

Médecine Nucléaire

François Rouzet

Service de Biophysique - Médecine Nucléaire

CHU Bichat

Introduction

Médecine Nucléaire = utilisation à des fins médicales de radioéléments artificiels

Domaines d'application

- Biologie
 - *in vitro* = radioanalyse ou Radio-Immuno Assay (RIA)
 - *in vivo* = radiotraceur administré au patient
- Imagerie = scintigraphie
- Thérapie = radiothérapie interne (ou métabolique)

Imagerie en Médecine Nucléaire

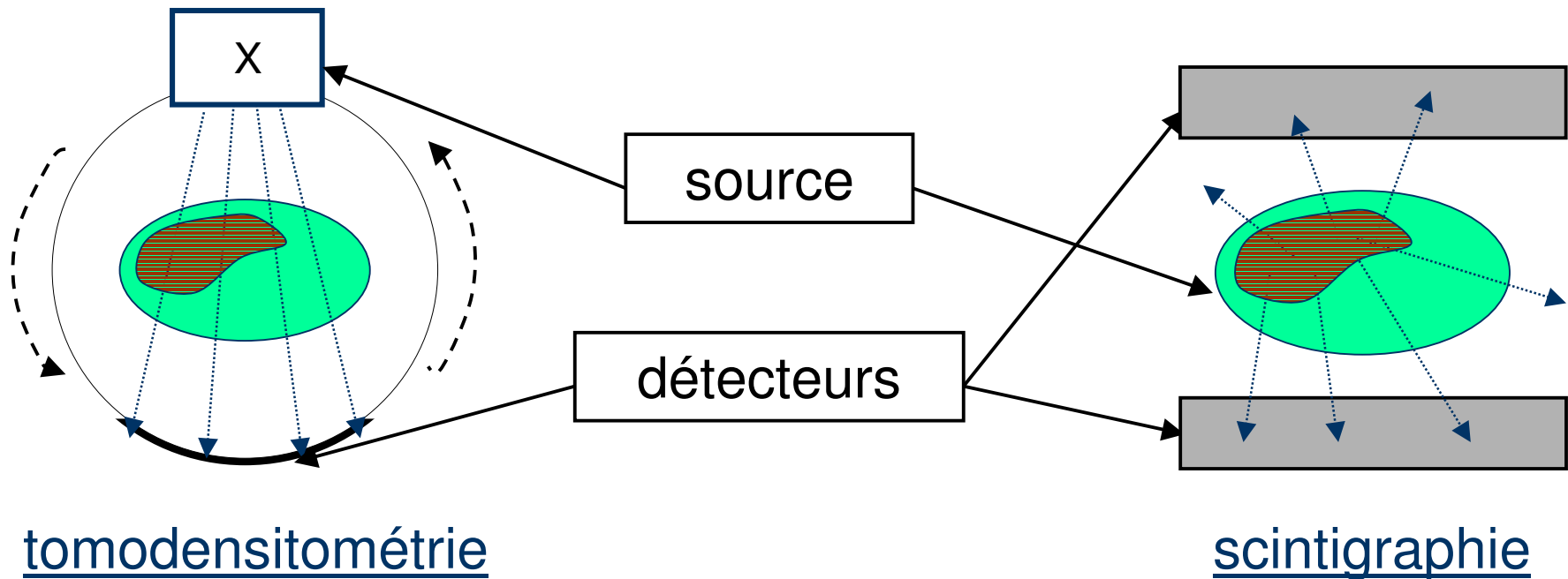
Principe

- Radiotracer spécifique d'une fonction physiologique, d'une voie métabolique, d'une molécule (d'un récepteur...)
- Administré au patient
- Détection externe (non invasive) du parcours/de la distribution du radiotracer au sein de l'organisme
- Scintigraphie monophotonique / Tomographie par Emission de Positons
- Information topographique et quantitative

→ imagerie par émission

→ imagerie fonctionnelle

→ imagerie par émission ($\neq$ transmission; réflexion; RMN)

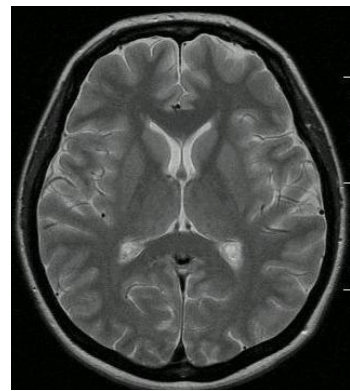


→ imagerie fonctionnelle (≠ morphologique ou anatomique)

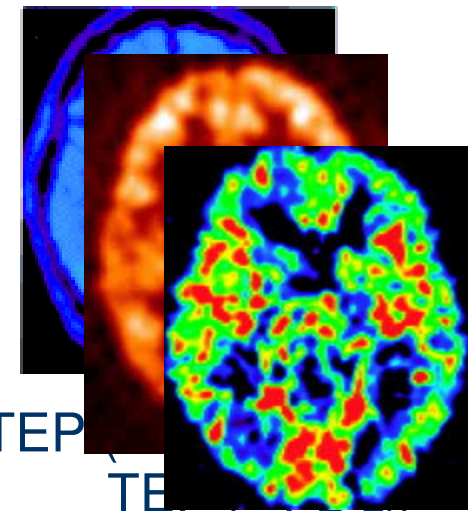
« image » d'une fonction physiologique



TDM



IRM (T2)



TEP

TEP

TEP ($H_2^{15}O$)

Résolution spatiale inférieure à l'imagerie morphologique

Information de nature différente = densité de récepteur, activité métabolique, débit...

Plan

Radiotraceurs

- Traceurs : principes

- Marqueurs

Méthodes de détection

- Gamma caméra

 - Principe : cristal, photomultiplicateur, collimation

 - Modes d'acquisition

- Tomographie par émission de positons

 - Principe

 - Modes d'acquisition

Méthodes d'analyse des informations

Principales applications cliniques

Radiotraceurs

Radiotraceurs

Traceur : substance physiologiquement indiscernable de la substance tracée (étudiée) mais détectable indépendamment de celle-ci.

Introduit en quantité minime, il ne modifie ni l'équilibre ni le parcours de la substance tracée.

Il est habituellement composé

- d'un **vecteur** : partie physiologiquement « active »
- d'un **marqueur** : isotope radioactif, qui permet la détection du traceur

Exemple : métabolisme de l'iode

Isotope radioactif :

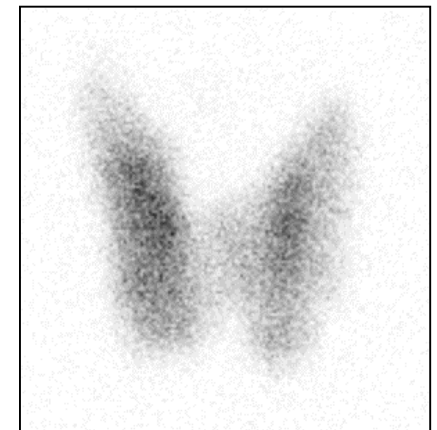
- chimiquement identique à l'élément stable
- physiquement différent (émission d'un rayonnement)

Administration d'un mélange de l'élément stable ($^{127}\text{Iode}$) et de l'isotope radioactif ($^{123}\text{Iode}$)

- Biodistribution identique
- Détectabilité de l'isotope radioactif

Scintigraphie thyroïdienne

- Administration de 4 à 11 MBq de $^{123}\text{Iode}$ (picomole)
- Quantification de la captation de l'iode par la thyroïde



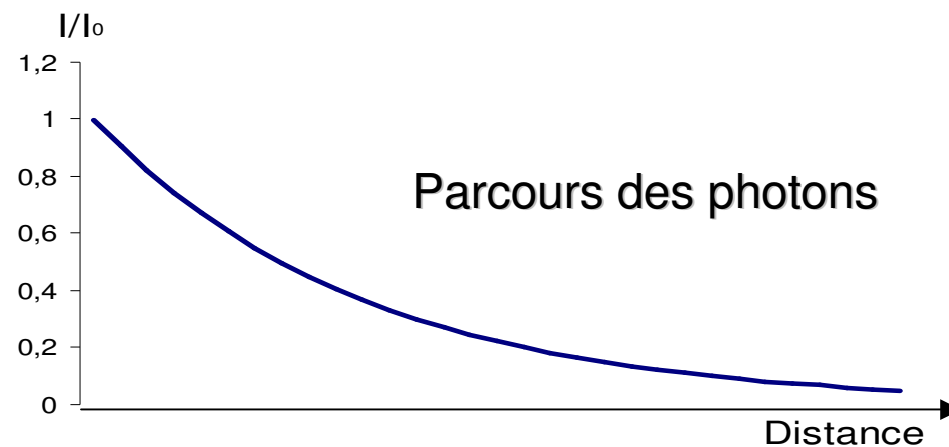
Radiotraceurs : marqueurs

Particules α : TEL élevé, parcours fini (quelques dizaines μm)

Particules β^- et électrons Auger : TEL moyen, parcours fini (mm/cm)

Particules β^+ : TEL moyen, parcours fini (mm/cm) mais émission de 2 photons d'annihilation

Photons X ou γ : TEL très faible, parcours de type $I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu x}$



Radiotraceurs : marqueurs

Donc 2 types d'imagerie en fonction du marqueur :

- émetteur $\gamma \rightarrow$ gamma-caméra
- émetteur $\beta^+ \rightarrow$ tomographie par émission de positons (TEP)

Pas d'imagerie possible avec les particules α ni avec les électrons

- mais utilisables en thérapie (transfert d'énergie par ionisation)
- certains radioéléments sont émetteurs β^- et γ

Radiotraceurs : exemples

Radioélément libre se comportant comme un traceur

^{123}I , ^{131}I : thyroïde; ^{201}Tl : perfusion myocardique; ^{18}F : os;
 $^{81\text{m}}\text{Kr}$: ventilation pulmonaire

Radioélément associé à un vecteur non biologique : la majorité

Radioélément associé à un vecteur biologique

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ et hématies : ventriculographie, recherche de saignement occulte
 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ et macro-agrégats d'albumine humaine : perfusion pulmonaire
 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ et polynucléaires : recherche d'infections bactériennes

Radiotraceurs : exemples

Radioélément intégré à un vecteur biologique :

^{11}C (émetteur de positons) à la place d'un atome de ^{12}C (stable)
dans les molécules organiques

H_2^{15}O : eau marquée par un émetteur de positons

Radiotraceurs : caractéristiques

- Le traceur doit être ***physiologiquement indiscernable*** de la substance tracée dans le processus physiologique étudié
- Le traceur doit pouvoir être utilisé en ***quantité faible*** pour ne pas intervenir dans le mécanisme étudié
(→ concentration nano voire pico-molaire)
- Le marquage ***ne doit pas modifier*** le métabolisme du vecteur
(exemple : marquage d'un ligand)
- Le marquage doit être ***stable***

Radiotraceurs : caractéristiques

- ***Demi-vie*** (physique) du marqueur adaptée à la demi-vie (biologique) du vecteur, elle-même adaptée au processus physiologique étudié

demi-vie effective

$$\frac{1}{T_{\text{eff}}} = \frac{1}{T_{\text{biol}}} + \frac{1}{T_{\text{phys}}}$$

Activité spécifique

Contrainte : quantité de traceur très faible mais doit être facilement détectable et quantifiable → activité élevée pour une quantité (volume) donnée de traceur

$$a(t) = A(t) / q$$

Marqueurs : production

Réacteur nucléaire

Disponibilité : dépend de la $\frac{1}{2}$ vie et du transport

Coût relativement faible (grande production)

Cyclotron

Disponibilité : $\frac{1}{2}$ vie généralement courte → production à proximité du site d'utilisation (sauf pour le ^{18}F : $T_{1/2} = 110 \text{ mn}$)

Coût élevé

Générateur (Ex : $^{99\text{m}}\text{Tc}$; ^{82}Rb)

Disponibilité permanente

Coût faible/modéré

Marqueurs : ^{99m}Tc Technétium

^{99m}Tc Technétium : émetteur γ

- Utilisé en scintigraphie conventionnelle
- Énergie des photons (140 keV) optimale pour les détecteurs
- Demi-vie (6h) permettant de limiter l'exposition des patients, sans que la décroissance n'interfère avec la qualité des examens ou la gestion des patients
- Disponibilité permanente (générateur – production à partir du Molybdène-99) et faible coût
- Adapté au marquage de nombreux vecteurs

Marqueurs : ^{18}F Fluor

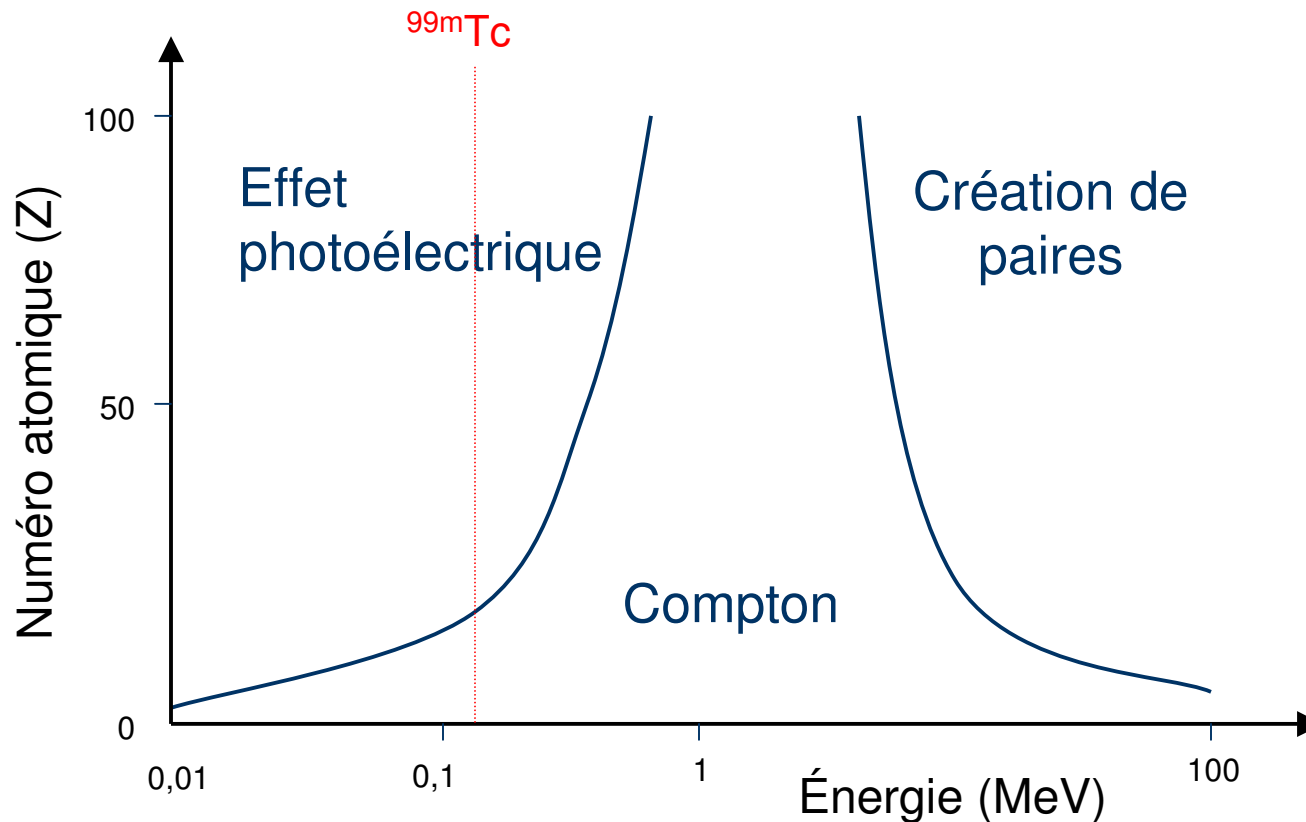
^{18}F Fluor : émetteur de positons (β^+)

- Utilisé en tomographie par émission de positons (TEP)
- Demi-vie (110 min) permettant de limiter l'exposition des patients mais nécessitant une bonne coordination entre livraison du traceur marqué (ex : FDG), injection au patient et acquisition des images.
- Produit de cyclotron → livraison quotidienne / biquotidienne par un laboratoire radiopharmaceutique
- Adapté au marquage de nombreux vecteurs

Méthodes de détection

Intéractions photons / matière

effet prédominant en fonction de Z et de E



Principe de la détection

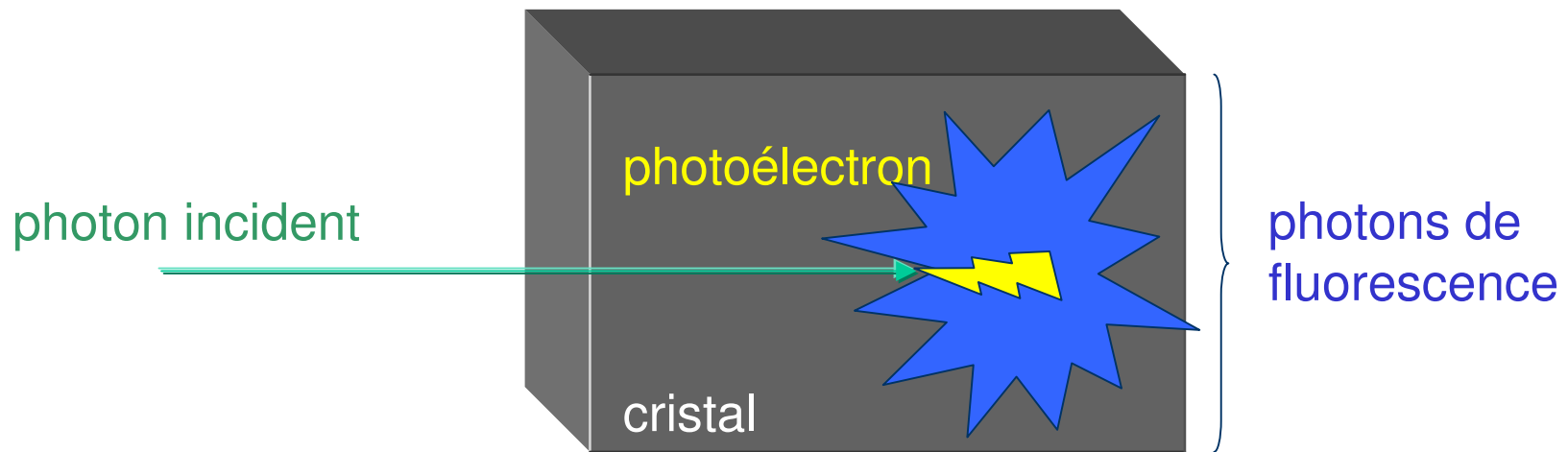
cristal scintillant = milieu capable d'émettre un rayonnement de fluorescence après interaction avec un photon incident

Types d'interaction :

- *effet recherché* = **effet photoélectrique** (transfert de la totalité de l'énergie du photon à 1 seul photoélectron)
- *effet non désiré* = **effet Compton** (transfert partiel de l'énergie à plusieurs électrons avec modification de la trajectoire et perte d'énergie du photon incident)

Interactions du **photoélectron** avec le *cristal* : excitations multiples avec émission d'un rayonnement de fluorescence dont l'énergie est proportionnelle à celle du photon incident (transfert d'énergie)

Le cristal



Compromis entre :

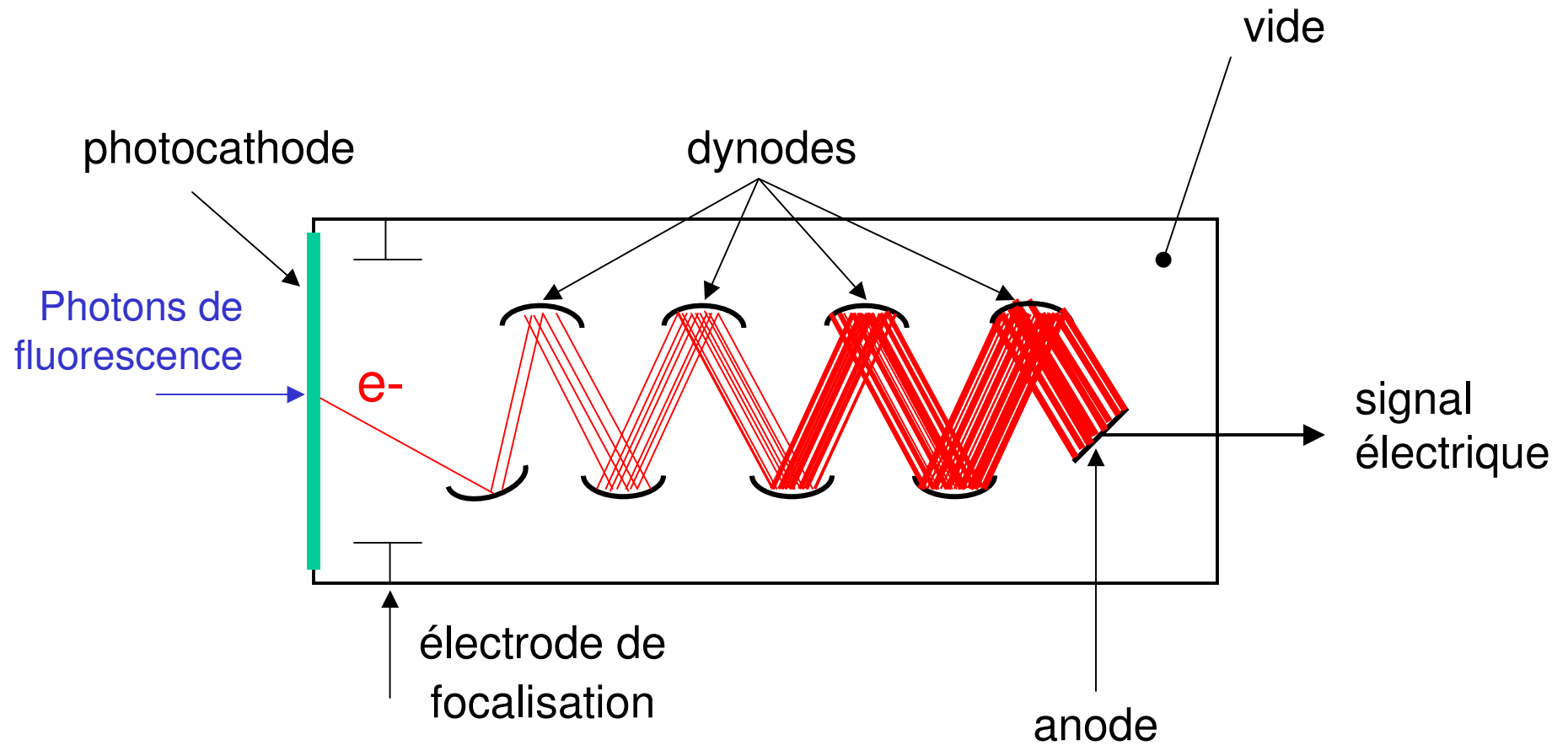
Densité et coefficient d'atténuation linéaire élevés

- favorise les interactions avec les photons incidents (sensibilité)
- interaction prédominante : effet photoélectrique

Intensité et temps de décroissance de la scintillation

- réduit le temps mort et le phénomène d'empilement
- rendement / résolution énergétique

Le photomultiplicateur



Le photomultiplicateur

Transforme le signal **lumineux** provenant du cristal en un signal **électrique** proportionnel mais amplifié

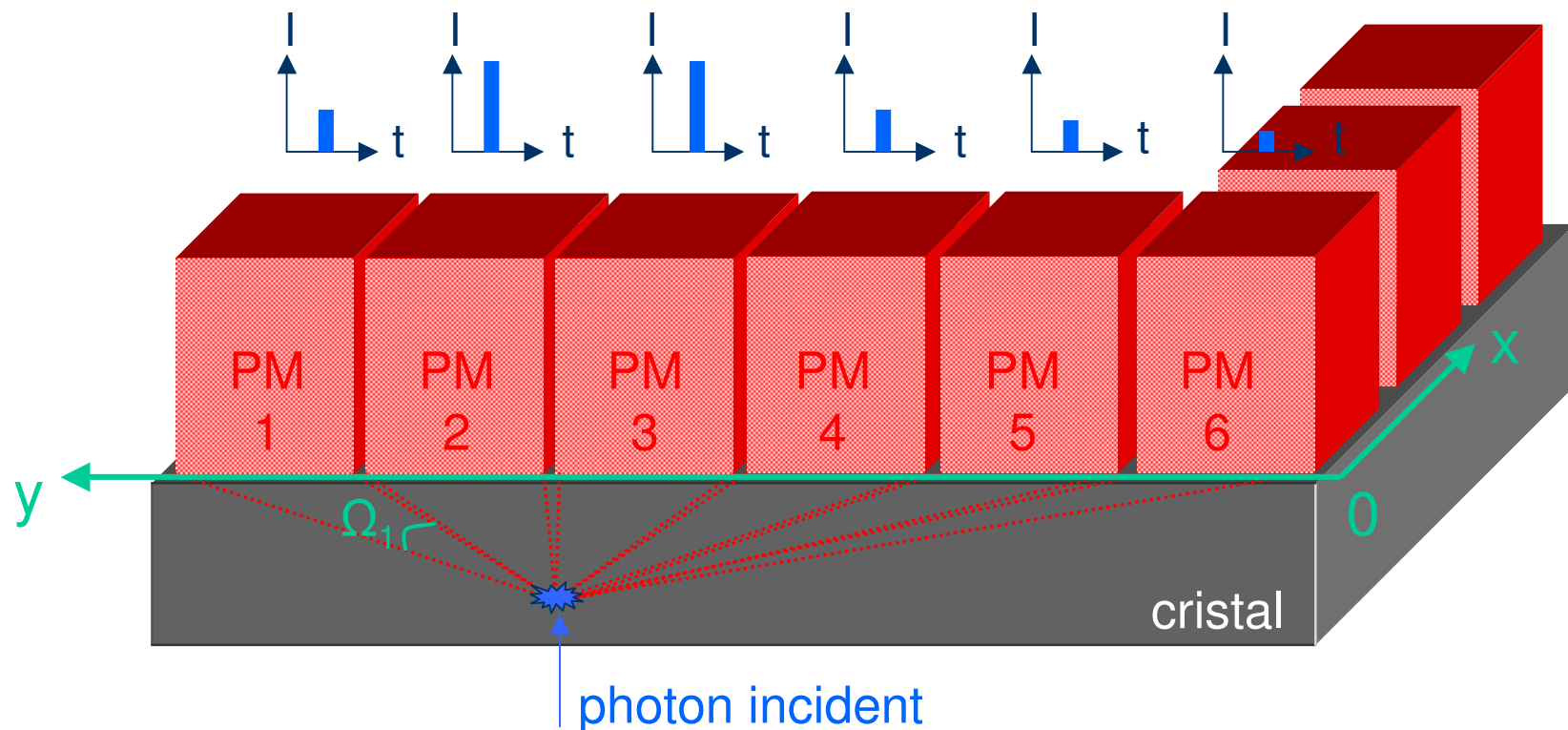
La photocathode émet des photoélectrons à la suite de l'interaction avec les photons de fluorescence

Les électrons sont focalisés vers la 1^{ère} dynode puis accélérés par l'application d'une tension entre chaque dynode

Augmentation du nombre d'e- entre chaque dynode et amplification du signal d'un facteur N^D (avec N : nombre d'e- recrutés sur chaque dynode et D : nombre de dynodes) (facteur $\approx 10^{10}$)

Le photomultiplicateur

Signal électrique proportionnel à l'angle (distance) séparant l'axe du PM du point d'interaction du photon incident avec le cristal

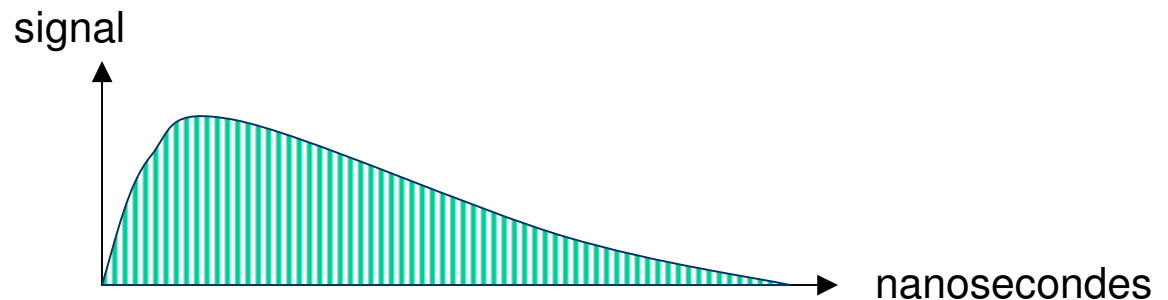


Localisation et identification des photons incidents

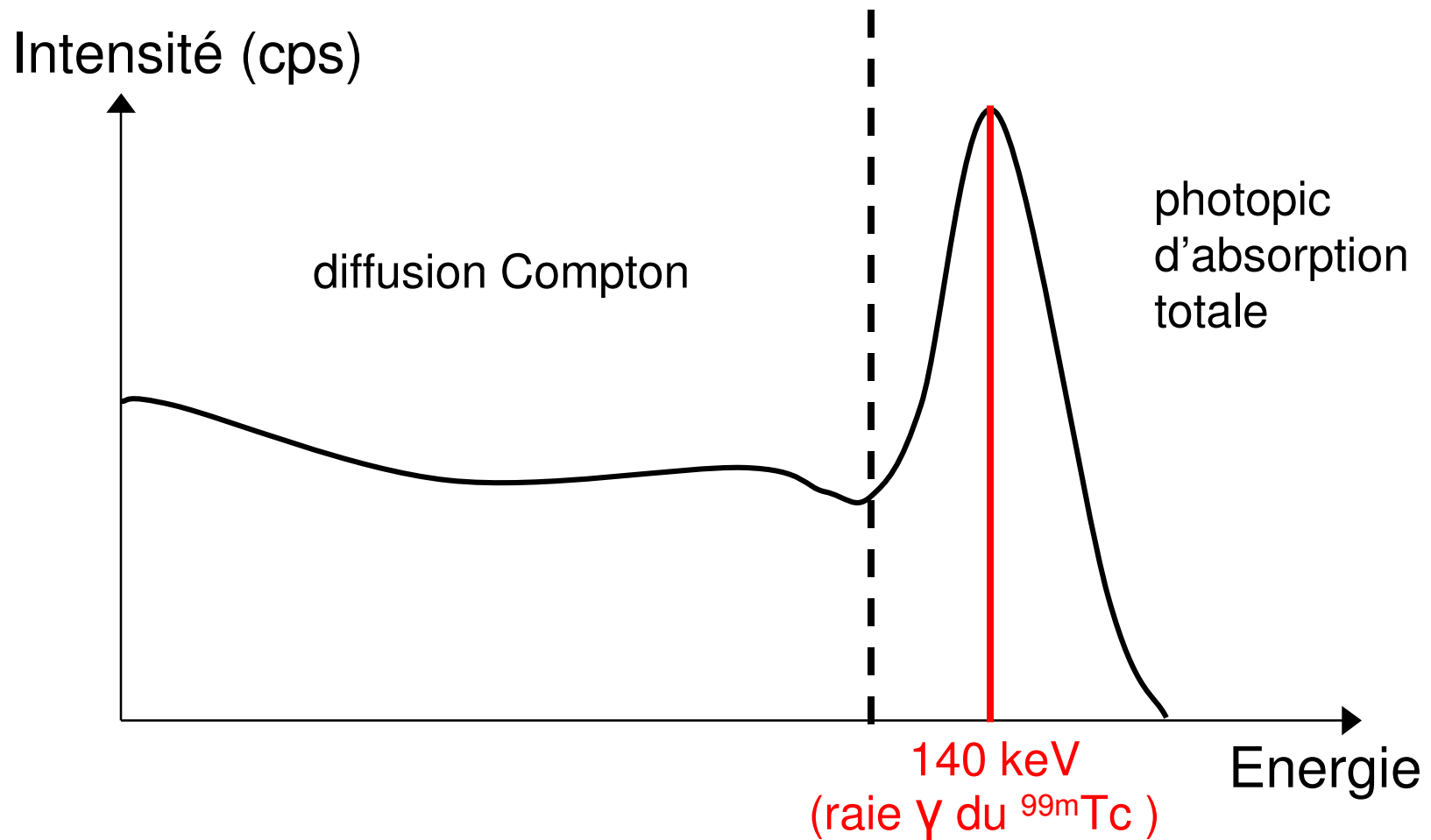
Chaque PM est relié à un système de positionnement permettant de localiser le point d'interaction du photon incident avec le cristal (2 dimensions, plan Oxy)

Par ailleurs, l'intégrale de l'amplitude du signal fourni par les PM pendant la durée de la scintillation est proportionnelle à l'énergie du photon incident

= **spectrométrie**, permettant d'identifier les photons en fonction de leur énergie

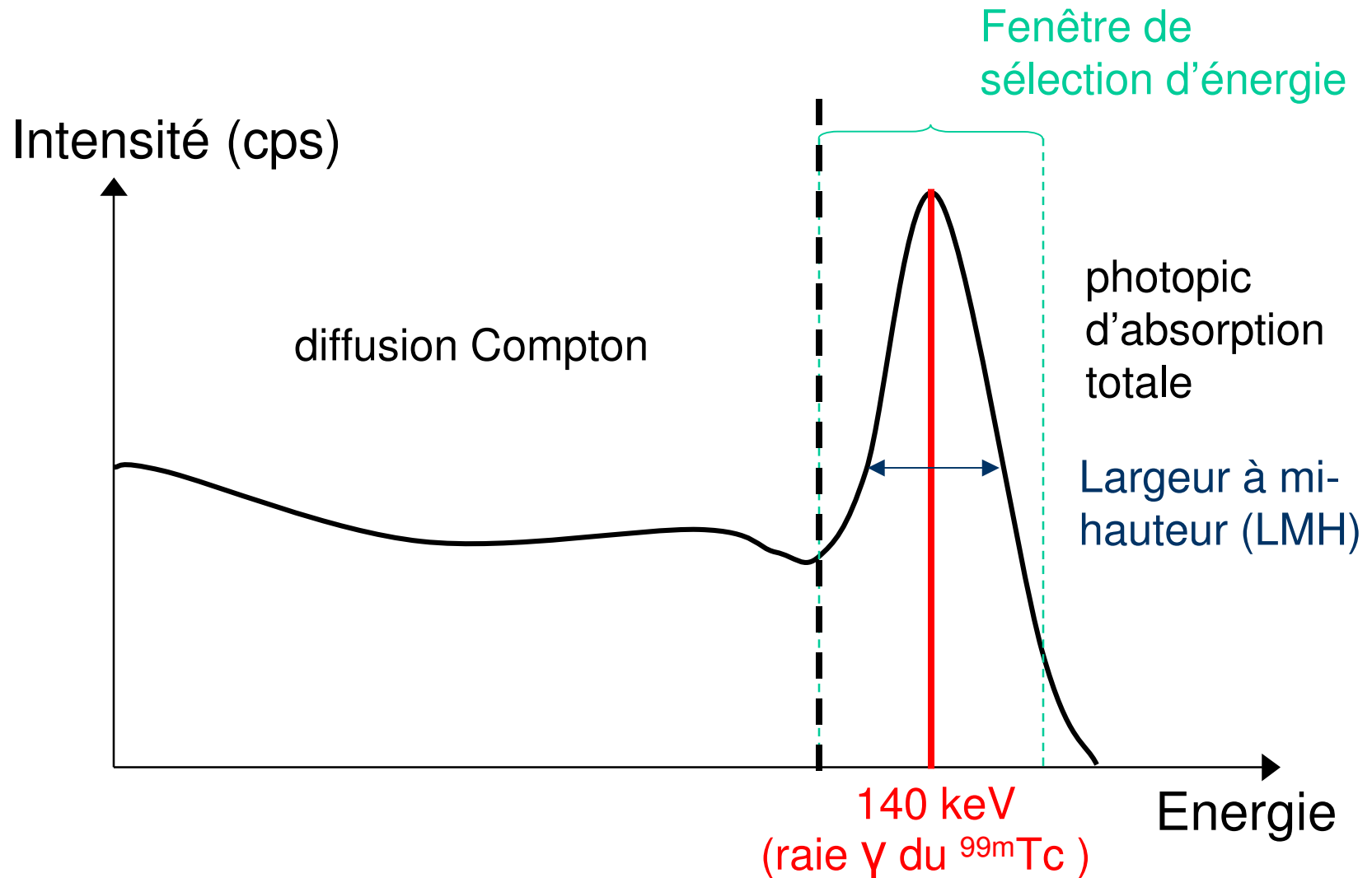


La spectrométrie



La spectrométrie

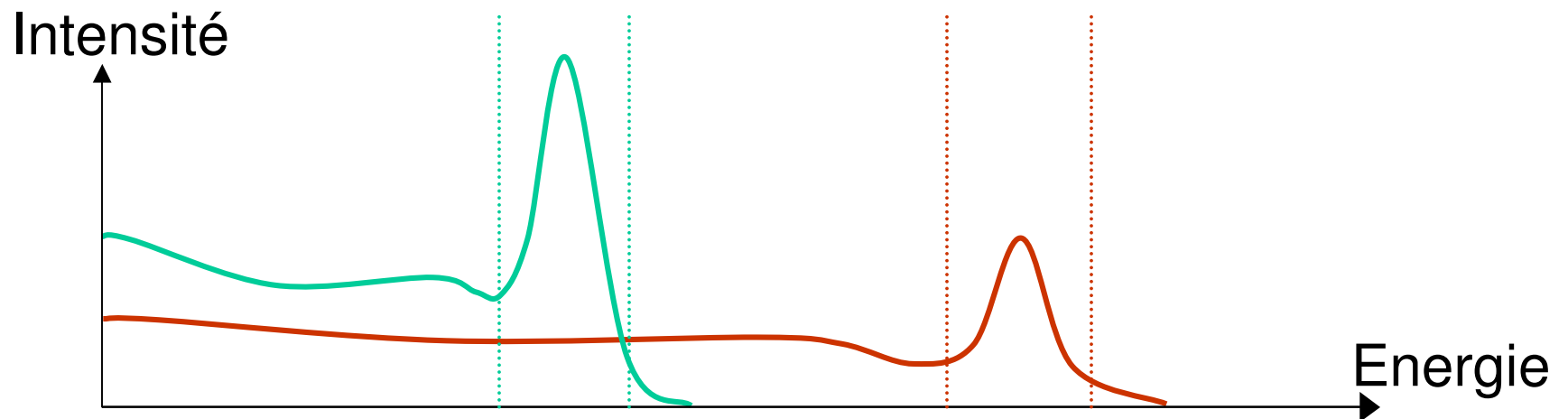
Exemple : spectre du ^{99m}Tc / cristal NaI (TI)



La spectrométrie

Une **fenêtre de sélection d'énergie** (dont la largeur dépend de la résolution en énergie du système) est sélectionnée de manière à n'accepter que les photons dont l'énergie est proche de l'énergie d'émission (élimination des photons diffusés)

Intérêt également de la spectrométrie pour les acquisitions en double isotope → **scintigraphie monophotonique uniquement !**
(acquisition dans 2 fenêtres distinctes centrées sur le photopic du radioélément utilisé comme marqueur)



Localisation du point d'émission du photon incident

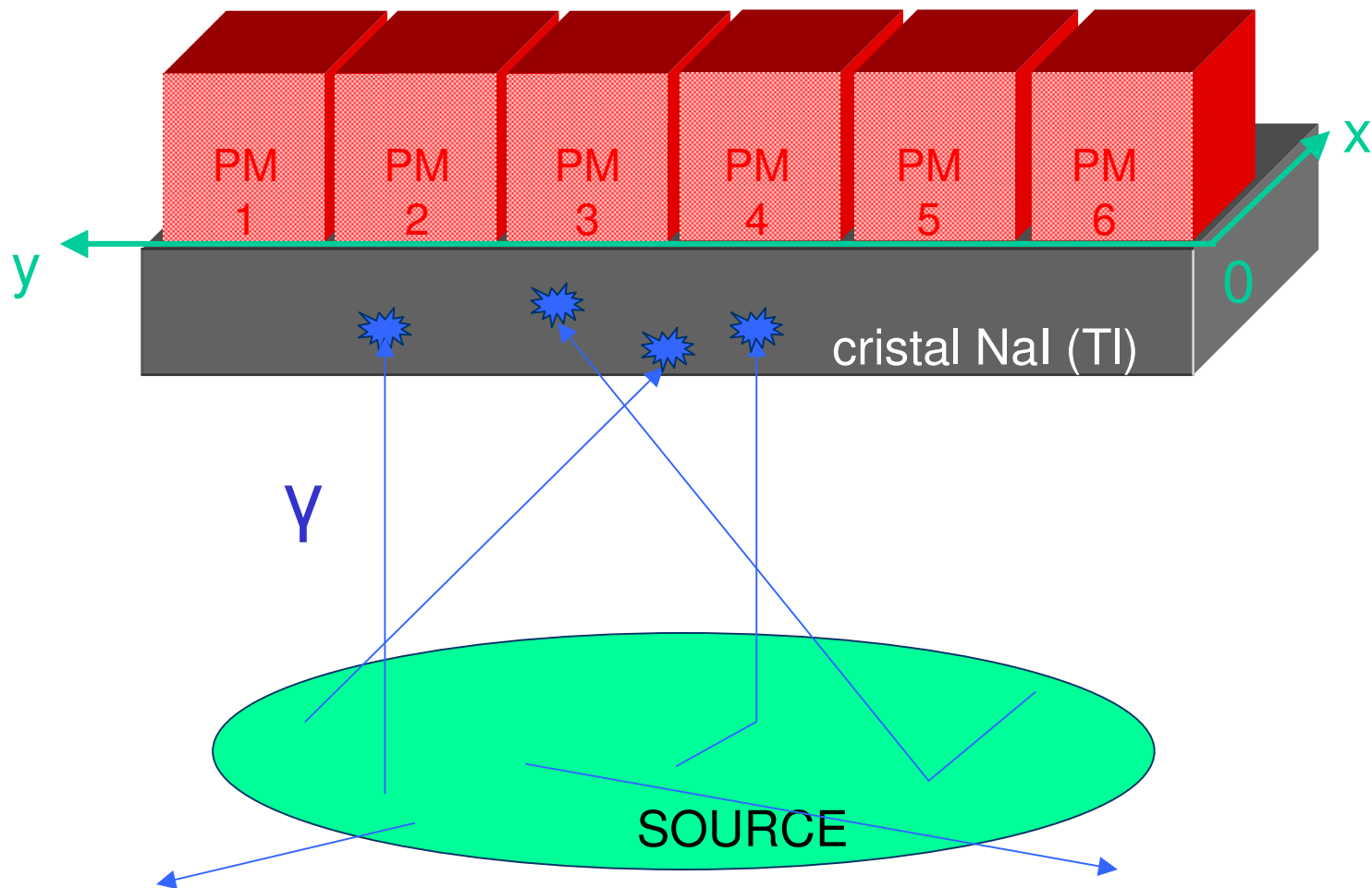
- Localisation de la ***zone d'interaction du photon incident avec le cristal*** = système électronique de positionnement reliant les photomultiplicateurs
- Localisation du ***point d'émission du photon au sein de la source ?***

Solutions différentes en fonction du rayonnement détecté (**marqueur**)

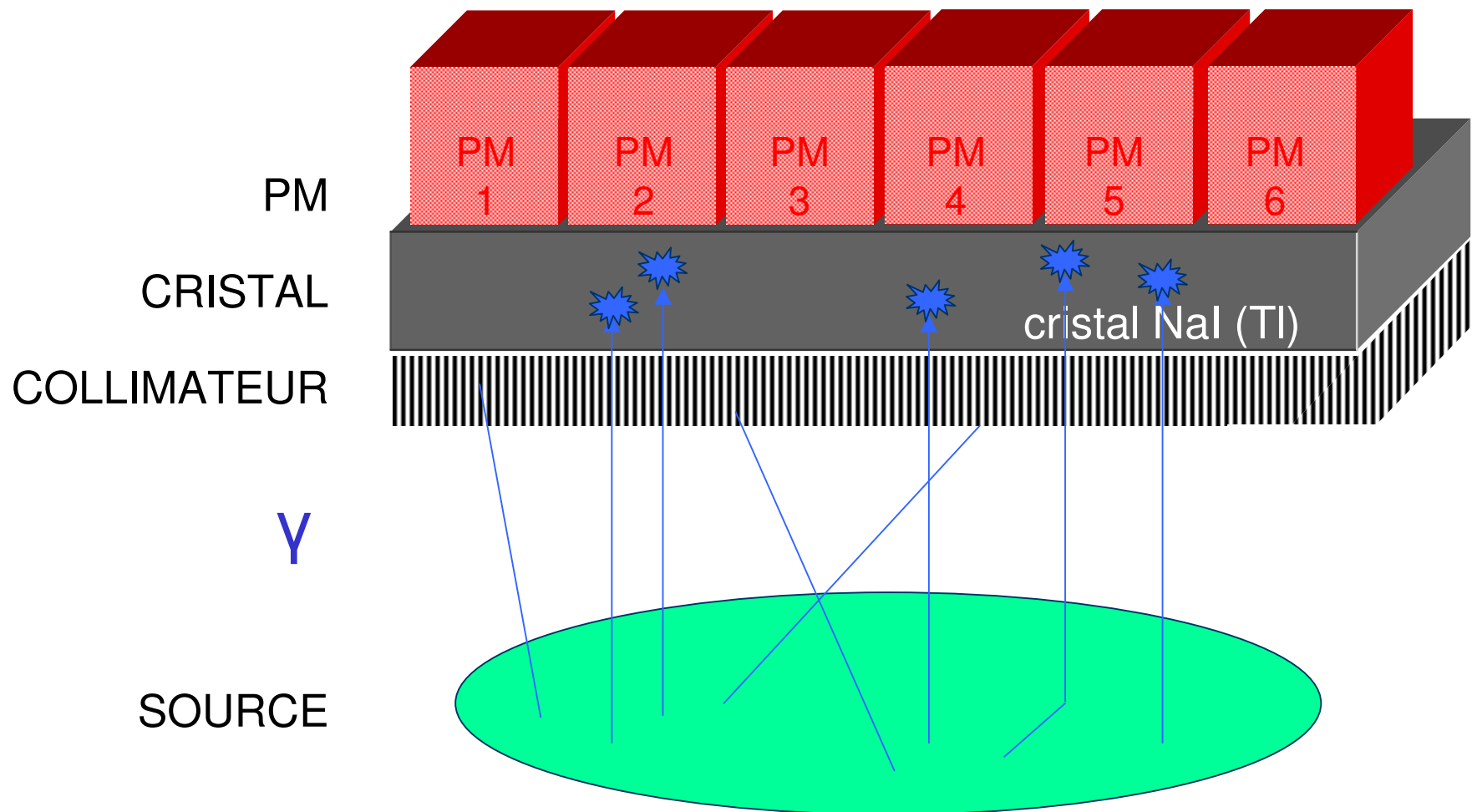
- Monophotonique (gamma) = collimation physique
- Biphotonique (positons) = collimation électronique (ligne de réponse)

La gamma-caméra de Anger
=
scintigraphie monophotonique

Localisation du point d'émission du photon incident



La collimation



La collimation

Le collimateur a pour fonction de ne laisser pénétrer que les photons provenant d'une direction déterminée

Il est constitué de canaux séparés par des cloisons (= *septa*) dont le matériau est un métal lourd (Plomb ou Tungstène)

L'épaisseur des septa est adaptée à l'énergie des photons du radioélément utilisé comme traceur

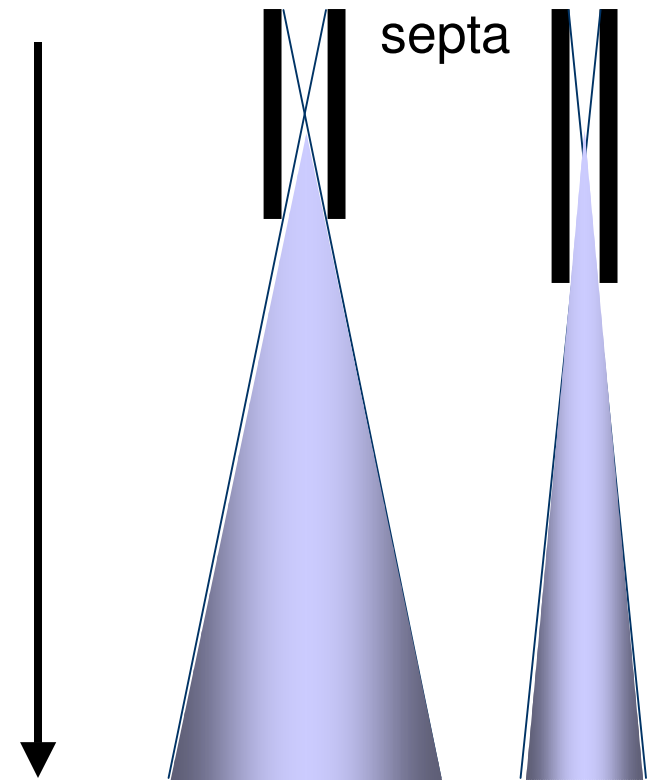
Entraîne une baisse importante de la sensibilité (10^{-4})
→ compromis résolution spatiale / sensibilité

La collimation

Perte de résolution spatiale en profondeur

Solutions :

1. Réduire au maximum la distance collimateur – source (patient)
2. Collimateurs (très) haute résolution
 - Canaux plus étroits
 - Septa plus longs



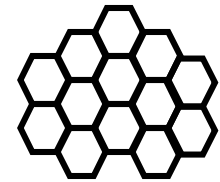
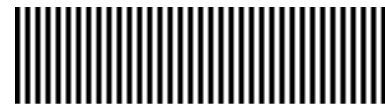
La collimation

L'orientation des canaux détermine le type de collimateur :

- le plus fréquent = canaux parallèles

conserve la géométrie de la source

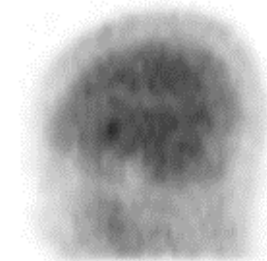
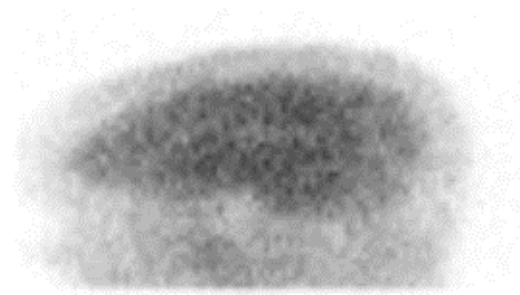
Sélectionne les photons dont la direction est perpendiculaire à la surface du détecteur



- en éventail ou fan-beam :

agrandissement et distorsion géométrique

amélioration de l'efficacité de détection

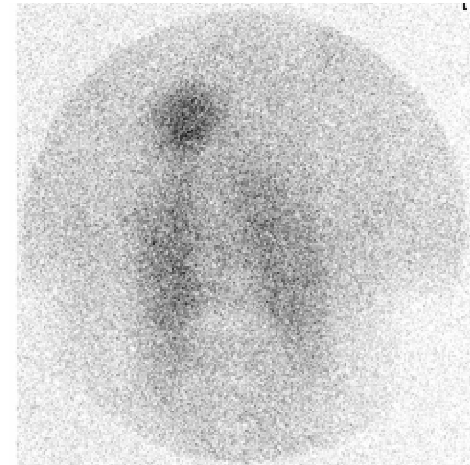
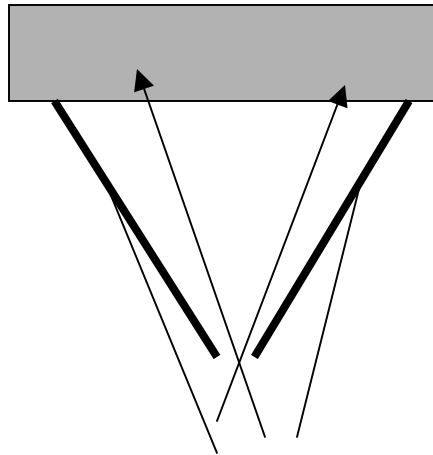
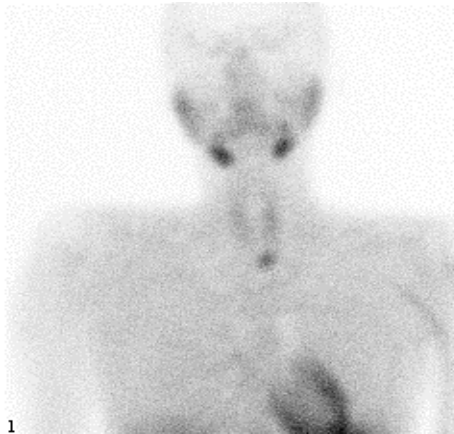


La collimation

L'orientation des canaux détermine le type de collimateur :

- sténopé ou pin-hole

agrandissement et inversion de l'image



Gamma-caméra : synthèse

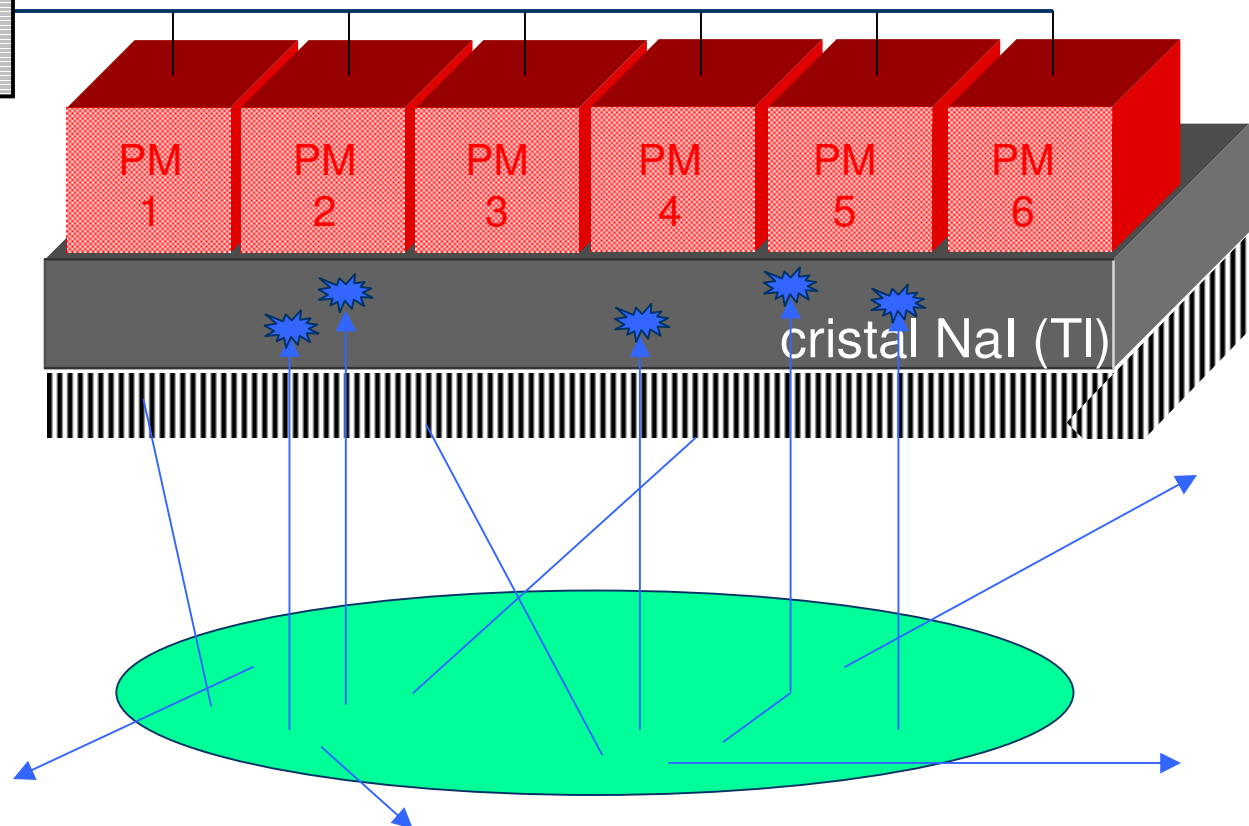
- Localisation des photons incidents
- Spectrométrie

Photomultiplicateurs

Cristal
Collimateur

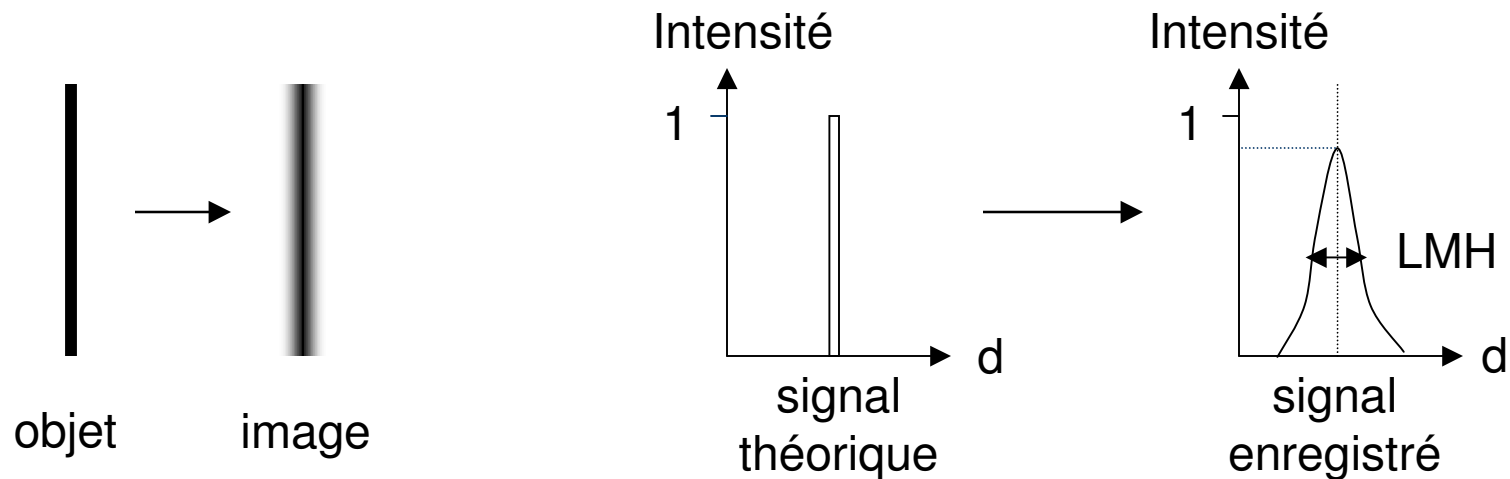
Photons γ

Source



Caractéristiques d'un détecteur

- **Résolution spatiale** : plus petite distance séparant 2 sources radioactives donnant des images distinctes. Exprimée par la largeur à mi-hauteur (LMH) de la fonction de dispersion



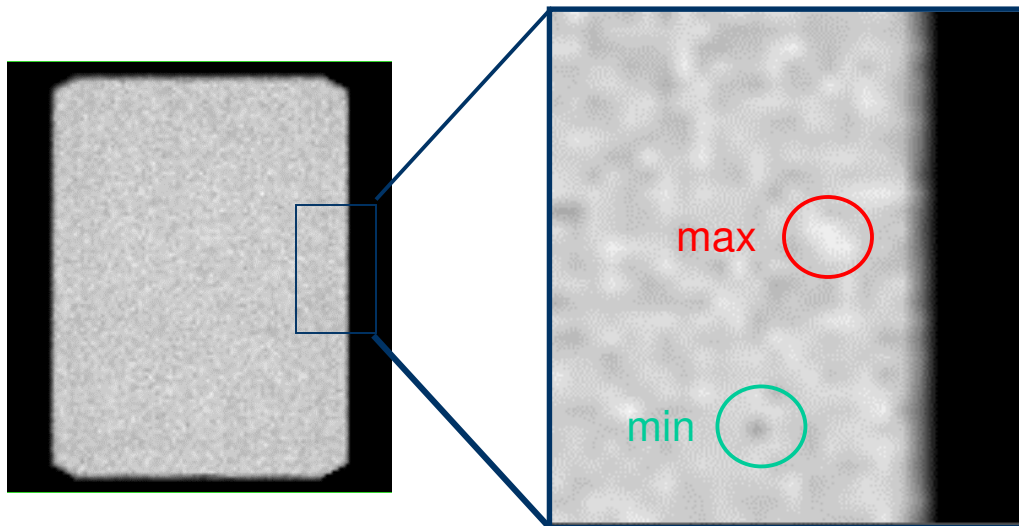
Résolution intrinsèque : sans collimateur

$$\text{Résolution détecteur} = \sqrt{R_{\text{intrinsèque}}^2 + R_{\text{collimateur}}^2}$$

$R_{\text{collimateur}}$ = facteur limitant

Caractéristiques d'un détecteur

- **Linéarité spatiale (distorsion géométrique)** : précision de la détermination des coordonnées du lieu d'interaction du photon incident avec le cristal
- **Uniformité** : variation du taux de comptage (nombre de coups par pixel) du détecteur en réponse à un flux uniforme de photons



$$\text{Uniformité} = \frac{P_{\text{max}} - P_{\text{min}}}{P_{\text{max}} + P_{\text{min}}} \times 100$$

Caractéristiques d'un détecteur

- **Résolution en énergie** : rapport de la largeur à mi-hauteur (LMH) du pic d'absorption totale à la valeur de l'énergie du rayonnement incident (de l'ordre de 10%)
- **Le taux de comptage** : capacité à détecter un nombre important de photons par unité de temps (dépend du temps de scintillation du cristal et du temps mort de l'électronique)
- **Sensibilité ou rendement de détection** : nombre de photons détectés / nombre de photons émis par une source ponctuelle (10^{-4})

Modes d'acquisition

Différentes méthodes d'acquisition en fonction :

de l'espace

- 2D = planaires
- 3D = tomographiques

du temps

- statiques
- dynamiques

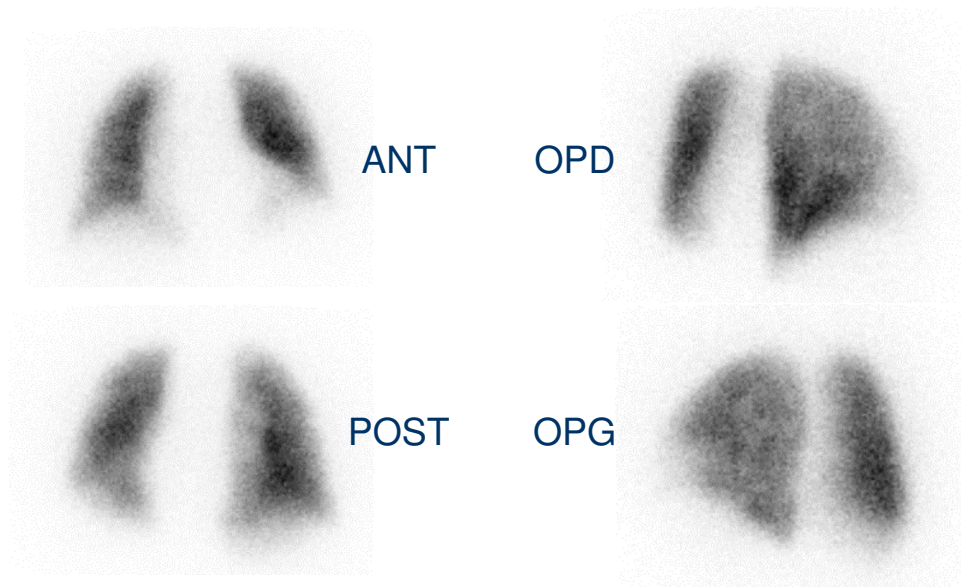
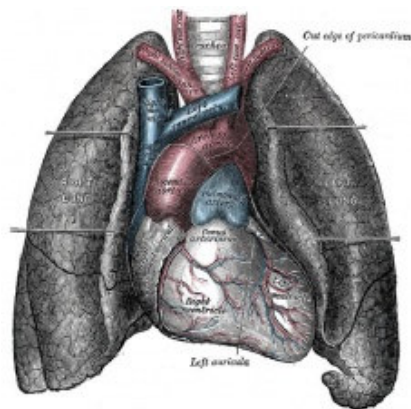
Modes d'acquisition

Acquisition planaire (2D)

Détecteur immobile par rapport au patient

Projection d'un volume sur le plan du détecteur (2D)

Matrice de l'image : $64 \times 64 \rightarrow 256 \times 256$



Modes d'acquisition

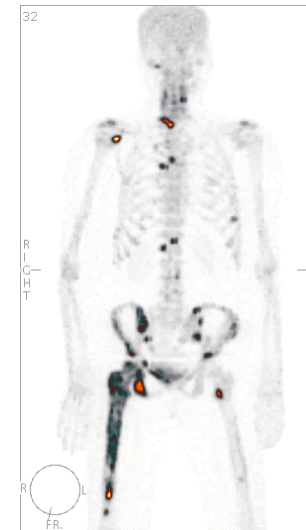
Tomographie d'émission monophotonique (3D)

Single photon emission computed tomography (SPECT)

- permet d'obtenir des coupes de la région étudiée (3D)
- permet également d'améliorer le contraste de l'image

Technique :

- succession d'images planaires acquises sur une orbite (180 ou 360°) centrée sur la région étudiée
- reconstruction de coupes + volumes



Tomographie d'émission monophotonique

Reconstruction des coupes

Objectif : reconstruction en 3D à partir de projections 2D

Principe identique à la reconstruction TDM (cf. cours)

- 1 image planaire = projection d'un volume
- succession d'images planaires → reconstruction du volume

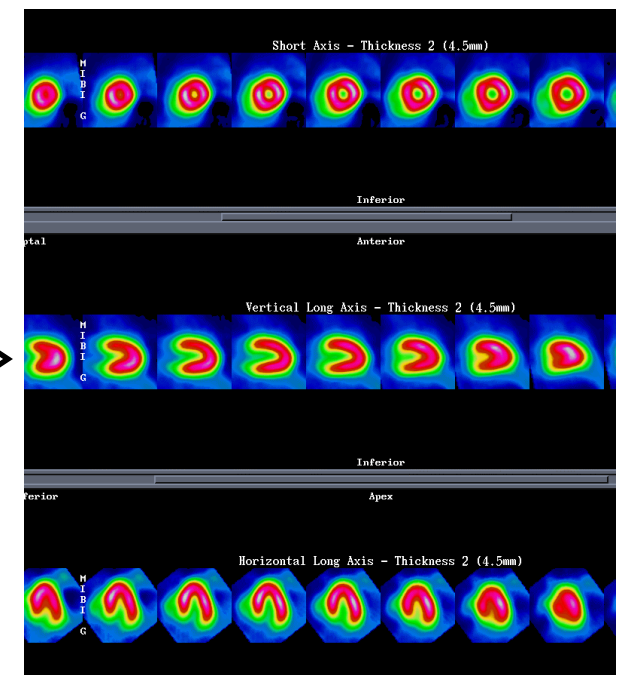
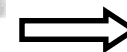
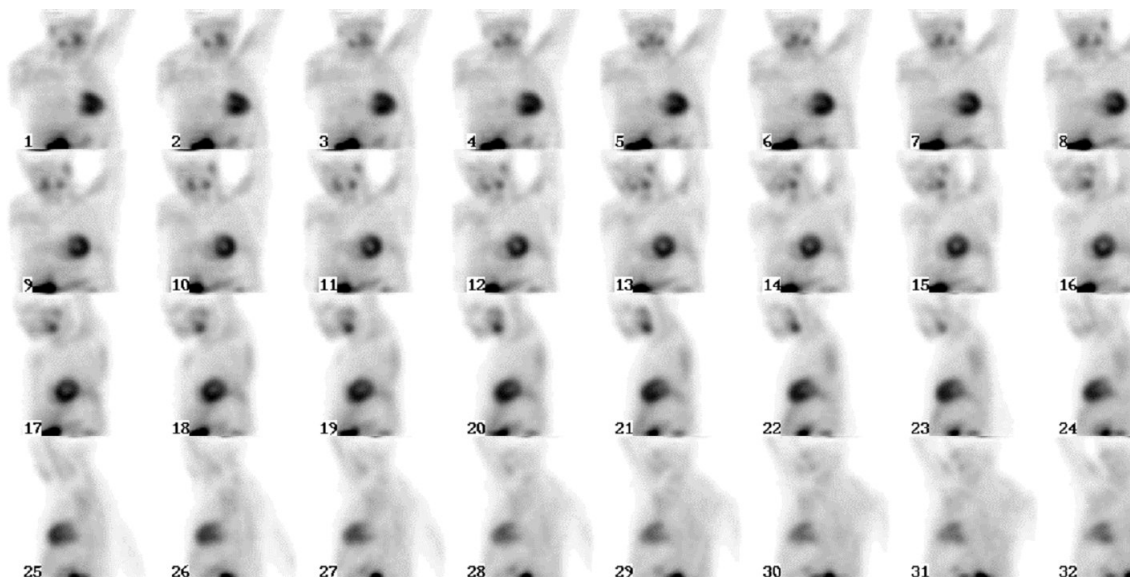
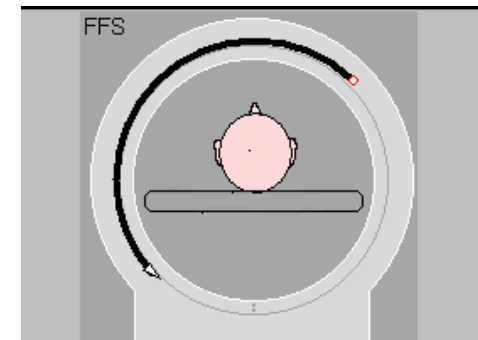
Méthodes

- Rétroprojection filtrée (analytique)
- Reconstructions itératives (MLEM; OSEM...)

Tomographie d'émission monophotonique

exemple : perfusion myocardique

- 32 images planaires / 180° (15 min)
- Reconstruction → tomographies (SPECT)



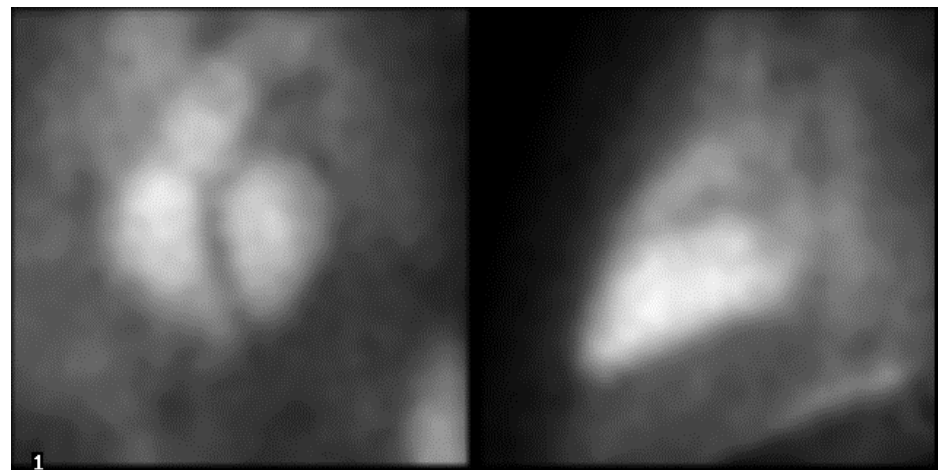
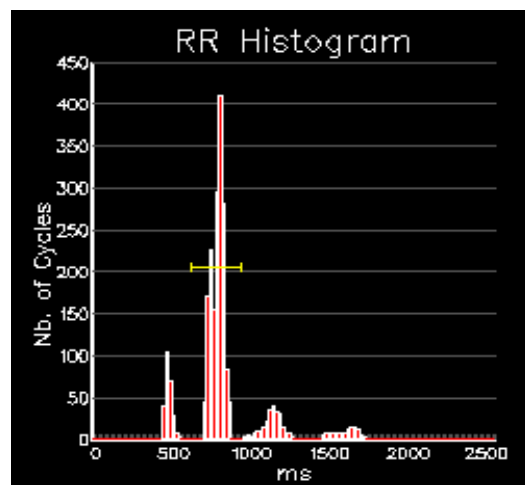
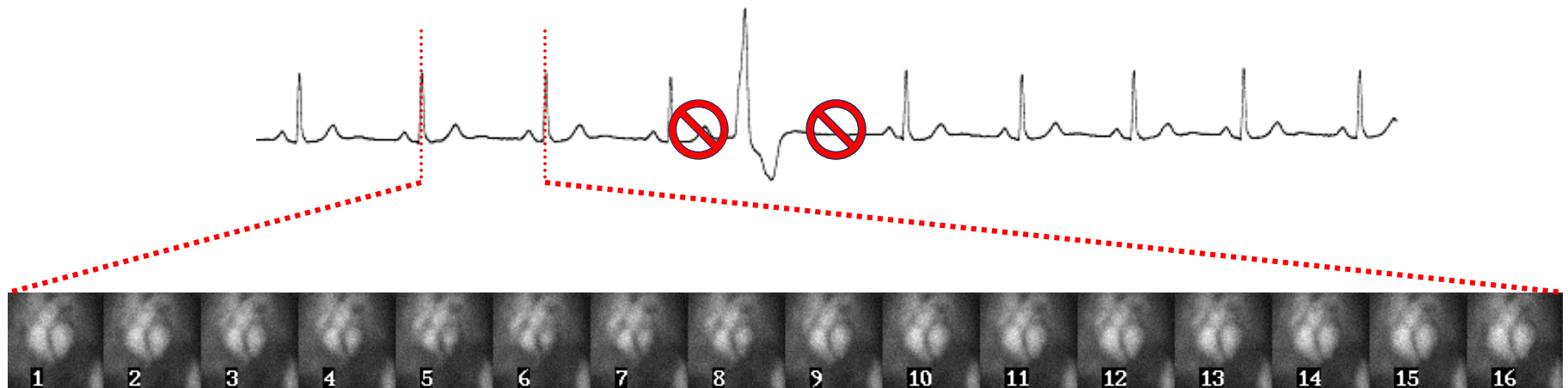
Acquisitions dynamiques

= acquisition indexée par le temps

- Acquisition **matricielle** : succession d'images planaires à intervalle variable
→ parcours du radiotraceur dans l'organisme
- Acquisition **séquentielle** (mode liste) : enregistrement la position de chaque événement en fonction de son temps de survenue, permettant une reconstruction *a posteriori*
- **synchronisation à l'ECG**
→ analyse de la cinétique du myocarde

Synchronisation à l'ECG

exemple : ventriculographie isotopique



Tomographie par émission de positons (TEP)

Tomographie par Emission de Positons

Radiotracteur marqué par un ***émetteur de positons***

Résolution spatiale ≈ 2 (μ TEP) à 4-5 mm (TEP cliniques)

Essor considérable lié à l'utilisation du ^{18}F -déoxyglucose (FDG) en oncologie

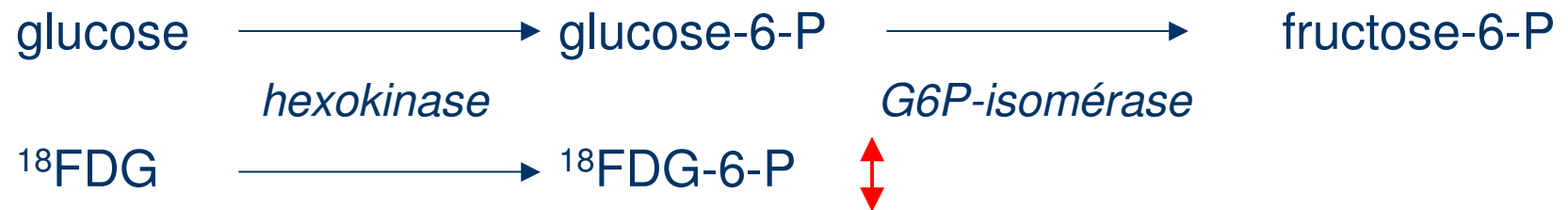
Radioéléments utilisés : $\frac{1}{2}$ vie courte

Actuellement, toutes les caméras TEP intègrent un scanner X

Isotope	Période (minutes)
^{11}C	20
^{13}N	10
^{15}O	2
^{18}F	110
^{82}Rb	1,3

Tomographie par Emission de Positons

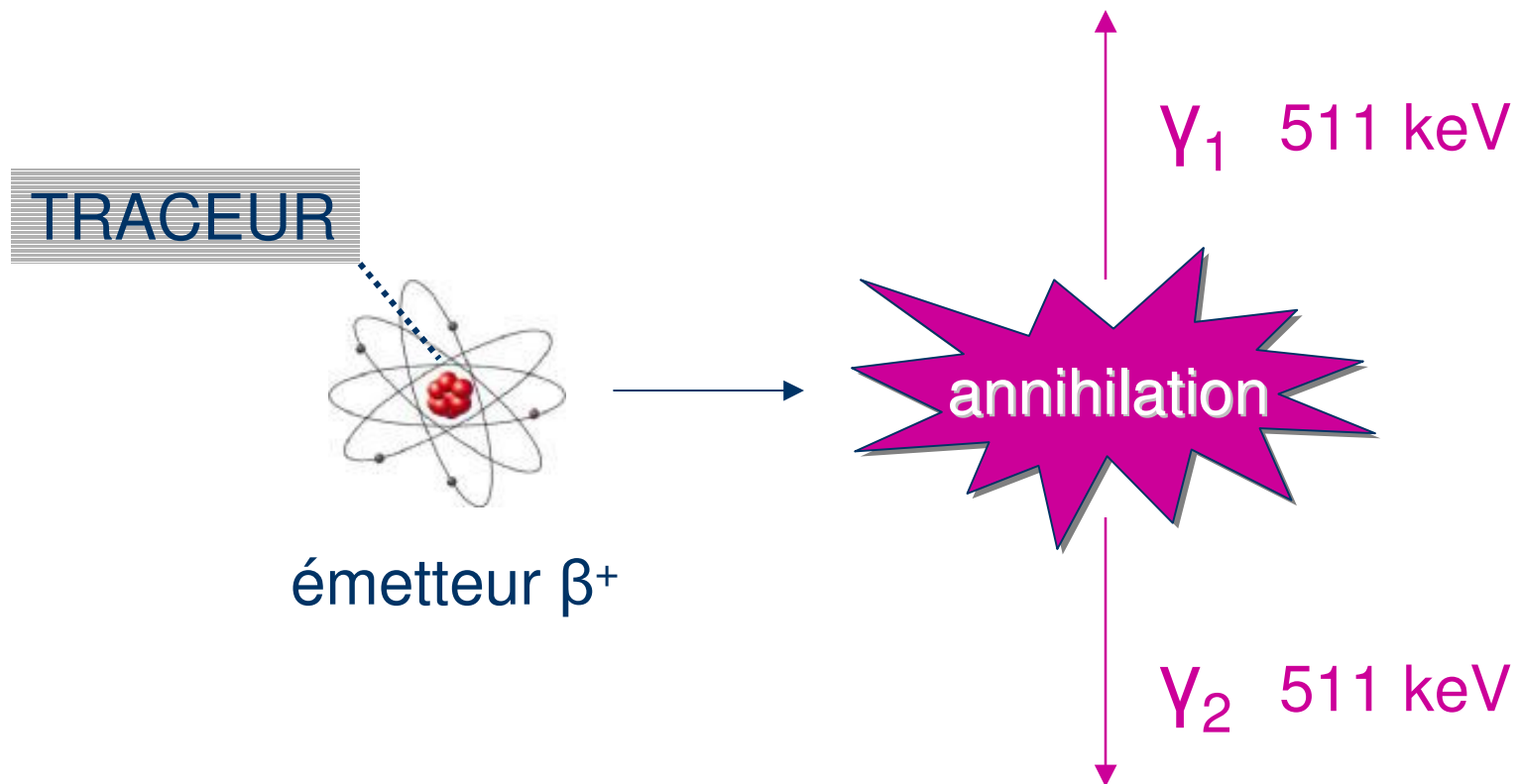
^{18}F -déoxyglucose (FDG)



- Le ^{18}F FDG-6-P n'est pas métabolisé et reste séquestré dans la cellule
- Son taux d'accumulation est proportionnel à l'utilisation de glucose par la cellule
- Radiotracer le plus largement utilisé en TEP

TEP : principe

Annihilation des positons



TEP : principe

Détecteurs :

- cristal de densité et d'épaisseur $>$ à celles de la scintigraphie monophotonique (photons plus énergétiques)
- Nombreux cristaux de petite taille
- Assemblés en couronnes (360°)
- pas de collimateur : collimation électronique



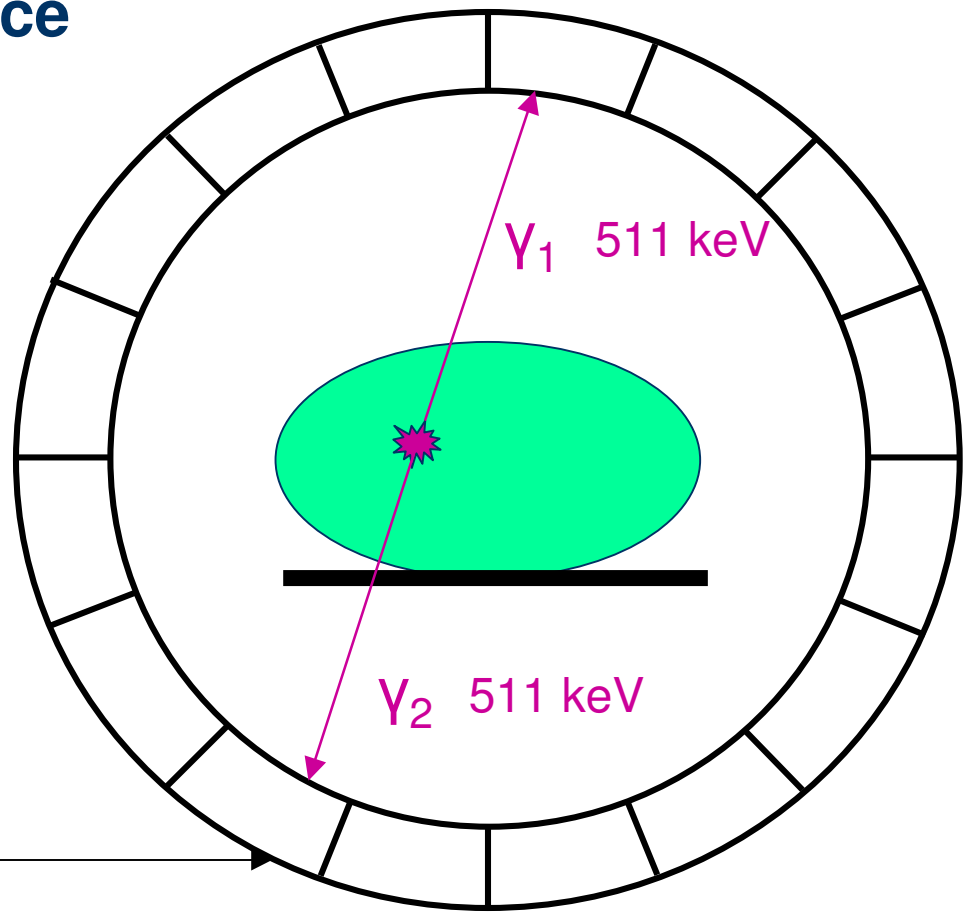
TEP : principe

Détection en coïncidence

Les 2 photons de 511 keV
sont détectés dans un
intervalle de temps (fenêtre
de coïncidence) déterminé
(quelques nanosecondes)

→ *ligne de réponse*

Couronne de détecteurs



TEP : principe

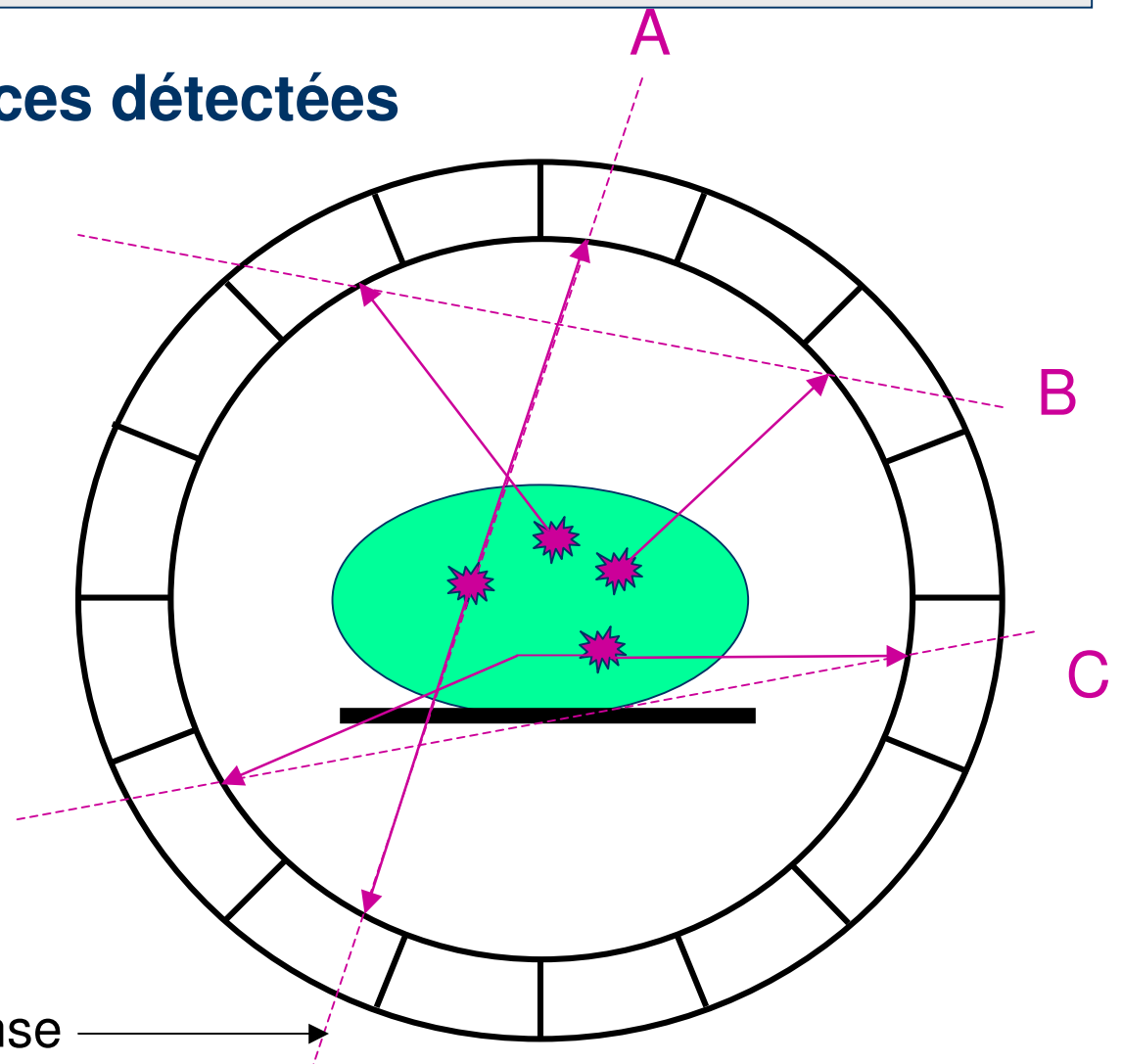
Types de coïncidences détectées

A : coïncidence vraie

B : coïncidence fortuite
(aléatoire)

C : coïncidence diffusée

Ligne de réponse →



TEP : modes d'acquisition

Mode bi-dimensionnel (2D)

- Les couronnes de détecteurs sont séparées par des septa (collimateurs annulaires)
- Acquisition : série de coupes parallèles transaxiales
- Chaque coupe est reconstruite indépendamment des coupes adjacentes

Avantages

Diminue le taux de lignes de réponse erronées

Modèle de reconstruction plus simple et quantification plus précise

Inconvénients

Diminution importante de la sensibilité

→ mode utilisé surtout en recherche

TEP : modes d'acquisition

Mode tri-dimensionnel (3D)

- Absence de septa
- Acquisition volumique
- Reconstruction volumique

Avantage

Augmentation importante de la sensibilité : réduction de l'activité injectée et de la durée de l'examen, acquisitions dynamiques

Inconvénient

Modèle de reconstruction plus complexe et quantification moins précise

→ mode utilisé en clinique et en recherche

TEP : modes d'acquisition

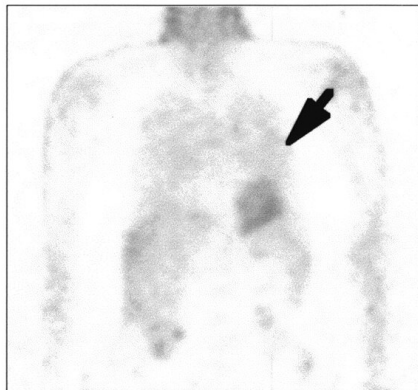
Déroulement de l'examen

- Largeur du champ de vue TEP : environ 20 cm
- Translations successives du lit pour couvrir un champ plus large
- Pour chaque position du lit, acquisition de l'image d'émission (TEP, de 2 à 5 minutes)
- Puis acquisition de l'image de transmission (TDM hélicoïdal) sur l'ensemble du champ à explorer
- Reconstruction TEP sans et avec correction d'atténuation
- Présentation des résultats sans ou avec fusion

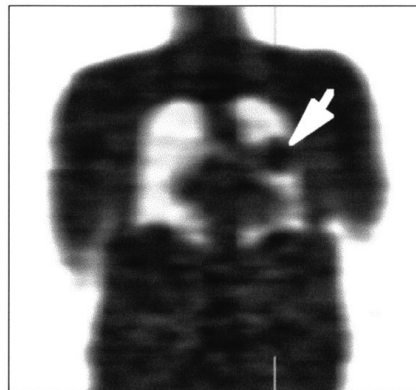
TEP : correction d'atténuation

La correction d'atténuation en TEP

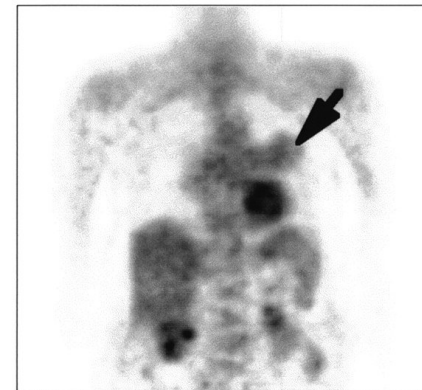
- Atténuation des photons d'annihilation fonction de la densité des tissus traversés
- Carte d'atténuation fournie par la TDM
- Résultat : image de la répartition du traceur corrigée de l'atténuation
- Permet la quantification de la concentration du traceur dans le tissu



émission non corrigée



carte d'atténuation
(transmission)



émission corrigée

TEP : quantification

Quantification en TEP

- *Quantification absolue*

- Faible atténuation (511 keV)
- Correction d'atténuation
- Bonne résolution spatiale
- Correction de l'effet de volume partiel

} Quantification absolue du phénomène étudié

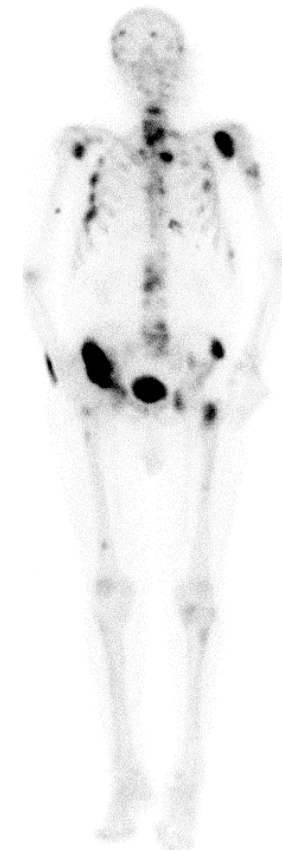
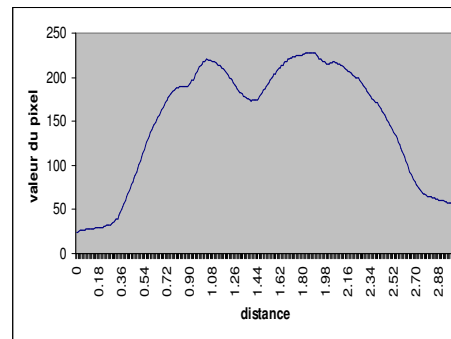
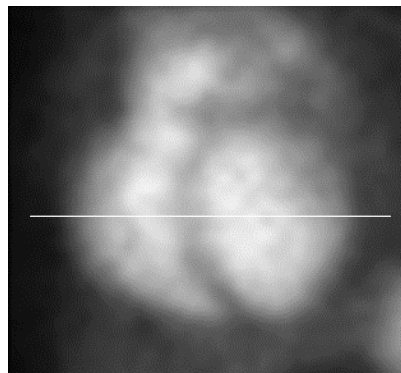
- *Quantification relative*

Méthodes d'analyse des informations

Méthodes d'analyse des informations

Analyse visuelle

Valeur du pixel = activité du radiotraceur



Visualisation

échelle de gris

échelle de couleurs

Méthodes d'analyse des informations

Quantification

Absolue : prélèvements / TEP

Relative : gamma-caméra / TEP

Représentation de la quantification

- Valeur : absolue / relative
- Image paramétrique : valeur du pixel = paramètre étudié

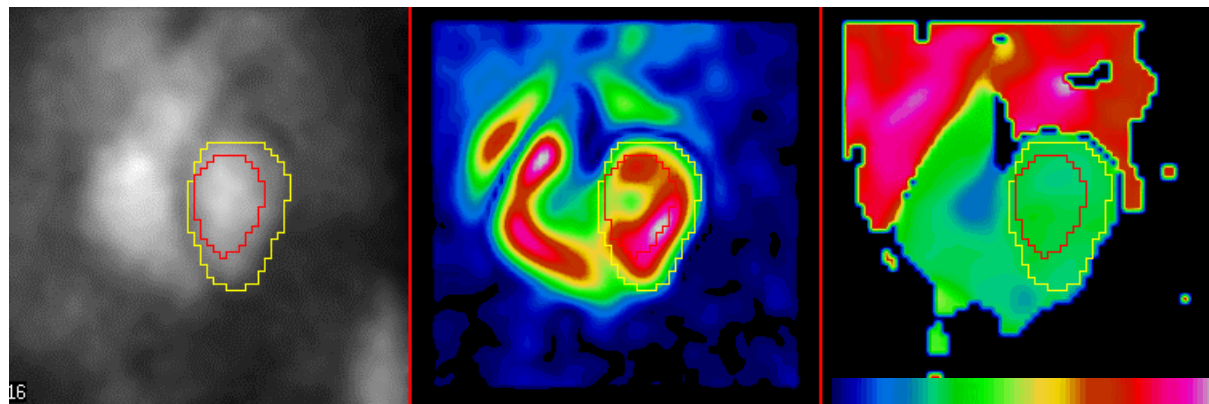


image brute

amplitude

phase

Quantification sans imagerie

Mesure de l'activité d'un *échantillon biologique isolé* (sang, urine, tissu)

Principes de l'analyse compartimentale

- Compartiment :
ensemble de molécules possédant un comportement identique
espace (éventuellement virtuel) à l'intérieur duquel le traceur se répartit rapidement
- État stationnaire : vitesse d'élimination = vitesse de remplacement
→ les échanges existent mais les concentrations restent stables ($\neq$ équilibre)

Quantification sans imagerie

Permet la quantification de paramètres physiologiques

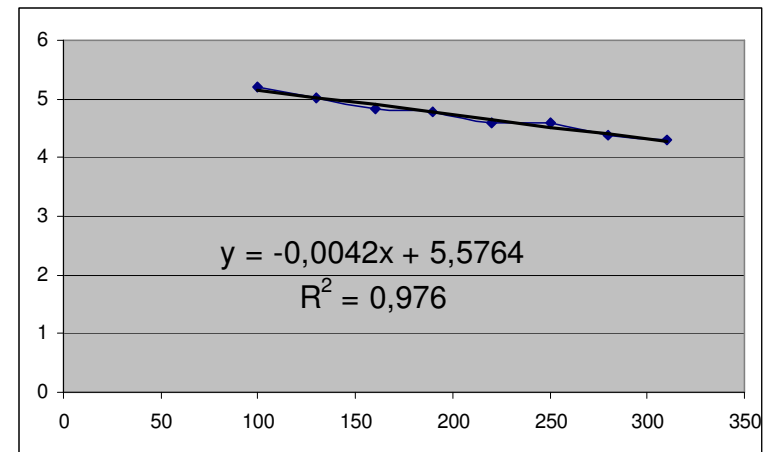
Exemple : débit de filtration glomérulaire ($^{51}\text{Cr-EDTA}$)

k : constante d'élimination du traceur

C_0 : concentration du traceur à t_0

V_D : volume de distribution

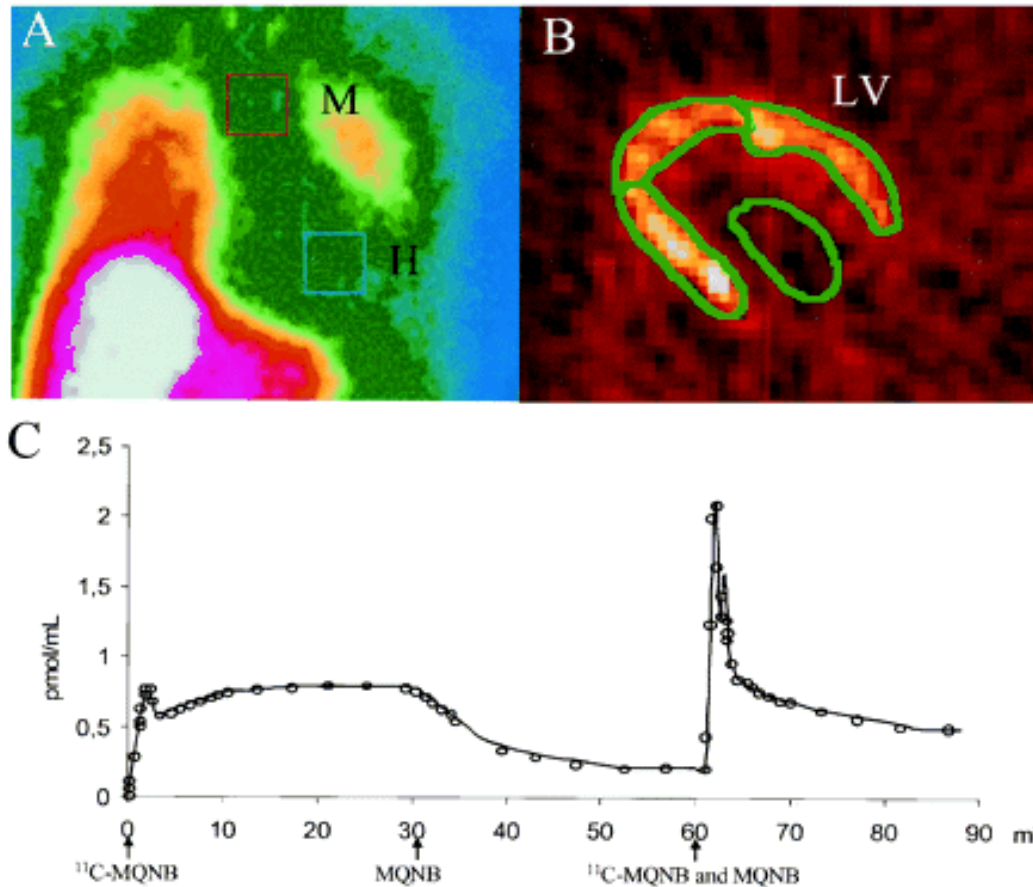
$V_D = \text{activité injectée} / C_0$



Clairance plasmatique EDTA = $k \cdot V_D$ (ml/mn)

Quantification absolue en TEP

exemple : densité + constante d'affinité des récepteurs muscariniques dans le myocarde



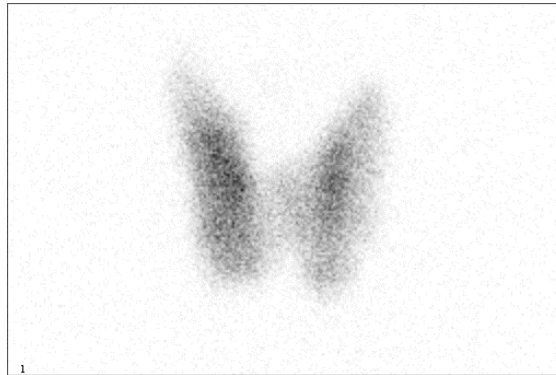
Principales applications cliniques

Scitnigraphie thyroïdienne

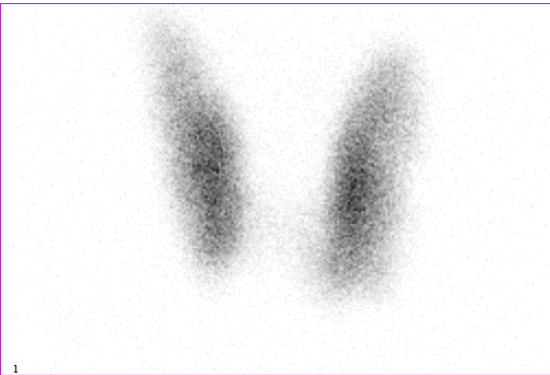
- Utilise les isotopes de l'**iode** le plus souvent, car substrat spécifique pour la synthèse des hormones thyroïdiennes
- Réalise une cartographie du métabolisme de la glande et la mesure de la fixation est son reflet exact
- Peut également être effectuée avec le ^{99m}Tc , mais sans quantification de la fixation
- Diagnostic étiologique des hyperthyroïdies et exploration des nodules thyroïdiens découverts à la palpation ou à l'échographie
- ^{123}I = imagerie, et ^{131}I = thérapie (hyperthyroïdie, cancer)

Scitnigraphie thyroïdienne

Normale



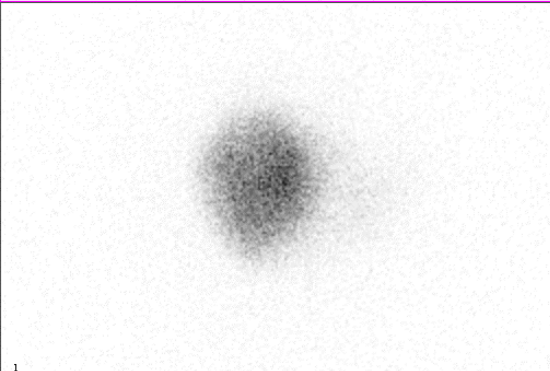
Maladie
de
Basedow



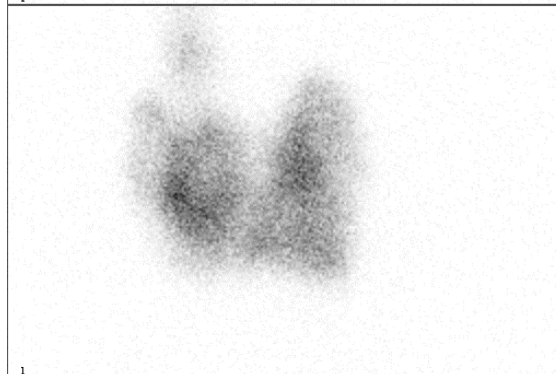
Nodule
froid



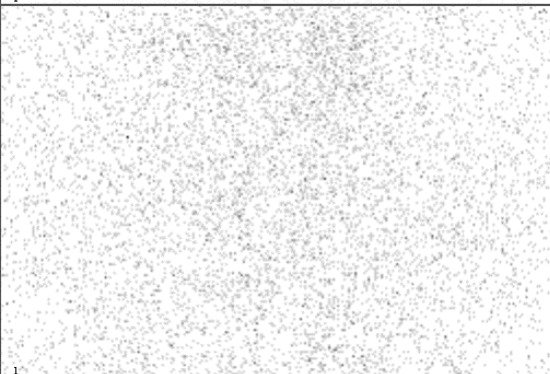
Nodule
chaud



Goitre
multi-
hétéro-
nodulaire



Scinti.
blanche

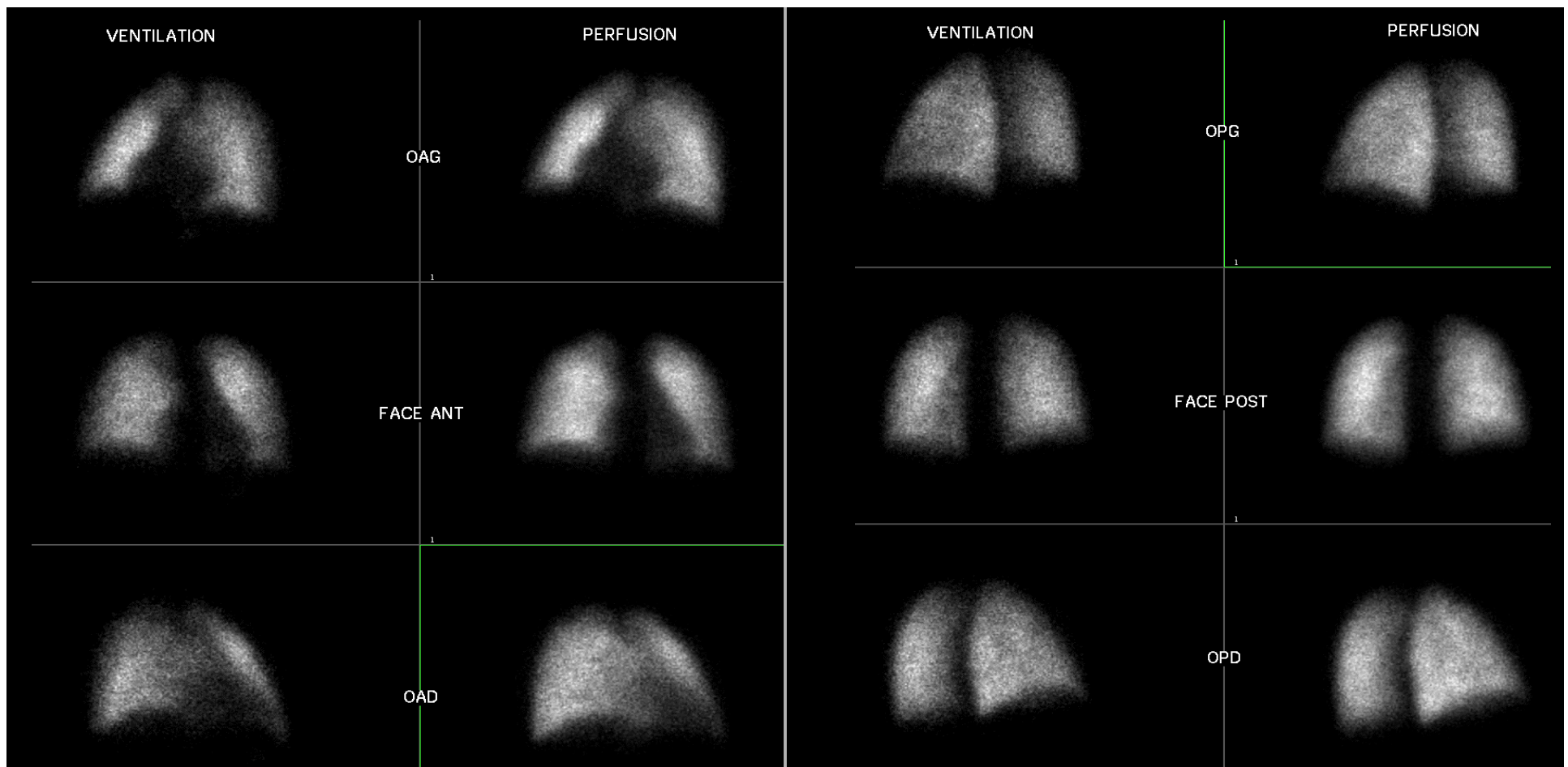


Scintigraphie pulmonaire

- Scintigraphie de perfusion : injection de macro-agrégats d'albumine ($\varnothing$ 10 – 100 μm) marqués au $^{99\text{m}}\text{Tc}$, qui se distribuent selon les débits loco-régionaux de perfusion pulmonaire puis se bloquent dans les capillaires
- Scintigraphie de ventilation : après inhalation, les gaz radiomarqués ($^{133}\text{Xenon}$, $^{81\text{m}}\text{Krypton}$, aérosols technétiés) se répartissent selon les débits de ventilation et pénètrent jusqu'aux alvéoles
- Principales indications : embolie pulmonaire, quantification avant pneumonectomie ou lobectomie, bilan fonctionnel d'une insuffisance respiratoire.

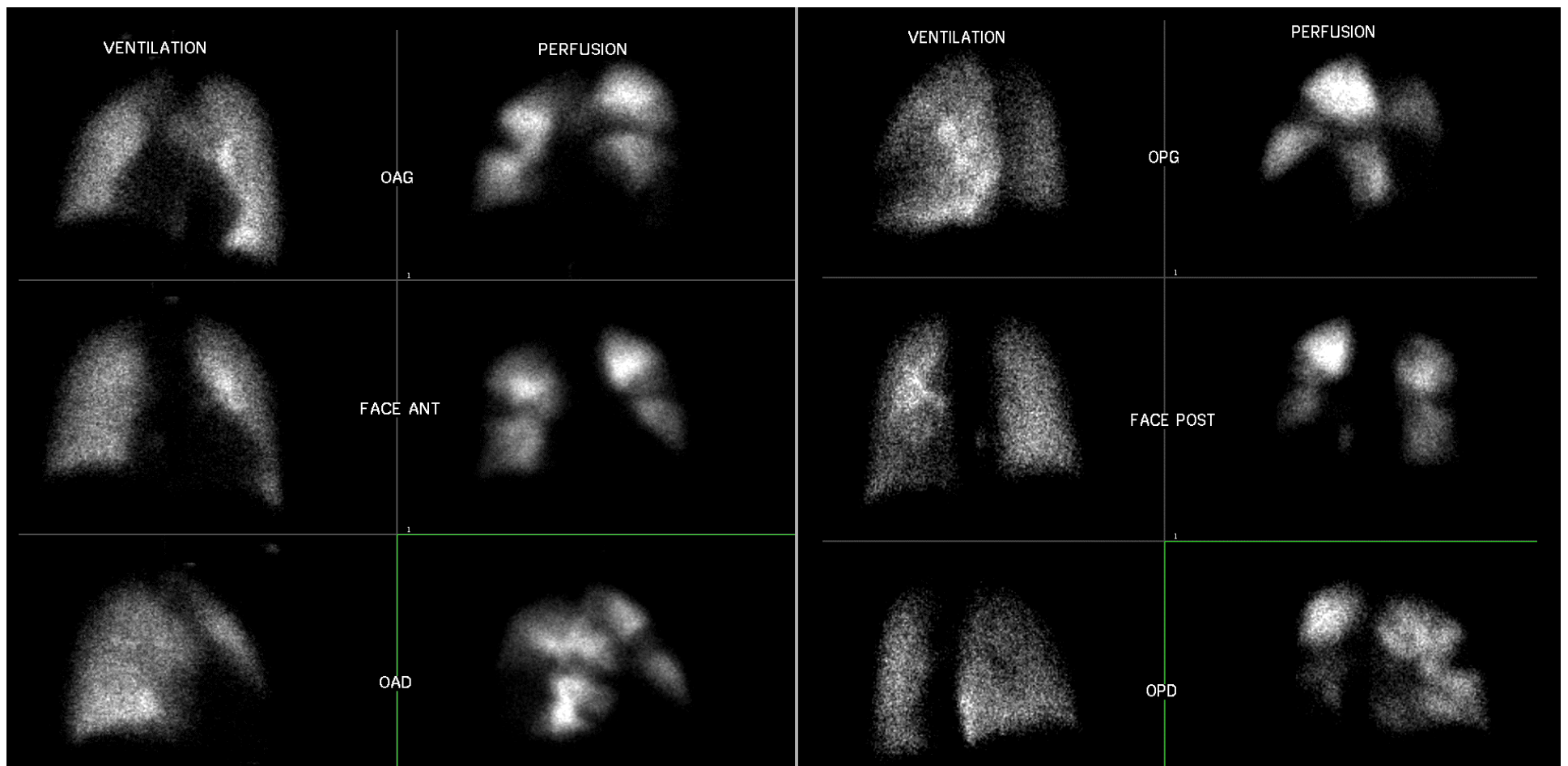
Scitnigraphie pulmonaire

Examen normal



Scitnigraphie pulmonaire

Embolie pulmonaire



Scitnigraphie osseuse

- Traceurs de la famille des phosphonates, marqués au ^{99m}Tc , captés par les ostéoblastes en fonction du débit sanguin et du métabolisme osseux.
- Au temps précoce : une hyperfixation témoigne d'une **hypervascularisation** (lésions inflammatoires ou récentes)
- Au temps tardif : elle témoigne d'une **hyperactivité ostéoblastique**
- Corps entier + images segmentaires
- Principales indications : cancérologie (recherche de métastases osseuses), traumatologie, rhumatologie

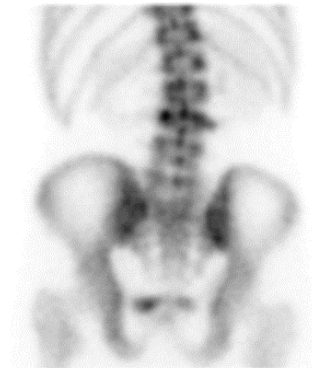
Scitnigraphie osseuse

Examen normal



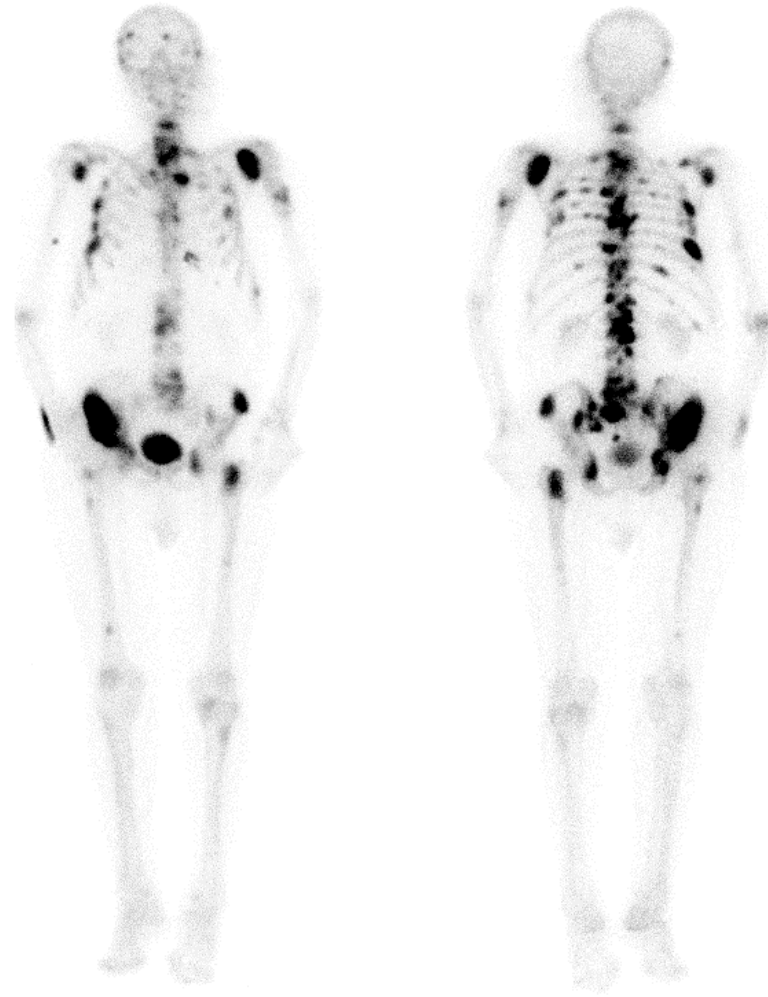
Scitnigraphie osseuse

Tassement vertébral
(L3)



Scitnigraphie osseuse

Cancer de la
prostate

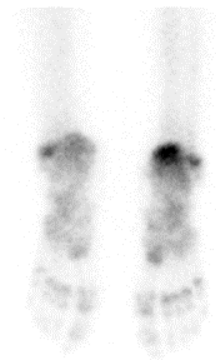


Scitnigraphie osseuse

Cartilages
de
conjugaison



1

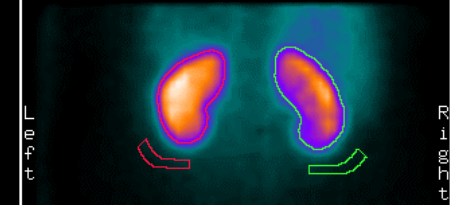
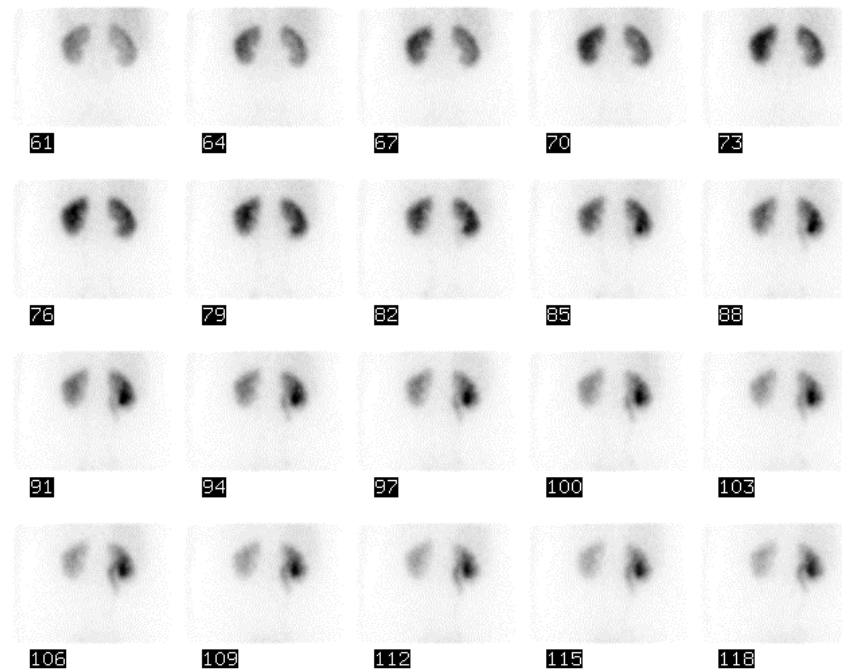


1

Scitnigraphie rénale

- Quantifie la perfusion et la fonction séparée de chaque rein, éventuellement avec des tests dynamiques (furosémide, captopril)
- Différents traceurs ont des devenir métaboliques différents : filtration (glomérulaire), sécrétion, réabsorption (tubulaire)
- Principales indications : fonction rénale relative (rein droit / gauche), syndrome de la jonction pyélo-urétérale, HTA réno-vasculaire.

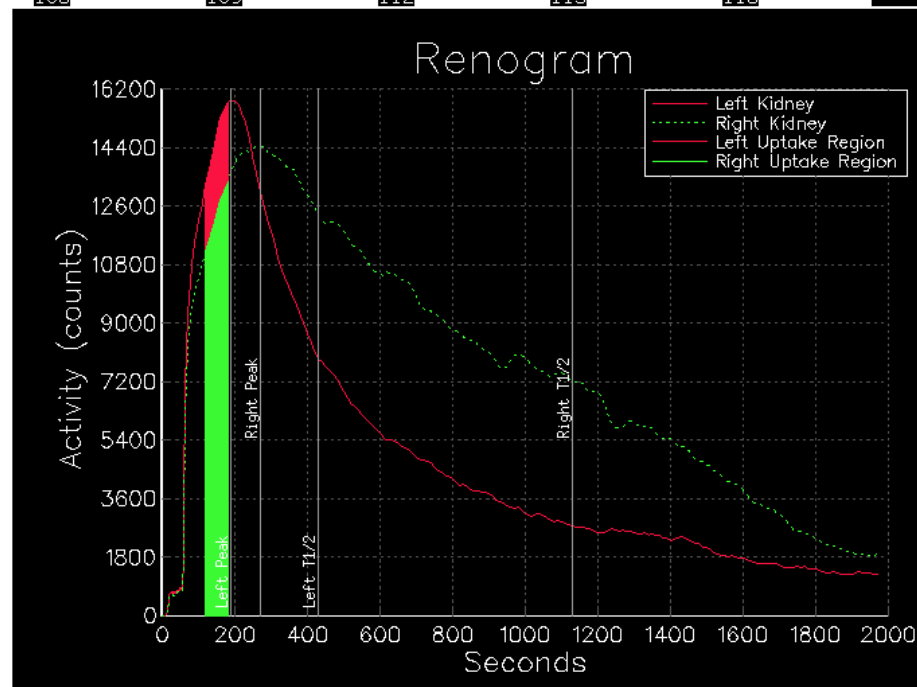
Scintigraphie rénale au MAG3



Name:
Institution:
Isotope: Tc-99m
Sample Time (sec): 1. 10

Kidney:	Left	Right
Peak Time (sec):	190.00	270.00
Peak Count (total cnts):	15845.32	14484.96
T1/2(PK) (sec):	240.00	860.00
20-min/max activity ratio:	0.16	0.47
Kidney Area (pixels):	121	127
Bkgnd Area (pixels):	30	23

Split Uptake: Left Right
Area (%): 54.37 45.63
Time interval (sec): 120.00 to 180.00



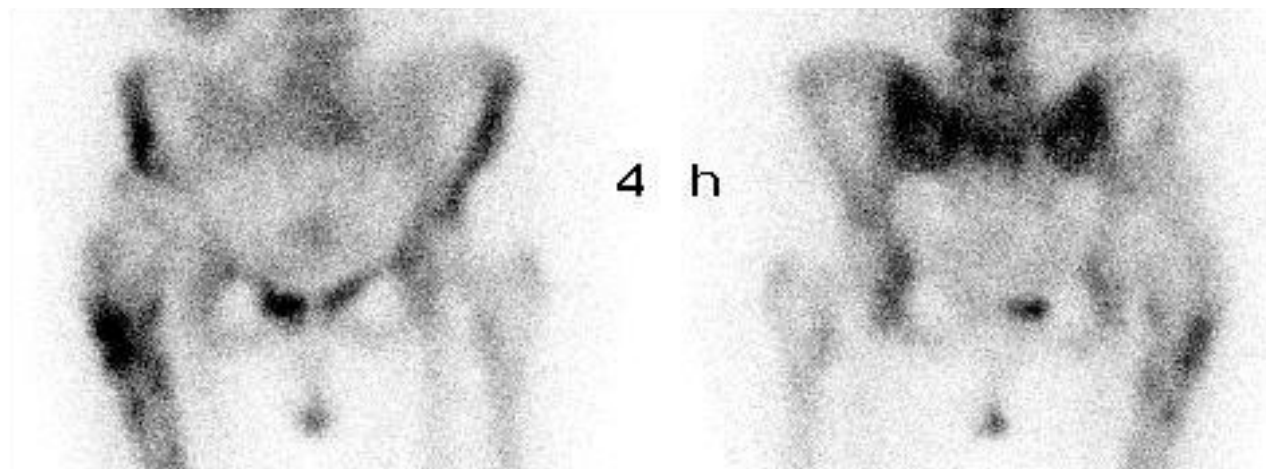
Infection

- Traceur spécifique de l'infection : ***leucocytes marqués***
→ polynucléaires autologues réinjectés après marquage par du ^{99m}Tc
- Traceur non spécifique : ***^{67}Ga***

Localise le processus infectieux, et évalue son évolutivité

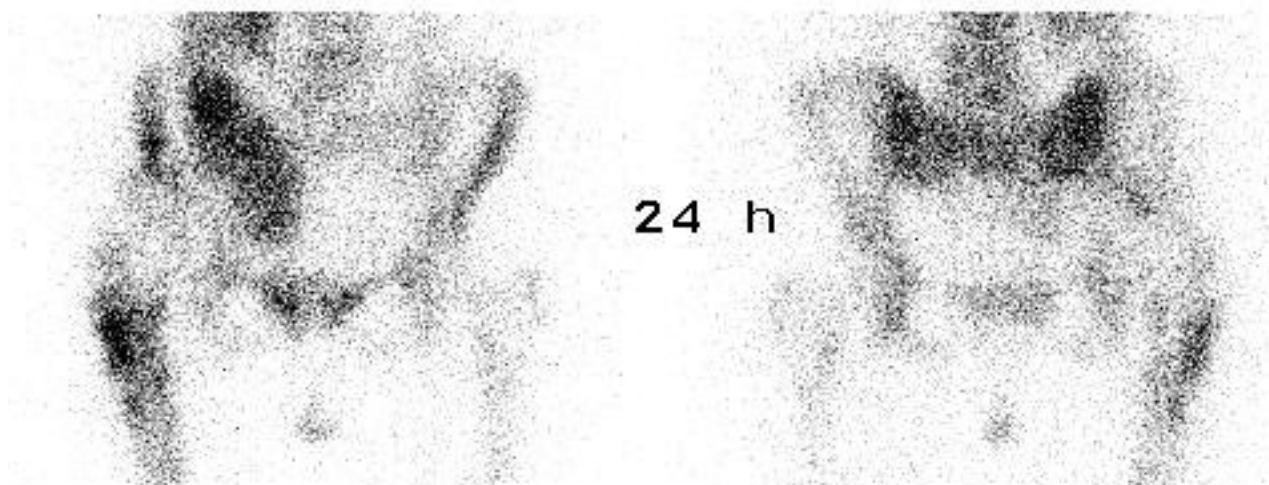
Infection : leucocytes marqués

Infection de
prothèse de
hanche droite



Face ant

Face post



Scintigraphie cérébrale

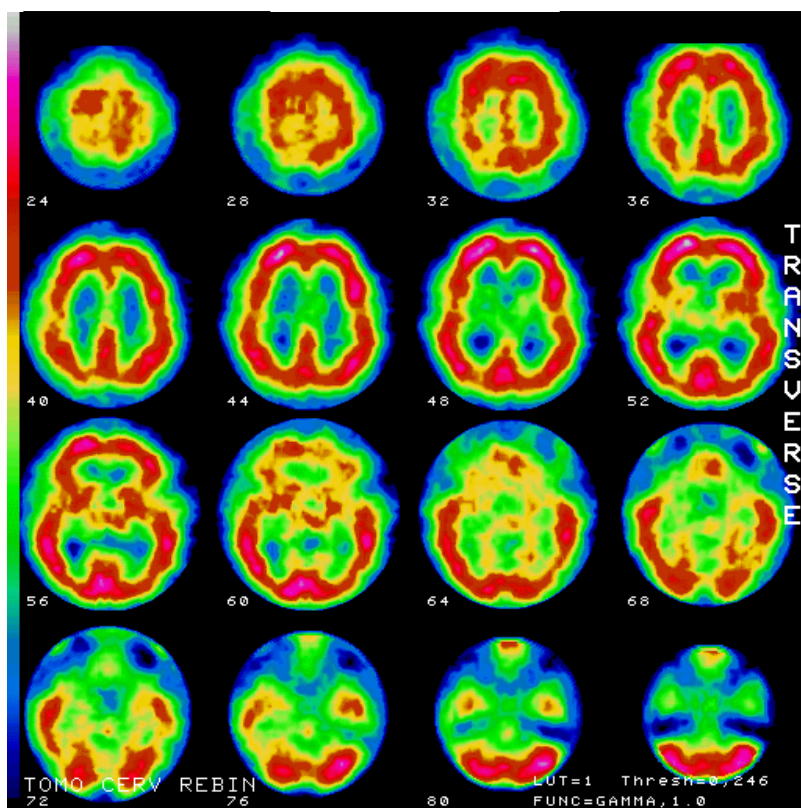
Traceurs de perfusion (marqués au ^{99m}Tc)

- Neutres et lipophiles (traversée de la barrière hémato-encéphalique)
- Puis dérivé hydrophile après fixation
- Indications principales: AVC, épilepsie, avec injection per-critiques, démences

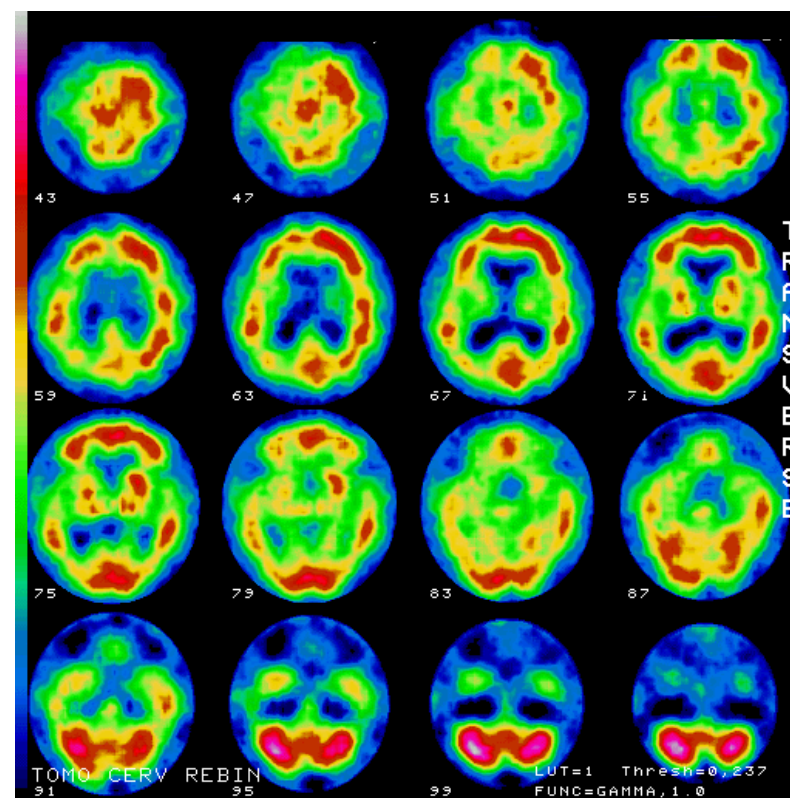
Récepteurs, par exemple dopaminergiques dans la maladie de Parkinson

Scintigraphie cérébrale

Normal

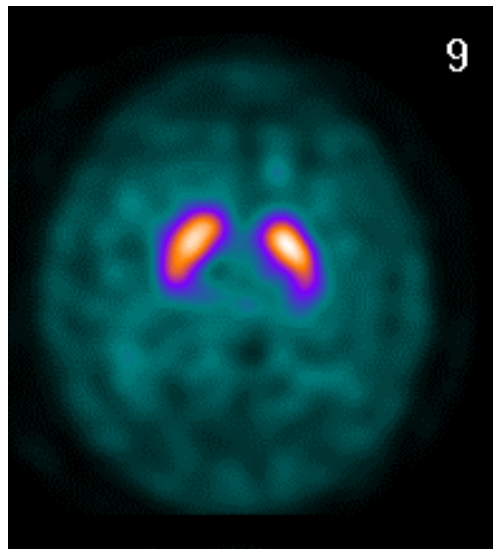


Maladie d'Alzheimer

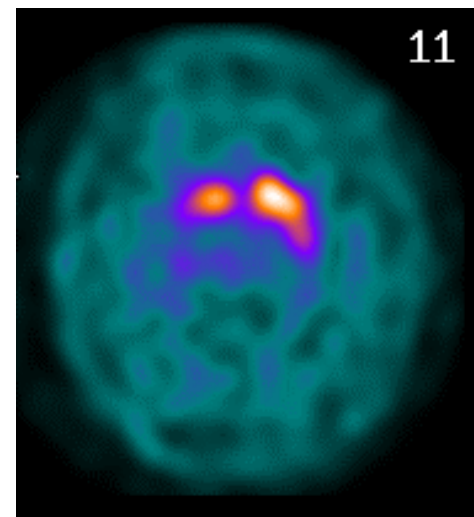


Scintigraphie cérébrale

Récepteurs dopaminergiques



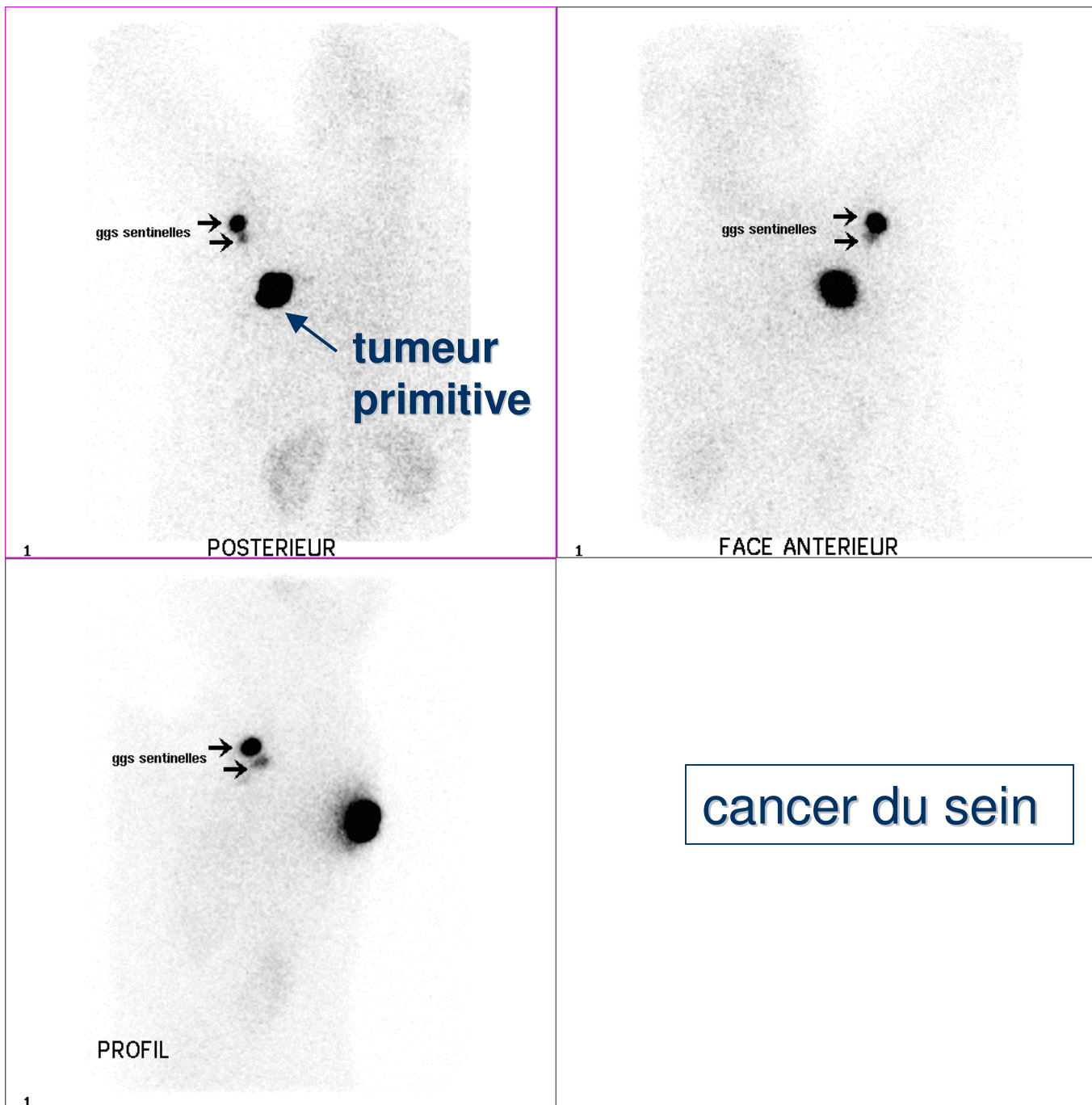
Normal



Maladie de
Parkinson

Ganglion sentinelle

- Nanocolloïdes marqués au ^{99m}Tc
- Injection péri-tumorale
- Images pré-opératoires et per-opératoires
- Cancer du sein, mélanome, cancers pelviens et ORL
- But : éviter une chirurgie systématique extensive

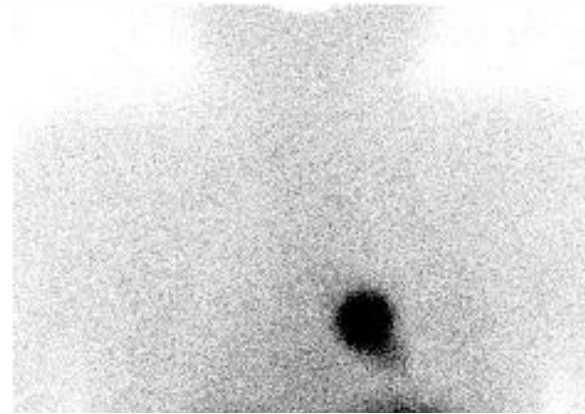


Scintigraphie des récepteurs de la somatostatine

- Les récepteurs de la somatostatine sont présents à la surface de certains tissus et surtout de certaines tumeurs, spécialement ***neuroendocrines digestives***
- Analogues marqués à l'¹¹¹Indium (élimination rénale)
- Demie-vie (T_{phys} 2,8 jours) adaptée pour des images tardives (permet l'élimination de la fixation non spécifique du traceur)
- Meilleure sensibilité que les images anatomiques

Scintigraphie des récepteurs de la somatostatine

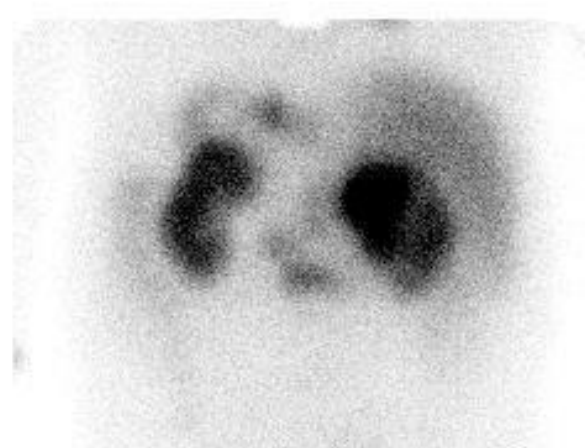
thorax



Face ant

Face post

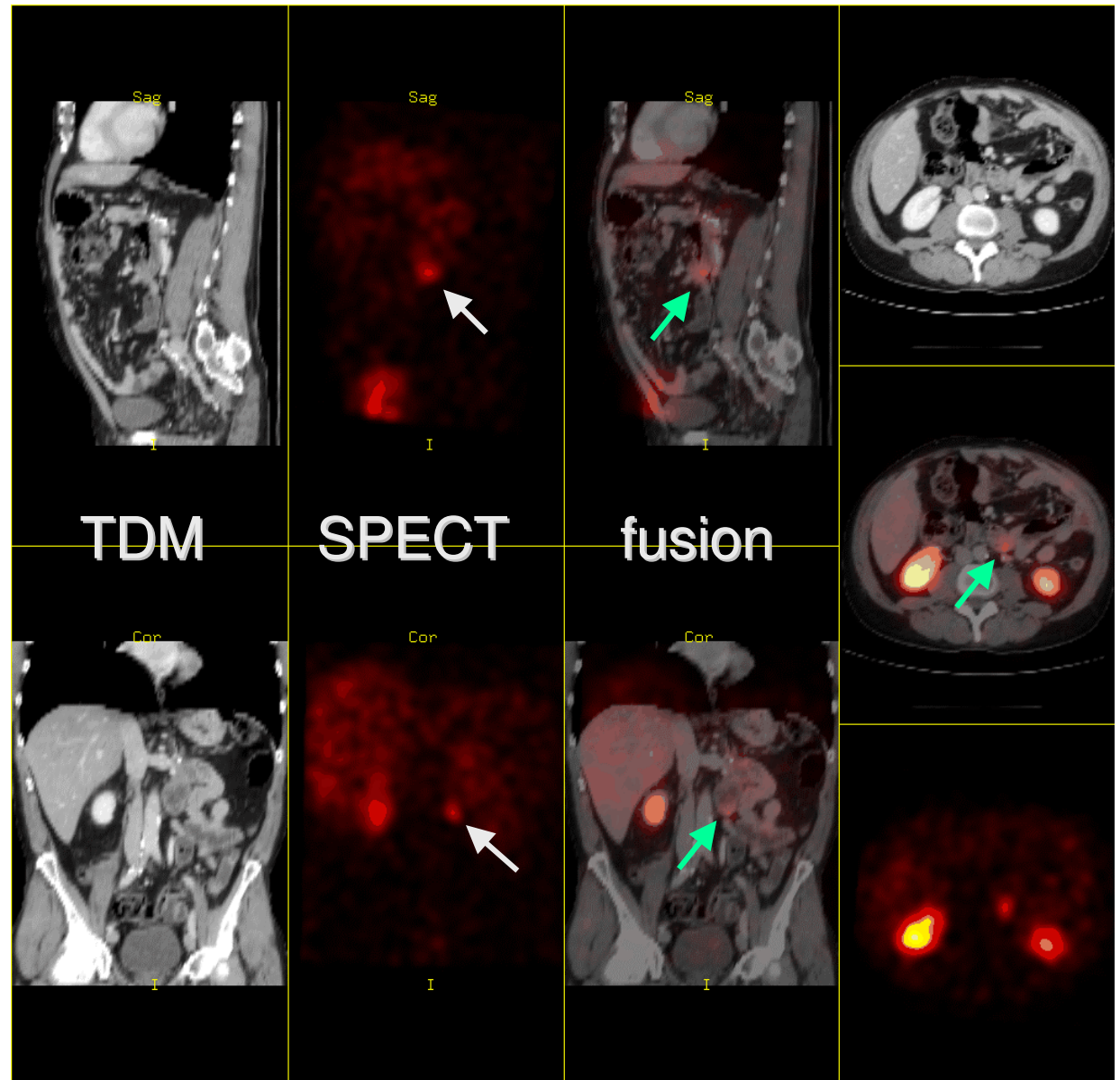
abdomen



Scintigraphie des récepteurs de la somatostatine

Fusion SPECT / TDM

Tumeur carcinoïde



Perfusion myocardique

Perfusion myocardique

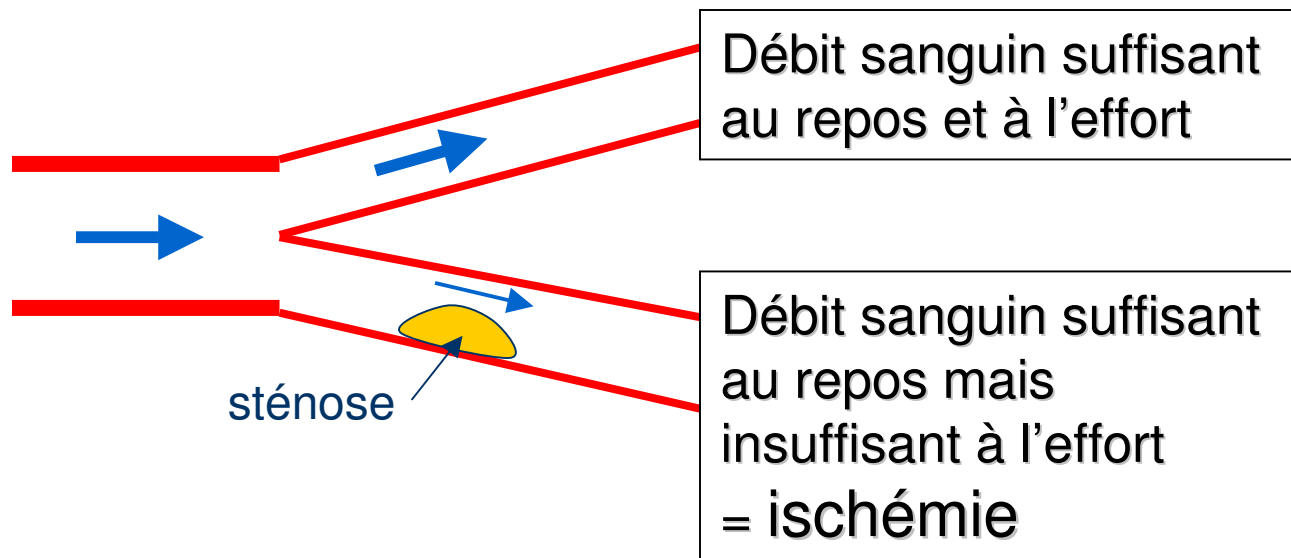
Indication : recherche et localisation de l'ischémie / nécrose myocardique

*Ischémie myocardique = insuffisance de l'apport en oxygène au myocarde
(insuffisance coronaire)*

- Tests de stimulation : Effort (vélo, tapis roulant) ou pharmacologique (vasodilatateurs, dobutamine)
- Injection du traceur au maximum de l'effort
→ image de la perfusion myocardique à l'effort
- Puis 2^{ème} examen au repos
→ image de la perfusion myocardique au repos

Perfusion myocardique

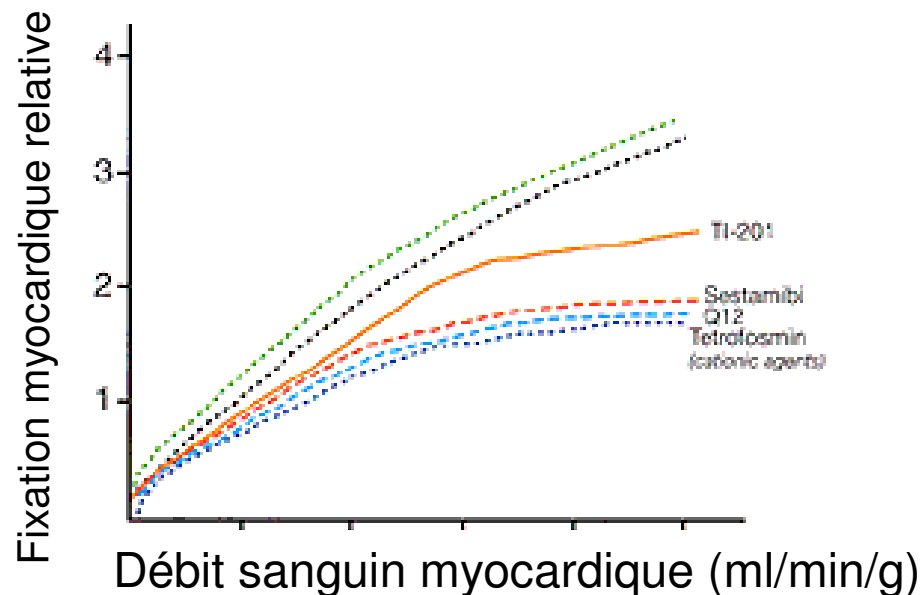
À l'effort, les besoins en oxygène du myocarde augmentent et donc le débit sanguin augmente



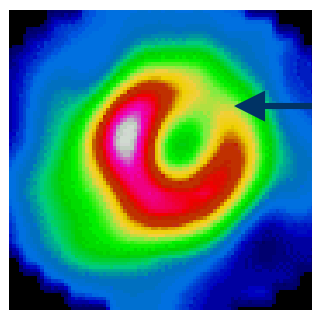
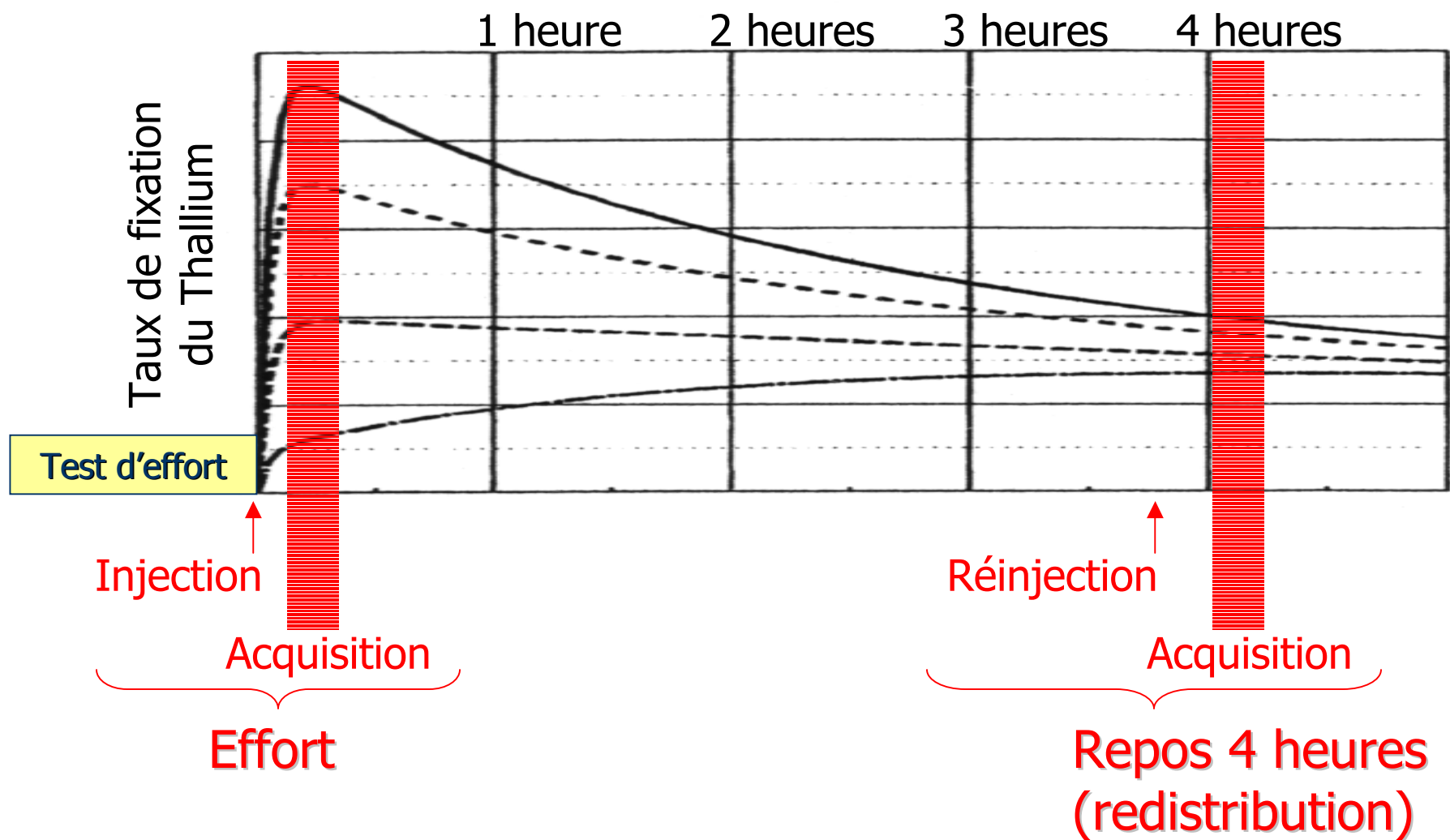
⇒ la recherche d'une ischémie myocardique comprendra 2 temps :
effort et repos

Perfusion myocardique

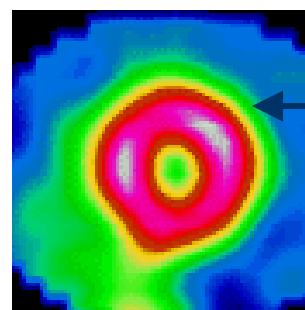
La fixation du traceur est proportionnelle au débit sanguin local



⇒ les différences de *débit sanguin local* vont se traduire par des différences *d'intensité de fixation* du traceur



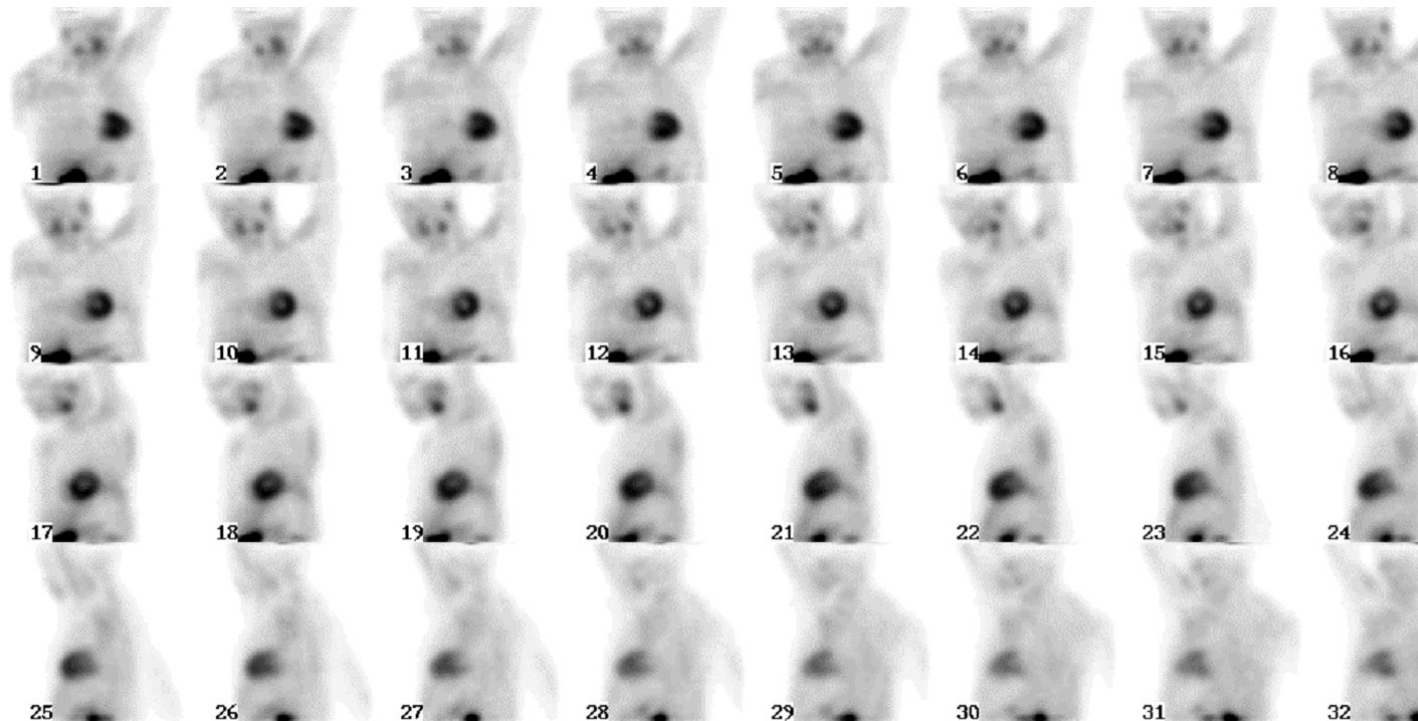
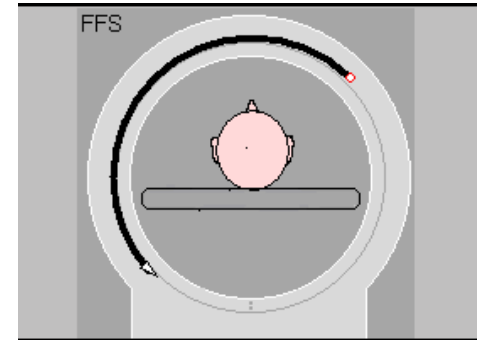
Hypofixation
segmentaire du
Thallium



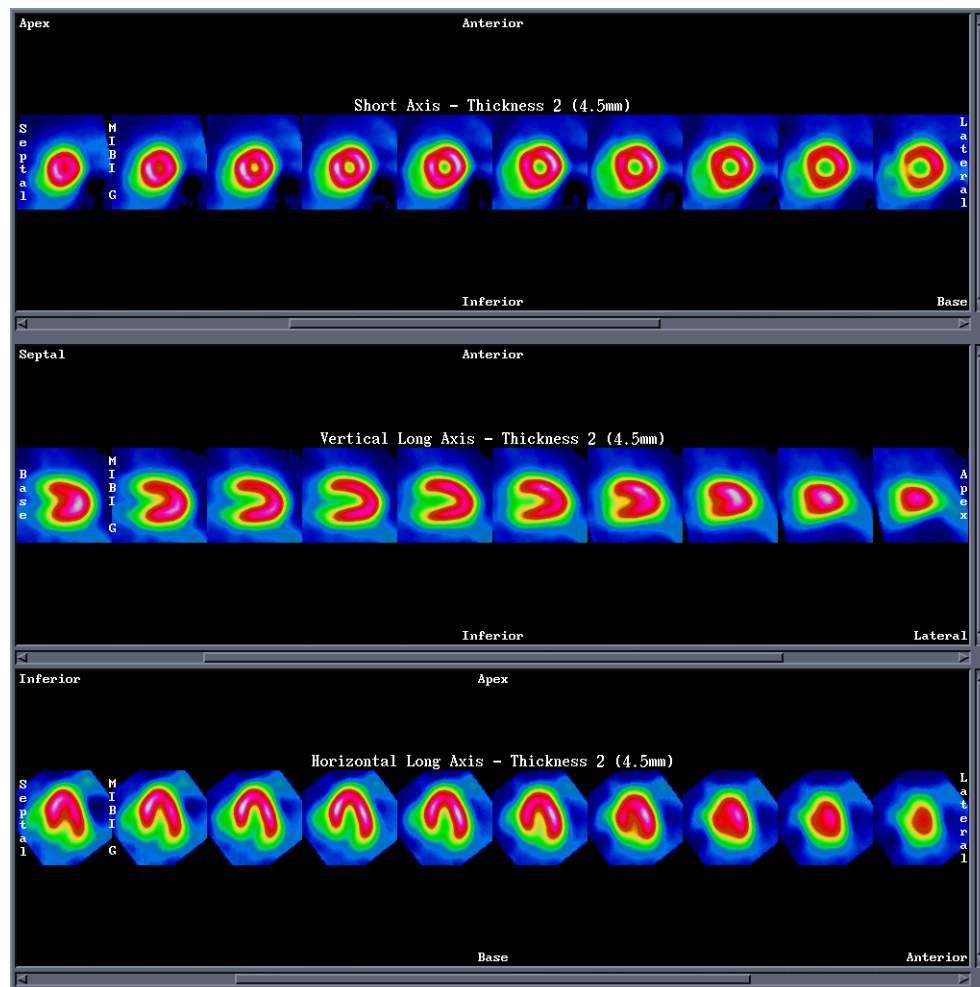
Redistribution

Acquisition : tomographie

- 32 images planaires / 180° (15 min)
- Reconstruction → tomographies (SPECT)



Présentation des résultats



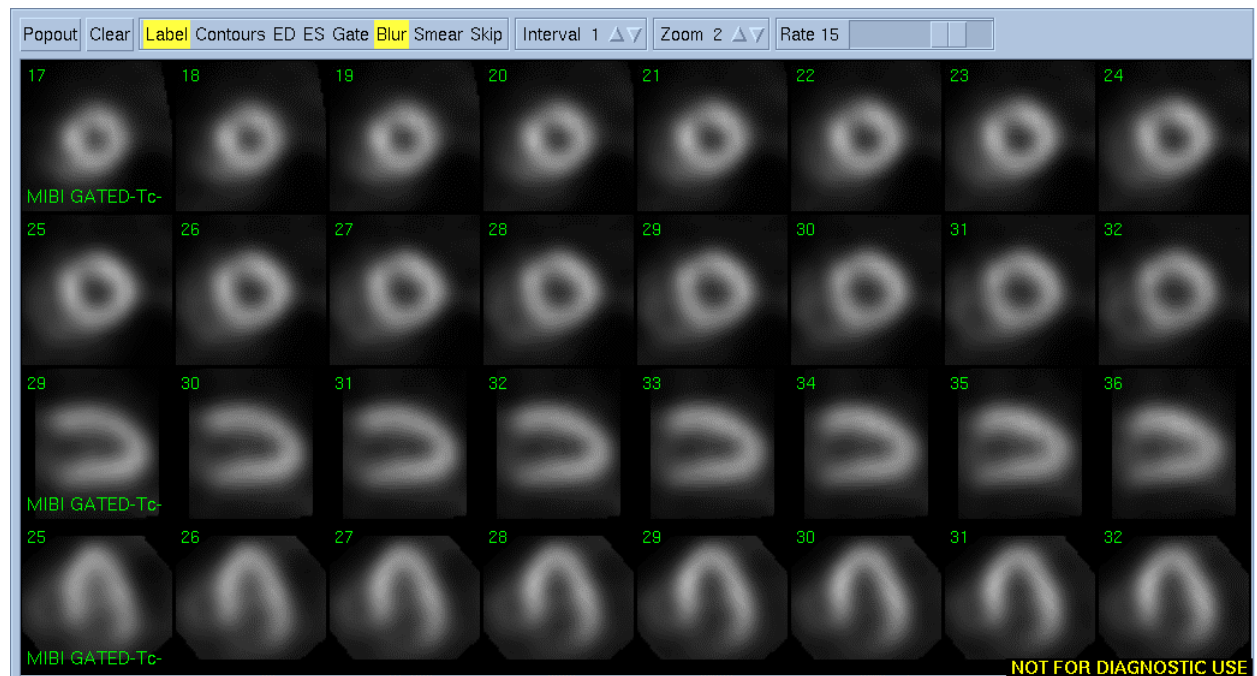
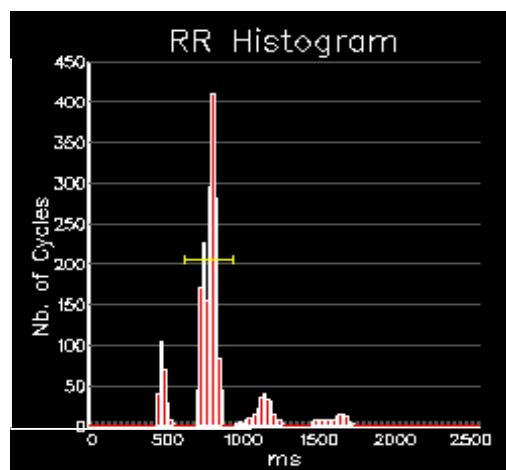
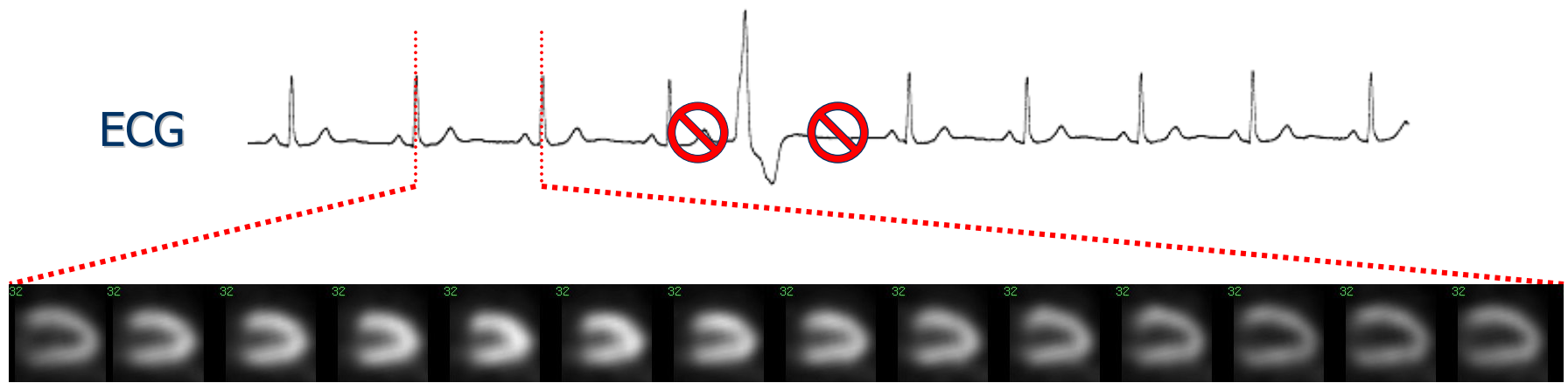
Petit axe

Vertical grand axe

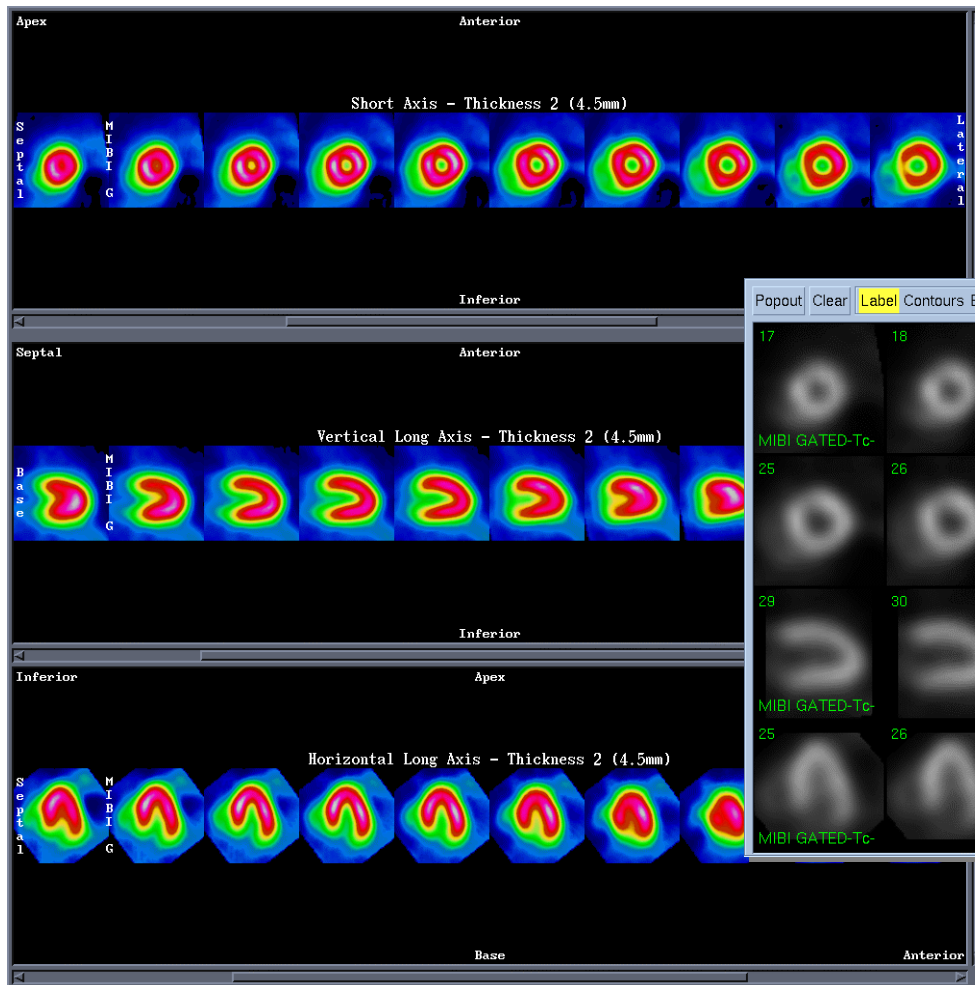
Horizontal grand axe

min  max

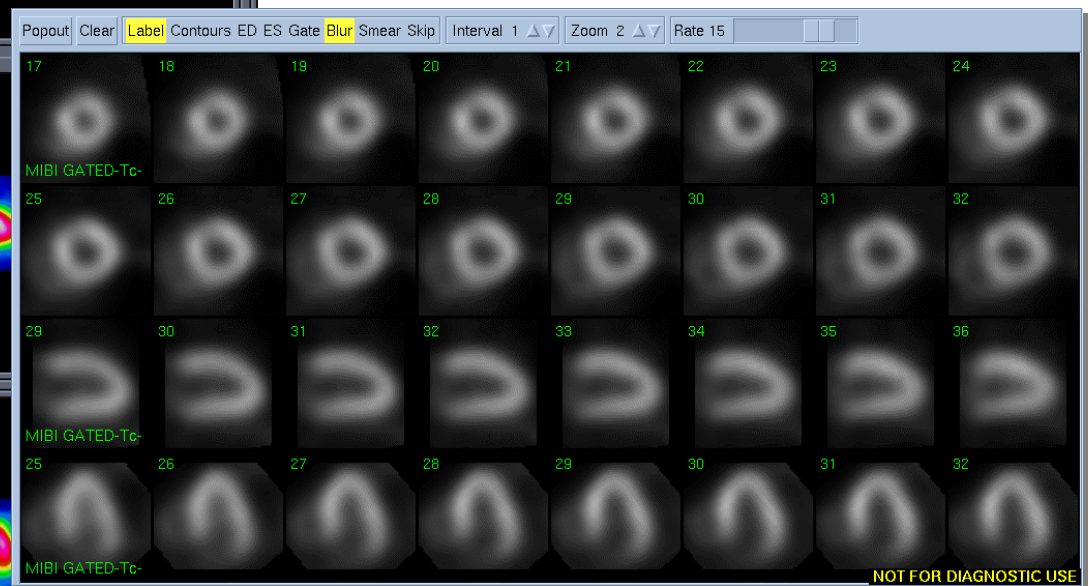
Acquisition : synchronisation à l'ECG



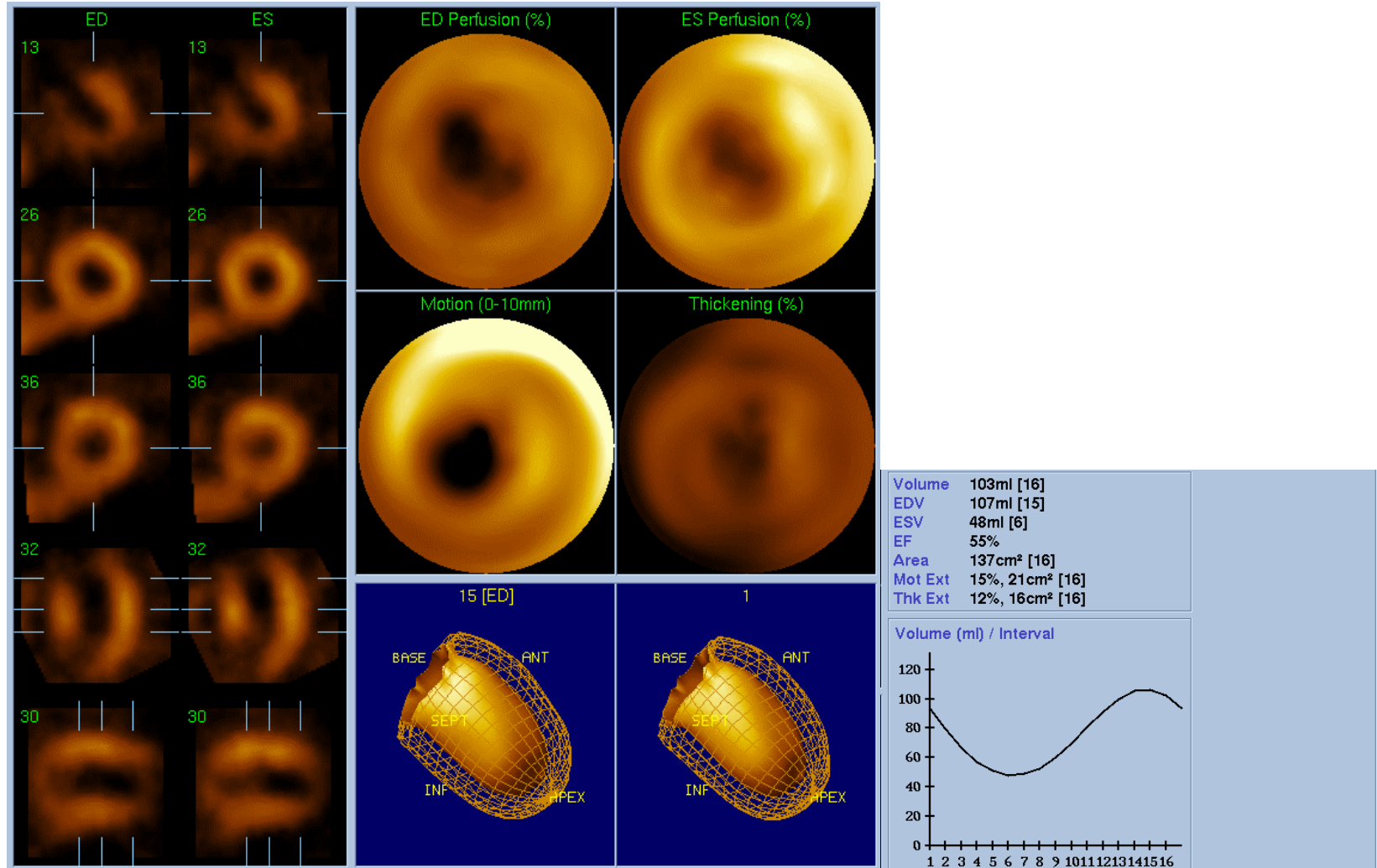
Analyse : perfusion et fonction



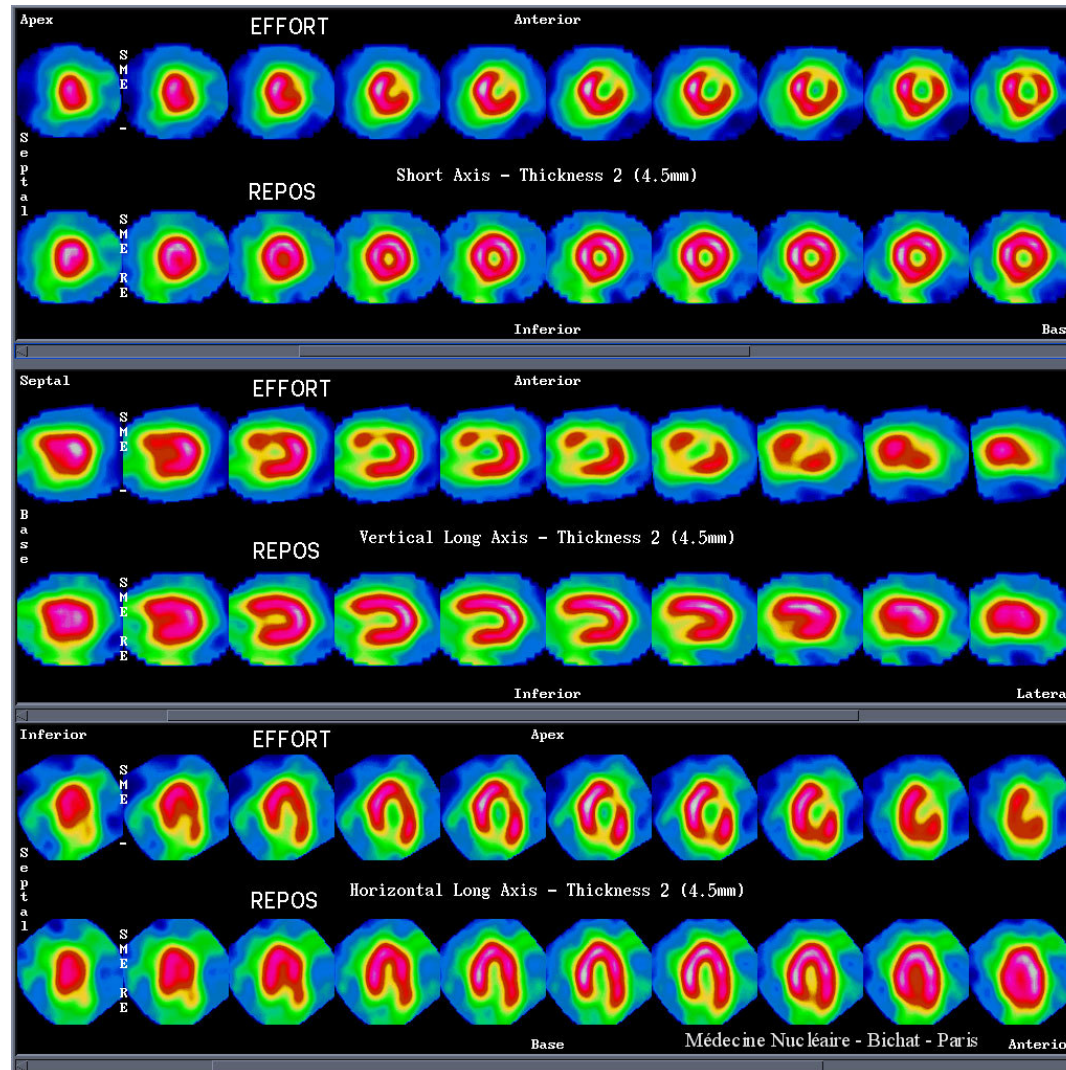
Petit axe



Analyse : volumes



Ischémie = hypofixation réversible



Sténose
diagonale

Ventriculographie isotopique

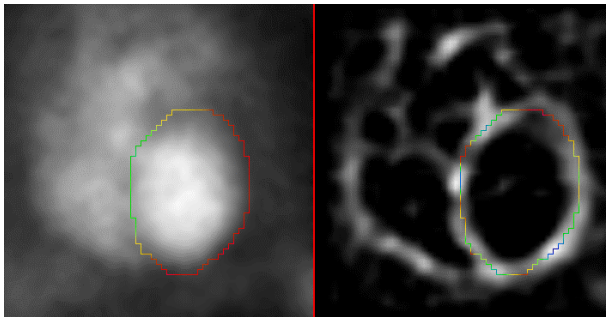
Ventriculographie isotopique

Méthodes

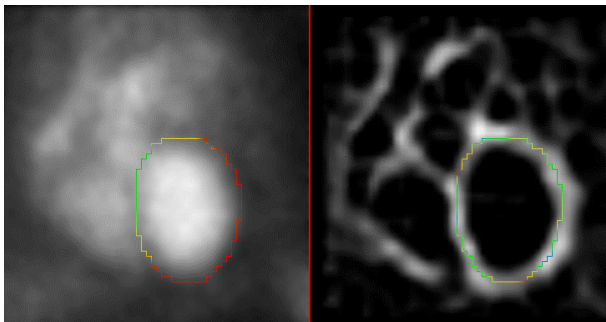
- Marquage *in vivo* des hématies par du ^{99m}Tc
- Acquisition synchronisée à l'ECG selon 1 ou plusieurs incidences
- Indications
 - Calcul de la fraction d'éjection ventriculaire gauche
 - Analyse de la cinétique segmentaire
 - Mesure des délais (phases) de contraction

Analyse : FEVG

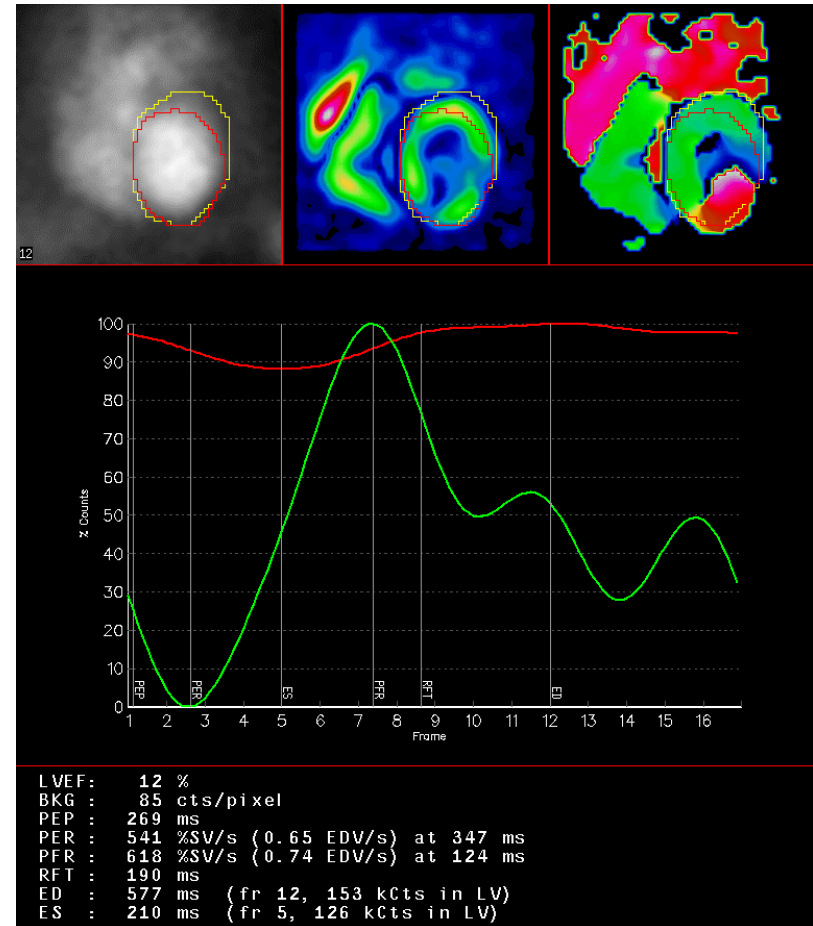
ROI
télédiastolique



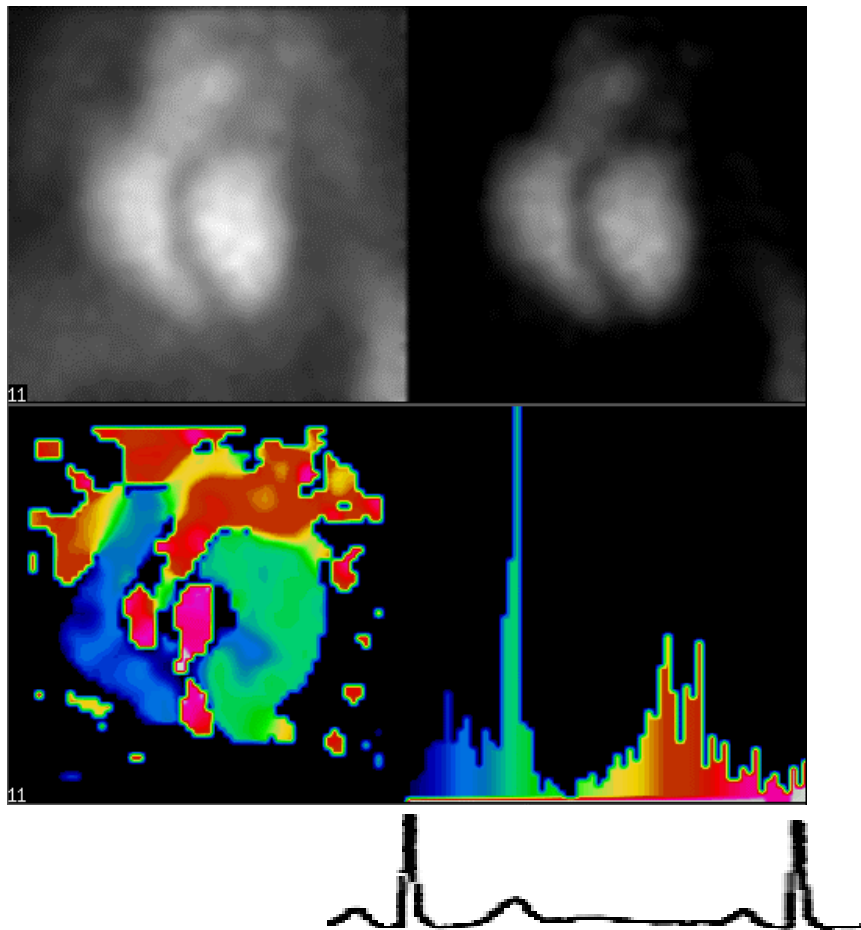
ROI
télésystolique



$$\text{FEVG} = \frac{\text{Act TD} - \text{Act TS}}{\text{Act TD}}$$



Analyse des phases de contraction : principe

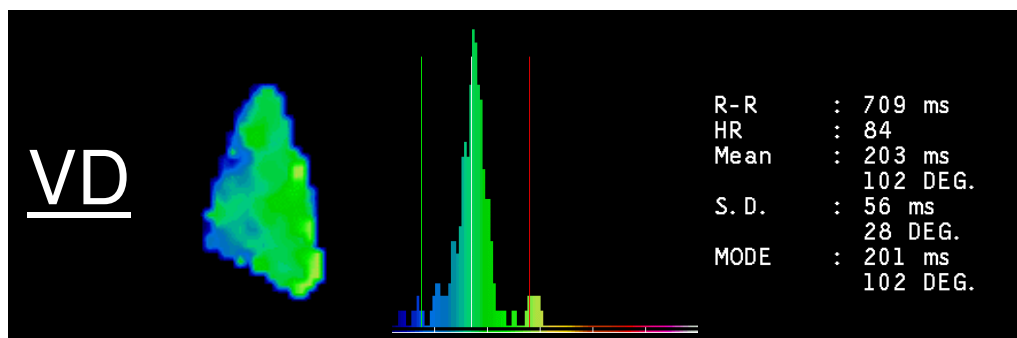
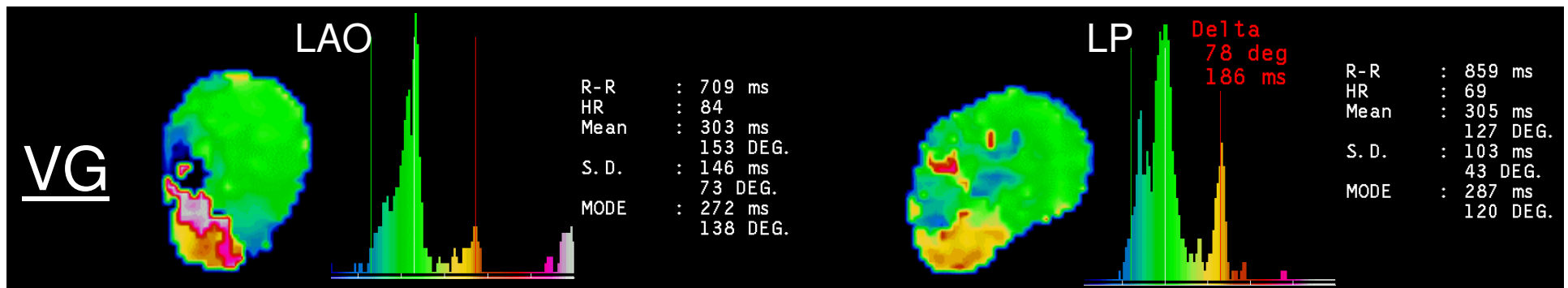
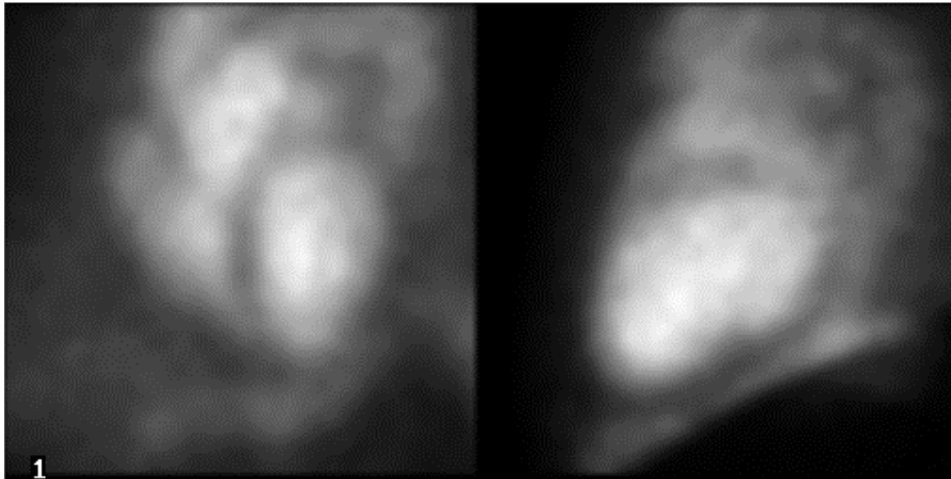


Patient de 55 ans

Cardiomyopathie
dilatée

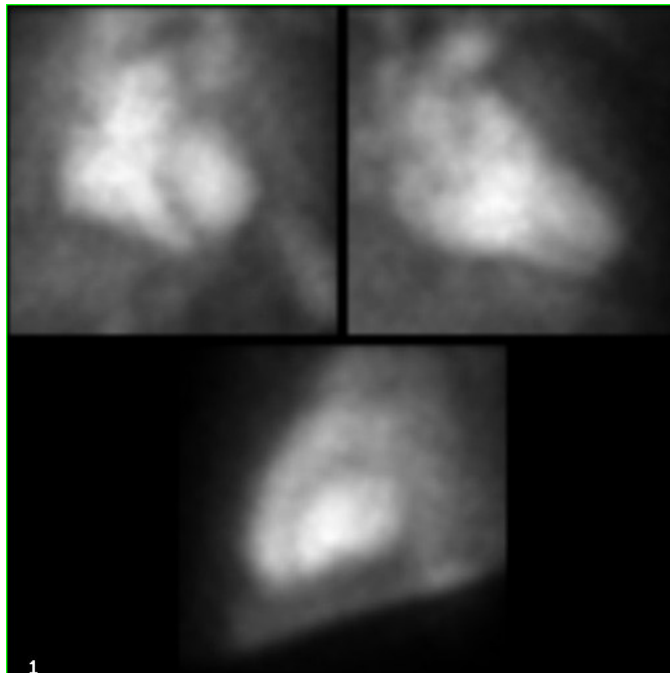
PM DDD

Exemple : infarctus apical

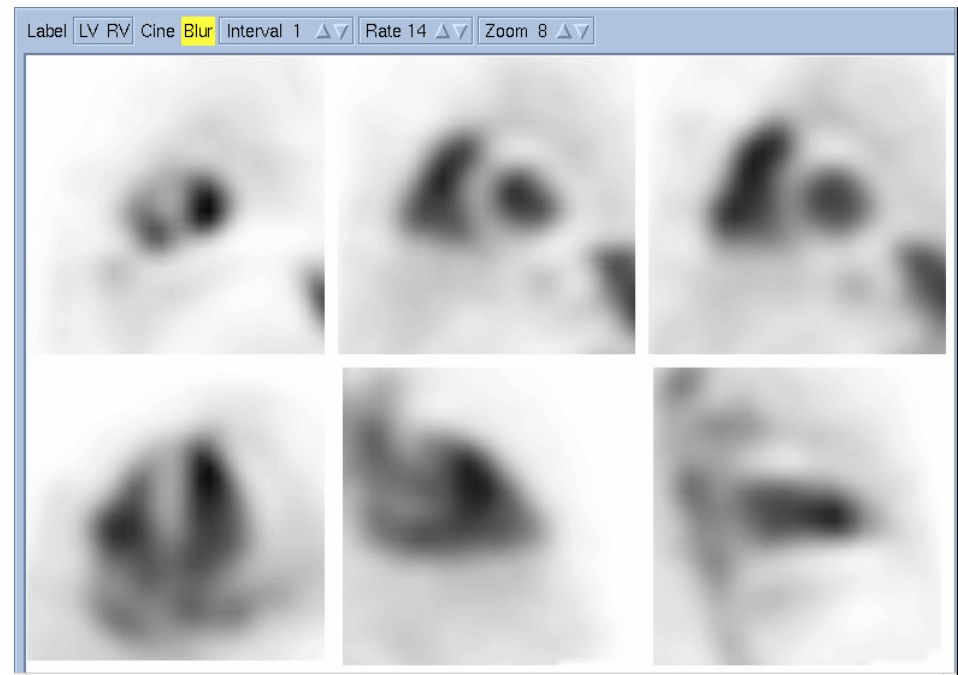


Acquisition : tomographie

Planaire



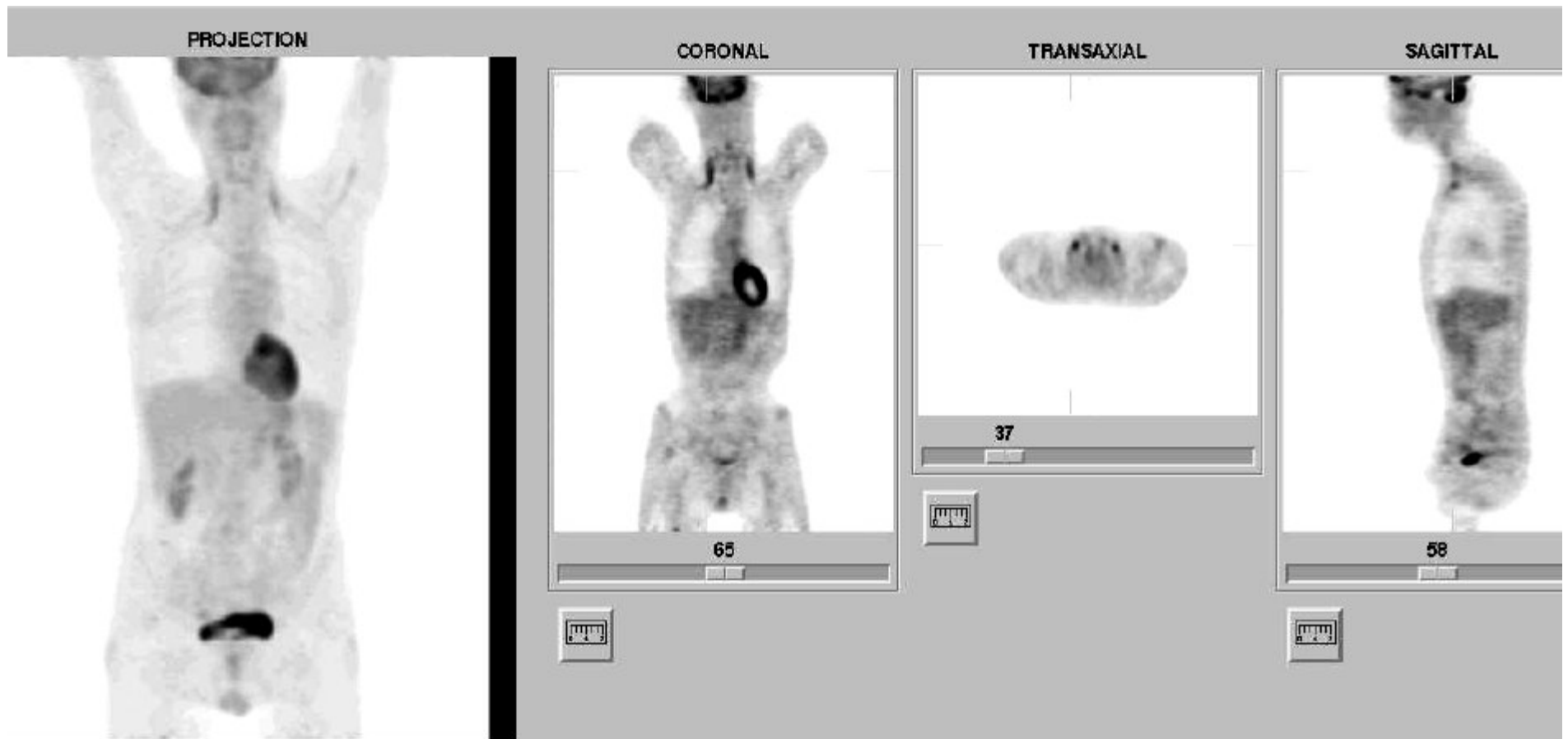
Tomographie



TEP et oncologie : indications

- 1 - Caractérisation de masses tumorales
- 2 - Détection de tumeur primitive
- 3 - Bilan de l'extension métastatique
- 4 - Evaluation de l'efficacité thérapeutique
- 5 - Diagnostic de récurrence
- 6 - Diagnostic de masses résiduelles
- 7 - Pronostic

Biodistribution du ^{18}F -déoxyglucose (FDG)



Biodistribution du ^{18}F -déoxyglucose (FDG)



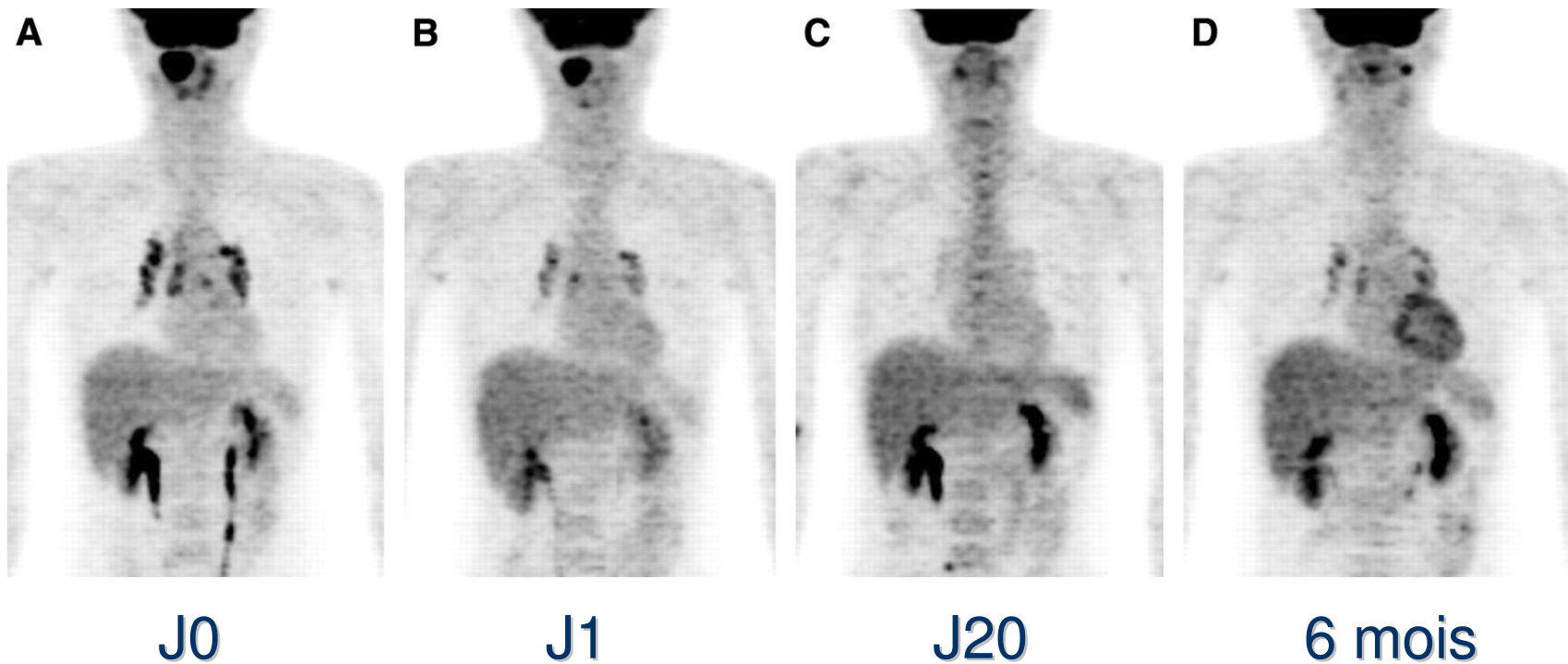
normal



K nasopharynx

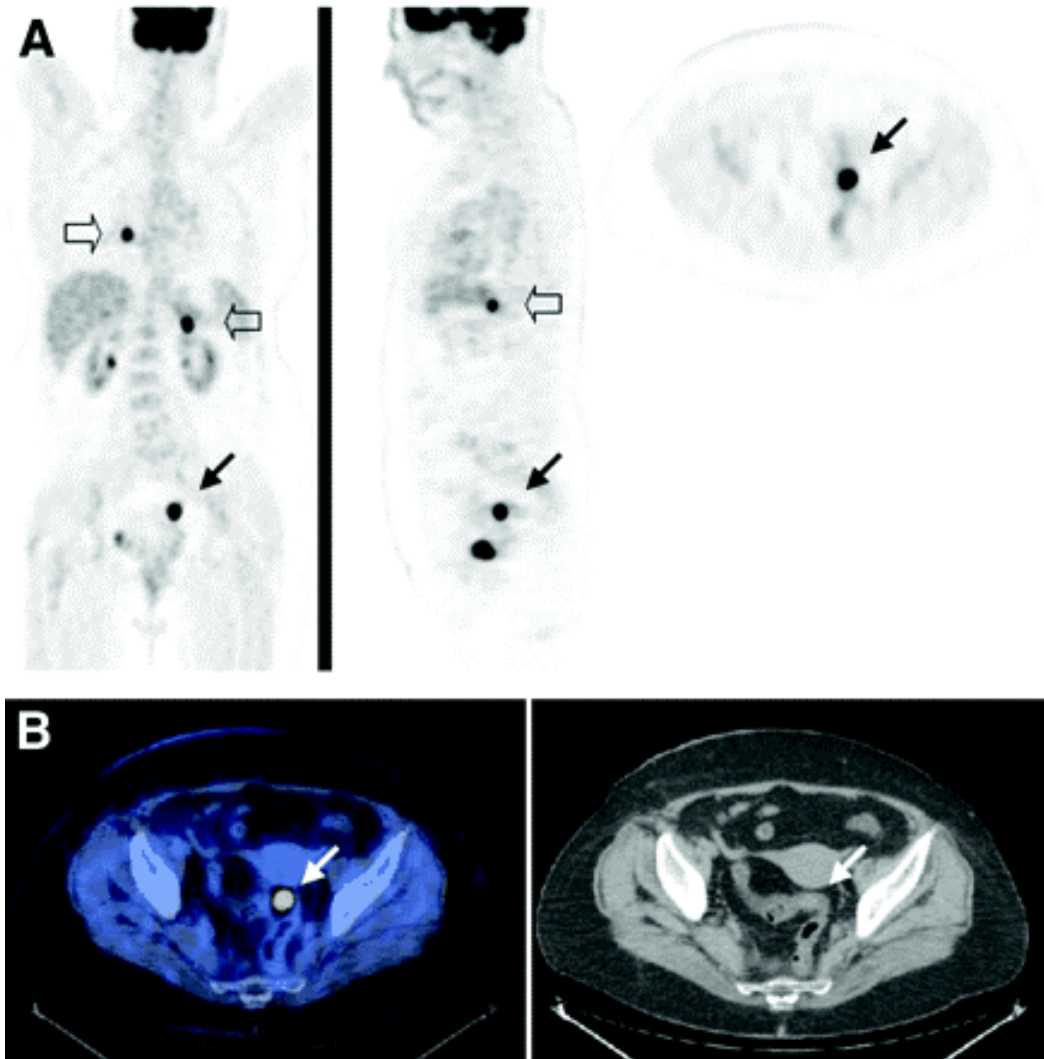
Biodistribution du ^{18}F -déoxyglucose (FDG)

Lymphome B : évolution sous chimiothérapie



Biodistribution du ^{18}F -déoxyglucose (FDG)

Lymphome B
+ ADK colique



Perspectives

Développement de nouveaux traceurs

- plus spécifiques
- imagerie moléculaire

Évolution technologique : amélioration des performances des détecteurs (sensibilité, résolution spatiale)

Évolution des méthodes de reconstruction

- correction d'atténuation
- reconstruction 3D
- Synchronisation respiratoire