

UE2 : Biophysique

Pr Francois Rouzet

Le 4/10 /2016 de 10h30 à 12H30

Ronéotyper : Arien Allahverdi

Roneolecteur : Paul Nicolas-Vullierme

# Cours n° 7 : Médecine Nucléaire

*Le prof a accepté de relire et corrigé la ronéo, une version corrigée sera publiée si besoin et nous vous ferons part des erratas éventuels.*

# Sommaire

Introduction

Principe de l'imagerie en médecine nucléaire

I. Les Radiotraceurs

1. Principes
2. Marqueurs

II. Les Methodes de detection

1. La gamma-camera
  - a) Le photomultiplicateur
  - b) La spectrométrie
  - c) Le collimateur
  - d) Modes d'acquisitions
  
2. La tomographie par émission de positons
  - a) Détection
  - b) Détecteurs
  - c) Principe de Détection
  - d) TEP/ TDM : caméra hybrides
  - e) Quantification

III. Perspectives

*On a demandé au professeur ce qu'il était important à connaître pour ce cours, il a répondu qu'il fallait surtout bien comprendre les principes, les techniques et les 2 exemples de marqueurs. Il faut aussi bien distinguer les 2 types de caméras*

## **Introduction**

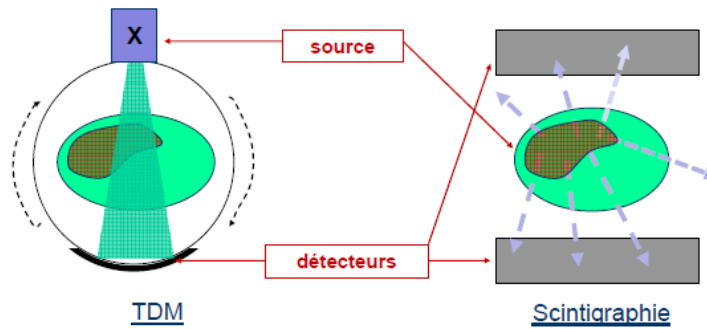
La médecine nucléaire correspond à l'utilisation à des fins médicales de radioéléments artificiels avec plusieurs domaines d'applications :

- biologie : (Un des domaines les plus anciens) :
  - In vitro, on va utiliser un radioactif comme révélateur pour détecter des éléments en très faible quantité comme dans le cas d'anticorps dirigé contre des hormones
  - in vivo, on utilise un radiotraceur qu'on administre au patient
- Imagerie : Appelé aussi scintigraphie, on transforme l'énergie du photon en scintillation que l'on va détecter
- Thérapie Interne : À l'inverse de la thérapie externe ou l'on fait passer un faisceau vers le tissu pathologique, ici l'isotope associé au vecteur délivrera sa radiothérapie à l'intérieur de patient de manière localisée.

## **Principe de l'imagerie en médecine nucléaire**

Dans le cas de la scintigraphie on va utiliser un agent imagerie qu'on appelle radiotraceur (biologique ou non), qui a un rôle important car celui-ci est spécifique d'une fonction physiologique, d'une voie métabolique, d'une molécule, ainsi l'image obtenu dépend étroitement de lui. On l'administre généralement par voie intraveineuse et dans certains cas par ventilation en fonction de l'élément recherché. La Détection se fera au niveau externe et on localise le traceur à l'intérieur du patient. Il existe 2 techniques, qui sont la scintigraphie monophotonique et la tomographie par émission de positon. A la fin on n'obtiendra pas une imagerie anatomique bien qu'on recueille une information topographique en plus de l'information quantitative. Il y a 2 principes fondamentaux de cette imagerie qui la différencie par rapports aux autres types d'imagerie :

- Imagerie par émission : à l'inverse du scanner ou la source émet des rayons x qui traversent le patient et enregistre ce qui est à la sortie (imagerie par transmission), dans le cas de la scintigraphie la source est à l'intérieur du patient grâce au radiotraceur qui a été injecté, ce qu'on appelle une imagerie par émission c'est-à-dire que l'image résultante dépend des photons qui sont à l'intérieur du patient



- Imagerie fonctionnelle ou moléculaire : on parle d'imagerie fonctionnelle par opposition à l'imagerie anatomique, ci-dessous on a la représentation du cerveau par 3 approches différentes. TDM avec l'atténuation des x, l'IRM avec les protons et le signal qui dépend de leur densité et de l'environnement pour faire varier les contrastes et la TEP avec l'utilisation de différents agents d'imagerie :

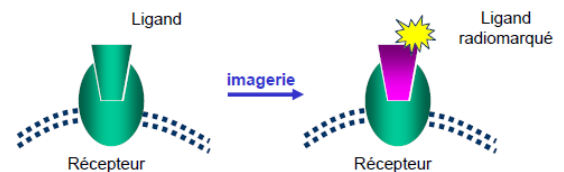
- la dopamine injectée qui se fixe sur le récepteur dopaminergique
- Le glucose marqué au fluor 18 grâce auquel on obtient une cartographie de l'activité métabolique (avec une absorption intense au niveau de la substance creuse)
- l'eau marquée en utilisant de l'oxygène 15 qui est un émetteur a positon qui nous permet une cartographie des flux.

On remarque aussi que la résolution spatiale de l'imagerie par radiotracer est inférieure à l'imagerie morphologique. On en vient à la conclusion qu'il y a un réel intérêt à combiner les différentes imageries en particuliers dans le cas du cerveau.

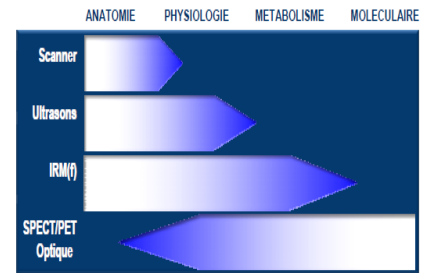


Physiologiquement, un ligand naturel se fixe sur son récepteur et induit une réponse cellulaire. Pour l'imagerie, on va utiliser soit un ligand naturel qu'on marque par un radiomarqueur, soit un ligand de synthèse (ligand naturel modifié) également marqué. On suit le ligand et on obtient ainsi une image de répartition, de distribution du ligand dans tout le corps du patient.

Exemple : détection et quantification de la densité d'un récepteur



Ainsi il faut savoir distinguer 2 groupes de techniques d'imageries, une imagerie morphologique très résolues dont le contraste provient des caractéristiques des tissu, et une moléculaire qui va donner une information fonctionnelle et où le contraste dépend des concentrations. Plus l'imagerie est résolue plus on s'intéresse à l'anatomie et moins elle est résolue et plus elle est sensible et plus on va avoir des informations à l'échelle moléculaire.



## I. Radiotracteur

### 1. Principe

Traceur : Substance physiologiquement indiscernable de la substance tracée (étudiée) mais détectable indépendamment de celle-ci. Introduit en quantité minimale, il ne modifie ni l'équilibre ni le parcours de la substance tracée. «*On parle de dose traceuse car elle est suffisamment faible pour ne pas interagir avec le mécanisme étudié en effet certains traceur sont des agonistes ou antagoniste donc si on est en quantité importante on va avoir une stimulation de la fonction étudiée* »

Il est habituellement composé :

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

Néanmoins on verra par la suite que certains radiotraceurs sont composés d'un même élément comme le cas de l'iode.

### Exemple : métabolisme de l'iode

Isotope radioactif : chimiquement identique à l'élément stable ( Z identique ) et physiquement différent ( émission d'un rayonnement)

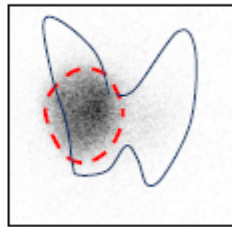
On administre un mélange d'éléments stable ( $^{127}\text{I}$ ) et de l'isotope radioactif ( $^{123}\text{I}$ ) qui va se fixer sur la thyroïde et qui dû a une biodistribution identique va capter de la même façon les 2 iodes mais on ne détectera que l'isotope radioactif

Scintigraphie thyroïdienne : on administre de 4 à 11 MBq de  $^{123}\text{I}$  ( picomole, « aucune chance d'altérer avec le fonctionnement de la thyroïde même en cas d'hyperthyroïdie »). Puis on effectue une quantification de la captation de l'iode par la thyroïde pour savoir si son fonctionnement est augmenté ou diminué.

### Traitement par l'iode radioactif ( $^{131}\text{I}$ = émetteur $\beta^-$ )



Thyroïde normale



Nodule toxique

Une autre option est d'utiliser l'iode en tant qu'émetteur de rayon particulaire en effet dans certains cas pathologique tel qu'une hyperthyroïdie ou d'un nodule toxique ( c'est-à-dire une zone de la thyroïde qui fonctionne de manière autonome et excessive), on administre de l'iode  $^{131}\text{I}$  majoritairement capté par le nodule toxique où il pourra délivrer de

manière locale une radiothérapie et détruire le nodule et éviter une exposition des autres tissus

## 2. Les Marqueurs

Différents types de particules :

- Particules  $\alpha$  : TEL élevé, parcours fini (quelques dizaines  $\mu\text{m}$ )
- Particules  $\beta^-$  et électrons Auger : TEL moyen, parcours fini (mm/cm)
- Particules  $\beta^+$  : TEL moyen, parcours fini (mm/cm) mais émission de 2 photons d'annihilation
- Photons X ou  $\gamma$  : TEL très faible, parcours de type :  $I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu x}$

On a donc 2 types d'imageries en fonction du marqueur :

- émetteur  $\gamma$  → gamma-caméra
- émetteur  $\beta^+$  → tomographie par émission de positons

L'imagerie n'est pas possible ni avec les particule alpha ni avec les électrons mais ils sont utilisables en thérapie (transfert d'énergie par ionisation), de plus certains éléments sont émetteur  $\beta^-$  et  $\gamma$

Exemples :

- Radioélément libre se comportant comme un traceur :

$^{123}\text{I}$ ,  $^{131}\text{I}$ : thyroïde;  $^{201}\text{Tl}$ : perfusion myocardique;  $^{18}\text{F}$ : 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

- Radioélément intégré à un vecteur biologique :

$^{11}\text{C}$  (émetteur de positons) à la place d'un atome de  $^{12}\text{C}$  (stable) dans les molécules organiques,  $^{\text{H}}\text{Tl}^{201}$  : eau marquée par un émetteur de positon

### Caractéristiques :

- Le traceur doit être physiologiquement indiscernable de la substance tracée dans le processus physiologique étudié.
- Le traceur doit pouvoir être utilisé en quantité suffisamment 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. Il faut absolument s'assurer que les 2 parties du traceur resteront liés in vivo, sinon, on ne pourra suivre que le marqueur et non le vecteur.
- La demi-vie (physique) du marqueur doit être adaptée à la demi-vie (biologique) du vecteur, elle-même étudiée. La demi-vie effective à laquelle Les 2 demi-vies doivent donc être à peu près égales.

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

adaptée au processus physiologique  
demi-vie biologique est la vitesse à l'organisme va éliminer le vecteur.  
vies doivent donc être à peu près

### Activité spécifique

Contrainte : quantité du traceur très faible mais doit être facilement détectable et quantifiable → activité élevée pour une quantité (volume) donnée de traceur.  $a(t) = A(t) / q$

*« c'est ce qui permet de rendre compte de la détectabilité d'un radiotracer quand on injecte une quantité faible, on doit avoir un rapport activité sur quantité qui doit être le plus élevé possible pour avoir le maximum de chance de détecter un signal le plus important possible pour une faible quantité introduite ».*

### Production

Les marqueurs peuvent être produit de différentes façons :

- Réacteurs nucléaires : La disponibilité dépend de la demi-vie et du transport, l'avantage est que le coût est relativement faible (grande production)
- Cyclotron : Produisent généralement des émetteurs de positon avec une demi-vie courte, la production se fait à proximité du site d'utilisation (sauf pour le  $^{18}\text{F}$  :  $T_{1/2} = 110 \text{ mn}$ ) mais le coût est élevé. Ils sont beaucoup plus nombreux et produisent à la demande
- Générateur : (Ex :  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  ;  $^{82}\text{Rb}$ ) : présent dans les services, la disponibilité est permanente donc on peut l'utiliser quand on veut, le coût est faible/ modéré.

### Exemple de marqueurs

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ (métastable)Technétium : émetteur  $\gamma$

- 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 (plus pratique)

18Fluor : émetteur de positons ( $\beta^+$ )

- Utilisé en tomographie par émission de positons (TEP)
- Demi-vie (110 min) permettant de limiter l'exposition des patients mais nécessitant une bonne 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

## II. Méthodes de détections

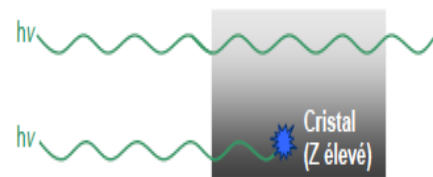
### 1. Gamma Caméra

Le grand principe de la scintigraphie consiste au fait que les photons doivent interagir avec le milieu de détection pour former une image. On doit commencer par identifier ces photons donc il faut les arrêter or on en a vu que la probabilité d'interaction avec la matière est extrêmement faible. Cet probabilité est exprime par un coefficient d'atténuation  $\mu$  :

$\mu$  = coefficient d'atténuation :

- augmente avec Z (numéro atomique du milieu)
- diminue avec  $E=h\nu$  (énergie des photons)

Ainsi si on veut être en mesure d'arrêter les photons et qu'ils ne passent pas a travers le milieu de détection on est obligé d'utiliser un matériau a numéro atomique élevée qu'on appelle les cristaux.



Cristal scintillant = Milieu capable d'émettre un rayonnement de fluorescence après interaction avec un photon incident

On assiste à différentes interactions entre le photon incident et le cristal :

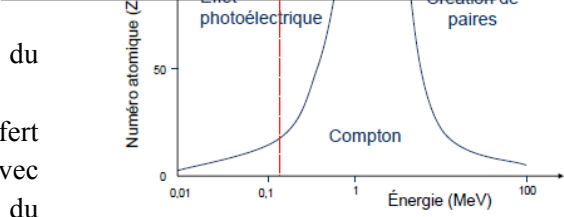
- Création de paire : Apparition a partir 20 MeV, donc bien au dessus des énergies utilisées dans le domaine médical



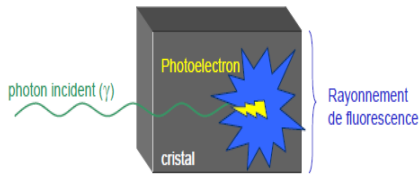
Néanmoins deux autres types d'interaction vont nous intéresser :

- **Effet Photoélectrique (effet recherché)** : on a un transfert de la totalité de l'énergie du photon à 1 seul photoélectron la probabilité de l'effet augmente avec un numéro atomique diminué et diminue lorsque l'énergie augmente ( exemple du Technétium )
- **Effet Compton (effet non désiré)** : on a un transfert partiel de l'énergie à plusieurs électrons avec modification de la trajectoire et perte d'énergie du photon incident donc on a une perte d'informations

« Ainsi pour résumer on part d'un photon énergétique et a la sortie on a une multitude de photons beaucoup moins énergétiques »



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

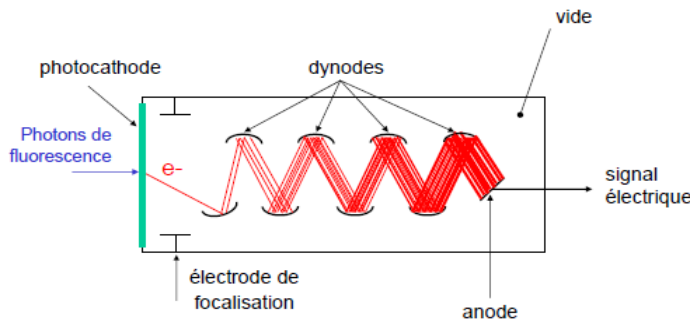


**Attention** : Ne pas confondre entre le photon incident et le photoélectron qui est le produit de l'effet photoélectrique dû contact entre le photon incident et le cristal.

au

1. photon incident ( $\approx 10^5$  eV) => effet photoélectrique
2. Photoélectron => ionisations et excitations (cristal)
3. Retour à l'état fondamental => fluorescence ( $\approx$  eV)

a) Le photomultiplicateur

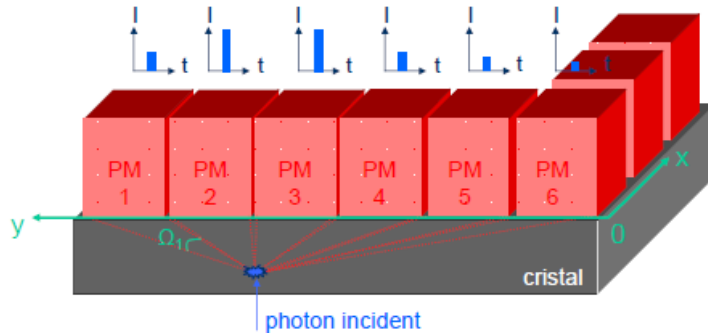


« Le cristal est recouvert de photomultiplicateur, on va avoir une émission de photon repartit et détecté par chaque photomultiplicateur cependant l'angle de vue va dépendre de sa proximité avec le point d'interaction ce qui va permettre d'établir le barycentre et donc la zone d'interaction. »

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 1ère dynode puis accélérés par l'application d'une tension entre chaque dynode. On a une augmentation du nombre d'e- entre chaque dynode et une amplification du signal d'un facteur ND (avec N : nombre d'e-

recrutés sur chaque dynode et D : nombre de dynodes) (facteur  $\approx 10^{10}$ )

Comment se passe l'identification du point d'interaction et de l'énergie ?



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

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  $0xy$ ).

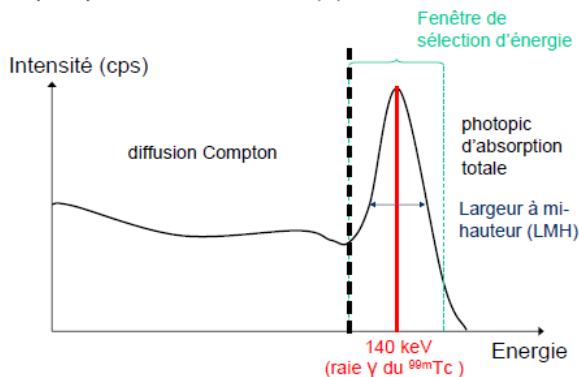
Par ailleurs, l'intégrale de l'amplitude du signal fourni par les PM pendant la durée de la scintillation est proportionnelle à l'énergie du photon incident.

**Cela correspond à la spectrométrie permettant d'identifier les photons en fonction de leur énergie.**

C'est donc à posteriori qu'on détermine le type de photon qui a interagit.

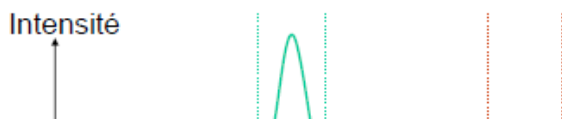
### b) La spectrométrie

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



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).

Il y a intérêt également de la spectrométrie pour les acquisitions en double isotope  $\rightarrow$  scintigraphie monophotonique uniquement (on aura donc une acquisition dans 2 fenêtres distinctes centrées sur le photopic du radioélément utilisé comme marqueur).



Localisation des photons :

- Zone d'interaction du photon incident avec le cristal = barycentre du signal issu des photomultiplicateurs
- Zone d'émission d'un photon au sein de la source (organisme du patient) = solution différentes en fonction du rayonnement détecté (marqueur) :
  - Monophotonique (gamma) : collimation physique
  - Biphotonique (positons) : collimation électronique (ligne de réponse)

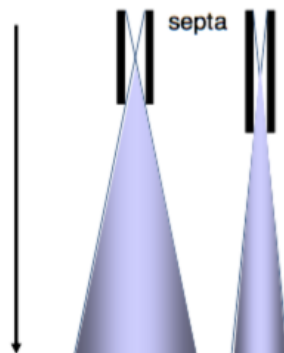
c) Le collimateur

On utilise un collimateur, grille en métal lourd (souvent du plomb ou du tungstène) composées de canaux séparés par des cloisons appelé **septa**. L'épaisseur de ces septa est **adaptée à l'énergie des photons** du radioéléments utilisé comme traceur.

Ces canaux vont permettre de "**sélectionner**" les photons en ne laissant passer que ceux allant dans **une direction déterminée**, généralement perpendiculaire à la surface du récepteur.

Ce filtre a deux conséquences, **la formation d'une image**, qui est la projection de la répartition du traceur à l'intérieur de la zone d'émission, mais **la perte d'une quantité importante d'information** à cause de la filtration des photons qui provoque une perte de sensibilité.

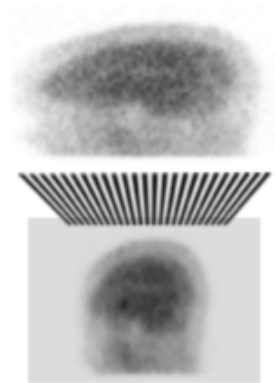
On doit donc trouver un compromis entre la résolution spatiale et la sensibilité



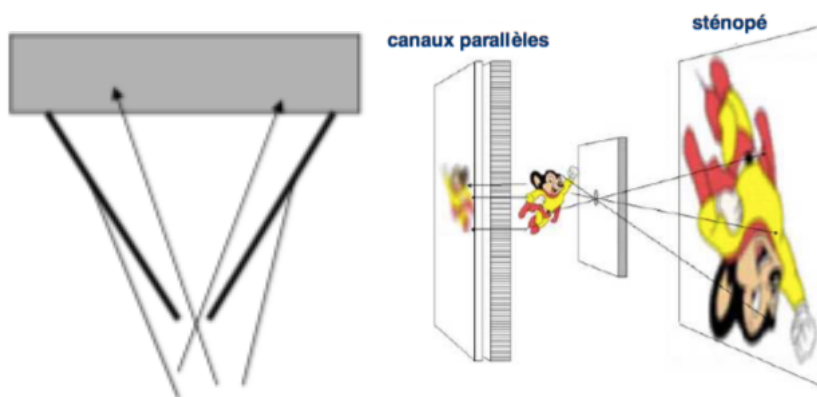
Il y a 2 solutions, d'abord **réduire au maximum la distance** collimateur - source ce qui permet une bien meilleure résolution spatiale, et utiliser des **collimateurs plus long et plus étroit** (voire schéma ci-dessus)

La quasi-totalité des collimateurs ont des **canaux parallèles**, ce qui permet de **conserver la géométrie de la source**, en sélectionnant les photons dont la direction est perpendiculaire à la surface du détecteur.

Mais on utilise aussi des **canaux en éventail**, ou fan-beam, qui permettent un **agrandissement** et une **distorsion géométrique** de la source, et ainsi d'améliorer l'efficacité de détection.



Il y a aussi les **collimateurs sténopé**, ou pin-hole, qui permettent un **agrandissement et une inversion de l'image**, car, grâce à la forme des canaux, les photons vont avoir une plus grande surface pour se projeter.



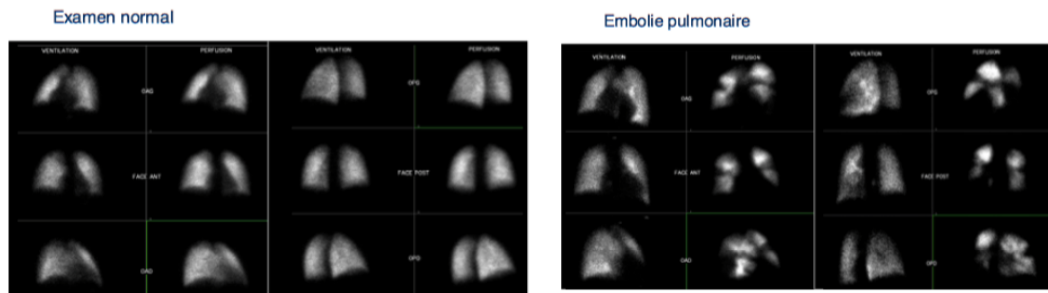
#### d) Modes d'acquisition

Les détecteurs des Gamma caméras sont des détecteurs plans, on peut avoir différents types d'image, en fonction :

**De l'espace->2D**, soit **planaires**, on laisse alors les détecteurs immobiles

Exemple : **Scintigraphie pulmonaire**: elle peut s'effectuer de 2 façons : soit par ventilation (le patient inhale le traceur), soit par perfusion (on injecte le traceur dans le patient). La scintigraphie par ventilation précède quasiment toujours la scintigraphie par perfusion. En effet, la scintigraphie par ventilation étudie

si le poumon reçoit bien l'air venant de la trachée alors que la scintigraphie par perfusion étudie si le poumon est bien vascularisé (cette dernière ne touchera que le secteur vasculaire). On peut observer sur la scintigraphie que le poumon est mal ou non perfusé mais en même temps, on observe qu'il est bien ventilé. On peut donc mettre en évidence une embolie pulmonaire (caillot d'origine se détache de la veine et migre vers l'artère pulmonaire pour la boucher).

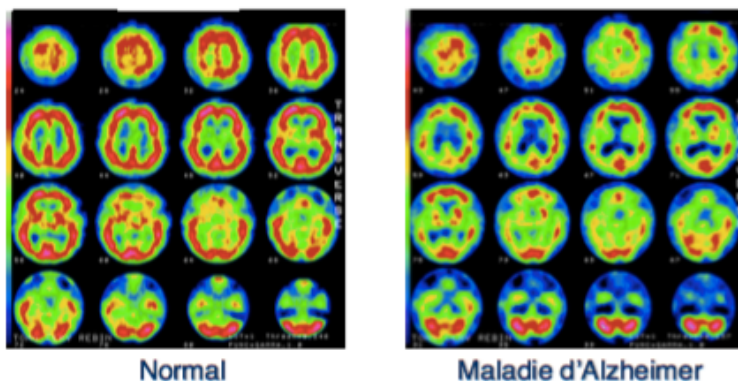


->3D, soit **tomographique**, en faisant tourner les détecteurs autour du patient

Exemple :

**Ventriculographie isotopique**, où on peut observer plusieurs coupes du cœur grâce aux détecteurs qui tournent autour du patient.

**Scintigraphie cérébrale**, le traceur est injecté par perfusion, il se distribuera sur les neurones en fonction du débit de perfusion locale. Cet examen est très utile pour détecter une maladie d'Alzheimer (diminution du débit de perfusion assez précoce=hypoperfusion locale, raréfaction neuronale qui sont les premiers signes annonciateurs) ou de Parkinson (dégénérescence de neurones dopaminergiques).



**Du temps** ->Statiques (Images)

->**Dynamiques** (vidéo) = acquisition indexée par le temps, plusieurs types :

- Acquisition **matricielle** : succession d'images planaires à intervalle variable  
→ parcours du radiotracer 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

On enregistre l'ECG en même temps que l'acquisition, et ainsi supprimer les extras systole

## 2. Tomographie par Emission de Positons (TEP)

### a) Détection

Le principe est le même, la différence va être lié à la **localisation de la zone d'émission** des photons au sien de la source.

La principale différence entre Les Gamma Caméra et les TEP est que les récepteurs des Gamma caméra sont **plans**, tandis que ceux des TEP sont **circulaires**.

Le radio traceur est marqué par un **émetteur de positon**. La **résolution spatiale** est **supérieure** que celle de la scintigraphie.

La **demi-vie** des radioéléments utilisés est **courte** (De 1 minute pour le Rb jusqu'à 2 heures pour le F).

**F-déoxyglucose (FDG)** : traçage le plus largement utilisé. Cette molécule est un **analogue du glucose**.

Le glucose, lorsque il pénètre dans la cellule, est phosphorylé en glucose-6-p par l'hexokinase, puis est transformé en fructose-6-P par le G6P-isomérase. En revanche le <sup>18</sup>FDG, lorsque il pénètre dans la cellule, est phosphorylé par l'hexokinase en **<sup>18</sup>FDG-6-P**, qui n'est pas métabolisé et **reste séquestré** dans la cellule.

Son **taux d'accumulation** est **proportionnel** à l'utilisation du glucose :

Une fois dans la cellule, le <sup>18</sup>FDG va émettre des positons, qui vont interagir avec les électrons, ce qui va provoquer l'annihilation du positon, avec la création de deux photons d'annihilation de même énergie, 511 Kev, de même direction mais de sens opposé, c'est la création de paire.

### b) Détecteurs

Ils sont composés de **nombreux cristaux de petites tailles**, de densité et d'épaisseur supérieur à celle de la scintigraphie monophotonique.

Il sont assemblé en couronne, car le but est de **détecter en même temps** les deux photons d'annihilation.

La TEP n'utilise **pas de collimateur**, la collimation est électronique.

Le bloc détecteur est constitué de cristaux et de photomultiplicateur. Le photon va interagir dans le cristal, émettre un photon de fluorescence, qui va être amplifié par le photomultiplicateur. L'information va ensuite être transmise au système électronique.

### c) Principe de Détection (Important à connaître)

Cette couronne de détecteur permet de faire une **détection en coïncidence**. Les deux photons de 511 keV sont détectés dans un intervalle de temps, appelé **fenêtre de coïncidence**, déterminé extrêmement court

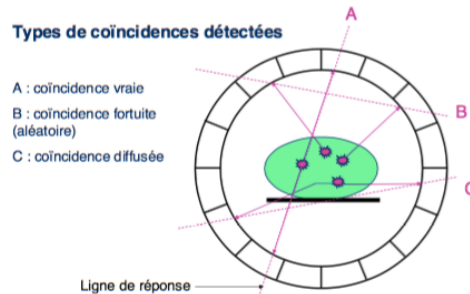
(nanosecondes), cela permet de savoir que les deux photons sont issus de la **même annihilation**. Cela permet de d'établir la **ligne de réponse**, et ainsi situer la zone d'émission des positons

Des erreurs sont possibles, car il y a plusieurs types de coïncidence détectées :

->**coïncidence vraie** : les deux photons sont issus de la même annihilation

->**coïncidence fortuite** : aléatoire, 2 photons sont arrivé en même temps sur 2 détecteurs différents

->**coïncidence diffusée** : dû à une diffusion Compton à l'intérieur du patient, un des deux positons change de trajectoire, ce qui donne une ligne de réponse erronée



Heureusement, la majorité des lignes de réponse sont issues de coïncidences vraies.

#### d) TEP/ TDM : caméra hybrides

Toutes les caméras TEP intègre un scanner à rayons X (TDM), ce qui permet à la fois une correction d'atténuation, ainsi que de compenser la faible résolution de la TEP et de permettre le repérage anatomique. On utilise l'information anatomique du scanner pour localiser précisément le signal du radiotraceur de la TEP., et par exemple localiser précisément une tumeur, ou des métastases.

#### La correction d'atténuation :

Les photons peuvent être atténué selon la densité du tissu traversé, c'est le principe sur lequel se base le scanner. Mais en TEP cela fausse l'image.



**Première image** : ce qu'on enregistre à la sortie du détecteur de la TEP, elle est **floue** à cause de l'atténuation plus ou moins forte des photons par les différents tissus.

**Deuxième image** : la **carte d'atténuation** obtenue grâce au scanner, le principe du scanner étant de coder chaque pixel en fonction de son **coefficient d'atténuation**

**Troisième image** : Les coefficients d'atténuation sont **différents** pour le scanner et le TEP, mais on peut très facilement les **convertir**.

On transpose les coefficients d'atténuation mesurée par le scanner à l'énergie d'émission des photons X en général de l'ordre de 120 KeV, que l'on convertit en 511 KeV. En effet, Le coefficient d'atténuation varie en fonction de l'énergie des photons

Cela donne **l'émission corrigée**, ce qui permet de voir vraiment **la répartition du traceur dans le tissu**

La correction d'atténuation permet **d'améliorer** les images **en terme de qualité**, mais aussi de mesurer précisément **la concentration absolue** du produit radioactif dans l'organisme, car l'atténuation modifie la concentration apparente du produit radioactif. De plus, elle n'est pas la même selon qu'elle traverse par exemple les poumons, ou une structure osseuse.

e) Quantification :

Grâce au coefficient d'atténuation, on peut faire une **quantification absolue**, en déterminant la concentration radioactive du produit au niveau du tissu, en connaissant l'activité et le poids du patient. On peut donc connaître **précisément la concentration et la quantité** de l'agent d'imagerie présent dans l'organisme à partir d'images.

Cette quantification est exprimée par la **SUV** qui correspond au ratio

• **Quantification**

$$\text{SUV (Standardized Uptake Value)} = \frac{\text{Concentration du traceur (MBq/Kg)}}{\text{Activité injectée (MBq) / poids du patient (Kg)}}$$

La concentration absolue est un paramètre important.

Il est très important pour par exemple le suivi d'un patient atteint d'une tumeur. En effet, on peut avoir une diminution de l'activité métabolique de la tumeur avant d'avoir une diminution de la taille. Cela permet de s'assurer de manière précoce de l'efficacité d'un traitement. Cette technique marche pour les cancers, mais est également en train de se mettre en place pour les infections, pour déterminer l'efficacité de l'antibiothérapie

La TEP étant un examen corps entier, elle permet aussi de mettre en évidence des anomalies qui n'étaient pas forcément recherchées au départ. Par exemple, un deuxième cancer sans lien avec celui à cause duquel la TEP a été prescrite.



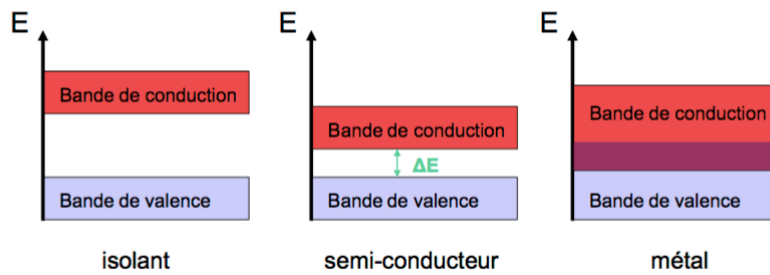
### III. Perspectives

Il reste tout de même des **progrès à faire** avec :

- **Développement de nouveaux traceurs**, plus spécifiques. De nouveaux traceurs arrivent sur le marché, qui cible de façon plus spécifique certains types de cancers.
- **amélioration des performances des détecteurs** (sensibilité plus importante, meilleur contraste, résolution spatiale)

De **nouvelles perspectives** se présentent, :

- Dans le domaine de la **neurologie**, par exemple avec la détection plus précoce de l'Alzheimer.
- Évolution des **méthodes de reconstruction**
  - correction d'atténuation
  - reconstruction 3D
  - Synchronisation respiratoire
  - Amélioration du contraste, important car ça permet de diminuer les doses injectés, et donc de diminuer les effets nocifs des traceurs sur le patient
- **Amélioration des détecteurs**, grâce à l'arrivée (cette année) des **matériaux semi-conducteurs**. Un semi-conducteur est à mi-chemin entre un isolant, et un métal



Le matériaux devient conducteur seulement quand on lui impose **une différence de potentiel nécessaire**, par exemple les 511 KeV d'un photon d'annihilation.

Cela donne des détecteurs très précis, qui permettent une amélioration de la résolution énergétique, et du taux de comptage, ainsi qu'un encombrement moindre, car ils rendent les photomultiplicateurs superflus

Voilà voilà, on espère que ça a été claire :)

Si vous avez des questions, n'hésitez pas à me contacter au [0631263561](tel:0631263561), je répond à tout moment de la journée, surtout très tard le soir (genre 2-3h du mat) !

Dédicace à Biggie et Louis qui lirons ce ronéo l'année prochaine

