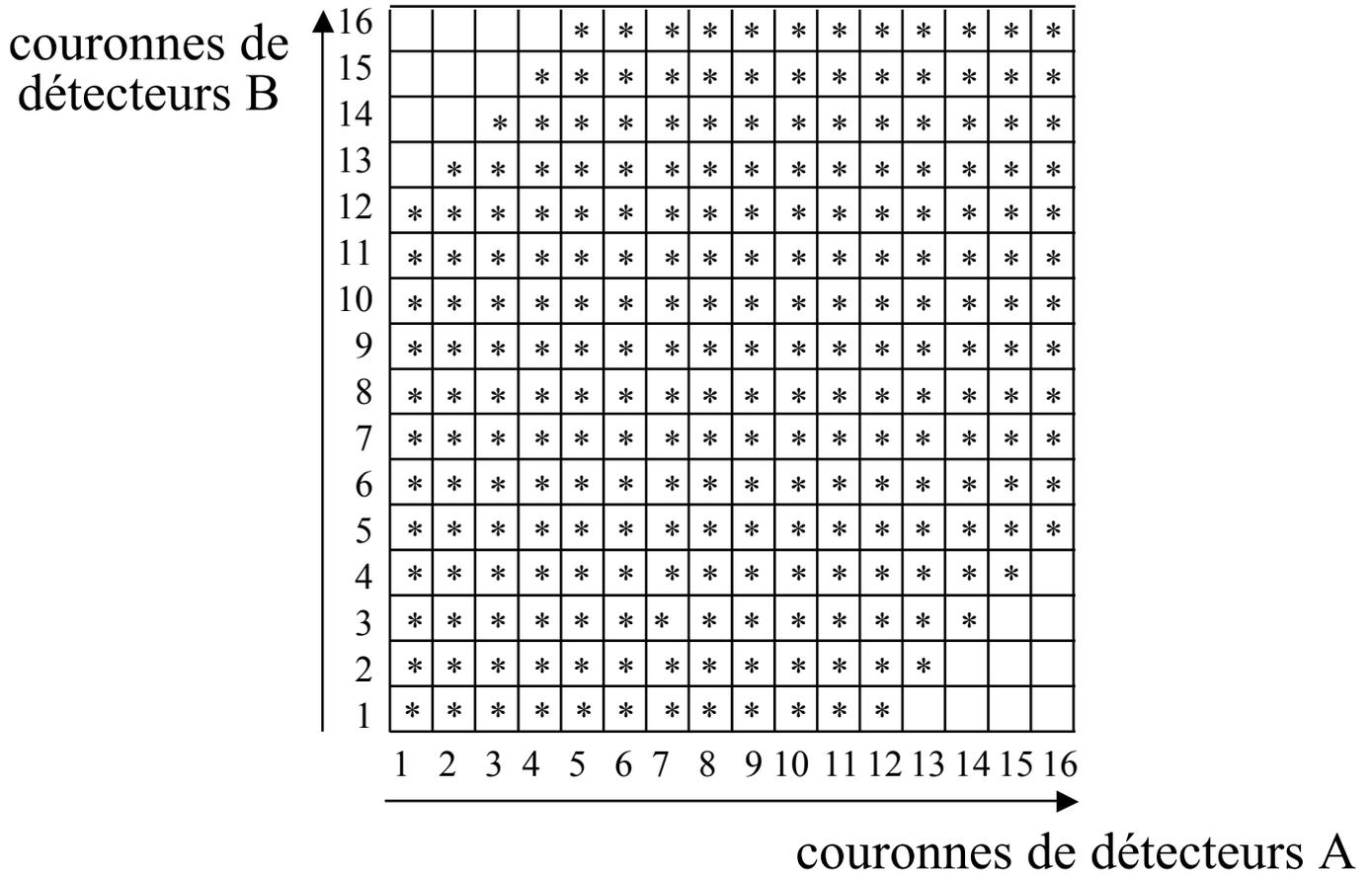
Distance maximale des couronnes (DMC)
entre lesquelles les LOR sont acceptées



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

Sensibilité de détection variable axialement

PET 3D : exemple de michelogramme



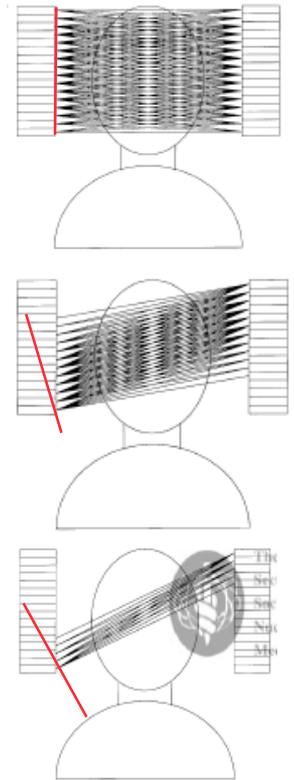
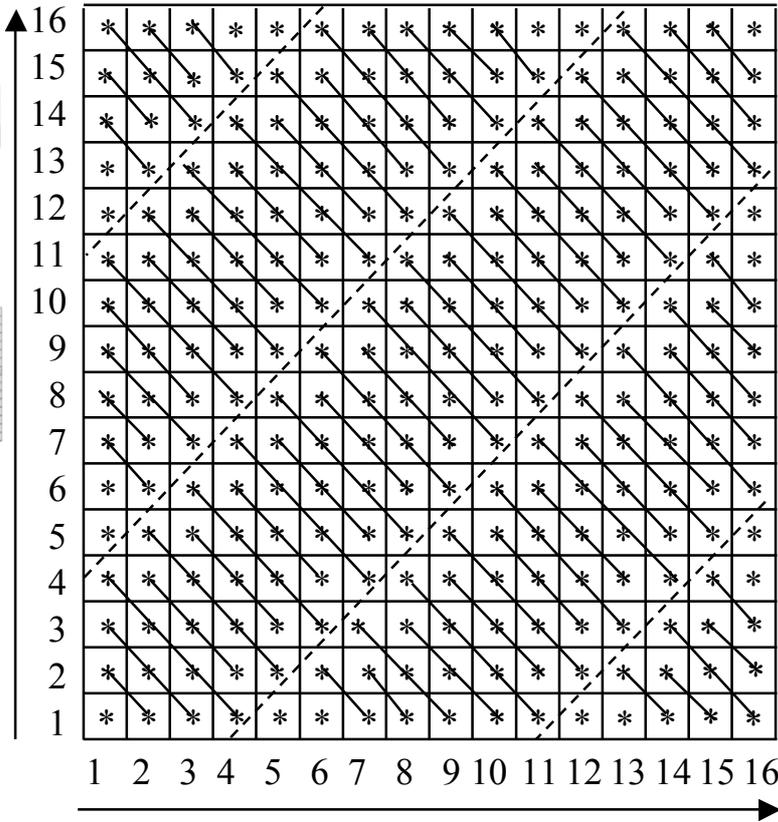
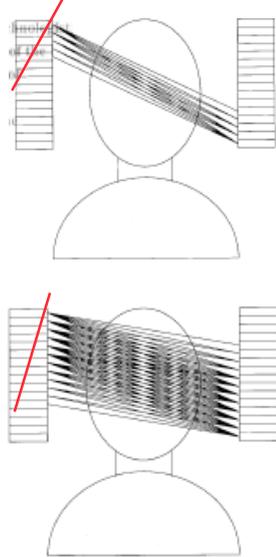
$$N_c = 16$$

$$DMC = 11$$

PET 3D : DMC et span

Description complète d'une acquisition PET 3D

couronnes de détecteurs B



couronnes de détecteurs A

$$N_c = 16$$

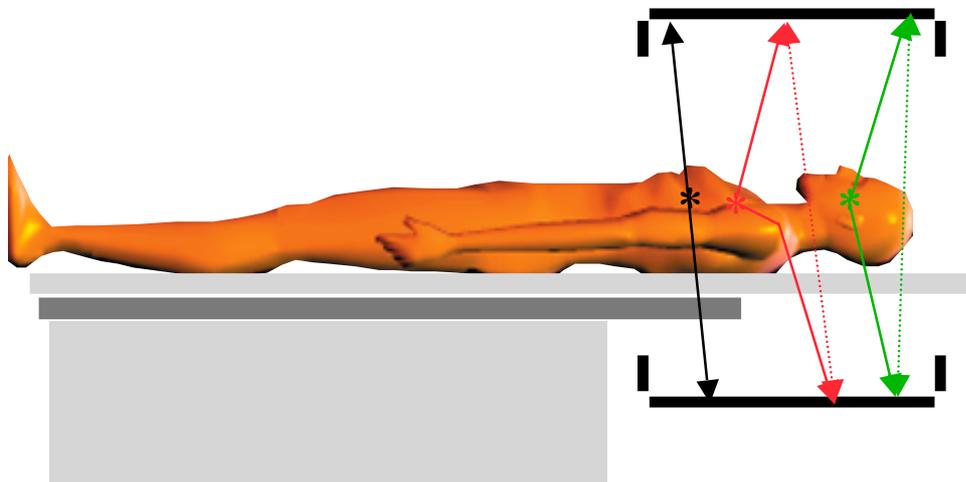
$$\text{DMC} = 15$$

$$\text{span} = 7$$

5 segments = 5 directions de projection axiale

Caractéristiques du PET 3D

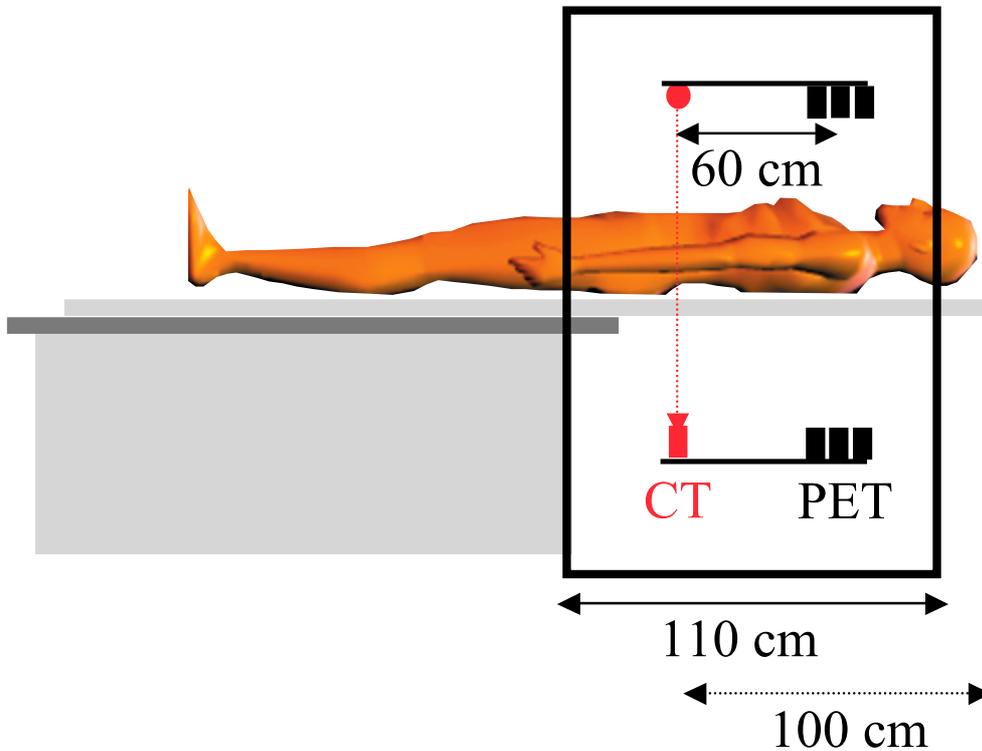
- Imagerie réellement tridimensionnelle
 - ⇒ reconstruction intégrant les lignes de coïncidence inter-coupe
- Augmentation de la sensibilité : plus d'événements sont comptabilisés
 - grâce au retrait des septas
 - grâce à l'augmentation du nombre de lignes de mesures
 - ⇒ e.g., multiplication de sensibilité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



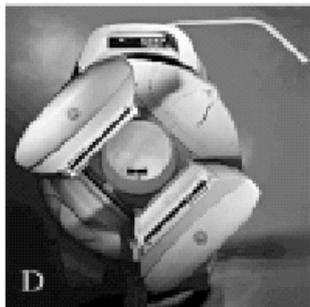
- Augmentation sensible de la proportion de **fortuits**
- Augmentation du temps mort
- Complexité de l'algorithmique de reconstruction accrue

Détecteurs bimodaux PET/CT

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

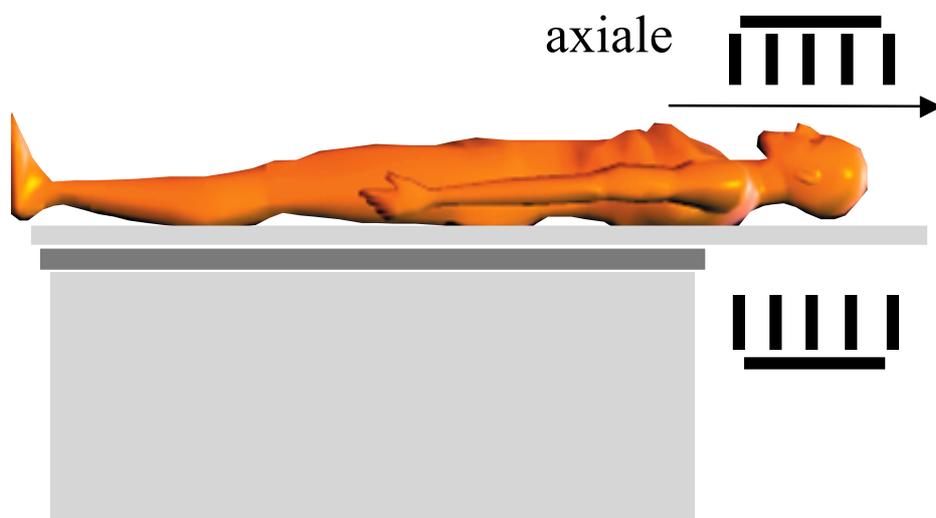
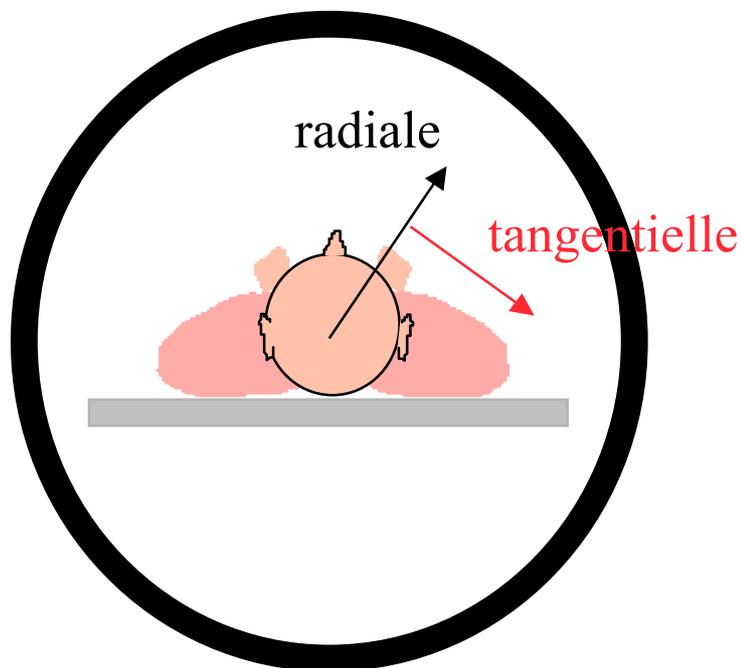


Proof of concept : 1998 (Université de Pittsburgh)



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

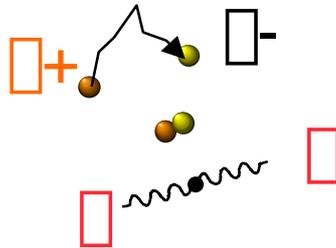
Caractéristiques du PET : résolution spatiale



⇒ définitions valables aussi en SPECT

Résolution spatiale en PET : limitations physiques

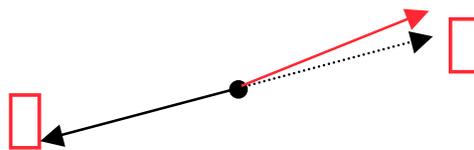
- Libre parcours moyen des positons avant annihilation



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



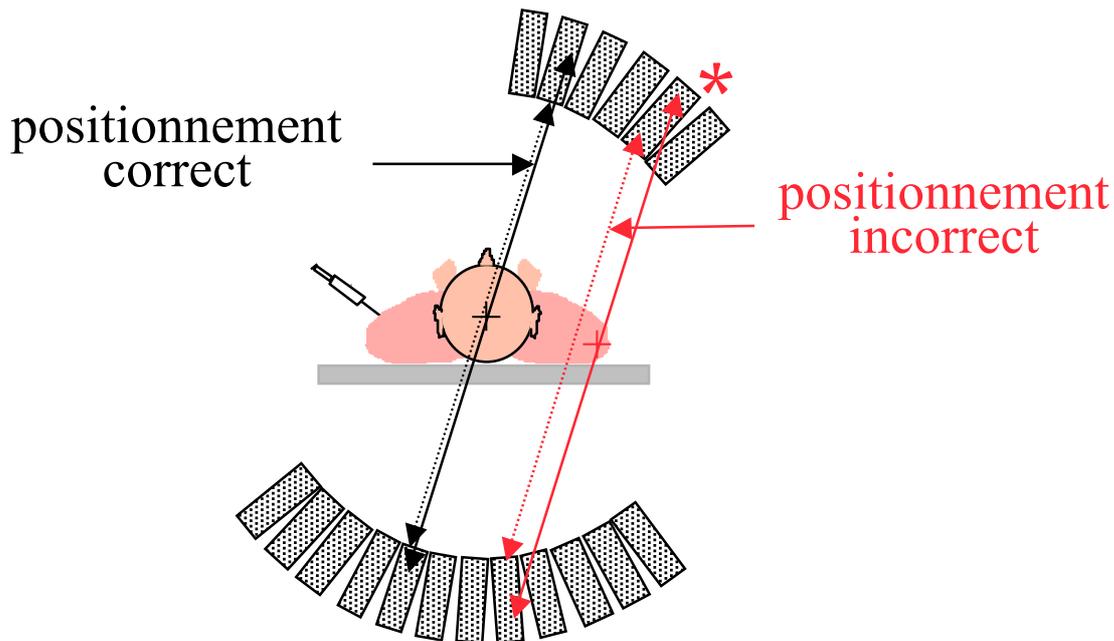
- ⇒ effet dépendant du diamètre d de l'anneau
- ⇒ dégradation de LMH de 1 à 2 mm

- 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

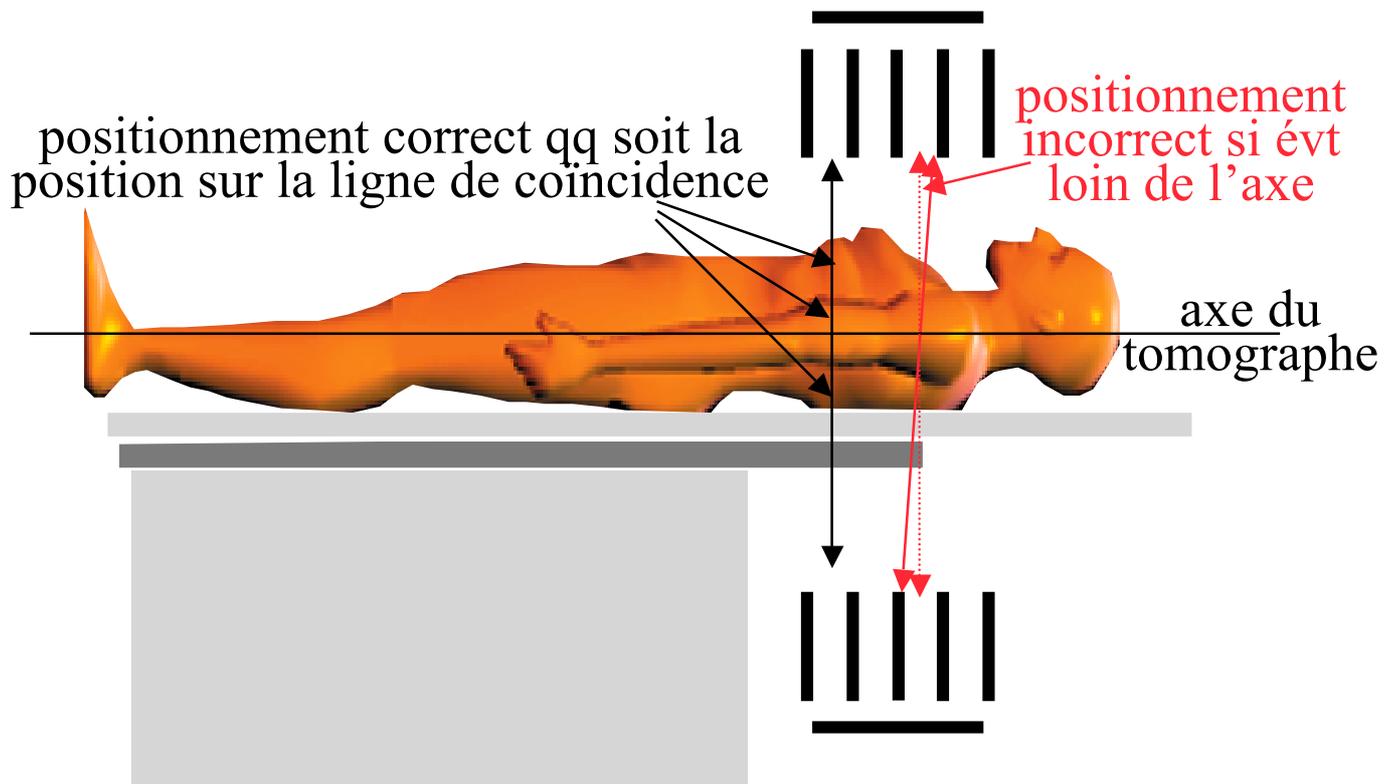
- Dans le plan transverse



- ⇒ 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

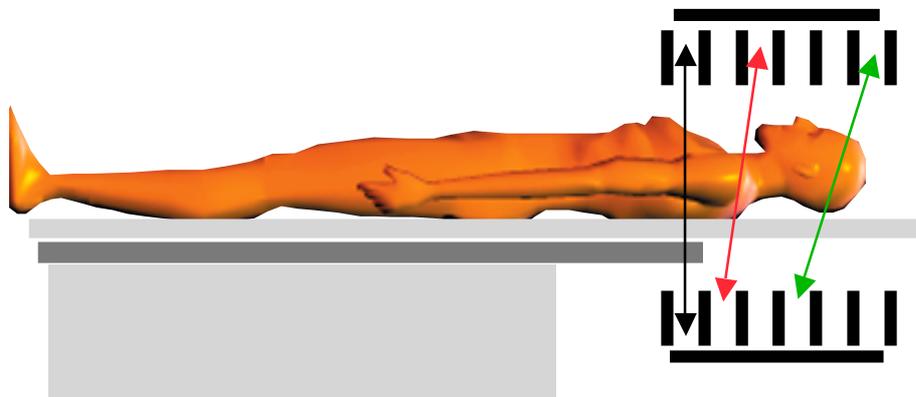
- Non uniforme axialement



- ⇒ 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 ~ 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



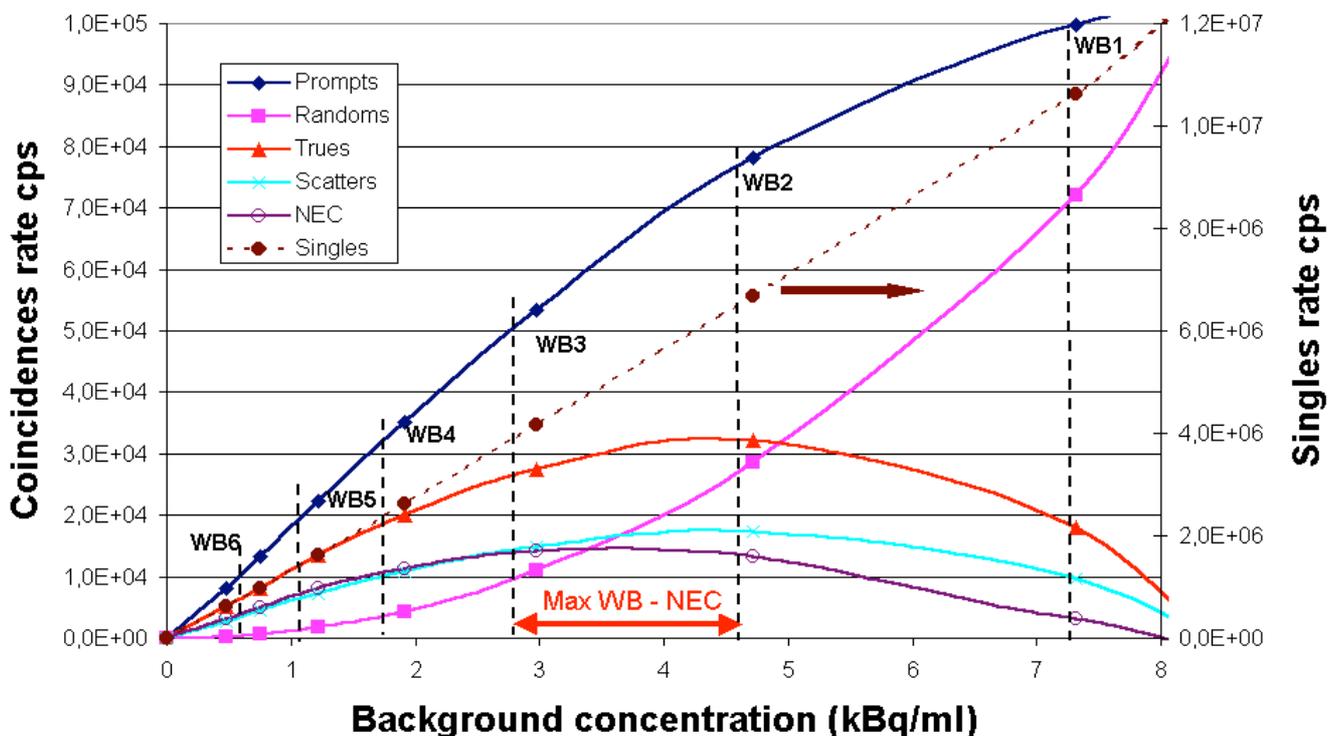
- présence ou absence de septa entre les couronnes (mode 2D ou 3D)

Caractéristiques du PET : Noise Equivalent Count

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

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

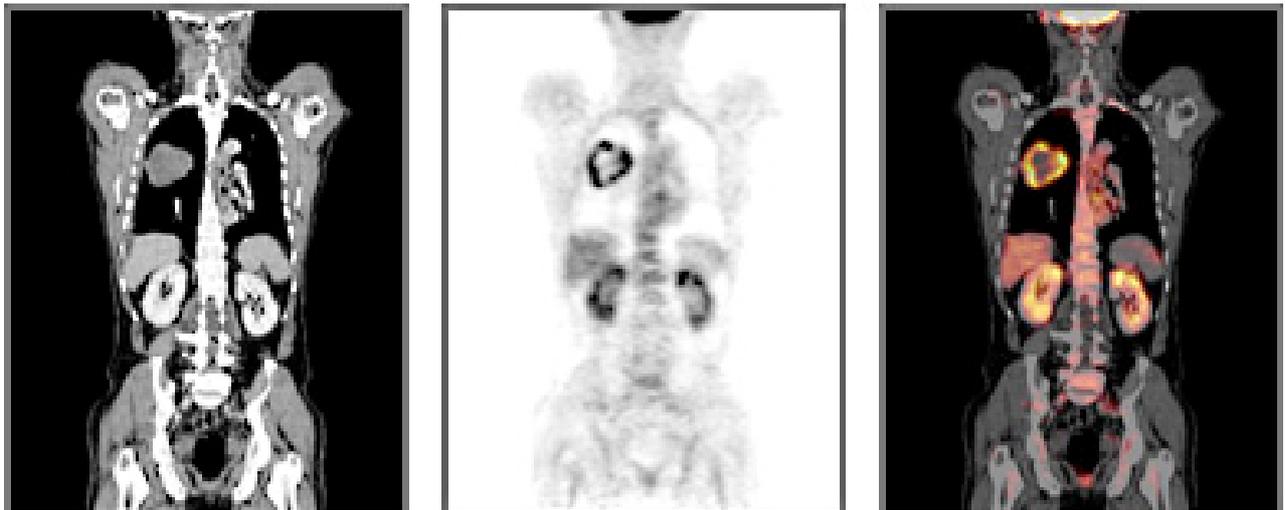
- ⇒ s’exprime en nombre de coups (dizaine de kcps)
- ⇒ non corrélé directement avec la qualité d’image
- ⇒ dépend de façon complexe de la distribution d’activité présente dans le champ de vue
- ⇒ diminue quand le temps mort augmente



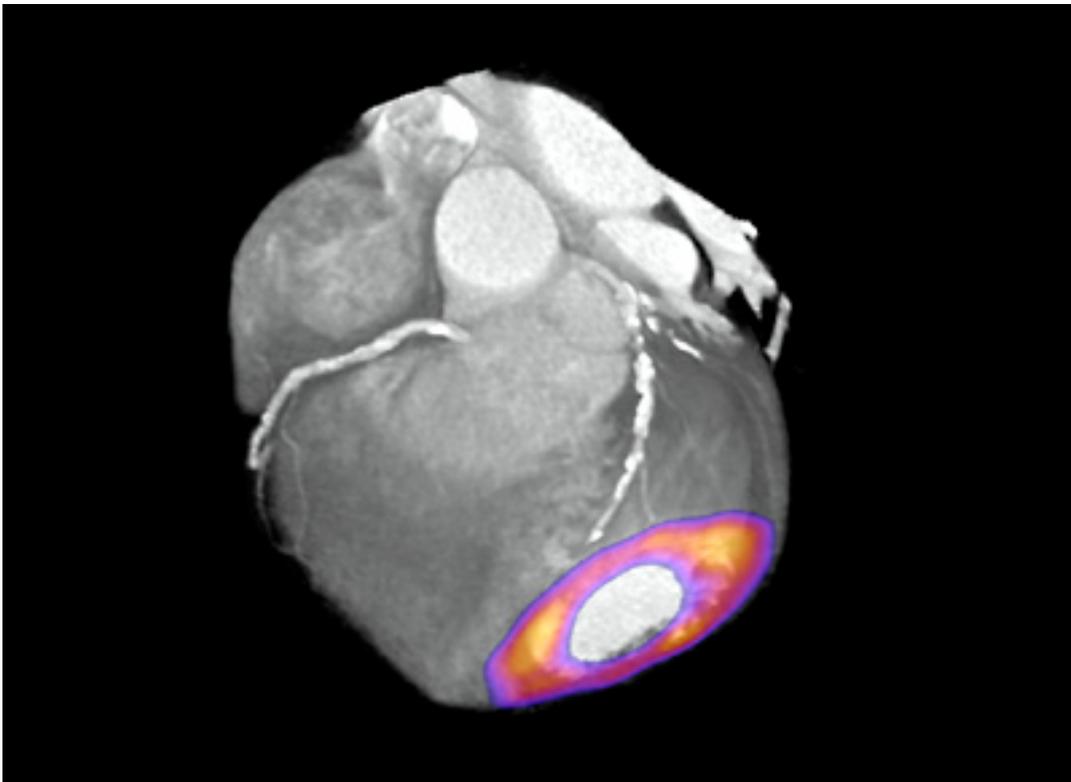
Graphé tiré de De Dreuille et al, J. Nucl. Med. 2000 (abstract)

Caractéristiques de l'imagerie bimodale PET/CT

- 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 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