

UNIVERSITÉ DE NICE - SOPHIA ANTIPOLIS

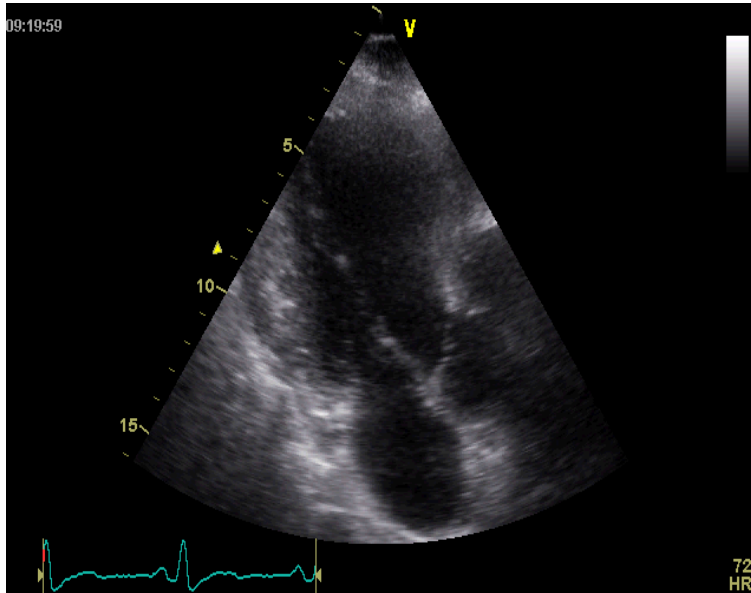
**FACULTÉ DE MÉDECINE**

Année Universitaire 2011-2012

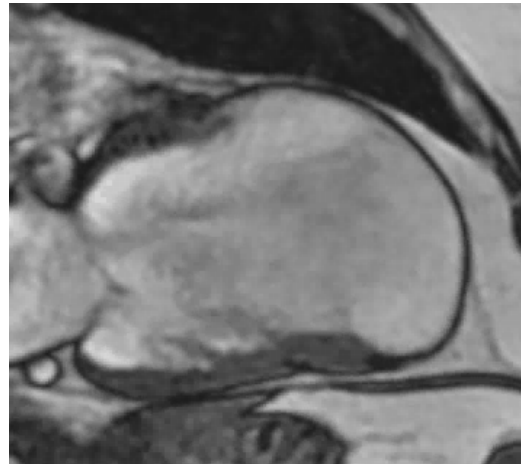
**L'IMAGERIE PAR  
RADIOISOTOPES**

Philippe FRANKEN

# L'IMAGERIE MEDICALE



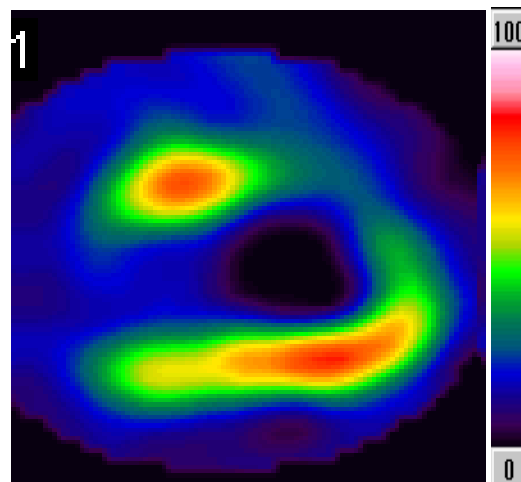
Echocardiographie



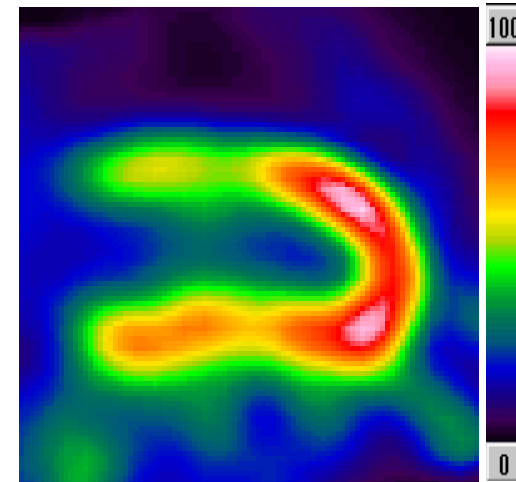
Résonance magnétique



Coronarographie



TEMP ( $^{99m}\text{Tc}$  MIBI)



TEP ( $^{18}\text{F}$  FDG)

# IMAGERIE SCINTIGRAPHIQUE

Visualiser la répartition d'une substance radioactive introduite dans l'organisme (le radiopharmaceutique) à l'aide d'un détecteur (la caméra à scintillation).

- Imagerie par émission ...  
... et non de transmission.
- Imagerie fonctionnelle ...  
... et non pas anatomique.

# RADIOPHARMACEUTIQUE

■ **TRACEUR (ou vecteur)** : se distribue de façon sélective au niveau d'une structure particulière de l'organisme.

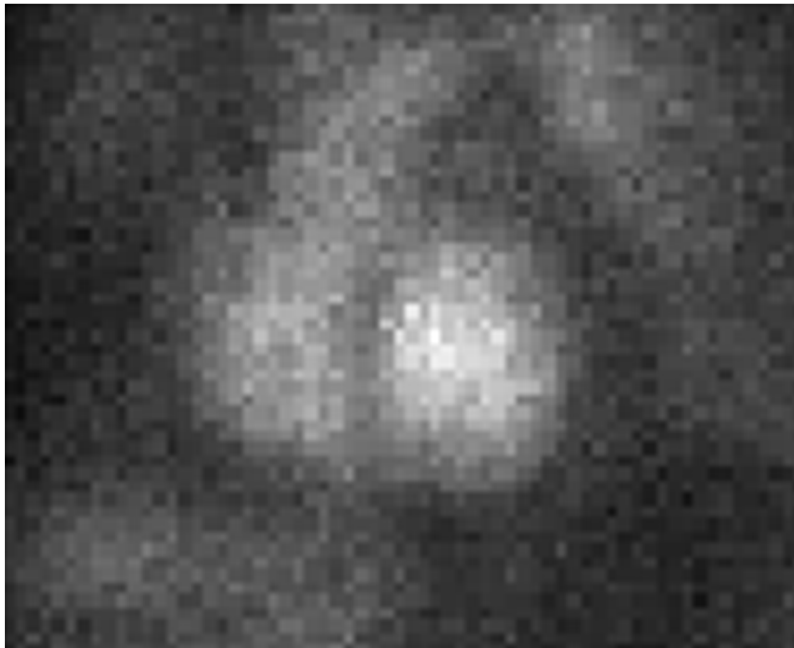
■ **MARQUEUR (atome radioactif)** : permet de suivre le traceur (détection) et de mesurer sa concentration locale (index fonctionnel).

# TRACEUR (ou vecteur)

- masse négligeable (de l'ordre du picogramme)
- pas d'effet pharmacologique
- distribution peut résulter :
  - d'un phénomène purement mécanique (taille de la molécule) ;
  - d'un phénomène métabolique actif ;
  - d'un phénomène excrétoire ;
  - d'une réaction antigène - anticorps ;
  - .....

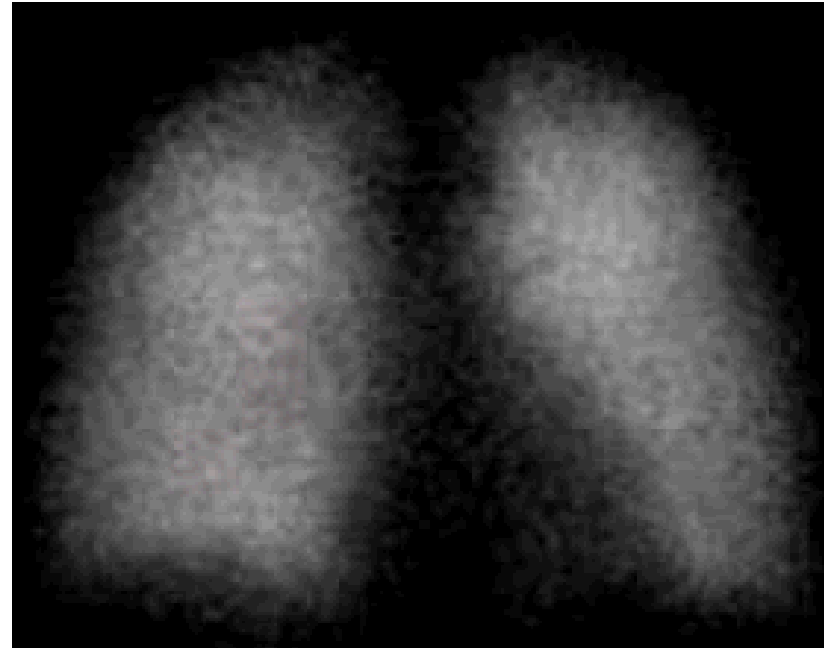
# distribution résultant d'un phénomène purement physique (taille de la molécule)

albumine \*



Ventriculographie isotopique

macro agrégats d'albumine \*



Scintigraphie de perfusion pulmonaire

(\*) *marqués au technétium 99m*

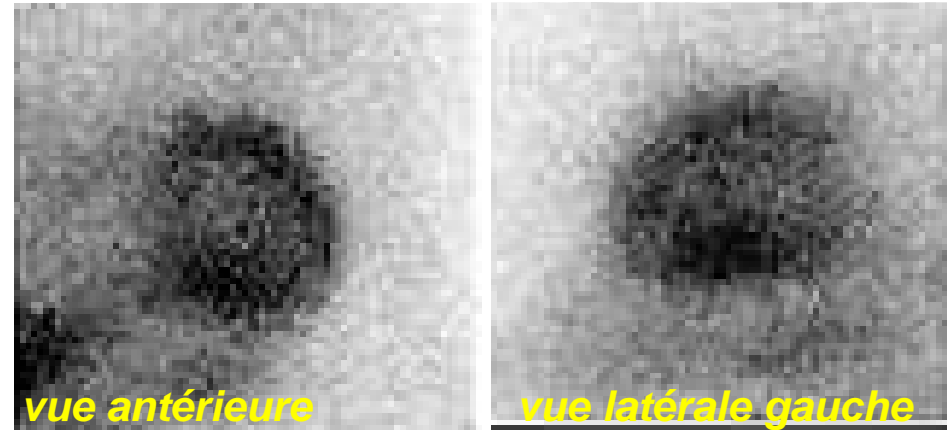
# distribution résultant d'un phénomène métabolique actif

iode 123 (NIS)



Scintigraphie thyroïdienne

thallium 201 (*pompe Na/K*)



Scintigraphie de perfusion myocardique

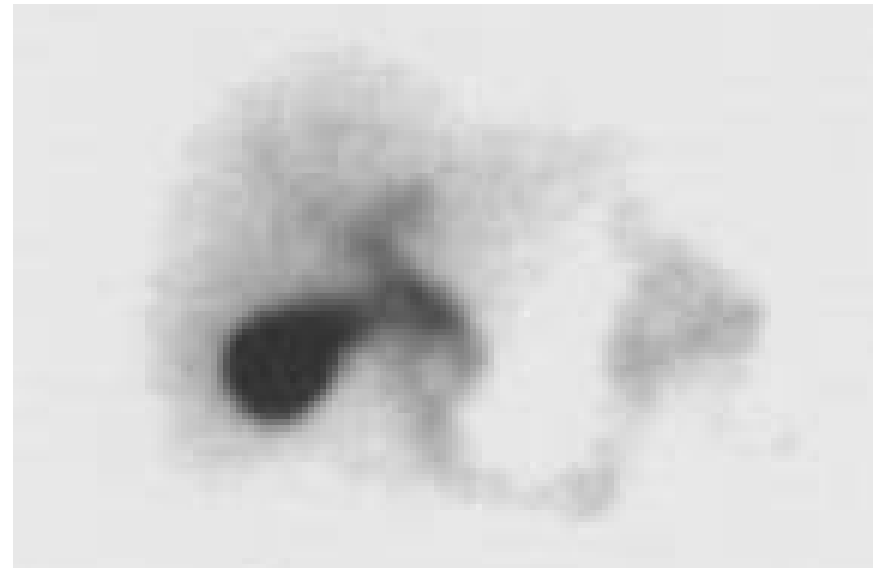
# distribution résultant d'un phénomène excrétoire

DTPA \*



Scintigraphie rénale

HIDA \*



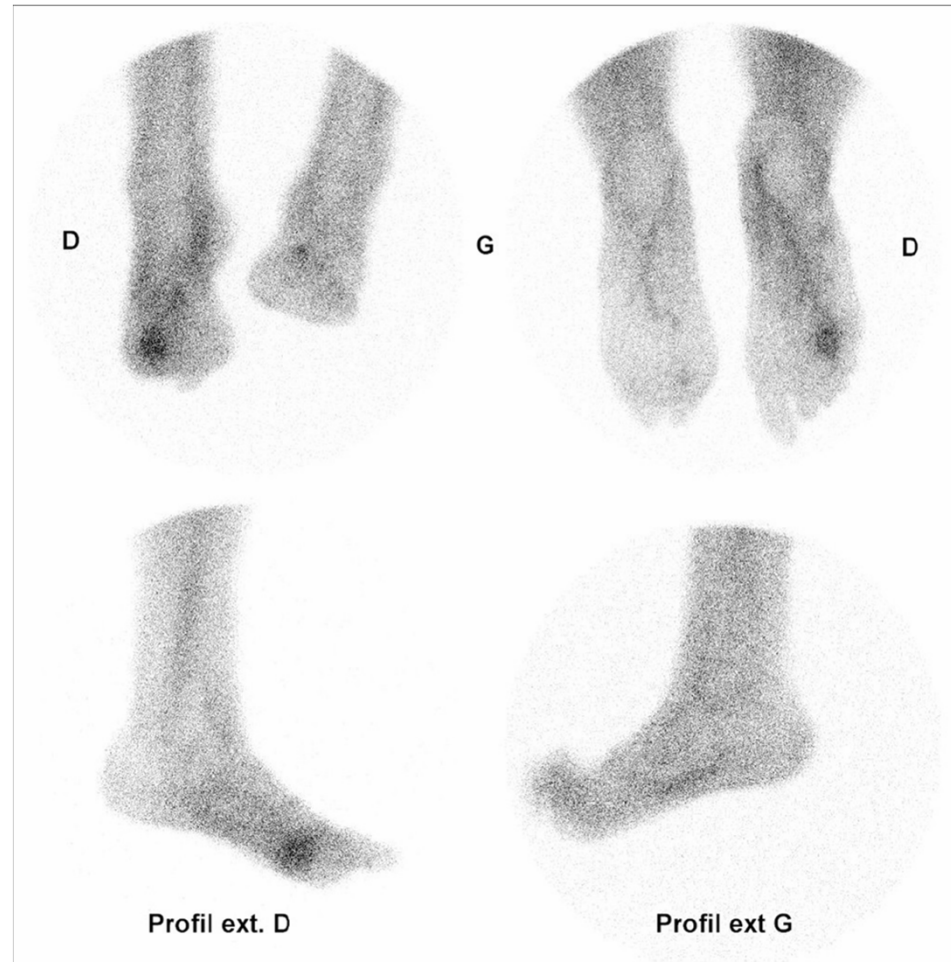
Scintigraphie voies biliaires

*(\*) marqués au technétium 99m*

# distribution résultant d'une réaction antigène / anticorps



LeukoScan : fragment  
Fab' d'un anticorps  
monoclonal murin  
antigranulocytaire

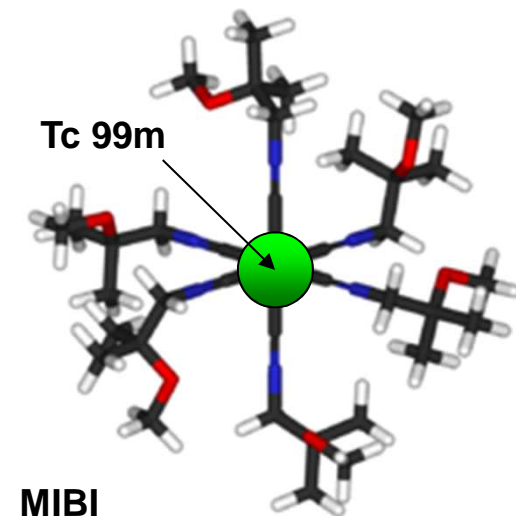
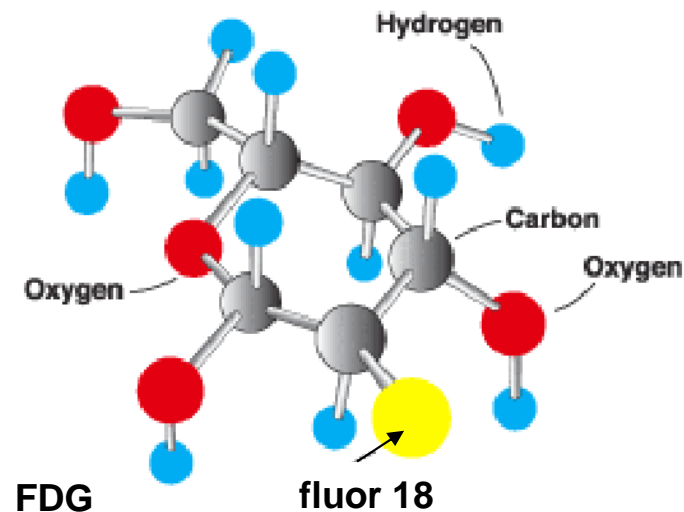


# MARQUEUR (atome radioactif)

- permet de suivre le traceur dans l'organisme et de quantifier sa concentration locale
- peut être
  - le traceur lui-même (iode, thallium)
  - fixé au traceur par substitution ou par chélation

  
iode 123

  
thallium 201



# **Caractéristiques du marqueur idéal**

1. Non toxique du point de vue chimique

# Caractéristiques du marqueur idéal

1. Non toxique du point de vue chimique
2. Période suffisamment courte (dosimétrie) et suffisamment longue (fixation à l'organe cible)

# Période effective ( $T_E$ )

Temps au bout duquel l'activité effectivement présente dans l'organisme diminue de moitié.

fct ● de la période radioactive ( $T_R$ )

$$A(t) = A(0) e^{-\frac{\ln 2 t}{T_R}}$$

● de la période biologique ( $T_B$ )

$$A(t) = (A(0) e^{-\frac{\ln 2 t}{T_R}}) e^{-\frac{\ln 2 t}{T_B}}$$

$$\frac{1}{T_E} = \frac{1}{T_R} + \frac{1}{T_B}$$

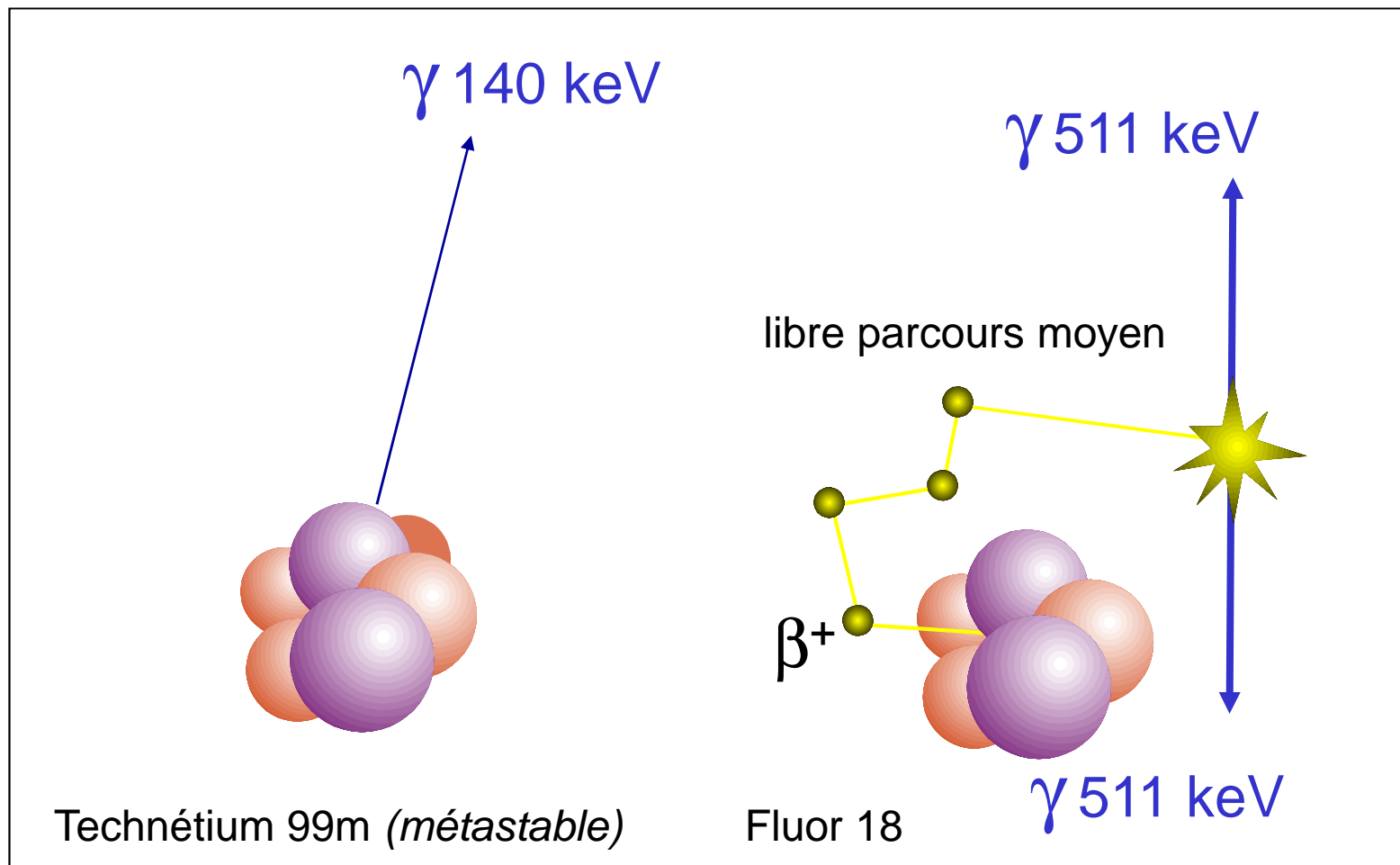
# Caractéristiques du marqueur idéal

1. Non toxique du point de vue chimique
2. Période suffisamment courte (dosimétrie) et suffisamment longue (fixation à l'organe cible)
3. La nature du rayonnement doit permettre l'acquisition des images :
  - gamma (de 80 à 300 keV)
  - bêta + (avec émission de 2  $\gamma$  de 511 keV)

# Nature du rayonnement

rayonnement  $\gamma$

rayonnement  $\beta^+$



# Principaux marqueurs utilisés en scintigraphie

## Emetteurs $\gamma$

*métastable* :  $^{99m}\text{Tc}$  ( $\gamma$  140 keV ; T = 6 h)

*par capture électronique* :  $^{123}\text{I}$  ( $\gamma$  159 keV ; T = 13 h)

$^{111}\text{In}$  ( $\gamma$  171-245 keV ; T = 67 h)

$^{201}\text{Tl}$  ( $\gamma$  69-83 keV et 167 keV ; T = 73 h)

## Emetteurs $\gamma$ et $\beta^-$

$^{131}\text{I}$  ( $\gamma$  364 keV ;  $\beta^-$  610 keV ; T = 8 j) (irathérapie)

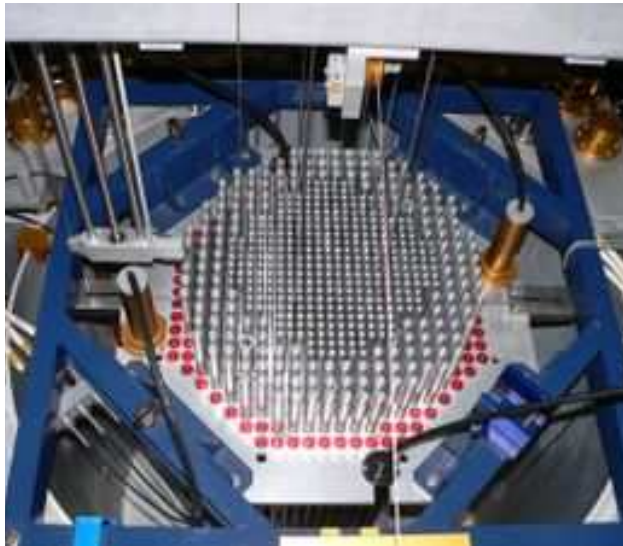
## Emetteurs $\beta^+$ $\Rightarrow$ 2 $\gamma$ 511 keV

$^{15}\text{O}$  (2 min) ;  $^{13}\text{N}$  (10 min) ;  $^{11}\text{C}$  (20 min) ;  $^{18}\text{F}$  (112 min) ;  $^{124}\text{I}$  (4,2 j)

# Caractéristiques du marqueur idéal

1. Non toxique du point de vue chimique
2. Période suffisamment courte (dosimétrie) et suffisamment longue (fixation à l'organe cible)
3. La nature du rayonnement doit permettre l'acquisition des images :
  - gamma (de 80 à 300 keV)
  - bêta + (avec émission de 2  $\gamma$  de 511 keV)
4. Facilement disponible

# Production des radioéléments utilisés en scintigraphie



## Réacteurs nucléaires

Flux de neutrons +++  
Production de radio-éléments avec excès de neutrons (émetteurs  $\beta^-$ )

**$^{131}\text{I}$**



## Cyclotrons

Accélérateurs de particules (protons, deutons, ..) de haute énergie cinétique.

Radioéléments avec excès de charges + (émetteurs  $\beta^+$ )

**$^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  $^{18}\text{F}$ ,  $^{124}\text{I}$**



## Générateurs

Filiation radioactive

$^{99}\text{Mo}$  (T = 67h)

>  **$^{99\text{m}}\text{Tc}$**  (T = 6h)

# Imagerie scintigraphique

**Emetteurs  $\gamma$**

$^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{123}\text{I}$ , ...

**Gamma caméra**

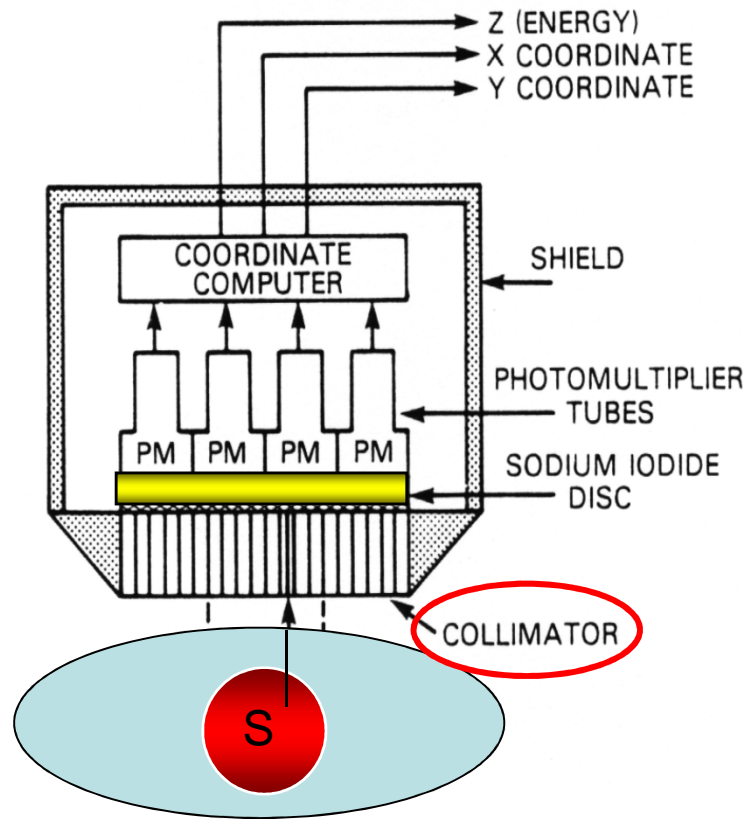
**Emetteurs  $\beta^+$**

$^{18}\text{F}$ ,  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$

**Caméra à positons**

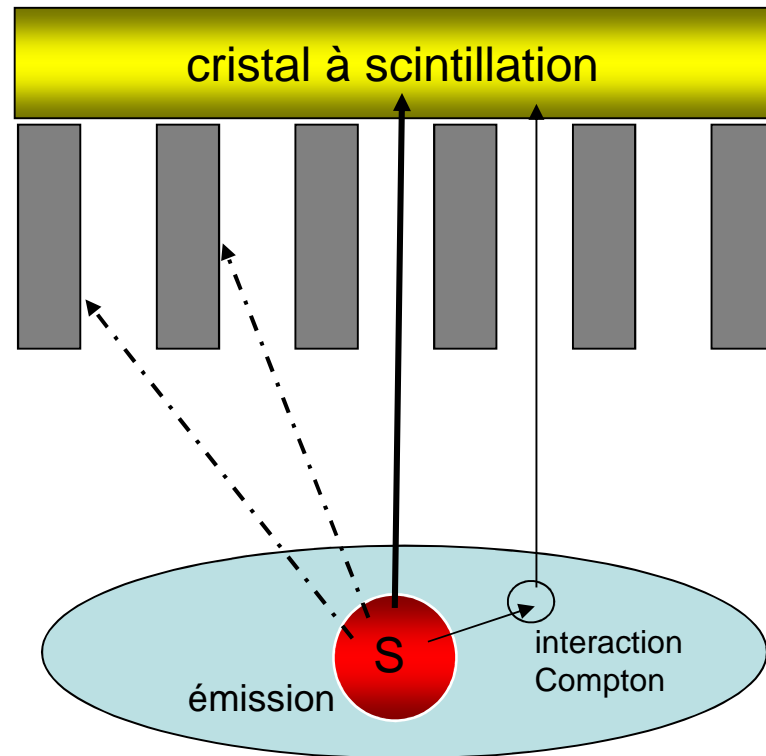
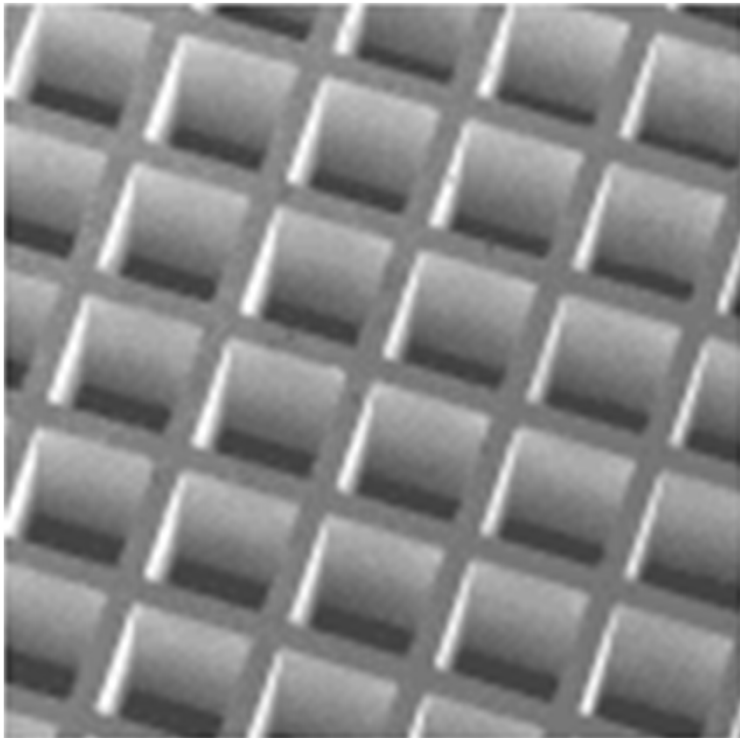
# GAMMA CAMERA (Anger, 1953)

fournit une représentation bidimensionnelle de la répartition du marqueur radioactif au sein de l'organisme

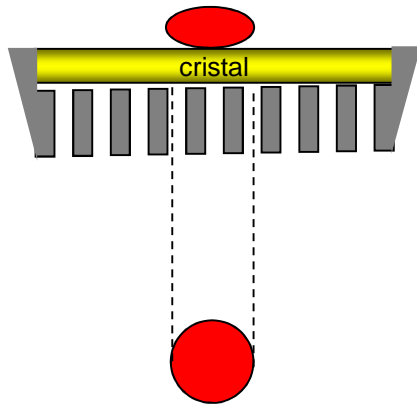


# Collimateur

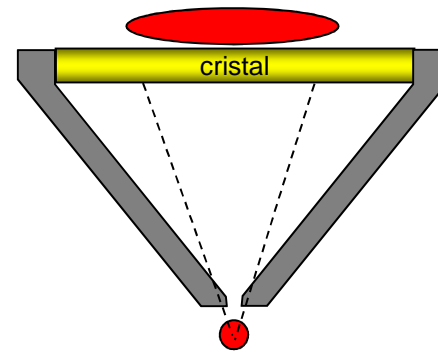
bloc de plomb percé de milliers de canaux séparés par des septa afin de ne laisser passer que les photons  $\gamma$  qui se propagent dans une direction bien déterminée



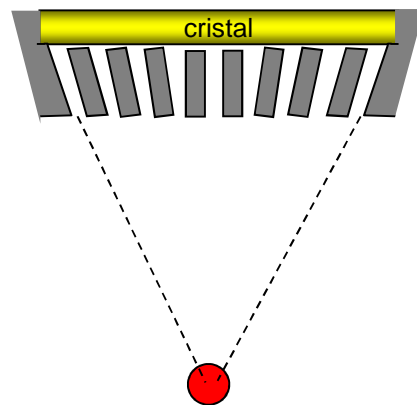
# Collimateurs



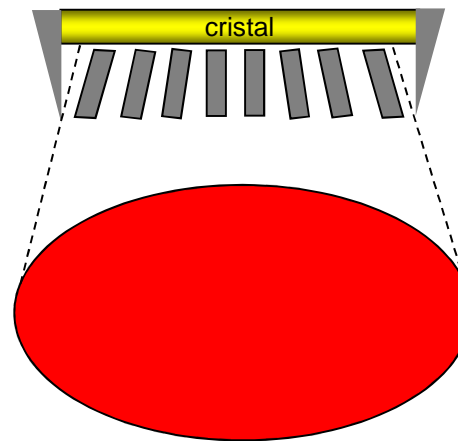
parallèle



sténopieuse ou *pinhole*



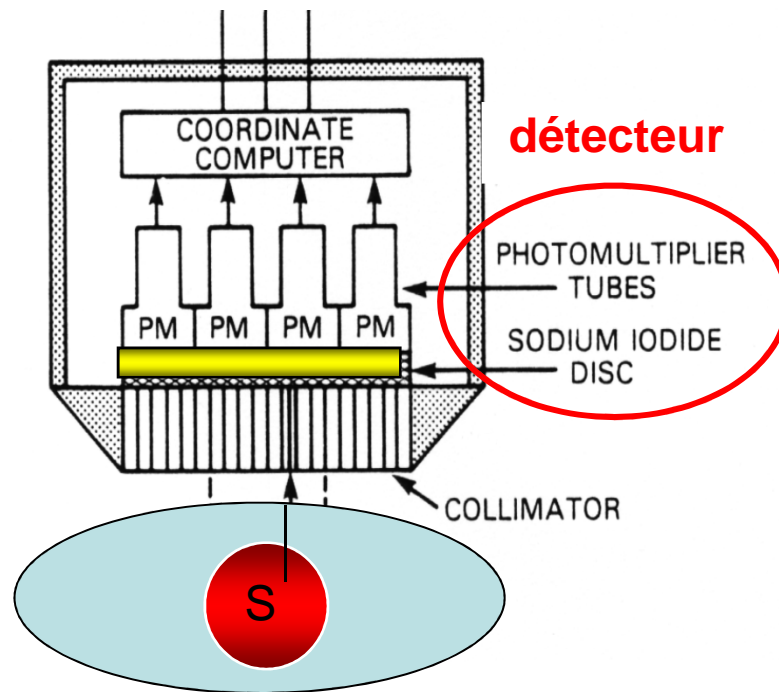
convergent



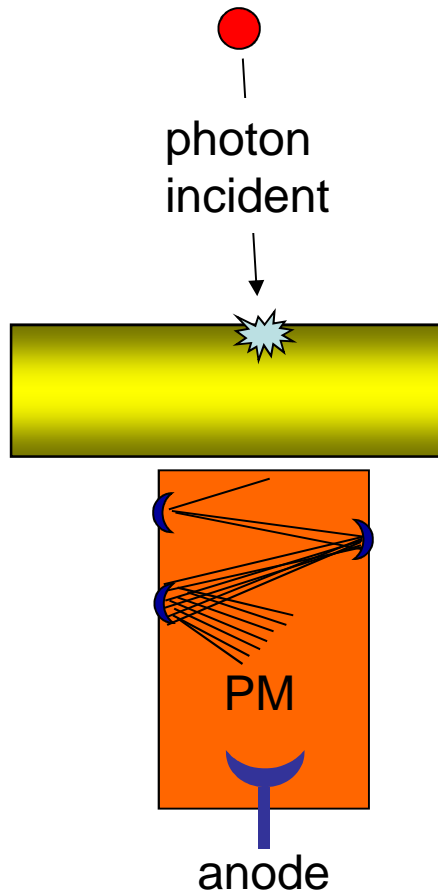
divergent

# GAMMA CAMÉRA

fournit une représentation bidimensionnelle de la répartition du marqueur radioactif au sein de l'organisme



# Détecteur



## Cristal de NaI dopé au thallium

*dimensions -> 50x60 cm; 3/8 de pouce  
absorbe 90%  $\gamma$  140 keV; 30%  $\gamma$  360 keV*

## Photon de scintillation (PS)

*$E = 3 \text{ eV}$  ;  $\lambda = 410 \text{ nm}$  (bleu) ; cte de temps : 250 nsec*

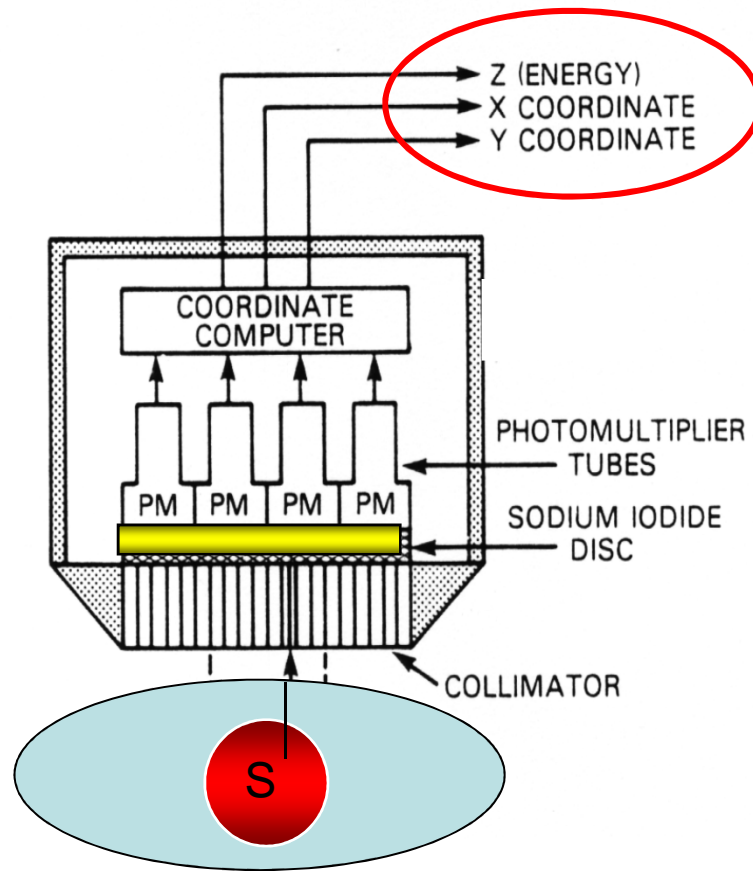
## Photomultiplicateur (PM)

chaque PS reçu donne naissance à un électron qui est « multiplié » par une série de dynodes (->  $10^{10}$  par PS).

Cette quantité d'électricité sera utilisée pour déterminer l'énergie (Z) transférée au cristal et calculer les coordonnées X,Y du point d'impact.

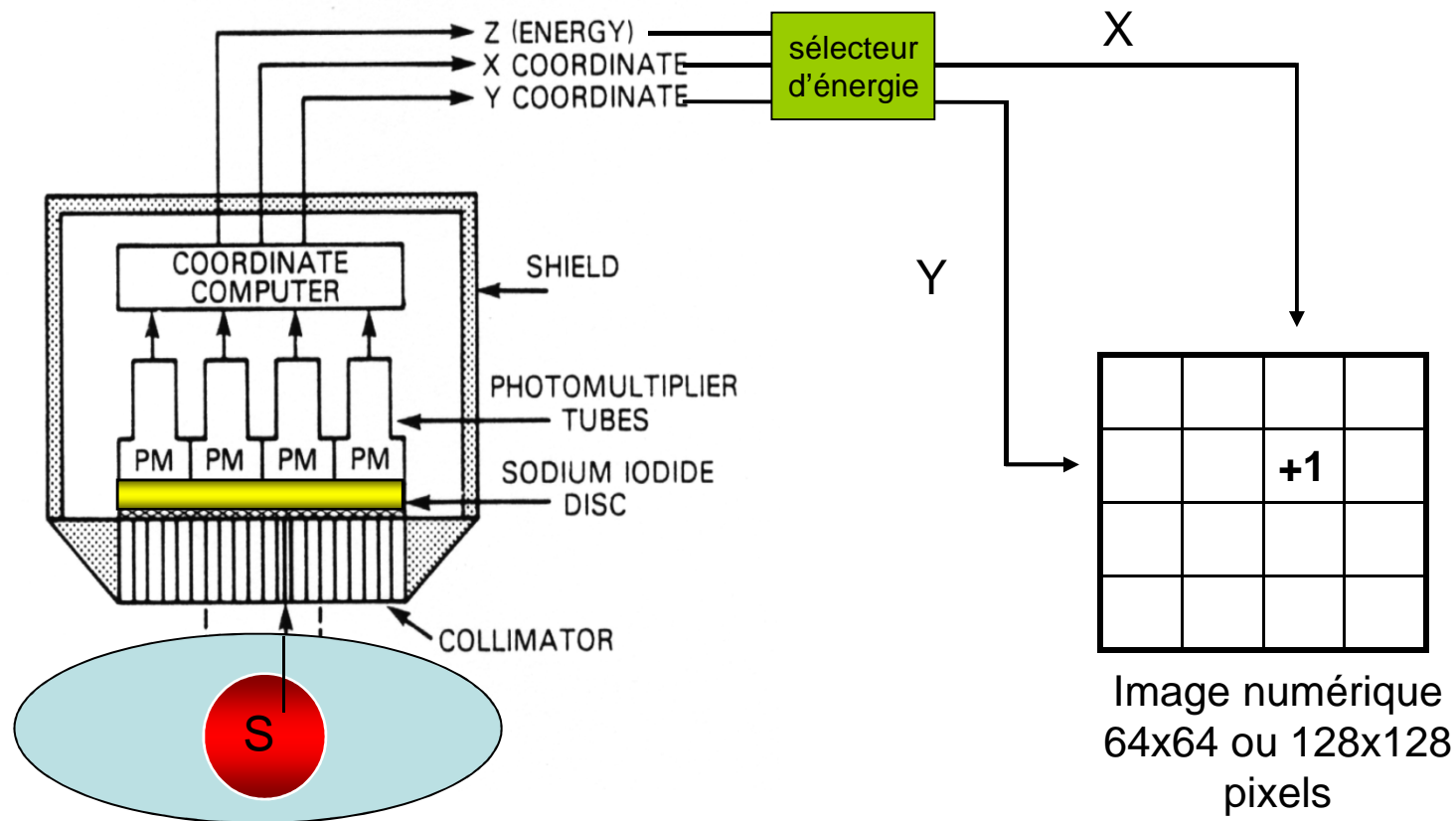
# GAMMA CAMÉRA

fournit une représentation bidimensionnelle de la répartition du marqueur radioactif au sein de l'organisme



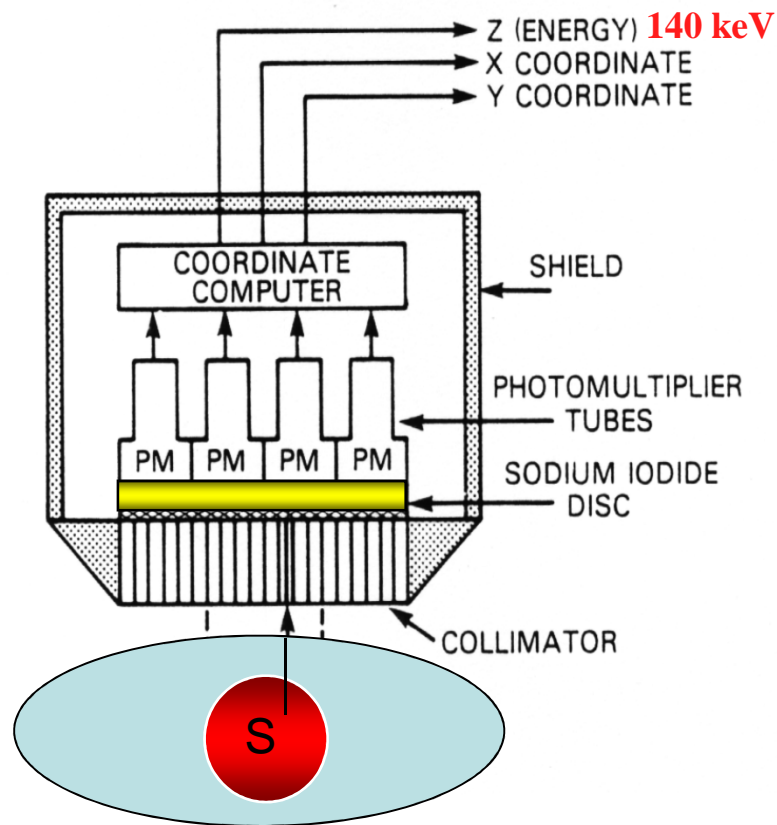
# GAMMA CAMÉRA

fournit une représentation bidimensionnelle de la répartition du marqueur radioactif au sein de l'organisme



# GAMMA CAMÉRA

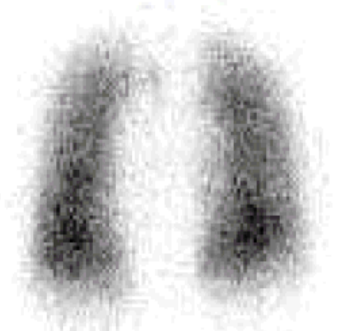
fournit une représentation bidimensionnelle de la répartition du marqueur radioactif au sein de l'organisme



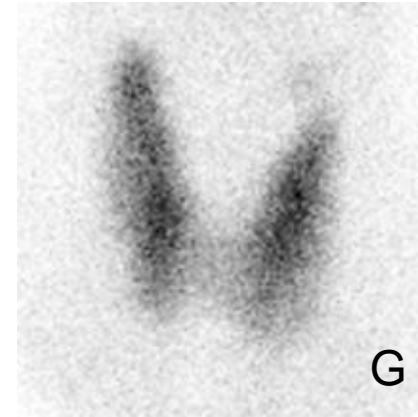
# Images planaires statiques



ANTERIEUR



POSTERIEUR



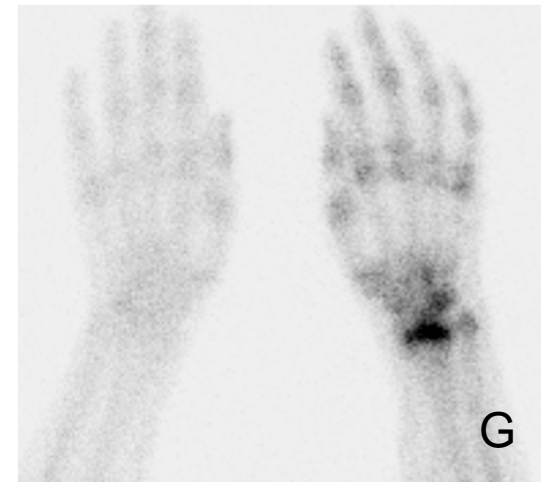
G



OPD



OPG



G

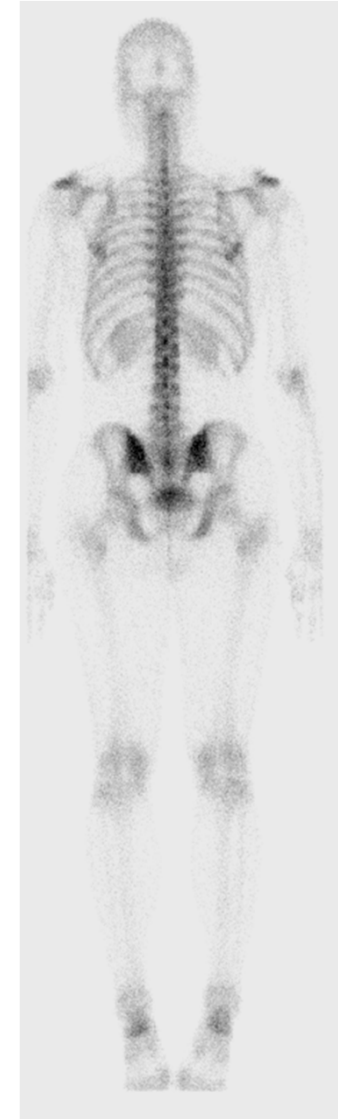
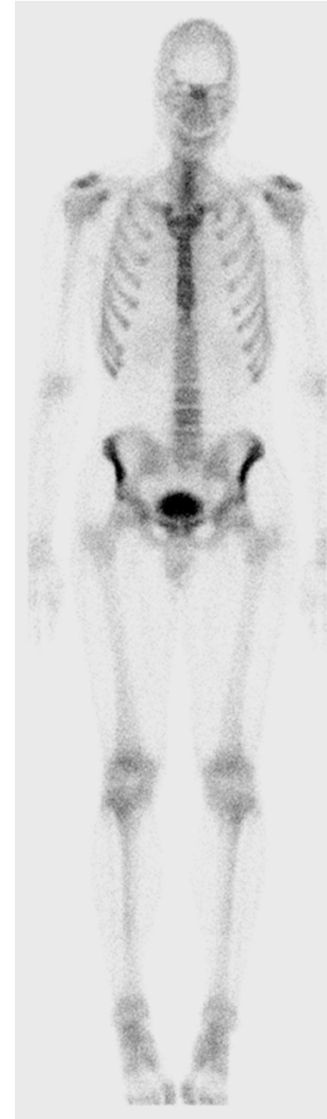
# Balayage (corps entier)



**Scintigraphie osseuse**

traceur : MDP

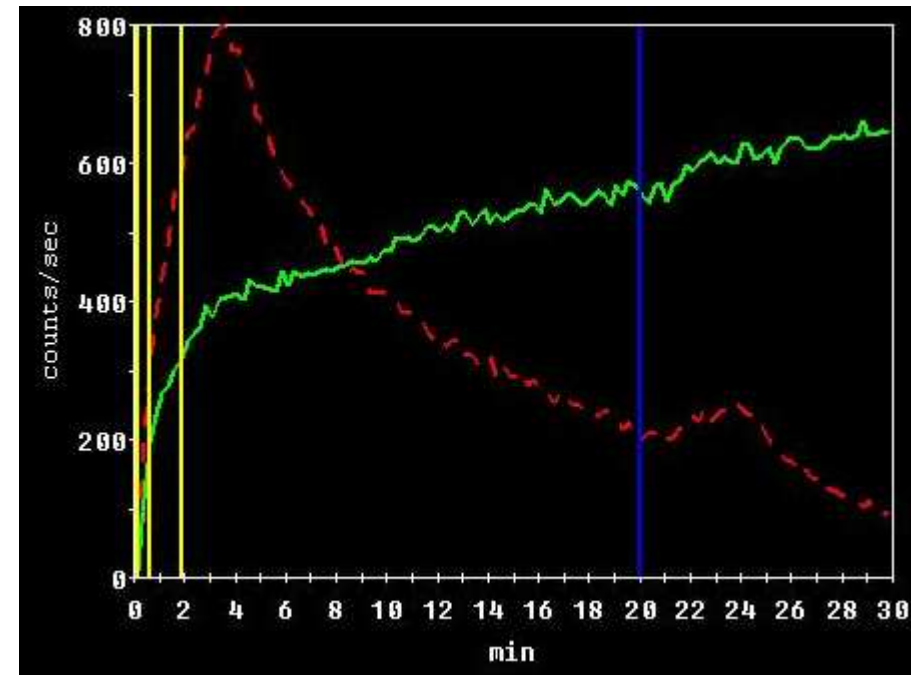
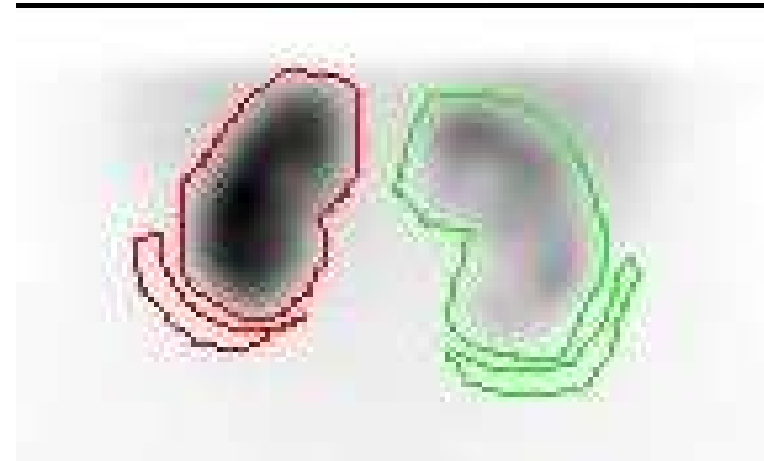
marqueur :  $^{99m}\text{Tc}$



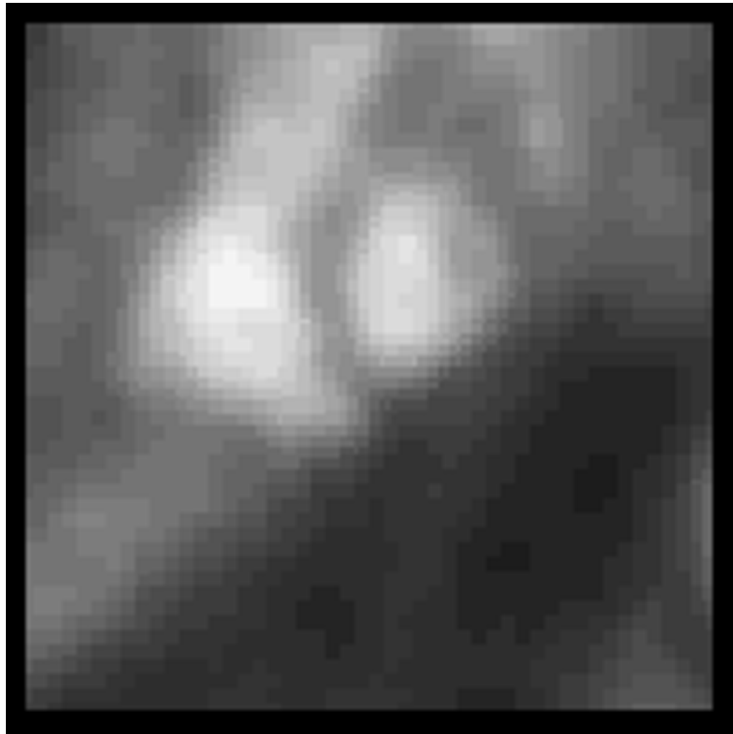
# Images planaires dynamiques



Néphrogramme isotopique  
traceur : DTPA  
marqueur :  $^{99m}\text{Tc}$



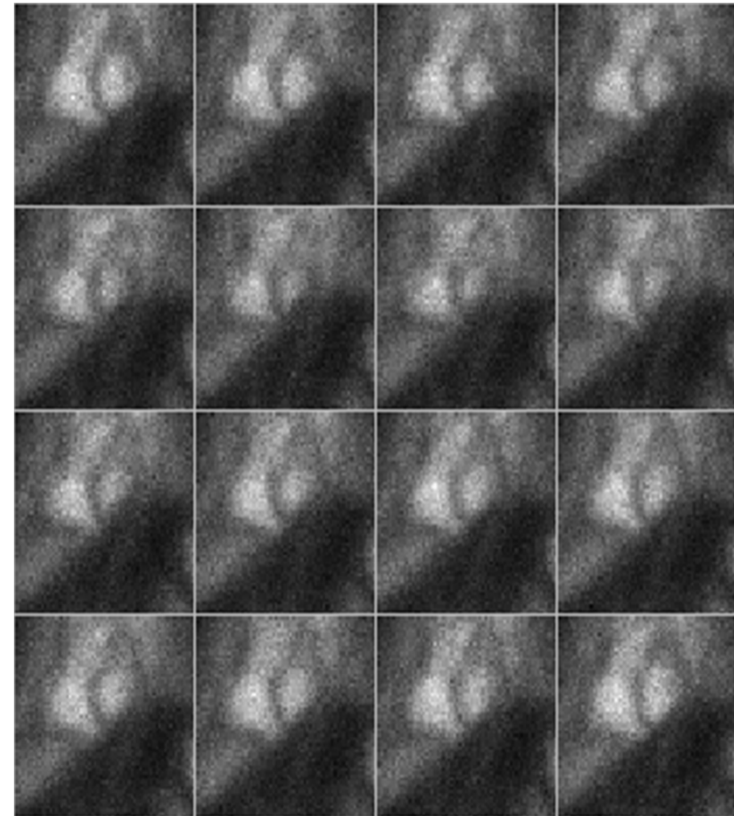
# Images planaires synchronisées à un signal physiologique



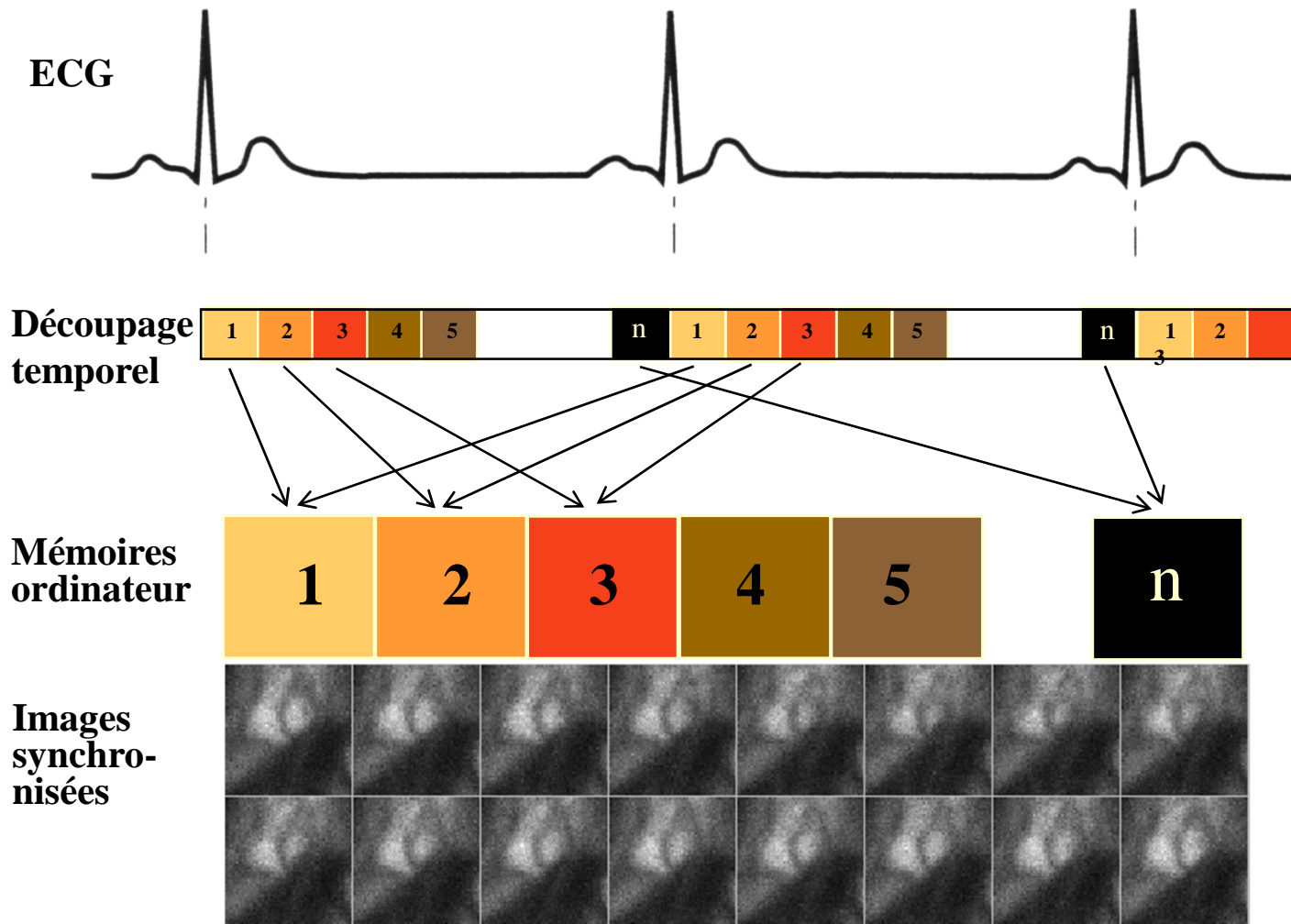
Ventriculographie isotopique

traceur : albumine

marqueur :  $^{99m}\text{Tc}$

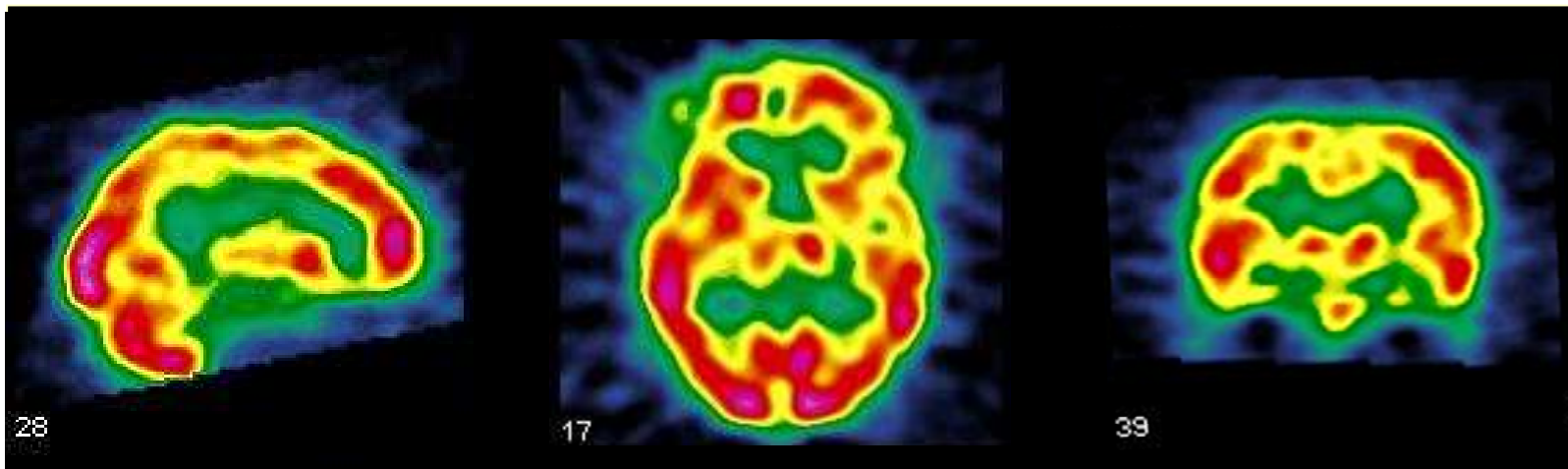


# Images synchronisées à un signal physiologique



# Images tomographiques

fournit une représentation tridimensionnelle de la répartition du marqueur radioactif au sein de l'organisme



coupe sagittale

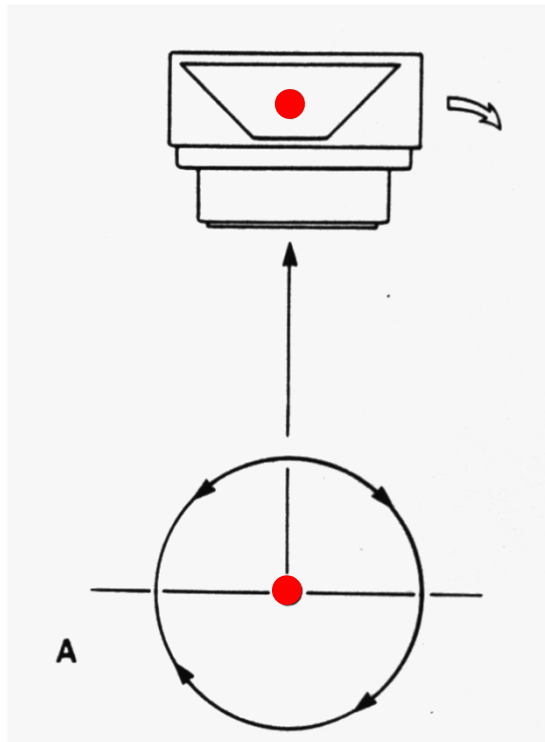
coupe transversale

coupe frontale

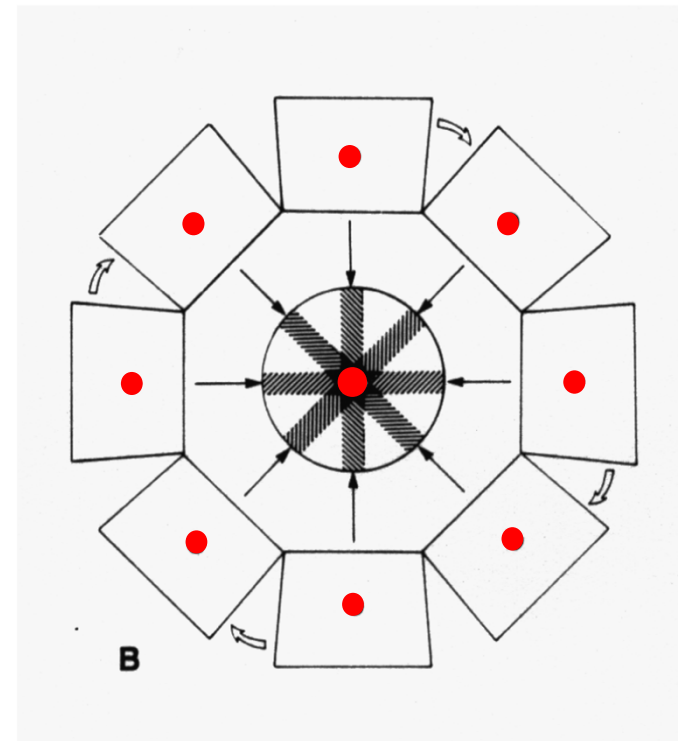
Scintigraphie de perfusion cérébrale  
traceur : HMPAO    marqueur :  $^{99m}\text{Tc}$

# Images tomographiques

fournit une représentation en coupe de la répartition du marqueur radioactif au sein de l'organisme



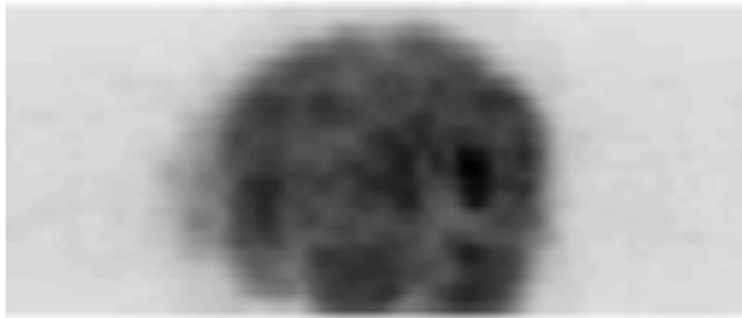
acquisition d'une source radioactive ●



principe de la reconstruction tomographique (par rétroprojection filtrée ou par méthode itérative)

# Images tomographiques

fournit une représentation en coupe de la répartition du marqueur radioactif au sein de l'organisme

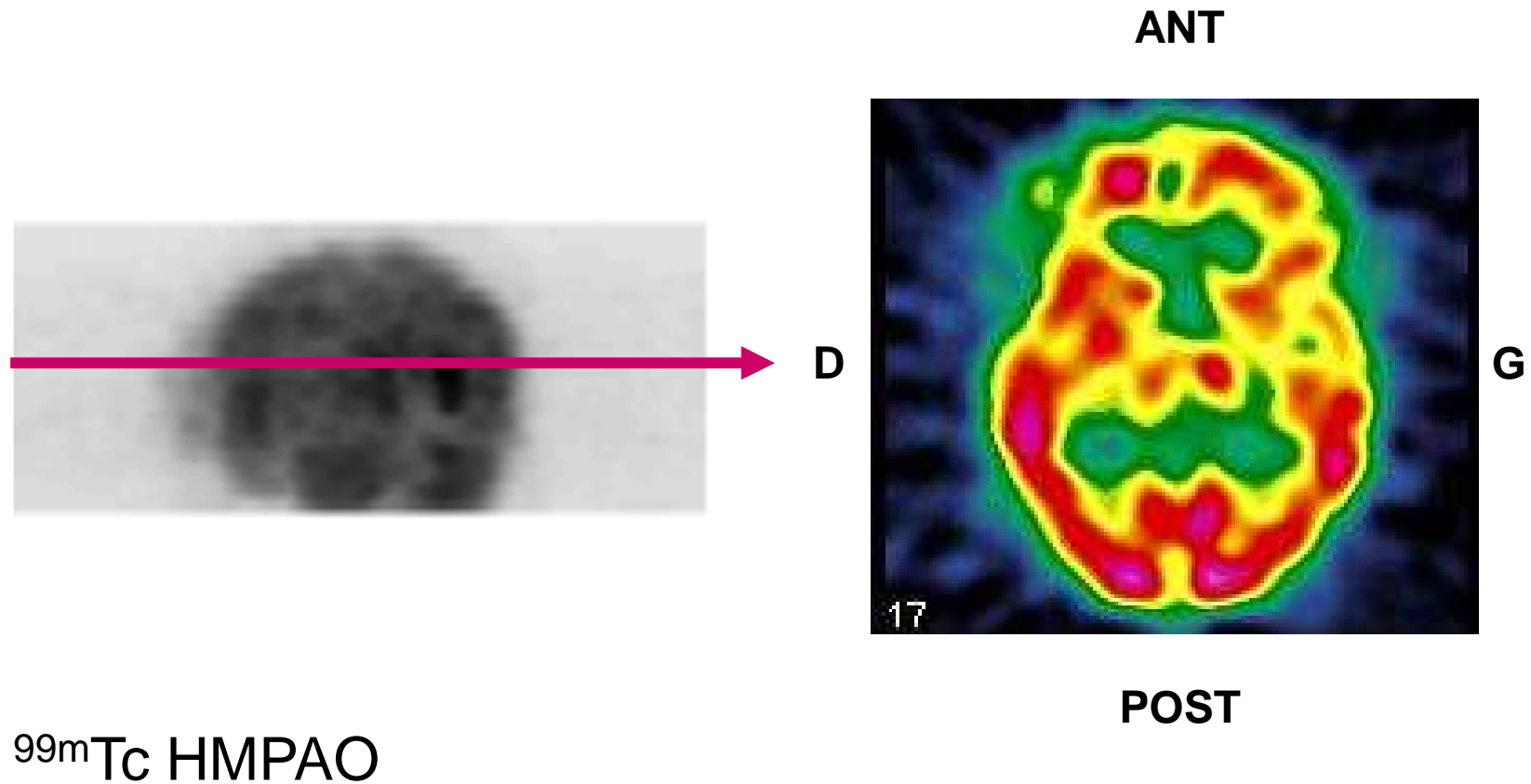


projections

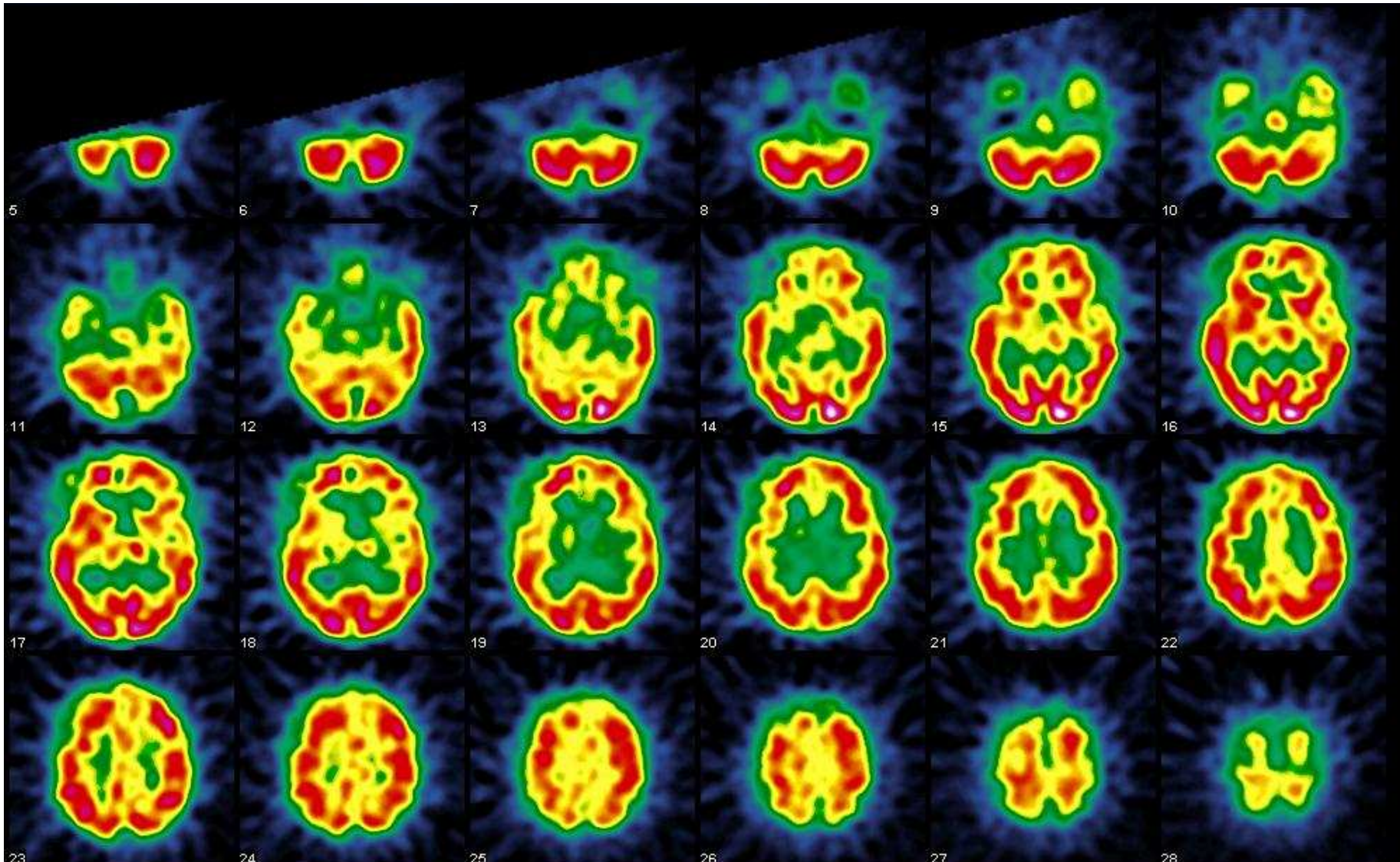
$^{99m}\text{Tc}$  HMPAO

# Images tomographiques

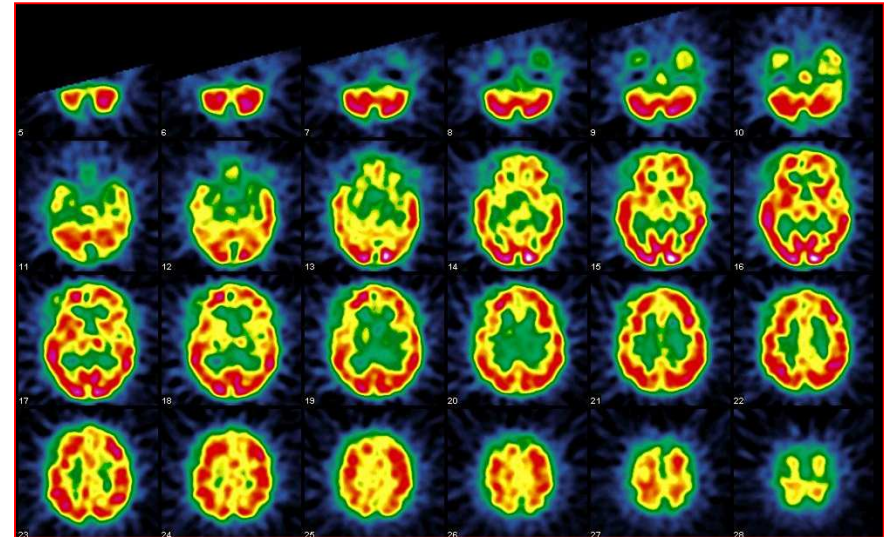
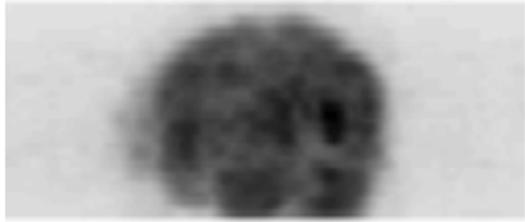
fournit une représentation en coupe de la répartition du marqueur radioactif au sein de l'organisme



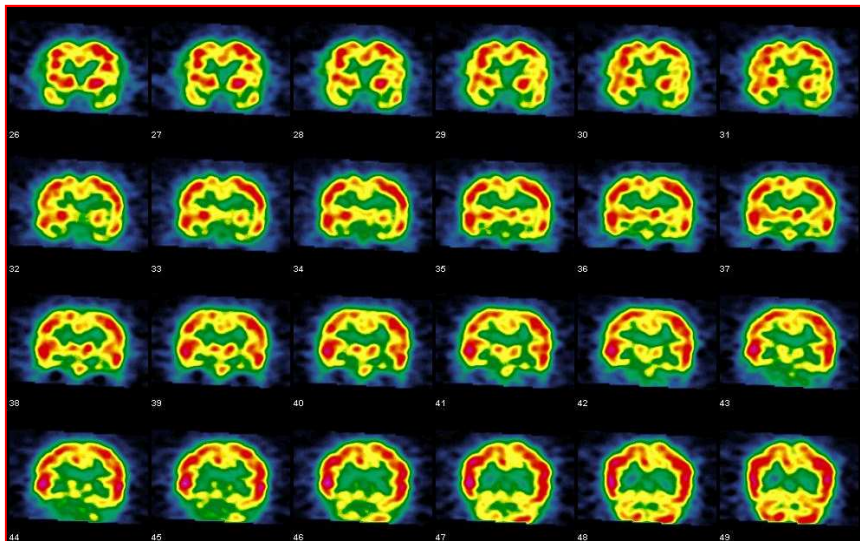
# Images tomographiques cérébrales



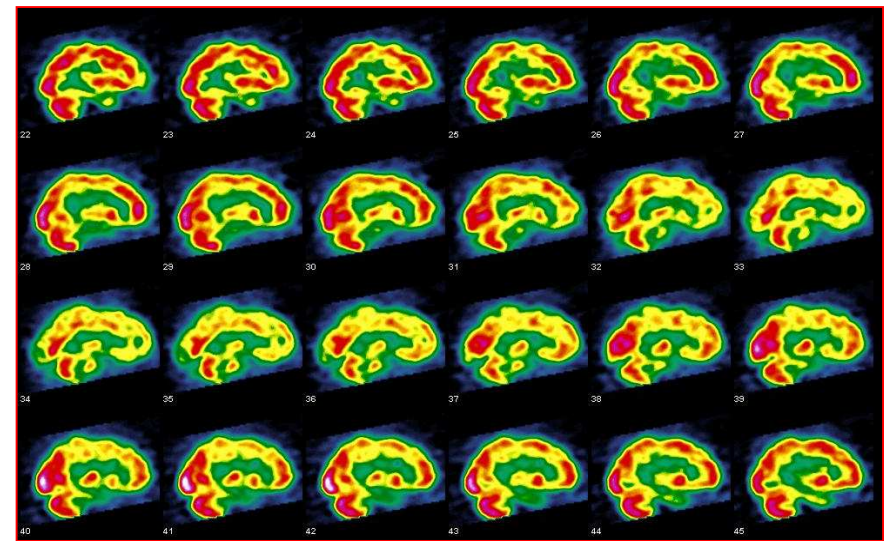
# Images tomographiques cérébrales



coupes transversales



coupes frontales



coupes sagittales

# Imagerie tomographique

## Emetteurs $\gamma$

$^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{123}\text{I}$ , ...

Gamma caméra

Tomographie à  
Emission Mono-  
Photonique

**TEMP** ou **SPECT**

## Emetteurs $\beta^+$

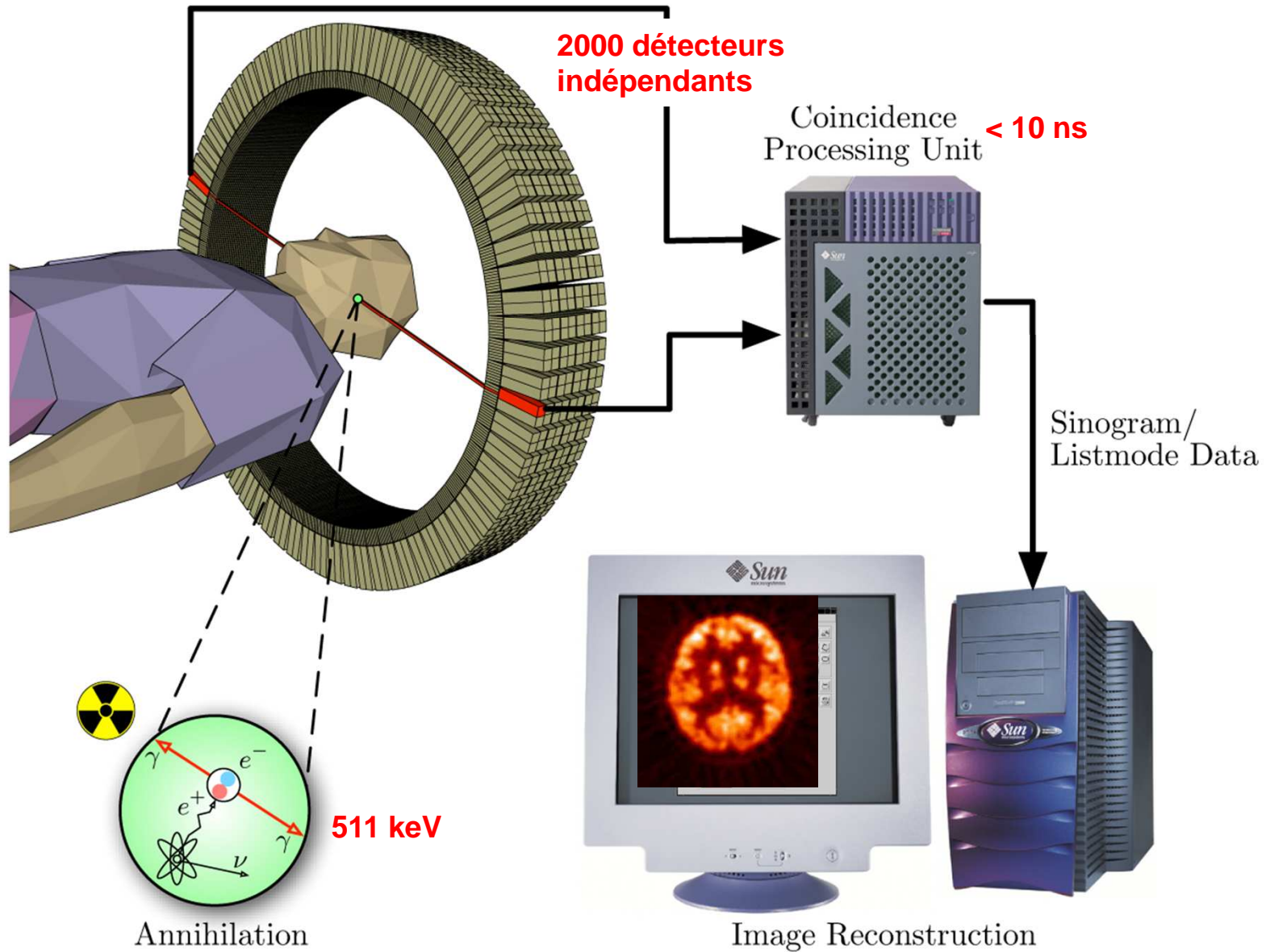
$^{18}\text{F}$ ,  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$

Caméra à positons

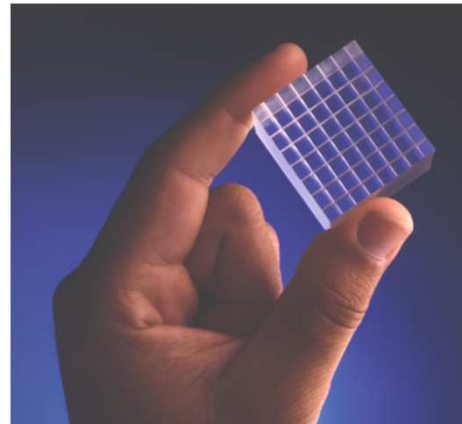
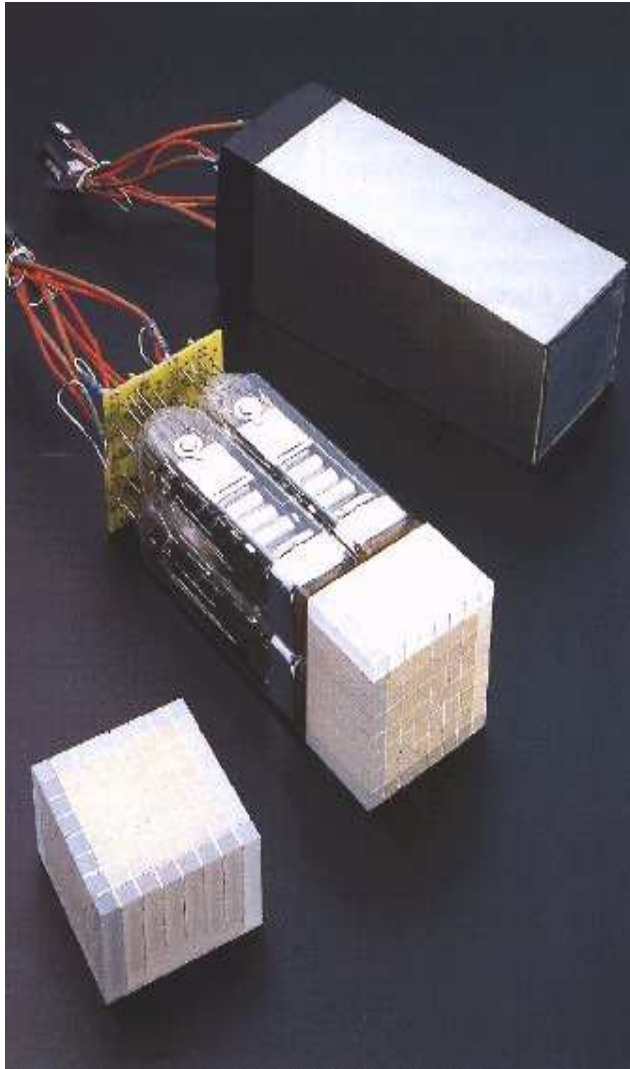
Tomographie à  
Emission de  
Positons

**TEP** ou **PET**

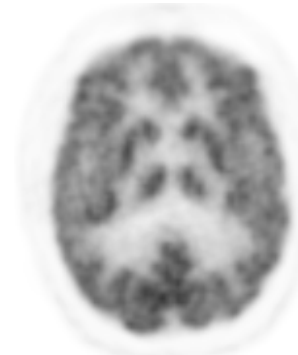
# Caméra à Positons



# Caméra à Positons



TEP au  $^{18}\text{F}$ FDG



LSO



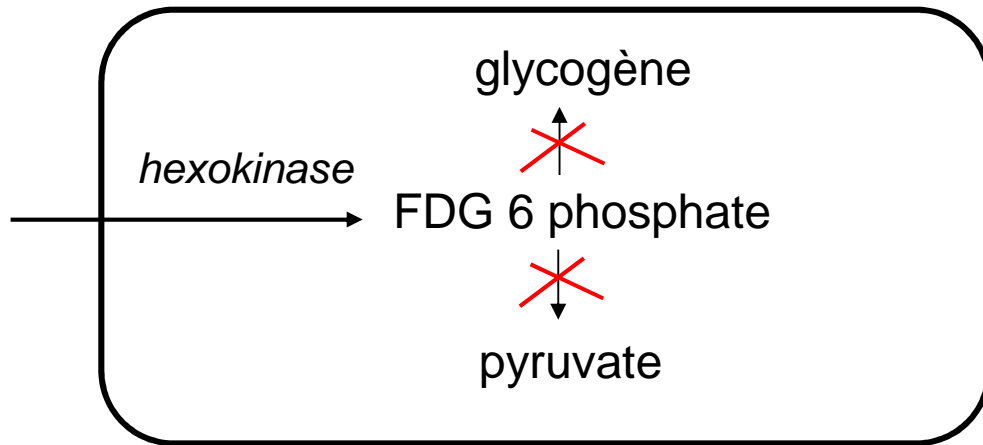
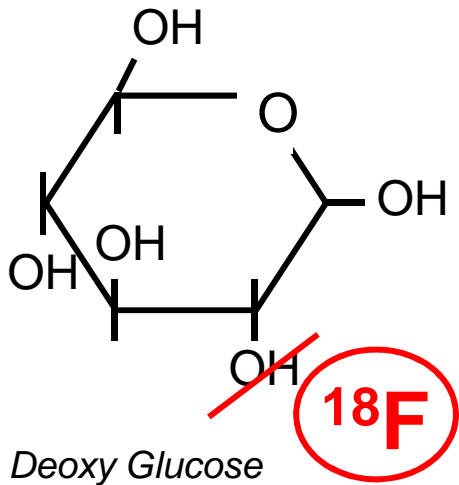
BGO

Caractéristiques des cristaux utilisés en TEP

Nom	$\rho$ (g.cm <sup>-3</sup> )	temps de décroissance (ns)	rendement lumineux (%)
BGO	7.1	300	22
GSO	6.7	60	20
<b>LSO</b>	<b>7.4</b>	<b>40</b>	<b>75</b>
Nal/Tl	3.7	250	100

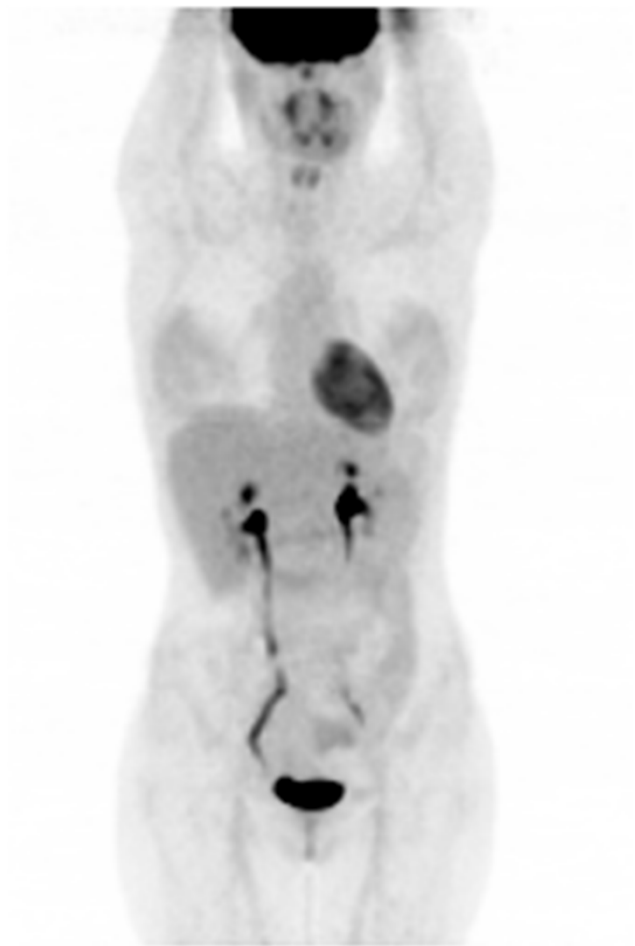
*LSO: oxyorthosilicate de lutétium dopé au cérium*

# Fluorodéoxyglucose (FDG)



distribution normale du FDG

# Tomographie à Positons au $^{18}\text{F}$ FDG



sujet normal



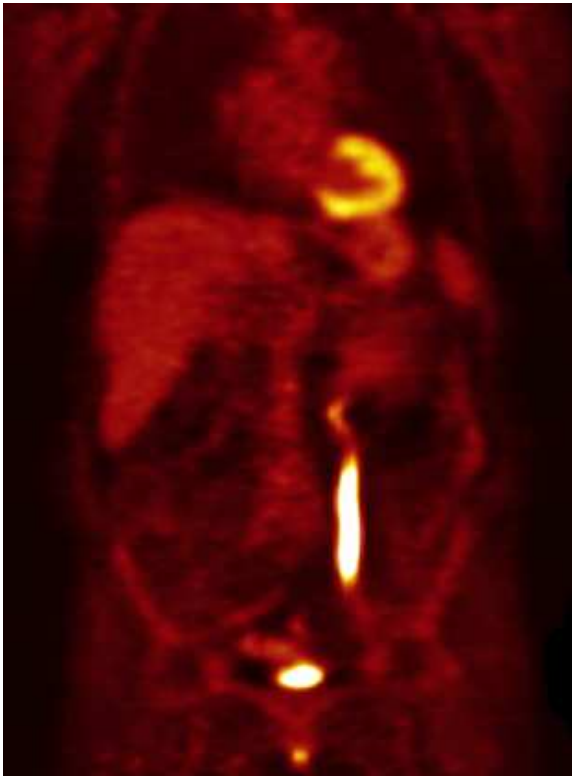
multiples métastases



# Imagerie hybride

TEP - TDM ou TEMP - TDM

Imagerie anatomique + imagerie fonctionnelle



TEP



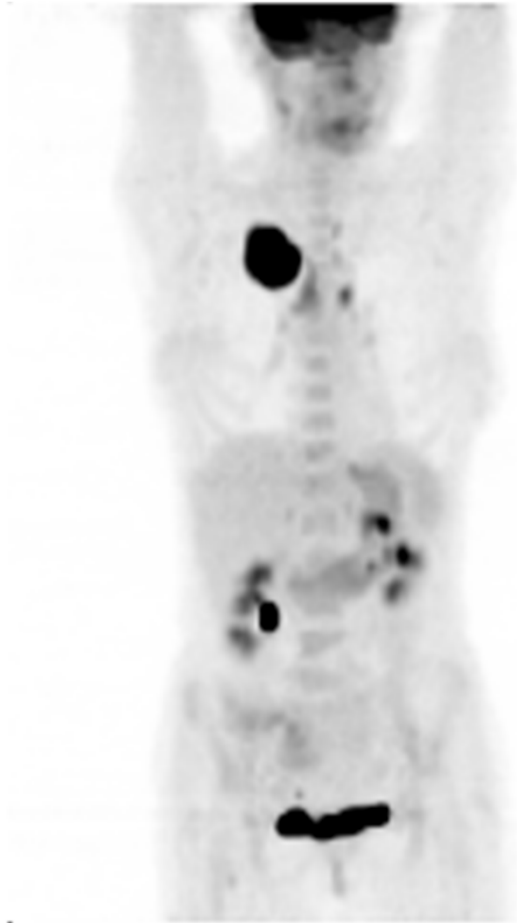
TDM



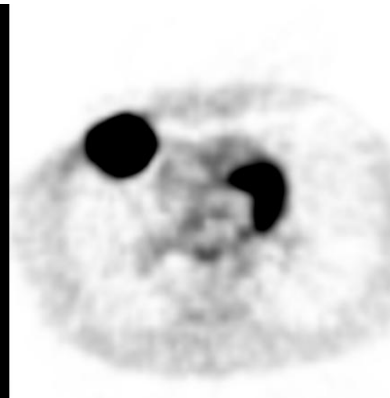
Fusion TEP-TDM

# TEP - TDM au $^{18}\text{F}$ FDG

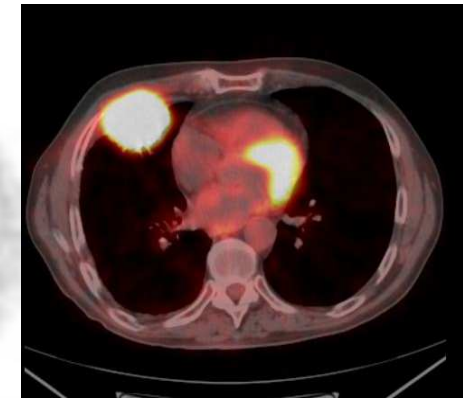
Mise au point d'une masse pulmonaire



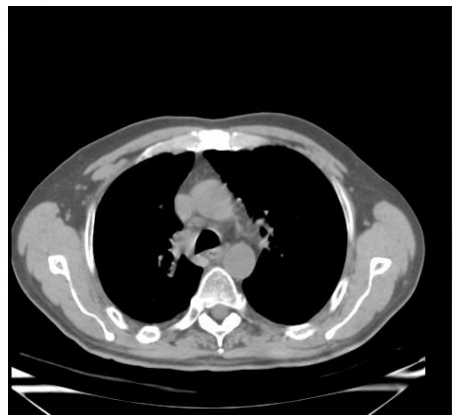
TDM



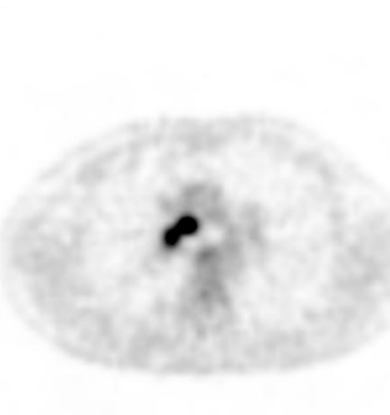
TEP



Fusion



TDM



TEP



Fusion

# TEMP - TDM au $^{99m}\text{Tc}$ MDP

## Mise au point de douleurs lombaires

