

Médecine Nucléaire 1

Les différents traceurs et leur production

Les détecteurs γ et β^+

Irène Buvat
U678 INSERM
Paris

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

octobre 2006

Plan du cours

- Introduction
 - Imagerie anatomique, imagerie fonctionnelle, imagerie moléculaire
 - Principe de l'imagerie fonctionnelle ou moléculaire

- Radiotraceurs
 - Contraintes chimiques et physiques
 - Emetteurs de photons gamma
 - Emetteurs de positons
 - Production des radioisotopes
 - Types d'émetteurs et techniques d'imagerie

- DéTECTEURS

- DéTECTION monophonique**

- Gamma caméra

- Collimateur*

- Cristal scintillant*

- Tubes photomultiplicateurs*

- Circuit de positionnement analogique et numérique*

- Spectrométrie*

- Caractéristiques des gamma caméras

- Résolution spatiale*

- Résolution en énergie*

- Linéarité géométrique*

- Uniformité*

- Taux de comptage*

- Caractéristiques de l'imagerie monophotonique planaire

- DéTECTION en coïncidence**

- Collimation électronique*

- DéTECTEURS PET avec gamma caméras*

- DéTECTEURS PET dédiés*

- Spectrométrie*

Introduction : trois types d'imagerie in vivo

- Imagerie morphologique

- investigation anatomique
- haute résolution spatiale (~1 mm)
- radiographie conventionnelle, IRM, scanner X
(= tomodensitométrie TDM), échographie



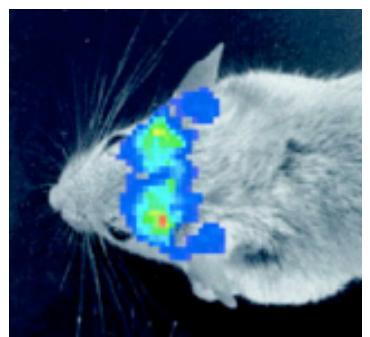
- Imagerie fonctionnelle

- visualisation de processus physiologiques
- résolution spatiale moins cruciale (5 à 12 mm chez l'homme)
- approche pionnière : médecine nucléaire
 - ⇒ imagerie planaire monophotonique
 - ⇒ tomographie monophotonique (SPECT)
 - ⇒ tomographie par émission de positons (PET)
- actuellement, IRM, TDM, échographie



- Imagerie moléculaire

- visualisation de gènes ou de protéines spécifiques, ou de signaux émanant de ces entités
- résolution spatiale moins cruciale
- actuellement essentiellement développée chez le petit animal
- **SPECT, PET, IRM, TDM, imagerie optique**



Introduction : imagerie FONCTIONNELLE

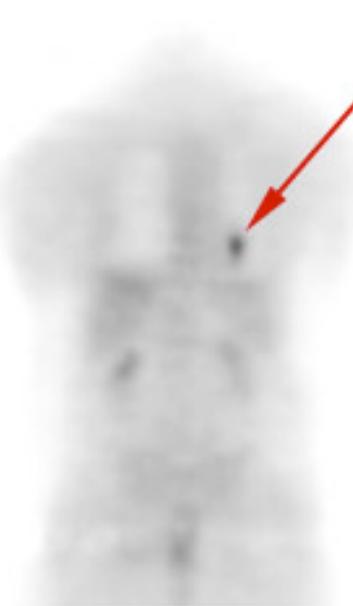
- Etude de la fonction d'un organe
 - synthèse d'une molécule
 - utilisation d'une molécule pour synthétiser une substance
 - fonction mécanique
- Etude de la perfusion d'un organe
- Généralement, vision plus « macroscopique » que ce que l'on entend par imagerie moléculaire (imagerie des gènes et des protéines)

Introduction : insuffisance de l'imagerie anatomique

- Imagerie morphologique suspecte



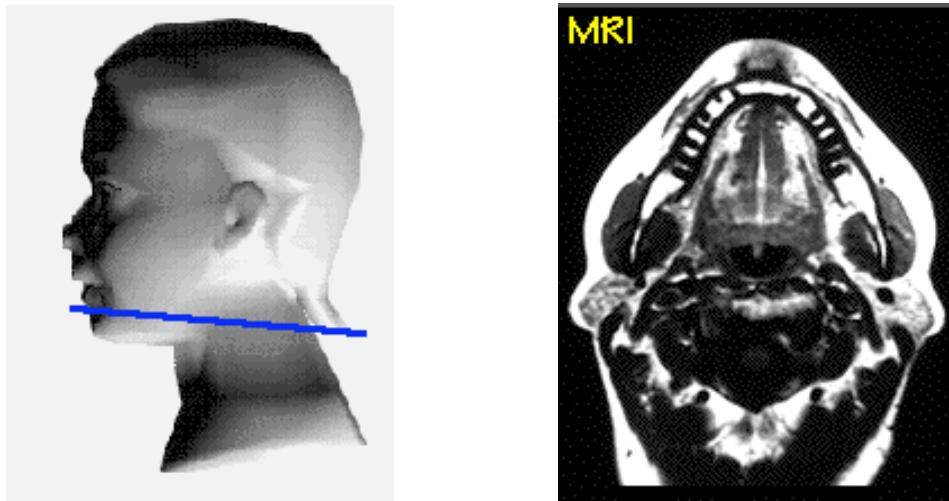
- Imagerie fonctionnelle anormale



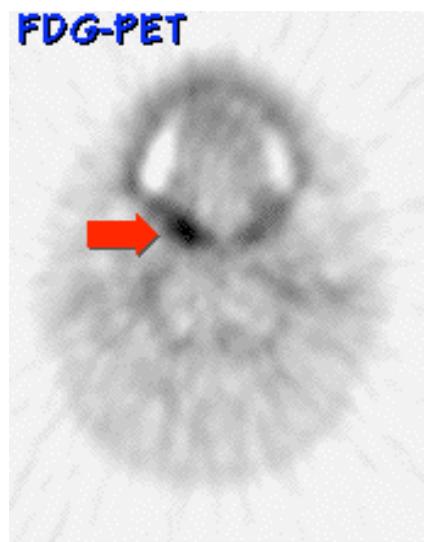
⇒ caractéristiques fonctionnelles indispensables pour statuer sur la nature d'une anomalie anatomique

Introduction : insuffisance de l'imagerie anatomique

- Imagerie morphologique normale



- Imagerie fonctionnelle anormale



⇒ modifications physiologiques ou biochimiques précédant les altérations anatomiques

Introduction : insuffisance de l'imagerie fonctionnelle

- Absence de repères anatomiques



- Imagerie anatomique

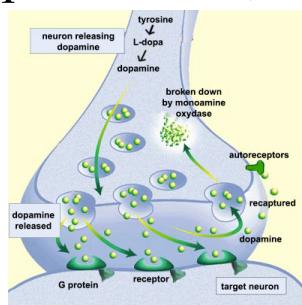


⇒ localisation des anomalies fonctionnelles

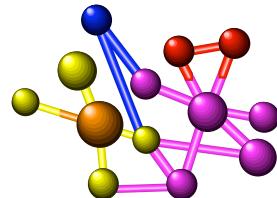
Imageries anatomiques et fonctionnelles sont
COMPLEMENTAIRES

Principe de l'imagerie fonctionnelle ou moléculaire

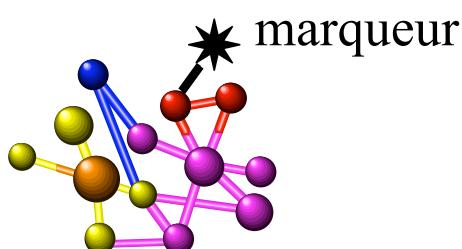
- Identification du phénomène, du gène ou de la protéine cible



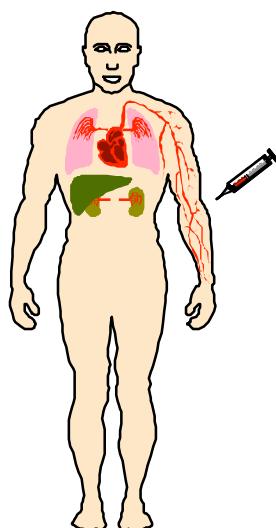
- Traceur caractéristique d'une fonction métabolique ou physiologique



- Marquage

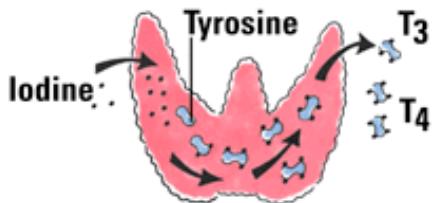


- Etude du devenir de la molécule marquée

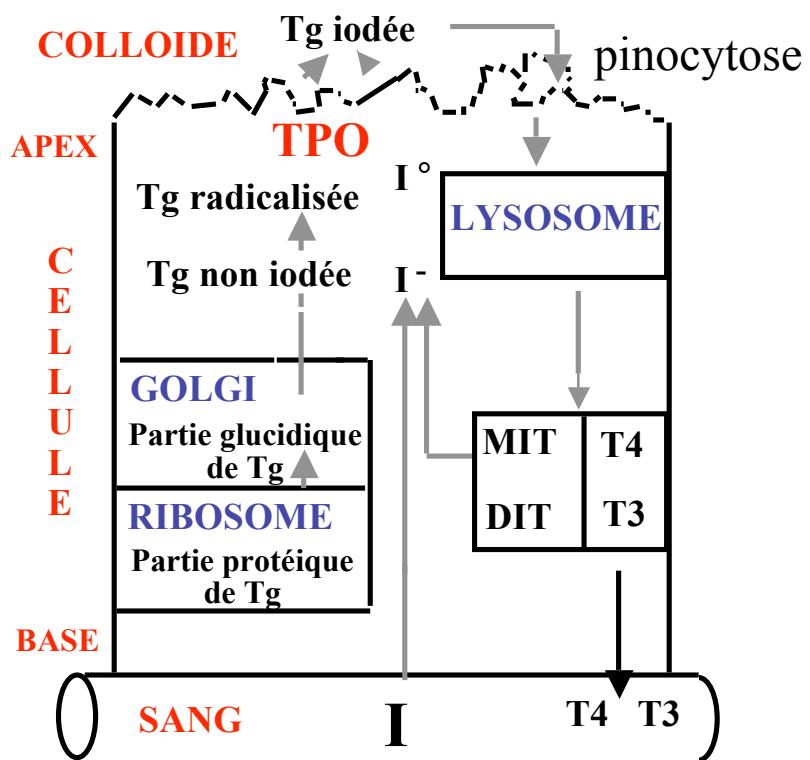


Principe de l'imagerie fonctionnelle : exemple

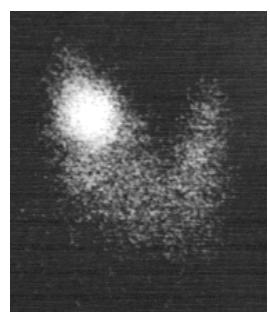
- Etude de la synthèse des hormones thyroïdiennes



- Matière première indispensable à la formation des hormones thyroïdiennes T3 et T4 : l'iode circulant dans le sang

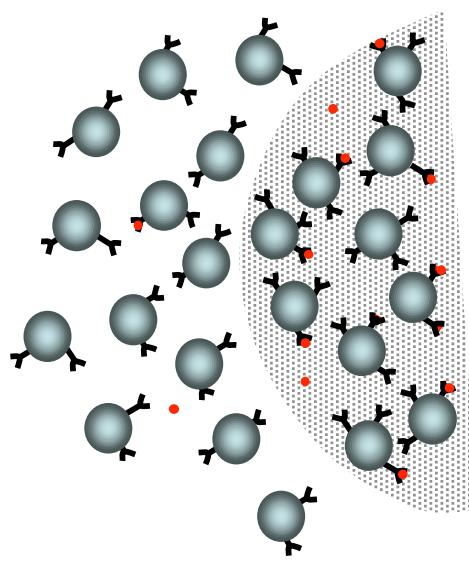
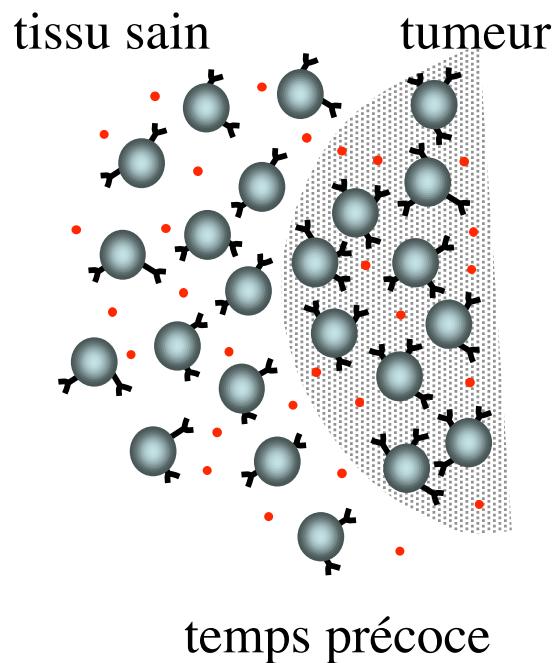


- Marquage : substitution de l'Iode stable par de l'iode radioactif : Iode 123
- Etude du devenir de la molécule marquée



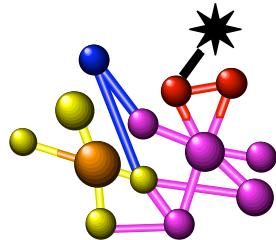
Principe de l'imagerie moléculaire : exemple

- Imagerie de récepteurs cellulaires localisée à la surface des cellules tumorales



Les pierres d'angle de l'imagerie nucléaire

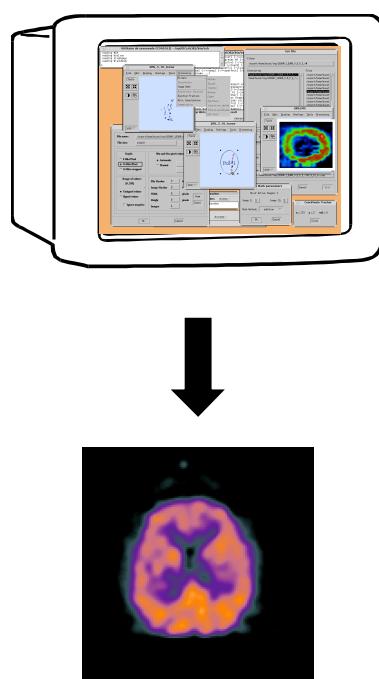
- 1. Radiotraceur



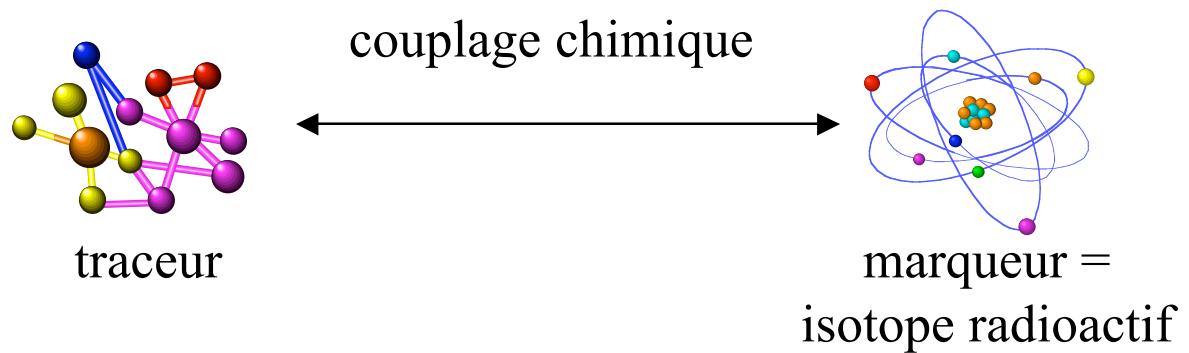
- 2. Détecteur



- 3. Traitement de l'information



Radiotracer : contraintes chimiques



- Administration intraveineuse (le plus souvent) : stabilité de la substance dans le sang (pas forcément aisée car nombreuses enzymes protéolitiques dans le plasma)
- Délivrance au tissu cible (passage du plasma dans le tissu)
- Absence de modification du phénomène physiologique à observer (concentration nanomolaire de radiotracer)
- Elimination du traceur n'ayant pas rencontré sa cible pour avoir un traceur spécifique
- Liaison forte entre traceur et marqueur

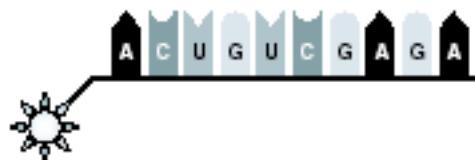
Exemple : oligonucléotide antisens

- Imagerie de l'expression d'un gène

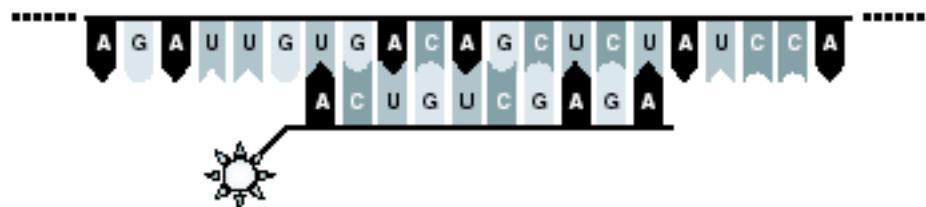
cible : ARN messager de l'ADN codant le gène



traceur : oligonucléotide antisens : séquence complémentaire à l'ARNm (15 à 20 bases)



oligonucléotide lié avec l'ARNm

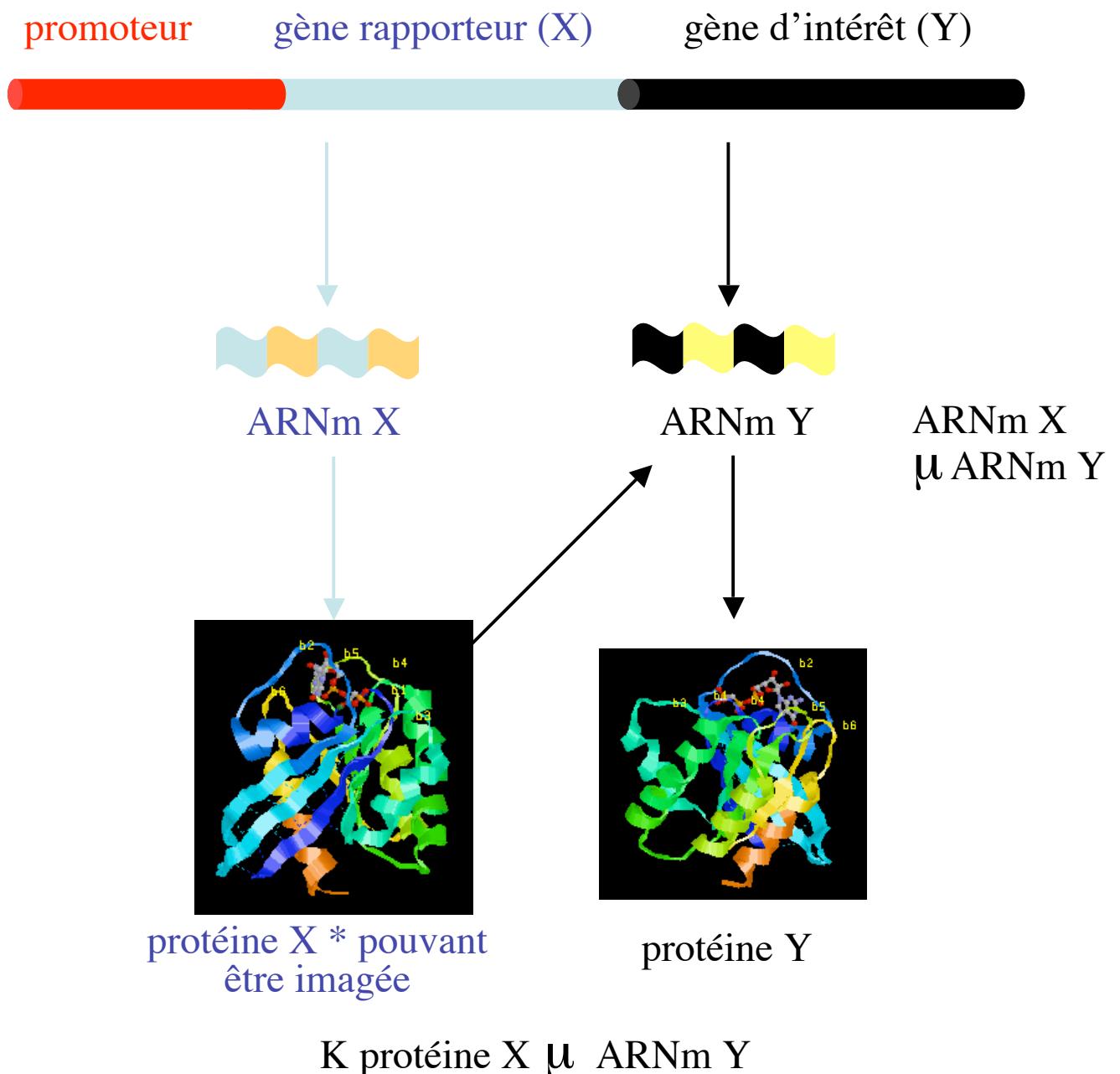


Problèmes pratiques : peu stables dans le plasma, difficile élimination des oligonucléotides non hybridées, faible sensibilité (peu d'ARNm par cellule)

Exemple : gène rapporteur

- Imagerie de l'expression d'un gène

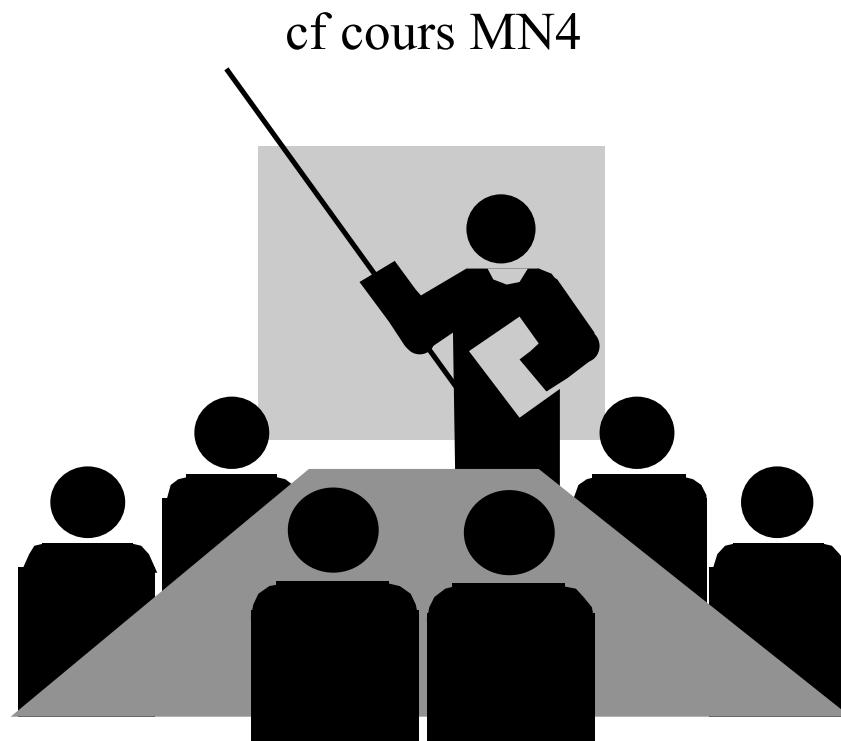
Modification génétique des cellules :



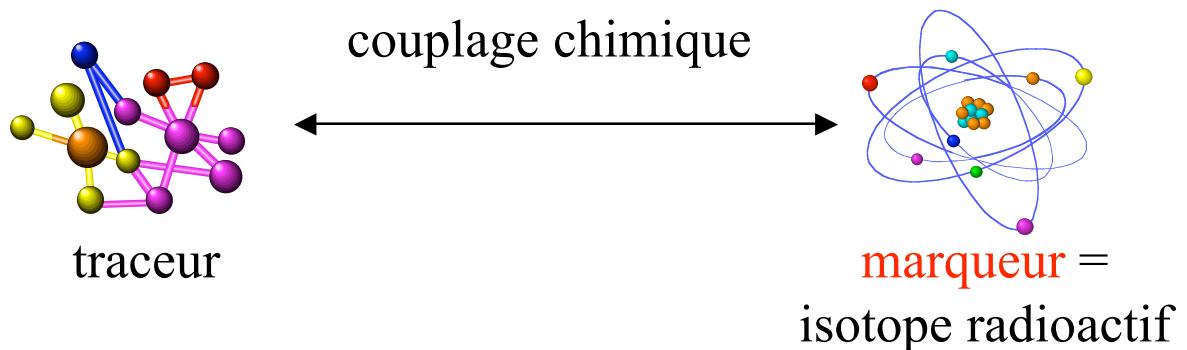
Types de radiotraceurs

- Substance endogène marquée
 - e.g., eau marquée
- Analogue d'une substance endogène
 - e.g., analogue du glucose
- Molécule présentant une affinité pour un récepteur
 - e.g., système de neurotransmission

Exemples de traceurs : molécule, anticorps, hormone, peptide, groupe de molécules (e.g., médicament), cellules (e.g., globules rouges), neurotransmetteurs



Radiotracer : contraintes physiques (1)



Rayonnement alpha



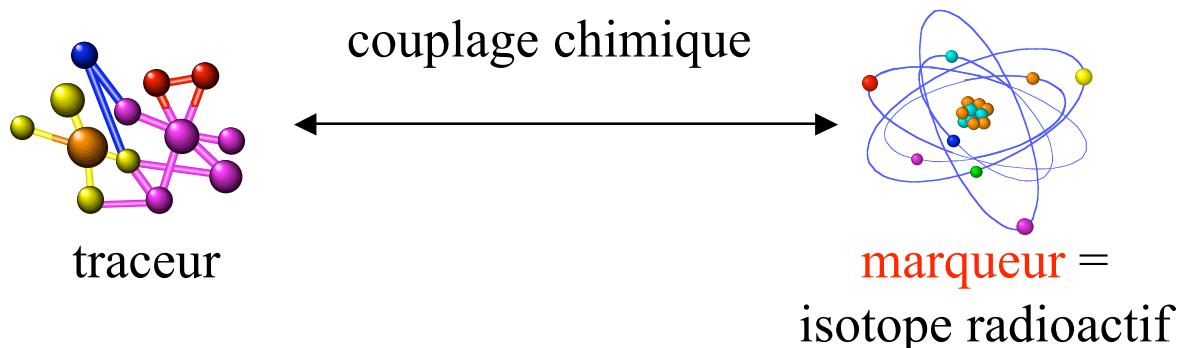
Rayonnement beta



Rayonnement gamma

- Le rayonnement émis par l’isotope doit être détectable
- L’émission de particules d’intérêt ne doit pas être accompagnée d’émissions de radiations nocives

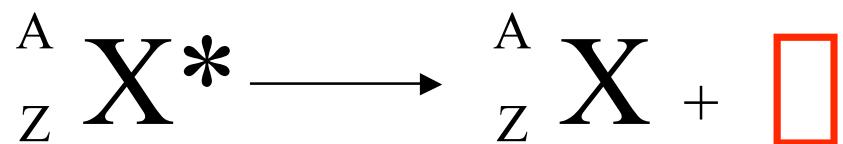
Radiotracer : contraintes physiques (2)



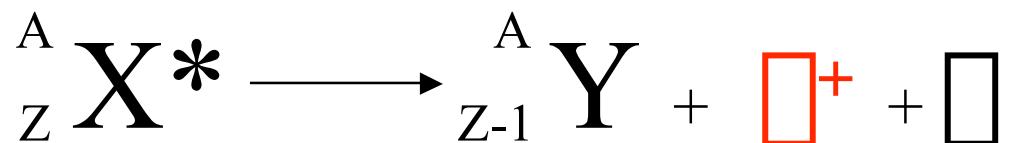
- - particules alpha : très ionisantes, peu pénétrantes : parcours trop faible dans les tissus
⇒ non adaptés à une détection externe
- - électrons : ionisants, libre parcours moyen très faible dans les tissus
⇒ utilisés uniquement en radiothérapie pour détruire des cellules
- - photons gamma, résultant de :
 - désexcitation d'un noyau instable
 - annihilation de positons
⇒ pénétrants donc adaptés à une détection externe

Obtention de photons gamma

- Emetteurs de photons gamma

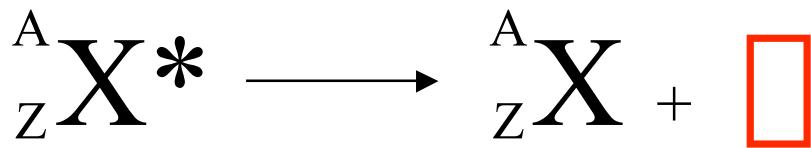


- Emetteurs de positons

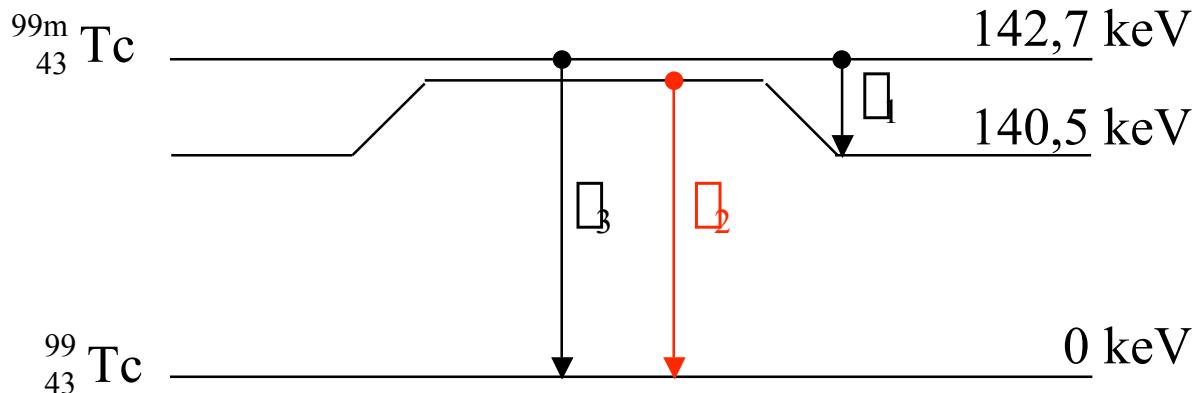


Emetteurs de photons gamma

- Emission d'un photon lors du retour d'un noyau de l'état excité à l'état stable

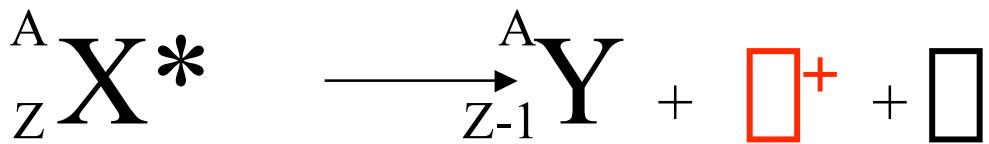


- rayonnement pas directement ionisant
 - spectre de raies : photons émis à des énergies bien déterminées
- ⇒ radioisotope caractérisé par ses énergies d'émission



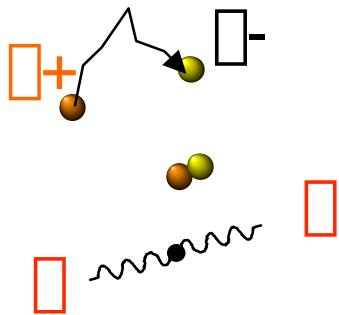
Emetteurs de positons

- Emission d'un positon par transformation d'un proton en un neutron et un positon, avec émission d'un neutrino



- spectre d'émission continu : énergie cinétique du positon comprise entre 0 et E_{\max}

- Annihilation du positon avec un électron du milieu



⇒ émission de deux photons de 511 keV à ~
 $180^\circ \pm 0.2^\circ$

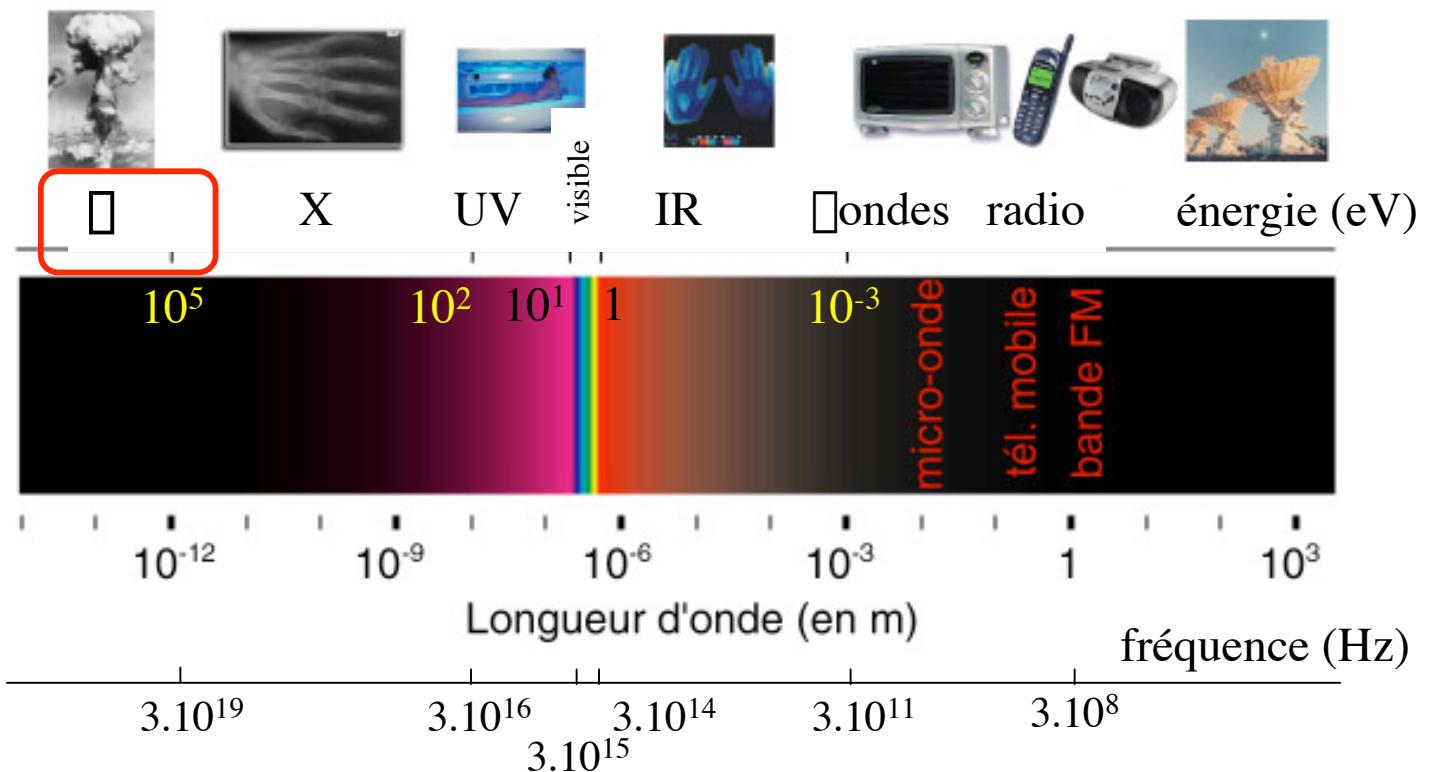
- lieux d'émission et d'annihilation non confondus, distant en moyenne d'une quantité dépendant de E_{\max}

⇒ facteur limitant la résolution spatiale intrinsèque de la technique

Radiotraceur : contraintes physiques (3)

- Energie du rayonnement émis
 - suffisamment élevée pour que les photons s'échappent de l'organisme
 - pas trop élevée pour que les photons puissent être détectés

⇒ entre 70 et 511 keV



Radiotracer : contraintes physiques (3)

- Période physique T du radioisotope
 - durée à l'issue de laquelle la quantité d'isotope est divisée par 2

$$N = N_0 \exp(-\frac{t}{T}) \quad \text{et} \quad T = \ln 2 / \lambda$$

- suffisamment grande pour avoir le temps de suivre le processus d'intérêt
- suffisamment courte pour éviter les irradiations inutiles

⇒ entre 2 minutes et plusieurs heures

- Période biologique T_{biol} du radioisotope : durée à l'issue de laquelle la quantité d'isotope présent dans l'organisme est divisée par 2
- Période effective : durée à l'issue de laquelle l'activité dans l'organisme est divisée par 2, par l'effet de la décroissance radioactive et de l'élimination biologique

$$T_{eff} = T \cdot T_{biol} / (T + T_{biol})$$

Emetteurs de photons □ les plus courants

Isotope	Energie (keV)	Période T (heures)
Technétium 99m : Tc99m	140	6
	<i>découvert en 1960, à l'origine du développement de l'imagerie nucléaire</i>	
Iode 123 : I123	159	13
	285	
Thallium 201 : Tl201	71	73
Indium 111 : In111	171	67
	245	
Gallium 67 : Ga67	93,5	78
	184,5	
	300	

Emetteurs de positons β^+ les plus courants

Isotope	E_{\max} (keV)	Parcours moyen dans l'eau (mm)	Période T (minutes)
Oxygène 15 : O15	1723	2,7	2
Azote 13 : N13	1190	1,5	10
Carbone 11 : C11	981	1,1	20
Fluor 18 : F18	635	0,6	110
Brome 76 : Br76	3440	5,0	960
Gallium 68 : Ga68	1899	3,1	68
Rubidium 82 : Rb82	3350		1,3

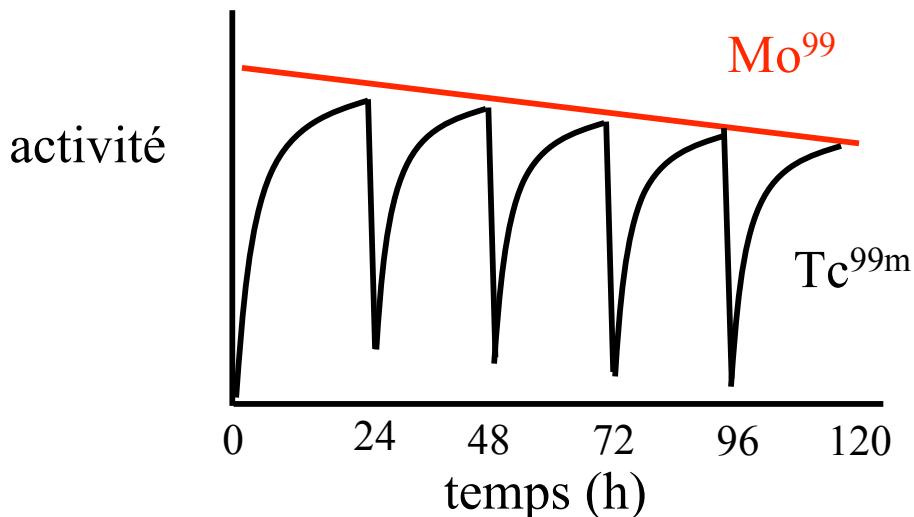
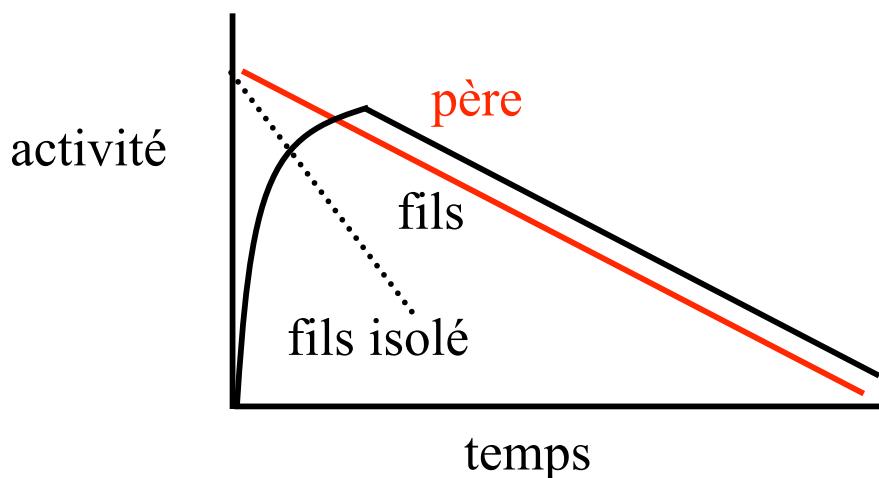
⇒ photons γ de 511 keV

Production des radioisotopes

- Générateur de radioisotopes
 - séparation chimique du radionucléide fils et du père
 - techniques de chromatographie
 - Tc99m, **Ga68**
- Bombardement avec des particules chargées
 - accélérateur linéaire ou cyclotron
 - **C11, N13, O15, F18, Ga67, In111, I123, Tl201**
- Fission nucléaire
 - réacteur nucléaire
 - Mo99, I131, Cs137
- Capture de neutrons
 - réacteur nucléaire
 - Mo99, I131

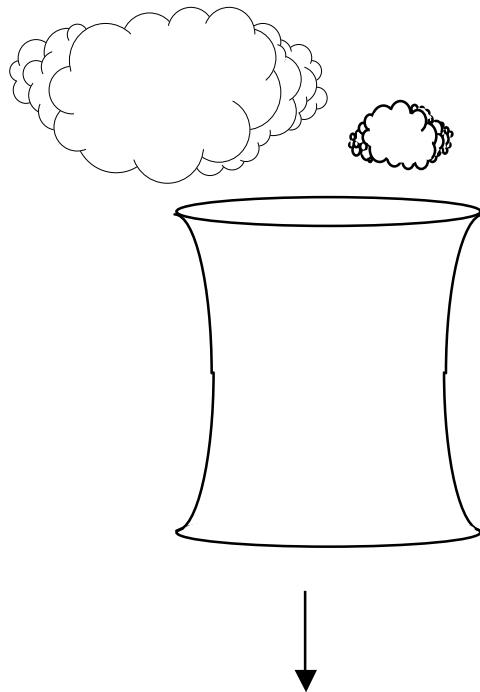
Générateurs : production du Tc99m

- Période du père finie mais plus longue (environ 10 fois) que la période de l'élément fils : la période apparente du fils = la période physique du père (équilibre transient)

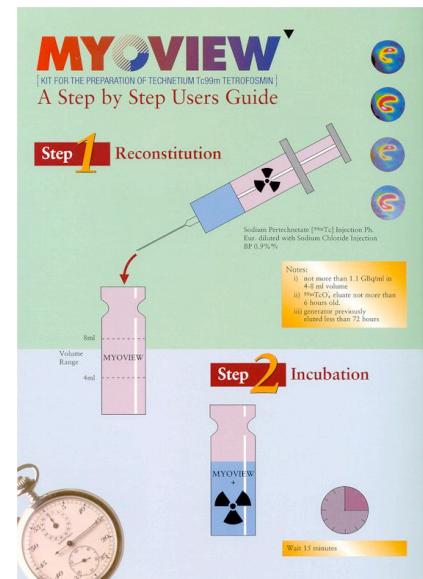
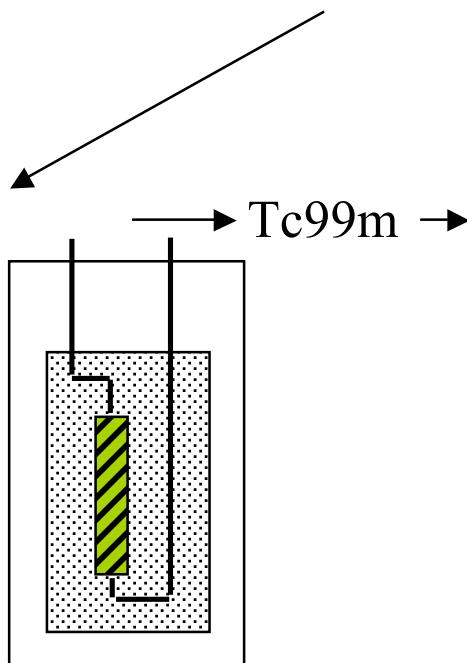


- Fils présentant les propriétés adaptées pour être marqueur
- Père et fils présentant des différences chimiques permettant une séparation aisée

Générateurs : production du Tc99m

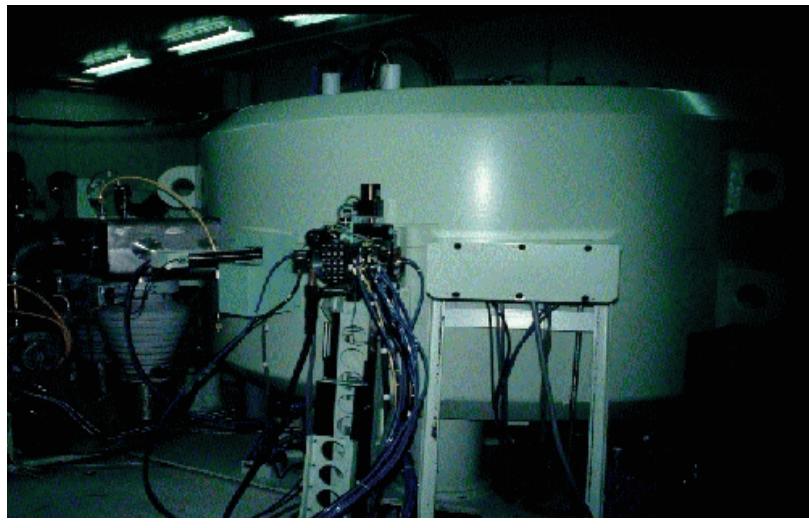


fission de l'U²³⁵ → molybdène 99 : Mo99 (T=67h)



colonne d'alumine de $^{99}\text{MoO}_4^{2-}$
séparation des ions TcO_4^- et $^{99}\text{MoO}_4^{2-}$

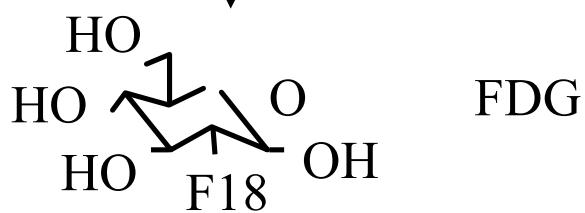
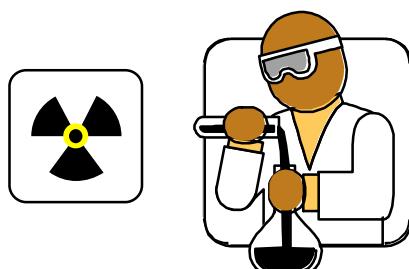
Production des émetteurs de positons β^+



Bombardement de noyaux stables par des
protons ou des deutérons

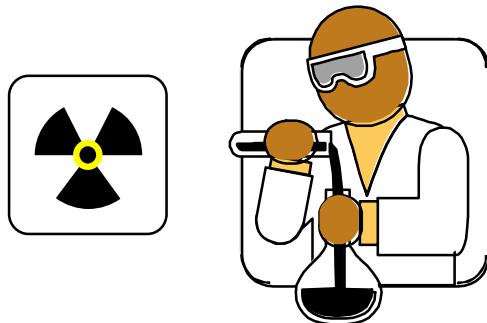


émetteur de positons

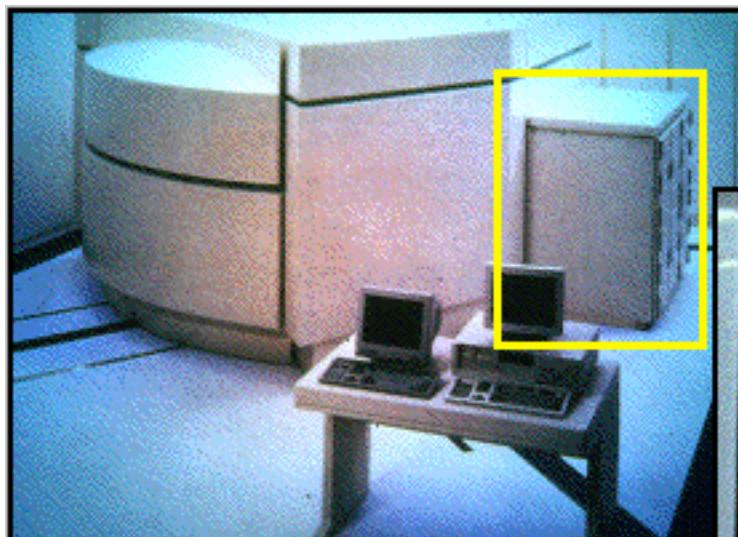


Synthèse du radiotraceur émetteur de positons β^+

- Complexe et délicate : laboratoire de radiochimie



- Développement de systèmes de synthèse automatique

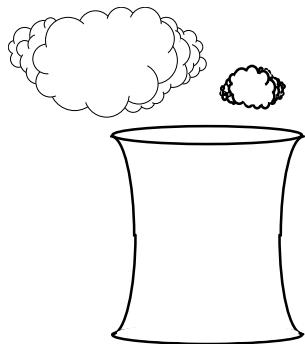


cyclotron



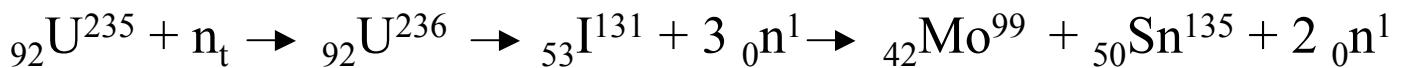
biosynthétiseur

Réacteurs nucléaires



- Fission nucléaire

- irradiation de noyaux lourds ($Z > 92$)
- production de nombreux radionuclides à la fois



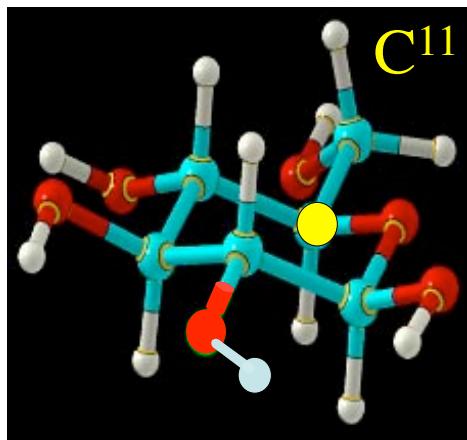
- Capture de neutrons

- obtention d'isotopes d'un élément



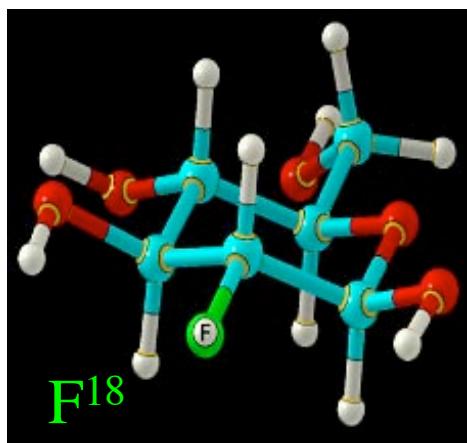
Techniques de marquage (1)

- Petites molécules
 - marquage par substitution



mêmes propriétés biologiques que le composé non marqué
même distribution dans l'organisme
même métabolisme

- création d'analogues



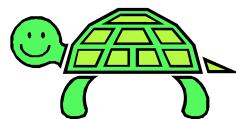
possibilité de modifier les propriétés biologiques de la molécule (métabolisme, clairance, fixation)

Techniques de marquage (2)

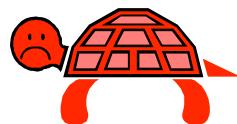
- Grosses biomolécules (anticorps, peptides, protéines)
 - le marqueur peut être situé loin du site biologiquement actif de la molécule
 - le marquage a un impact minimal sur les propriétés biologiques de la molécule



Avantages et inconvénients des radiotraceurs



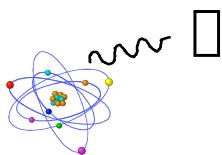
- Grande sensibilité : concentration nanomolaire ou picomolaire
- Isotopes d'éléments naturellement présents dans l'organisme (C, O, H), d'où possibilité de marquage sans altérer les propriétés biochimiques de molécules



- Radiations ionisantes
- Aucun contrôle de l'activité du radiotracer non fixé à sa cible : bruit de fond

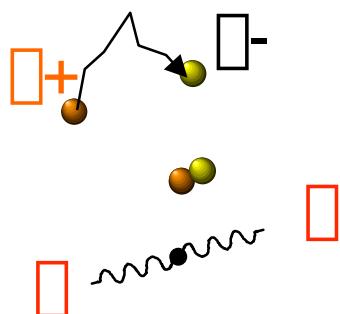
Type d'émetteurs et techniques d'imagerie

- Emetteurs de photons γ



- ⇒ scintigraphie planaire : imagerie 2D
- ⇒ tomographie d'émission monophotonique
SPECT (Single Photon Computed Emission Tomography) : imagerie 3D

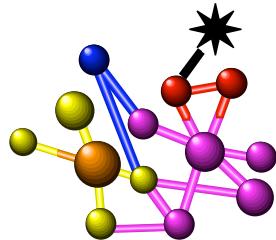
- Emetteurs de positons γ^+



- ⇒ tomographie par émission de positons PET
(Positron Emission Tomography)

Les pierres d'angle de l'imagerie nucléaire

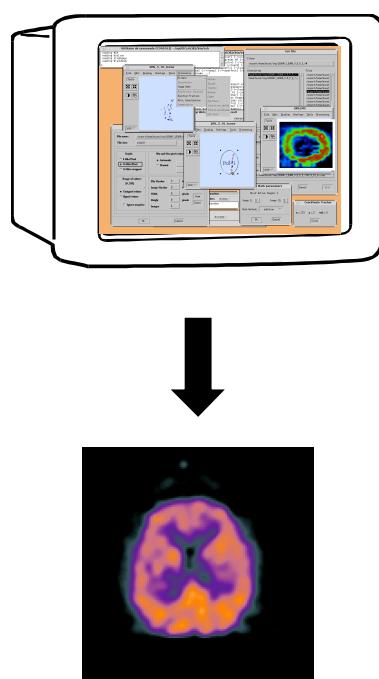
- 1. Radiotraceur



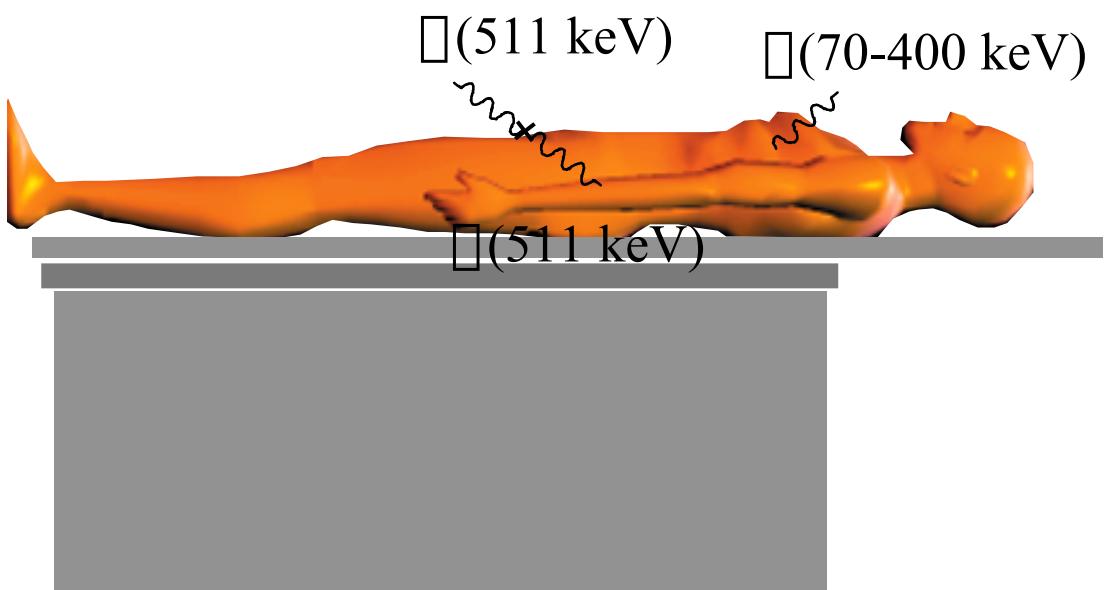
- 2. Détecteur



- 3. Traitement de l'information

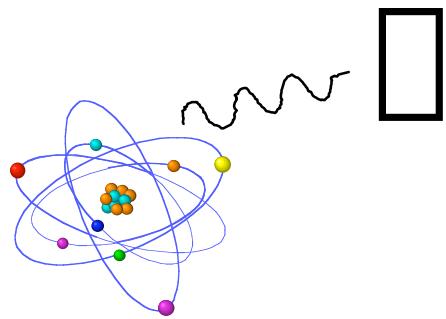


Problématique de détection



Détection monophotonique

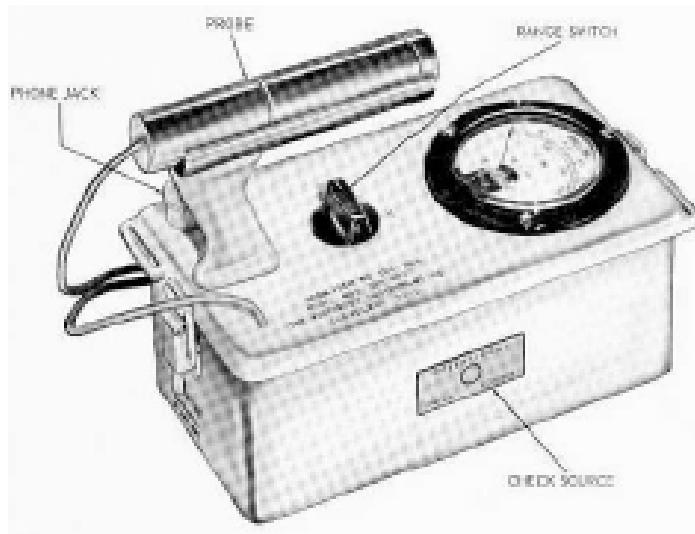
- DéTECTEURS pour l'imagerie des émetteurs de photons ↗



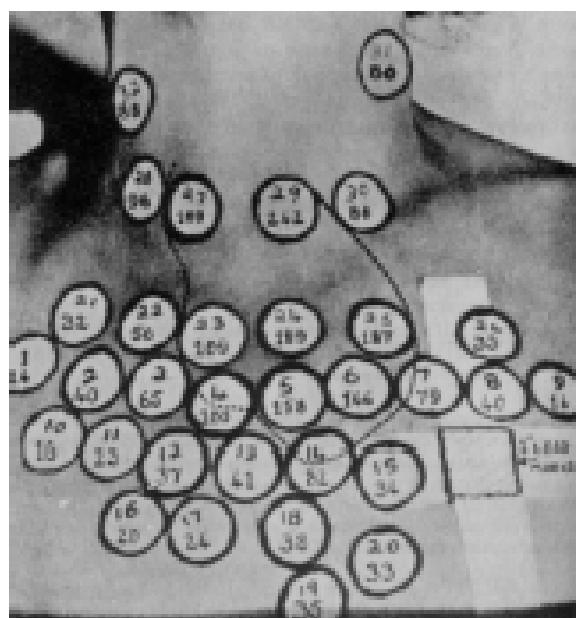
- ⇒ scintigraphie planaire : imagerie 2D
- ⇒ tomographie d'émission monophotonique
SPECT (Single Photon Computed Emission Tomography) : imagerie 3D

1948 : comptage du rayonnement ☒ point par point

- Utilisation d'un compteur Geiger-Müller



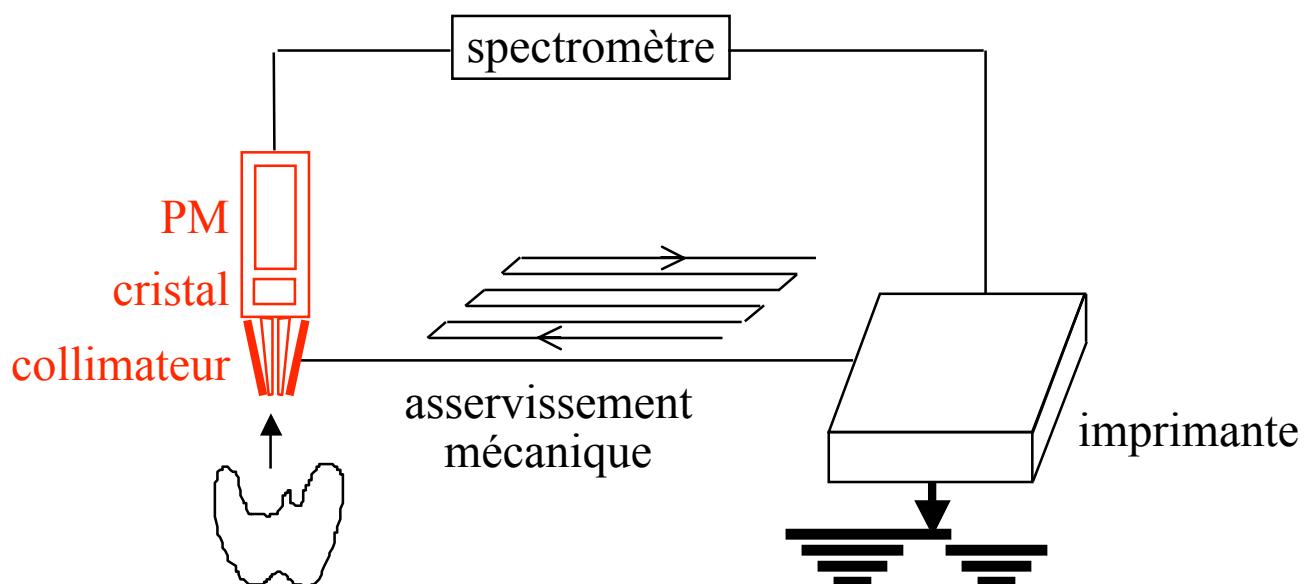
- Mesure de l'activité en chaque point
⇒ « image » de l'émission de photons ☒



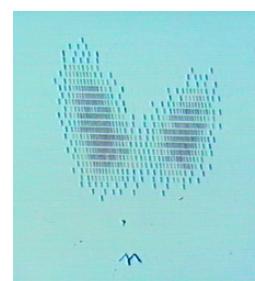
1951 : scintigraphe à balayage



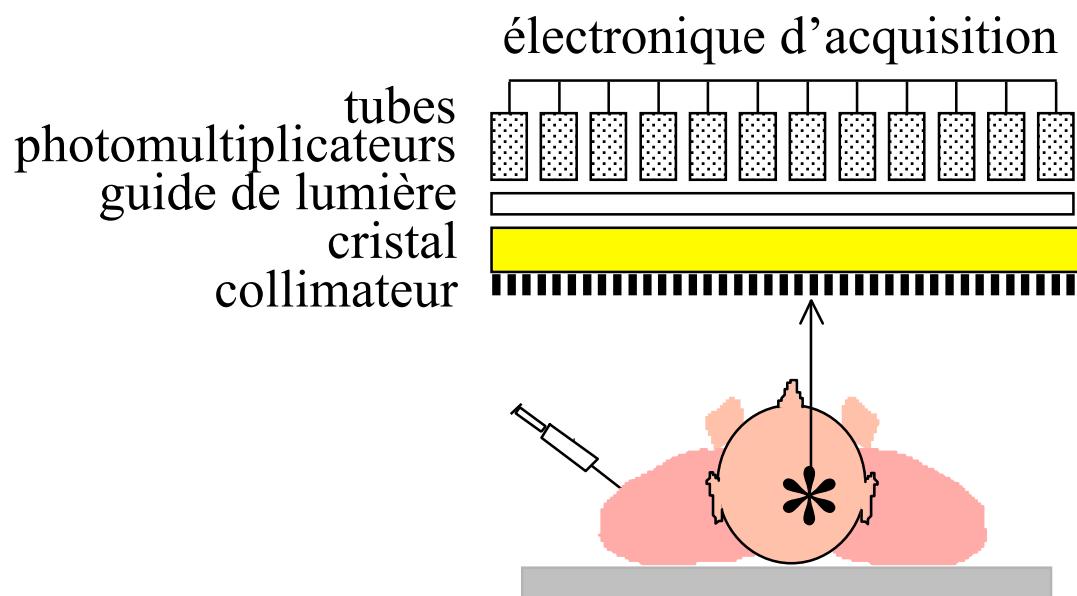
- DéTECTEUR à scintillations



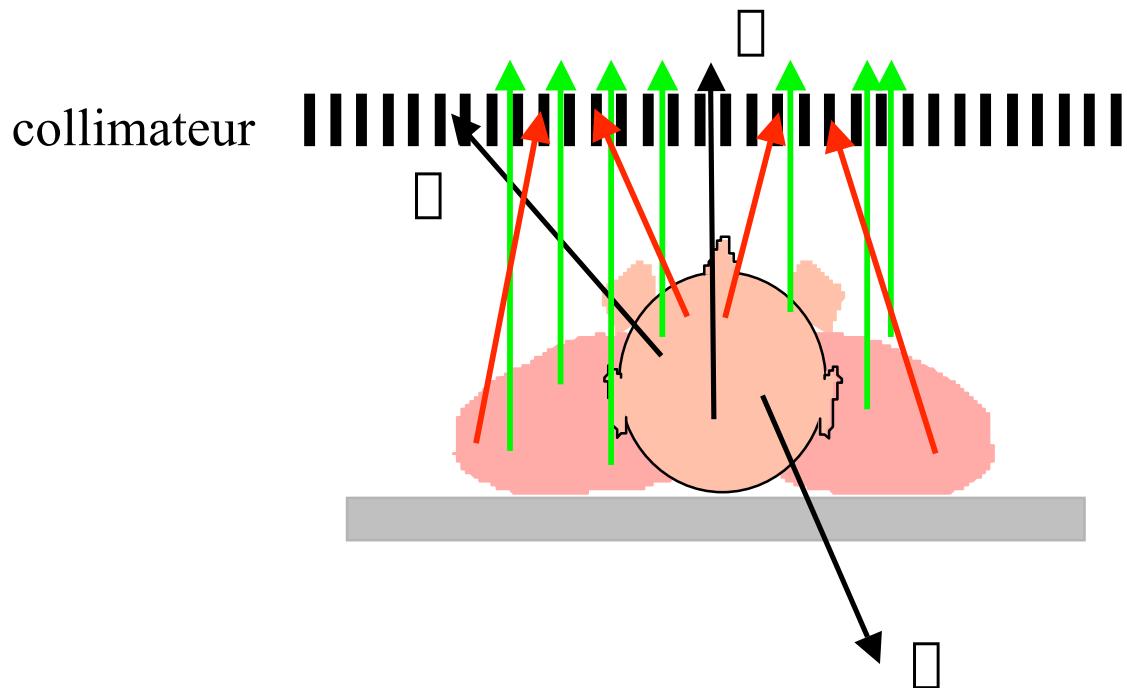
⇒ scintigraphie



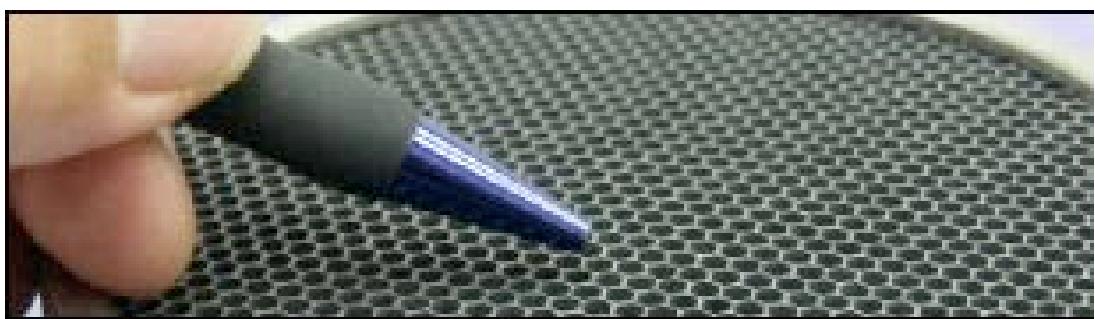
1958 : gamma caméra de Anger



Le collimateur (1)



- ⇒ sélectionne la direction des photons incidents pour établir une correspondance entre lieu d'émission et lieu de détection



Le collimateur (2)

- Différentes géométries de collimation :
 - à canaux parallèles
 - en éventail (fan-beam)
 - coniques (cone-beam)
- Section des canaux circulaire, carré ou **hexagonale**
- 2 techniques principales de manufacture :
 - **moulage** (“cast”) : meilleure régularité
 - collage de feuilles pliées (“foil”)
- Caractérisés par leur résolution spatiale et leur efficacité géométrique

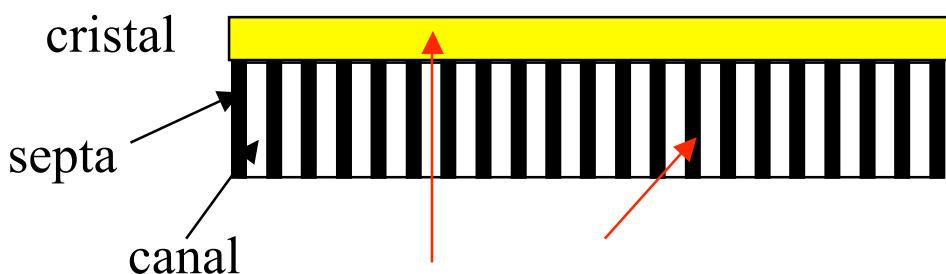
Exemple :

collimateur parallèle haute résolution basse énergie

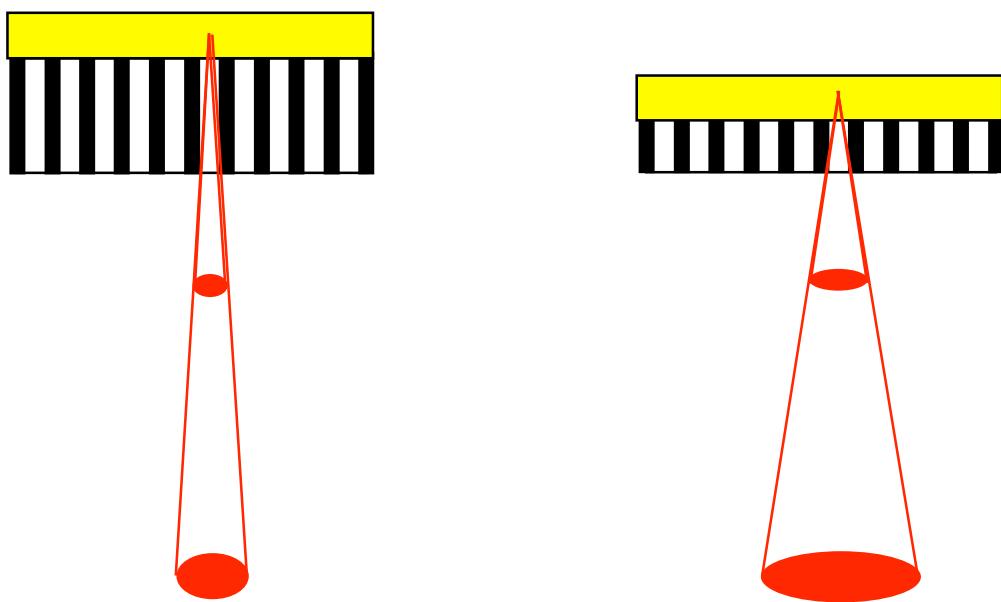
- trous : 1,2 mm de diamètre
- plus de 5000 trous
- épaisseur des septa : 0,203 mm
- épaisseur du collimateur : 27 mm

Collimateurs à canaux parallèles

- Acceptation des seuls photons arrivant avec une direction perpendiculaire à la surface du collimateur

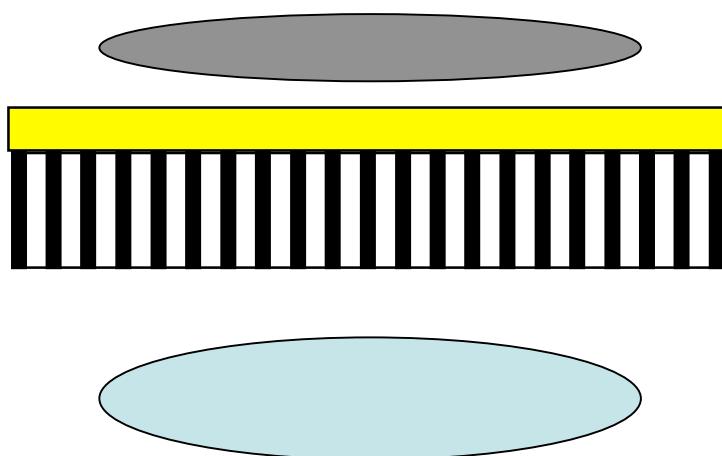


- ⇒ dégradation de la résolution spatiale proportionnellement à la distance
- ⇒ plus longs sont les canaux, moins rapide est la dégradation



Collimateurs à canaux parallèles

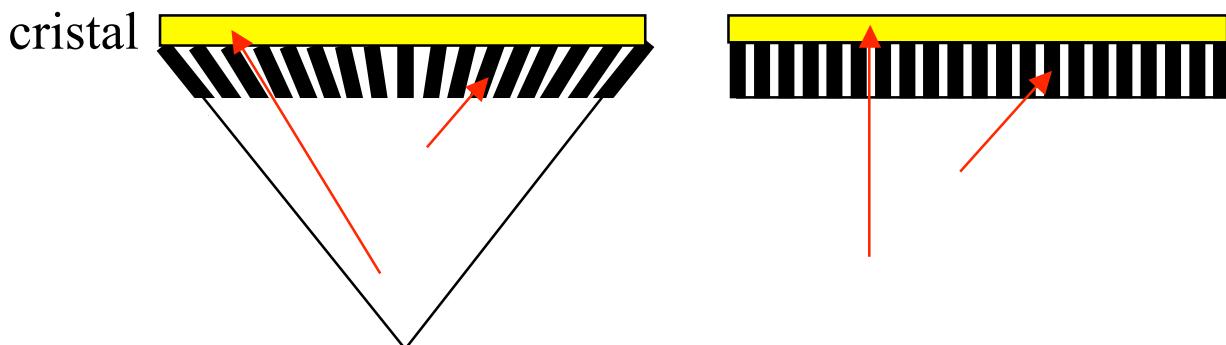
- Acceptation des seuls photons arrivant avec une direction perpendiculaire à la surface du collimateur
 - ⇒ efficacité géométrique (nb de photons détectés pour une source d'activité connue) constante quelle que soit la distance
 - ⇒ efficacité géométrique meilleure si canaux plus courts ou septa moins épais ou trous plus grands
 - ⇒ exploration d'organes de la taille du cristal de la caméra
 - ⇒ 1 photon sur 10000 environ franchit le collimateur



Collimateurs en éventail (fan-beam)

- Collimation :

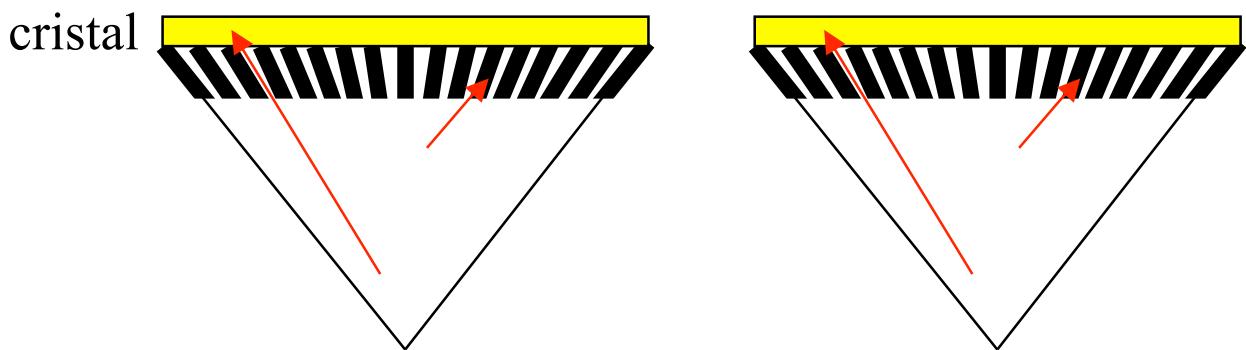
- convergente dans une direction
- parallèle dans la direction perpendiculaire



- ⇒ agrandissement dans une direction
- ⇒ champ de vue réduit dans une direction
- ⇒ augmentation de l'efficacité géométrique avec la distance
- ⇒ résolution spatiale améliorée dans la direction de convergence par rapport à un collimateur parallèle
- ⇒ dégradation de la résolution spatiale avec la distance, moins rapide qu'avec un collimateur parallèle
- ⇒ adapté aux organes de petites tailles (cerveau) sinon troncature
- ⇒ amélioration de l'efficacité d'un facteur 1,5 environ par rapport à un collimateur parallèle en imagerie cérébrale

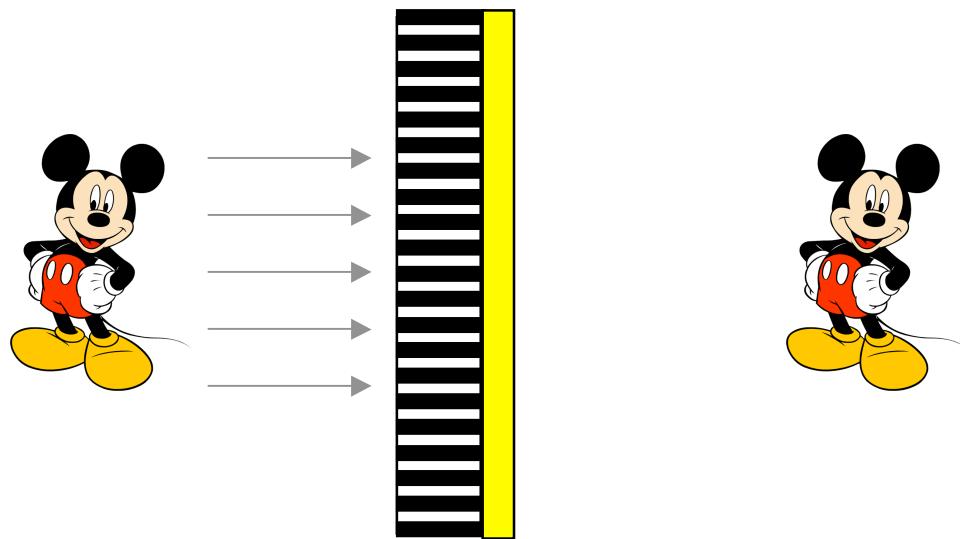
Collimateurs coniques (cone-beam)

- Collimation :
 - convergente vers un même point dans les deux directions



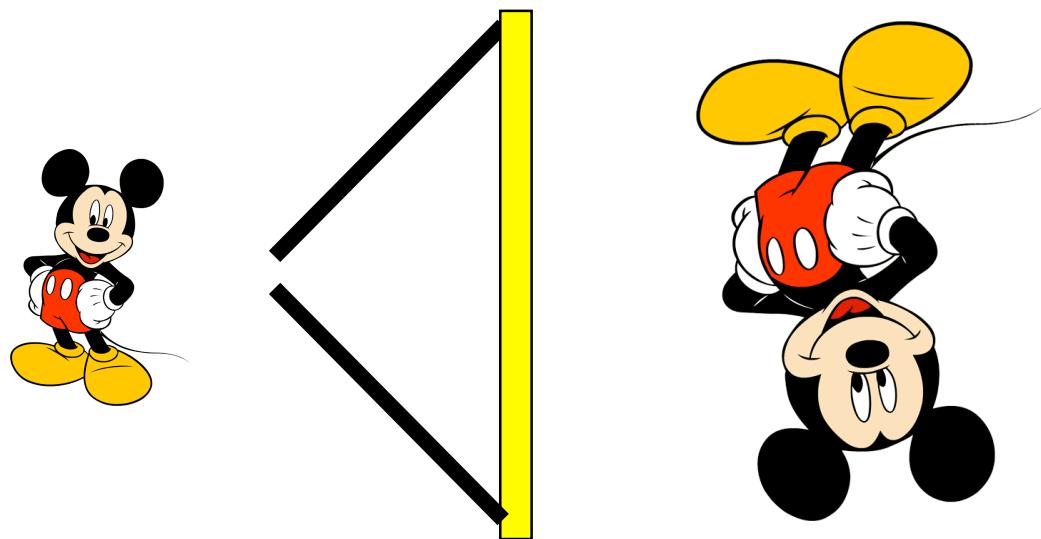
- ⇒ agrandissement dans les deux directions
- ⇒ champ de vue réduit dans les deux directions
- ⇒ efficacité géométrique variable avec la position
- ⇒ résolution spatiale améliorée par rapport à un collimateur parallèle
- ⇒ adapté aux organes de petites tailles (cerveau, thyroïde) sinon troncature
- ⇒ permet d'améliorer l'efficacité d'un facteur 3 environ par rapport à un collimateur parallèle en imagerie cérébrale

Collimateurs parallèle vs pinhole



taille image = taille objet

résolution spatiale et sensibilité déterminées par les paramètres
pas de très haute résolution possible



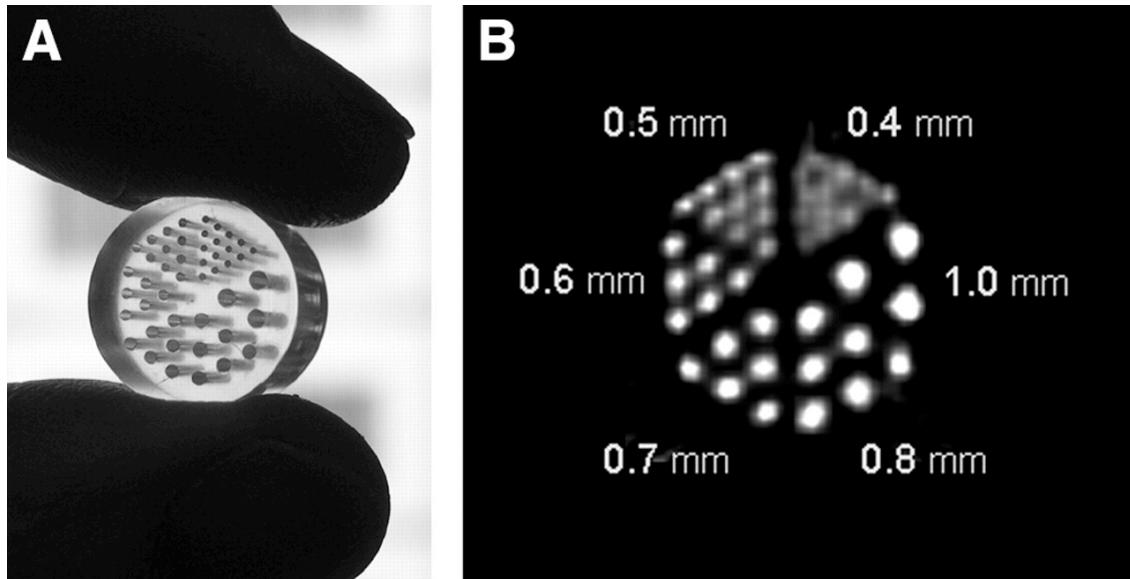
grossissement

résolution spatiale et sensibilité déterminées par la taille du trou
très haute résolution possible

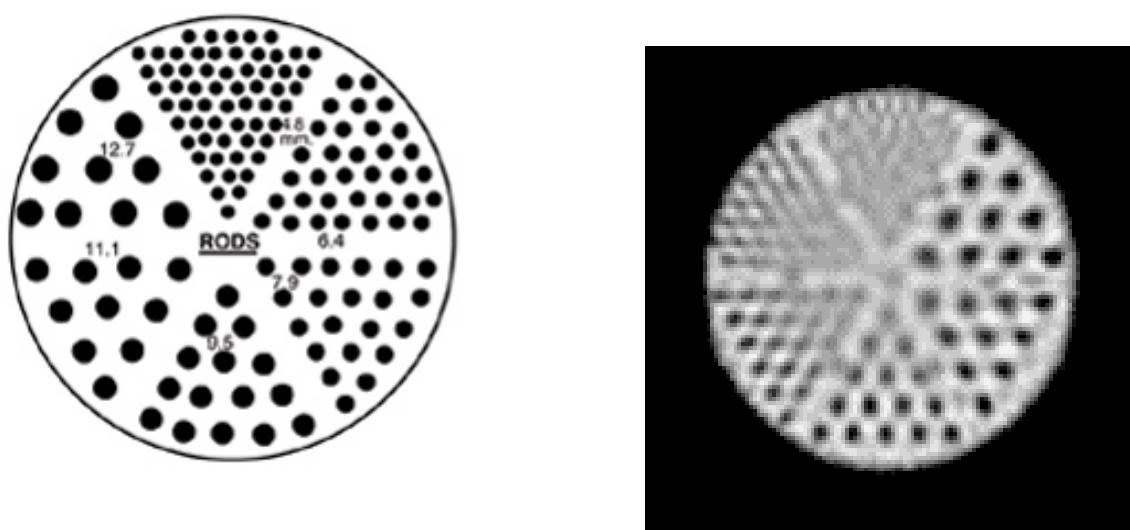
Caractéristiques importantes des collimateurs

- Géométrie de collimation
 - canaux parallèles
 - en éventail
 - conique
- Longueur des canaux
 - ⇒ élevée = forte collimation mais plus faible sensibilité
 - ⇒ plus élevée pour les collimateurs “haute énergie”
- Epaisseur des septas
 - ⇒ grande pour rayonnements haute énergie
 - ⇒ ~ 1,9 mm pour haute énergie (>300 keV)
 - ~ 0,4 mm pour basse énergie (~ 140 keV)
- Taille des trous (diamètre)
 - ⇒ résolution spatiale augmentée si trous petits mais efficacité de détection diminuée
 - ⇒ ~ 1,9 mm pour haute résolution
 - ~ 2,6 mm pour usages multiples
- Nombre de canaux (collimateurs parallèles)
 - ~ 5000 à plusieurs dizaines de milliers

Rôle critique du collimateur sur la résolution spatiale

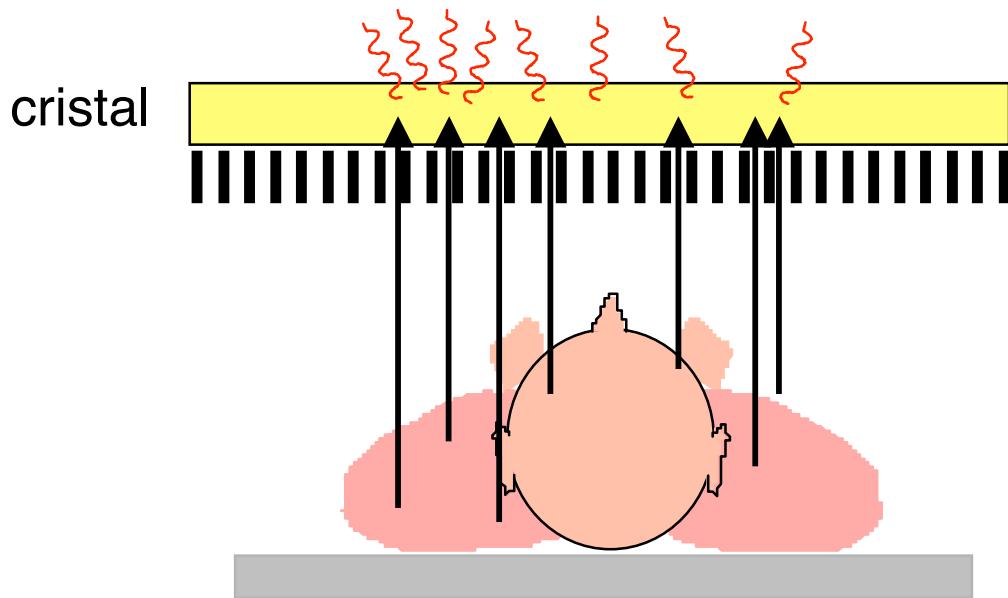


Beekman et al J Nucl Med 2005

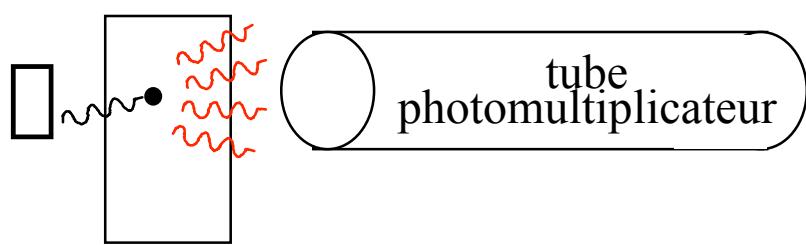


Caméra conventionnelle

Le cristal scintillant : principe



- Stoppe les photons émis du radiotraceur
- Convertit l'énergie des photons en photons visibles ou UV, auxquels des tubes photomultiplicateurs sont sensibles

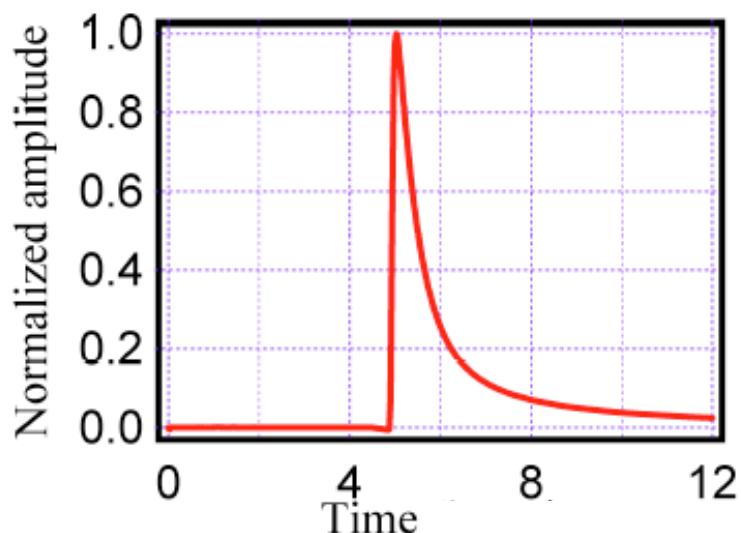


- ⇒ imagerie **SCINTIGRAPHIQUE** !
- ⇒ gamma caméra = caméra à scintillations

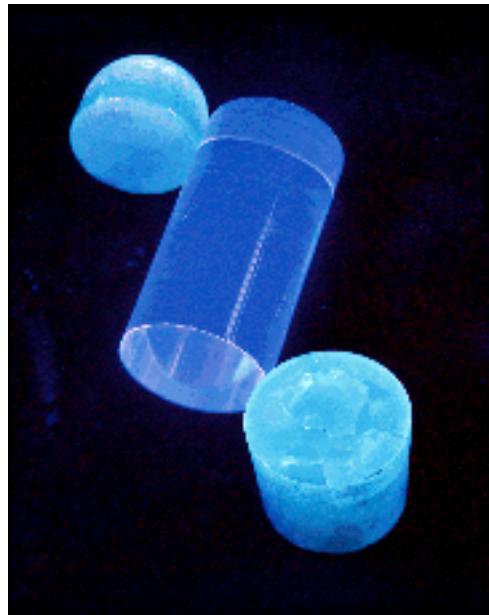
Caractéristiques du cristal idéal (1)



- Densité et coefficient d'atténuation linéaire élevés
 - ⇒ maximisation de la probabilité d'interaction des photons incidents
 - ⇒ favorise l'efficacité de détection
- Décroissance rapide de la scintillation
 - ⇒ minimisation des temps morts (taux de comptage rapide)
 - ⇒ minimisation des empilements
e.g., 230 ns => 2000 cps/PM



Caractéristiques du cristal idéal (2)



- Bon rendement lumineux : photons / keV
 - ⇒ minimisation des fluctuations statistiques
 - ⇒ bonne résolution en énergie
 - e.g., 6000 photons de 3 eV (430 nm) pour 140 keV déposé
- Non hygroscopique (non absorbeur d'humidité)
 - ⇒ simplification de leur isolement

Caractéristiques des principaux cristaux

NaI(Tl) : iodure de sodium activé au Tl201, 1948

BGO : germanate de bismuth, ~ 1970 GE

BaF₂ : fluorure de baryum

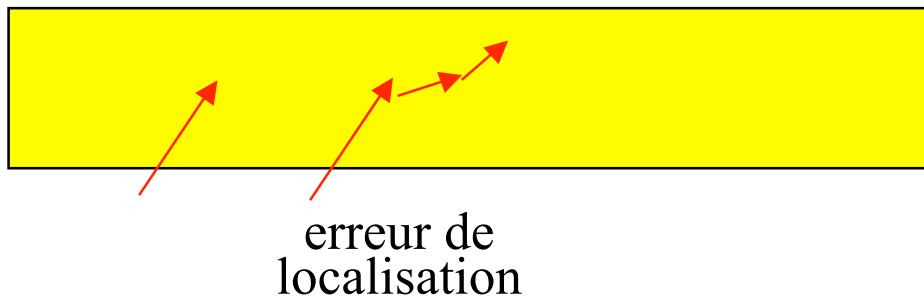
LSO : orthosilicate de lutétium, ~ 1999 Siemens

GSO : orthosilicate de gadolinium, ~1985 Philips

Cristal	NaI(Tl)	BGO	BaF ₂	LSO	GSO
Densité (g/cm ³)	3,7	7,1	4,9	7,4	6,7
Décroissance de la scintillation (ns)	230	300	0,8 et 630	40	60
Rendement lumineux (%)	100	22	5 et 21	75	30
Hygroscopique	oui	non	non	non	non
Utilisation	<200 keV (□)	511 keV (□+)	511 keV (□+) temps de vol	511 keV (□+)	

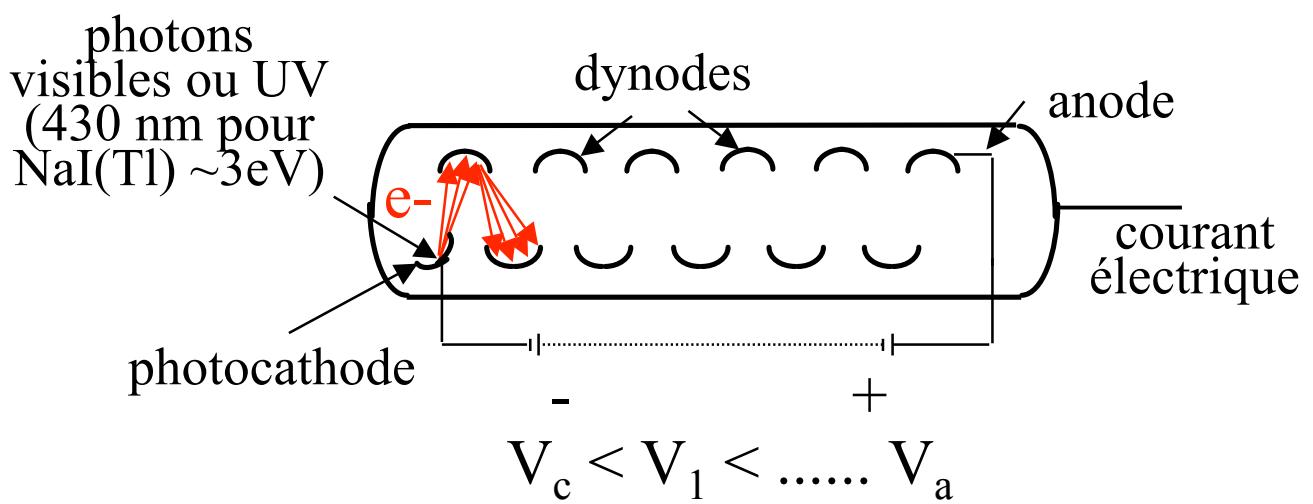
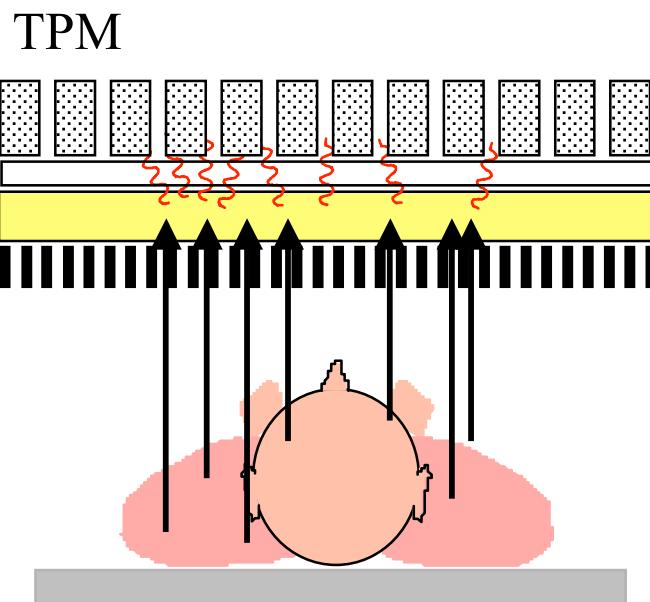
Epaisseur du cristal en imagerie monophotonique

- Premières gamma caméras
 - cristal de 12,5 mm d'épaisseur (1/2 pouce)
 - ⇒ favorise l'efficacité de détection



- Actuellement, pour imagerie ~140 keV (Tc99m)
 - cristaux de 6,25 mm (1/4 de pouce) ou 9,37 mm (3/8 de pouce) d'épaisseur
 - ⇒ plus de la moitié des photons absorbés dans le premier 1/4 de pouce
- A 140 keV, passage d'un cristal de 1/2 pouce à 1/4 de pouce :
 - ⇒ réduction de sensibilité de 6%
 - ⇒ gain en résolution spatiale de 20%
- A 70 keV (Tl201), passage d'un cristal de 1/2 pouce à 1/4 de pouce :
 - ⇒ réduction de sensibilité de 1%
 - ⇒ gain en résolution spatiale de 20%

Le réseau de tubes photomultiplicateurs



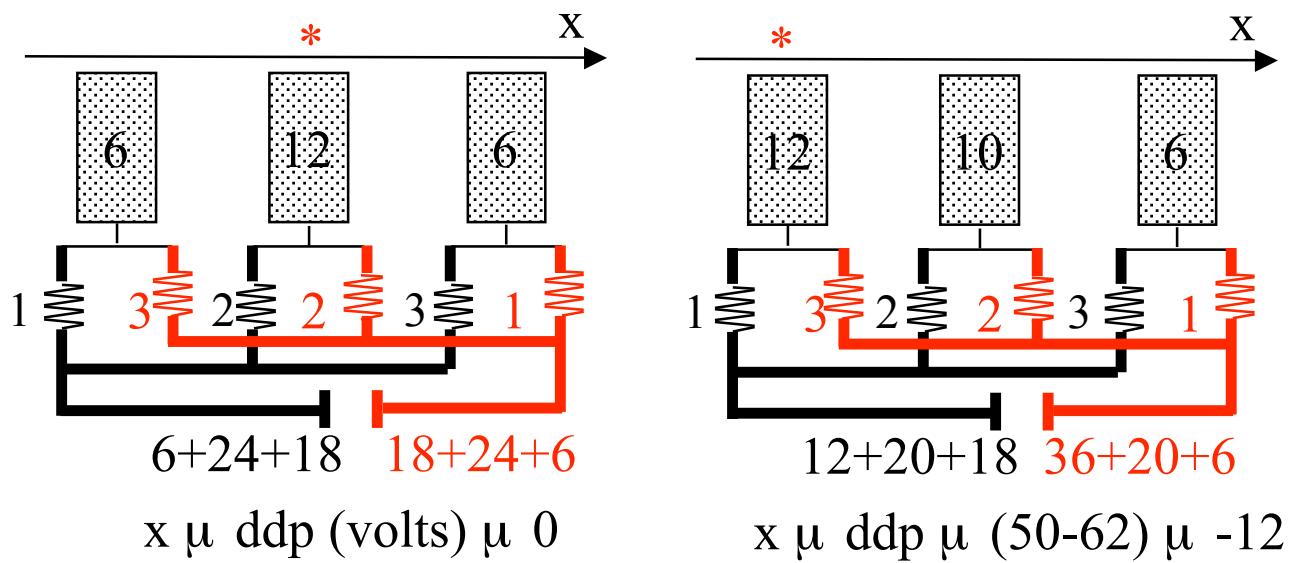
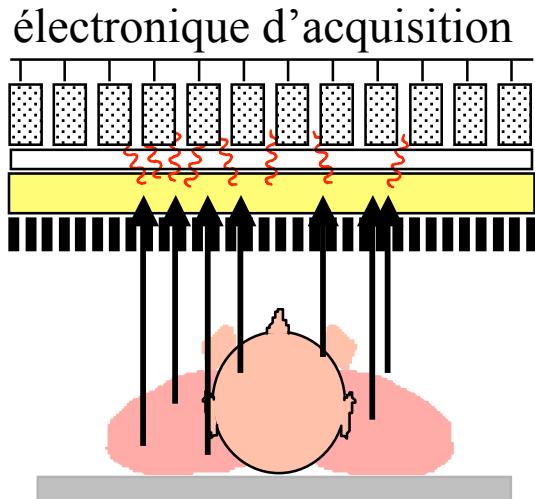
⇒ typiquement, une centaine de tubes photomultiplicateurs pour une caméra à champ rectangulaire

Le réseau de tubes photomultiplicateurs



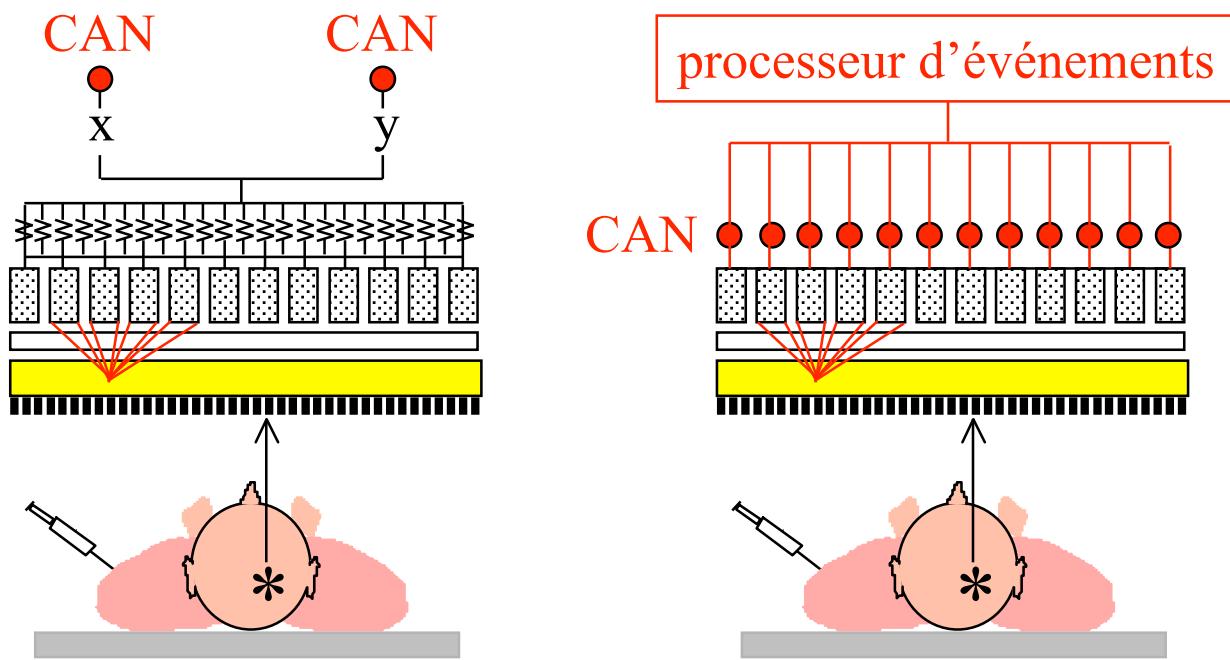
Facteur d'amplification des TPM : jusqu'à 10^6

Le circuit de positionnement analogique



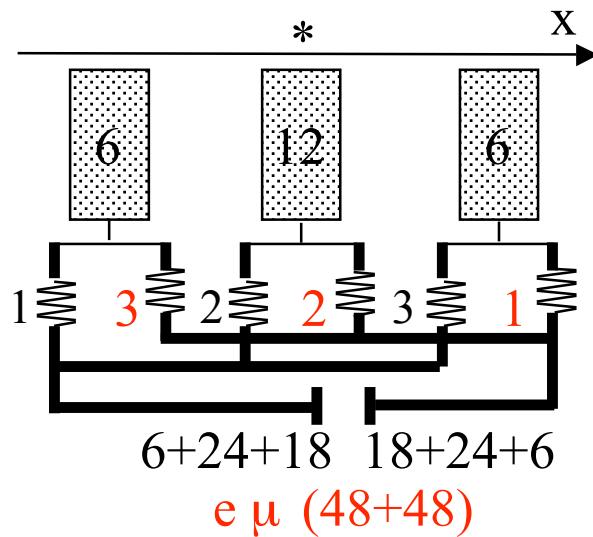
- ⇒ localisation continue sur tout le cristal
- ⇒ même principe en x et y

Le circuit de positionnement numérique

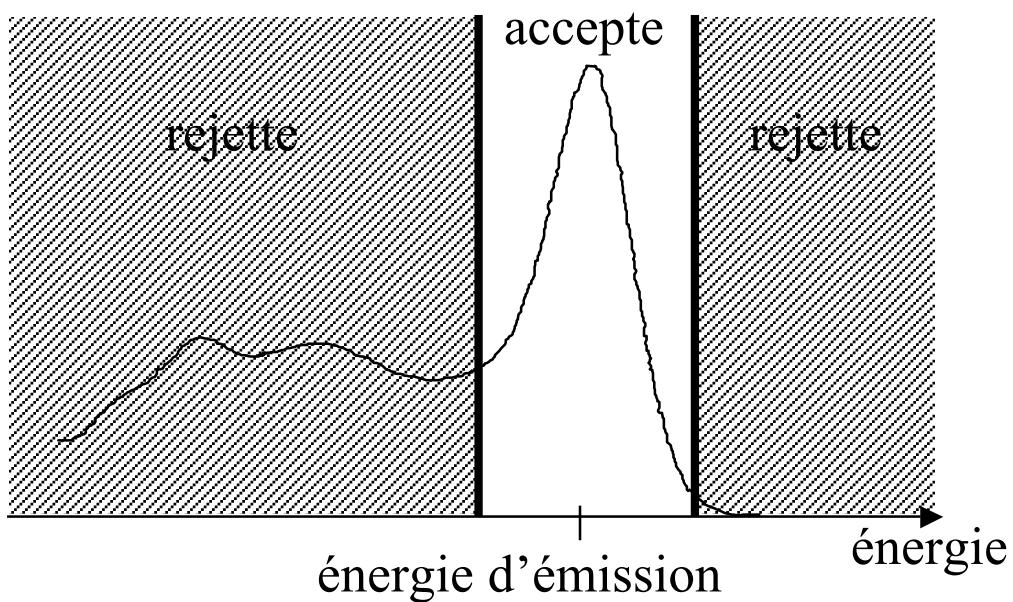


- Caméras analogiques : position déterminée à partir des signaux détectés par tous les tubes photomultiplicateurs
- Caméras numériques : signal de chaque tube photomultiplicateur numérisé individuellement : un convertisseur analogique / numérique (CAN) associé à chaque tube
 - ⇒ résolution spatiale moins dépendante de l'énergie
 - ⇒ réduction des effets de bords
 - ⇒ réduction des phénomènes d'empilement et amélioration des capacités de comptage

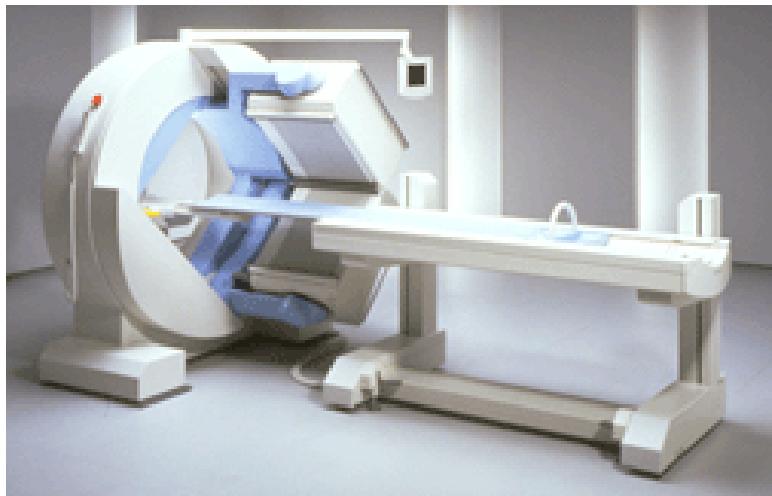
La spectrométrie en imagerie monophotonique



- Tri des impulsions en fonction de leur énergie
 - ⇒ conserve les photons détectés à une énergie proche de leur énergie d'émission
 - ⇒ rejette les photons détectés à une énergie sensiblement inférieure à leur énergie d'émission



Caractéristiques des gamma caméras



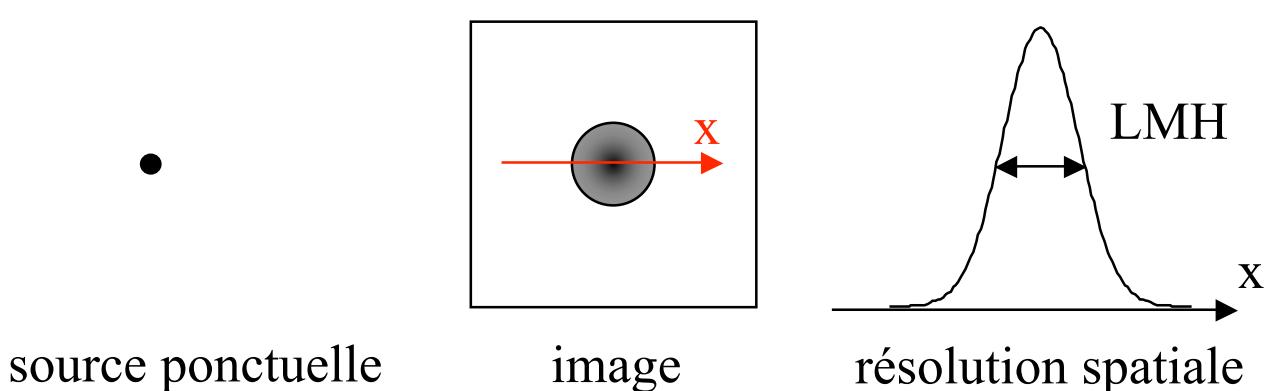
- Résolution spatiale
- Résolution en énergie
- Linéarité géométrique
- Uniformité de la réponse
- Taux de comptage

Dépendent de :

- ⇒ collimateur
- ⇒ nombre de tubes photomultiplicateurs
- ⇒ performances des tubes photomultiplicateurs
- ⇒ nature et épaisseur du cristal
- ⇒ électronique de traitement du signal

Résolution spatiale

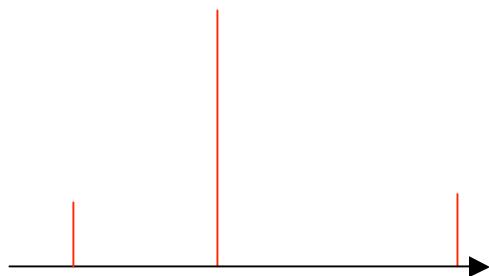
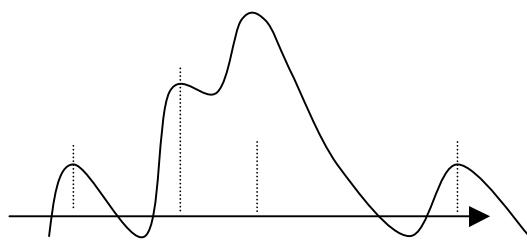
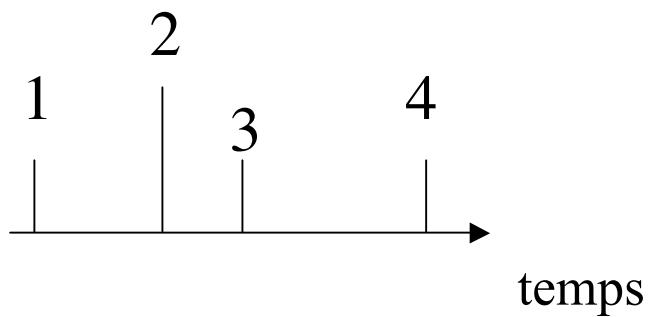
- Plus petite distance entre deux sources ponctuelles telles que celles-ci soient vues séparément
- Mesurée par la largeur à mi-hauteur (LMH) de la réponse à une source ponctuelle



- $R = \sqrt{R_i^2 + R_{\text{colli}}^2}$
 - $\Rightarrow R_i \sim 3 \text{ mm}, R_{\text{colli}} \sim 7 \text{ à } 13 \text{ mm à } 10 \text{ cm}$
 - \Rightarrow limitée par la résolution du collimateur
- D'autant meilleure que :
 - \Rightarrow le nombre de photoélectrons issus des tubes photomultiplicateurs est grand
 - \Rightarrow le cristal est mince
 - \Rightarrow les phénomènes d'empilement sont réduits
 - \Rightarrow les canaux du collimateur sont de faible diamètre
 - \Rightarrow les tubes photomultiplicateurs présentent des réponses homogènes

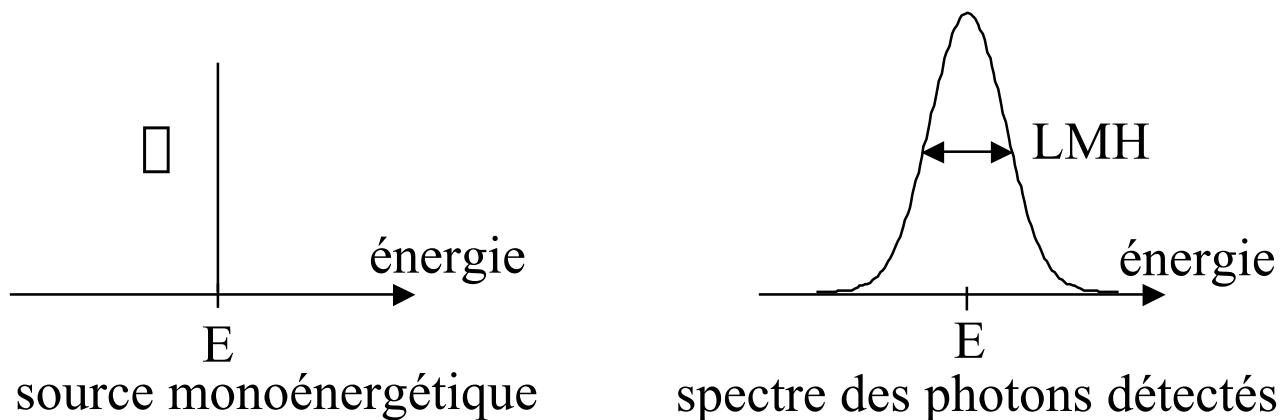
Phénomène d'empilement

- Détection de 2 événements à un intervalle de temps inférieur à la largeur de base des impulsions de l'amplificateur



Résolution en énergie

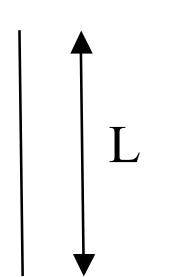
- Capacité de sélectionner précisément les photons en fonction de leur énergie
- Mesurée par le rapport de la largeur à mi-hauteur (LMH) de la réponse en énergie à la valeur moyenne de cette réponse = LMH/E (en pourcent)



- D'autant meilleure que :
 - ⇒ le nombre de photoélectrons issus des tubes photomultiplicateurs est grand (réduction des fluctuations statistiques)
 - ⇒ l'énergie du radioisotope est élevée
 - ⇒ les phénomènes d'empilement sont réduits
 - ⇒ les tubes photomultiplicateurs présentent des réponses homogènes

Linéarité géométrique

- Capacité de la caméra à déterminer précisément les coordonnées de l'interaction du photon gamma dans le cristal
- Mesurée par l'écart maximum entre l'image d'une source linéaire et la position réelle de la source linéaire, divisé par la longueur de la source linéaire (en pourcent)



source linéaire

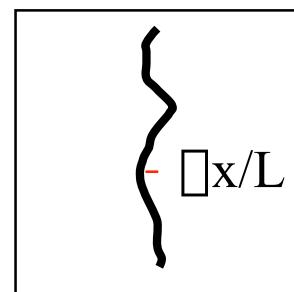
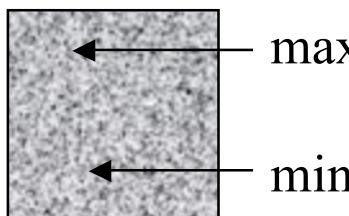


image résultante

- D'autant meilleure que :
 - ⇒ le nombre de tubes photomultiplicateurs est élevé
 - ⇒ la réponse des photocathodes des tubes photomultiplicateurs est homogène
 - ⇒ la correction de linéarité est efficace (compensation en temps réel des distorsions mesurées à partir de l'image d'un objet de référence)

Uniformité de la réponse de la caméra

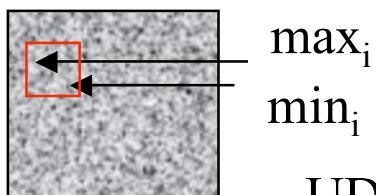
- Aptitude de la caméra à fournir une image homogène lorsqu'elle est soumise à un flux homogène de photons
- Uniformité intégrale (UI) mesurée par la variation maximale du nombre de coups par pixel dans toute l'image (en pourcent) obtenue à partir d'un flux homogène de photons



$$UI = 100(\max - \min) / (\max + \min)$$

- Uniformité différentielle (UD) mesurée par la variation maximum du nombre de coups par pixel dans des petites régions (en pourcent) sur l'image obtenue à partir d'un flux homogène de photons

position i de la région

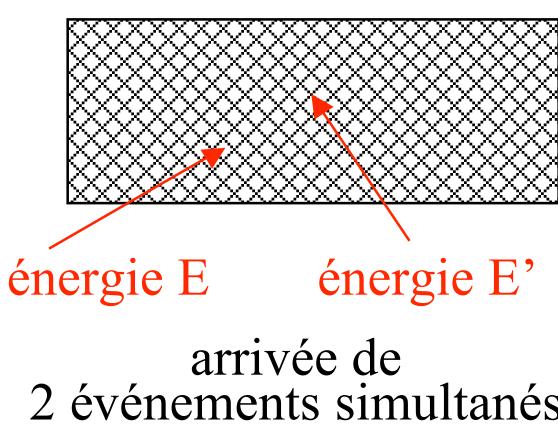


$$UD = \max_i [100(\max_i - \min_i) / (\max_i + \min_i)]$$

- D'autant meilleure que :
 - ⇒ les écarts de gains entre les TPM sont faibles
 - ⇒ la réponse des photocathodes des TPM est homogène
 - ⇒ la correction d'homogénéité en temps réel est efficace

Taux de comptage

- Capacité de détecter un grand nombre de photons par seconde en conservant la proportionnalité entre nombre de photons émis et nombre de photons détectés
- Mesurée par le taux de comptage maximum ou le taux de comptage avec X% de pertes par rapport au taux de comptage attendu
- D'autant meilleur que :
 - ⇒ que le temps mort est faible : temps pendant lequel la caméra est en train de traiter un événement et est indisponible pour en traiter un second
 - ⇒ que le phénomène d'empilement est faible :



1 événement détecté
d'énergie $\sim E+E'$

- ⇒ rejet par la fenêtre spectrométrique
- ⇒ perte de comptage

- ⇒ que le cristal a une constante de décroissance rapide

Caractéristiques des gamma caméras

- Premières gamma caméras



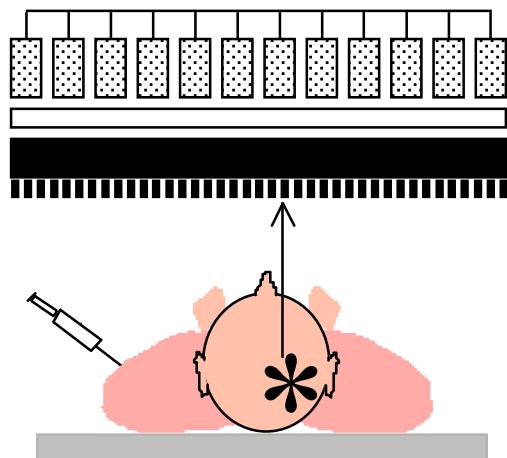
- résolution spatiale intrinsèque ~ 13 mm
- résolution en énergie $\sim 20\%$ à 140 keV
- linéarité géométrique > 1 mm
- uniformité $\sim 20\%$
- taux de comptage maximum $\sim 50\,000$ coups/s
- taux de comptage avec 20% de perte $< 20\,000$ coups/s

- Gamma caméras actuelles

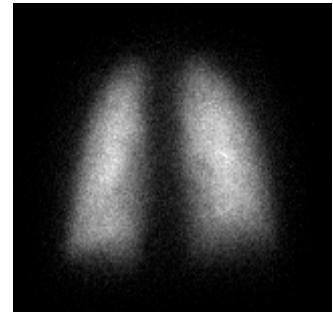
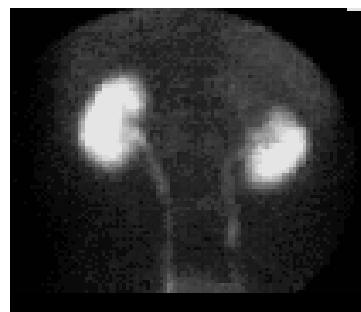
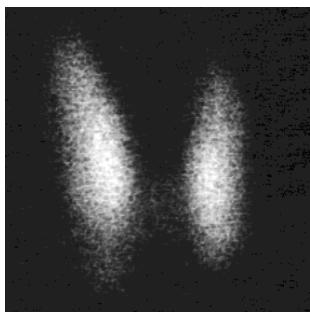


- résolution spatiale intrinsèque < 4 mm
- résolution en énergie $\sim 10\%$ à 140 keV
- linéarité géométrique $\sim 0,1$ mm
- uniformité $\sim 3\%$
- taux de comptage maximum $\sim 300\,000$ coups/s
- taux de comptage avec 20% de perte $\sim 200\,000$ coups/s

Imagerie monophotonique planaire

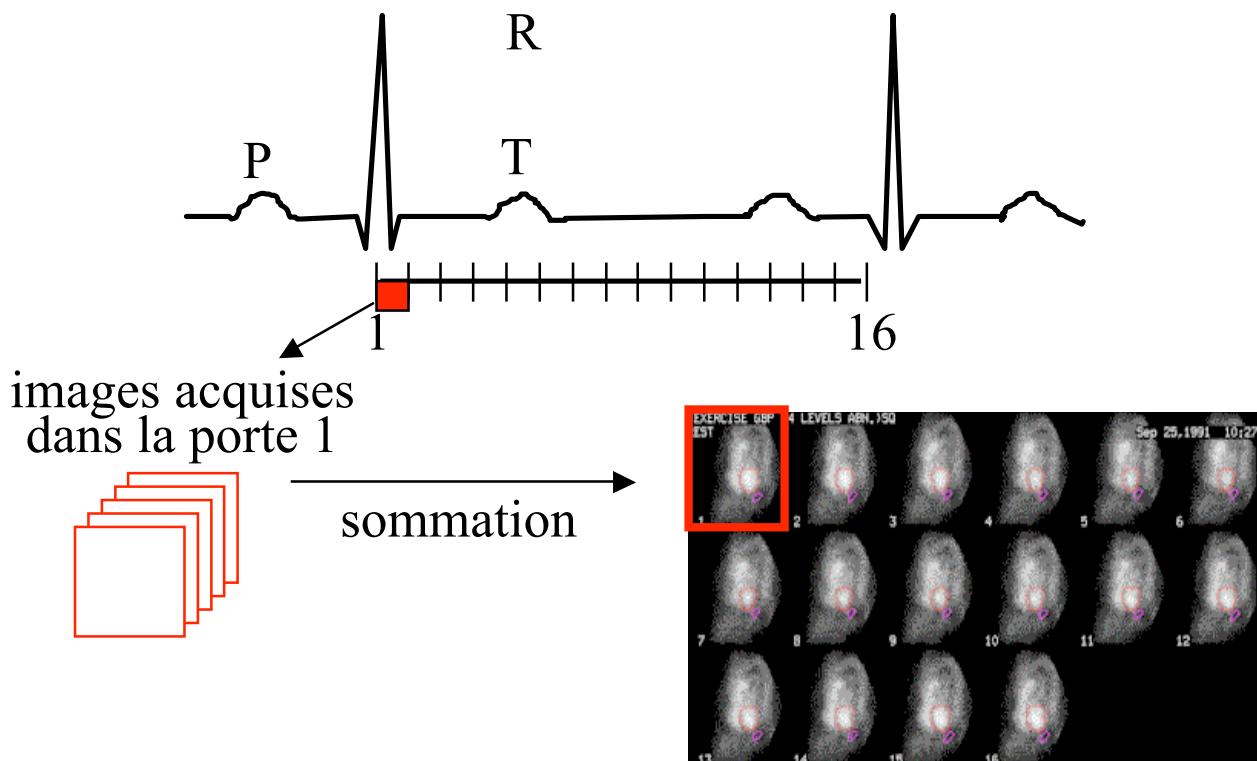


- Projection de la distribution d'activité dans le plan du détecteur



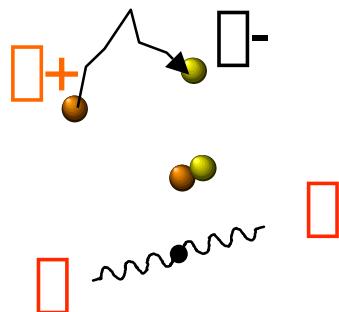
Caractéristiques de l'imagerie planaire □

- Résolution spatiale : ~ 8 à 12 mm
- Durée d'un examen : de 10 min à > 1 heure
- Types d'examens planaires :
 - statiques
 - dynamiques : acquisition de plusieurs images consécutives indexées par le temps pour étudier l'évolution du traceur au cours du temps
 - synchronisés à l'électrocardiogramme : division du cycle cardiaque en P portes



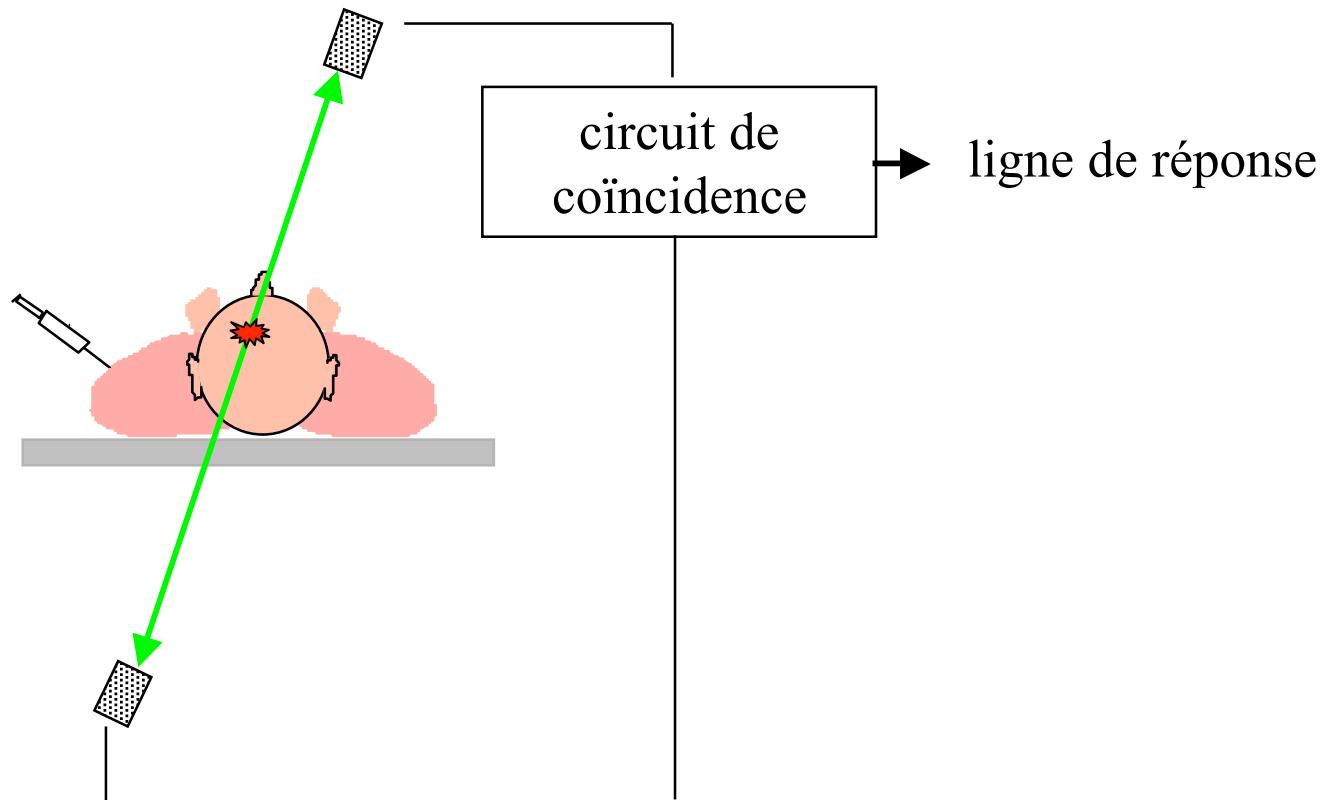
Détection en coïncidence

- Détection des émetteurs de positons \textbeta^+



⇒ tomographie d'émission de positons PET
(Positron Emission Tomography) : imagerie 3D

Collimation électronique : principe



- 2 événements détectés **simultanément**
 - ⇒ émission d'un positon β^+ sur la ligne reliant les deux événements
 - ⇒ pas de collimateur physique : multiplication du flux incident de photons d'un facteur 10 000
- Fenêtre de coïncidence ~ 5 à 20 nanosecondes

DéTECTEURS PET : gamma caméra

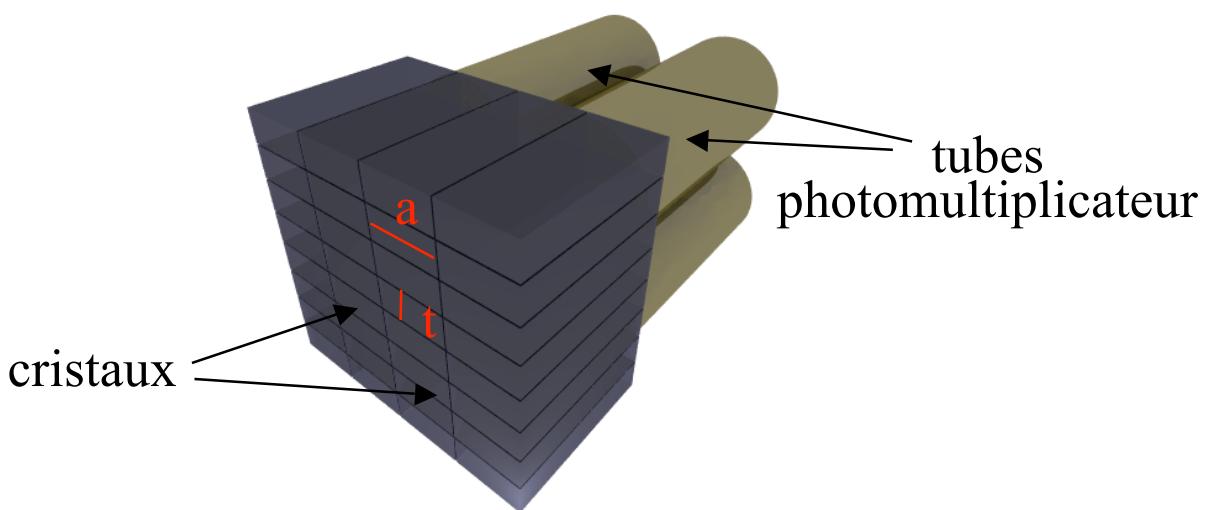
- Cristal NaI(Tl)
 - ⇒ nécessité d'augmenter l'épaisseur du cristal pour accroître l'efficacité de détection

épaisseur du cristal (mm)	efficacité de détection (%)		
	à 140 keV	à 511 keV	en coïncidence à 511 keV
9,5	100	15	2,2
12,7	100	19	3,6
15,9	100	22	4,8
19,1	100	24	5,8

- Ajustement des corrections de linéarité et d'uniformité
- Nécessité de gérer de très hauts taux de comptage
 - diminution de la durée d'intégration du signal lumineux émis par les tubes photomultiplicateurs (200 ns au lieu de 1 μ s)
 - ⇒ réduction du temps mort mais diminution de la résolution en énergie

DéTECTEURS PET dédiés

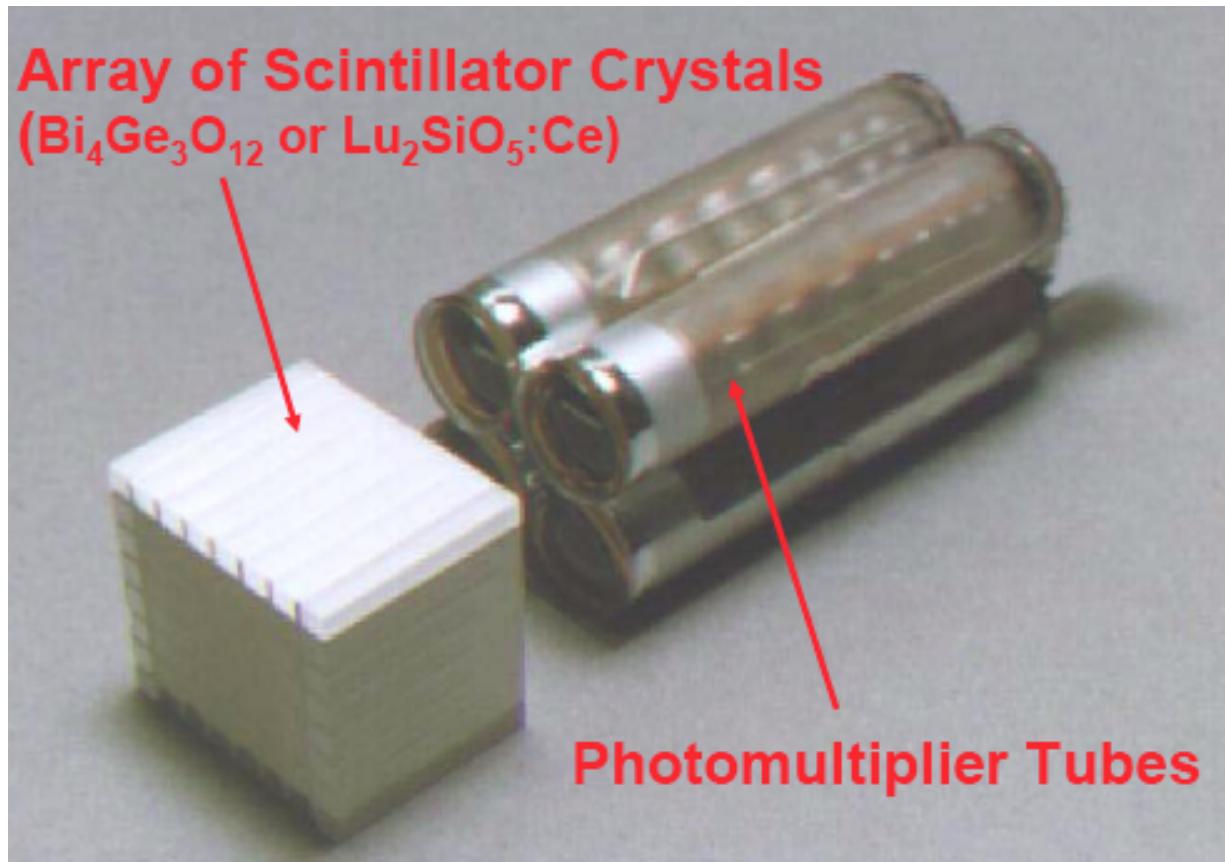
- Cristaux BGO au lieu de NaI(Tl)
⇒ 3 fois plus efficace pour l'arrêt des photons de 511 keV
- Arrangement de plusieurs cristaux en blocs couplés à des tubes photomultiplicateurs



- Dimensions typiques des cristaux :
4,0 mm (**t**) x 8,4 mm (**a**) (GE Advance)
2,8 mm (t) x 5,5 mm (a) (Siemens ECAT EXACT HR)
- Position de l'événement dans le bloc déterminé par un circuit de positionnement analogue à celui d'une gamma caméra
- Petits cristaux
⇒ amélioration de la résolution et échantillonnage et réduction de la complexité de l'électronique de coïncidence

DéTECTEURS PET dédiés

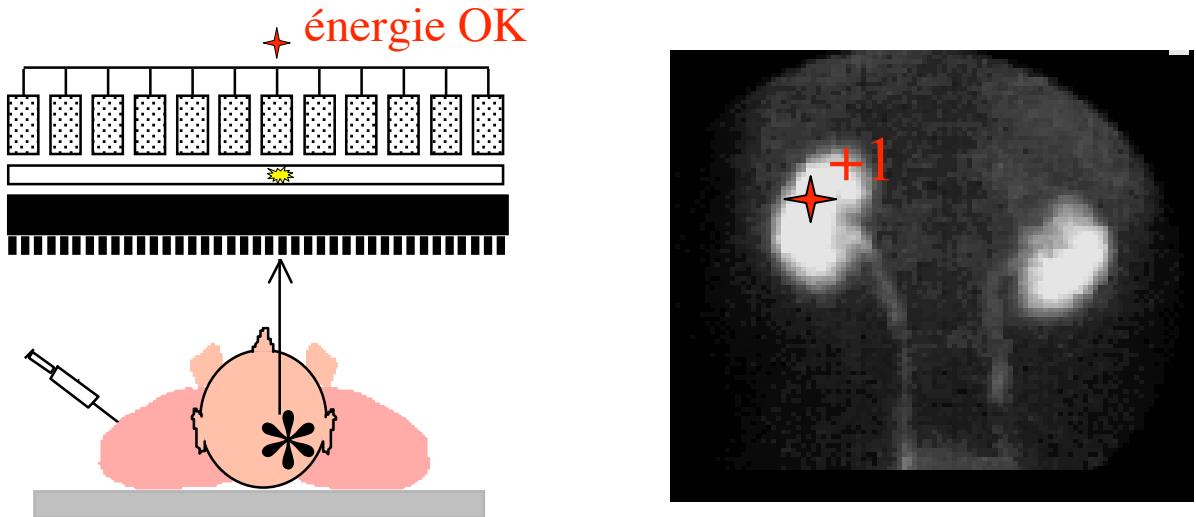
- Architecture bloc



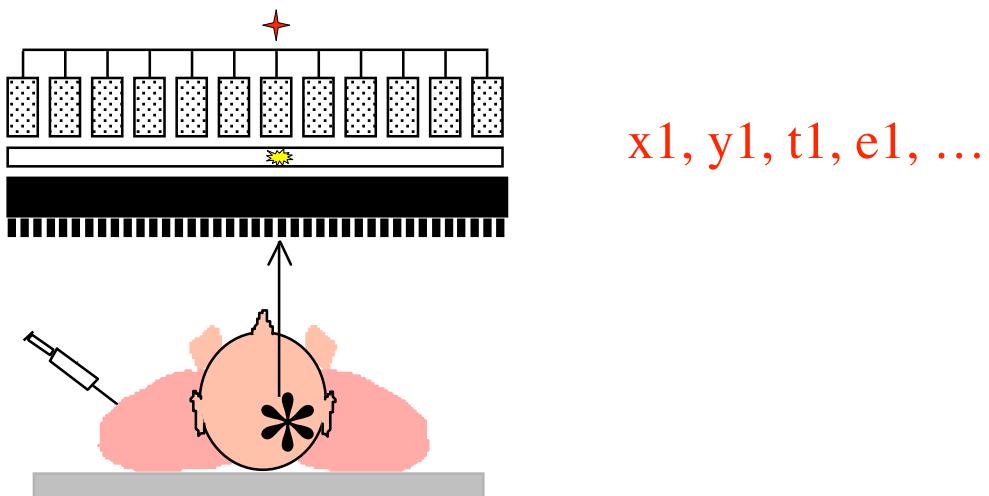
Source : William W Moses, *Image acquisition, sensors and sources*, 2003

Types d'enregistrement des données

- Enregistrement en mode « image »



- Enregistrement en mode séquentiel (mode liste)



A suivre ...

La tomographie
d'émission monophotonique
et
la tomographie
d'émission de positons