

# *Scintigraphie*

## **Introduction :**

- 1. Comment est née la Scintigraphie ?**
- 2. Qu'est-ce que la Scintigraphie ?**
- 3. Son Principe et les éléments radioactifs:**
- 4. Comment se déroule une scintigraphie ?**
- 5. La Gamma Caméra**
  - 5.1. Son historique**
  - 5.2. A quoi sert l'appareil «Gamma Caméra» ?**
  - 5.3. Description et fonctionnement de la caméra à scintillation d'Anger**
- 6. Principes de scintigraphie :**
- 7. Marqueurs**
- 8. Traceurs**
- 9. système de détection**
  - 9.1. le cristal**
  - 9.2. scintillateur idéal**
  - 9.3. le guide de lumière**
  - 9.4. les photo-multiplicateurs**
  - 9.5. circuit de localisation analogique (informatique)**
  - 9.6. Traitement Signal**
  - 9.7. Traitement du Signal: Spectrométrie**
  - 9.8. le collimateur**
    - a. Les différents types de collimateurs**
    - b. Défauts et corrections**
- 10. Performances d'une caméra:**
  - 10.1. Résolution en Energie (intrinsèque)**
  - 10.2. Résolution Spatiale**
  - 10.3. Linéarité Géométrique (intrinsèque)**
  - 10.4. Taux de comptage**
- 11. Paramètres conditionnant la qualité Image**
  - 11.1. Taille de la matrice :**
  - 11.2. Règle de statistique de comptage :**
  - 11.3. La durée d'acquisition :**
  - 11.4. Le spectre et la fenêtre d'énergie:**
- 12. Visualisation des images**
- 13. Les limites de l'image scintigraphique**
  - 13.1. La diffusion**
  - 13.2. Correction :**
  - 13.3. Atténuation**
  - 13.4. Correction Atténuation : Estimation de la carte d'atténuation du patient**

**14. La quantification**

**15. Prétraitement :**

**5.1.Le filtre de Wiener**

**5.2.Filtrage linéaire**

**5.3.Le filtre Butterworth**

**16. Segmentation**

**16.1.Segmentation par seuillages :**

**16.2.Segmentation par croissance de régions**

**16.3.Segmentation à partir des dérivées du signal**

**16.4.Segmentation par gradient morphologique :  $\delta$ -I, I- $\epsilon$ ,  $\delta$ - $\epsilon$  ...**

**16.5. Segmentation Par ligne de partage des eaux**

## Introduction :

### 1. Comment est née la Scintigraphie ?



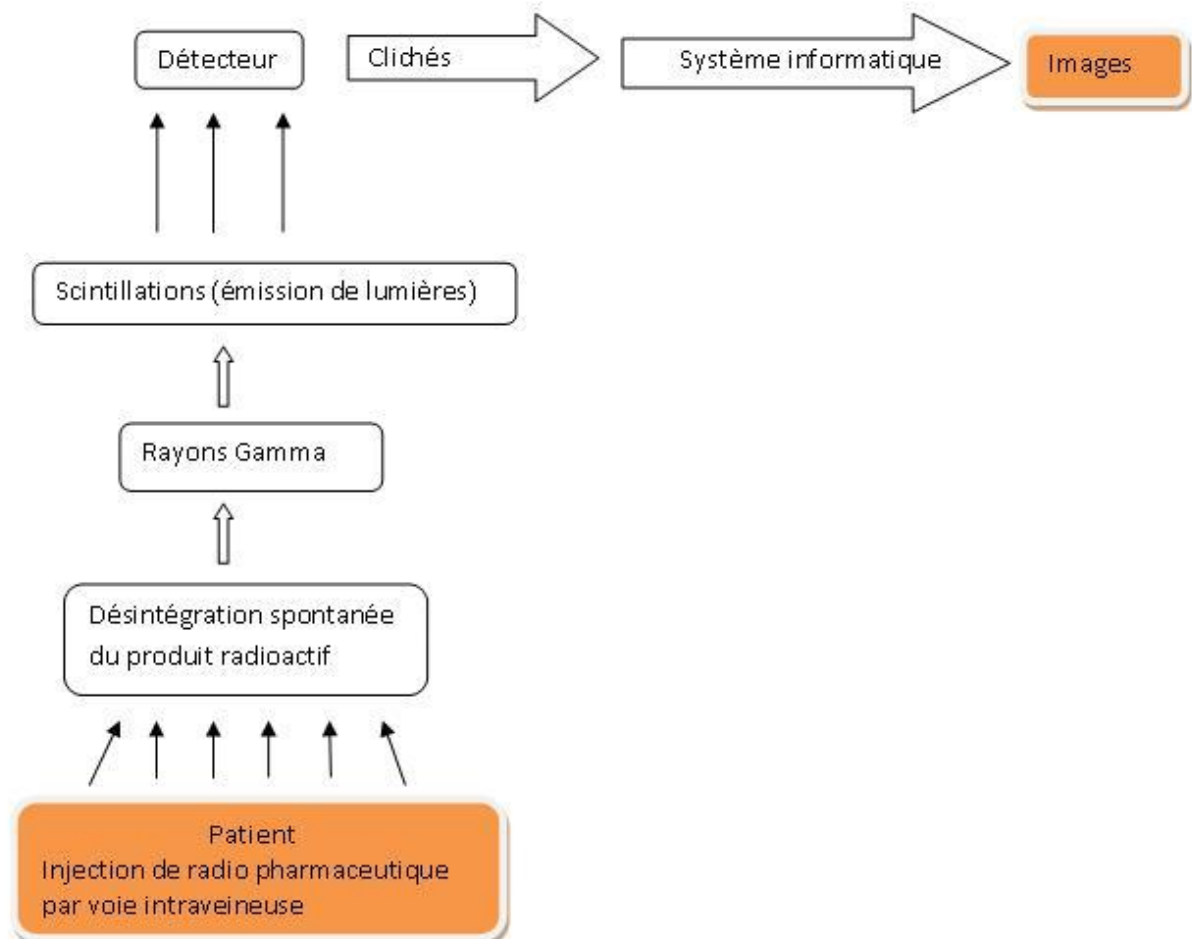
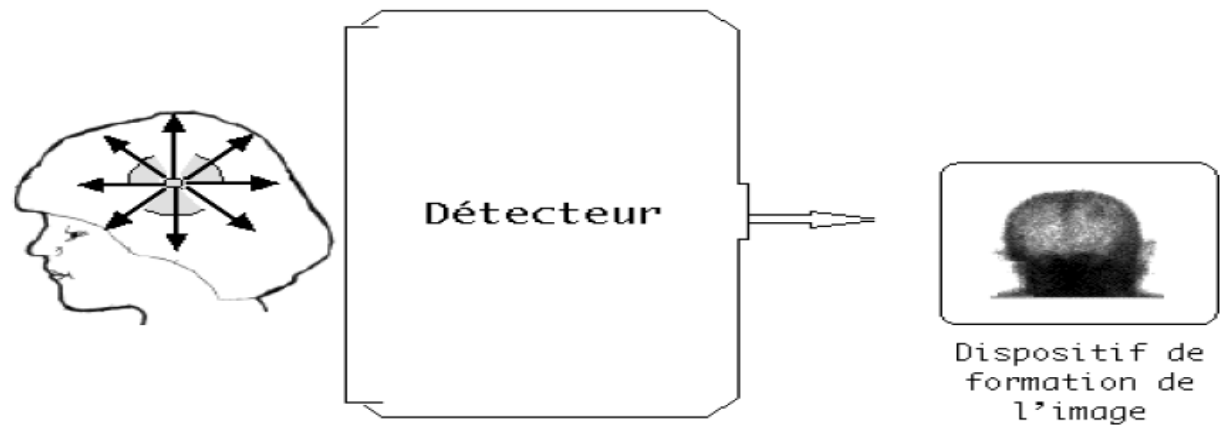
C'est en 1923 que l'on commence à utiliser des traceurs radioactifs sur des plantes. Vers 1930, pour la première fois on injecte à un malade du Radium C pour suivre sa circulation sanguine à l'aide du compteur [Geiger-Muller](#). C'est en 1934 qu'on découvre la radioactivité artificielle et qu'on arrive à produire de l'iode 131 (utilisé en médecine et maintenant utilisé comme marqueur radiopharmaceutique). Il a fallu très longtemps pour que la scintigraphie naisse (1951).

### 2. Qu'est-ce que la Scintigraphie ?



La scintigraphie, effectuée à l'aide des gamma caméras ou des caméras à scintillation, est un examen qui fournit des diagnostics précis sur le fonctionnement de la thyroïde, du cœur, des poumons, et d'autres parties du corps. Les scintigraphies tirent leur nom de la faculté de certains cristaux, comme l'iodure de sodium, de scintiller (émission lumineuse) sous l'effet des rayonnements. Grâce à cette technique il est, par exemple, possible de suivre le parcours du produit radioactif à travers les [voies biliaire](#) afin de dépister une [obturation](#) du [canal cystique](#). Les rayonnements les plus utilisés pour les examens scintigraphiques sont les rayonnements gamma, qui entraînent une faible irradiation de la région explorée.

### 3. Son Principe et les éléments radioactifs:



La scintigraphie repose sur l'utilisation d'un **isotope** radioactif (on parle aussi de marqueur). Il est choisi en fonction de son affinité pour un organe ou un tissu particulier (= spécificité biologique), sur lequel il va aller se fixer une fois introduit dans l'organisme par voie intraveineuse tout en émettant des rayonnements gamma. En effet, certaines molécules se

transforment en un autre élément par désintégration du noyau atomique avec des émissions de particules et d'un rayonnement gamma. A l'issue de quelques heures (temps nécessaire pour que la quasi totalité du marqueur ait rejoint son organe cible), le patient est placé sous un détecteur de rayons gamma appelé gamma caméra. Et on peut enfin suivre le parcours dans le vivant de ce traceur grâce aux rayons qu'il émet. Regardons ces produits et leur demi-vie correspondante:

Isotope radioactif	Demi-Vie (en heures)
Technétium 99	6
Thallium 201	72
Iode 123	13,2
Iode 131	192

Les iodes les plus utilisées sont l'iode 131 et 123. Elles servent à contrôler la répartition de la fabrication de l'hormone thyroïdienne sur la glande. Elles sont produites dans un cyclotron tout comme le thallium 201 alors que le technétium 99 est produit avec un générateur.

#### 4. Comment se déroule une scintigraphie ?

**La scintigraphie est un examen qui sert à analyser les organes et leur activité, grâce à une caméra spécifique. Pratiquée après injection d'un produit faiblement radioactif et non toxique, la scintigraphie peut concerner par exemple les os, la thyroïde ou le cœur. Pour mieux connaître cet acte et bien vous y préparer, voici quelques informations et conseils.**

La **scintigraphie** est un examen d'imagerie médicale indolore, permettant d'étudier la structure et le fonctionnement de nombreux organes : os, cœur, cerveau, poumons, reins, thyroïdes et parathyroïdes (glandes sécrétant des hormones).

Cet acte est réalisé dans un service hospitalier de médecine nucléaire, en plusieurs étapes :

1. On injecte dans une veine une petite quantité de produit radioactif. Ce produit, appelé **traceur**(ou produit radiopharmaceutique), est de nature différente selon l'organe étudié.
2. Le traceur se fixe sur les structures de l'organe et émet alors des signaux (rayons gamma). Ceux-ci sont analysés grâce à un appareil spécifique (gamma-caméra), placé devant la zone à étudier.
3. La caméra enregistre la concentration du produit radioactif dans les différentes parties de l'organe concerné. On visualise ensuite la répartition du traceur sur l'écran d'un ordinateur couplé à la caméra, sous forme de points scintillants. Le nombre de points est susceptible de varier selon les régions examinées.
  - Il est plus important dans les **zones dites d'hyperfixation** ou "points chauds". Celles-ci peuvent correspondre à un foyer infectieux, une tumeur, un remaniement osseux, une région sécrétant une quantité d'hormones anormalement élevée, etc.

- Les points sont moins nombreux dans les **zones d'hypofixation** ou "points froids", révélant par exemple la présence d'un tissu détruit ou mal irrigué par les vaisseaux sanguins.
- Quand la *scintigraphie* est normale, les points sont répartis de manière homogène dans l'ensemble de l'organe.

Sur certains appareils d'imagerie, la gamma-caméra est fixée à un support qui tourne autour du corps du patient (tomographe). Ce système permet d'enregistrer des images en coupe de l'organe étudié, prises sous des angles différents : c'est la **tomoscintigraphie**. Cette technique est indiquée principalement pour explorer le cœur, le cerveau, les poumons et le squelette.

## 5. La Gamma Caméra



**Figure 1.** *Gamma caméra*

### Son historique

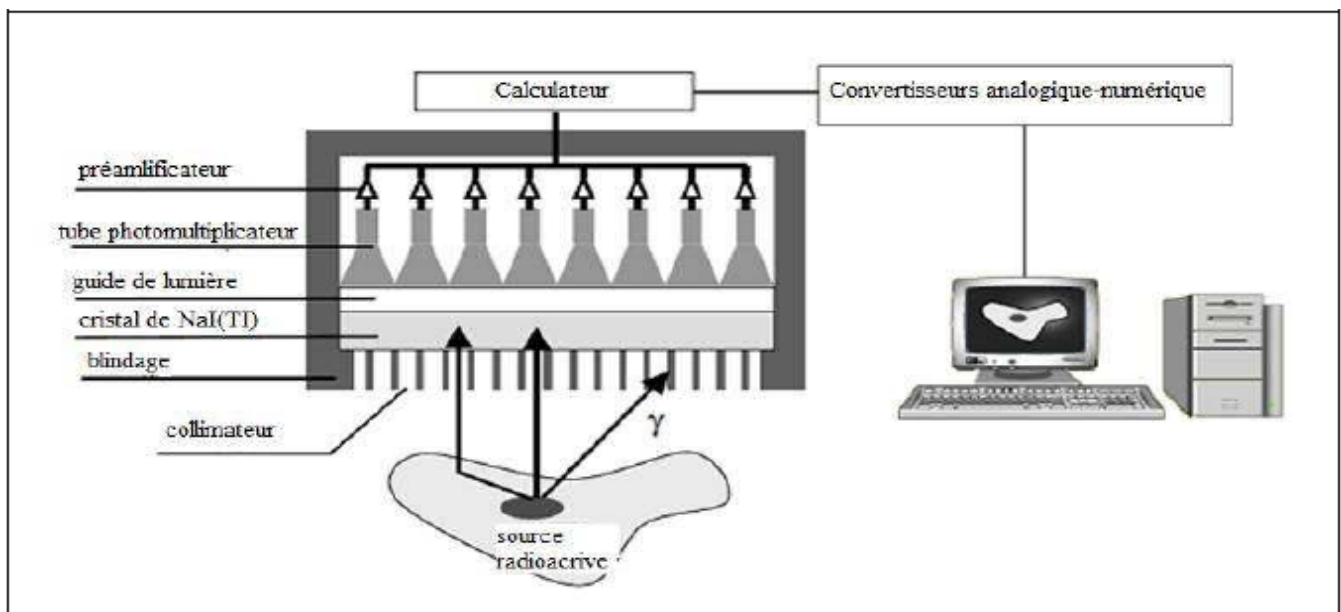
Le premier dispositif de **détection monophotonique** a été inventé en 1948. Il s'agissait d'un compteur Geiger Muller, qui émettait un signal sonore dès qu'une ionisation du gaz contenu dans le compteur s'était produite. En 1951, le compteur Geiger Muller a été remplacé par le détecteur à scintillation qui comportait déjà tous les composants d'un détecteur actuel, mais qui ne permettait pas l'étude simultanée de toute une région. C'est seulement en 1958 qu'Hal Anger mit au point la gamma caméra ou caméra d'Anger. Cette dernière, grâce à de notables améliorations de fonctionnement, est encore de nos jours le dispositif d'imagerie le plus largement utilisé en médecine nucléaire.

### 5.4.A quoi sert l'appareil «Gamma Caméra» ?

La gamma caméra est un appareil composé d'une table équipée d'une ou plusieurs caméras spéciales qui captent les rayonnements gamma pour reconstituer une image de l'organe exploré : on obtient donc une cartographie. Le but de la gamma caméra est de transformer l'énergie du photon gamma incident en un courant électrique, et de localiser ces photons pour faire une image de leur répartition.

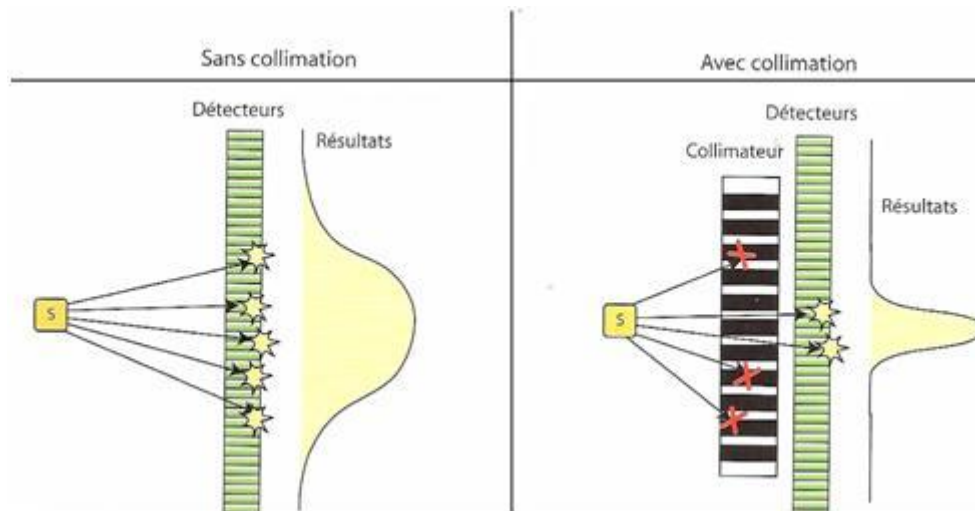


### 5.5. Description et fonctionnement de la caméra à scintillation d'Anger

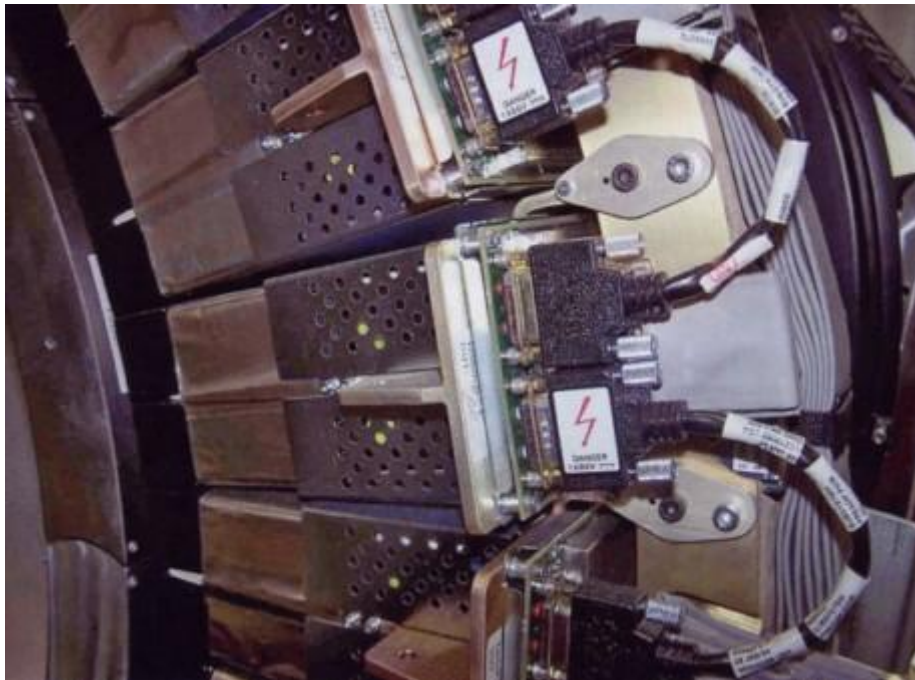


La gamma caméra, aussi appelée Caméra à scintillation d'Anger, est composée :

- Un collimateur qui permet de trier les photons, il doit être adapté à l'isotope utilisé;



- Un cristal d'iodure de sodium d'épaisseur variable qui transforme de manière proportionnelle les rayons gamma incidents en photons lumineux par des réactions en cascade;
- Un ordinateur qui traite le signal électrique et l'envoie à l'écran;
- De photomultiplicateurs qui transforment les photons lumineux en signal électrique;



La qualité des images scintigraphiques dépend d'un grand nombre de facteurs :

- Ceux dépendant du fonctionnement optimal de la gamma caméra,
- Ceux liés aux radiopharmaceutiques utilisés,
- Ceux liés au patient lui-même.



C'est pourquoi il est nécessaire de réaliser des contrôles qualités régulièrement afin d'éviter les problèmes techniques (gamma caméra et radiopharmaceutique) et de se souvenir que la coopération du patient est primordiale.

Comme son nom l'indique, la « gamma caméra » détecte les scintillations produites par les rayons gamma émis par le marqueur radioactif. Il s'agit, à partir de l'observation d'un grand nombre de scintillations, de localiser la radioactivité des molécules émettrices.

Grâce à l'informatique, des calculs complexes transforment la répartition de la radioactivité en informations utiles pour le médecin. Des images sont formées en une fraction de seconde. On peut suivre ainsi en temps réel le rythme de la contraction cardiaque ou la filtration du plasma sanguin dans un rein. Une scintigraphie par gamma caméra donnera une image du squelette, en injectant dans une veine du malade une solution, contenant un isotope radioactif se fixant de préférence sur les os. On détectera ainsi la présence d'éventuelles métastases osseuses.

## **6. Principes de scintigraphie :**

En médecine nucléaire, la scintigraphie consiste à injecter à un patient une substance marquée par un isotope radioactif et à en suivre, de l'extérieur, la progression dans l'organisme, la fixation dans les tissus et, le cas échéant, son évacuation plus ou moins rapide. Sa vocation de base est d'observer l'activité métabolique des différentes parties du corps, d'en vérifier le caractère normal ou d'en constater les aspects pathologiques, ceci afin d'apporter une aide au diagnostic ou de suivre les effets d'un traitement. Il s'agit donc avant tout d'une imagerie fonctionnelle, ce qu'il est important de souligner au vu du manque de résolution, a priori décevant, que présentent les images dans ce domaine. La recherche de hautes résolutions est plutôt l'apanage de l'imagerie morphologique, servie par ces remarquables techniques que sont l'IRM et la tomographie numérisée (On devrait en principe préciser "par rayons X" car, comme on le verra, l'imagerie fonctionnelle propose elle aussi une sorte de tomographie numérisée). Ceci étant dit les deux approches apparaissent de plus en plus complémentaires l'une de l'autre, la première pour détecter, par exemple, certaines pathologies, la seconde pour localiser précisément les régions malades. D'où la tendance actuelle à coupler physiquement deux machines, l'une de scintigraphie (gamma-caméra ou PET-scan) et l'autre de haute résolution spatiale (scanner ou IRM).

## **7. Marqueurs**

Un marqueur est un isotope radioactif utilisé pour suivre à l'intérieur du corps humain l'évolution de la substance injectée, et cela en détectant à l'extérieur les particules émises par les noyaux qui se désintègrent. Etant donné que, pour être ainsi détectées à l'extérieur, ces particules doivent pouvoir au moins sortir du corps et donc traverser des épaisseurs de matière non négligeables, c'est en pratique de photons durs qu'il s'agit, soit de rayons gammas ou de rayons X de réarrangement. Des particules  $\alpha$  ou  $\beta$ -ne possèdent jamais de parcours suffisant de ce point de vue. En pratique, les marqueurs utilisés en médecine nucléaire seront soit des émetteurs  $\gamma$ , soit des émetteurs  $\beta^+$ , puisque le positron possède cette propriété remarquable de s'annihiler avec un électron, dont il est l'antiparticule, pour donner deux photons de 511keV émis symétriquement (voir par exemple le sujet radioprotection, §I.A.7). Les photons émis par des émetteurs  $\gamma$  sont repérés et mesurés classiquement par une... gamma-caméra (!), alors que les photons d'annihilation de positrons sont en principe associés à la technique du PET-scan (PET pour "Positron Emission Tomography", en français TEP). Il est intéressant de constater que le PET scan constitue après tout la première application de l'antimatière.

Il y a une distinction nette entre les deux grandes techniques d'imagerie que sont la radiologie et son prolongement le scanner d'une part, et la scintigraphie d'autre part. La première utilise une source très ponctuelle, le foyer d'émission sur l'anode du tube à rayons X, et mesure l'absorption des photons au travers de l'organisme, dans toutes les directions qui, au départ du point source, traversent la région à explorer. Il s'agit donc avant tout d'une imagerie de transmission. En scintigraphie, la région source à l'intérieur du corps du patient peut-être assez restreinte comme elle peut être fort étendue. La localisation des zones émettrices constitue même souvent le but premier de la manipulation, comme en oncologie par exemple. On peut parler dans ce cas d'imagerie d'émission, avec comme inconnue première la variation d'intensité d'un endroit à l'autre. Or le fait est que l'absorption des photons le long de leur parcours peut masquer cette variation, en particulier si les régions sources sont situées à des profondeurs très différentes. Ce qui constitue en radiologie le paramètre de base pour la reconstruction des images représente donc a contrario en médecine nucléaire un problème réel que la technologie devra s'efforcer de rencontrer d'une façon ou d'une autre

Le choix d'un marqueur est limité par l'énergie des gammas émis, qui ne doit pas être trop faible, sous peine de voir tous les photons absorbés avant de sortir de l'organisme, mais qui ne doit pas non plus être trop élevée. On pourrait penser que de hautes énergies gommeraient le problème de l'atténuation dans l'organisme, mais ce serait oublier que les détecteurs sont eux-mêmes basés sur l'interaction et l'absorption des gammas avec le milieu actif de détection, de sorte que choisir des photons qui traverseraient en grand nombre ce milieu sans interagir reviendrait à diminuer l'efficacité de la mesure. De ce point de vue, les 511keV d'énergie rencontrés en PET-scan apparaissent un peu à la limite, mais d'une part cette valeur est incontournable puisque imposée par la masse de 511keV/c<sup>2</sup> du positron et de l'électron, et d'autre part le manque d'efficacité qui en découle se voit largement compensé par le fait que la technique ne nécessite pas de collimateur et ne connaît donc pas la sélection sévère qu'impose cet accessoire. En gamma-caméra, où le choix de l'énergie est beaucoup plus large, les valeurs retenues se situent entre 20keV et 400keV (voir tableau ci-dessous, qui reprend quelques radionucléides couramment utilisés). Sans surprise, cela englobe la gamme de travail de la radiologie, qui s'étend de 20 à 150keV.

Isotope	$E_\gamma$ (keV)	Mode
$^{67}\text{Ga}$	93, 185, 296, 388	CE
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	140	TIM
$^{111}\text{In}$	171, 245	CE
$^{123}\text{I}$	159, 285	CE
$^{125}\text{I}$	27, 36	CE
$^{131}\text{I}$	364	$\beta^-$
$^{133}\text{Xe}$	80	$\beta^-$
$^{201}\text{Tl}$	71, 164	CE

CE: Capture électronique

TIM: Transition isomérique métastable

$\beta^-$ : Emetteur  $\beta^-$

Une autre contrainte porte sur la période radioactive du marqueur, qui ne doit être ni trop courte ni trop longue.

Elle ne doit pas être trop courte tout simplement pour laisser à l'opérateur le temps d'effectuer la mesure avec une statistique suffisante. Il faut souligner à ce niveau que la radioactivité gamma relève de l'interaction électromagnétique au sein du noyau, que celle-ci se caractérise par des probabilités de transition très élevées, et que de ce fait les isotopes gamma purs ont des temps de vie extrêmement courts, typiquement de l'ordre de 10-12s ! Une première façon de contourner le problème est d'utiliser un état isomérique métastable. Les états métastables constituent des exceptions en radioactivité gamma: Leur désexcitation ne satisfait pas à certaines règles de sélection obligatoires en la matière et se révèle de ce fait beaucoup moins probable que normal. Très utilisé en médecine nucléaire, le technétium-9999mTc, de période 6h, est le grand représentant de cette catégorie. Une autre option passe par le choix d'émetteurs alpha ou bêta qui se désintègrent en passant avec une haute probabilité (ou taux de branchement, ou "branching ratio") par un état excité du noyau fils, lequel redescend par émission gamma vers son état fondamental. Dans ce cas, c'est le temps de vie du noyau père qui prévaut (voir "physique nucléaire", §III.A.3.b). On peut enfin utiliser, avec le même résultat sur le temps de vie, des isotopes à excès de protons qui se désintègrent par capture électronique. Dans ce dernier cas les photons durs émis ne sont pas des

gammas mais des rayons X provenant du réarrangement du cortège électronique consécutif à la disparition d'un électron dans les couches basses de l'atome (voir "physique nucléaire", §III.A.2.b.2°).

Certains isotopes fort intéressants ont une vie tellement courte (quelques minutes) qu'ils doivent être produits sur place, par un petit cyclotron situé dans le service de médecine nucléaire à proximité de l'imageur, mais il s'agit là d'un équipement coûteux qui n'est pas accessible à tous les centres hospitaliers.

La période du marqueur ne doit pas non plus être trop longue, pour des raisons de radioprotection. Une fois la mesure effectuée, c'est inutilement que le patient conserverait de l'activité dans ses organes. De ce point de vue, la désintégration radioactive n'est pas le seul mode de disparition des noyaux instables puisqu'ils peuvent aussi se voir éliminés de l'organisme tout simplement par voie naturelle. La période biologique  $T_b$  d'un isotope est le temps nécessaire pour que la moitié des noyaux soient éliminés par cette voie. La période effective  $T_e$  est le temps nécessaire pour que la moitié des noyaux disparaissent de l'organisme, que ce soit par désintégration ou par voie biologique.  $T_e$  est la moyenne géométrique entre  $T_b$  et la période physique  $T_p$ .

$$\frac{1}{T_e} = \frac{1}{T_b} + \frac{1}{T_p} \quad \text{ou} \quad T_e = \frac{T_b T_p}{T_b + T_p}$$

En cas de valeur excessive d'une de ces deux périodes, on peut donc parfois compter sur l'autre voie pour obtenir une contamination réduite en un temps raisonnable. Dans le tableau ci-dessous, les deux premiers exemples présentent chacun une des deux périodes de base plutôt longue et l'autre beaucoup plus courte. La formule donne une période effective égale au temps le plus court, ce qui marque le fait que c'est par cette voie que s'élimine la quasi-totalité de l'activité. Dans le troisième exemple les deux périodes sont sensiblement égales. La période effective est proche de la valeur moitié vu que les deux voies d'évacuation s'épaulent mutuellement pour aboutir à une évacuation deux fois plus rapide.

Isotope	Organe	T <sub>p</sub>	T <sub>b</sub>	T <sub>e</sub>
<sup>14</sup> C	Os	2.000.000	40	40
<sup>131</sup> I	Thyroïde	8	138	7.6
<sup>32</sup> P	Foie	14.3	18	8

*N.B.: Les périodes sont exprimées en jours*

Le technétium-99 est l'un des radionucléides les plus utilisés en médecine nucléaire, et il apparaît en effet comme le candidat idéal du point de vue des deux critères développés ci-dessus. D'une part l'énergie émise, de 140keV, représente le meilleur compromis entre l'atténuation au travers du corps du patient et une bonne efficacité de détection, et d'autre part sa période de 6h convient parfaitement à l'usage qui en est fait: On a là un temps confortable pour que le produit injecté puisse faire son chemin dans l'organisme, et que le manipulateur puisse ensuite effectuer la prise de données dans de bonnes conditions, et par ailleurs il suffira d'un jour ou deux pour voir disparaître l'activité de l'organisme (Il subsistera 1/16ème après 24h, 1/256ème après 48h).

## 8. Traceurs

Le traceur est la substance injectée au patient après marquage par le noyau choisi. Le marquage consiste à remplacer au sein du traceur un élément stable par un de ses isotopes radioactifs, en rappelant que des noyaux isotopes sont chimiquement équivalents. Par exemple, le carbone, l'azote et l'oxygène possèdent tous les trois un isotope subissant la capture électronique (<sup>11</sup>C, <sup>13</sup>N et <sup>15</sup>O) ce qui permet de marquer un très grand nombre de molécules biologiques puisqu'ils en sont les composants fondamentaux (avec un grand bémol dans cet exemple, dû aux temps de vie très courts, respectivement de 20min, 10min et 2min, ce qui oblige à les former sur place dans un appareillage coûteux).

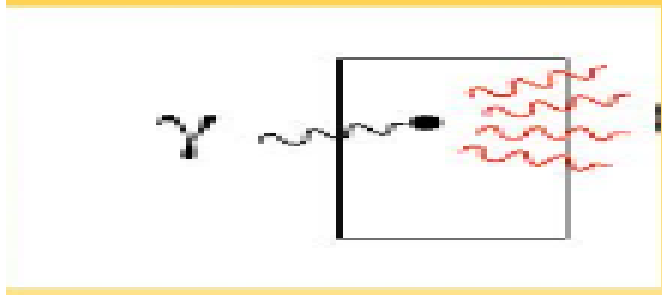
Le traceur peut-être un simple élément (iode), une molécule simple (eau) ou complexe (protéine), ou une structure cellulaire (globule rouge). Il est choisi pour sa capacité à se fixer préférentiellement dans tel ou tel type de tissu et/ou son aptitude à mettre en évidence telle ou telle pathologie. Ainsi, il est bien connu que l'iode se concentre dans la thyroïde, où il s'avère indispensable à la formation des hormones thyroïdiennes: Le marquage par de l'iode radioactif permet de vérifier le fonctionnement de la glande ou de suivre le chemin des molécules formées. On peut aussi citer l'exemple des cellules tumorales, qui tendent à surconsommer le sucre et donc à capter le glucose en grandes quantités. Le fluor-18, l'isotope le plus utilisé en PET-scan, sert à marquer des molécules très proches du glucose (le fluorodésoxyglucose ou FDG) et à détecter ainsi les régions malades. De

très petites métastases peuvent être repérées par cette technique, ce qui la rend incontournable en oncologie.

Les méthodes de synthèse et de marquage des traceurs relèvent de la chimie, les critères de choix de la biologie. On en trouvera de plus longues descriptions dans les ouvrages ou sites spécialisés.

## **9. système de détection**

### **9.1.le cristal**



Le cristal arrête les photons  $\gamma$  et restitue l'énergie déposée par ces derniers sous forme de photons lumineux, d'énergie différente de l'énergie absorbée.

Pour augmenter la probabilité d'interaction, on introduit des impuretés dans le cristal (ex TI).

Cristal scintillant = matériau fluorescent : la fluorescence est le seul processus de désexcitation suffisamment rapide pour être exploité en spectroscopie

### **9.2.Le scintillateur idéal**

- Fort pouvoir d'absorption pour l'énergie du rayonnement détecté - numéro atomique et densité élevés ( $t/\square \propto Z^3/E^3$ , loi de Bragg et Pierce)

---> Bonne efficacité de détection dans le cristal

- Efficacité de conversion importante, c-à-d forte aptitude à transformer l'énergie du rayonnement incident en énergie lumineuse

---> Permet une bonne résolution en énergie

- Faible constante de décroissance (la constante de temps représente le temps moyen qui sépare le moment où la radiation est absorbée de celui où la scintillation est émise)
- Un indice de réfraction proche de celui du verre (1.5) afin de faciliter le couplage avec le photomultiplicateur
- Matériau facile à usiner en grandes dimensions

### **9.3.le guide de lumière**

L'efficacité de collection de la lumière par les PM (PhotoMultiplificateurs) dépend de la façon dont ils sont couplés au cristal.

1<sup>er</sup> rôle: Réduire la perte de lumière:

1<sup>ères</sup> caméras, PM circulaires, d'où un espace libre relativement important entre eux. Pour réduire cette perte, une plaque de verre placée entre le cristal et les PM, avec des joints optiques (graisse de silicone) constituait le guide de lumière.

2<sup>ème</sup> rôle: Adaptation de l'indice de réfraction entre le cristal NaI (indice très élevé) et le vide des photomultiplicateurs (indice = 1).

#### **9.4. les photo-multiplicateurs**

Rôle= - Transformer le photon lumineux en 1 signal électrique (effet Photo électrique)- Amplifier le signal électrique recueilli

Si cette haute tension est stable, le nombre d'électrons collectés sur l'anode est proportionnel au nombre de photoélectrons extraits de la photocathode, et donc au nombre de photons lumineux parvenus à sa surface d'entrée.

#### **9.5. circuit de localisation analogique (informatique)**

En fonction de leur proximité par rapport au site d'une scintillation, les différents PM reçoivent des quantités de lumière variables : à partir de ces signaux, un circuit de calcul analogique détermine les coordonnées X et Y de la scintillation en tant que "centre de gravité" des signaux reçus par les différents PM.

#### **9.6. Traitement Signal**

Le signal de chaque PM est traité individuellement : un convertisseur analogique numérique peut être associé à chaque PM

Réduction des effets de bords

Réduction du phénomène d'empilement

#### **9.7. Traitement du Signal: Spectrométrie**

Recueil de l'information en énergie = détection d'un spectre d'énergie

Le système trie des impulsions en fonction de leur énergie:

- conserve les photons à une énergie proches de leur énergie d'émission rejette les photons détectés à une énergie inférieure à leur énergie d'émission

Élimination d'une partie du signal lié aux photons diffusés

Ex : pour détecter du  $^{99m}\text{Tc}$  (140 Kev) => réglage de la spectro sur 140 pour détecter de l' $^{131}\text{I}$  (364 Kev) => réglage de la spectro sur 364

## **9.8. le collimateur**

Réalisation d'une projection planaire (2D) de la distribution du radioélément.

Sélectionne la direction des photons incidents pour établir une correspondance entre le lieu d'émission et le lieu de détection

### **a. Les différents types de collimateurs**

3 types :

- 2 techniques de fabrications :
  - par moulage
  - par assemblage/collage de feuilles pliées.
- L'avantage du moulage = une meilleure régularité de la géométrie des trous et des septa.
- Défauts et correction
  - Sensibilité
  - Linéarité
  - Homogénéité

### **b. Défauts et corrections**

- Différents défauts sont constamment présents : défaut de spectrométrie, linéarité et uniformité
- Des corrections numériques sont pré-calculées et mises à jour par l'acquisition de tables de correction.
- Ces corrections sont de 3 types:
  - Table d'énergie: elle s'applique à l'information spectrométrique
  - Table de linéarité: elle s'applique aux signaux de localisation
  - Table d'uniformité: elle compense les défauts résiduels de la réponse.
- Caractéristiques (Performances) d'une gamma caméra :
  - Résolution en énergie
  - Résolution spatiale
  - Linéarité
  - Taux de comptage

## **10. Performances d'une caméra:**

Intrinsèque: en l'absence de collimateur

Extrinsèque: en présence du collimateur

1: Résolution en Energie

2: Résolution Spatiale

3: Linéarité Géométrique

4: Taux de comptage



### **10.1. Résolution en Energie (intrinsèque)**

Capacité de la caméra à sélectionner avec précision le pic d'absorption totale par effet photoélectrique du radioélément utilisé

DONC d'éliminer le plus possible le rayonnement diffusé.

Le contraste et la résolution des images dépendent de la résolution en énergie (moins bonne est la résolution en énergie, plus l'organe est noyé dans le diffusé).

Ordre de 10 % pour 140 keV

### **10.2. Résolution Spatiale**

Plus petite distance entre 2 sources ponctuelles pour qu'elles soient vues séparément.

Déterminée par la largeur à mi-hauteur (LMH) d'une source ponctuelle

Collimateur: 8 mm à 10 cm ds l'air pour BE

Système

Intrinsèque : 3-4 mm

### **10.3. Linéarité Géométrique (intrinsèque)**

Capacité de la caméra à déterminer précisément les coordonnées de l'interaction du photon g dans le cristal

Aptitude à restituer la forme exacte de l'objet

Ordre de 1/10 mm actuellement

### **10.4. Taux de comptage**

- Capacité à détecter un grand nombre de photons par seconde en conservant la proportionnalité entre nombre de photons émis et nombre de photons

Temps Mort:

= le temps pendant lequel la caméra est en train de traiter un événement et est de ce fait indisponible pour en traiter un second.

Imagerie scintigraphique par gamma cam ras

- Paramètres conditionnant la qualité Image :
  - Matrice
  - Statistique de comptage
  - Résolution du système et effet volume partiel
  - Durée des acquisitions
  - Activité injectée
  - Spectrométrie

## **11. Paramètres conditionnant la qualité Image**

Compromis entre résolution spatiale et sensibilité (taux de comptage) :

La qualité des images scintigraphiques est conditionnée par la résolution spatiale du système de détection et le nombre d'événements enregistrés par pixel.

Généralement, il y a compétition entre ces 2 paramètres et il faut trouver un compromis.

### **11.1. Taille de la matrice :**

Le format des matrices utilisées est déterminé en fonction :

- de la résolution spatiale du système de détection (inutile d'avoir des pixels  $<$  à la résolution spatiale du système)
- du nombre d'événements enregistrés.

Les formats les plus habituels sont 64x64, 128x128 ou 256x256.

Deux règles président au choix optimal du format image :

- La première fixe la taille minimum de la matrice nécessaire pour restituer au mieux l'image et en particulier les objets de la taille de la résolution spatiale du système.

=> visualisation de petites structures => matrice la plus grande possible (pixel le plus petit possible)

- La deuxième fixe l'erreur statistique inhérente à la méthode employée.

=> l'erreur statistique (désintégration radioactive = phénomène aléatoire) dépend du nombre de désintégrations détectées

### **11.2. Règle de statistique de comptage :**

A chaque pixel doit être associé un nombre  $n$  d'événements enregistrés suffisant pour être statistiquement significatif.

$n$  vérifie la loi de Poisson, où

$n / n$  représente l'erreur statistique.

Ex: pour une acquisition homogène sur toute l'image correspondant à l'accumulation de 300 kcps, le contenu de chaque pixel sera de:

- 73.2 coups au format 64x64, correspondant à un erreur statistique de 11.6%
- 18.3 coups au format 128x128, correspondant à un erreur statistique de 23.4%

Paramètres conditionnant la qualité Image Résolution spatiale/Effet de volume partiel

Affecte les structures de tailles  $< 2$  à  $3 \times$  la résolution spatiale du système

Soit 2 à 3 cm pour une g-caméra

=> Réduction de la sensibilité pour la détection des lésions < 2 à 3 R

### **11.3. La durée d'acquisition :**

Pour augmenter le nombre de coups dans l'image, il est souvent possible d'effectuer des acquisitions plus longues.

L'activité injectée :

L'activité injectée doit correspondre à un compromis satisfaisant entre la durée de l'acquisition, la qualité des images et la radioprotection du patient.

=> Ces deux paramètres influencent la statistique de comptage

### **11.4. Le spectre et la fenêtre d'énergie:**

Chaque radio-isotope a un spectre en énergie qui lui est propre, avec la présence d'un ou plusieurs émissions  $\gamma$ .

Afin d'obtenir des images de qualité, excluant les photons diffusés, il ne faut retenir que les photons présents dans le pic photoélectrique.

L'utilisateur doit sélectionner la gamme d'énergie des photons incidents, ainsi que la largeur de la fenêtre spectrale.

Spectre Tc 99m

En pratique, fenêtre de 20%

## **12. Visualisation des images**

- Codage en niveaux de gris ou échelle de couleur
- Les valeurs des pixels (cp) sont codées
- Chaque image est égalisée par rapport au pixel de plus haute activité (noir)
- Pour 2 images différentes un pixel noir peut être associé à des valeurs différentes de radioactivité
- Coupes tomographiques représentées avec 3 palettes différentes
- Le codage = mélange de 3 couleurs (Rouge, Vert, Bleu).
- Les limites de l'imagerie scintigraphique (et corrections) :
  - Diffusion
  - Atténuation

## **13. Les limites de l'image scintigraphique**

- Facteurs Technologiques :
  - Sensibilité
  - Résolution Spatiale
  - Résolution en Energie
  - Stabilité mécanique...
- Facteurs Physiques

- Atténuation du rayonnement émis
- Diffusion
- Pénétration septale...

+ Mouvements du patient

+ Algorithmes de reconstruction

### **13.1. La diffusion**

Le pic d'absorption totale centré sur l'énergie d'émission du radioélément (140 keV pour le Tc-99m) : il correspond aux photons primaires.

Le front Compton, constitué des photons diffusés d'énergie 137-140 keV.

La composante X, des photons d'énergie 74-77 keV issus des interactions avec le plomb des collimateurs.

Diffusion => photons mal localisés

photons d'énergie inférieure

Baisse du contraste, du rapport signal sur bruit et perte en résolution spatiale :

Nécessité d'une correction :

### **13.2. Correction :**

#### **Méthode n°1: Élimination des photons à l'acquisition**

\* Fenêtre 20 %: méthode classique de limitation du diffusé

Ex pour le 99mTc, fenêtre de 126 à 154 keV...

MAIS cette fenêtre contient encore 30 % de diffusé

=> Correction supplémentaire à apporter

\* Fenêtre 10 %: choix d'une fenêtre plus étroite

Cette méthode présente moins de diffusé, mais aussi moins de photons primaires.

La sensibilité de détection est donc affaiblie, d'où le risque de diminuer le rapport signal / bruit de l'image.

#### **Méthode n°2: Élimination des photons par estimation et soustraction**

Acquisition en Double fenêtre ( méthode de Jaszczak):

- une sur le photopic, de 20% centrée sur 140 keV
- une secondaire dans le diffusé de 92 à 125 keV.

$I_{\text{Corrigée}} = I_{20\%} - (k * I_2)$   $k=0.5$  pour  $^{99m}\text{Tc}$

### **13.3. Atténuation**

- Lorsqu'un faisceau de photons traverse la matière, le nombre de photons initialement présents dans le faisceau diminue
- La proportion de ces photons perdus dépend de la distance de la source au bord du milieu diffusant, et de l'énergie d'émission de l'isotope.
- L'absorption d'une partie importante de ces photons utiles entraîne une diminution du signal mesuré
- Pour corriger ce phénomène il faut estimer la cartographie des coefficients d'atténuation du milieu puis corriger les coupes à partir de la formule précédente en recalculant pour chaque pixel  $N_0$ .

### **13.4. Correction Atténuation : Estimation de la carte d'atténuation du patient**

En cas d'atténuation hétérogène, l'acquisition d'une carte d'atténuation patient spécifique est nécessaire.

Il faut déterminer l'atténuation pour tous les pixels de l'image, sur chaque ligne de projection,  $\exp(-\mu.L)$ .

Elle peut être obtenue soit à l'aide d'une acquisition en transmission par la g-caméra (sources externes au patient  $^{99m}\text{Tc}$  ou de  $^{153}\text{Gd}$ ) ou à partir d'image CT .

1: Source externe

2: Scanner

#### **Avantage du scanner :**

Obtention d'une carte d'atténuation faiblement bruitée

Pas de superposition entre données d'émission et de transmission

Pas de pb de temps mort, d'empilement sur les détecteurs de MN

Utilisable en SPECT comme en PET

Mais surcoût (machine hybride)

2: Scanner :

Apport supplémentaire :

- Fusion d'images

- Données anatomiques utiles pour la localisation et interprétation

#### **Inconvénients:**

- Erreur de localisation possible:

- Mouvements internes du patients (diaphragme, péristaltisme digestif)
- - Radioprotection du patient

#### **14. La quantification**

- Il est possible de quantifier la quantité de radioactivité dans une région donnée
- Sélection d'une région d'intérêt (ROI), manuelle ou automatique
- activité en cp soit total (somme de l'activité de chaque pixel),
- soit moyenne par pixel

Ex

Calcul de la FE VG globale

Sélection automatique de régions d'intérêts correspondant :

- au VG en fin de diastole

- au VG en fin de systole

$$FE (\%) = (ATD - ATS) / (ATD)$$

=> absence de modélisation des volumes

=> robustesse et reproductibilité

FEVG normale=  $55 \pm 5\%$

#### **15. prétraitement :**

**Filtrage :**

##### **15.1. Le filtre de Wiener**

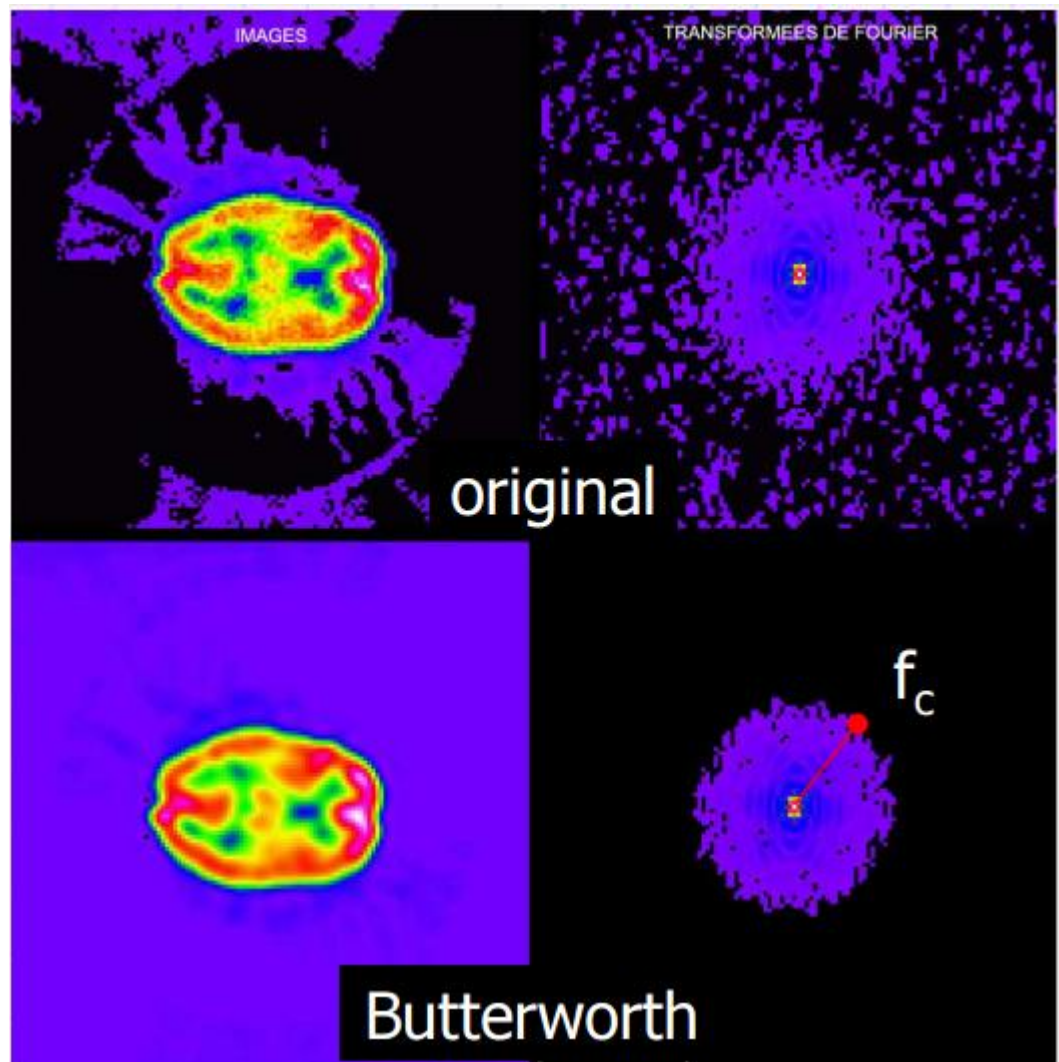
Le filtre de Wiener est un filtre linéaire largement utilisé pour réduire le bruit des images scintigraphiques [Marc, 2003]. Il a été notamment introduit pour restaurer des images qui ont été dégradées par l'ajout d'un bruit aléatoire [Doherty et al., 1983].

##### **15.2. Filtrage linéaire**

Les filtres linéaires sont des filtres plus simples et plus facile à implémenter, dans la littérature plusieurs filtres de type pass-bas sont utilisés dans le domaine de filtrage d'images. Il existe de nombreux filtres de types passe-bas généralement utilisés pour le lissage des images [Tabisa, 1998]. :

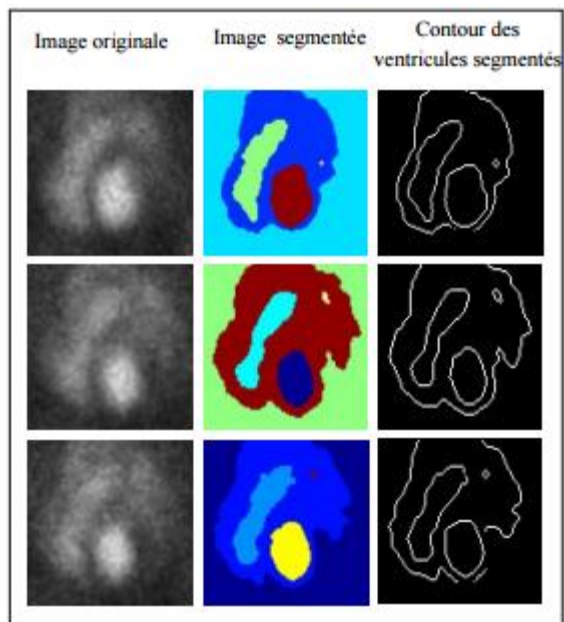
- Filtres passe-bas pour lissage : ils sont utilisés pour atténuer les détails de l'image comme le bord, les caractéristiques particulières. Le résultat de ce filtre sera une image brouillée.
- Filtre bass-haut : contrairement aux filtres bass-bas ces filtres sont utilisés pour atténuer les caractéristiques neutres ou mettre en évidence les caractéristiques qui tranchent.
- Filtre bass-bande : ils ne sont pas très utilisables pour le rehaussement des images, mais ils sont très utilisés dans les applications de restauration des images.

##### **15.3. Le filtre Butterworth**



#### 16. segmentation :

La segmentation d'image consiste à extraire la région d'intérêt (ROI) de l'image. Plusieurs approches ont été proposées pour la segmentation des images numériques •



Résultats de la segmentation pour quelques images scintigraphiques

**16.1. Segmentation par seuillages :**

- Choix du seuil, Seuillage par hystérésis

**16.2. Segmentation par croissance de régions**

**16.3. Segmentation à partir des dérivées du signal**

- par extrema de gradient
- par passage par zéro du laplacien

**16.4. Segmentation par gradient morphologique :  $\delta$ -I, I- $\epsilon$ ,  $\delta$ - $\epsilon$  ...**

**16.5. Segmentation Par ligne de partage des eaux**

- immersion
- amincissements homotopiques

## Référence

- Livres Physique 1ère S et Terminale S
- L'imagerie Médicale [13922] et 100% technologie Gallimard Jeunesse p202
- Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie, J.-P. Dil-lenseger et E. Moerschel, (Masson)
- Société Française de Médecine Nucléaire et Imagerie moléculaire (SFMN). Fiche information des patients. Site internet : SFMN. Paris ; 2015 [consulté le 29 octobre 2015]
- Fédération Française de Cardiologie. La scintigraphie myocardique. Site internet : Fédération Française de Cardiologie. Paris ; 2015 [consulté le 29 octobre 2015]
- Mundler O – Service Central de Biophysique et de médecine nucléaire – Hôpital de la Timone. Informations aux patients passant une scintigraphie osseuse. Site internet : Assistance Publique Hôpitaux de Marseille. Marseille (France) ; 2015 [consulté le 29 octobre 2015]
- About Kids Health. Scintigraphie osseuse. Site internet : About Kids Health. Toronto (Canada) ; 2015 [consulté le 29 octobre 2015]



- Direction de l'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (DETMIS) – Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM). Pertinence du remplacement de la scintigraphie par la TEP–CT dans la détection des métastases osseuses des cancers primitifs du poumon et du sein. Site internet : CHUM. Montréal (Canada) ; 2011 [consulté le 29 octobre 2015]
- Bruno Van Oystaeyen : Créé le mardi 4 décembre 2012 16:48; Mis à jour le jeudi 9 juillet 2015 16:27;
- Pr Etienne Garin, Service de Biophysique et Médecine Nucléaire, Université Rennes 1/CRLCC Centre Eugène Marquis
- Denis MARIANO-GOULART, Département de médecine nucléaire, CHRU de Montpellier