

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

Irène Buvat
U678 INSERM
Paris

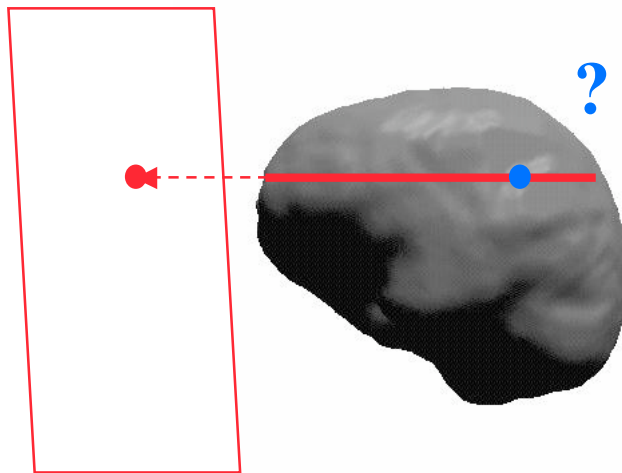
buvat@imed.jussieu.fr
<http://www.guillemet.org/irene>

octobre 2005

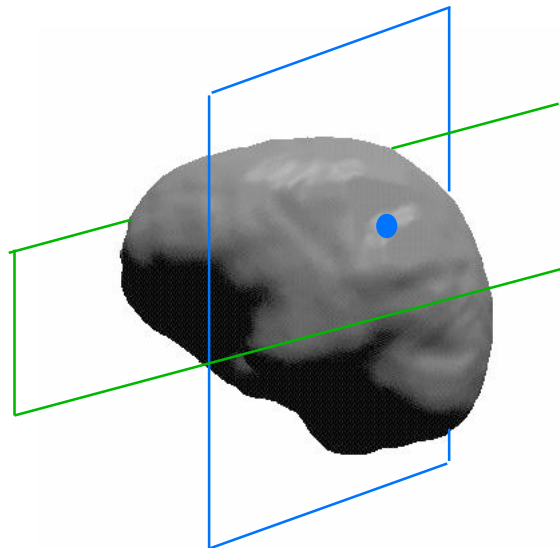
Plan du cours

- 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



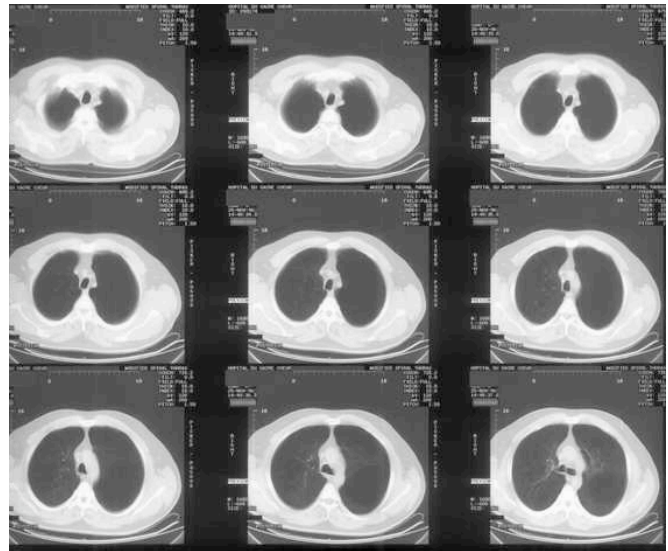
Imagerie tomographique :
coupes d'orientation quelconque à travers l'objet :
imagerie 3D

Imagerie planaire et imagerie tomographique (2)

Rayons X :

Imagerie planaire (2D) = radiographie conventionnelle

Imagerie tomographique (3D) = tomodensitométrie (scanner)

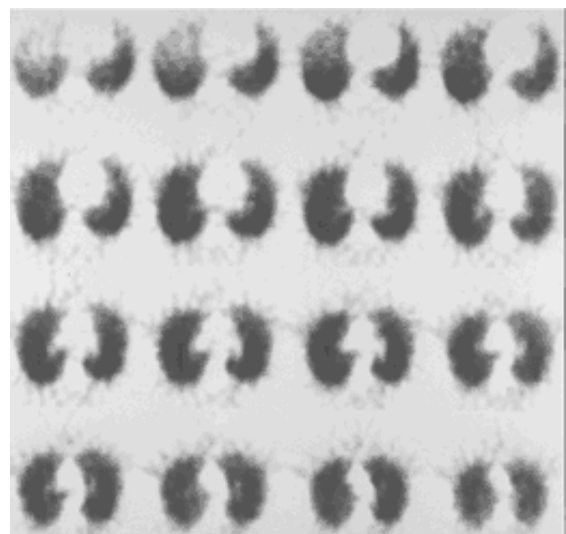
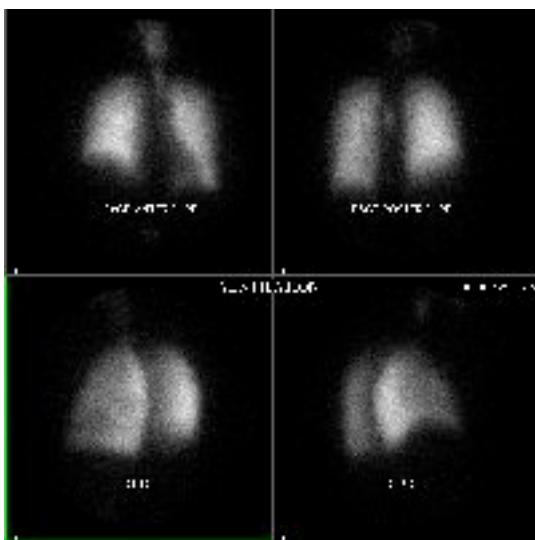


Médecine Nucléaire :

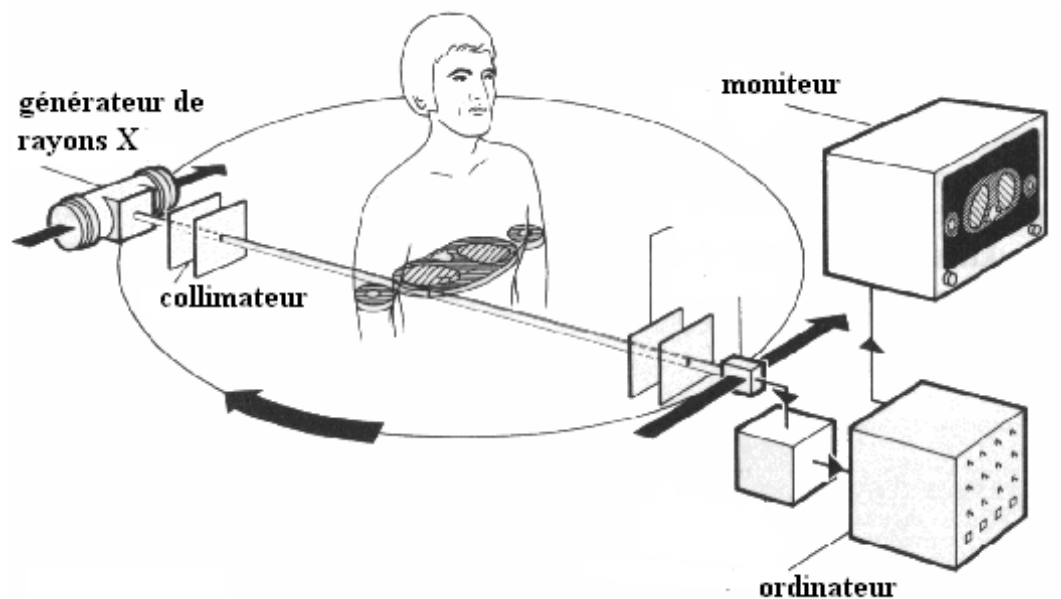
Imagerie planaire (2D) = scintigraphie monophonique

Imagerie tomographique (3D) =

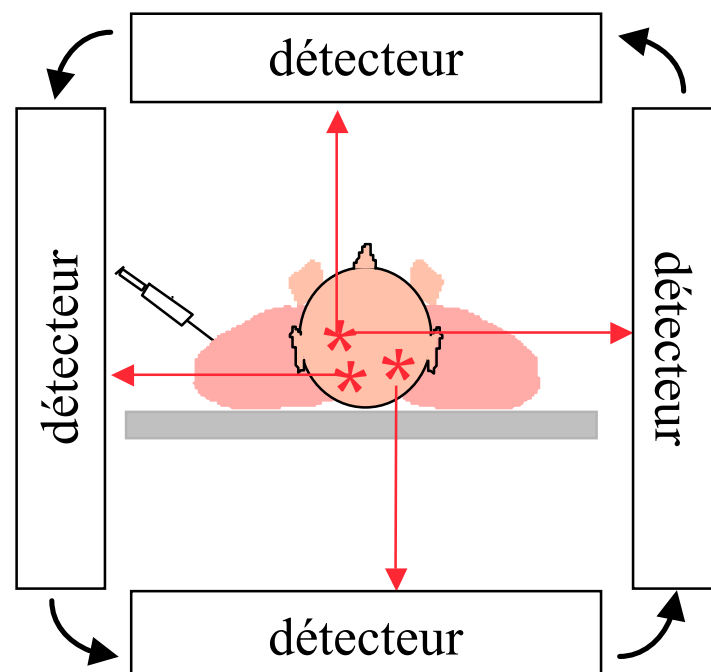
- Tomographie monophotonique (SPECT)
- Tomographie par Emission de positons (PET)



Principe de la tomographie (Hounsfield, Cormack 1963)



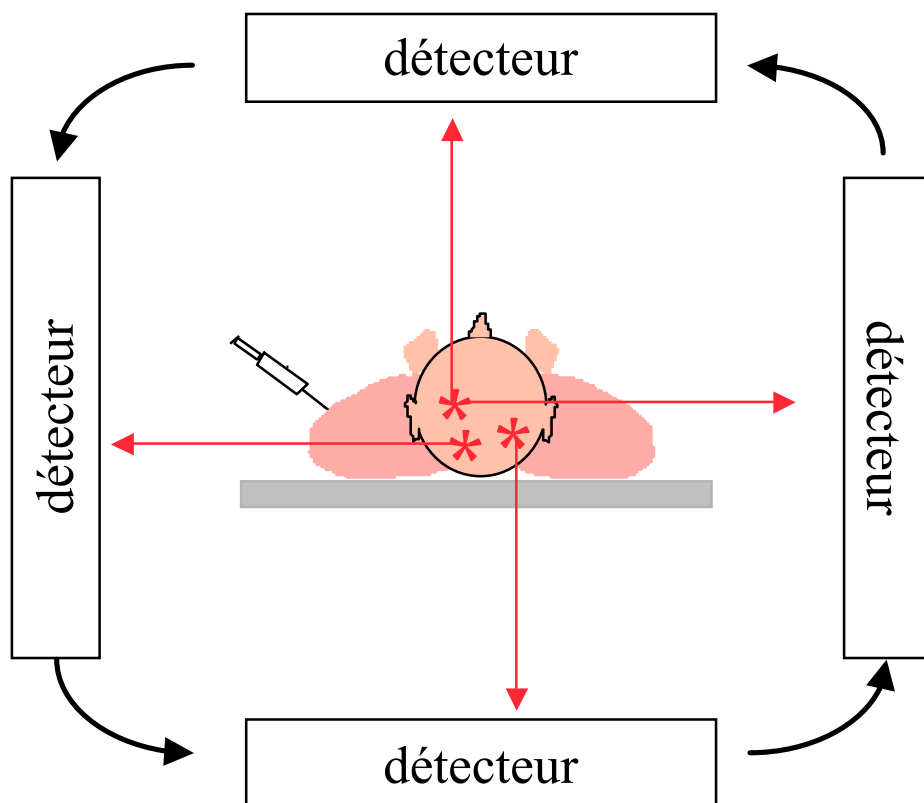
Scanner X : acquisition de **projections** 2D sous différentes incidences angulaires



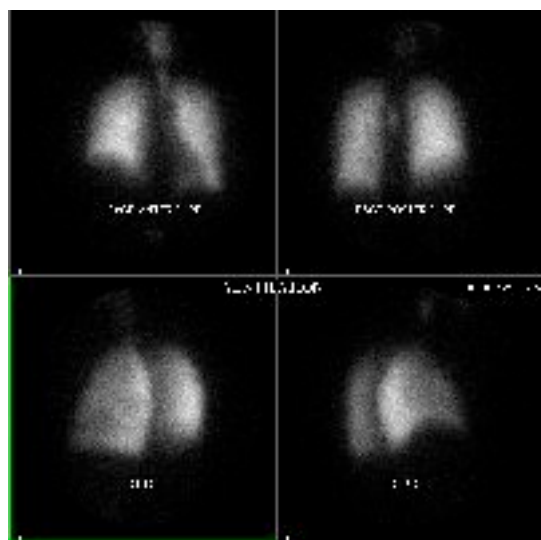
Médecine Nucléaire : acquisition de **projections** 2D sous différentes incidences angulaires

Principe de la tomographie en médecine nucléaire

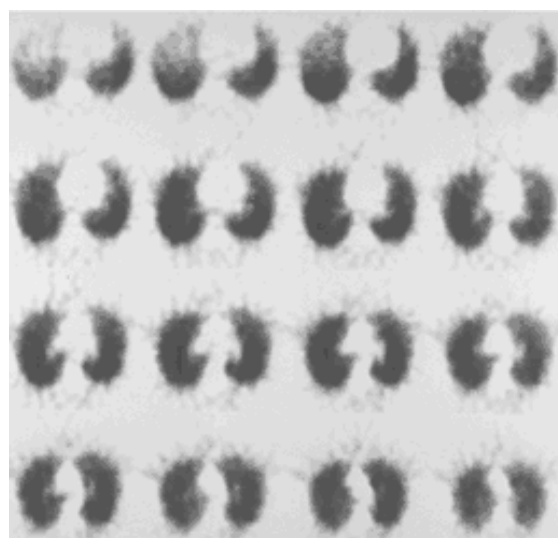
1972



rotation du détecteur => ensemble de projections 2D



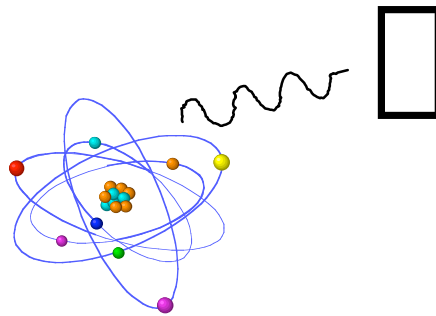
projections (2D)



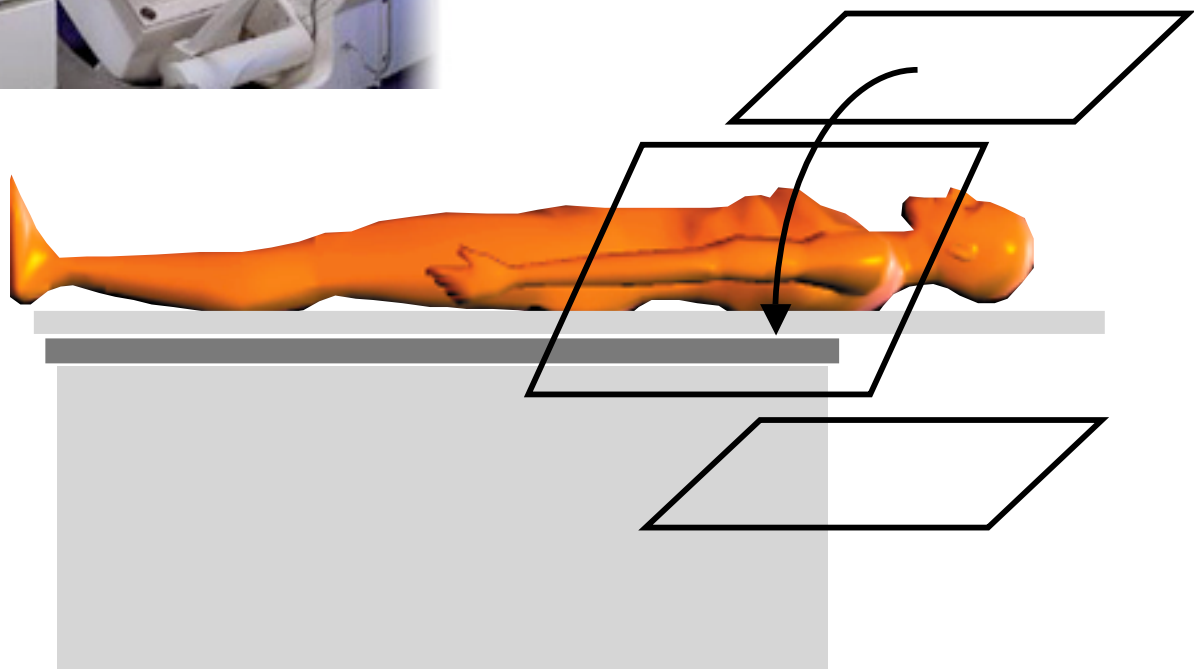
coupes (3D)

reconstruction tomographique

La tomographie d'émission monophotonique : SPECT



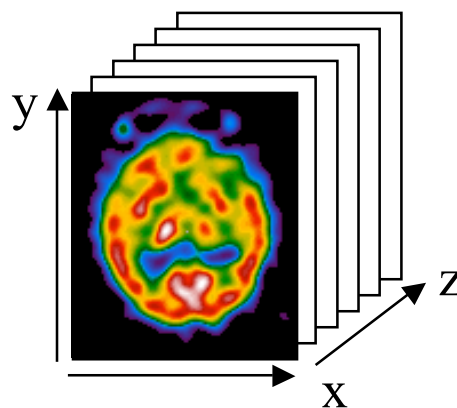
SPECT : principe



acquisition d'images sous différentes incidences angulaires

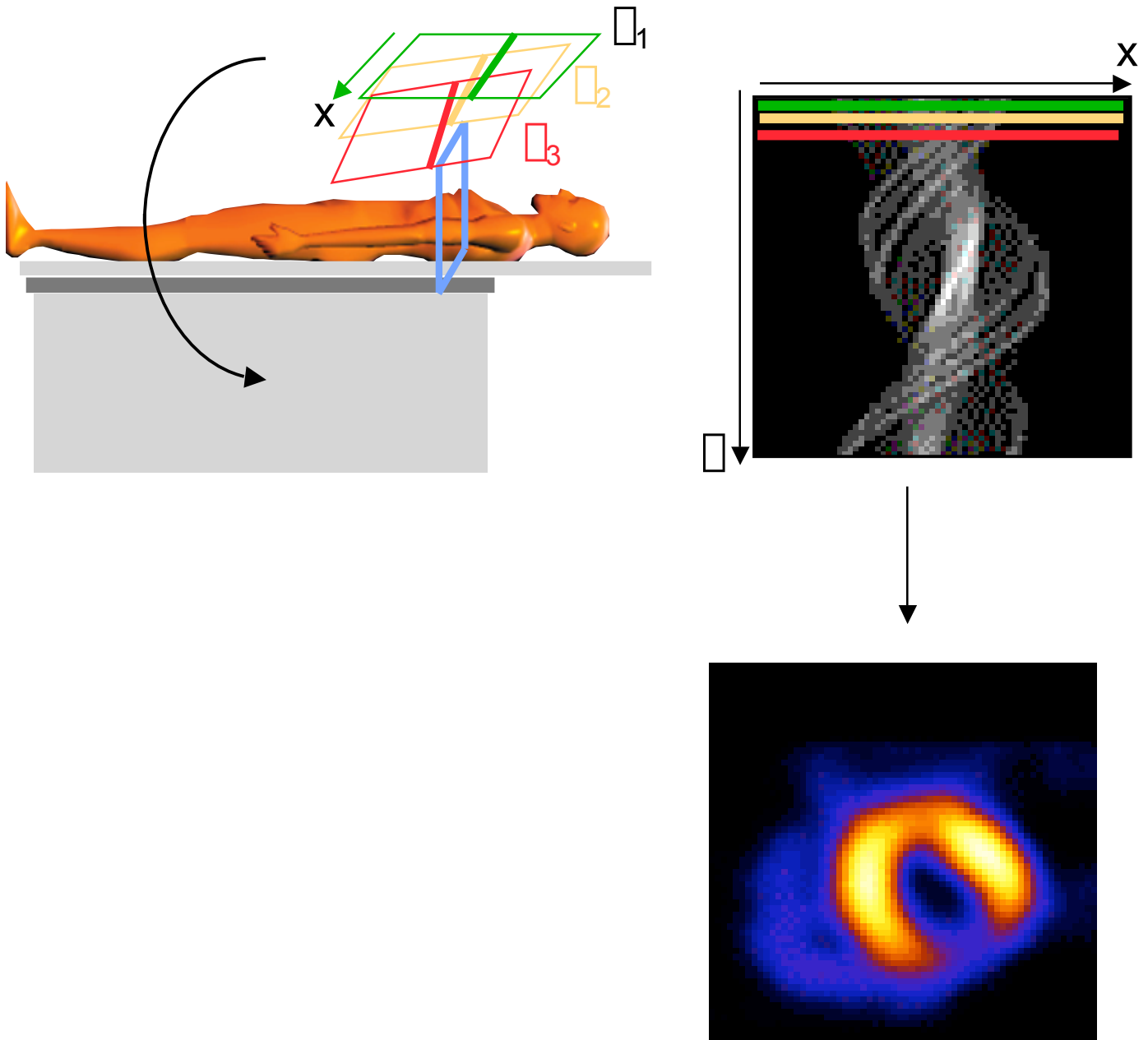


reconstruction
tomographique

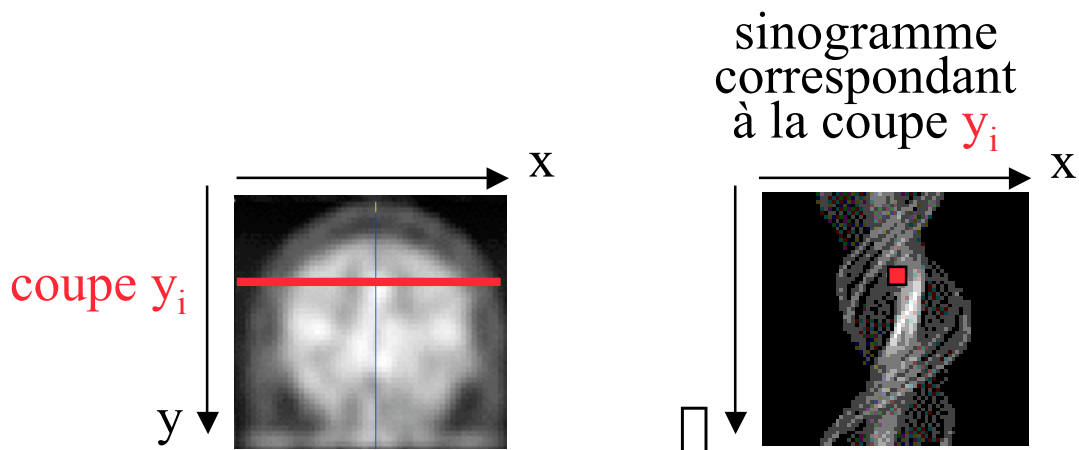
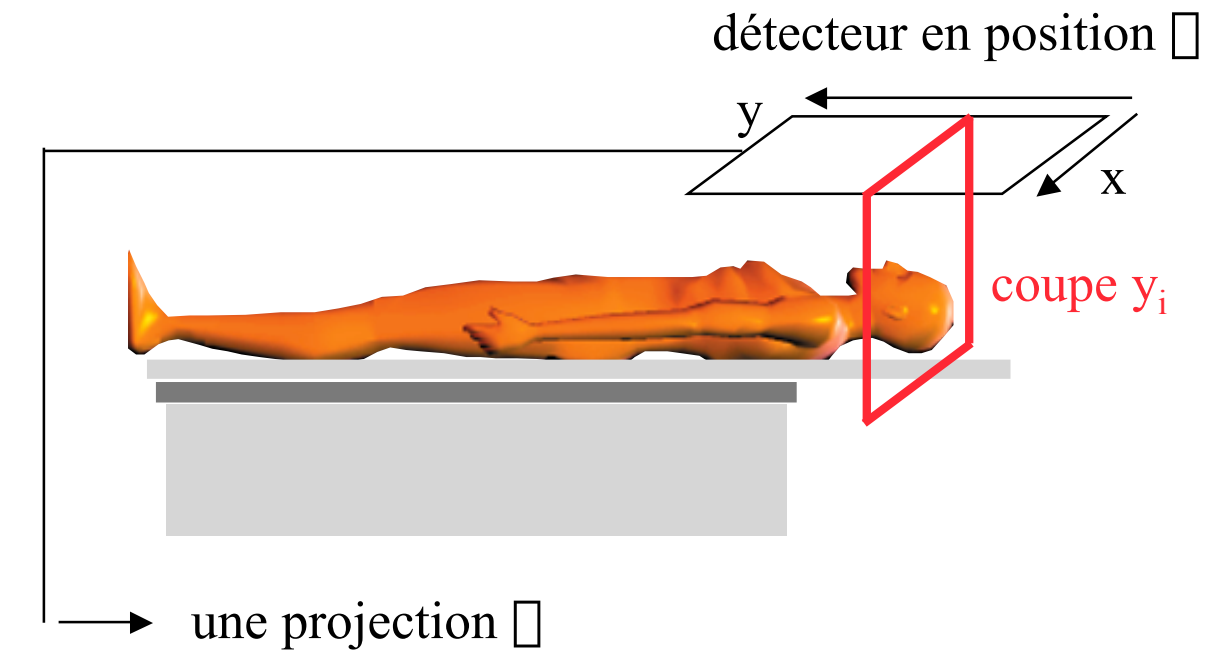


Notion de sinogramme en SPECT

- Ensemble des lignes de projection correspondant à une coupe



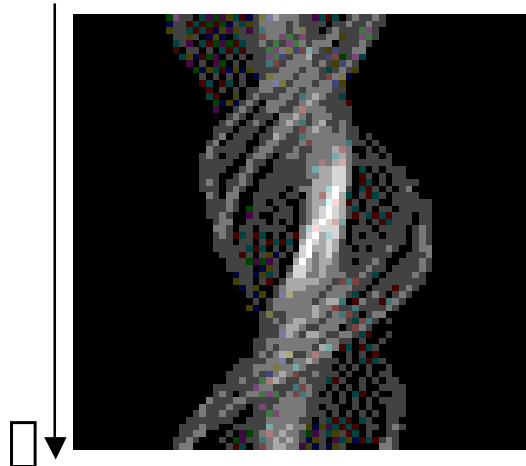
Notion de sinogramme en SPECT



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

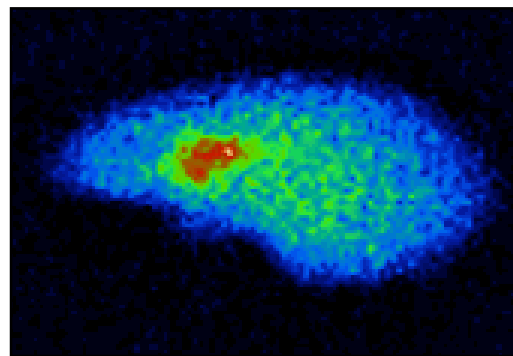
Sinogrammes et projections

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 φ

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

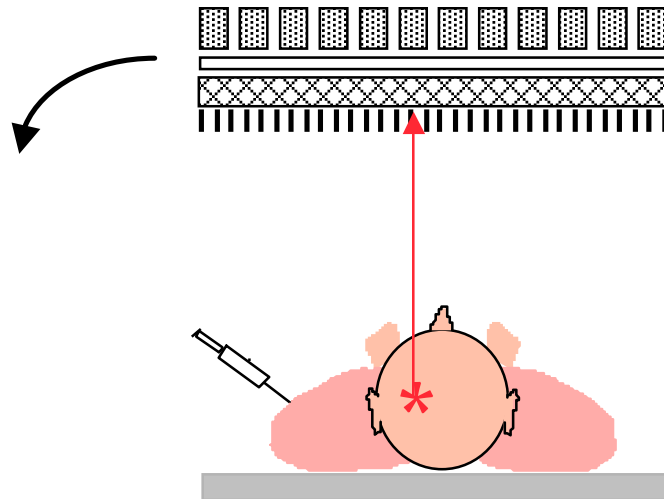
- Combien de sinogrammes peut-on former à partir de ces projections ?

128

- Quelles sont les dimensions d'un sinogramme ?

64 lignes et 256 colonnes

Détecteurs SPECT : simple tête

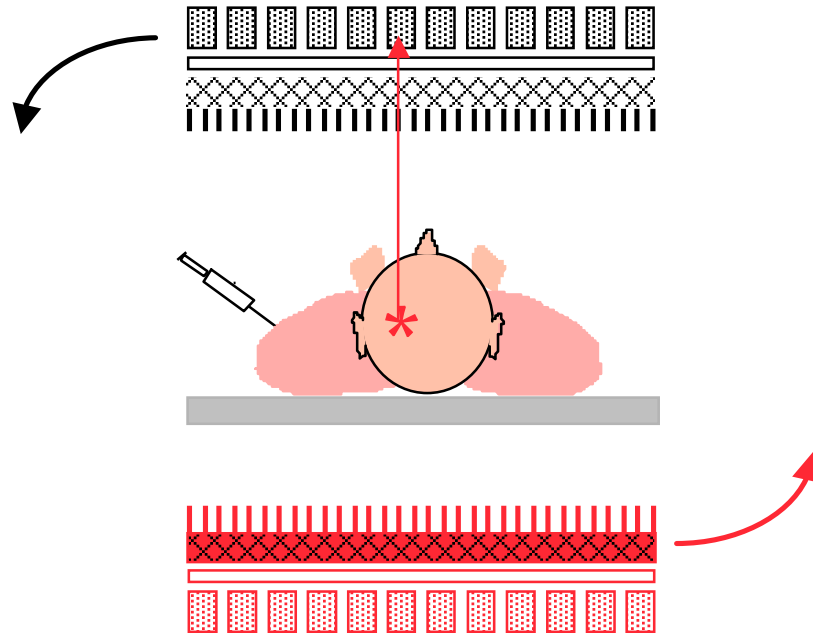


statif
(gantry)



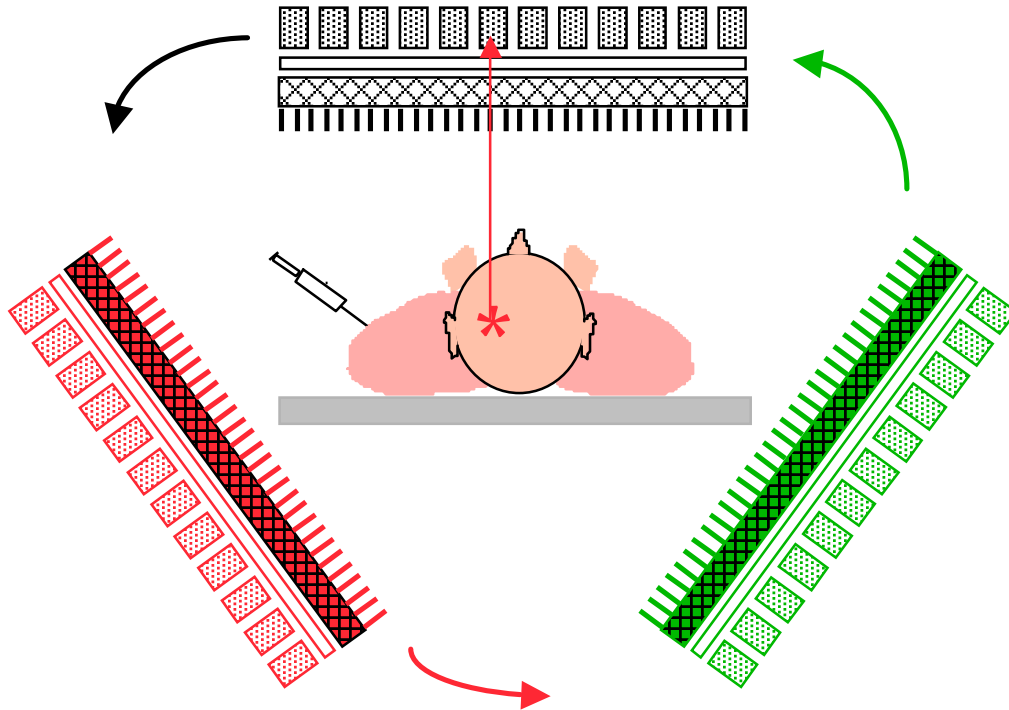
- 1 cristal par tête de détection
- typiquement, acquisition de 64 à 128 projections en mode pas à pas (“step and shoot”) ou continu

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

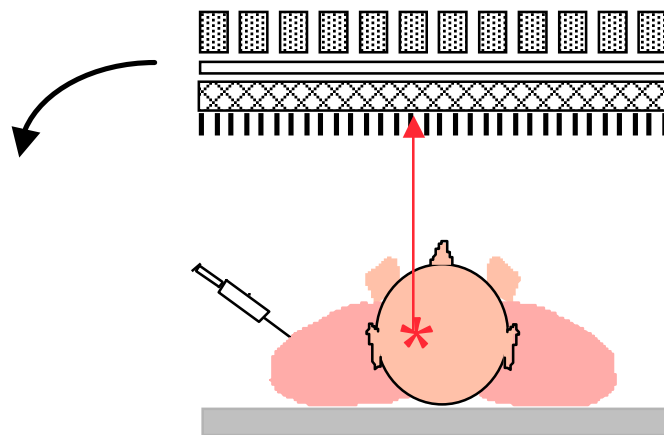


déplacement axial du lit

⇒ images tomographiques “corps entier”

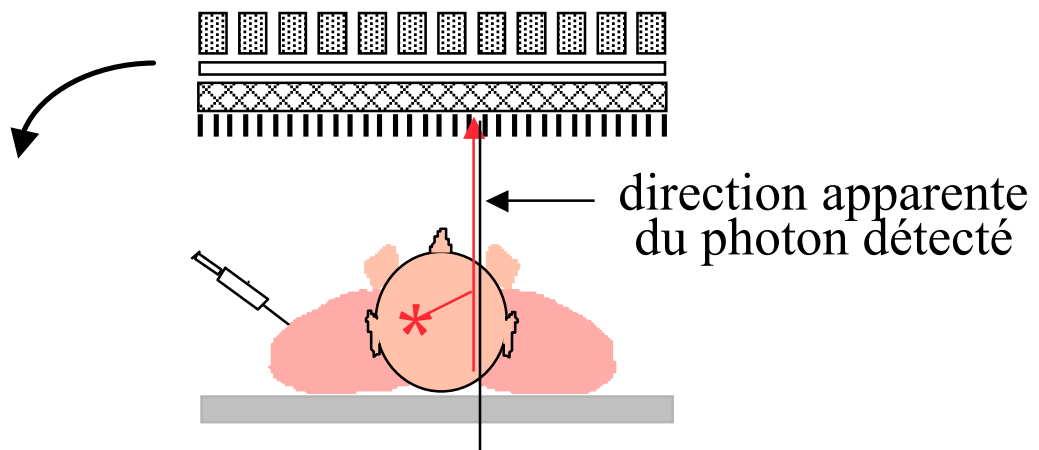


Evénements détectés en SPECT



photons primaires

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

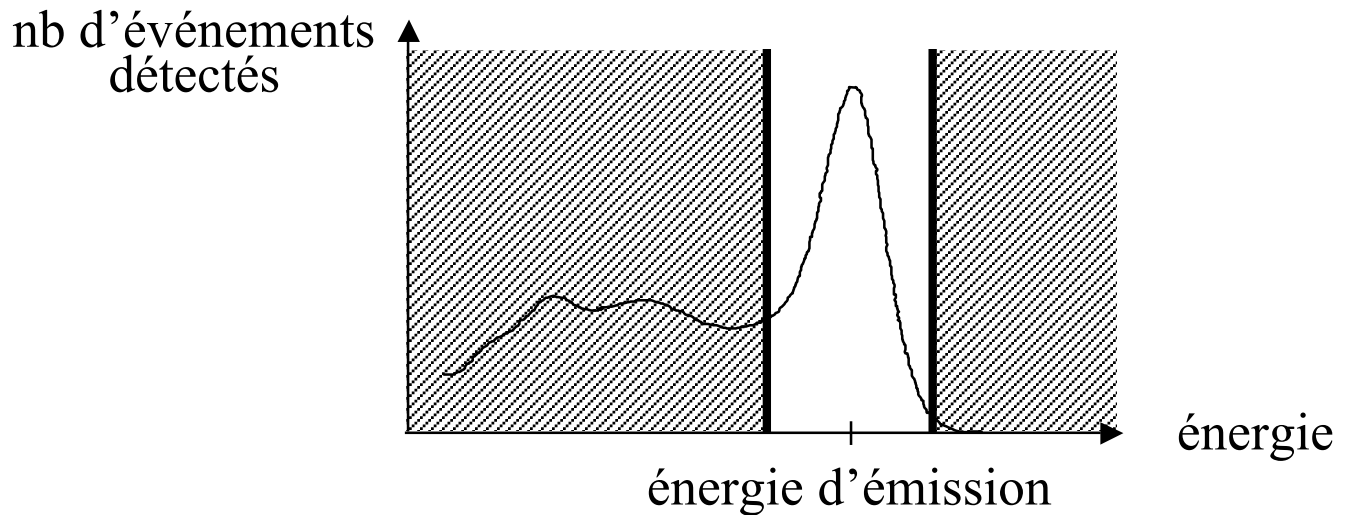


photons diffusés

- ⇒ 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

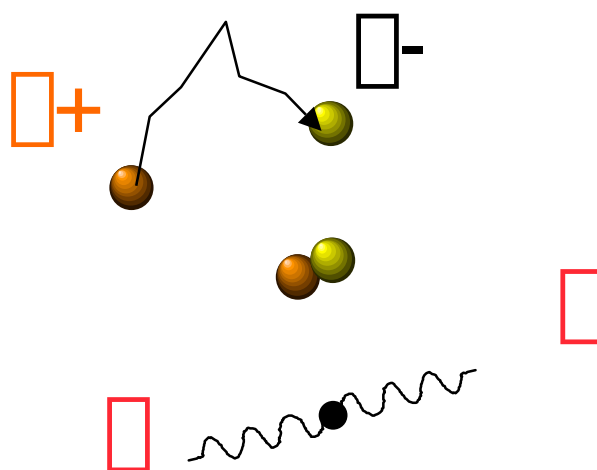
⇒ dépend du radioisotope

- Correction nécessaire

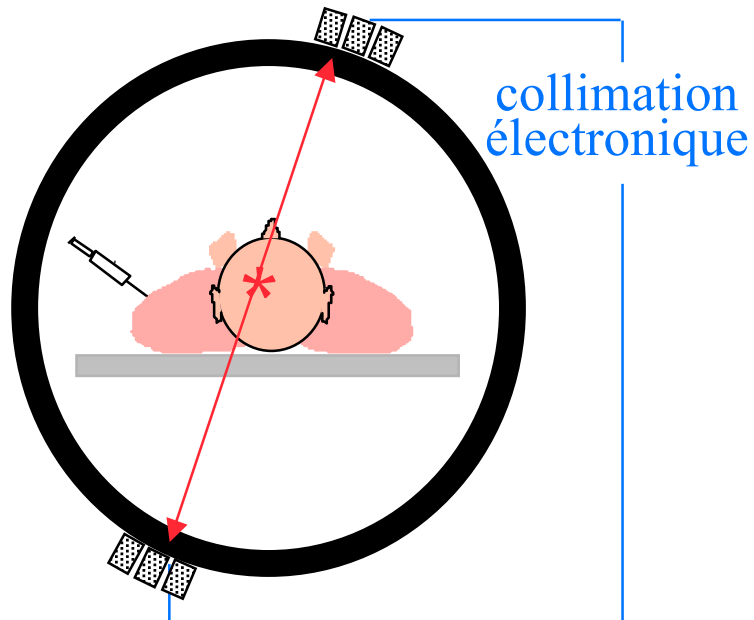
⇒ cf cours MN3



La tomographie d'émission de positons : PET



Notion de ligne de réponse (LOR)

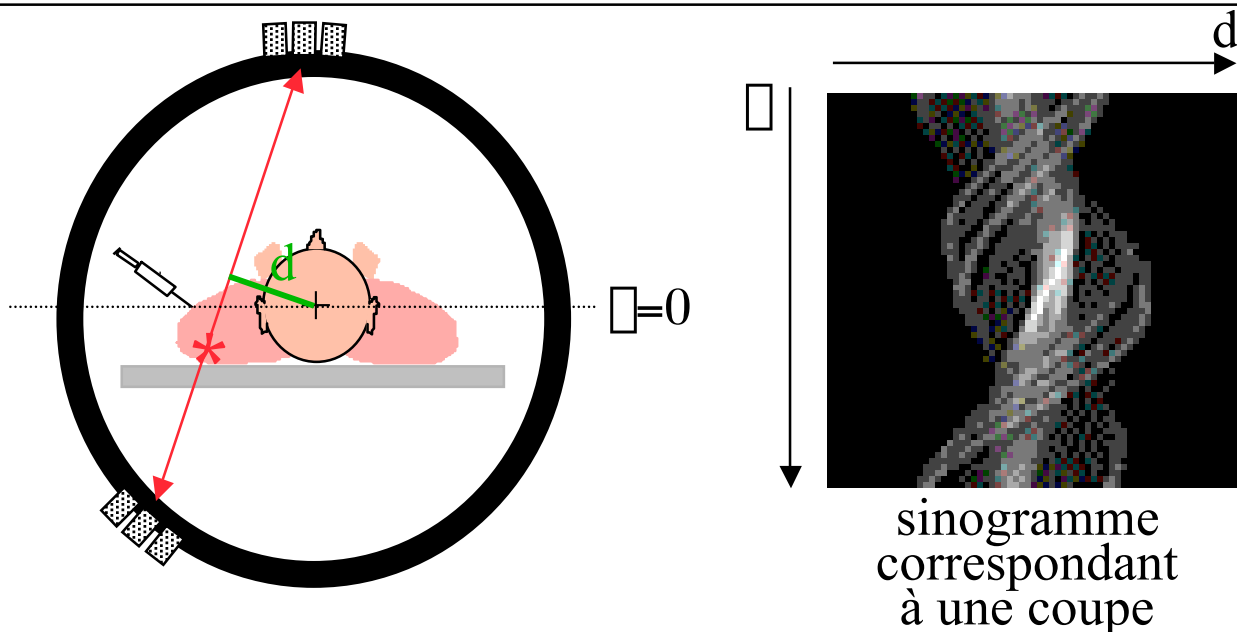


Ligne de réponse :

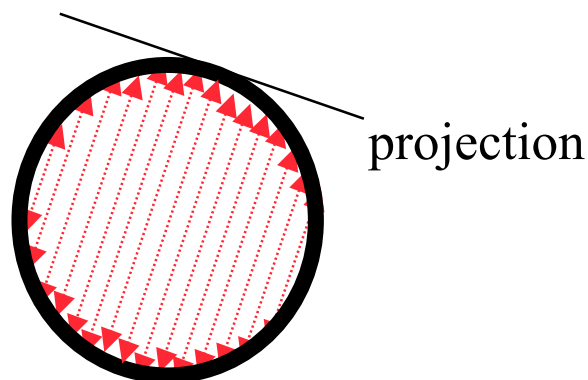
ligne joignant les 2 détecteurs ayant reçu
un signal en coïncidence

ligne de coïncidence

Notion de sinogramme en PET

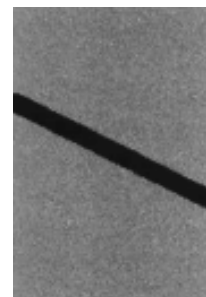


1 ligne du sinogramme : événements enregistrés sur un ensemble de LOR parallèles $\Rightarrow$ 1 projection

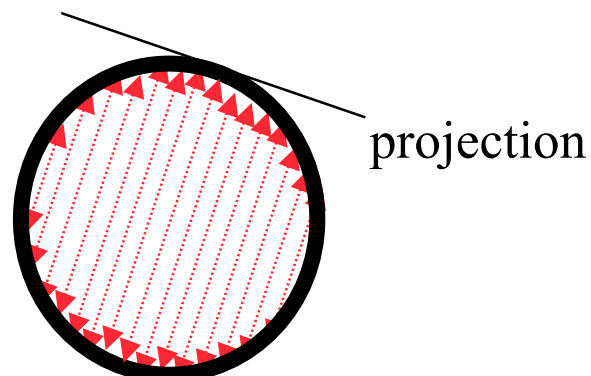
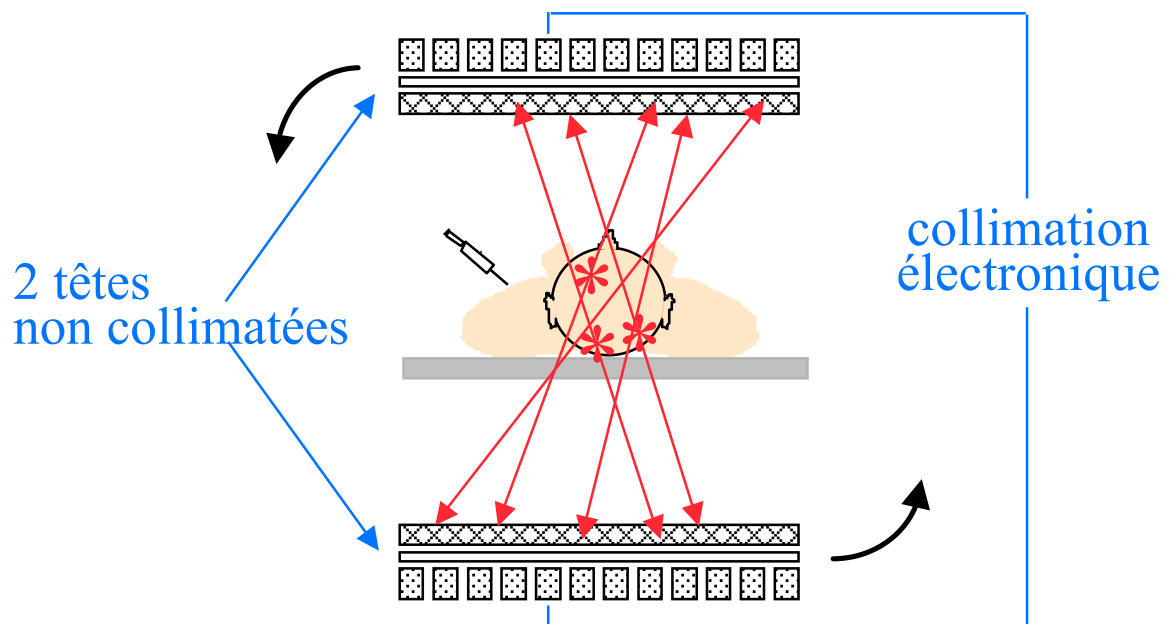


1 pixel (x, ϕ) du sinogramme y_i : nombre d'événements enregistrés sur la LOR repérée par la distance d et l'angle ϕ .

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

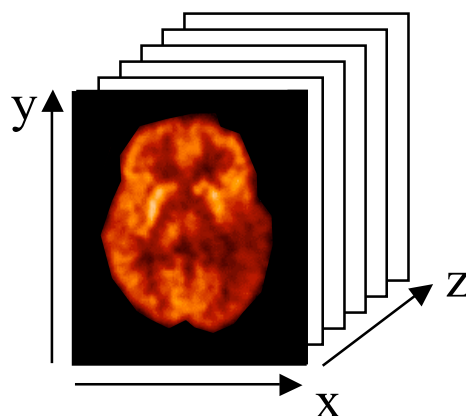


PET avec gamma caméra double tête : principe



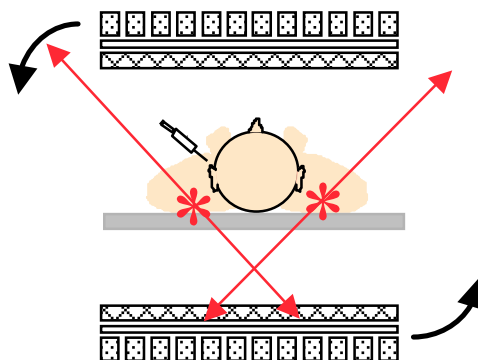
organisation des données en sinogrammes ou projections

reconstruction
tomographique

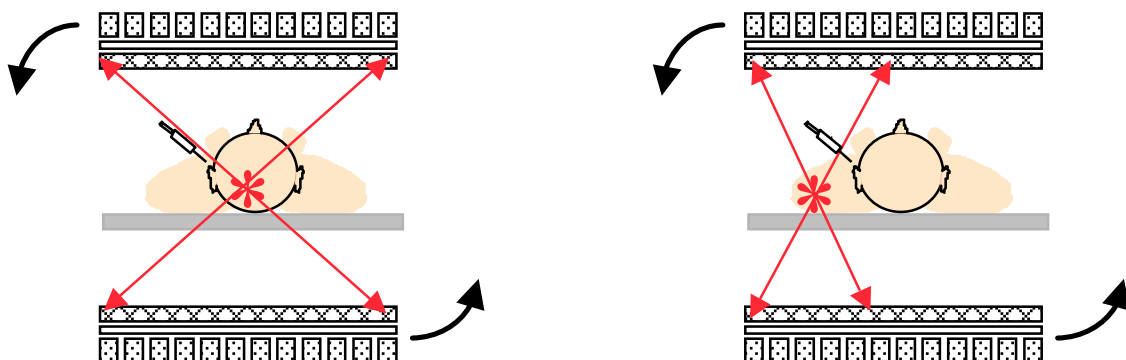


Caractéristiques du PET avec gamma caméra

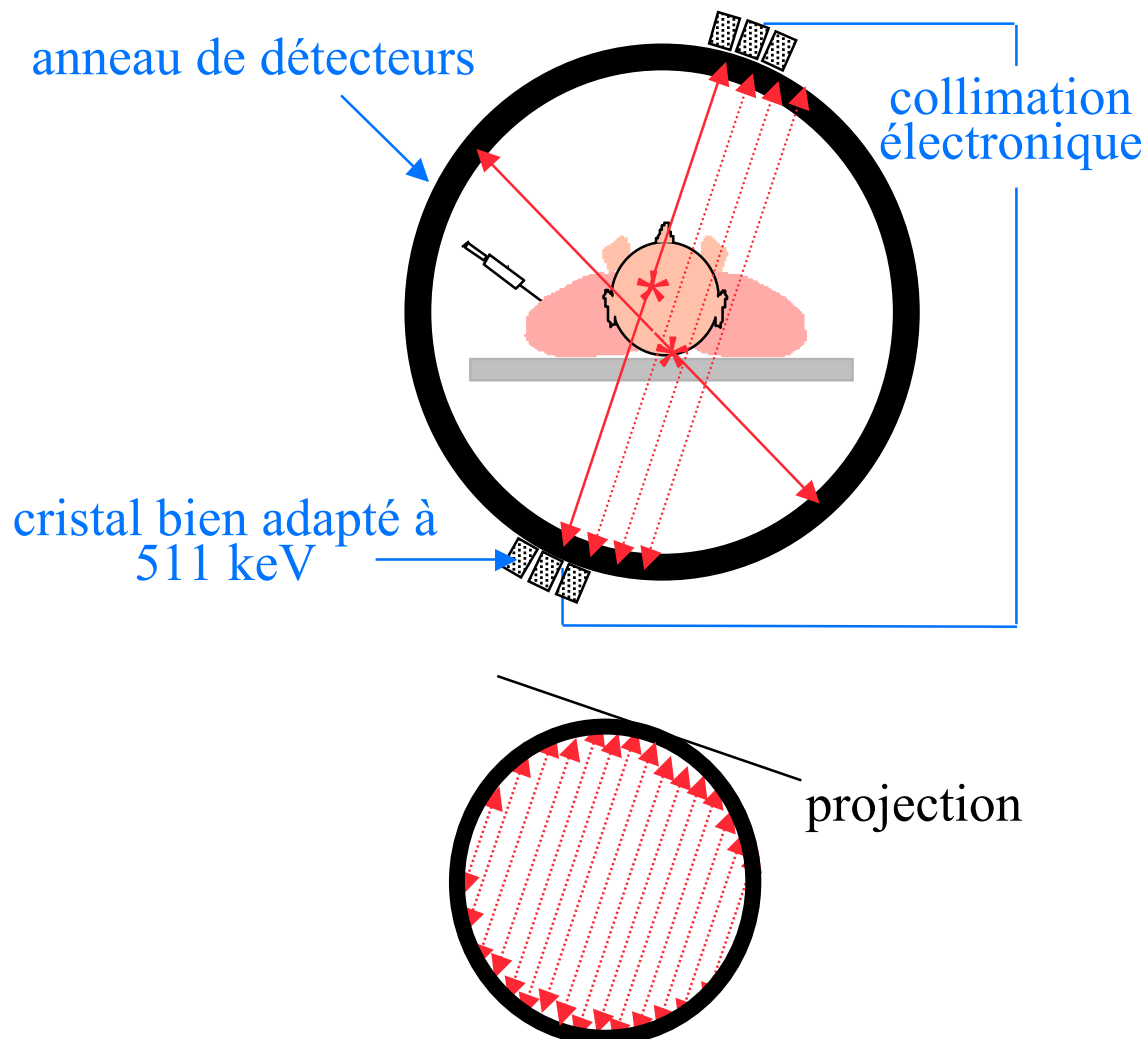
- Système versatile
 - ⇒ possibilité d'effectuer des examens PET et SPECT à partir du même instrument
- Compromis SPECT et PET
 - ⇒ optimisation difficile du système pour un fonctionnement optimal aux énergies SPECT (<200 keV) et PET (511 keV)
 - ⇒ si cristal épais, bonne efficacité en PET, mais dégradation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



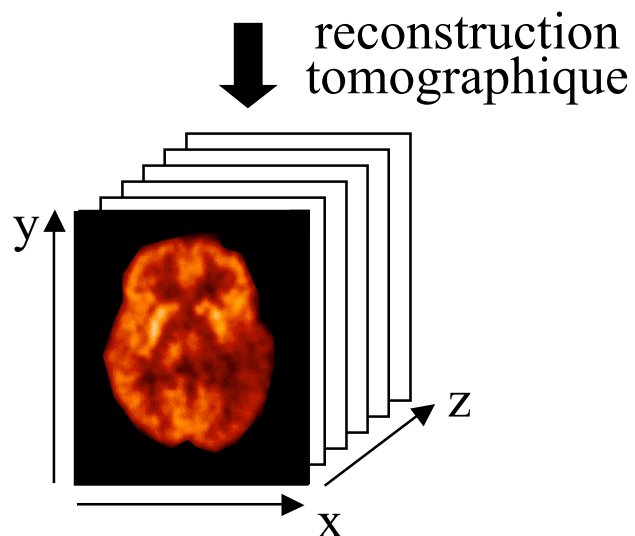
- Sensibilité non stationnaire
 - ⇒ correction nécessaire



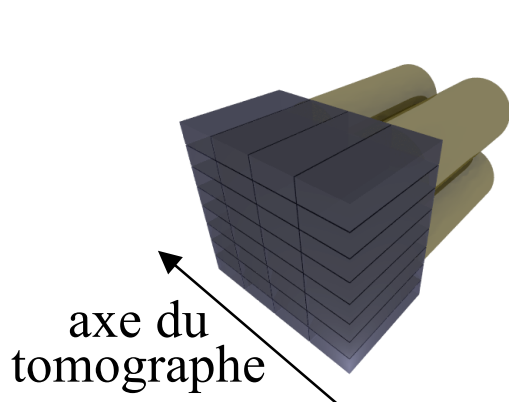
PET « dédié » : principe



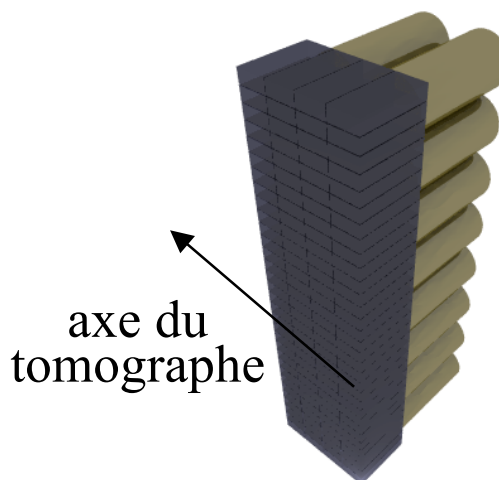
organisation des données en sinogrammes ou projections



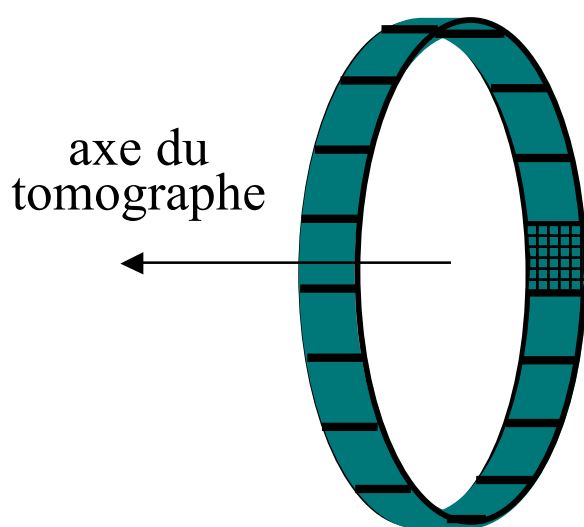
PET avec détecteurs en anneau



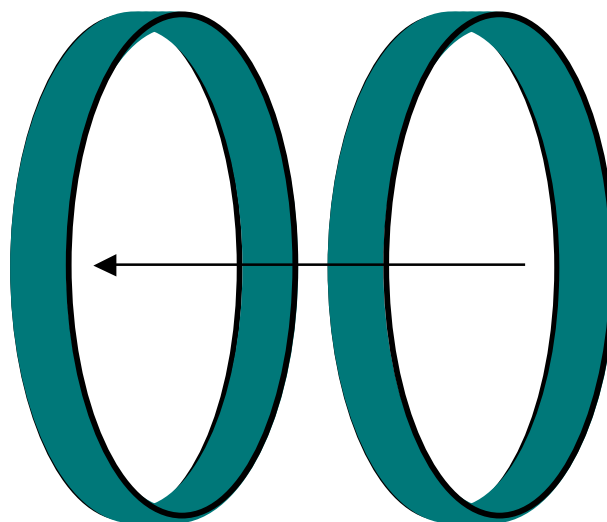
blocs de détecteurs
e.g.,
8x8 détecteurs



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

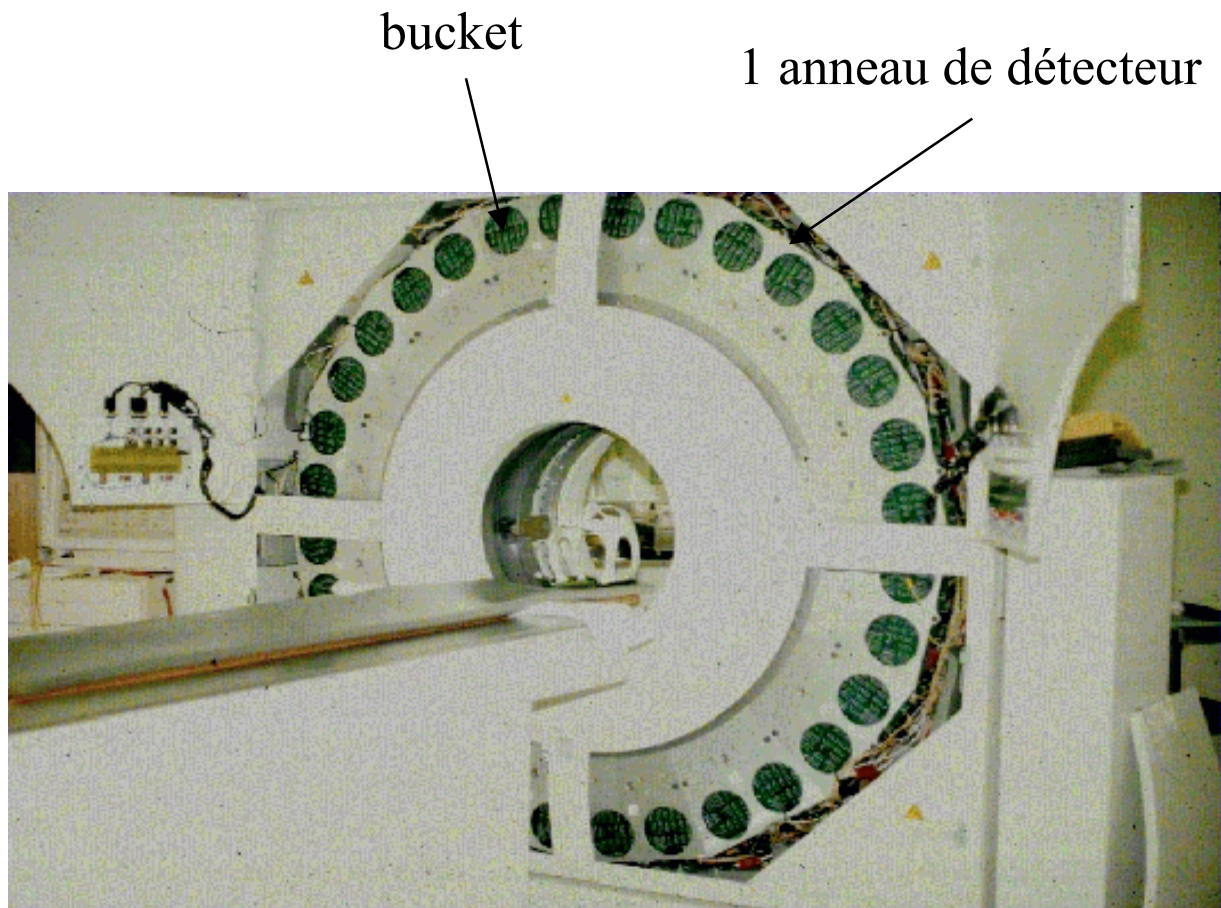


assemblage des buckets
en couronnes
e.g.,
1 couronne = 16 buckets
= 4096 détecteurs



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

Exemple de PET avec détecteurs en anneau

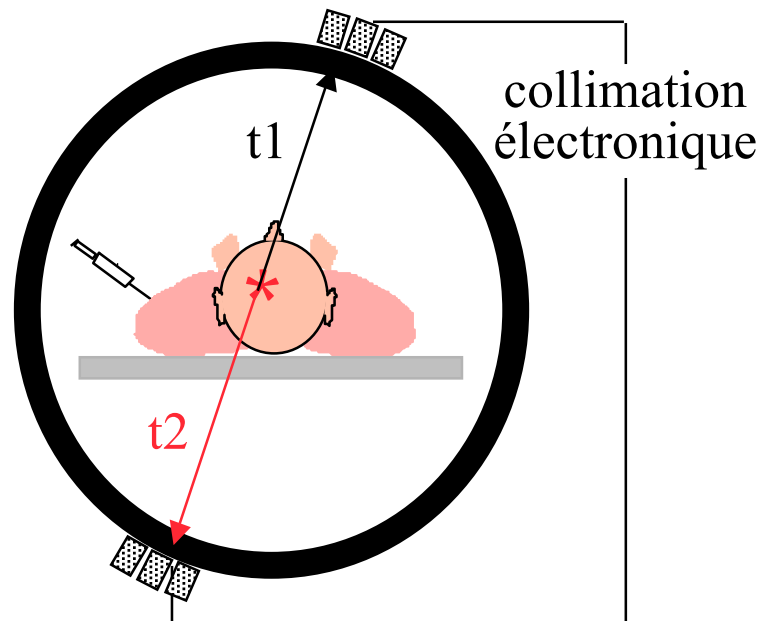


Caractéristiques du PET avec détecteurs en anneau

- 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 $\Delta t \sim 5 - 20$ ns

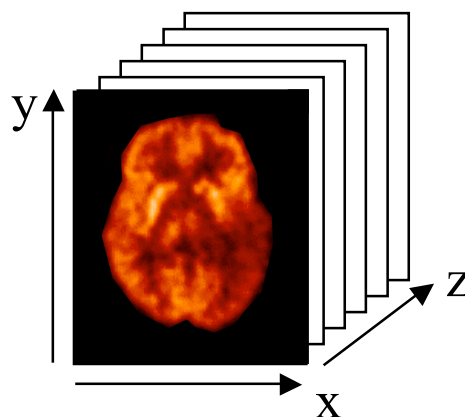


Principe du PET temps de vol



mesure de $t_2 - t_1$

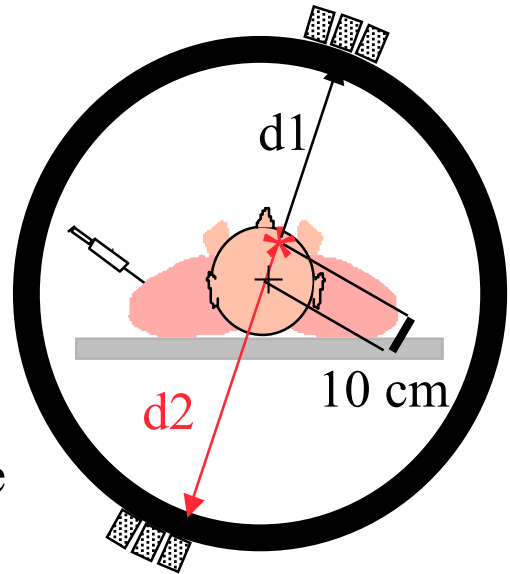
estimation directe de la position de l'annihilation sur la ligne de projection
(a priori, pas de reconstruction tomographique nécessaire)



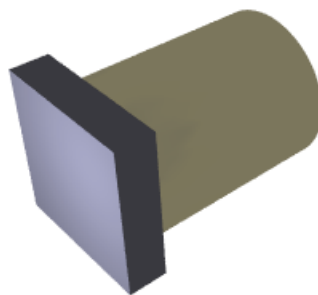
Contraintes liées au PET temps de vol

- 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

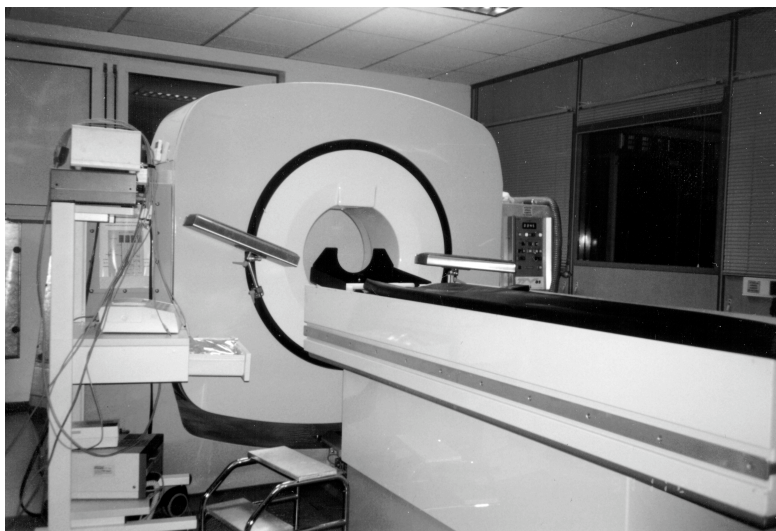


- 1 tube photomultiplicateur associé à chaque cristal



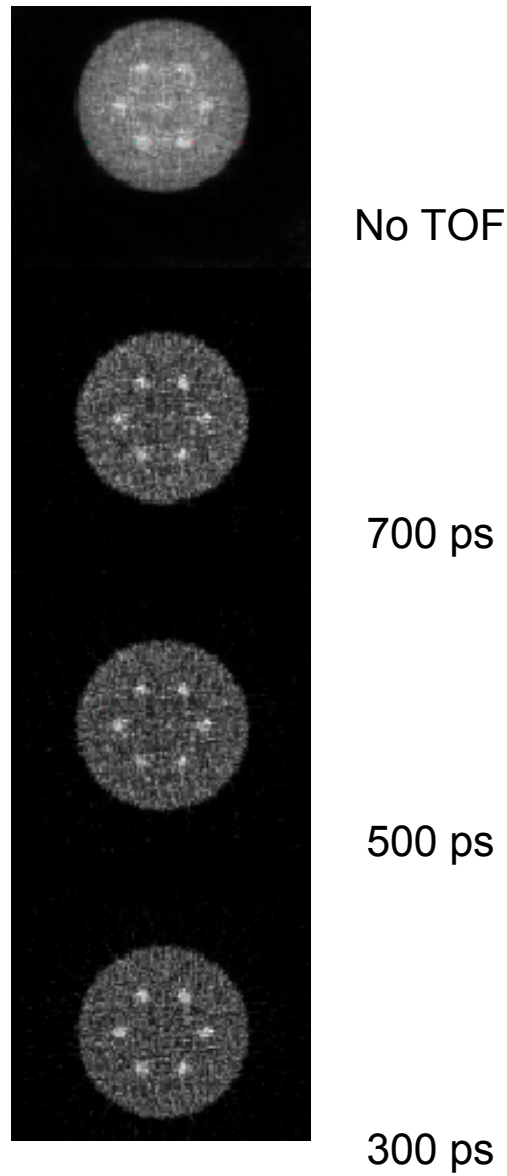
- ⇒ simplification de l'électronique pour réduire le temps de traitement des événements
 - ⇒ réduction du temps mort
- Regain actuel d'intérêt pour ces machines

Exemple de PET temps de vol : TTV03 Orsay



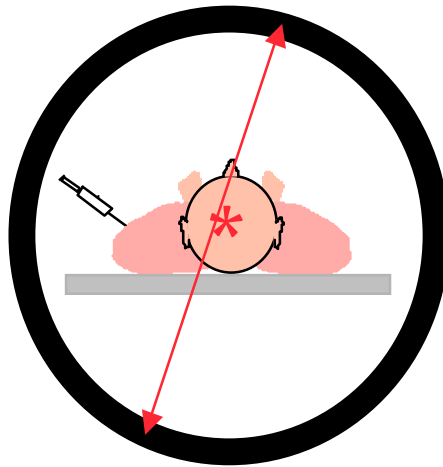
	PET temps de vol TTV03	PET classique Siemens EXACT HR
Diamètre des anneaux (cm)	89	82
Nombre d'anneaux	4 à 6	24
Nombre de détecteurs par anneau	324	784
Dimensions des cristaux (mm)	7 x 18 x 45	2,9 x 5,9 x 30
Cristaux	BaF2	BGO
Résolution spatiale (mm)	5	4
Résolution temporelle	650 ps	-

Intérêt du PET temps de vol



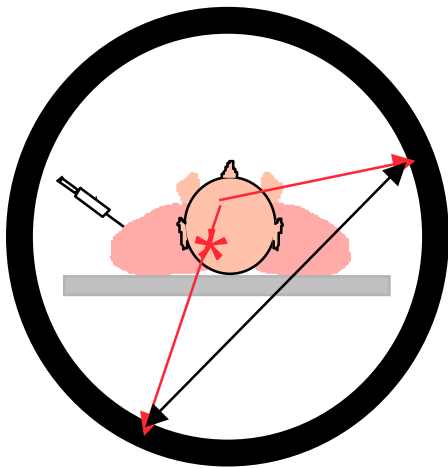
Groiselle et al, IEEE MIC Conf Rec 2004

Evénements détectés en PET



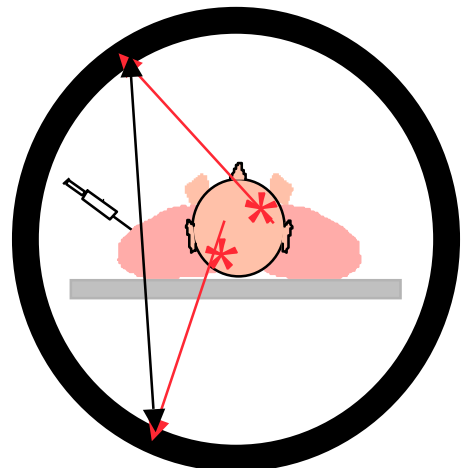
coïncidences vraies

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



coïncidences diffusées

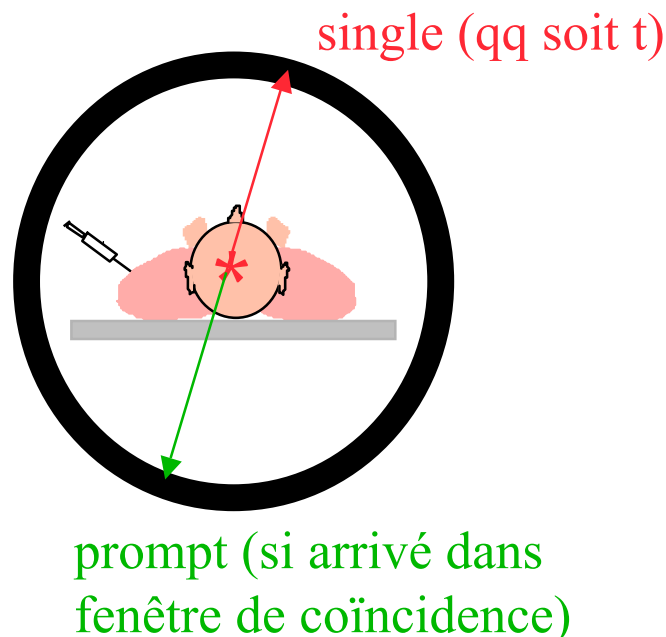
- ⇒ mauvaise localisation
- ⇒ diminution du contraste
- ⇒ biais quantitatif



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

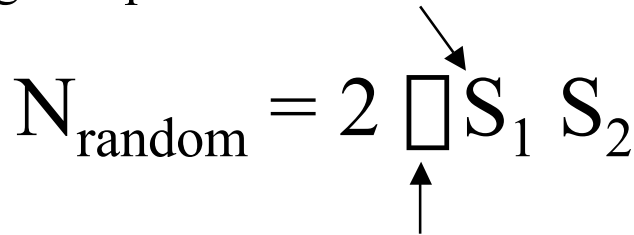
Scattered (diffusé) : prompts issus d'une diffusion Compton

Trues : prompts - (scattered + multiples)

Importance des coïncidences fortuites en PET

- Nombre de coïncidences fortuites

Nb d'événements simples
enregistré par le détecteur 1

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


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

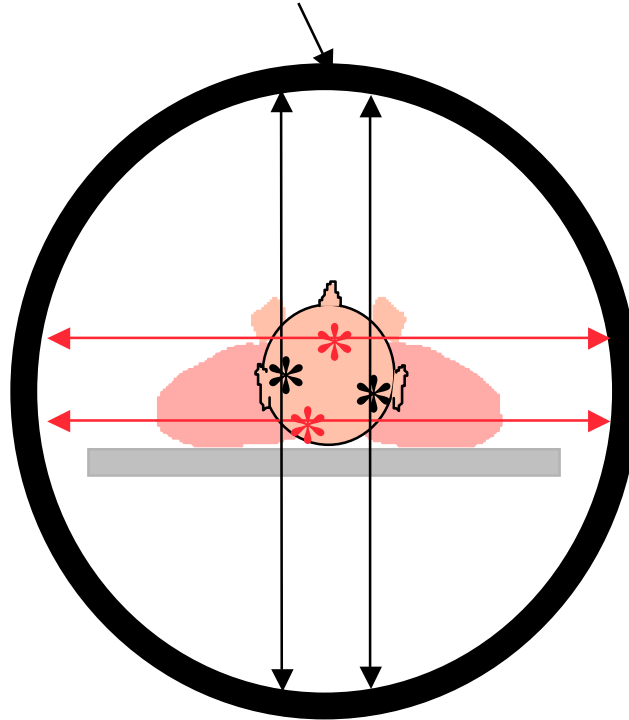
- Réduction des coïncidences fortuites

- par réduction de la fenêtre de coïncidence

⇒ une correction reste cependant nécessaire

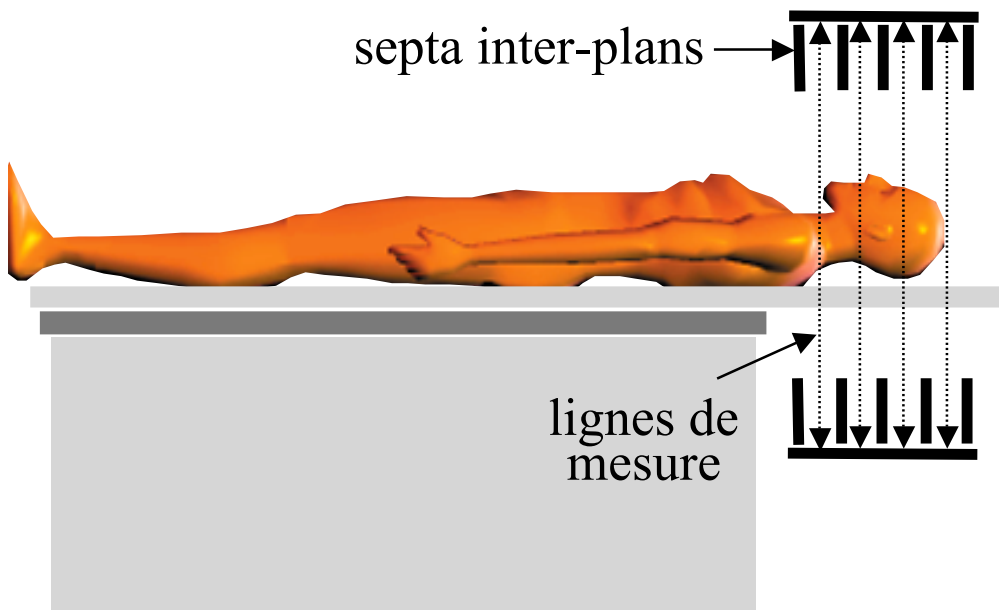
PET 2D : principe

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

septa inter-plans

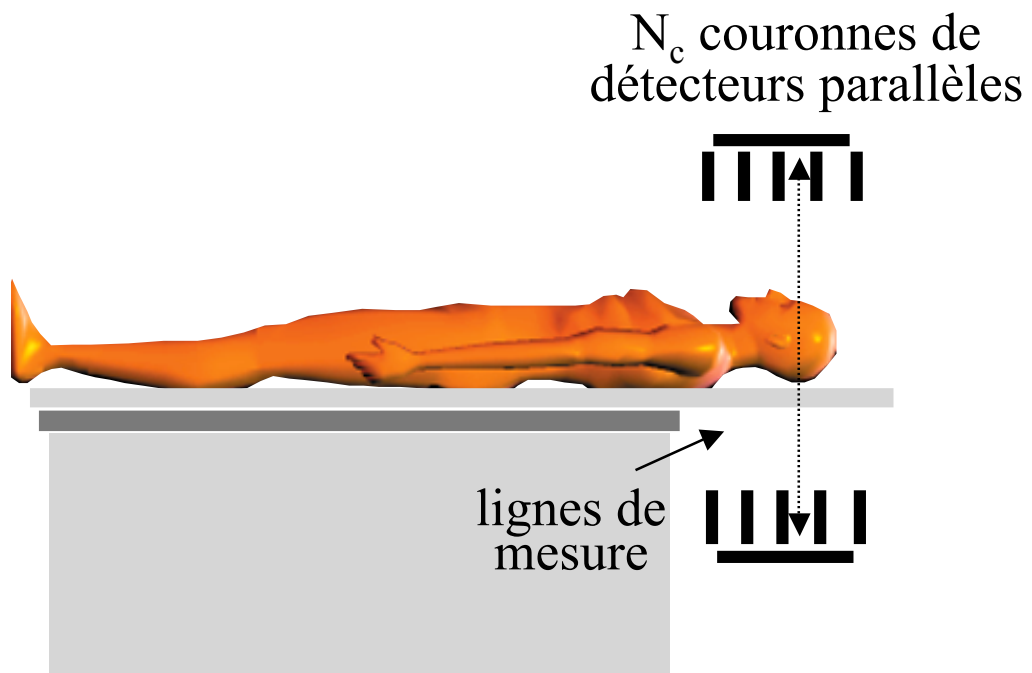


lignes de
mesure

Vue axiale

Caractéristiques du PET 2D

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

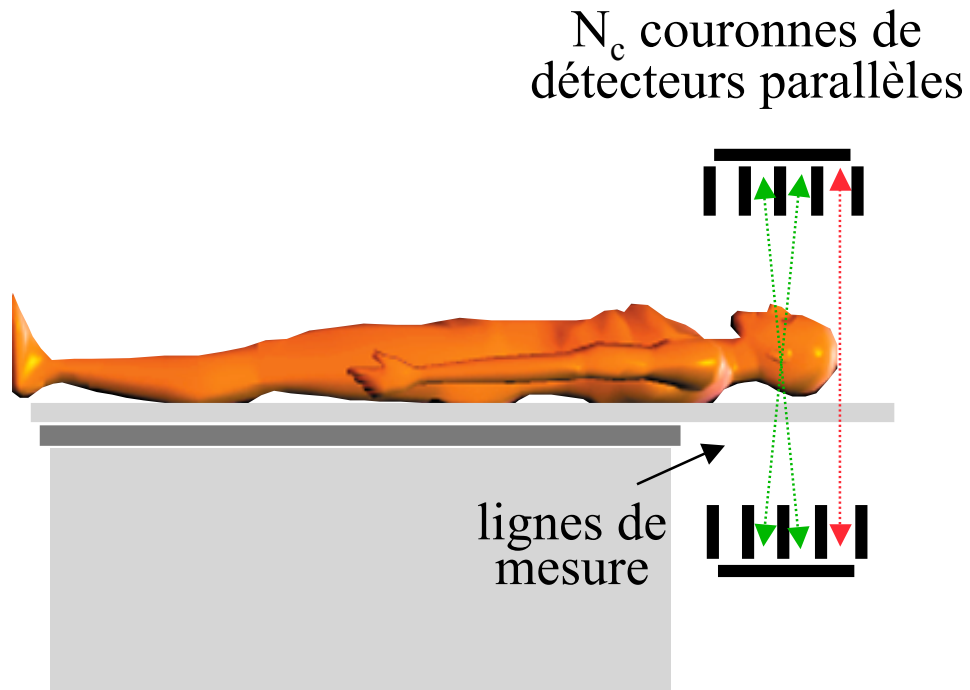


Inconvénients :

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

PET 2D en pratique

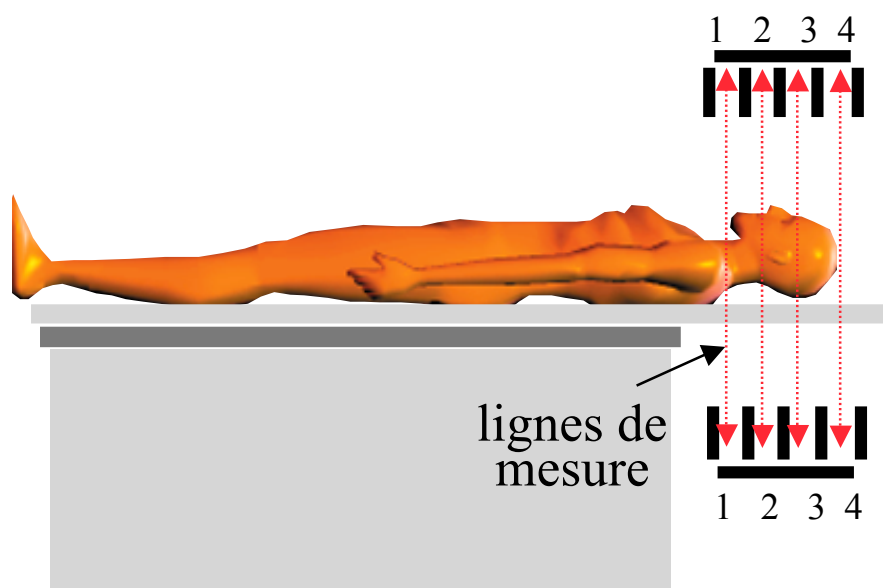
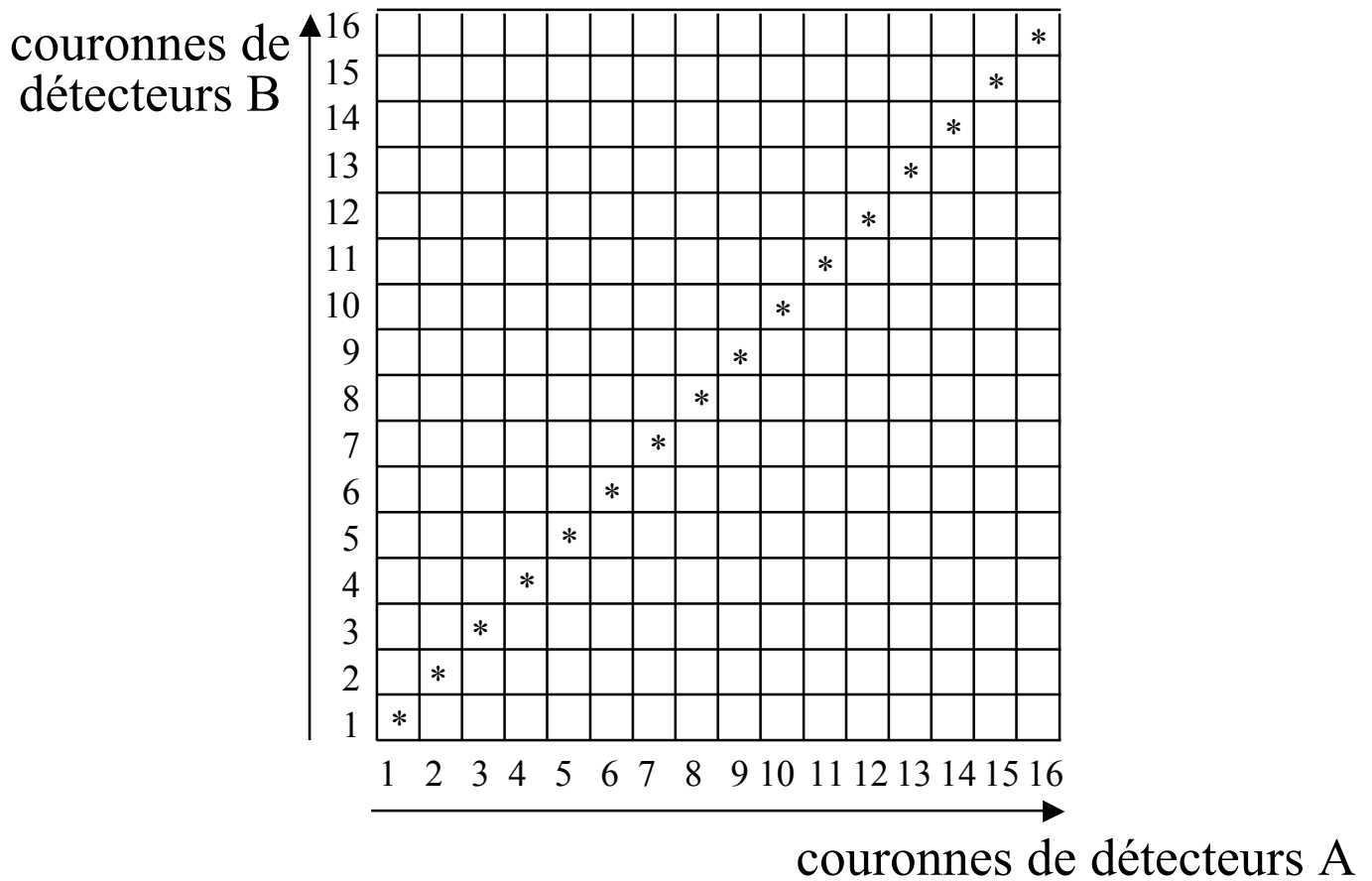
- Adjonction de lignes de mesures obliques



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

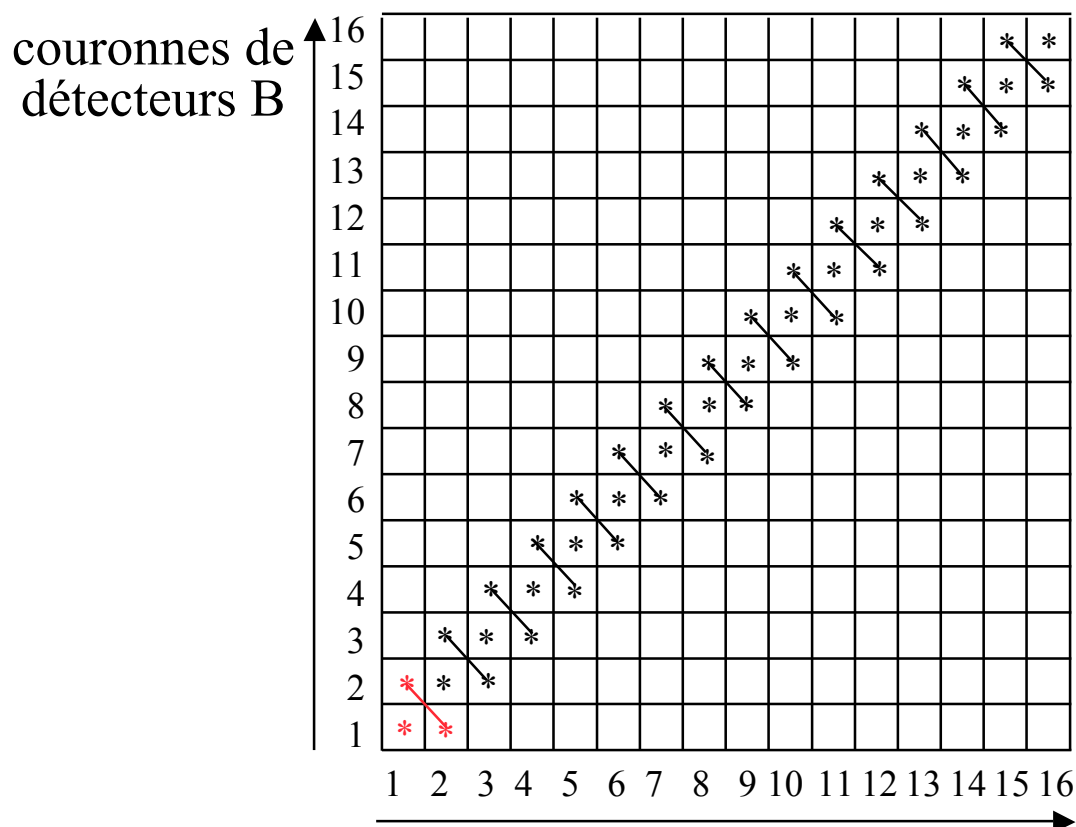
Notion de michelogramme

- Tableau décrivant la combinaison des données axiales



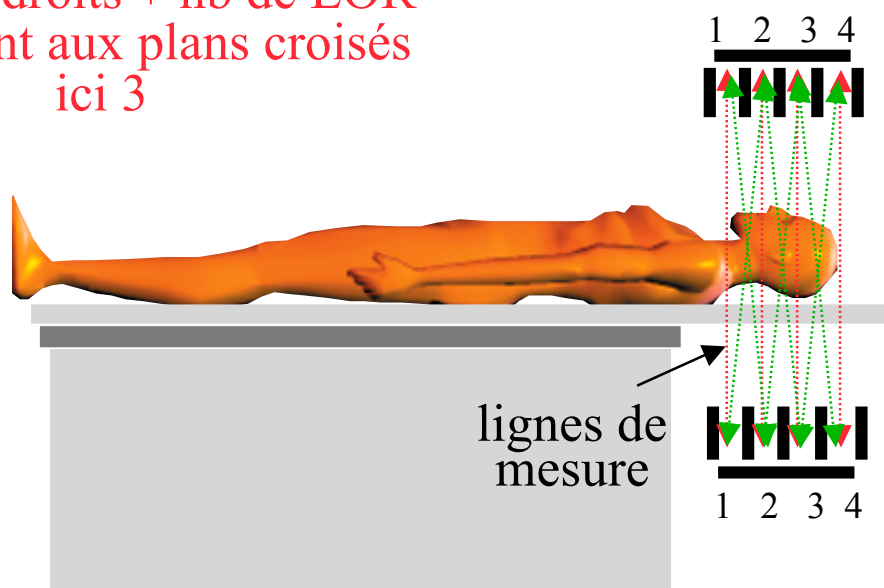
Notions de michelogramme et span

- Tableau décrivant la combinaison des données axiales



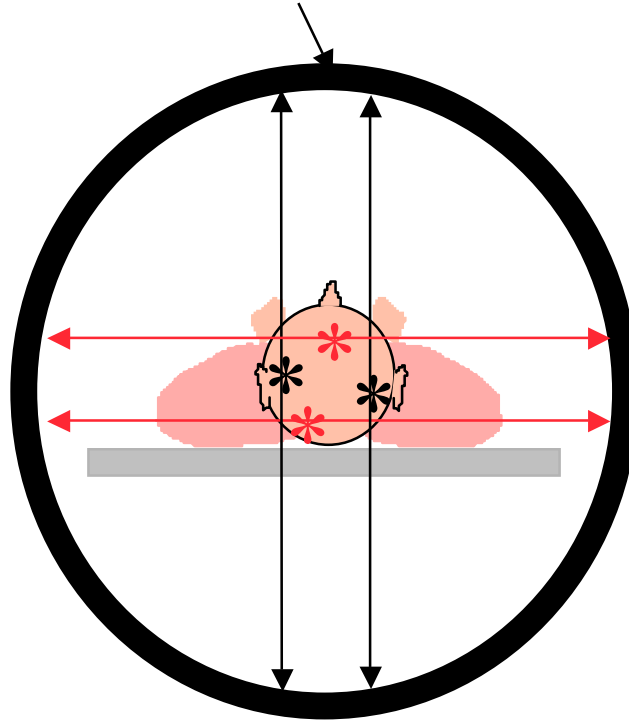
span = nb de LOR contribuant
aux plans droits + nb de LOR
contribuant aux plans croisés
ici 3

couronnes de détecteurs A



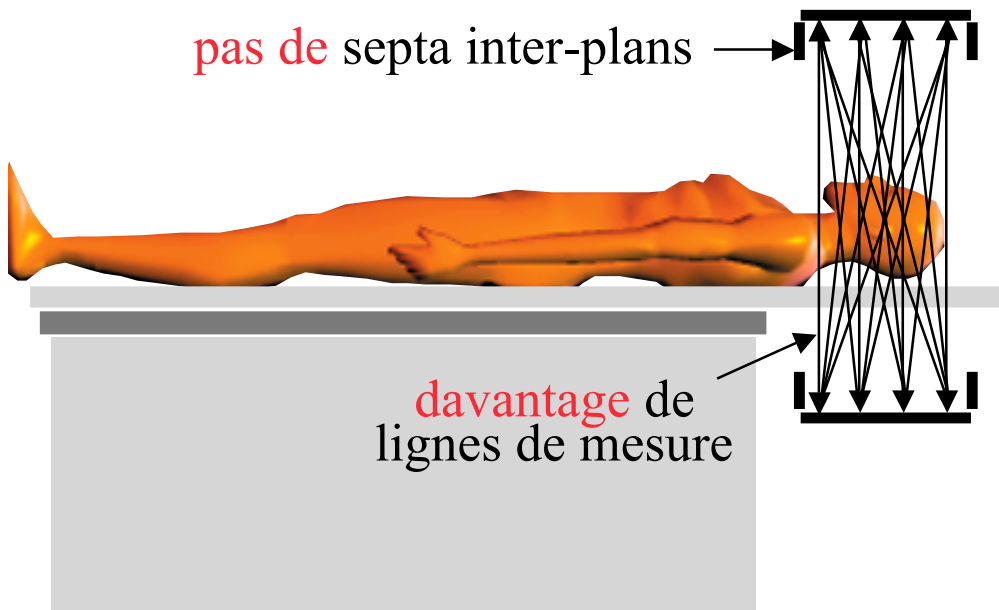
PET 3D

couronnes de détecteurs



Vue transaxiale

pas de septa inter-plans

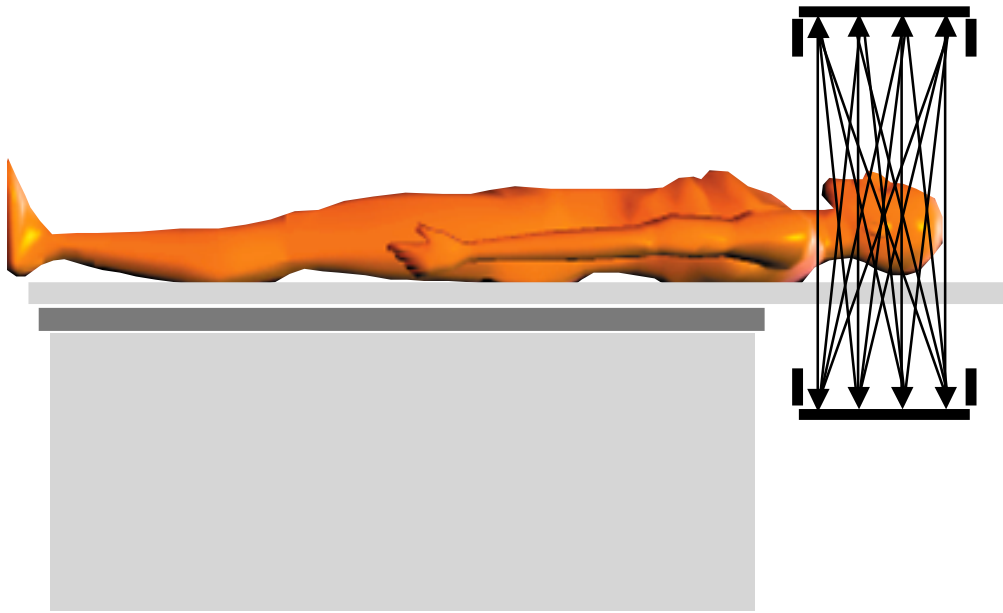


davantage de
lignes de mesure

Vue axiale

PET 3D : contrôle des LOR acceptées

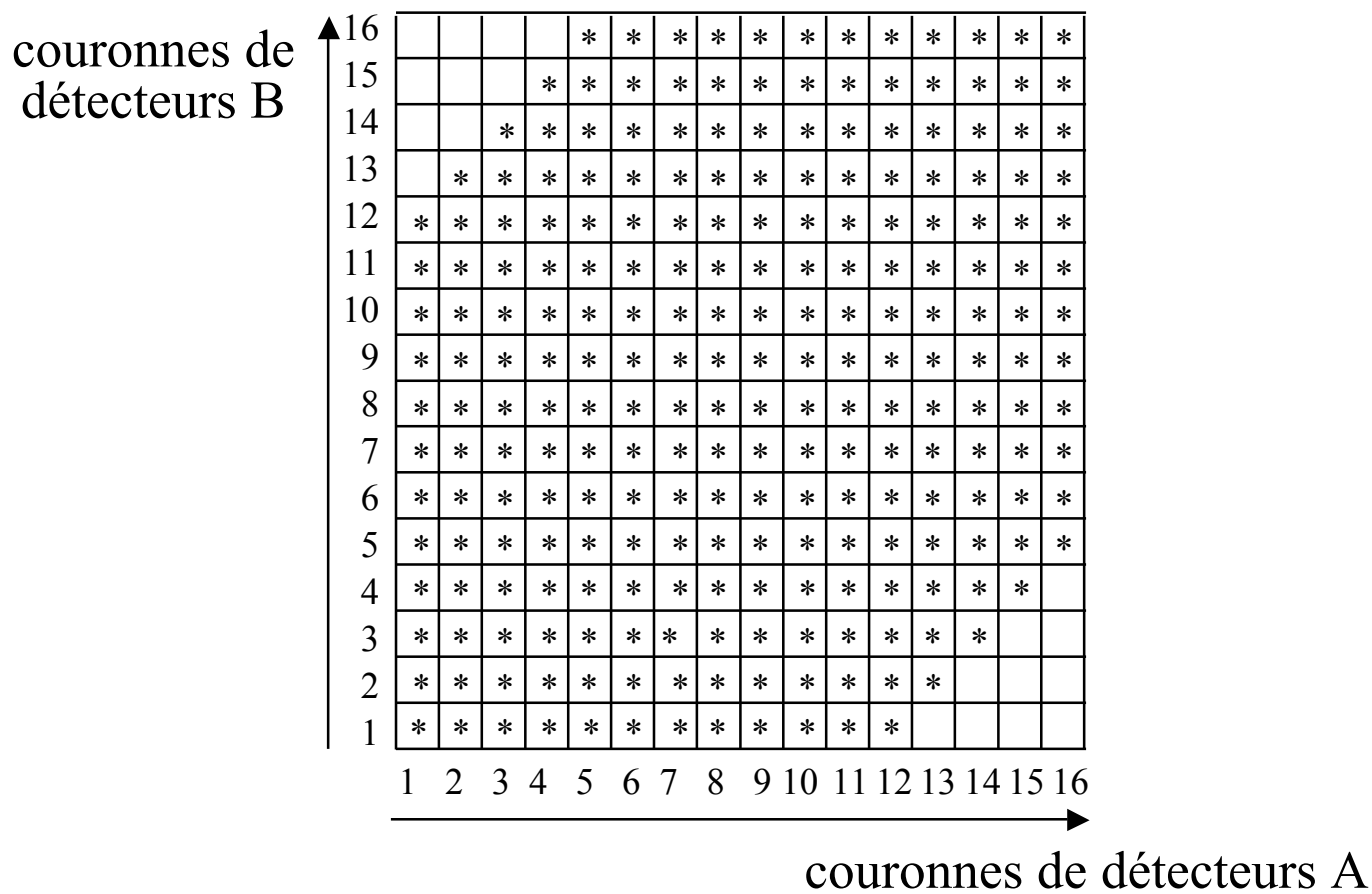
Distance maximale des couronnes (DMC)
entre lesquelles les LOR sont acceptées



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

Sensibilité de détection variable axialement

PET 3D : exemple de michelogramme



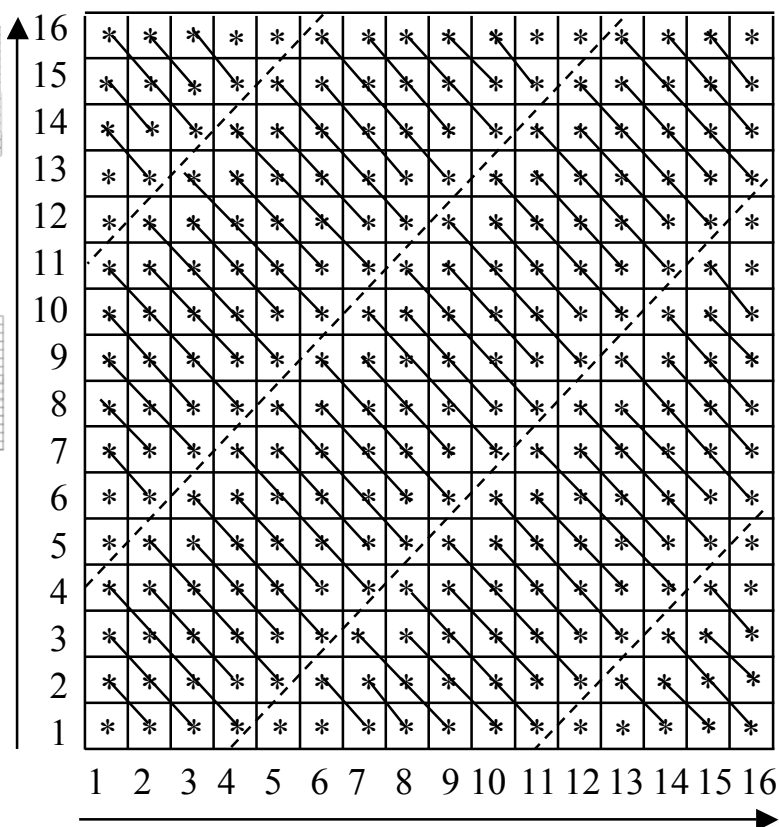
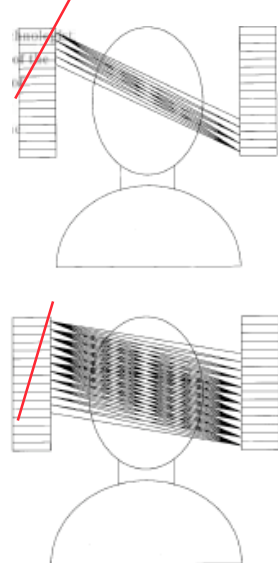
$$N_c = 16$$

$$DMC = 11$$

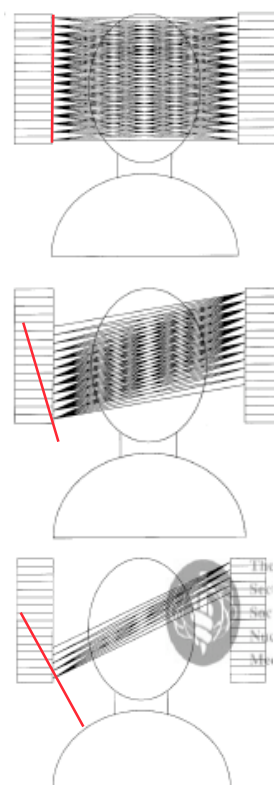
PET 3D : DMC et span

Description complète d'une acquisition PET 3D

couronnes de détecteurs B



couronnes de détecteurs A

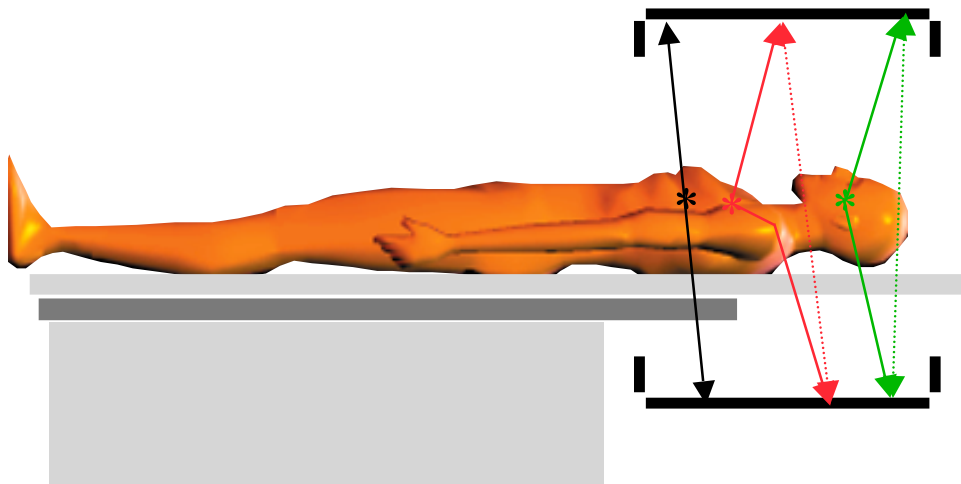


$$\begin{aligned} N_c &= 16 \\ \text{DMC} &= 15 \\ \text{span} &= 7 \end{aligned}$$

5 segments = 5 directions de projection axiale

Caractéristiques du PET 3D

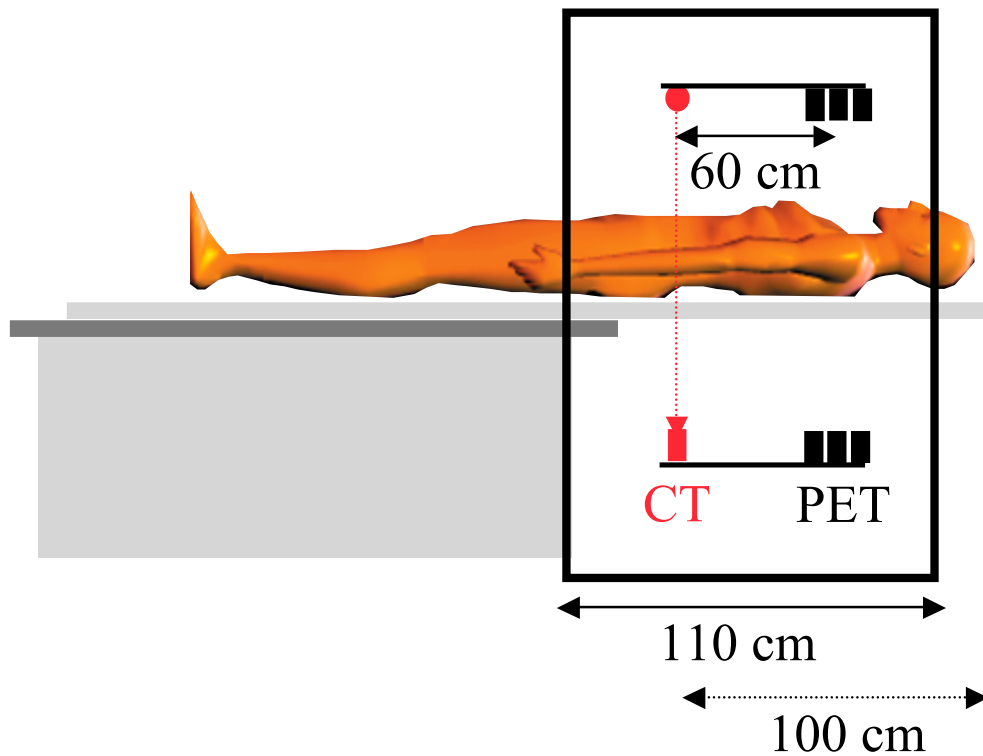
- Imagerie réellement tridimensionnelle
 - ⇒ reconstruction intégrant les lignes de coïncidence inter-coupe
- Augmentation de la sensibilité : plus d'événements sont comptabilisés
 - grâce au retrait des septas
 - grâce à l'augmentation du nombre de lignes de mesures
 - ⇒ e.g., multiplication de sensibilité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



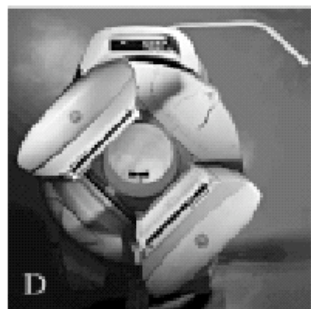
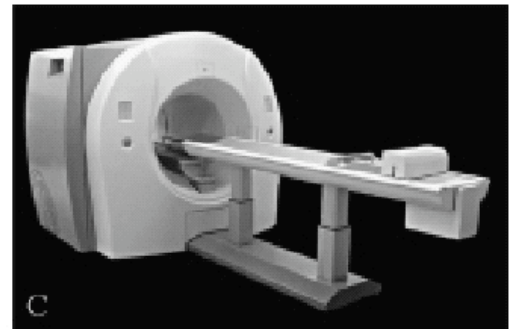
- Augmentation sensible de la proportion de **fortuits**
- Augmentation du temps mort
- Complexité de l'algorithmique de reconstruction accrue

Détecteurs bimodaux PET/CT

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

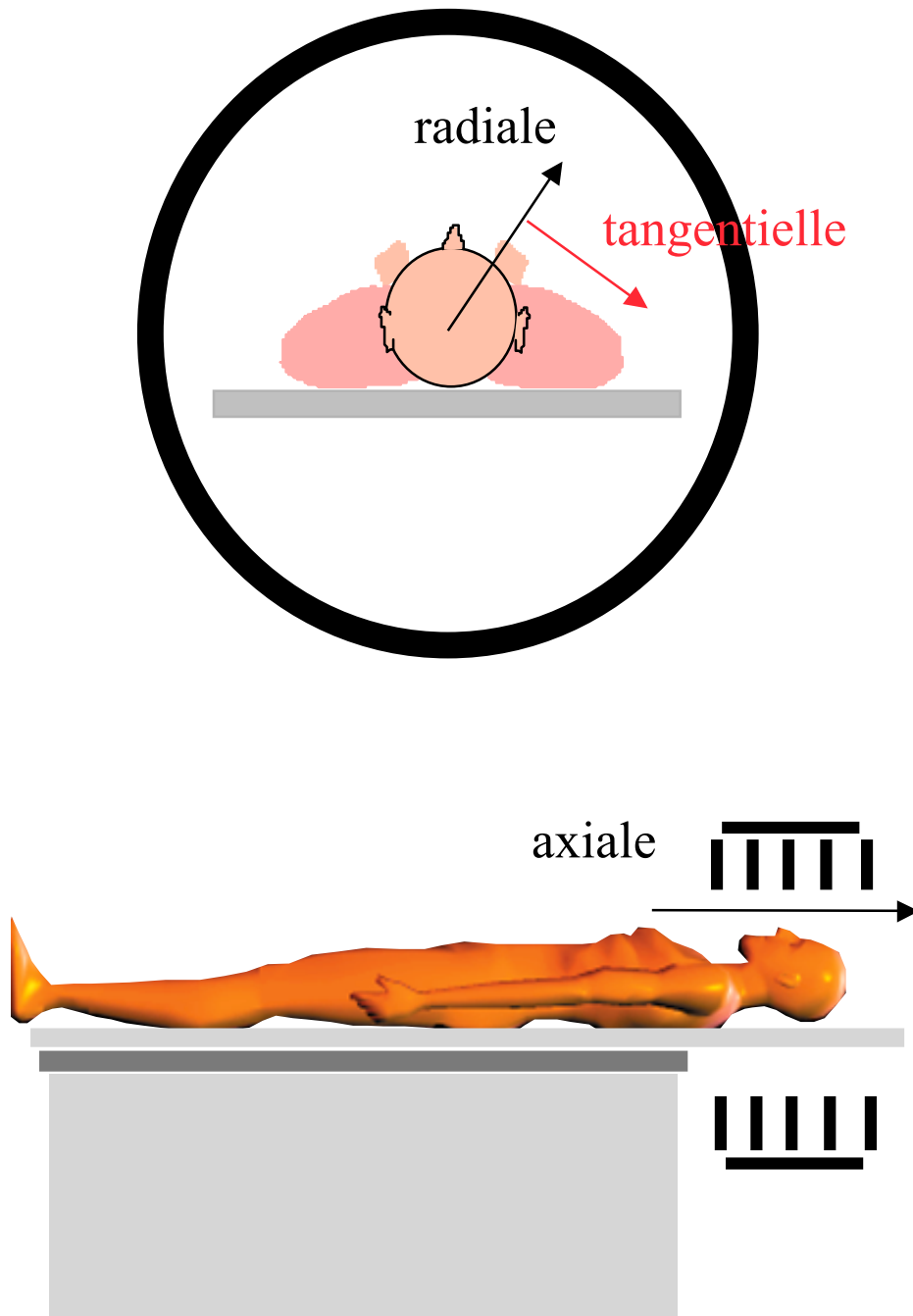


Proof of concept : 1998 (Université de Pittsburgh)



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

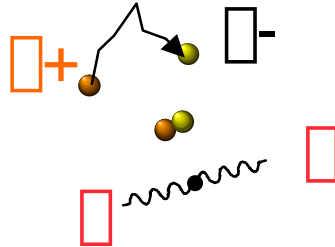
Caractéristiques du PET : résolution spatiale



⇒ définitions valables aussi en SPECT

Résolution spatiale en PET : limitations physiques

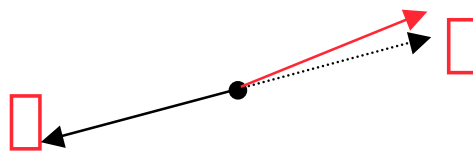
- Libre parcours moyen des positons avant annihilation



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



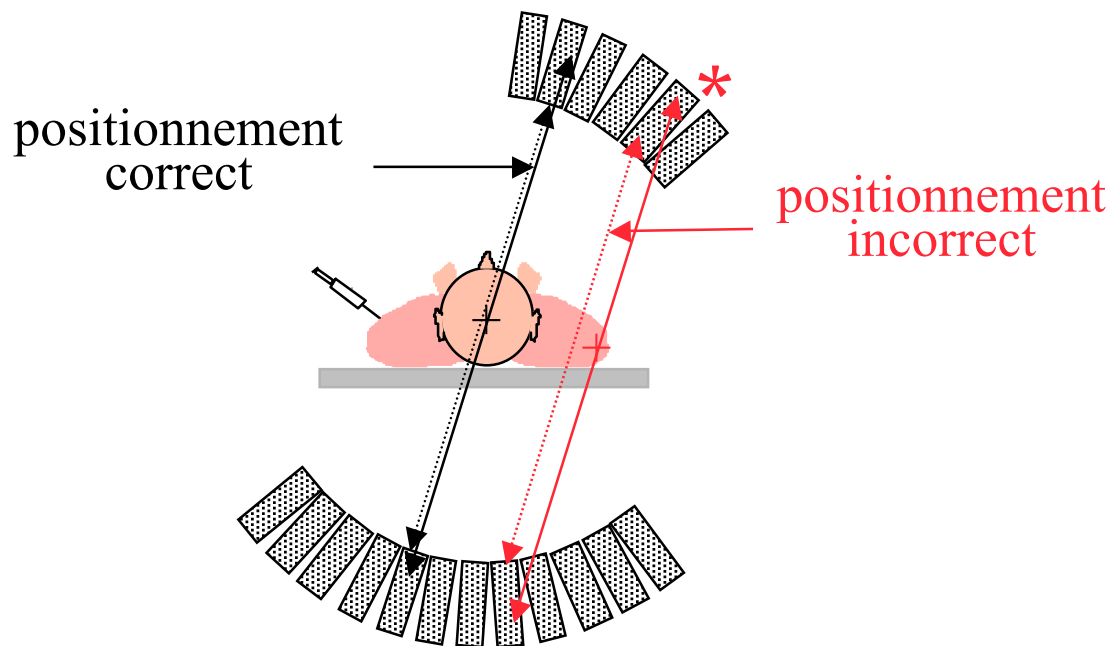
- $\Rightarrow$ effet dépendant du diamètre d de l'anneau
- $\Rightarrow$ dégradation de LMH de 1 à 2 mm

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

$\Rightarrow$ 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

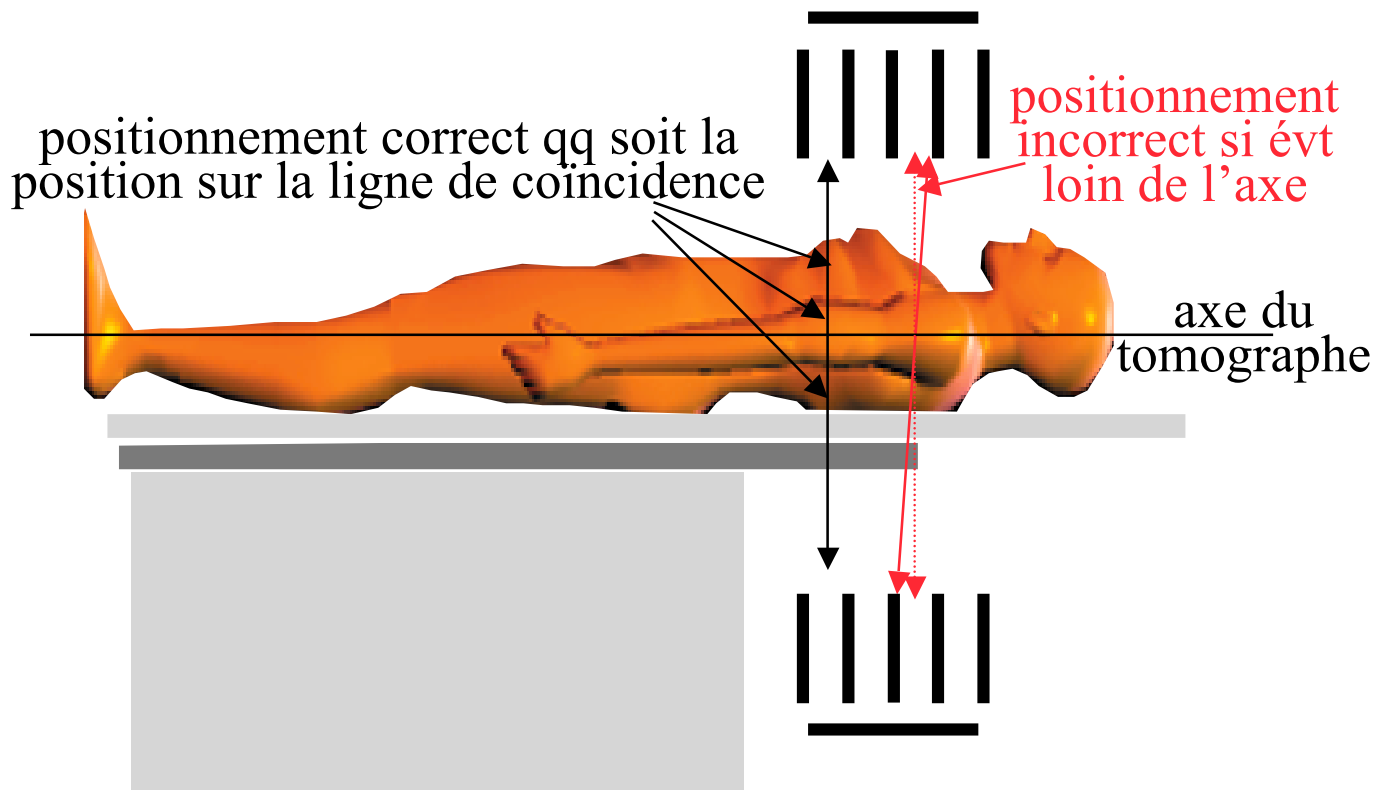
- Dans le plan transverse



- ⇒ 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

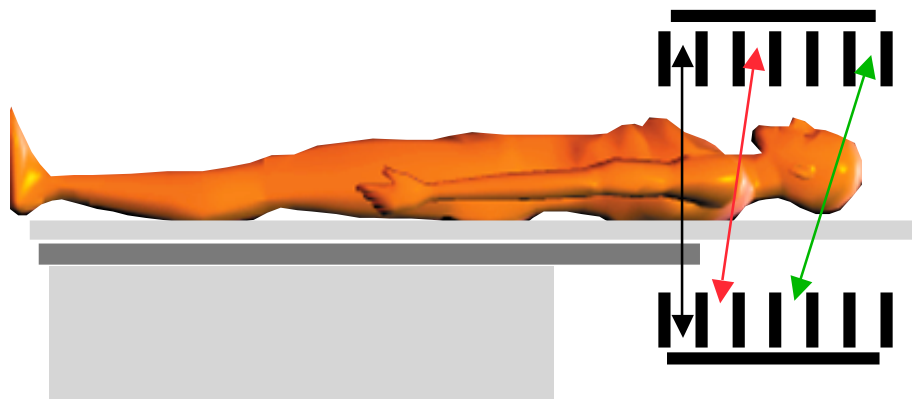
- Non uniforme axialement



- ⇒ 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



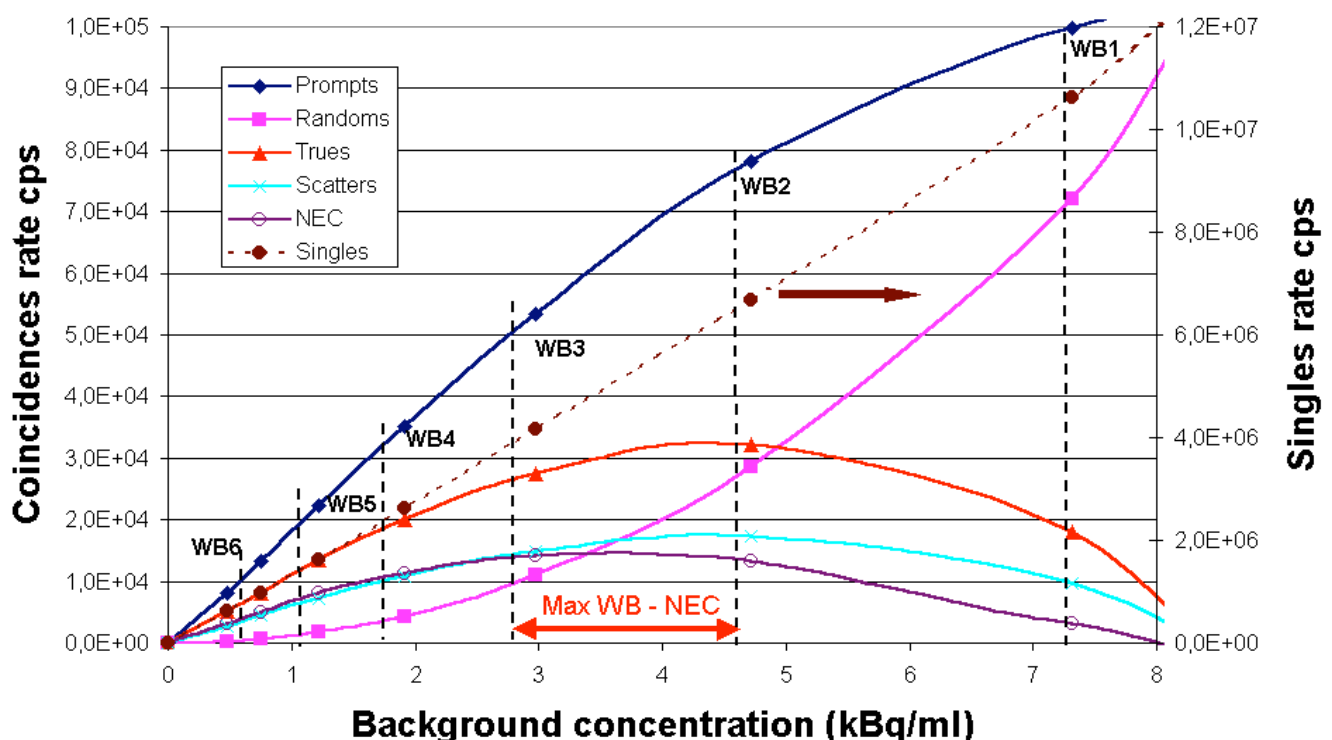
- présence ou absence de septa entre les couronnes (mode 2D ou 3D)

Caractéristiques du PET : Noise Equivalent Count

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

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

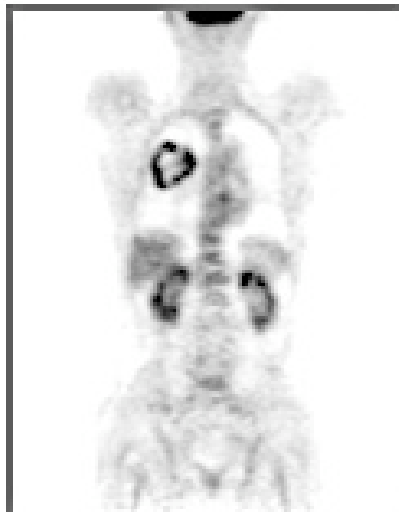
- ⇒ s'exprime en nombre de coups (dizaine de kcps)
- ⇒ non corrélé directement avec la qualité d'image
- ⇒ dépend de façon complexe de la distribution d'activité présente dans le champ de vue
- ⇒ diminue quand le temps mort augmente



Graphique 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

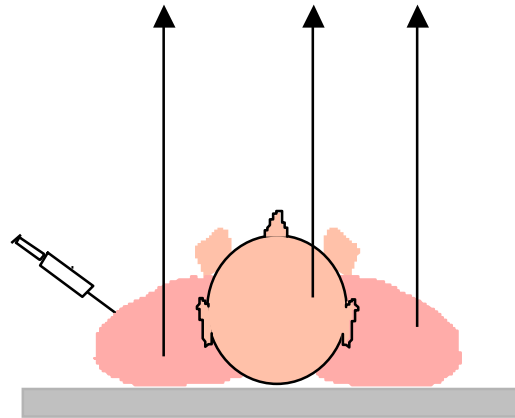
- Lésions < 1,5 cm de diamètre
⇒ GCCCI ~ 60% des lésions détectées par PET dédié
- Lésions $\geq$ 1,5 cm de diamètre
⇒ GCCCI ~ 96% des lésions détectées par PET dédié

GCCI = Gamma Caméra Coincidence Imaging

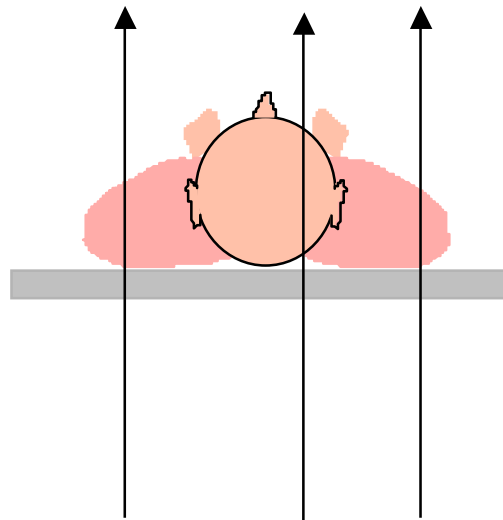
Et ça ?



Mesures de transmission en SPECT et PET

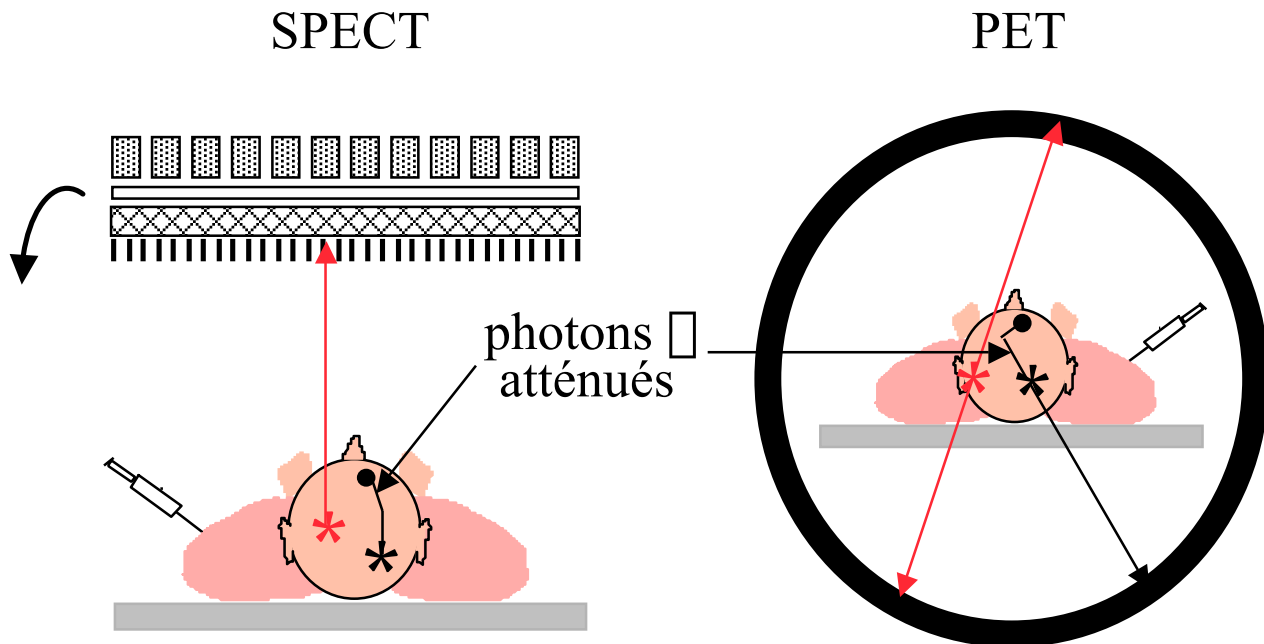


émission



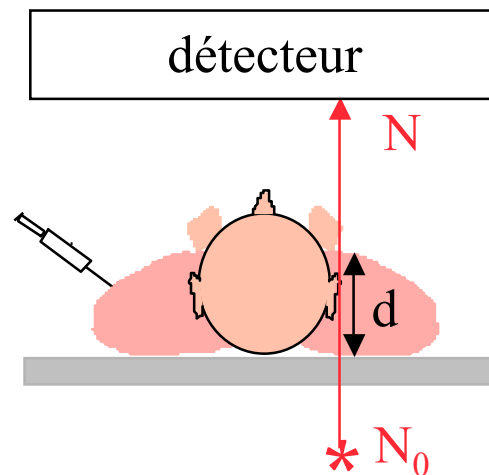
transmission

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



source d'émission externe d'activité N_0

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

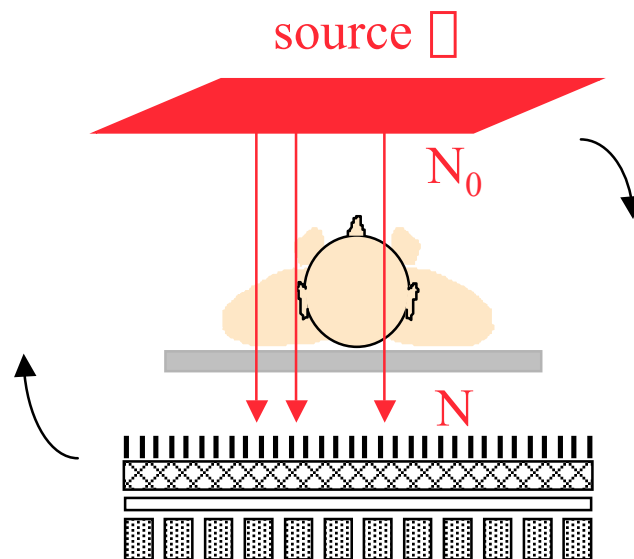
$$N = N_0 \exp \left[- \int_0^d \mu(l) dl \right]$$



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

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

Mesures de transmission en SPECT



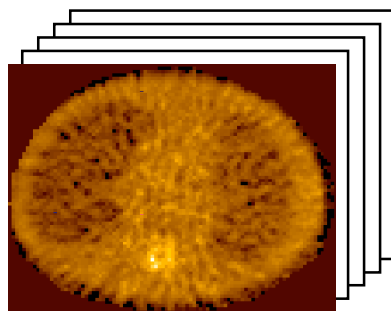
acquisition de **projections** 2D en transmission
sous différentes incidences angulaires



atténuation intégrale le long des
directions de projections

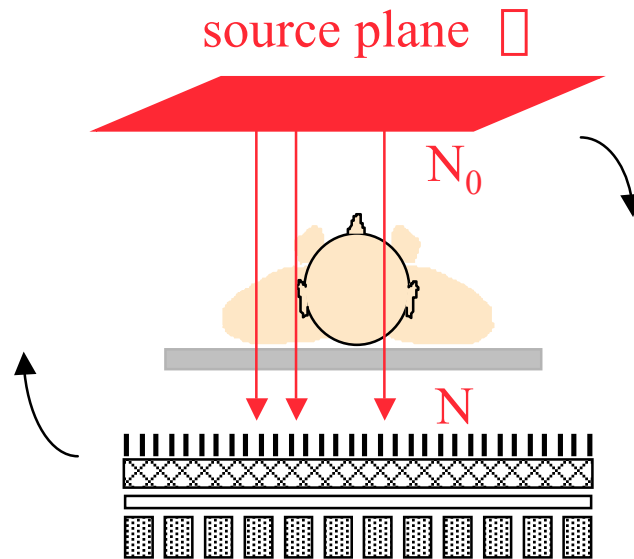


reconstruction
tomographique



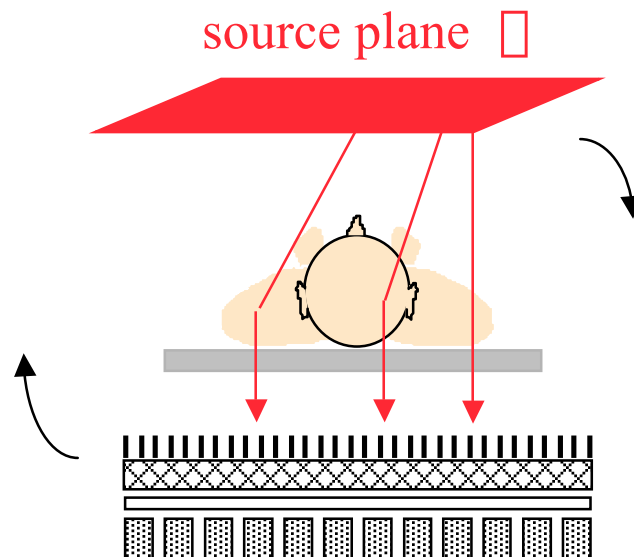
cartographie des coefficients d'atténuation □

Source de transmission plane



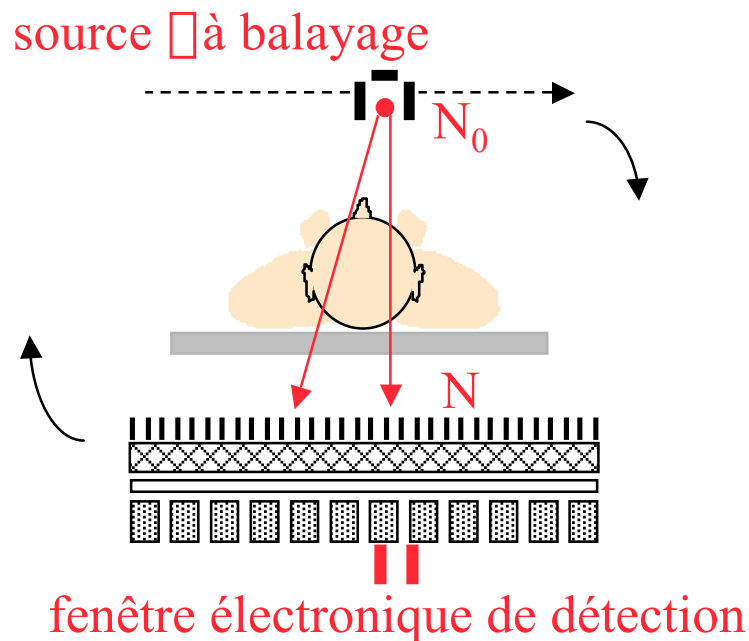
source plane non collimatée

⇒ nombreux photons détectés après diffusion :



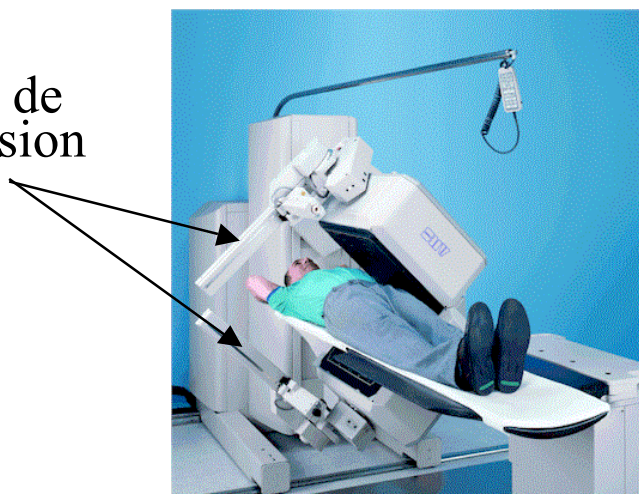
⇒ sous estimation de l'atténuation

Source de transmission mobile

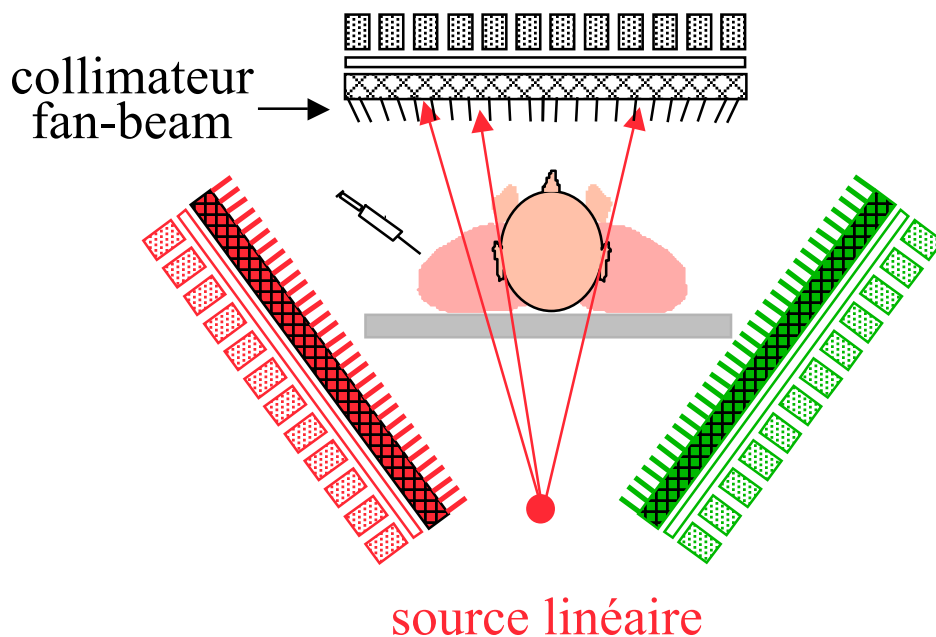


- possible acquisition simultanée de données en émission et en transmission avec un seul isotope grâce au masque électronique
- mécanique de complexité accrue
- inadapté pour les systèmes 3 têtes
- légère perte de sensibilité de détection des données en émission ($\sim 10\%$)

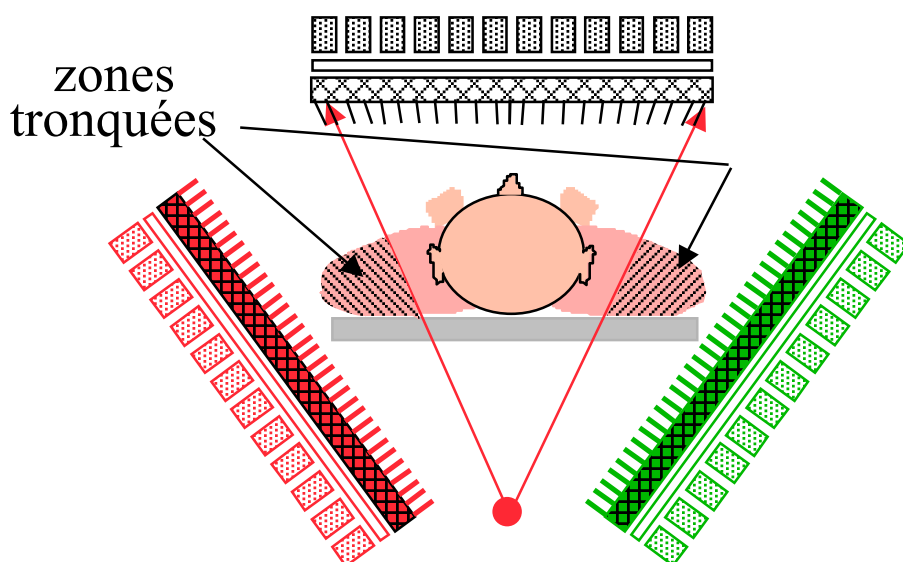
sources de transmission



Source de transmission pour systèmes 3 têtes



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



⇒ données manquantes pour la correction d'atténuation

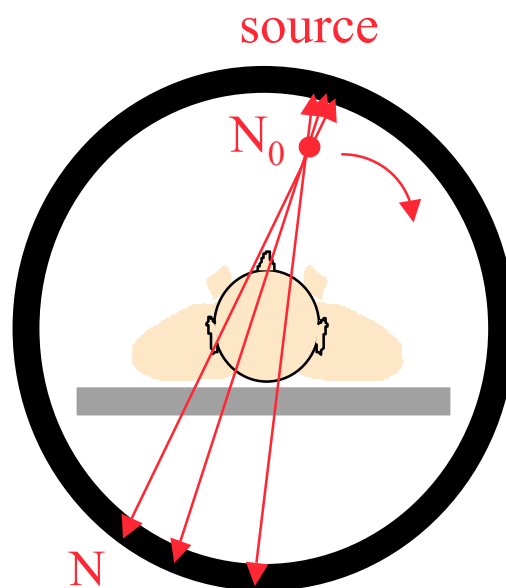
Sources □ pour les systèmes de transmission SPECT

- 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

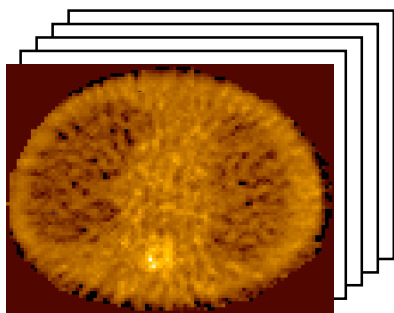


acquisition de **projections** 2D en transmission
sous différentes incidences angulaires



atténuation intégrale le long des
directions de projections

reconstruction
tomographique

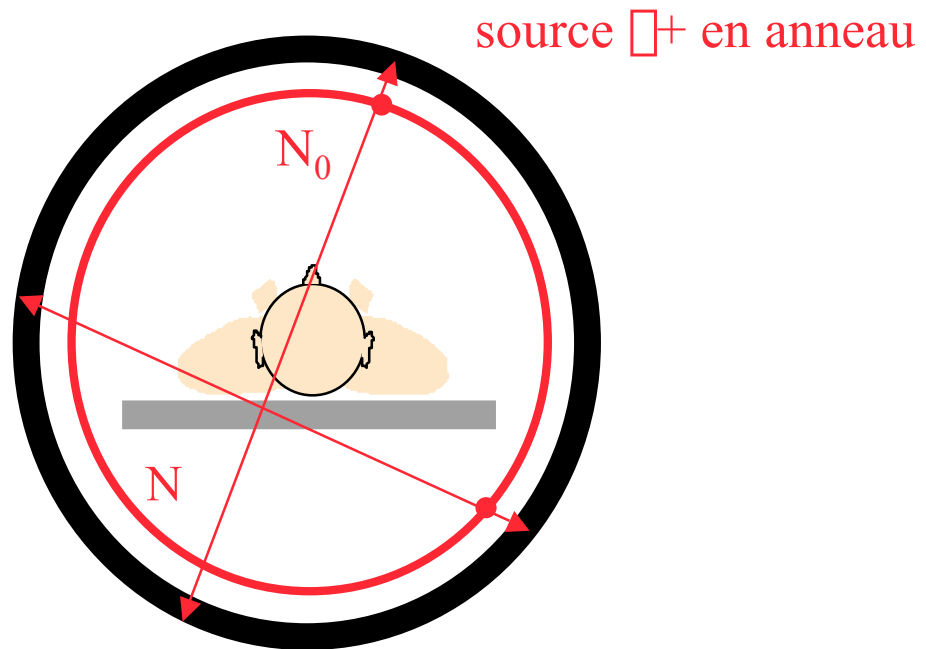


cartographie des
coefficients d'atténuation □



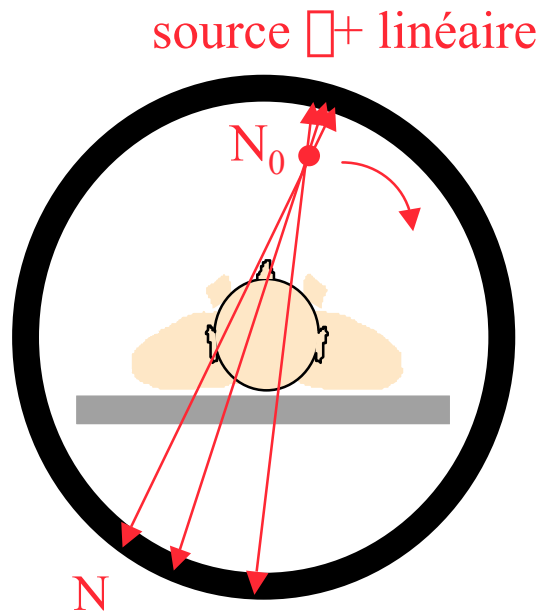
calcul de facteurs de
correction
d'atténuation intégrale

Source de transmission β^+ en anneau



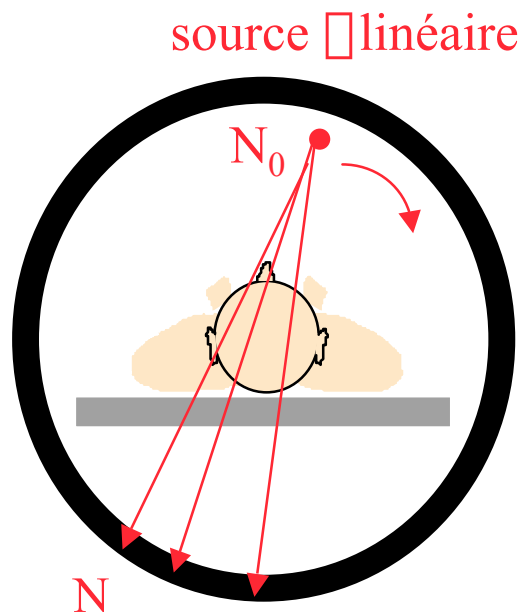
- Ge68 (511 keV)
 - $\Rightarrow$ utilisable sur une grande durée ($T=271$ jours)
- Temps mort important pour le bloc de détecteurs proche de la source
- Difficile manufacture d'une source en anneau homogène

Source de transmission γ^+ linéaire



- Ge68 (511 keV)
 $\Rightarrow$ 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

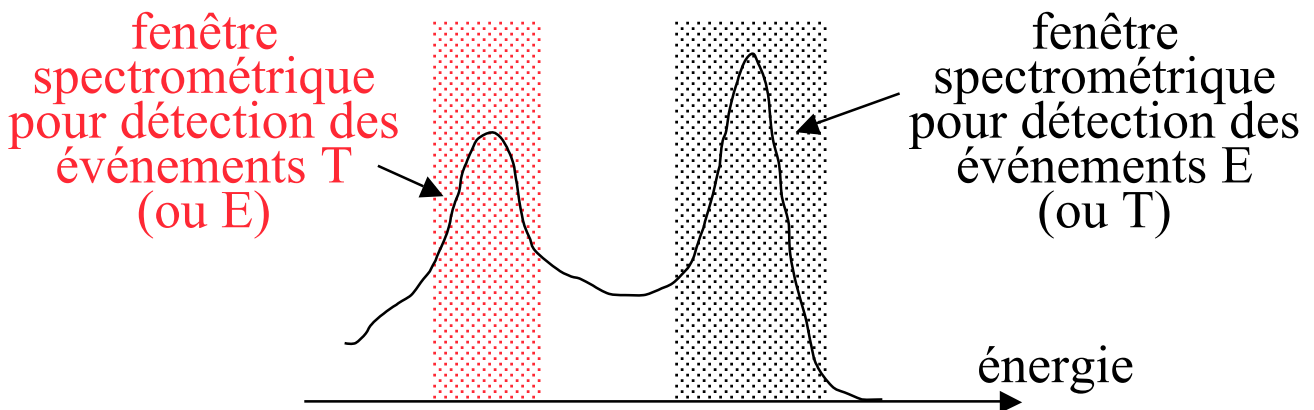
Source de transmission $\square$ monophotonique



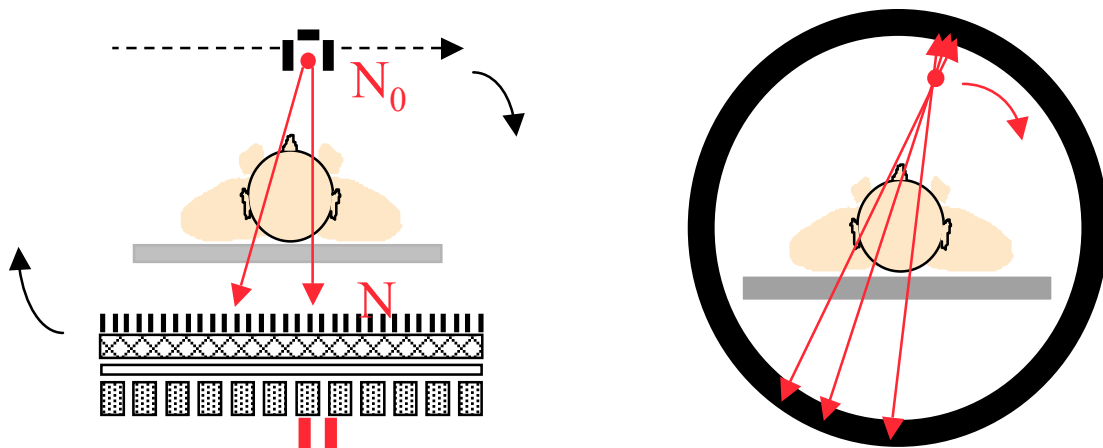
- Enregistrement d'un plus grand flux de photons qu'avec un système de coïncidence
- Cs137 (662 keV)
 - $\Rightarrow$ utilisable sur une grande durée ($T=30,2$ ans)
 - $\Rightarrow$ différentiation spectrométrique entre événements 511 keV et 622 keV
 - $\Rightarrow$ nécessité de convertir les valeurs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

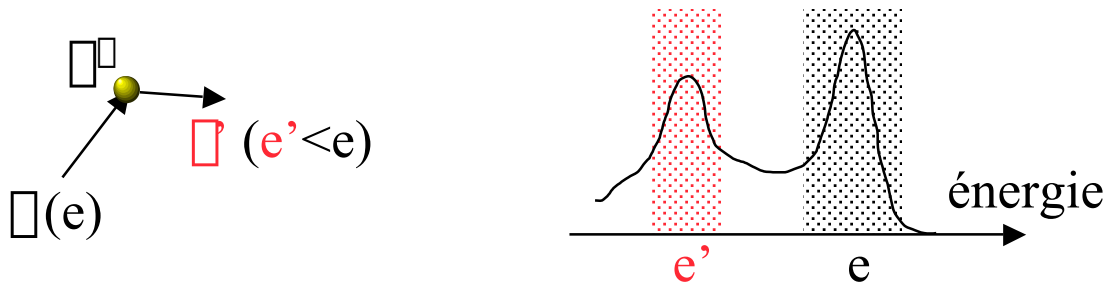
- T avant E
 - toujours possible

- 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

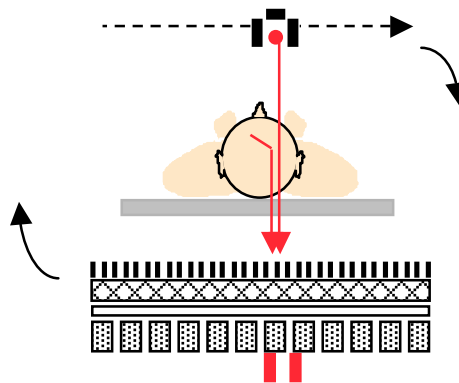
Problèmes de contamination

- 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



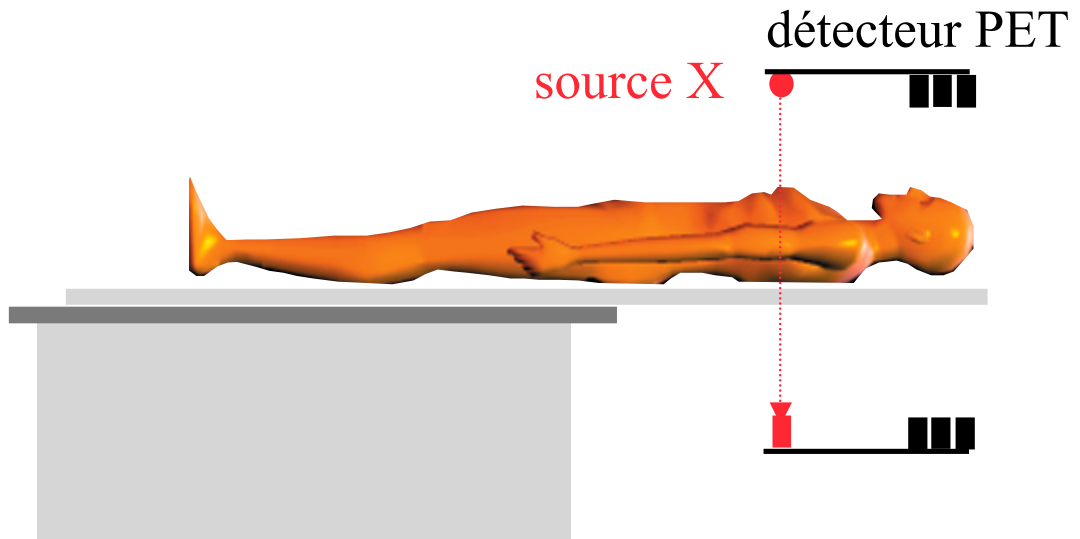
- ⇒ si énergie $E >$ énergie T , atténuation sous-estimée
- ⇒ si énergie $T >$ énergie E , activité du radiotraceur surestimée

- 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

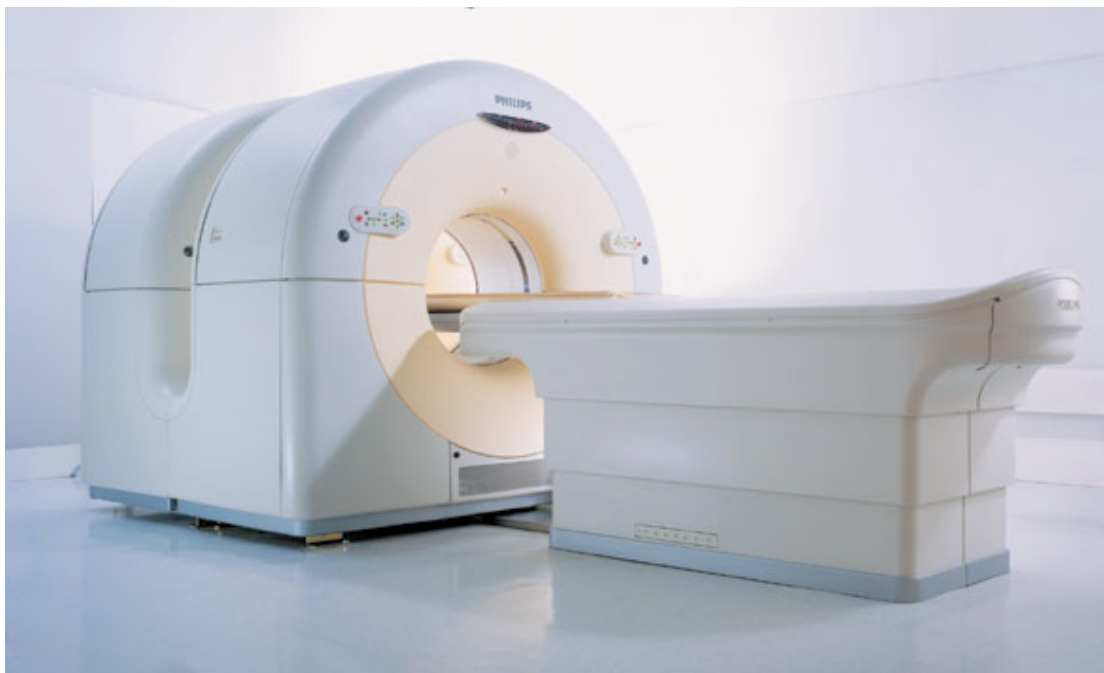


reconstruction
tomographique X



cartographie des coefficients d'atténuation de Hounsfield

Systèmes bimodaux SPECT/CT et PET/CT

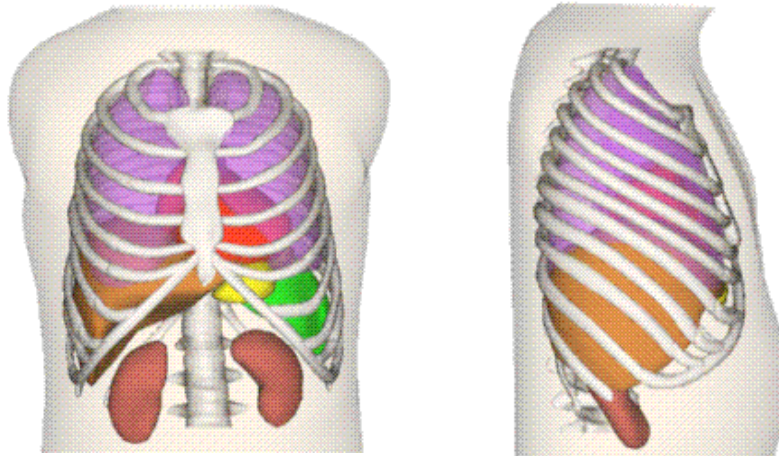


cartographie des coefficients d'atténuation μ dérivée du CT
mais...

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 : artéfacts 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