

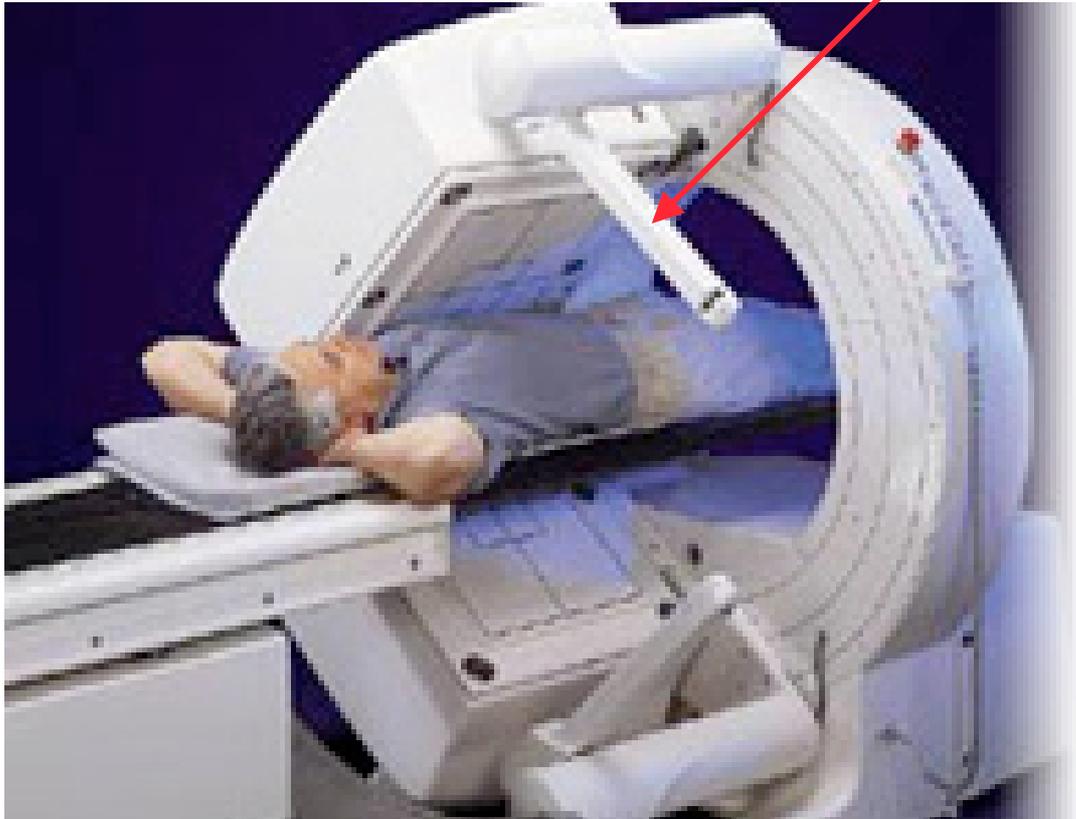
Tomographie d'émission
monophotonique
et
tomographie d'émission de positons

Irène Buvat
U678 INSERM
Paris

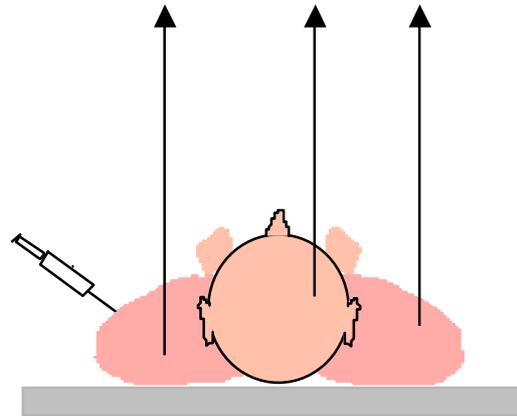
buvat@imed.jussieu.fr
<http://www.guillemet.org/irene>

octobre 2006

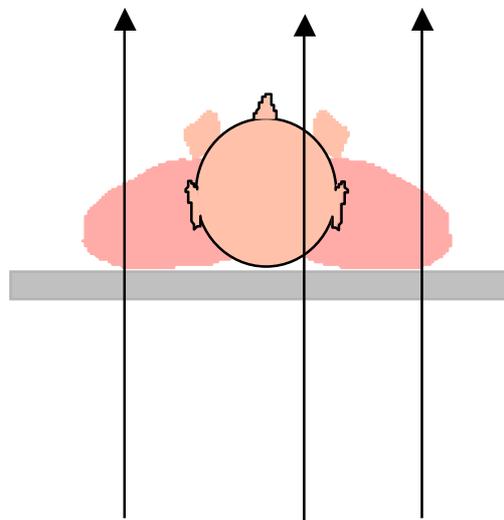
Dispostifs de transmission



Mesures de transmission en SPECT et PET

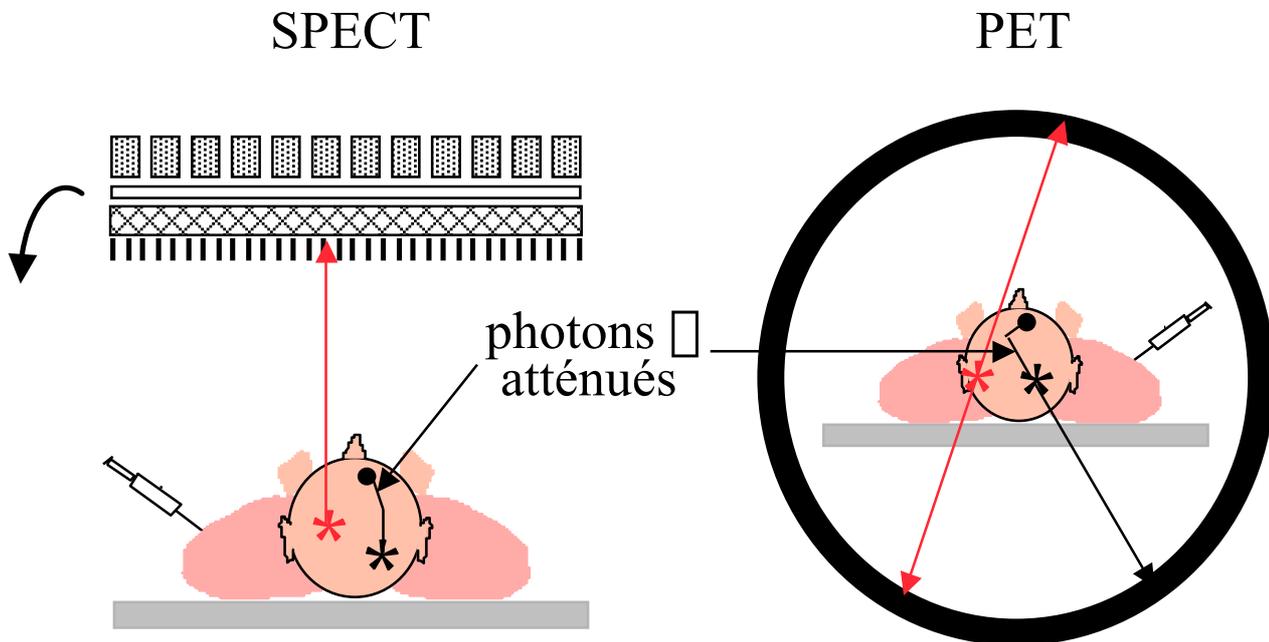


émission



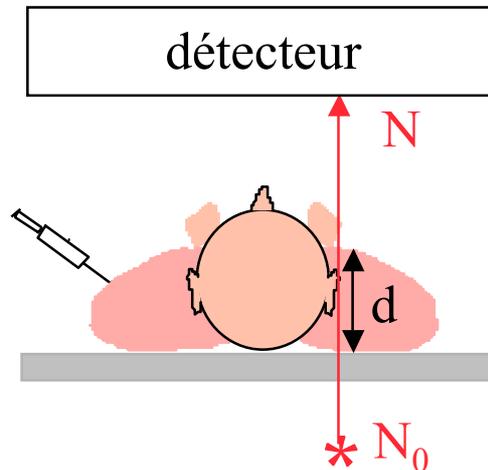
transmission

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

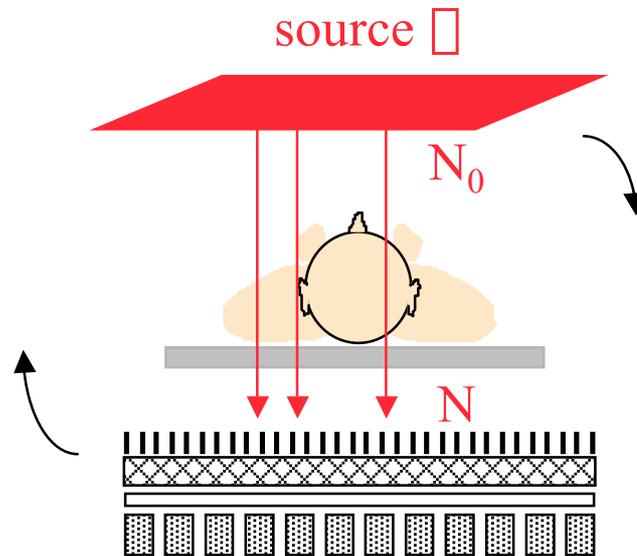
$$N = N_0 \exp \left[- \int_0^d \mu(l) dl \right]$$



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

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

Mesures de transmission en SPECT



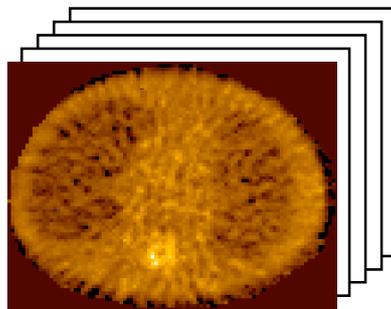
acquisition de **projections** 2D en transmission
sous différentes incidences angulaires



atténuation intégrale le long des
directions de projections

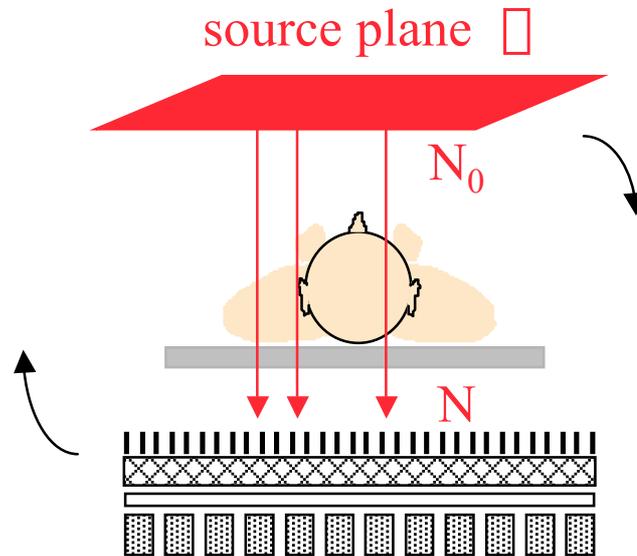


reconstruction
tomographique



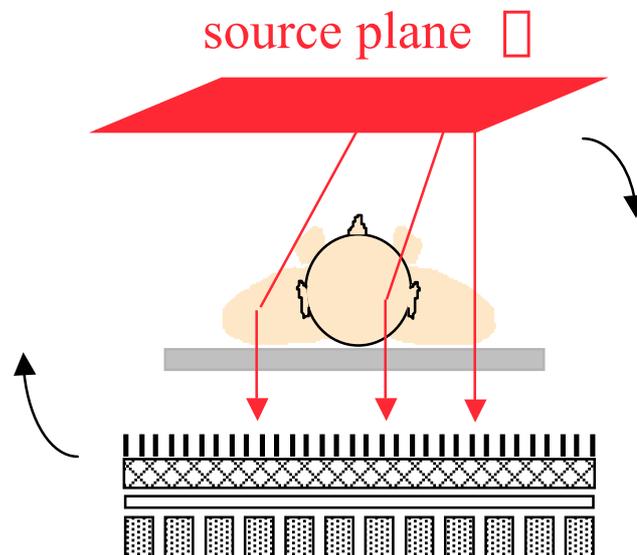
cartographie des coefficients d'atténuation □

Source de transmission plane



source plane non collimatée

⇒ nombreux photons détectés après diffusion :



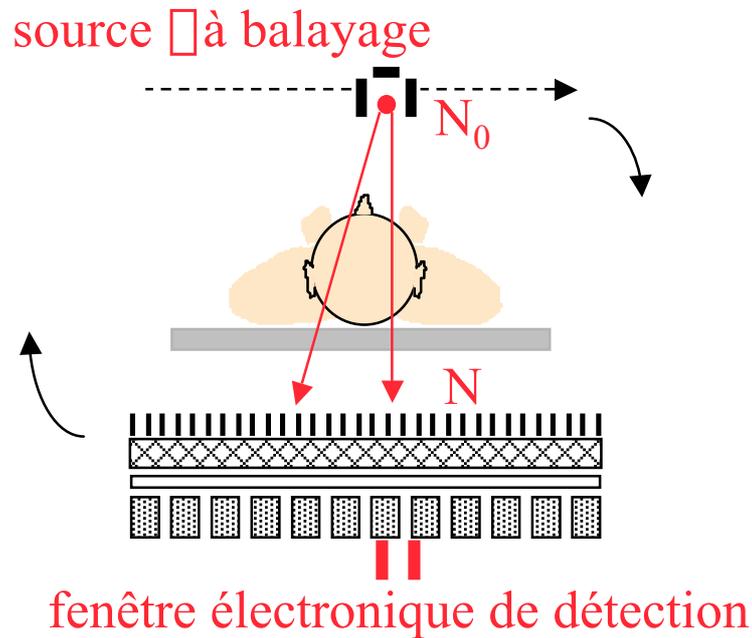
⇒ sous estimation de l'atténuation

Source de transmission plane

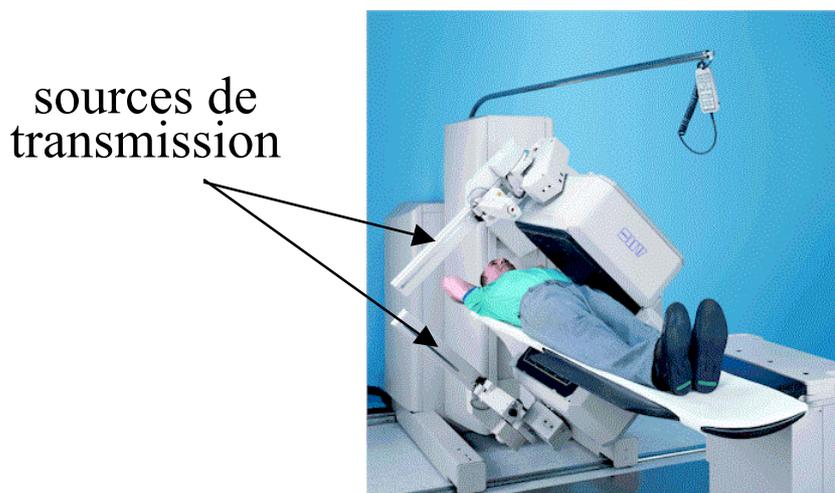


Tsui et al 1989

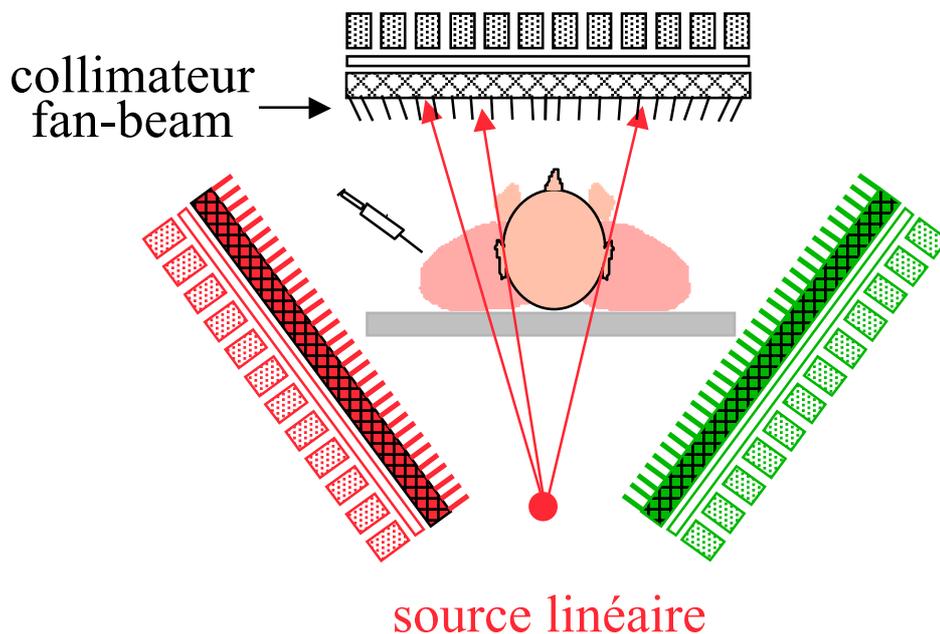
Source de transmission mobile



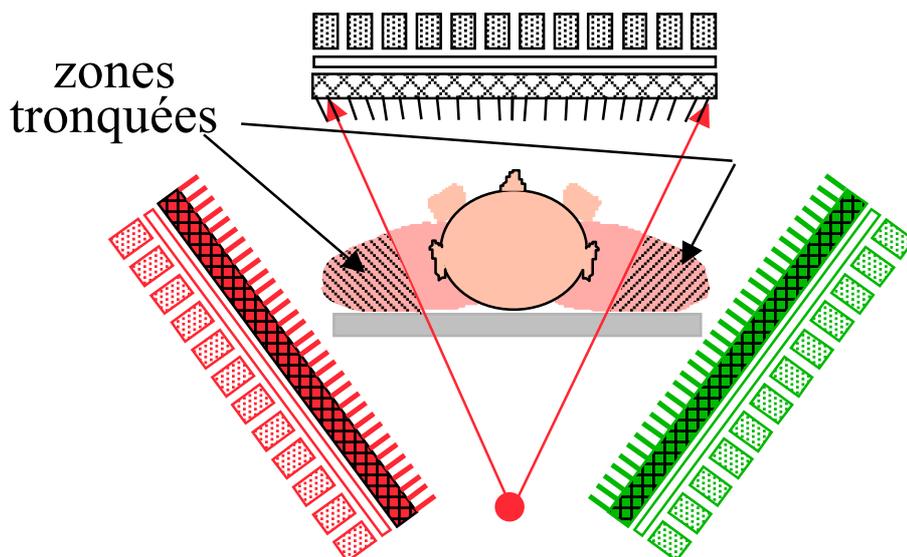
- possible acquisition simultanée de données en émission et en transmission avec un seul isotope grâce au masque électronique
- mécanique de complexité accrue
- inadapté pour les systèmes 3 têtes
- légère perte de sensibilité de détection des données en émission ($\sim 10\%$)



Source de transmission pour systèmes 3 têtes



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



⇒ données manquantes pour la correction d'atténuation

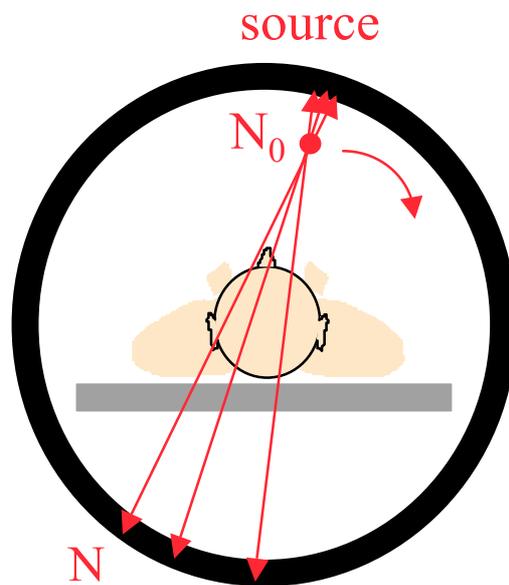
Sources □ pour les systèmes de transmission SPECT

- 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

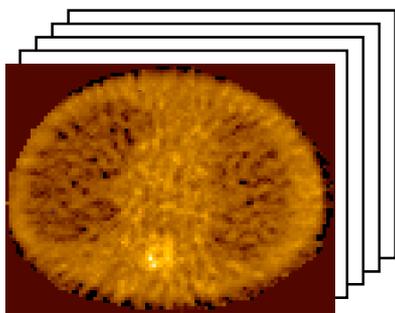


acquisition de **projections** 2D en transmission
sous différentes incidences angulaires



atténuation intégrale le long des
directions de projections

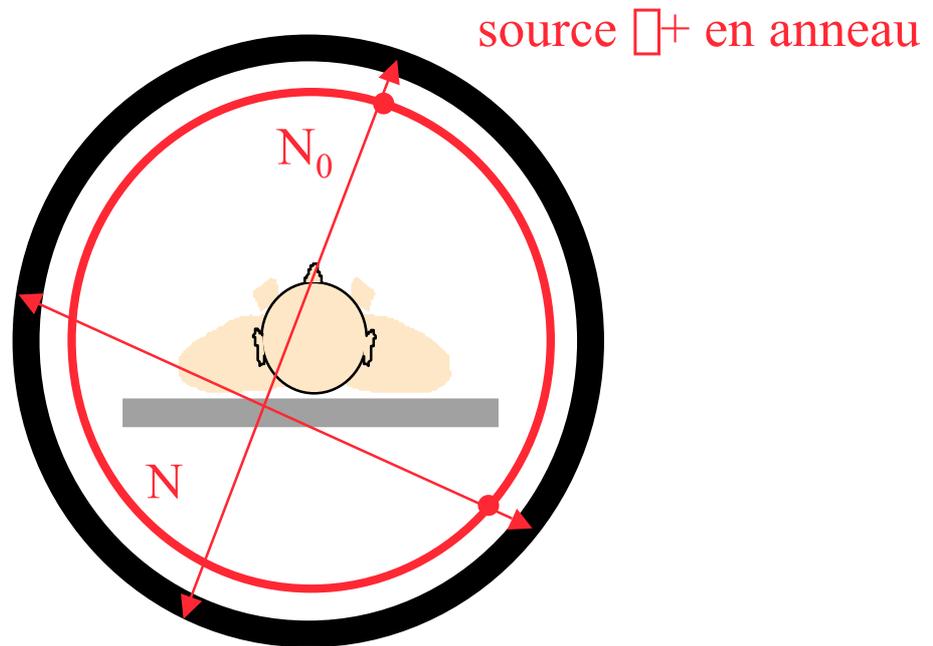
reconstruction
tomographique



cartographie des
coefficients d'atténuation □

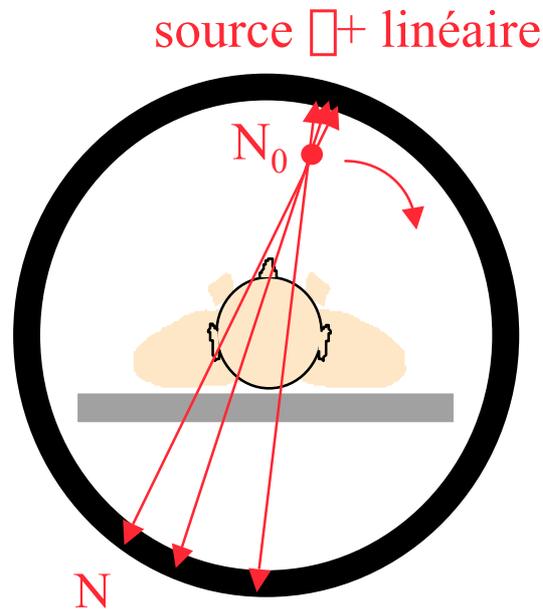
calcul de facteurs de
correction
d'atténuation intégrale

Source de transmission β^+ en anneau



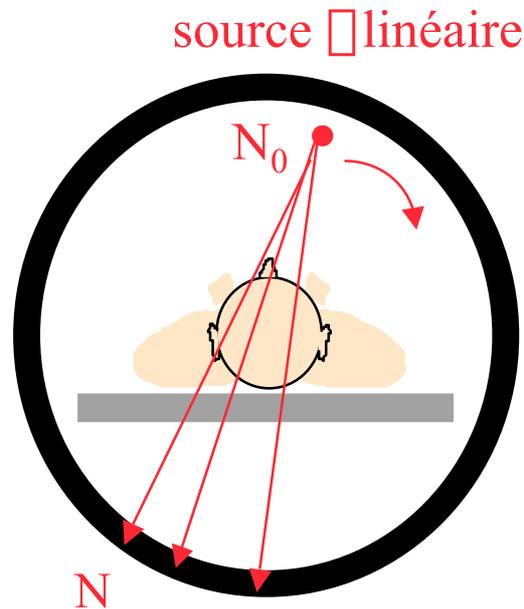
- Ge68 (511 keV)
 - \Rightarrow utilisable sur une grande durée ($T=271$ jours)
- Temps mort important pour le bloc de détecteurs proche de la source
- Difficile manufacture d'une source en anneau homogène

Source de transmission β^+ 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

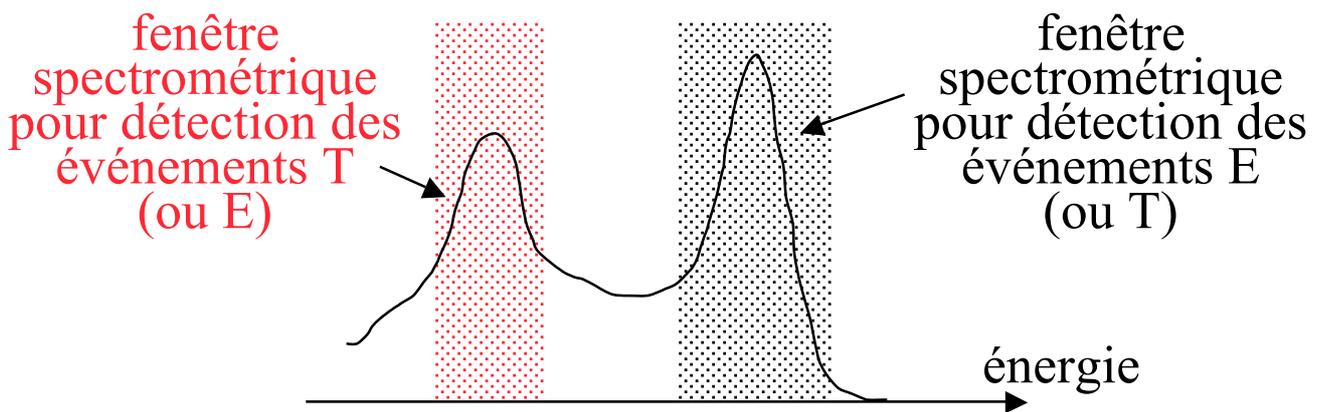
Source de transmission \square monophotonique



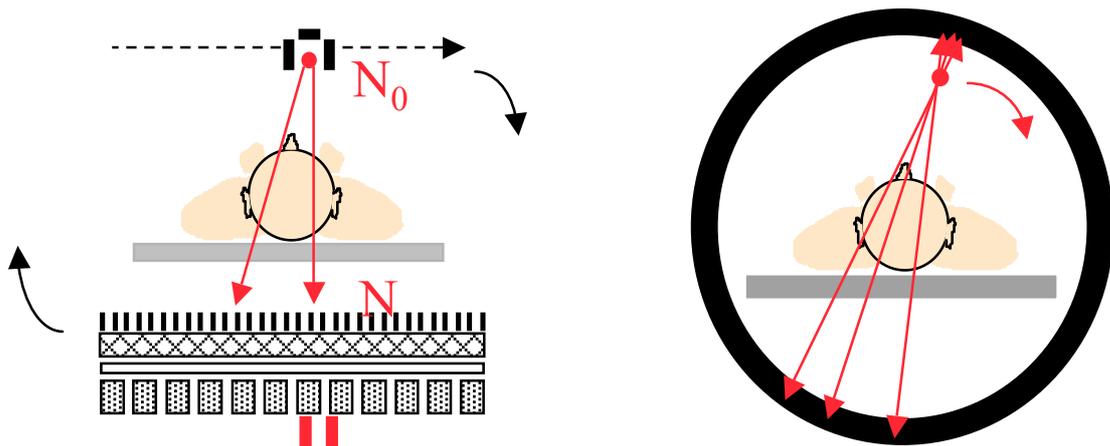
- Enregistrement d'un plus grand flux de photons qu'avec un système de coïncidence
- Cs137 (662 keV)
 - \Rightarrow utilisable sur une grande durée ($T=30,2$ ans)
 - \Rightarrow différenciation spectrométrique entre événements 511 keV et 622 keV
 - \Rightarrow nécessité de convertir les valeurs des coefficients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

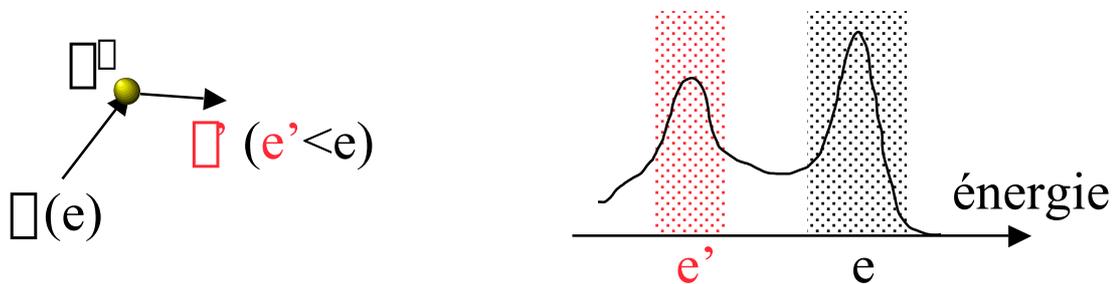
- T avant E
 - toujours possible

- 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

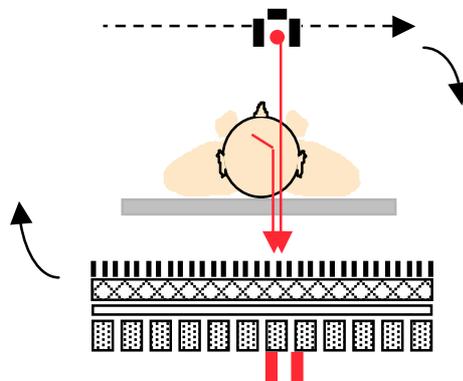
Problèmes de contamination

- 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



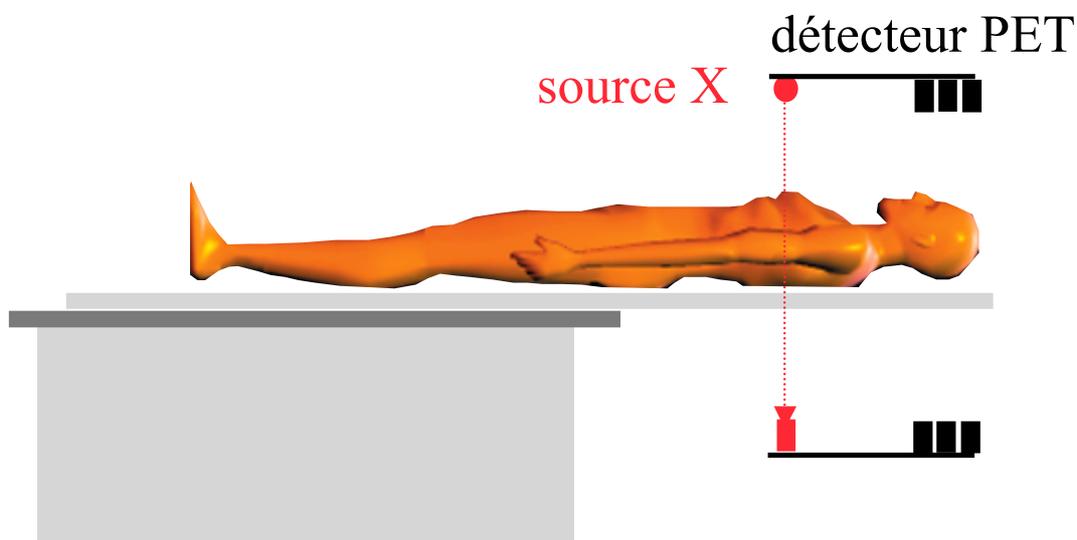
- ⇒ si énergie $E >$ énergie T, atténuation sous-estimée
- ⇒ si énergie $T >$ énergie E, activité du radiotraceur surestimée

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



- ⇒ atténuation sous-estimée

Solution alternative : systèmes bimodaux



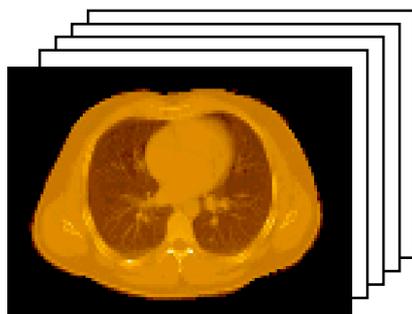
acquisition de **projections scanner** 2D en transmission
sous différentes incidences angulaires



atténuation intégrale le long des
directions de projections

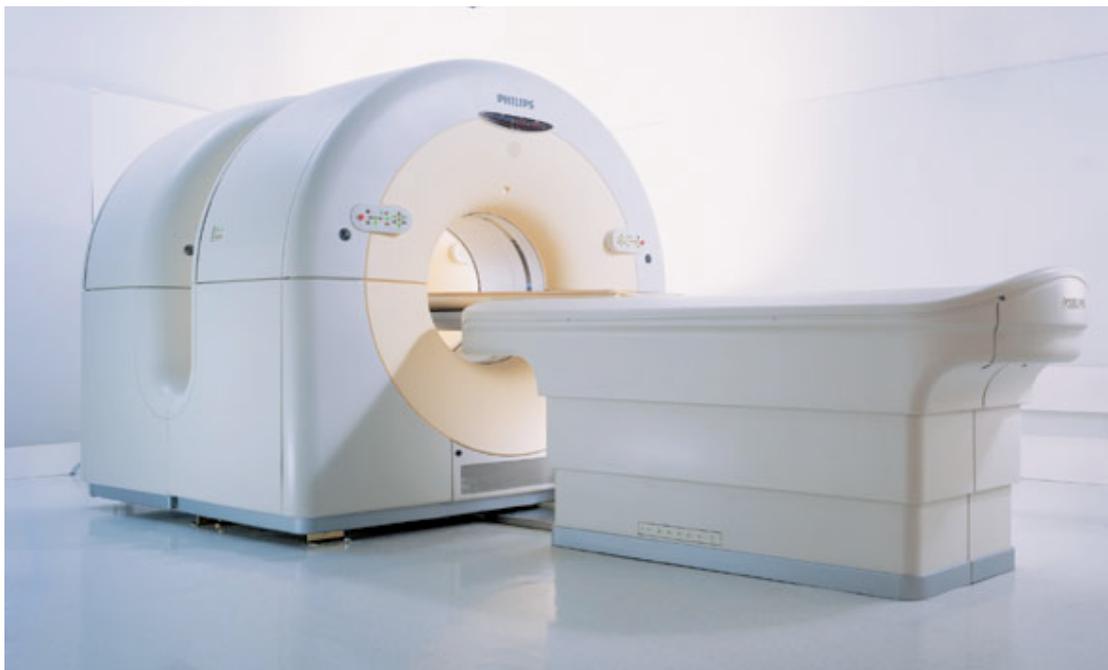


reconstruction
tomographique X



cartographie des coefficients d'atténuation de Hounsfield

Systèmes bimodaux SPECT/CT et PET/CT

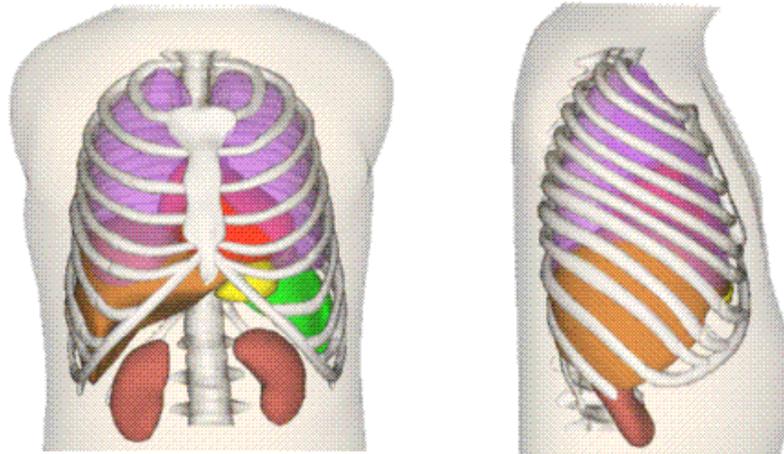


cartographie des coefficients d'atténuation μ dérivée du CT
mais...

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
~ 450 k€
- PET “début de gamme”
- avec dispositif d'acquisition en transmission
(systématique)
~ 900 k€
- PET “haut de gamme”
~ 1,5 M€
- PET/CT
~ 2 à 4 M€

Disponibilité des systèmes



- SPECT
~ plusieurs centaines
- PET :
Actuellement : environ ~50 (la plupart PET/CT)
Objectif : 1 par million d 'habitants.

A suivre ...

La quantification en tomographie d'émission