

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

Irène Buvat  
U678 INSERM  
Paris

[buvat@imed.jussieu.fr](mailto:buvat@imed.jussieu.fr)  
<http://www.guillemet.org/irene>

octobre 2006

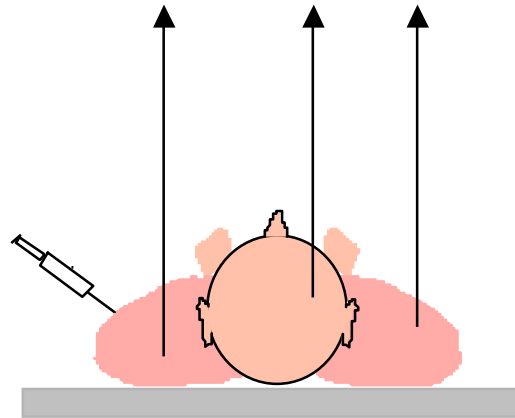
# Dispostifs de transmission

---

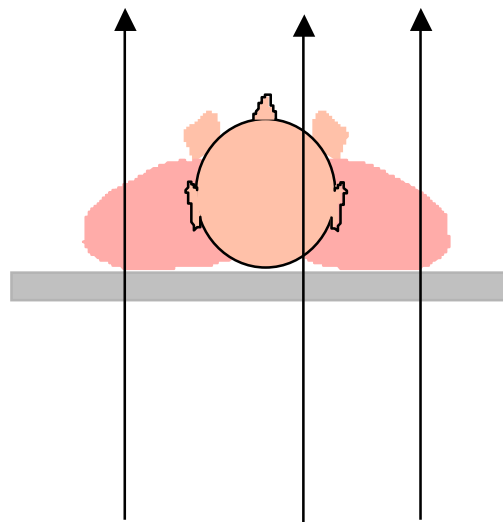


# Mesures de transmission en SPECT et PET

---



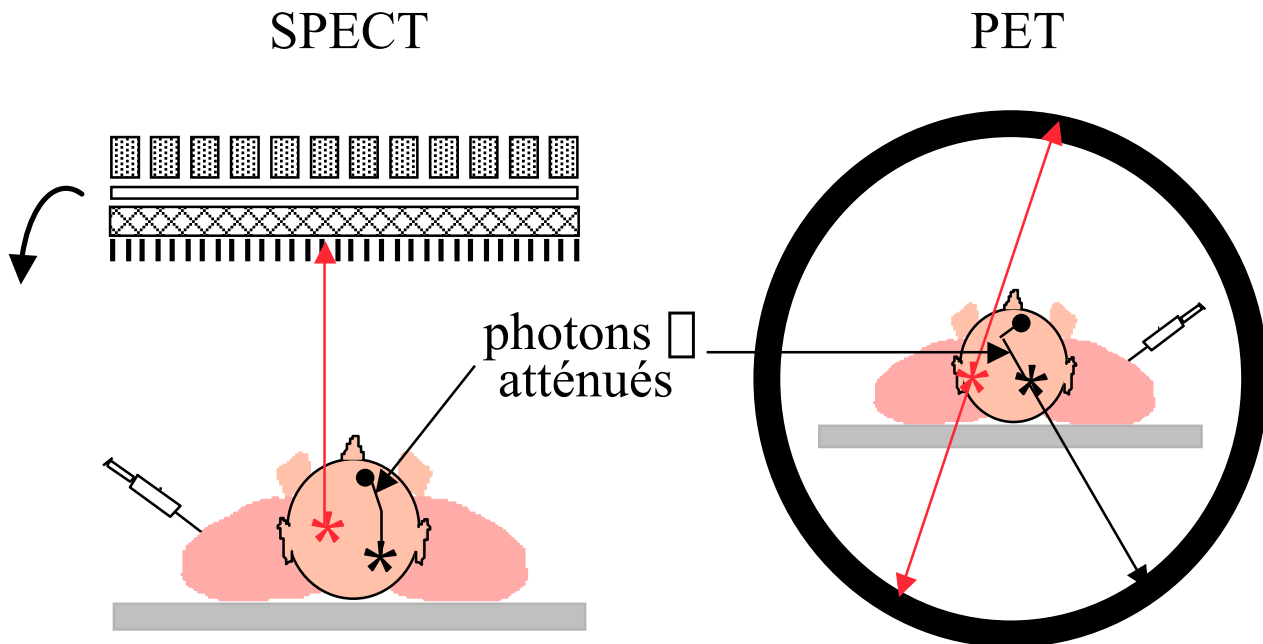
émission



transmission

# Mesures de transmission : motivation

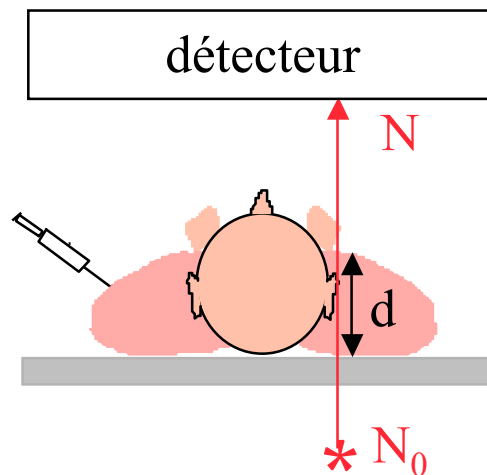
---



- 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

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

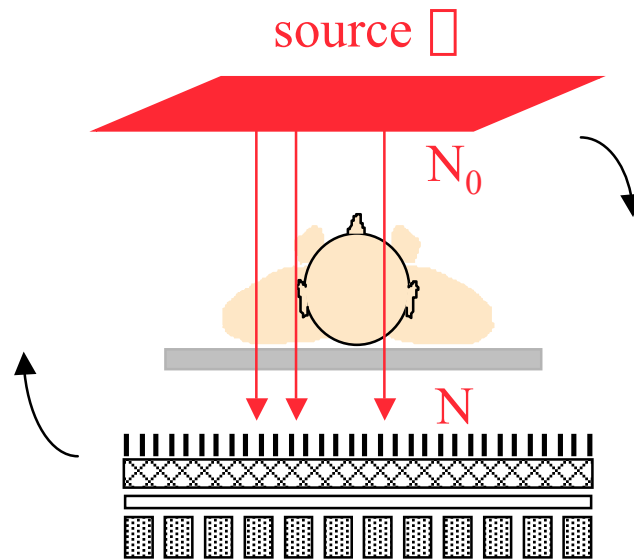


atténuation **intégrale** le long des  
directions de projections

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

# Mesures de transmission en SPECT

---



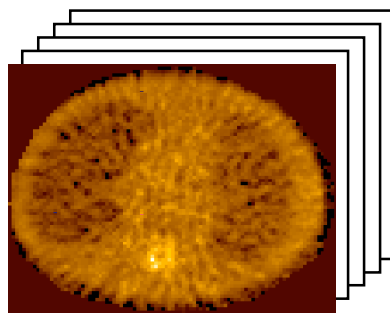
acquisition de **projections** 2D en transmission  
sous différentes incidences angulaires



atténuation intégrale le long des  
directions de projections



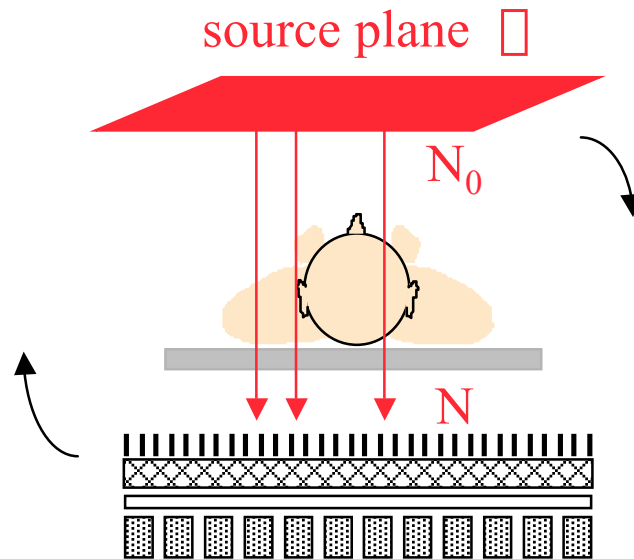
reconstruction  
tomographique



cartographie des coefficients d'atténuation □

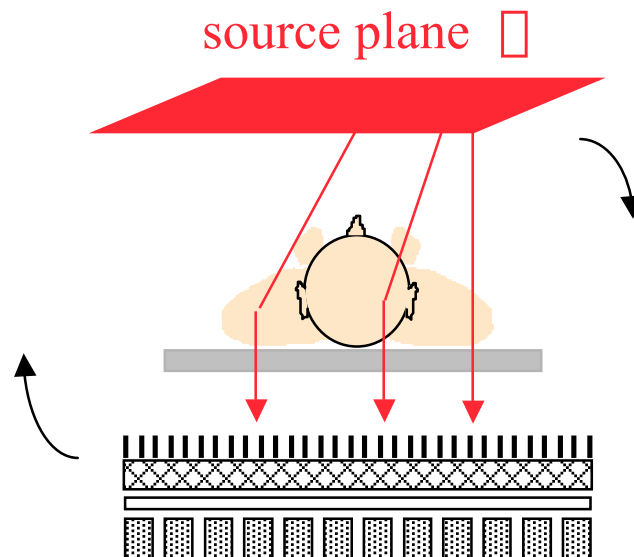
# Source de transmission plane

---



source plane non collimatée

⇒ nombreux photons détectés après diffusion :



⇒ sous estimation de l'atténuation

# Source de transmission plane

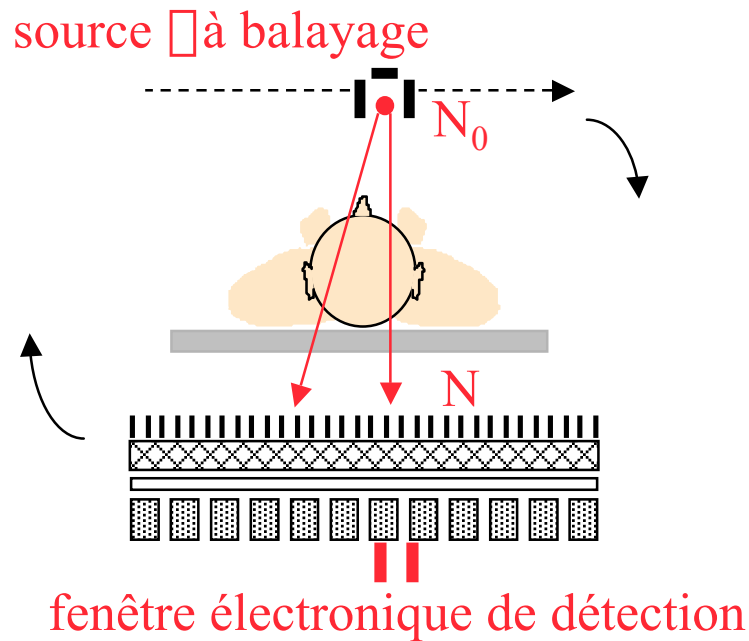
---



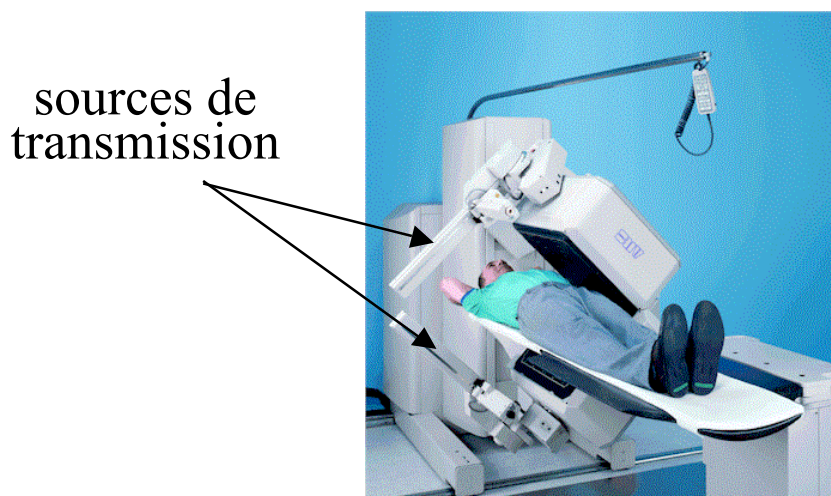
*Tsui et al 1989*



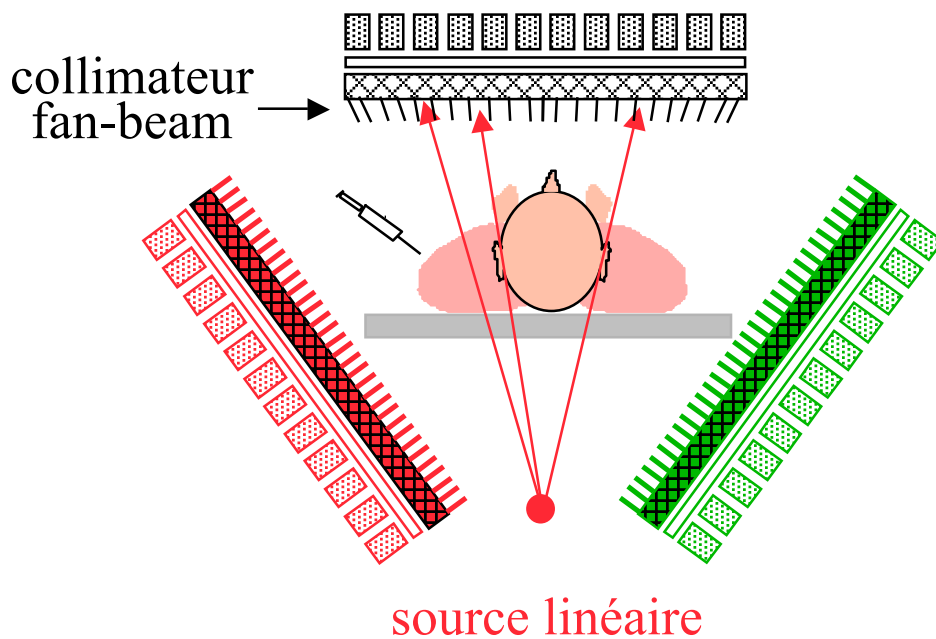
# Source de transmission mobile



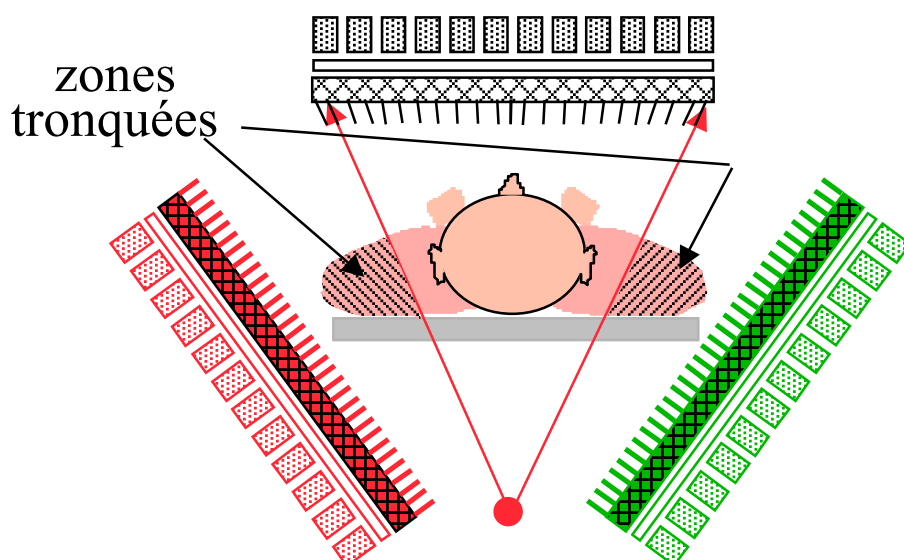
- possible acquisition simultanée de données en émission et en transmission avec un seul isotope grâce au masque électronique
- mécanique de complexité accrue
- inadapté pour les systèmes 3 têtes
- légère perte de sensibilité de détection des données en émission ( $\sim 10\%$ )



## 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

---

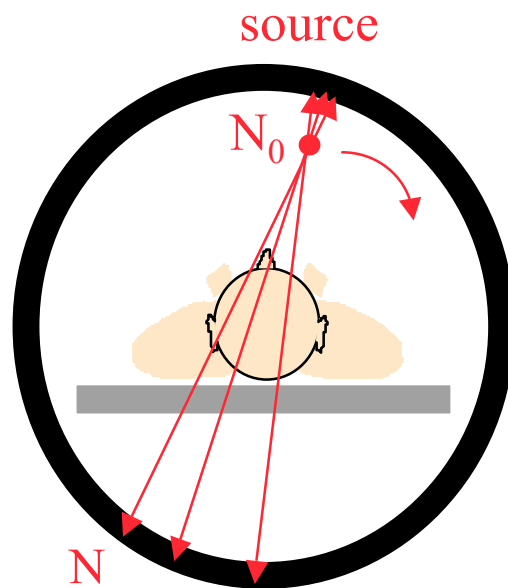
- Tc99m (140 keV)
  - ⇒ acquisitions émission et transmission non simultanées au Tc99m sauf avec mécanisme de source à balayage et collimation électronique
  - ⇒ source remplissable (T=6 heures)
- Gd153 (100 keV)
  - ⇒ possible acquisition émission-transmission simultanée avec sélection spectrométrique 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

---

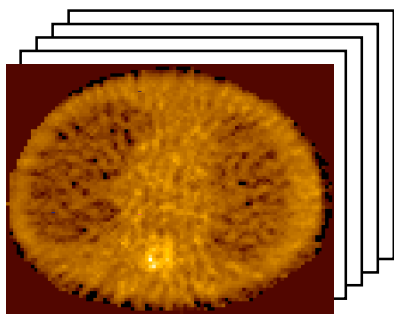


acquisition de **projections** 2D en transmission  
sous différentes incidences angulaires



atténuation intégrale le long des  
directions de projections

reconstruction  
tomographique

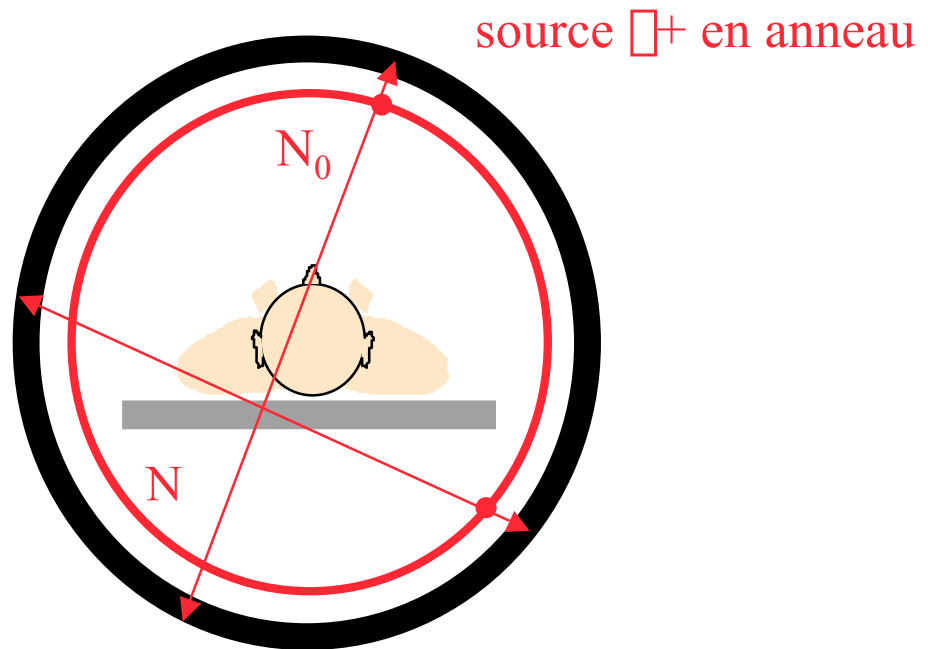


cartographie des  
coefficients d'atténuation □

calcul de facteurs de  
correction  
d'atténuation intégrale

## Source de transmission $\beta^+$ en anneau

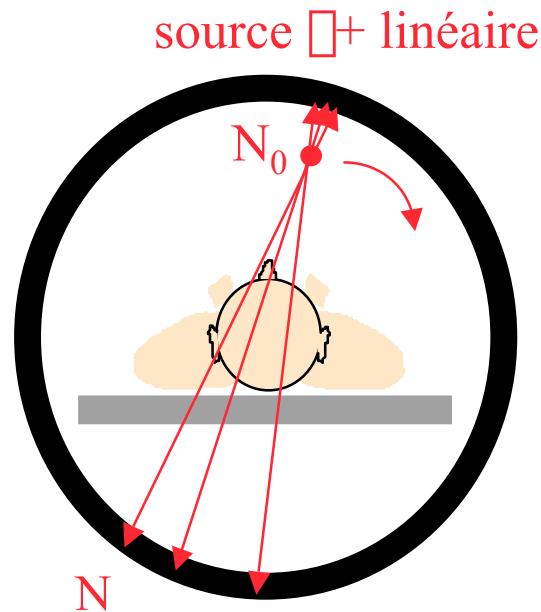
---



- 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 $\beta^+$ linéaire

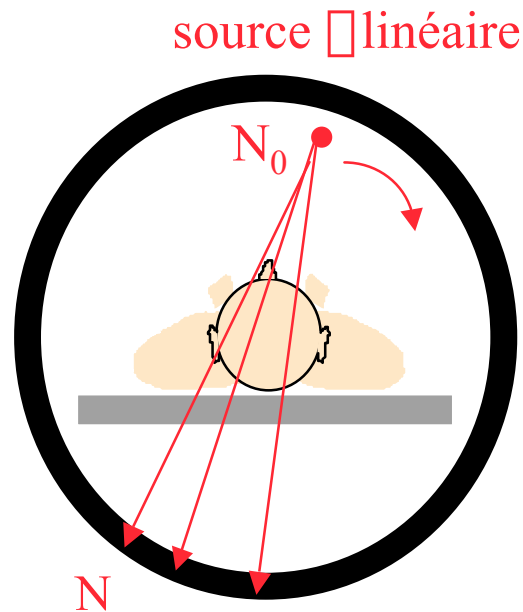
---



- 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

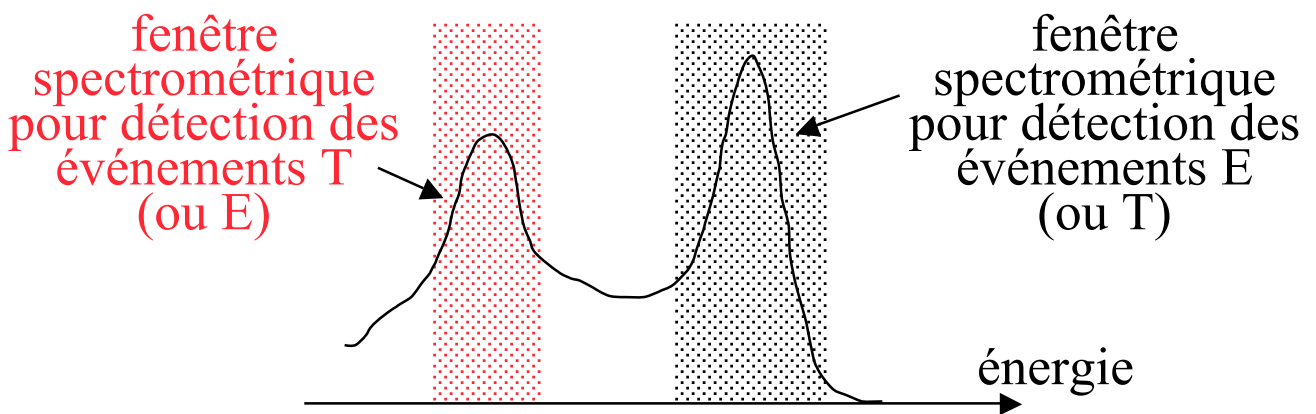
---



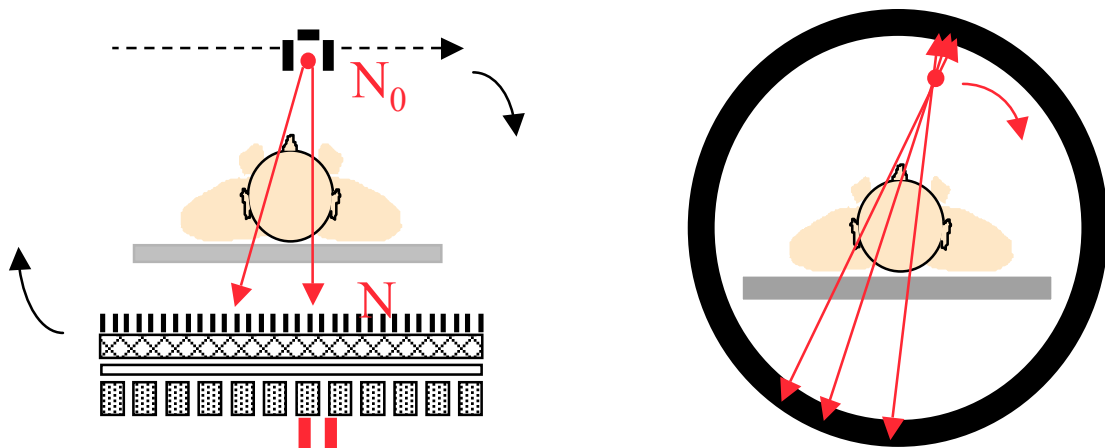
- Enregistrement d'un plus grand flux de photons qu'avec un système de coïncidence
- Cs137 (662 keV)
  - $\Rightarrow$  utilisable sur une grande durée ( $T=30,2$  ans)
  - $\Rightarrow$  différentiation spectrométrique entre événements 511 keV et 622 keV
  - $\Rightarrow$  nécessité de convertir les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



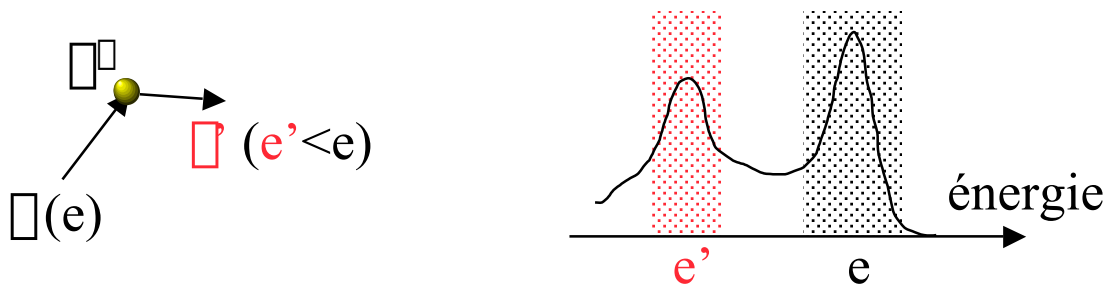
# Acquisitions émission / transmission séquentielles

---

- 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

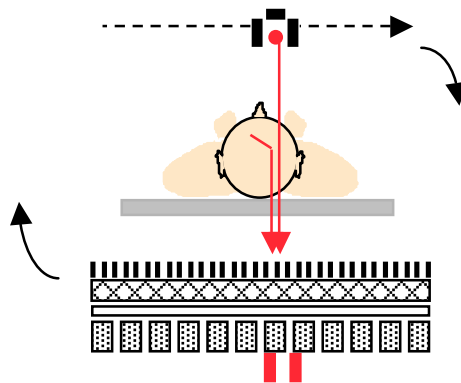
# Problèmes de contamination

- 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

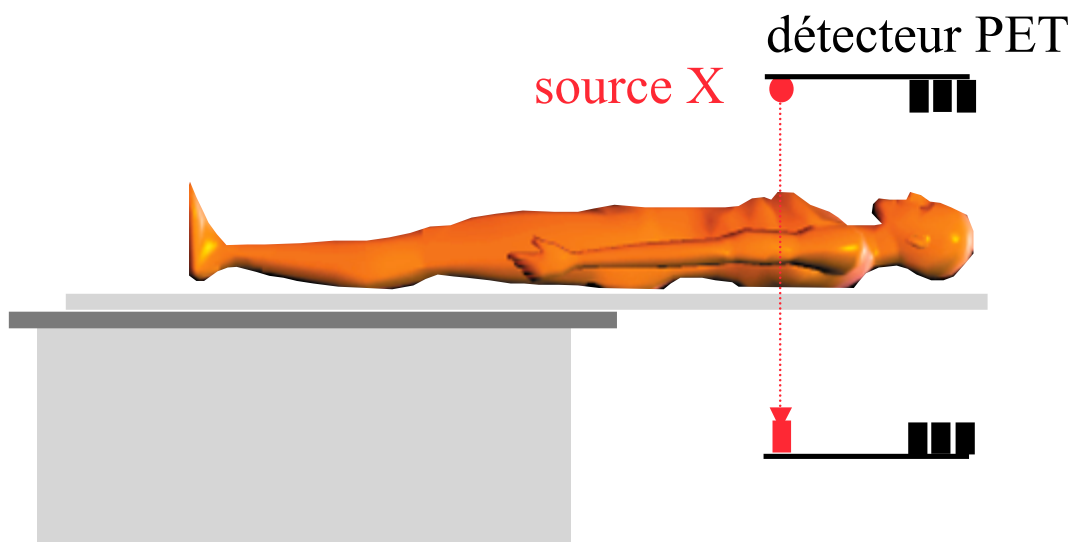
- Contamination électronique
  - événements en émission diffusés dans la fenêtre électronique de transmission



- ⇒ 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



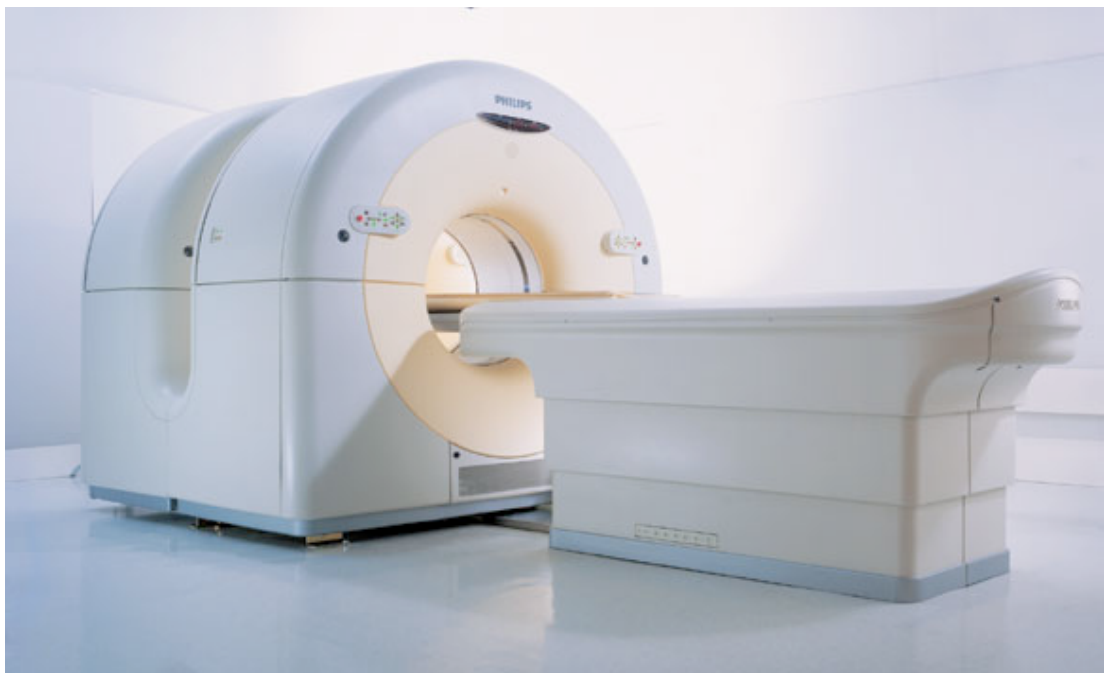
reconstruction  
tomographique X



cartographie des coefficients d'atténuation de Hounsfield

# Systèmes bimodaux SPECT/CT et PET/CT

---



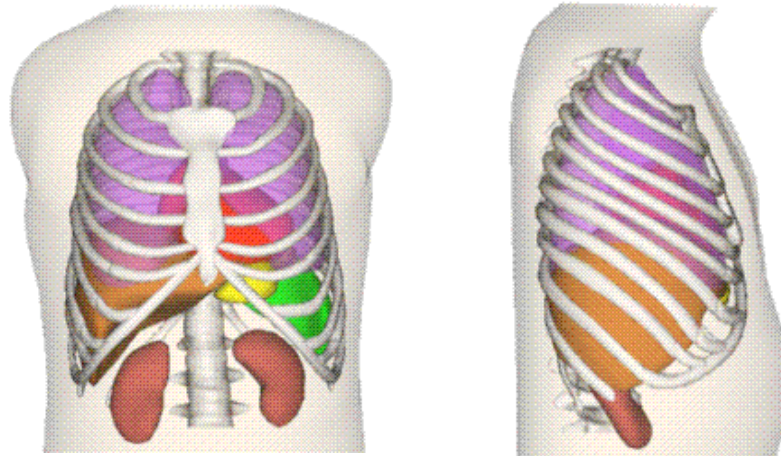
cartographie des coefficients d'atténuation  $\mu$  dérivée du CT  
mais...

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