

# *Imagerie nucléaire*

Isabelle Bloch

Isabelle.Bloch@telecom-paris.fr

<http://perso.telecom-paris.fr/bloch>

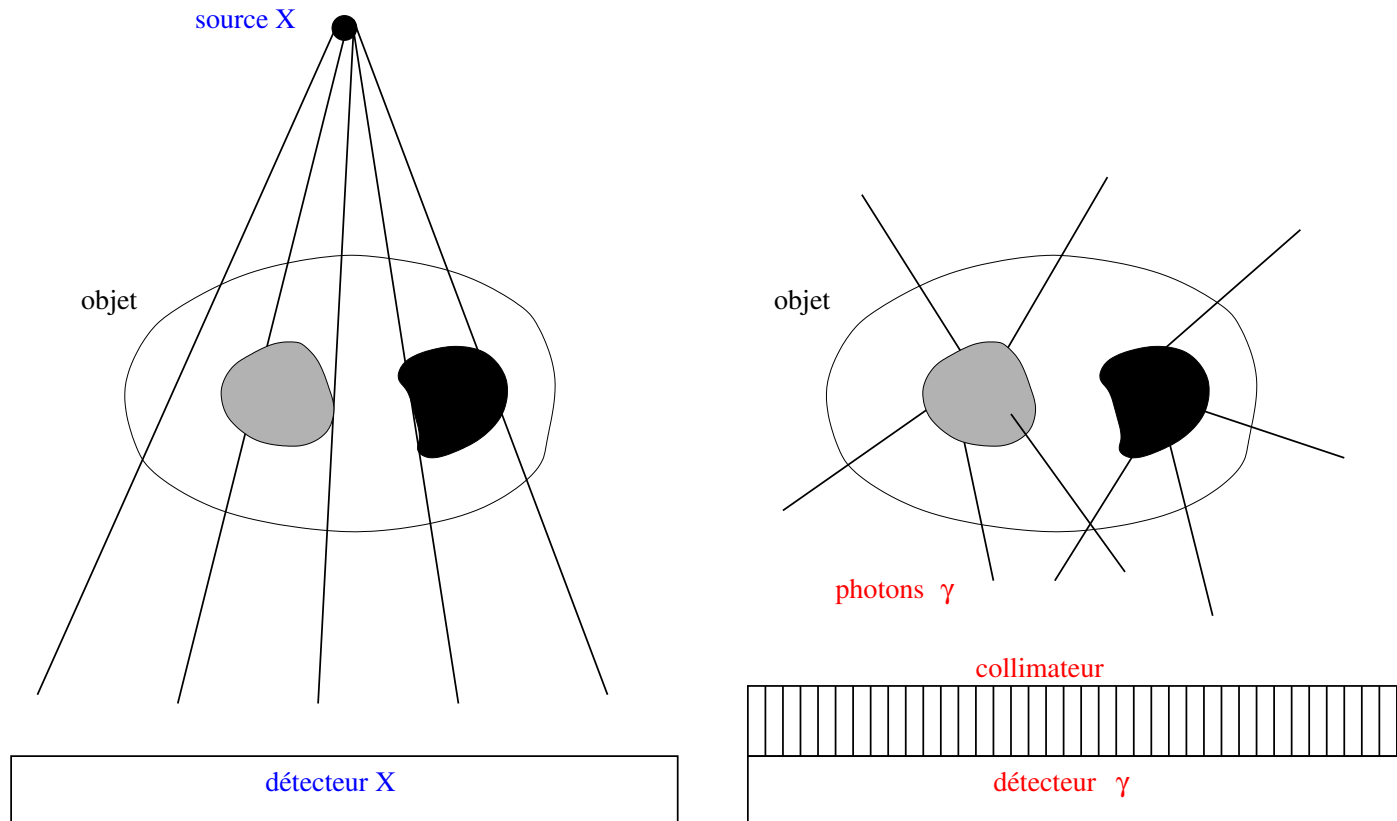
LTCI, Télécom Paris

Paris - France



# Imagerie nucléaire : principe général

Utilisation de produits radioactifs pour produire des images de la structure et de la fonction de l'intérieur du corps.



# Diagnostic et thérapie

## Diagnostic :

- in vivo : injection ou inhalation d'une substance faiblement radioactive gamma qui se répartit de manière uniforme ou sélective  $\Rightarrow$  scintigraphie par détection de photons gamma (nombre, énergie, direction incidente)  
**Image de la distribution de la radioactivité dans l'organisme**
- in vitro : dosages de paramètres biologiques en utilisant des radio-isotopes (pas d'imagerie)

## Thérapie :

- substance radioactive beta  $\Rightarrow$  fixation spécifique et durable
- destruction des structures cytoplasmiques et nucléaires (cytolyse)

# *Historique*

- Scanner rectiligne à balayage (1950)
- Caméra d'Anger (1958)
- Tomographie à émission monophotonique (TEMP / SPECT) (1977-80)
- Tomographie à émission de positons (TEP / PET) (1980)
- Nouvelles méthodes de tomographie (1994...)
- Autres principes de détection (1994...)

environ 6% de l'imagerie

# Types de radiation

Passage d'un état excité d'un noyau à un état stable avec émission d'une radiation  $\alpha$ ,  $\beta$  ou  $\gamma$  :

- $\alpha$  :  $Z$  et  $A$  diminuent
- $\beta$  :  $Z \rightarrow Z - 1$  et  $A$  constant, proton  $\rightarrow$  neutron + positron
- $\gamma$  :  $A$  et  $Z$  constants (exemple : Tc)

$Z$  = nombre de protons

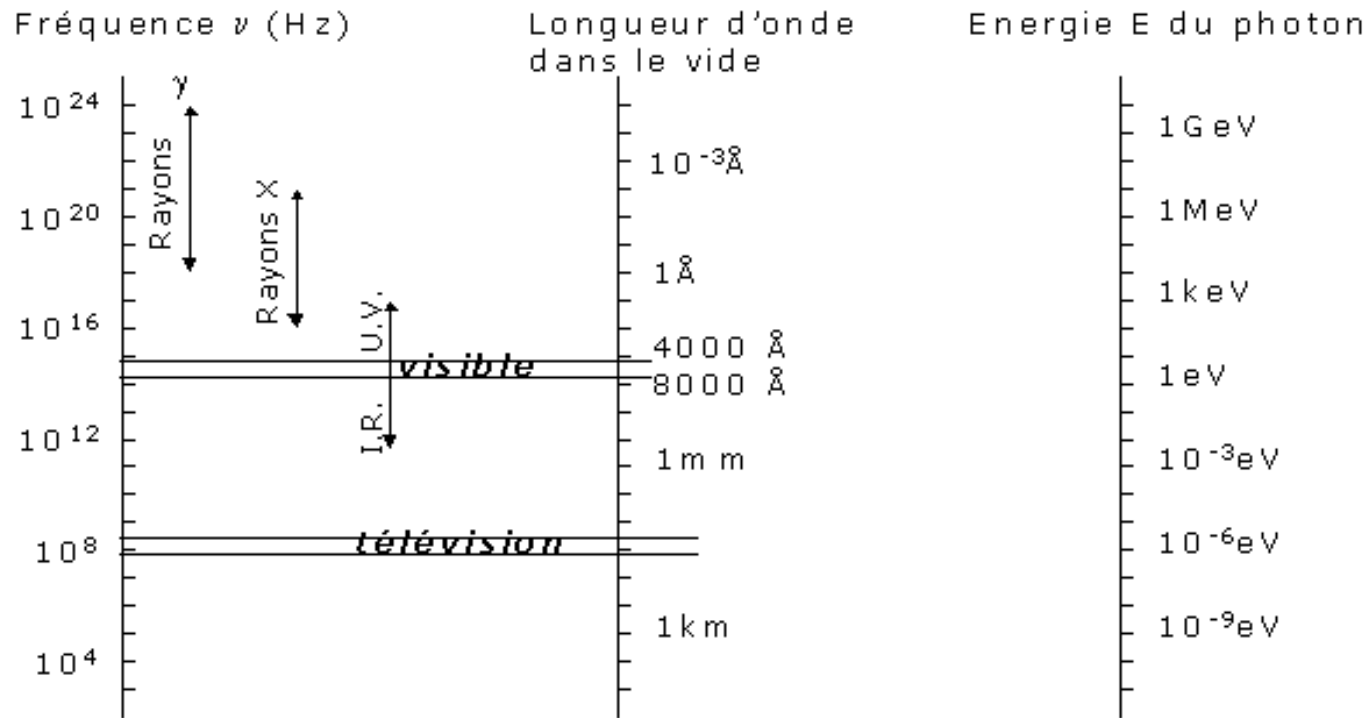
$A$  = nombre de protons + neutrons

# Caractéristiques des isotopes utilisés

- émetteurs de photons  $\gamma$
- produits artificiellement par bombardement de particules
- émis par un noyau
- traversent d'importantes épaisseurs de matière  $\Rightarrow$  détection externe
- radiotoxicité moindre que les rayonnements  $\alpha$  (noyaux d'hélium)

radioisotope (marqueur) + molécule (vecteur)  
=  
traceur radioactif, radiotraceur, radiopharmaceutique

# Spectre des rayons $\gamma$



$$E = h \cdot \nu \text{ avec } h \text{ constante de Planck} - 1 \text{ eV} = 1.6 \cdot 10^{-19} \text{ J}$$

Figure 1 : spectre simplifié des radiations électromagnétiques

Note : certaines illustrations sont de Philippe BRUYANT, Lyon - <http://cri-cirs-wnts.univ-lyon1.fr/Polycopies/MedecineNucleaire>

# Principaux émetteurs gamma utilisés

Isotope	Energie gamma (en keV)	Demi-vie (en h)
Technétium $^{99m}\text{Tc}$	140	6
Iode $^{123}\text{I}$	159	13
Thallium $^{201}\text{Tl}$	75 et 135	73
Xénon $^{133}\text{Xe}$	81	127
Indium $^{111}\text{In}$	173 et 247	67

Demi-vie :

$$N = N_0 e^{-\lambda t}$$

$$\frac{N}{N_0} = \frac{1}{2} \Rightarrow T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda}$$

Demi-vie biologique (élimination par l'organisme)  $T_{bio}$

Demi-vie effective :

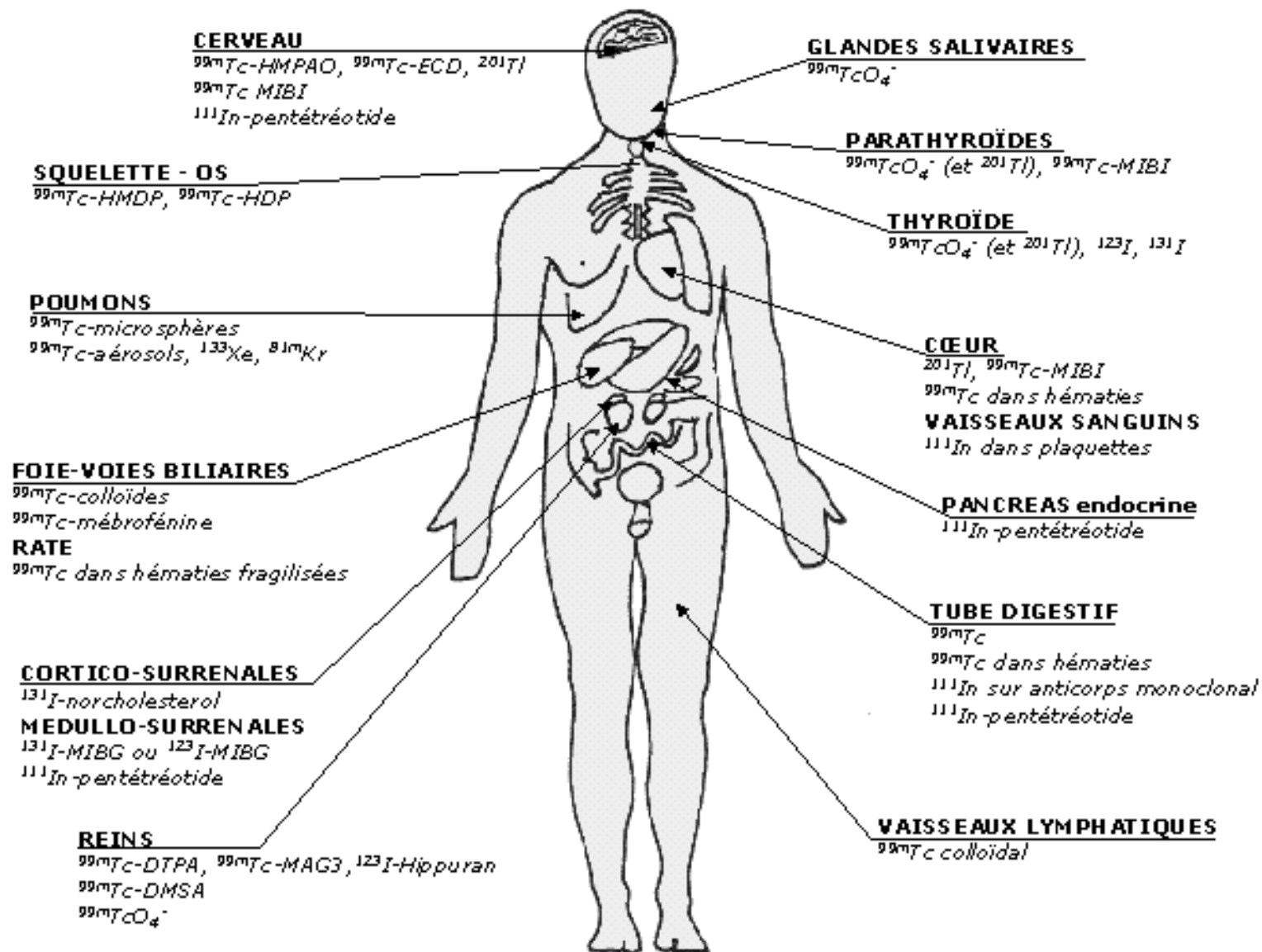
$$\frac{1}{T_e} = \frac{1}{T_{1/2}} + \frac{1}{T_{bio}}$$

# *Technétium*

- énergie optimale pour un maximum de sensibilité des systèmes de détection
- demi-vie assez brève pour limiter l'irradiation, assez longue pour être négligeable pendant des acquisitions de quelques minutes
- facilement disponible
- s'associe à des molécules ayant un intérêt biologique
- peu coûteux (relativement)

⇒ beaucoup utilisé

# Exploration fonctionnelle



# *Phénomènes étudiés*

- invasion vasculaire par le traceur dans la zone d'intérêt
- captation et accumulation
- élimination

## Informations sur :

- métabolisme
- immunologie
- fonction
- flux

⇒ complémentaire des imageries anatomiques

# *Effet photo-électrique : base de la détection*

photon gamma incident



1. expulsion d'un électron (couche interne)
2. comblement de l'orbitale par un électron de la couche externe
3. émission d'un photon de fluorescence

électron éjecté = photo-électron

# ***Effet Compton : diffusion indésirable***

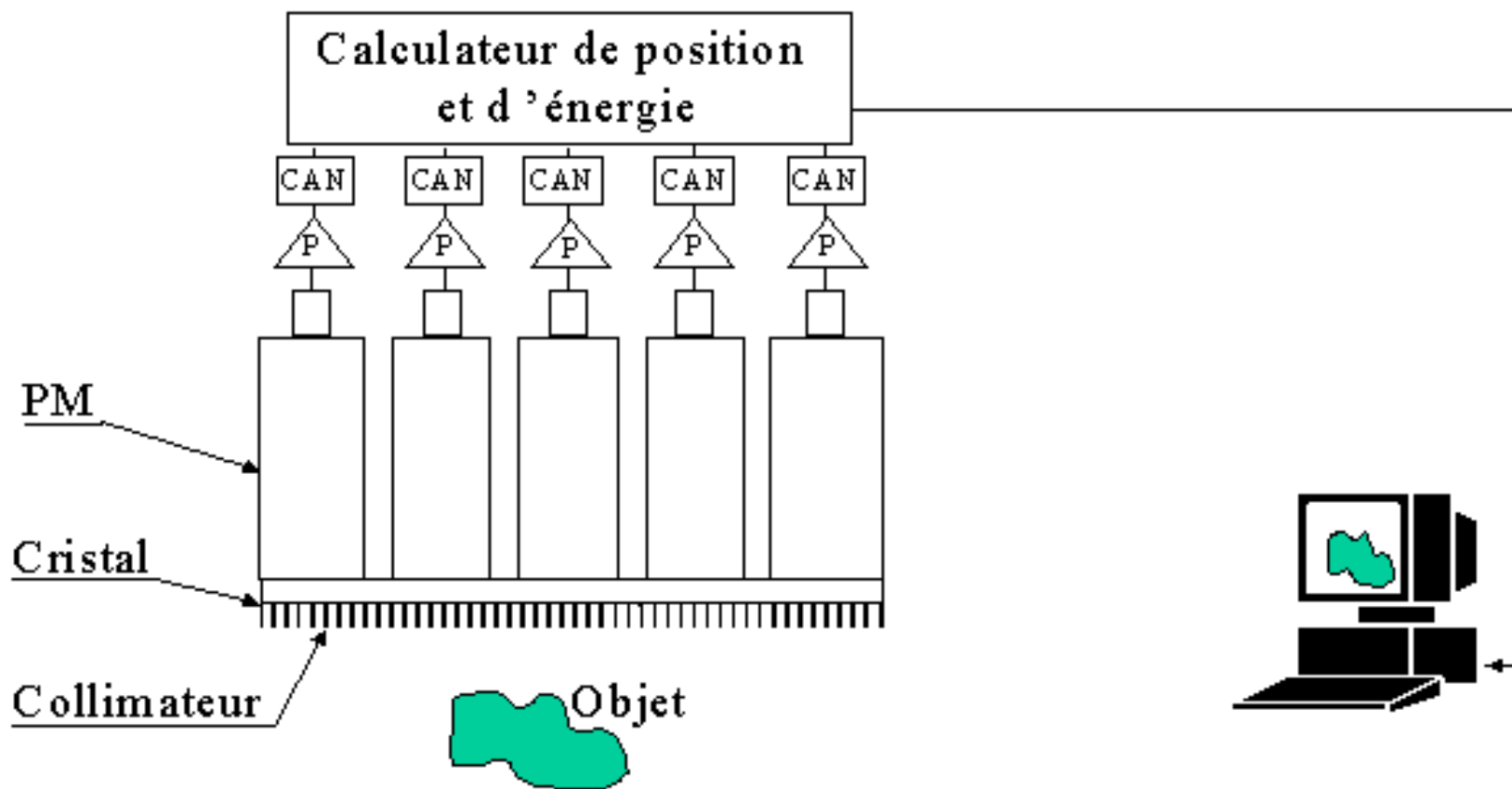
Photon gamma dévié

# *Détection par scintillation*

- cristal scintillateur
- photo-multiplicateurs : succession de dynodes et d'anodes  $\Rightarrow$  accélération et multiplication
- réception du signal

# Gamma Camera (caméra d'Anger)

Schéma de principe d'une gamma-caméra digitale



CAN : Convertisseur Analogique → Numérique

P : Préamplificateur

# *Collimateur : une plaque de plomb percée de trous*

- sélection des photons selon la direction
- ne laisse passer qu'une faible partie des photons  $\Rightarrow$  signal faible
- détermine la résolution spatiale : fonction du diamètre des trous, de leur espacement, de la géométrie
- détermine le champ de vue
- détermine la sensibilité (compromis résolution / sensibilité)
- détermine la distorsion

# *Cristal de scintillation et guide de lumière*

- Photon  $\gamma$  cède son énergie au cristal  $\rightarrow$  photo-électron éjecté  $\rightarrow$  émission d'un photon de fluorescence + autres électrons éjectés.
- Le nombre de photons lumineux suit une loi de Poisson.
- Doit avoir un bon rendement lumineux (compense en partie la faiblesse du signal à la sortie du collimateur).
- Doit avoir une longueur d'onde d'émission adaptée aux photo-multiplicateurs (PM).

$\Rightarrow$  augmentation du nombre de photons.

# *Matrice de photo-multiplicateurs*

- Photons → cathode → électrons → accélération → dynode → électrons → etc.
- Le nombre de photo-électrons suit une loi de Poisson.
- Energie = somme des contributions de tous les PM (fluctue autour d'une valeur moyenne)
- Résolution en énergie = largeur à mi-hauteur de la distribution / valeur moyenne
- Meilleure résolution si plus de photons lumineux et plus de photo-électrons.

# *Electronique de sortie*

- Spectrométrie : tri selon l'énergie.  
mauvaise élimination des photos diffusés  $\Rightarrow$  bruit et baisse de contraste
- Calcul des coordonnées du point d'impact du  $\gamma$  sur le cristal : PM qui donne la valeur maximale mais aussi ses voisins (meilleure précision).
- Dénombrement des événements (compromis résolution / taux de comptage).
- Correction des défauts de spectrométrie et de linéarité (avec un fantôme uniforme).
- Image : intensité d'un pixel fonction du nombre de scintillations dans ce pixel.

# *En résumé :*

rayons  $\gamma$   $\longrightarrow$  impulsions électriques  
calcul de la position et de l'énergie de chaque rayon  $\gamma$  détecté

## Ordres de grandeur :

- résolution spatiale à 140 keV : 3 mm
- linéarité spatiale :  $\sim 0,1$  mm
- uniformité en densité :  $\sim 2$  à 3 %
- taux de comptage :  $\sim 300000$  coups

# *Types d'acquisition*

- planaire statique (têtes d'acquisition immobiles)
- planaire dynamique (cinétique du radiotraceur)
- planaire synchronisée (études cardiaques)
- tomographie (têtes d'acquisition en rotation)
- tomographie synchronisée

# TEMP (SPECT)

images = projections

⇒ méthodes de reconstruction (comme en scanner X)

- rétroprojection filtrée
- méthodes itératives

atténuation fonction exponentielle de l'épaisseur des tissus traversés

⇒ correction d'atténuation

- carte d'atténuation en scanner X (recalage nécessaire)
- atténuation uniforme (cerveau)
- image de transmission

# TEP (PET)

- noyaux instables : plus de protons que de neutrons
- $\Rightarrow$  proton  $\rightarrow$  neutron + positon (radioactivité  $\beta$ )
- annihilation avec un  $e^-$  au bout de quelques mm
- $\Rightarrow$  émission de deux  $\gamma$  à 511 keV de directions opposées
- 1 coup = détection en coïncidence par deux détecteurs
- Nombre de coups sur une paire de détecteurs  $\Rightarrow p_\theta$
- $\Rightarrow$  reconstruction

# Limites de la TEP

- résolution limitée à 2-5 mm (parcours moyen libre avant annihilation)
- fausses coïncidences
  - fortuites ( $\sim 15\%$  du signal)
  - diffusées (Compton) (10-30% du signal)
- dose de radiation assez élevée
- nécessité d'un cyclotron à proximité

	$^{15}\text{O}$	$^{13}\text{N}$	$^{11}\text{C}$	$^{18}\text{F}$
demi-vie (min)	2	10	20	110

# *Exemple de radiotracteur en TEP*

- FDG : deoxyglucose marqué avec le fluor
- Mesure des besoins en glucose reflétant le métabolisme
- Hyperfixation dans les tumeurs par exemple

# *Interprétation des images*

- aspect visuel de la zone d'intérêt
- comparaison avec la fixation dans la zone symétrique
- modèles et mesures pour déterminer des paramètres physiologiques (débit sanguin, ...)
- traitement d'images

# *Evolutions*

- Traitements et corrections :
  - collimation
  - algorithmes de reconstruction
  - corrections de diffusé et d'atténuation
- Détecteurs à semi-conducteurs :
  - plus de contraste, meilleure résolution
  - taux de comptage plus élevé
  - compact, léger
  - formes variées
- Machines combinées TEP-CT, TEP-IRM