

Imagerie nucléaire

Isabelle Bloch

Isabelle.Bloch@enst.fr

<http://www.tsi.enst.fr/~bloch>

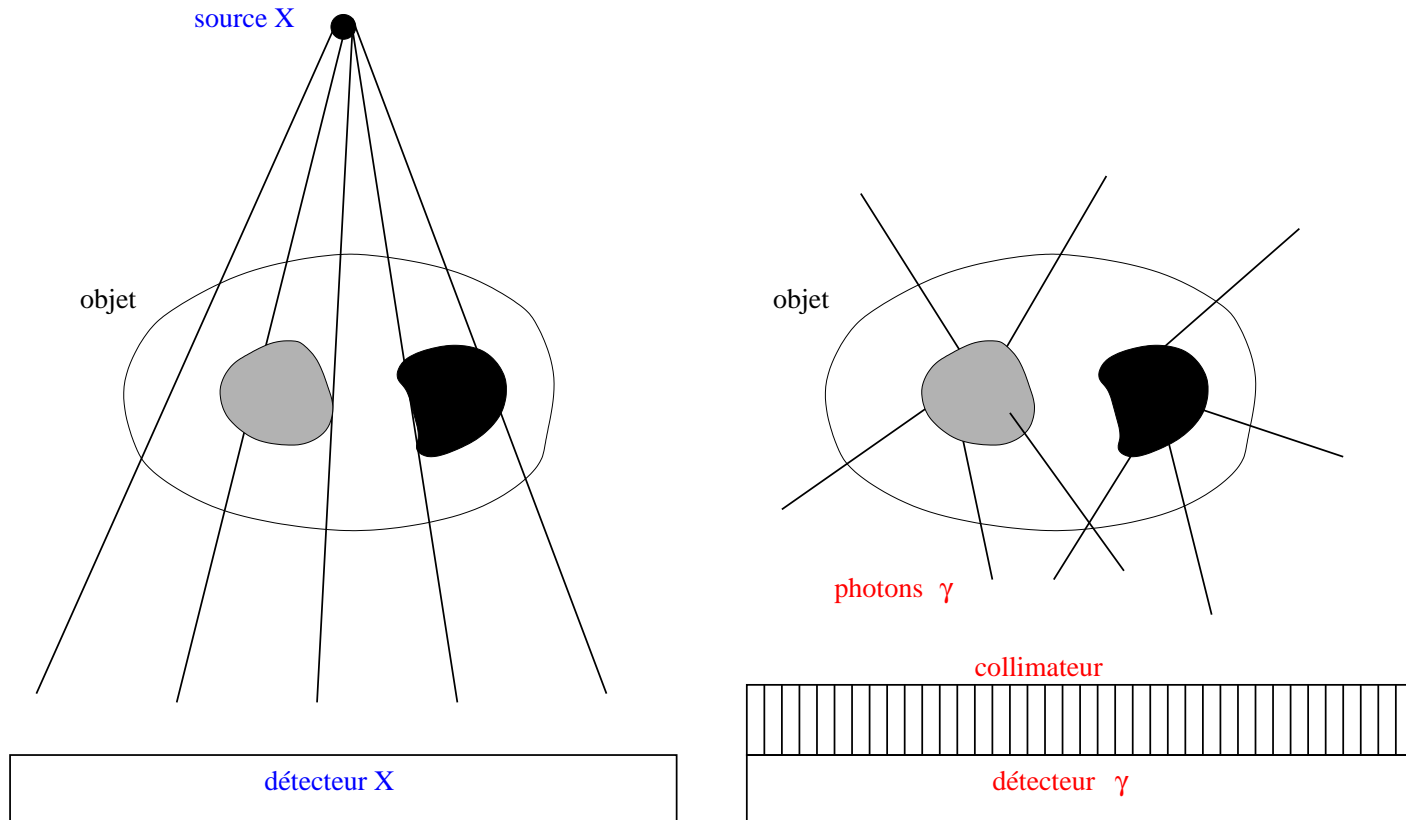
Télécom ParisTech - CNRS UMR 5141 LTCI

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 α , β ou γ :

- α : Z et A diminuent
- β : $Z \rightarrow Z - 1$ et A constant, proton \rightarrow neutron + positron
- γ : A et Z constants (exemple : Tc)

Z = nombre de protons

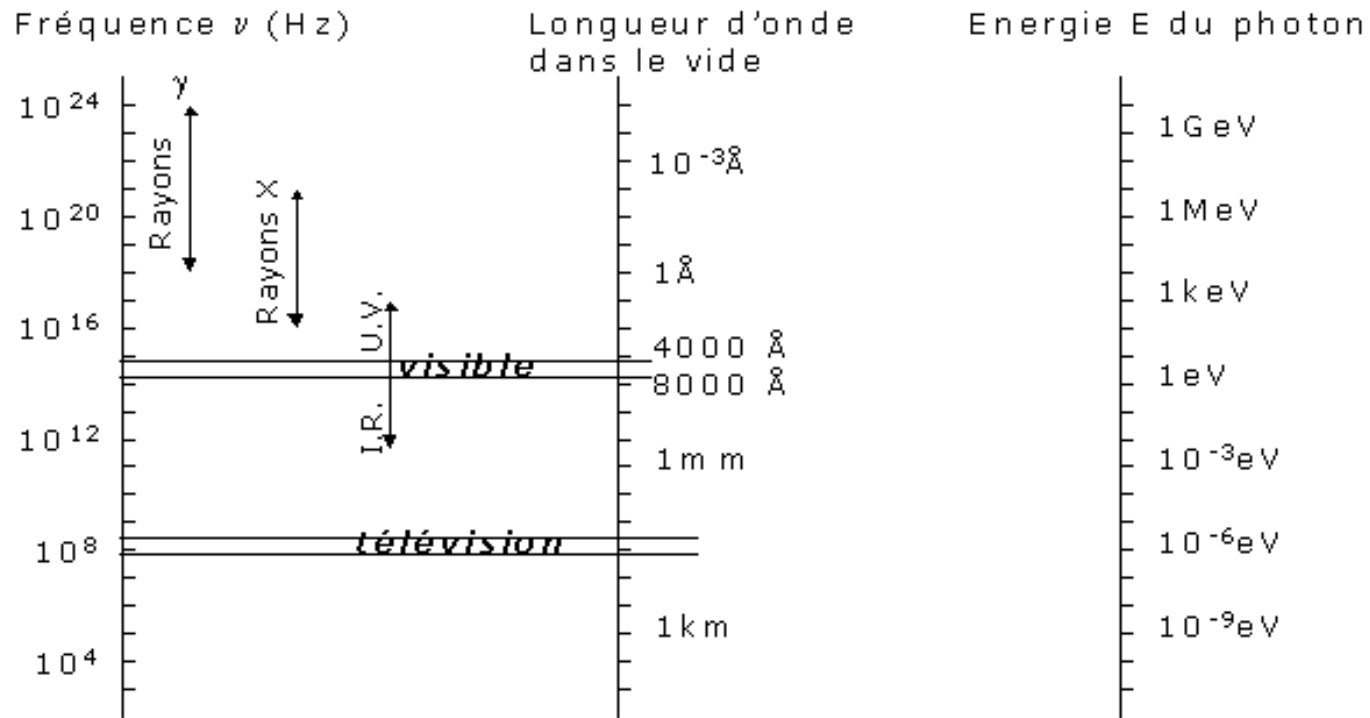
A = nombre de protons + neutrons

Caractéristiques des isotopes utilisés

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

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

Spectre des rayons γ



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

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}Tc	140	6
Iode ^{123}I	159	13
Thallium ^{201}Tl	75 et 135	73
Xénon ^{133}Xe	81	127
Indium ^{111}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 :

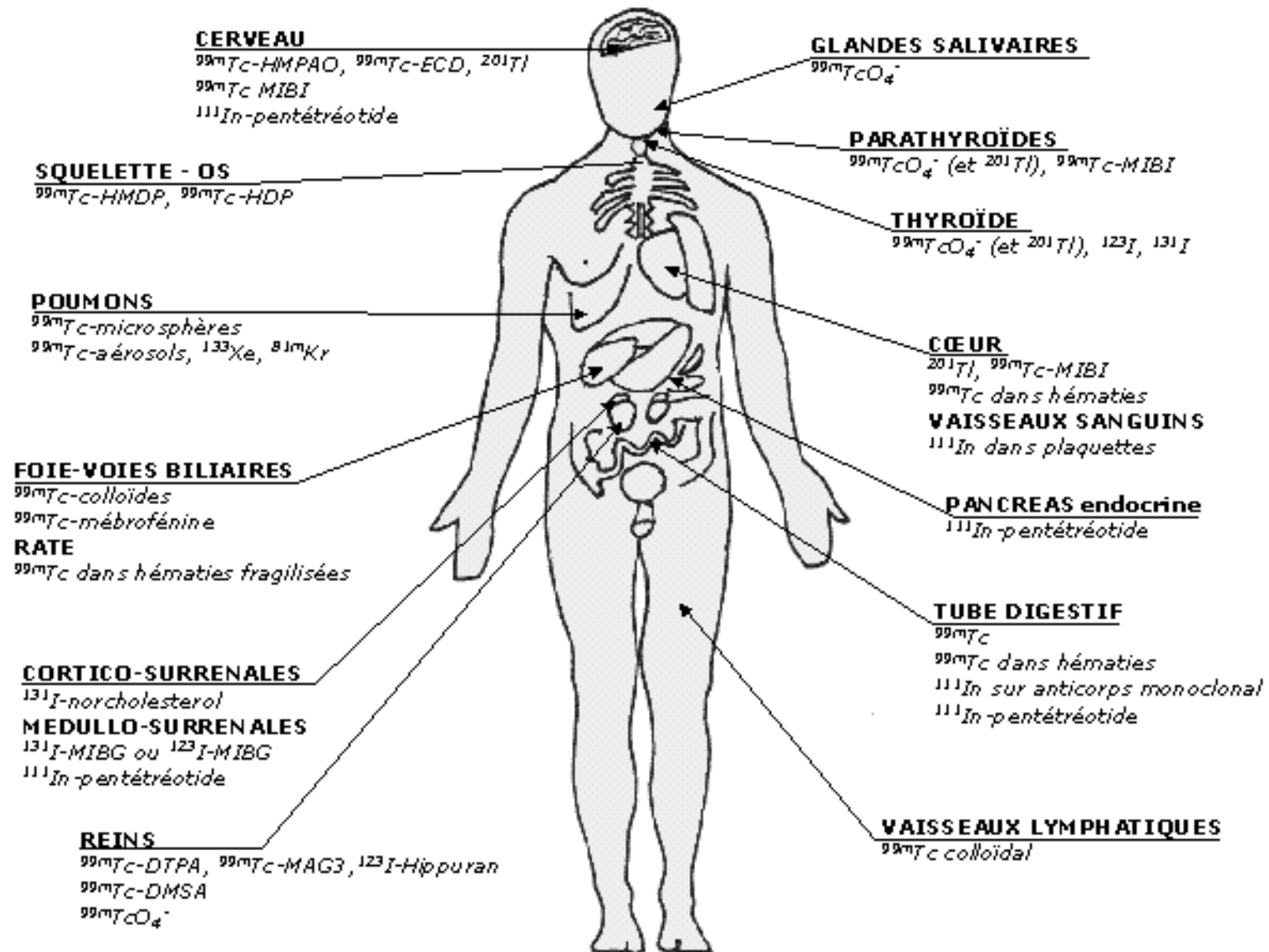
$$\frac{1}{T_e} = \frac{1}{T_{1/2}} + \frac{1}{T_{bio}}$$

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

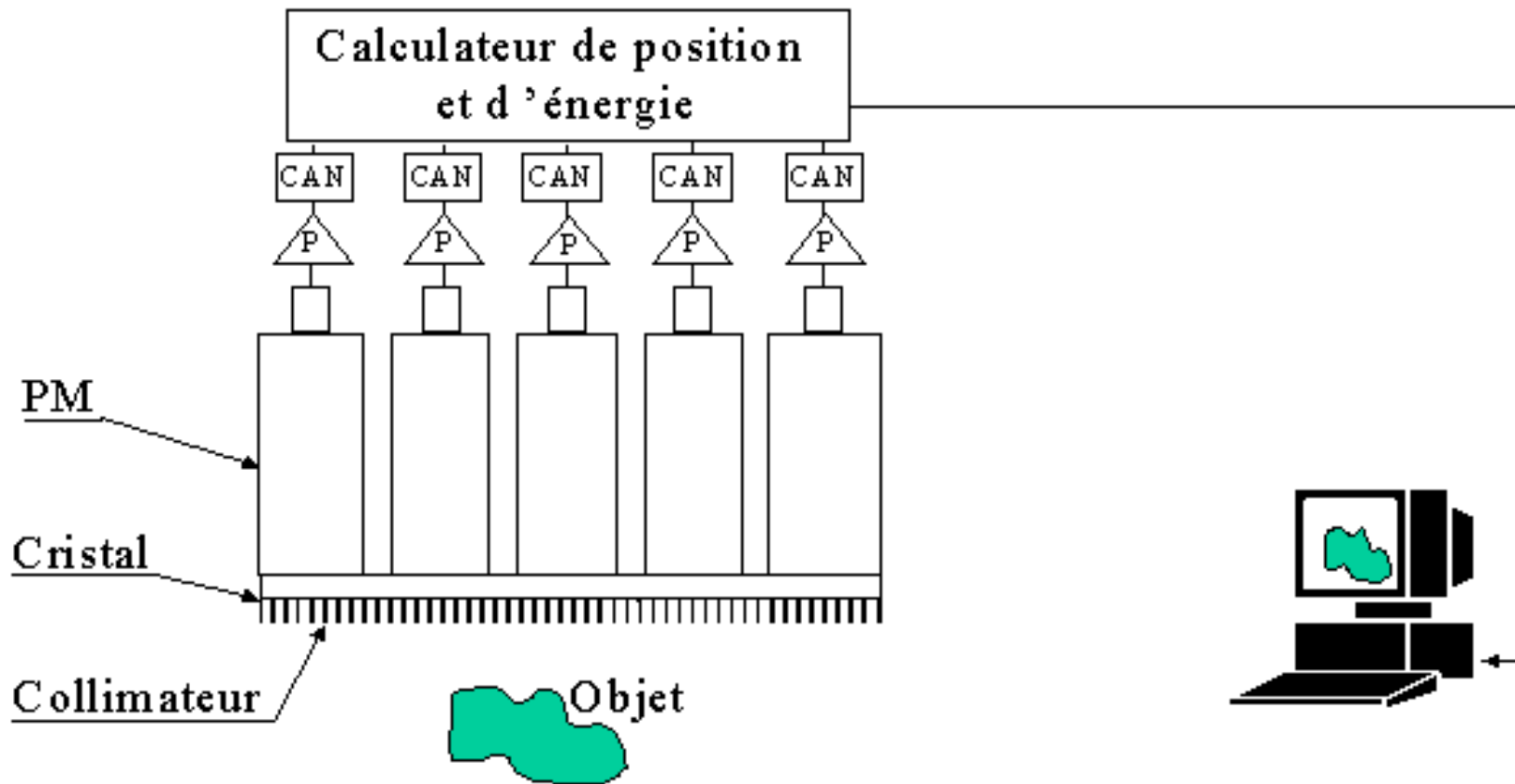
Photon gamma dévié

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 γ 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 γ 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 γ \longrightarrow impulsions électriques
calcul de la position et de l'énergie de chaque rayon γ détecté

Ordres de grandeur :

- résolution spatiale à 140 keV : 3 mm
- linéarité spatiale : $\sim 0,1$ mm
- uniformité en densité : ~ 2 à 3 %
- taux de comptage : ~ 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 β)
- annihilation avec un e^- au bout de quelques mm
- \Rightarrow émission de deux γ 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}O	^{13}N	^{11}C	^{18}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