

3-1 : *Biophysique*

Chapitre 4 :

Détection de radioactivité et imagerie médicale

Professeur Jean-Philippe VUILLEZ

Année universitaire 2011/2012

Université Joseph Fourier de Grenoble - Tous droits réservés.

Détection de la radioactivité : plusieurs objectifs

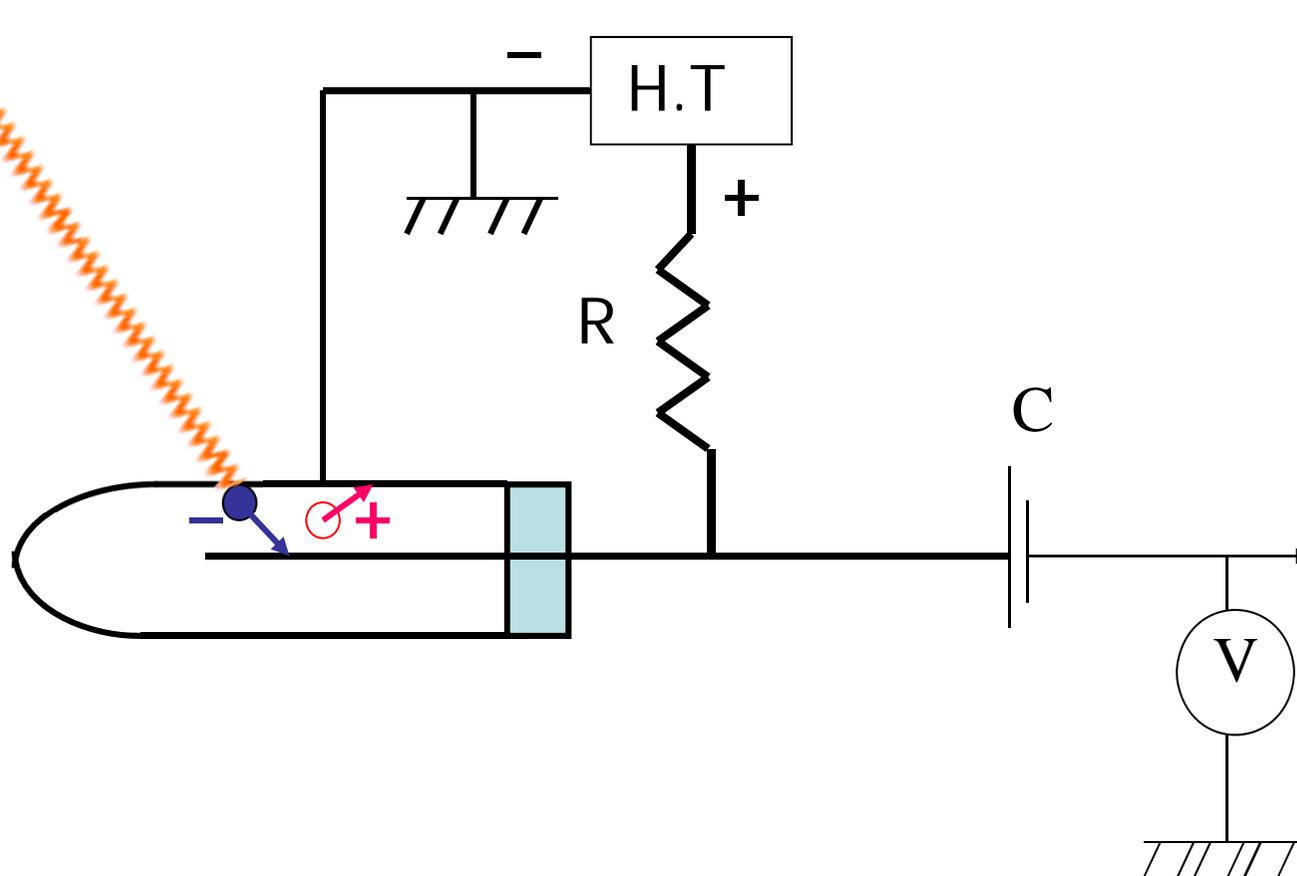
- Détecter la **présence** de radioactivité
- **Quantifier** la radioactivité présente
- Faire l'**image** de la répartition de la radioactivité dans une source/un volume :
 - Principe de l'imagerie scintigraphique quand ce « volume source » est un patient chez qui on a injecté un produit radioactif

Détecter la présence de radioactivité

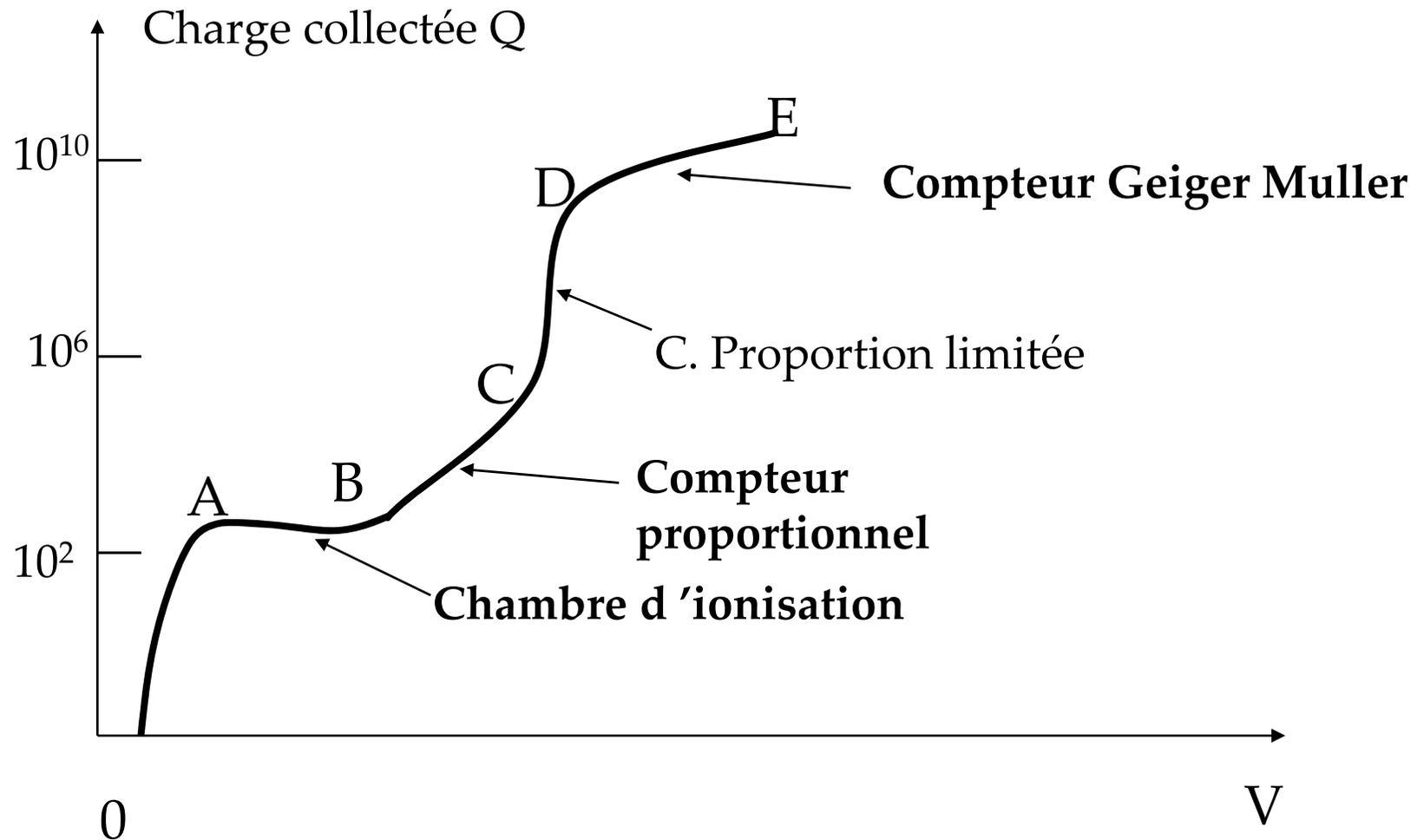
- Principe : les rayonnements doivent interagir dans le détecteur, c'est-à-dire y déposer leur énergie qui est utilisée pour générer un signal
- Exemple : la chambre d'ionisation

Principe d'un détecteur à gaz

Rayonnement
ionisant



Régimes de fonctionnement d'un détecteur à gaz

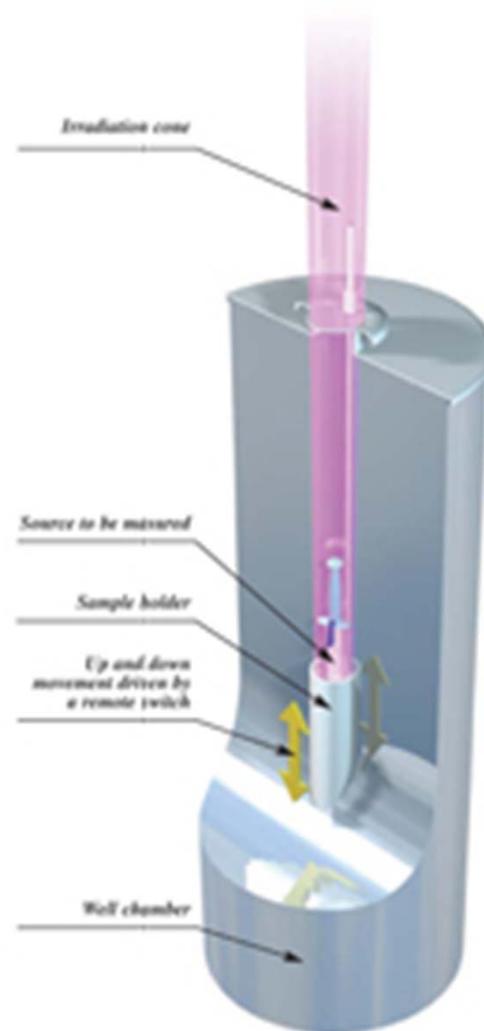


Quantifier la radioactivité

- Mesurer une source : activimètre
- Mesurer un DEBIT DE DOSE (en Sv) :
 - Rayonnements gamma : « babyline »
 - Rayonnements bêta et alpha : nécessité de détecteurs de surface (quasi au contact)



Activimètre



Mesure de débit de dose

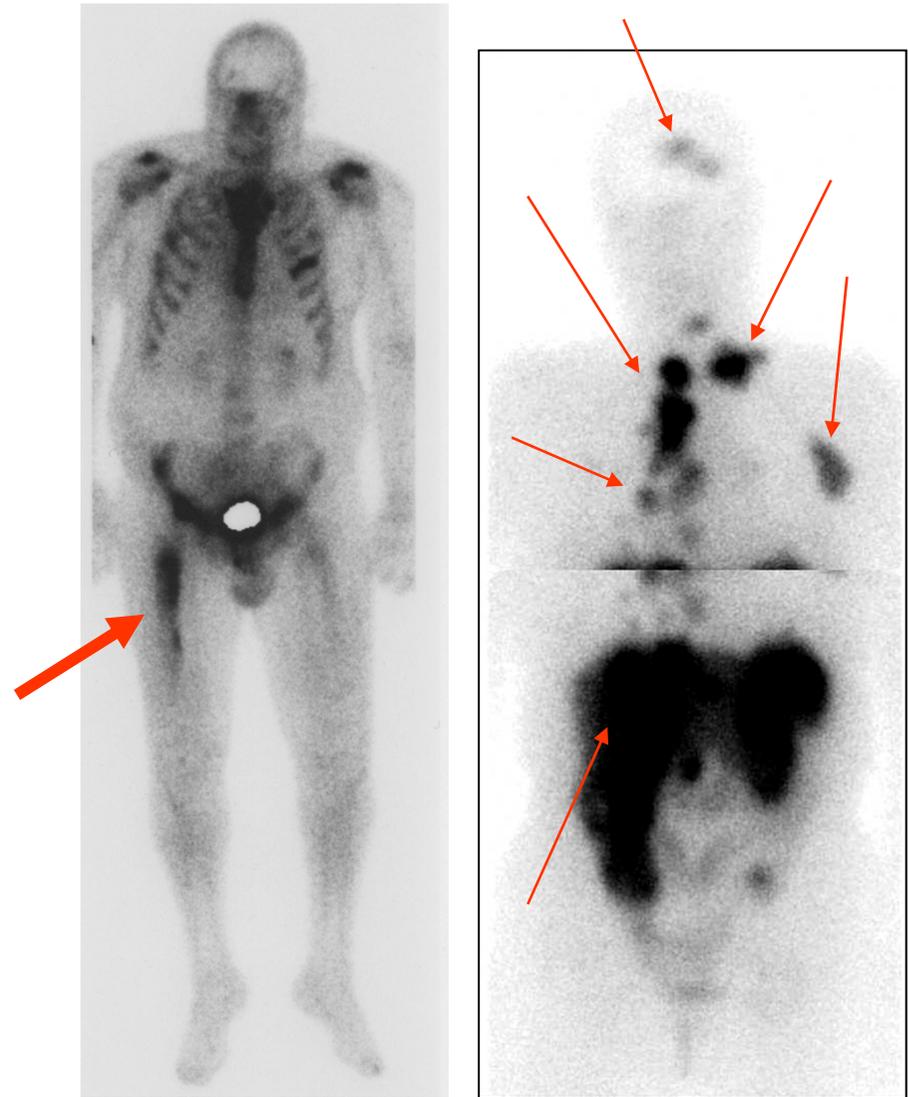


Détection de radioactivité et imagerie médicale

- Émission de simples photons : *gamma-caméra*
- Émission de positons : *caméras à positons*

Principe de l'imagerie scintigraphique

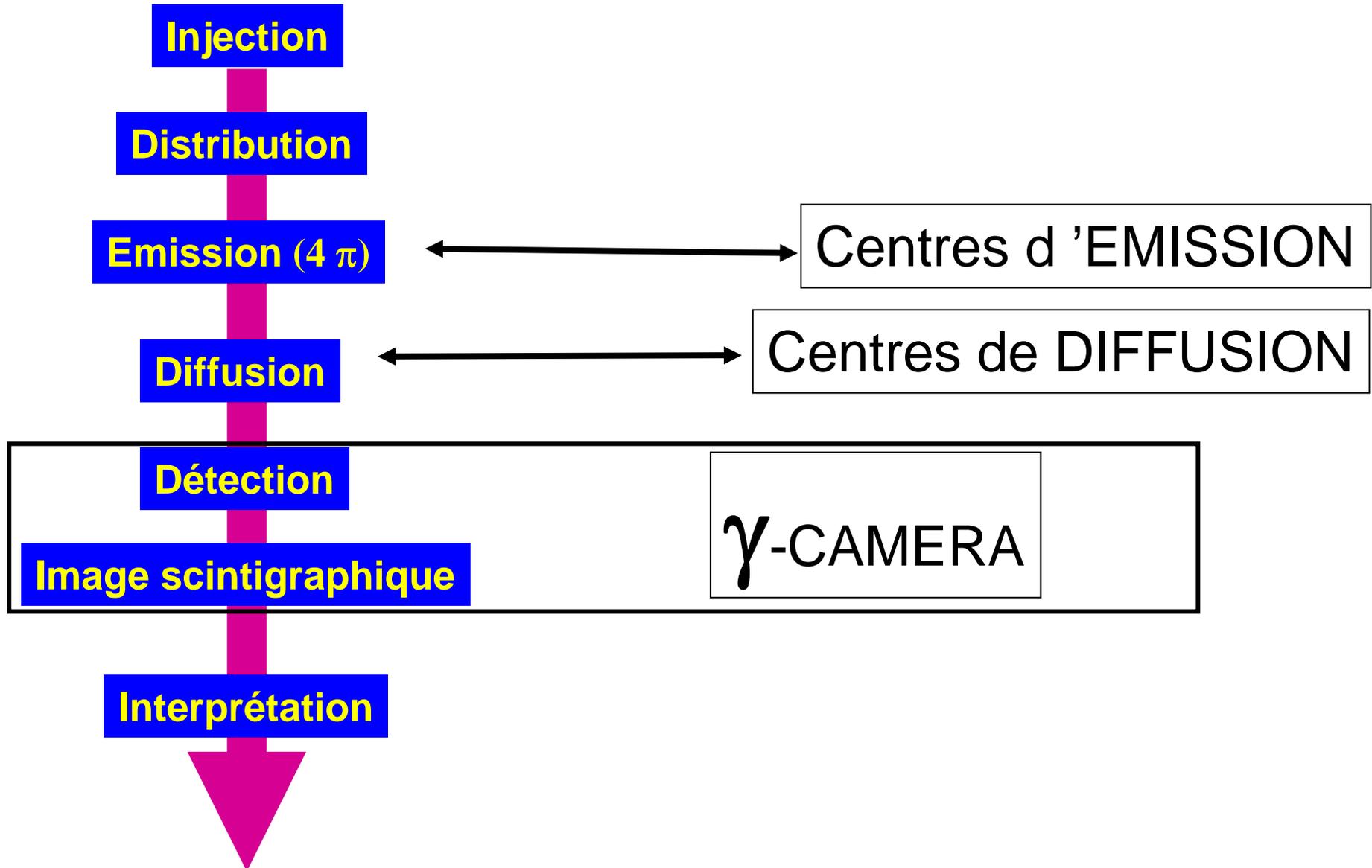
- Approche *biochimique* in vivo
- Molécule radioactive = **radiopharmaceutique**, injectée chez le patient
- Biodistribution en fonction de ses propriétés biologiques
- Cette biodistribution renseigne sur le fonctionnement des organes et les perturbations occasionnées par les maladies
- Le problème est d'obtenir l'image de cette biodistribution et son évolution au cours du temps

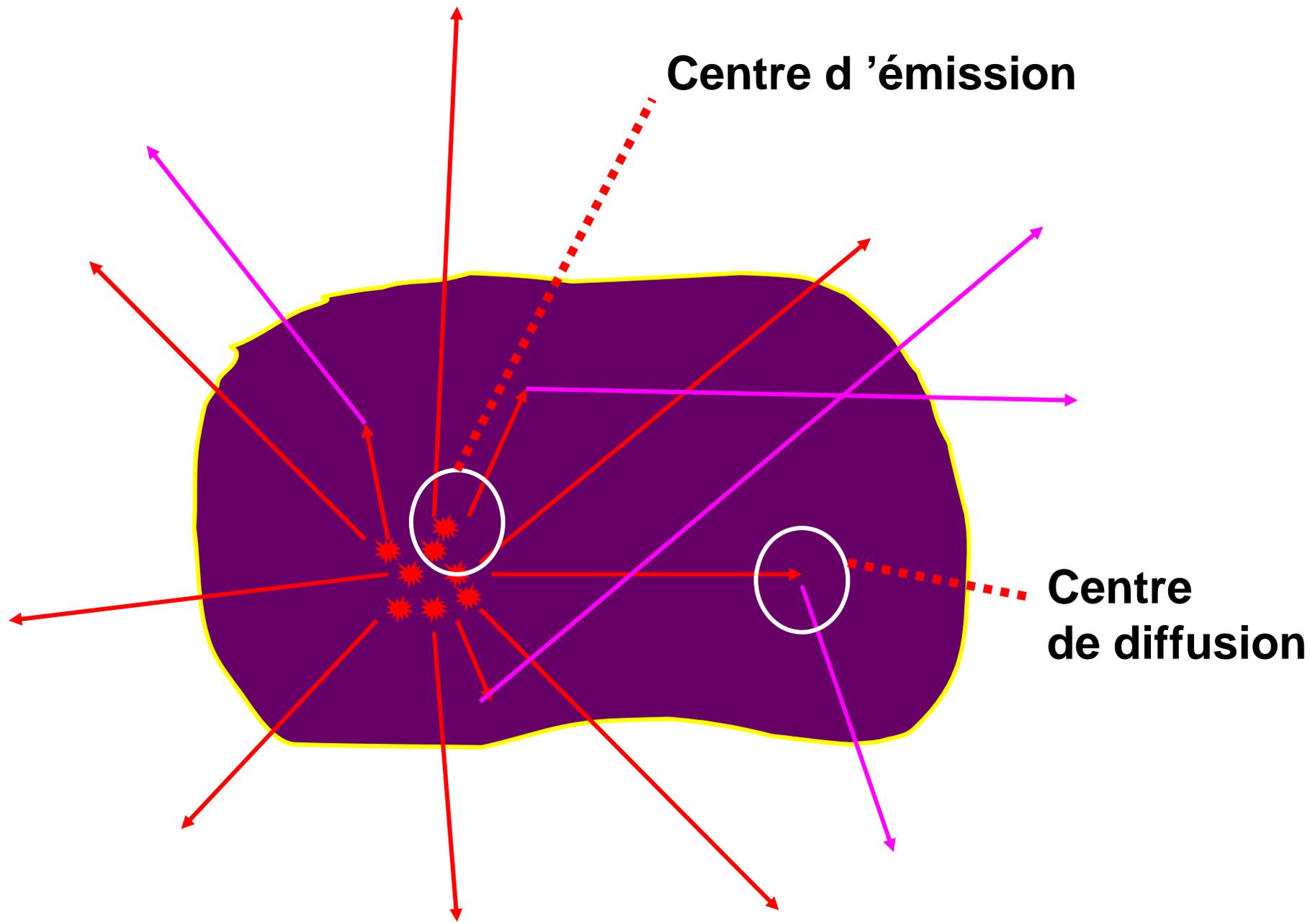


Détection des rayonnements γ : la gamma caméra

- Le problème consiste à transformer l'énergie émise sous forme de *photons γ* , en une *forme mesurable et exploitable* (quantifiable), c'est-à-dire en pratique en courant électrique.

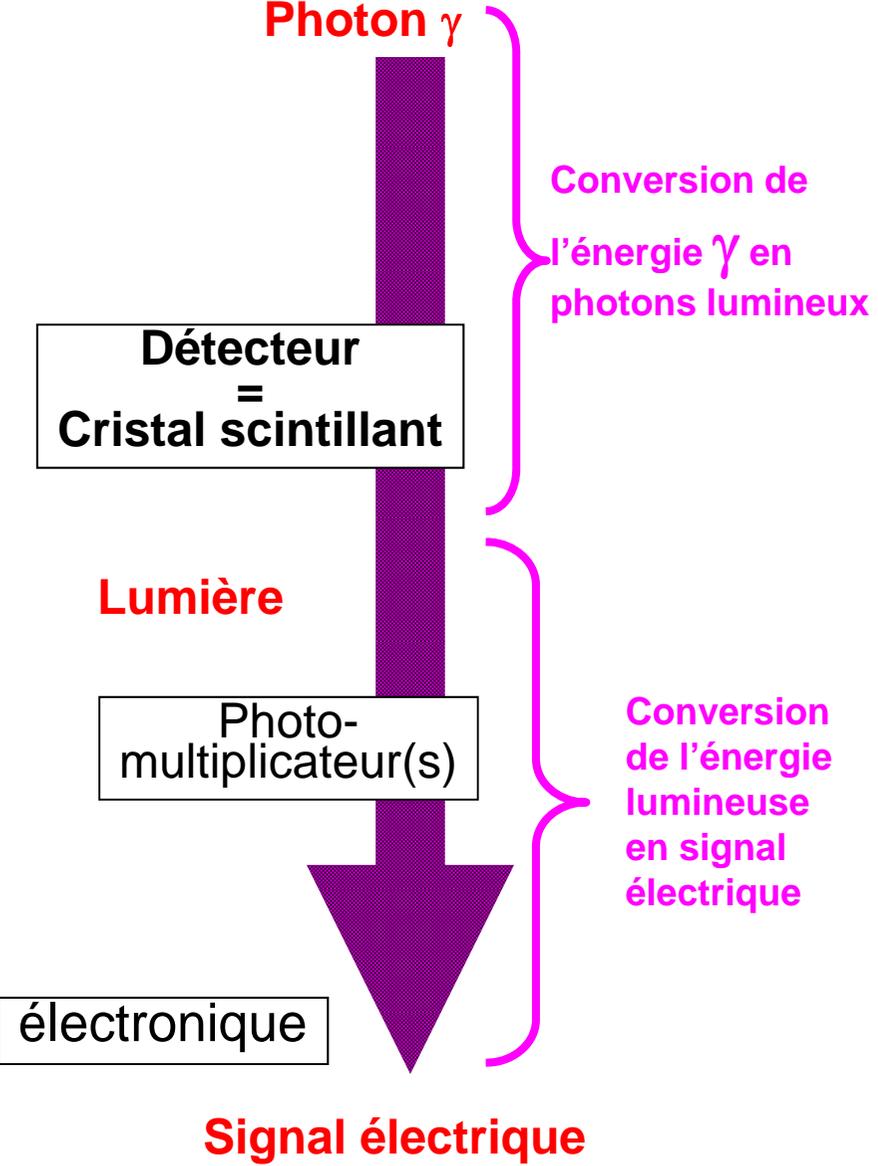
But : connaître la distribution tri-dimensionnelle d'une molécule radioactive dans l'organisme



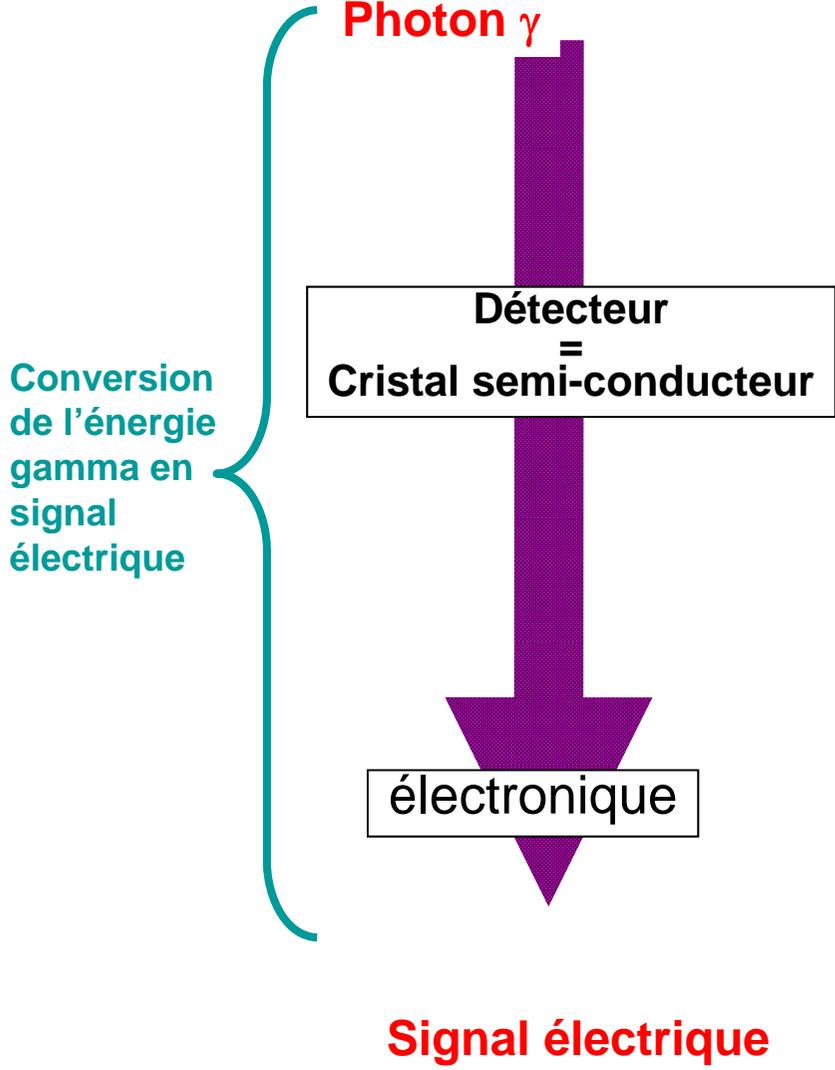


Architecture générale d'une gamma-caméra

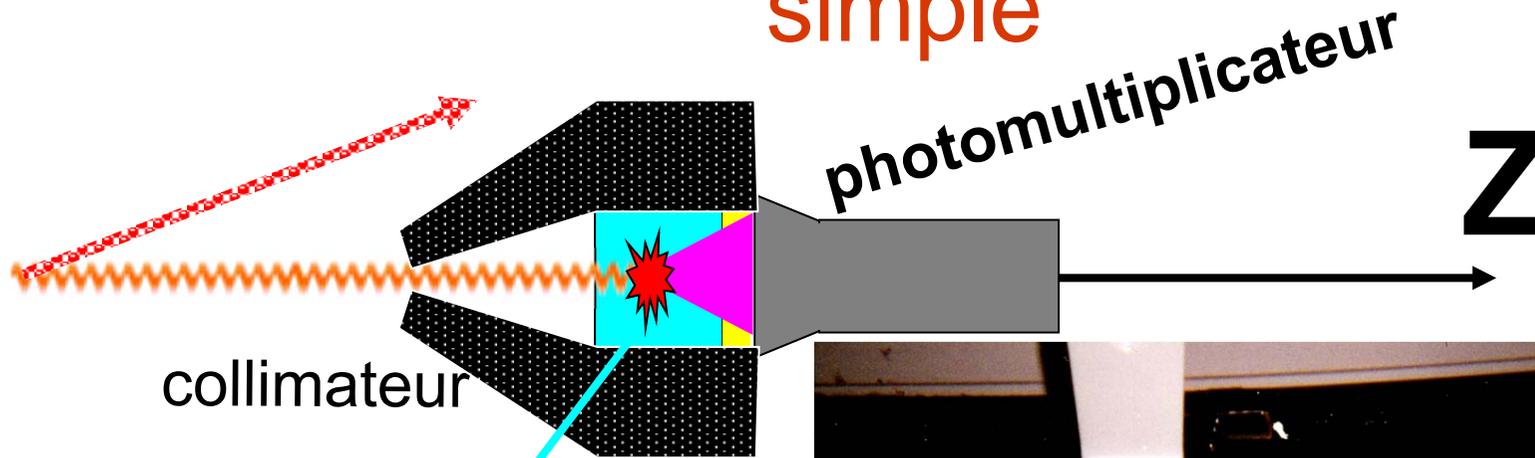
Caméra d'Anger



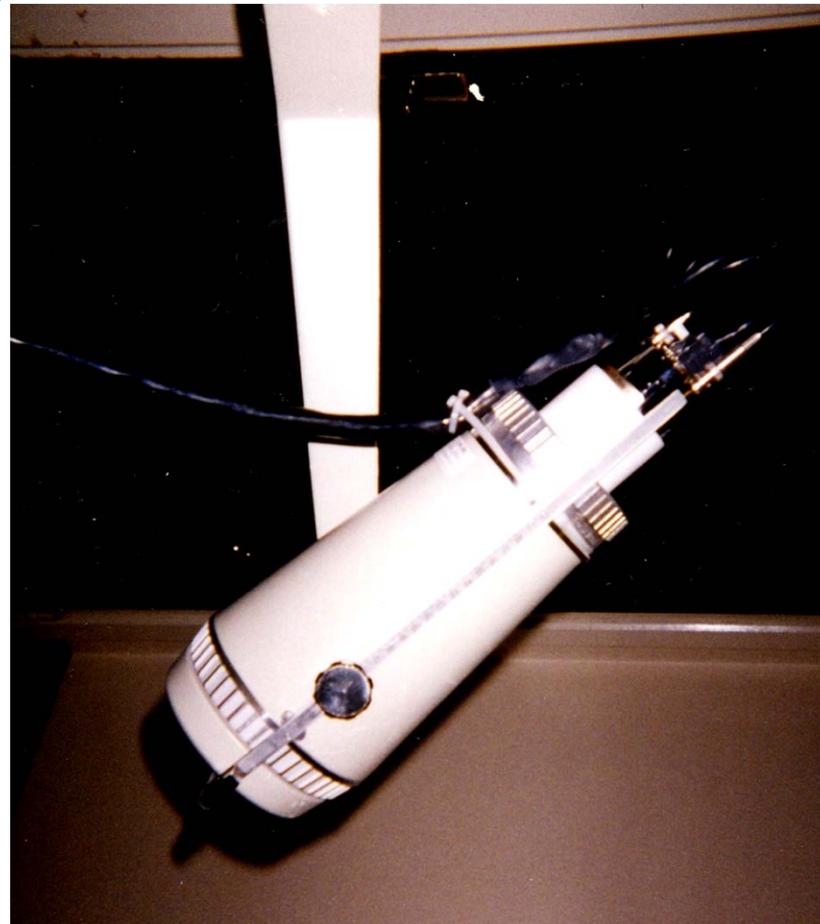
Caméra à semi-conducteur



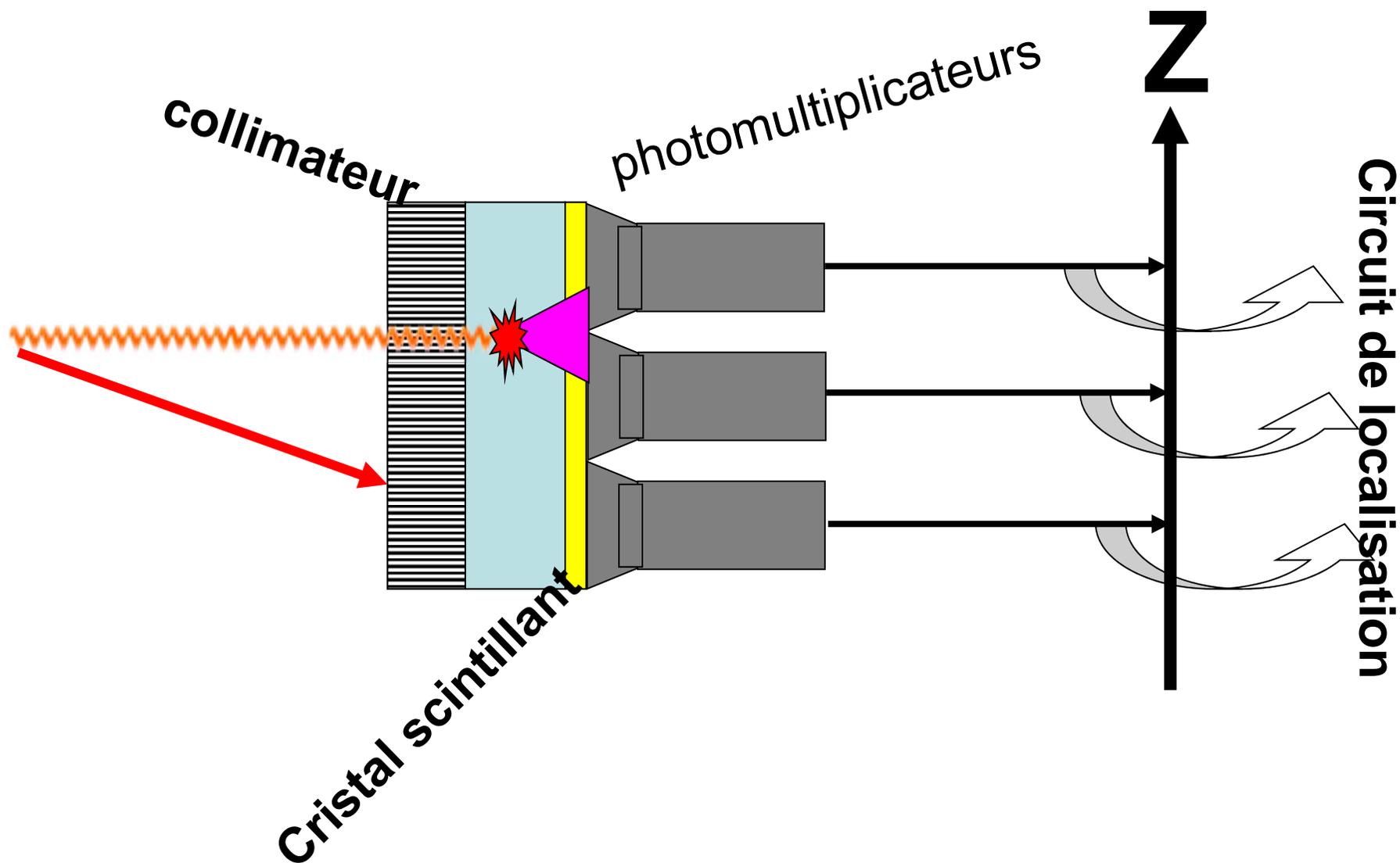
Architecture générale d'un détecteur simple



Cristal scintillant



Architecture générale d'une gamma caméra d'Anger





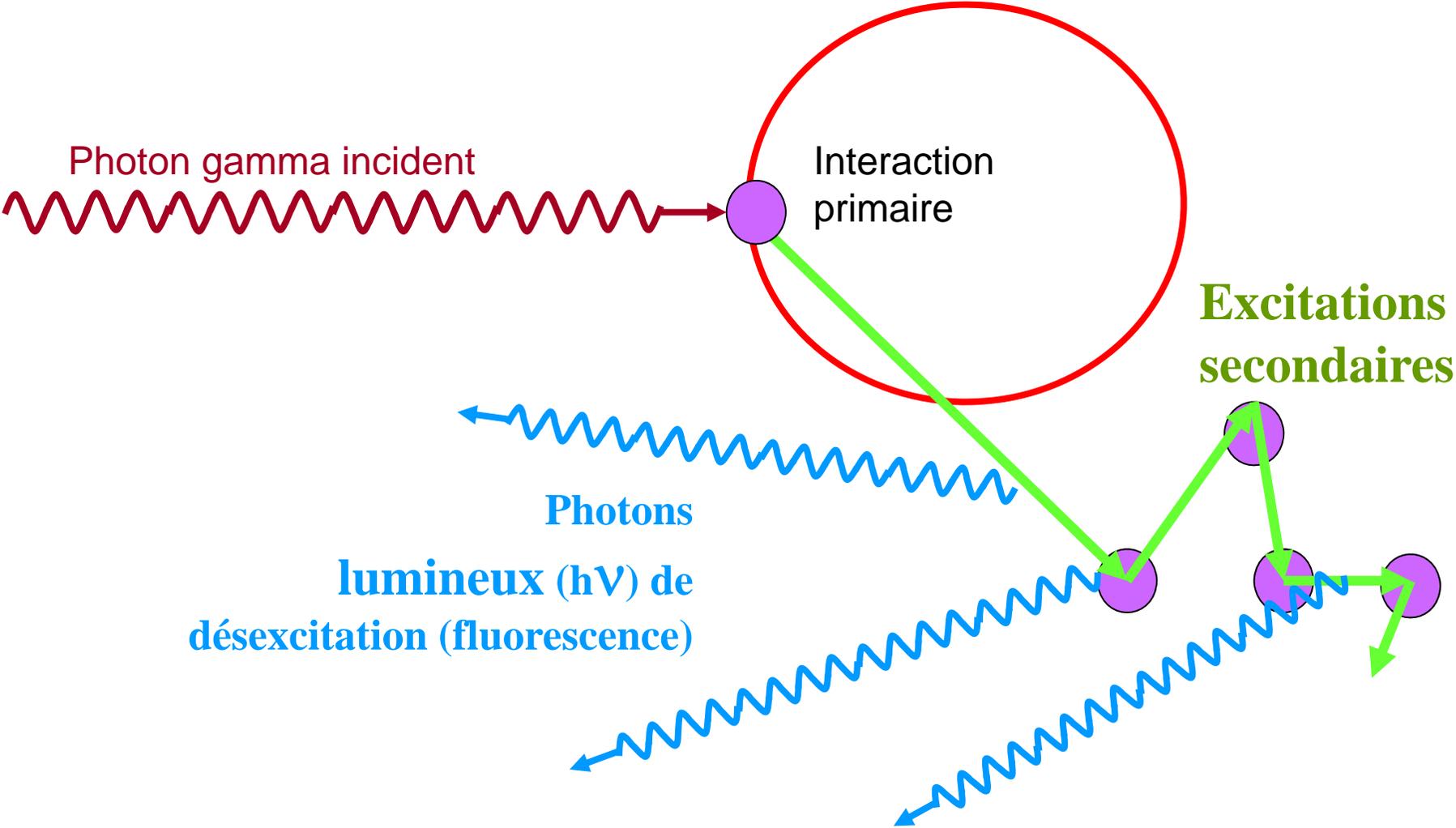
Le cristal scintillant

- Scintillateur solide : convertit l'énergie gamma en énergie lumineuse
- Contraintes
 - Densité élevée
 - Scintillateur : absorption + fluorescence
 - Transparent à sa propre lumière
 - Usinable en grandes dimensions
- Iodure de sodium (NaI) dopé au thallium
- Autres ?
- Avenir : mosaïque de semi-conducteurs ?

Le cristal scintillant

- Propriétés du NaI
 - Masse volumique élevée → absorption d'une fraction importante du rayonnement γ
 - Désexcitation des atomes d'iode par émission de photons lumineux de fluorescence
- Intérêt des « impuretés » de thallium
 - La lumière émise par l'iode est absorbée par les atomes de Tl qui réémettent une fraction constante sous forme de photons de 3 eV (4150 Å) (proche UV) auxquels le cristal est transparent
- 40 photons par keV
- 30 % de la lumière est transmise à la chaîne de détection

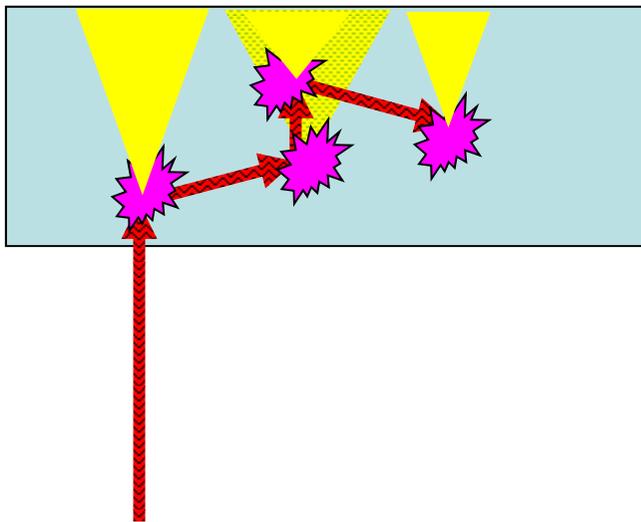
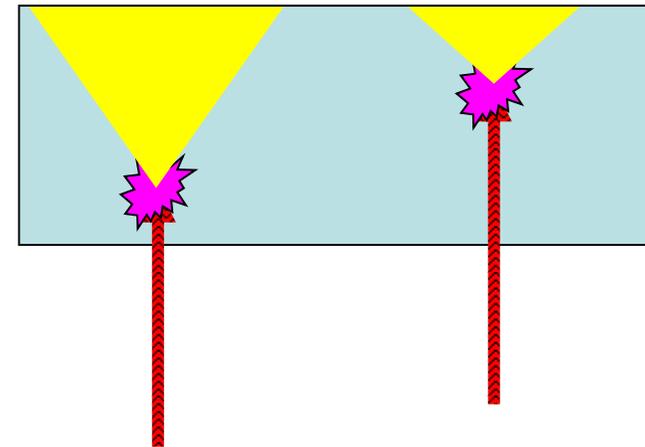
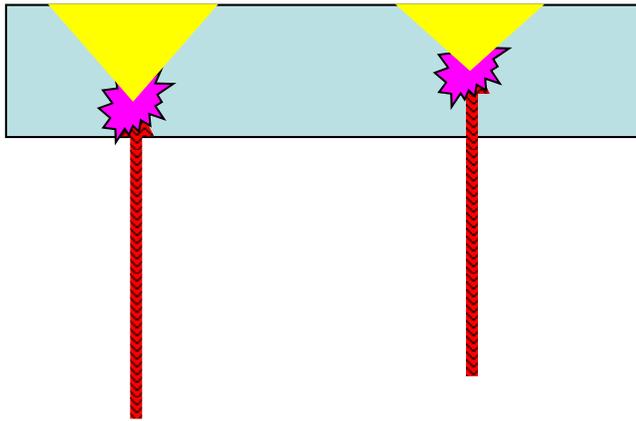
Cristal scintillant



Le cristal scintillant

- Linéarité de réponse +++ : le nombre de photons lumineux réémis par le cristal est proportionnel à l'énergie cédée par le photon γ incident
- Contradiction liée à l'épaisseur : compromis entre la résolution et la sensibilité
- Fragilité (humidité, température)
- De plus en plus larges : caméras « grand champ »

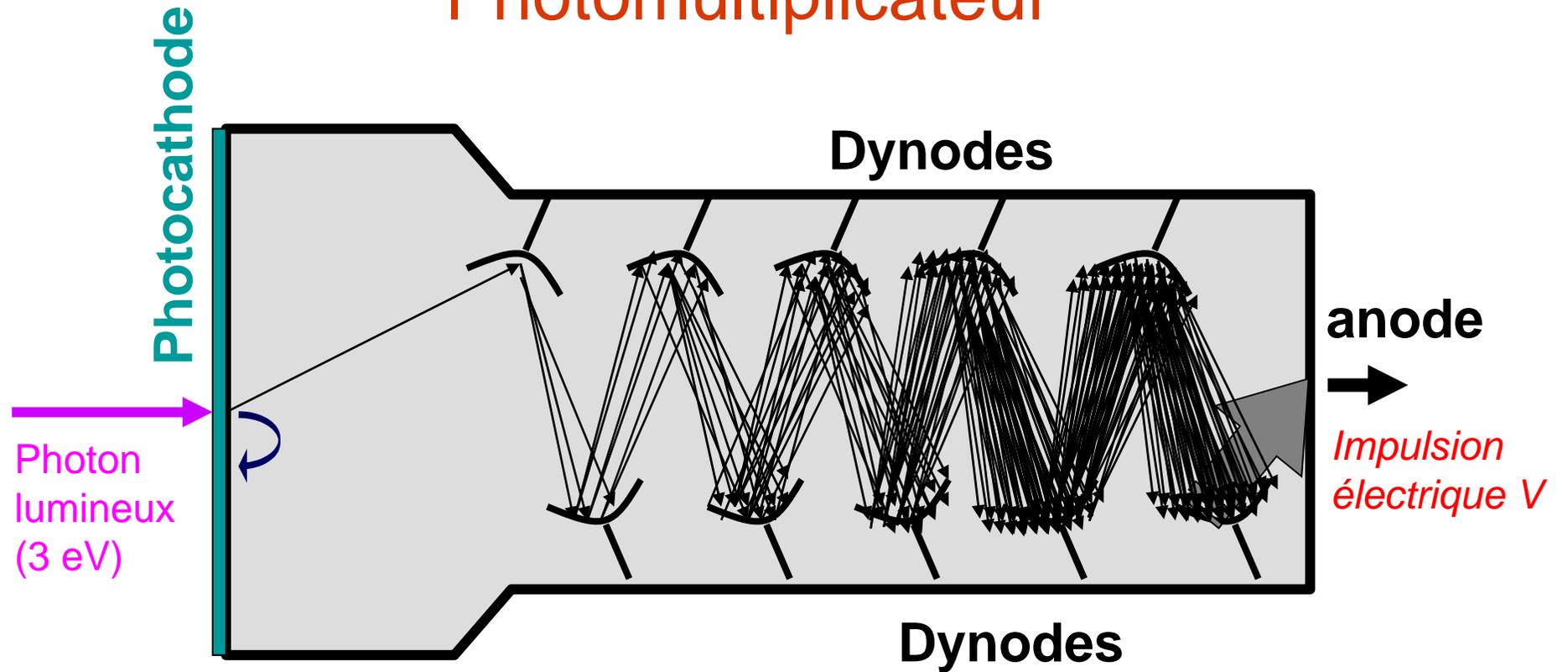
Le cristal scintillant : quelle épaisseur ?



Les photomultiplicateurs

- Convertissent l'énergie lumineuse venant du cristal en signal électrique
- Signal électrique proportionnel à la quantité de lumière reçue (elle-même proportionnelle à l'énergie déposée dans le cristal)
 - ↳ **Finalem^{ent} : signal électrique proportionnel à l'énergie des photons incidents**

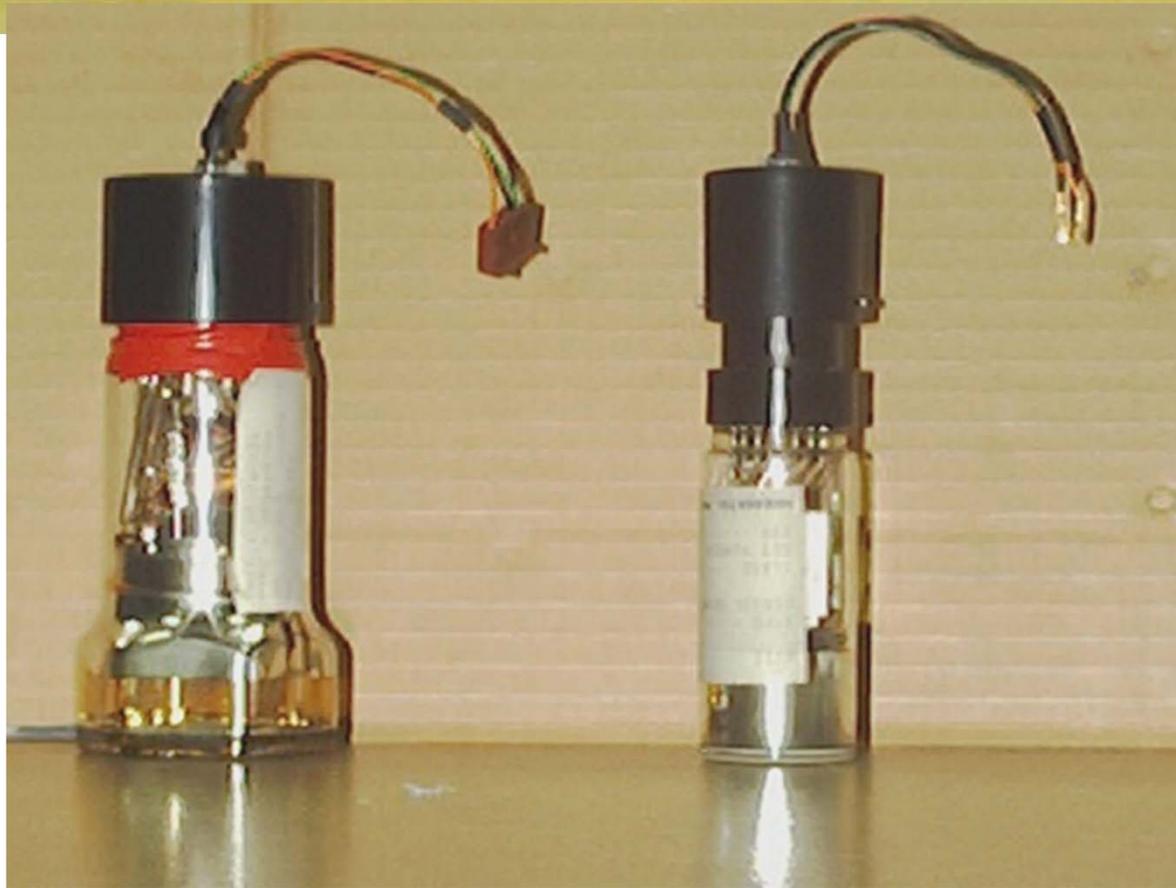
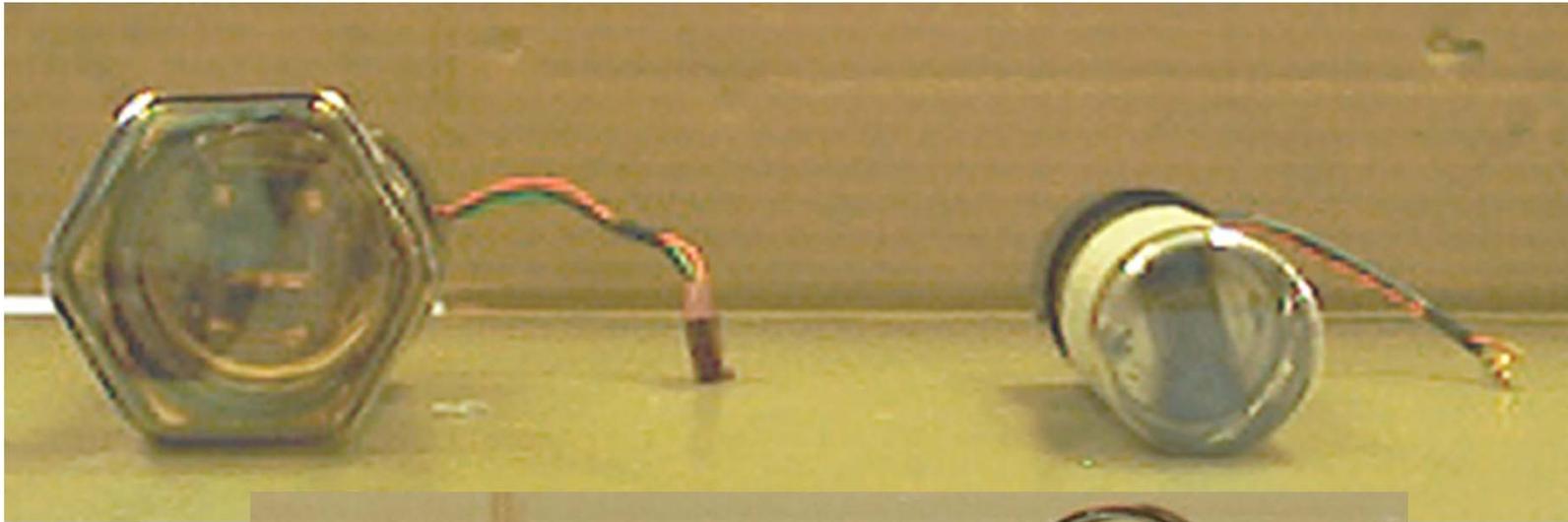
Photomultiplicateur

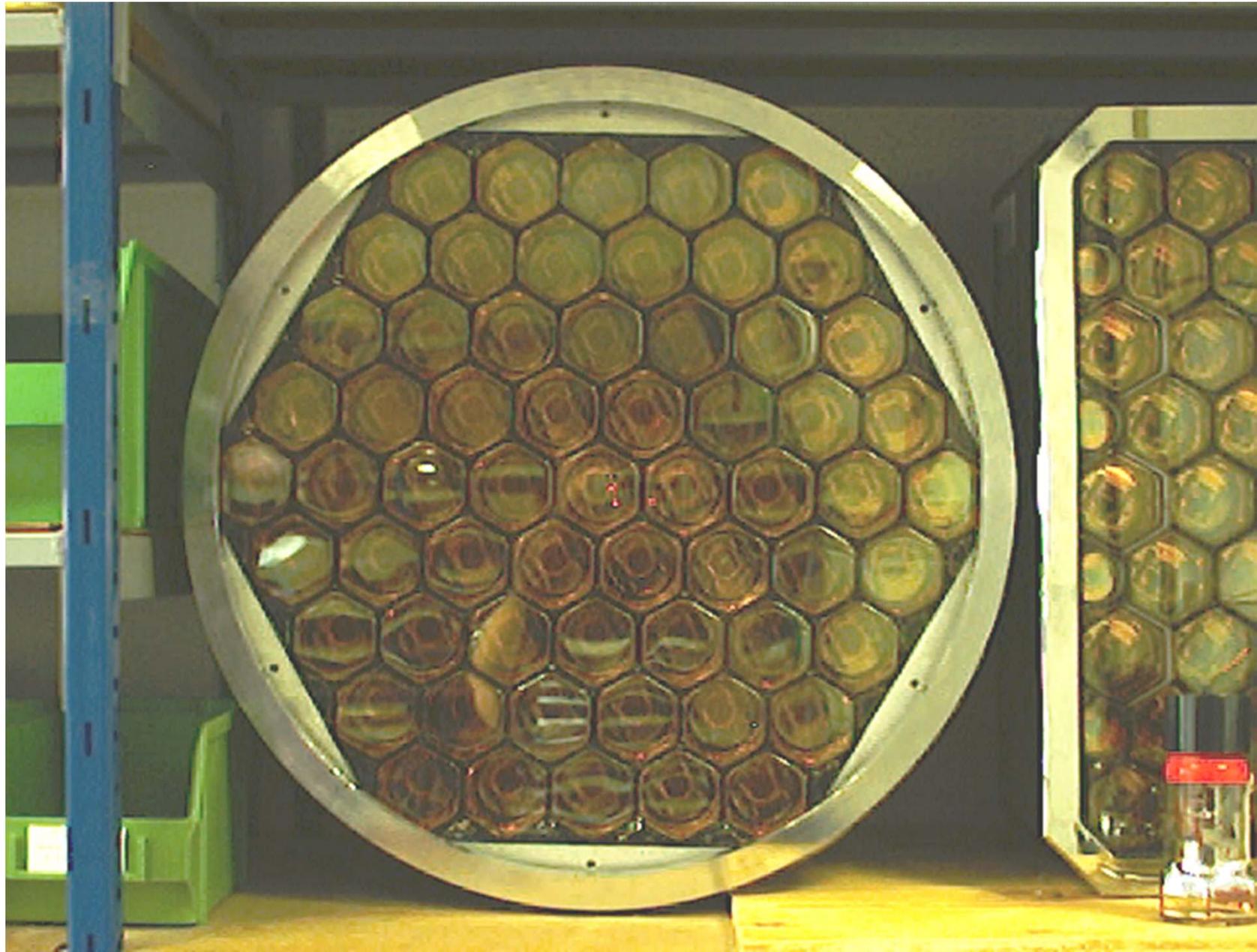


L' amplitude de V est proportionnelle à la quantité de lumière qui arrive sur la photocathode

Les photomultiplicateurs

- Dans les gamma caméras : matrice de plusieurs photomultiplicateurs :
7 → 19 → 37... → 96
- Buts :
 - Couvrir tout le cristal au mieux
 - Permettre la localisation de l'interaction
- C'est la somme des signaux électriques venant de tous les PM qui est proportionnelle à l'énergie lumineuse





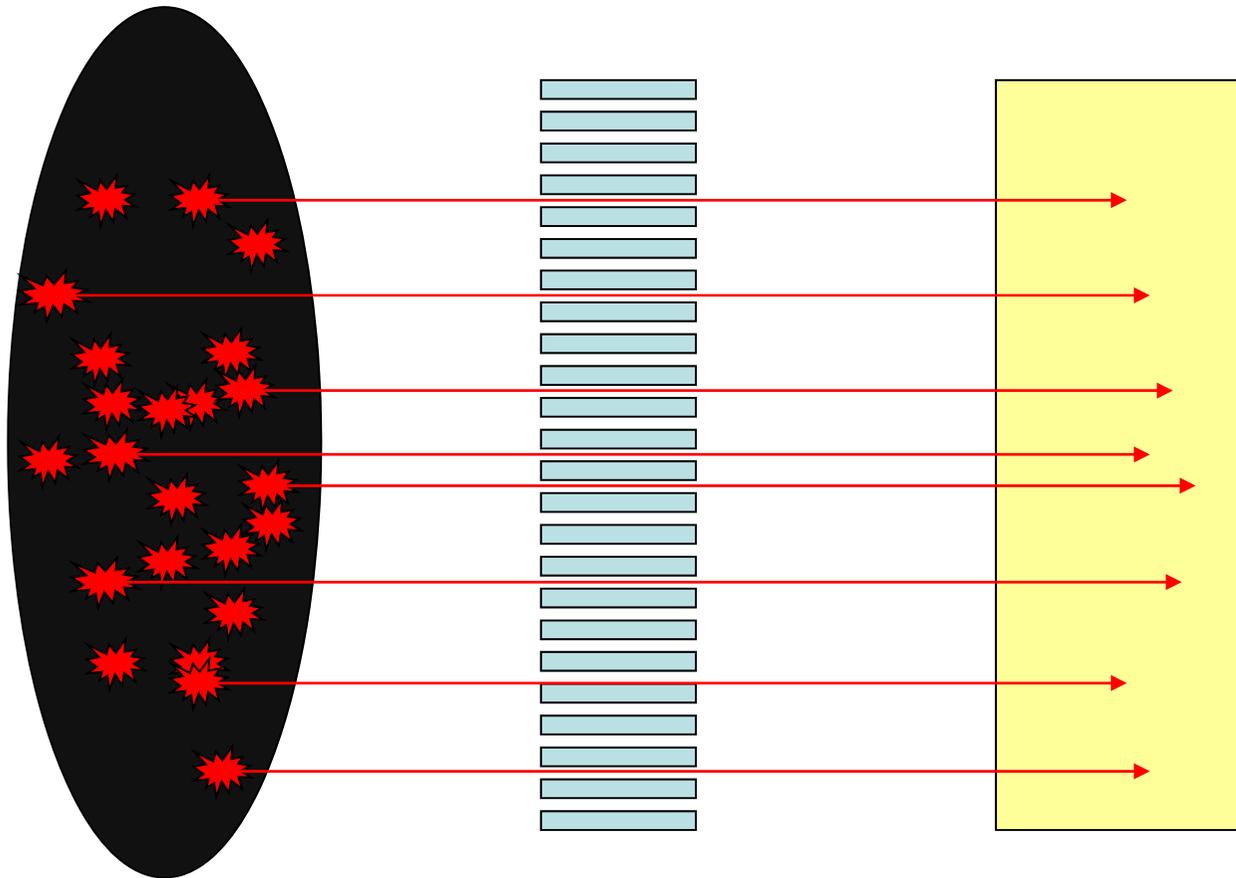
La localisation de l'information

- Collimateur : la cartographie des interactions dans le cristal reproduit la cartographie des évènements de désintégration dans la source (= le patient)
- Il s'agit alors de repérer les coordonnées de chaque interaction dans le cristal : rôle des PM et du circuit de pondération

Le collimateur et la collimation

- \approx objectif d'un appareil photo : a pour rôle de sélectionner la direction des photons qui vont former l'image sur le plan de détection
- MAIS : les photons X et γ ne peuvent pas être déviés
 - ➔ On se « contente » d'éliminer ceux qui n'ont pas la direction souhaitée...

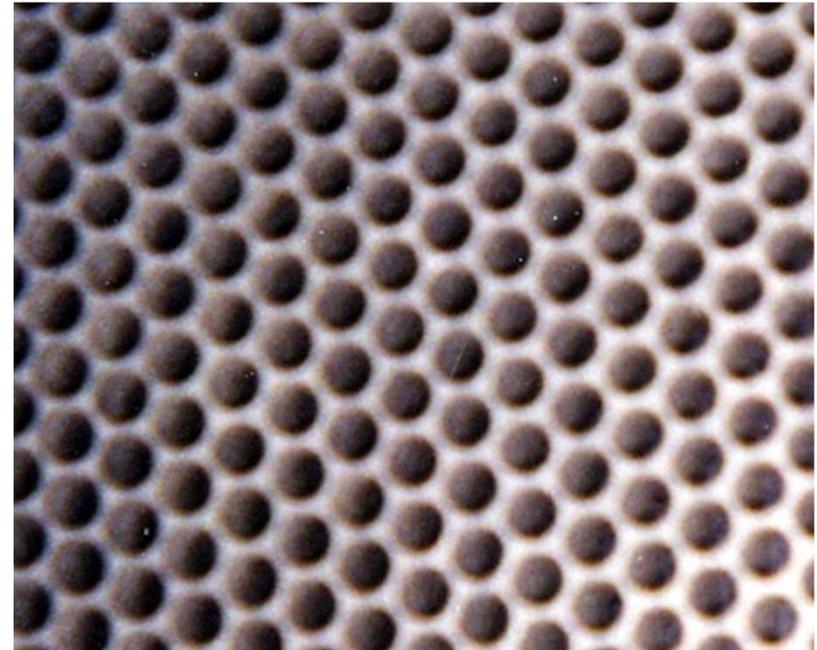
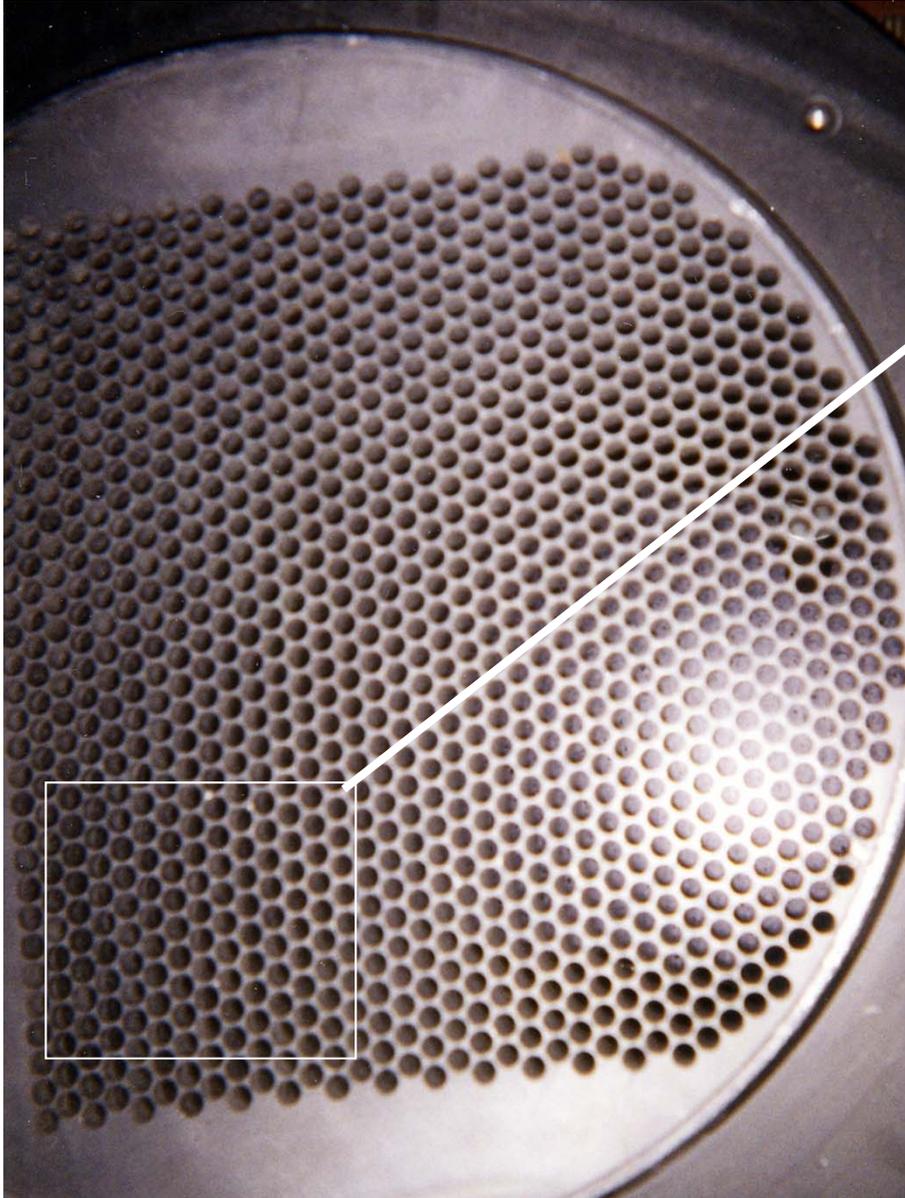
Le collimateur et la collimation



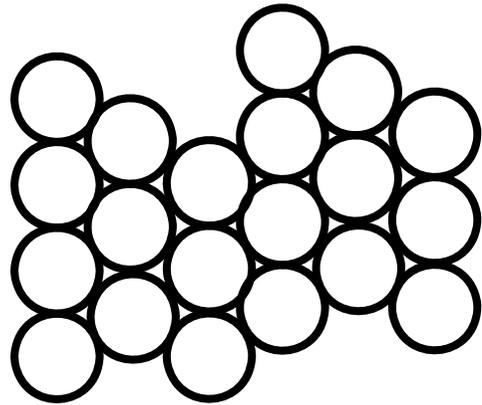
Le collimateur et la collimation

- Cette élimination est importante : pour un collimateur haute résolution, environ **1 photon sur 10 000 émis** traverse le collimateur...
- Le collimateur est l'élément le plus pénalisant de la chaîne de détection...
- Différents types définis par leur fonction de projection

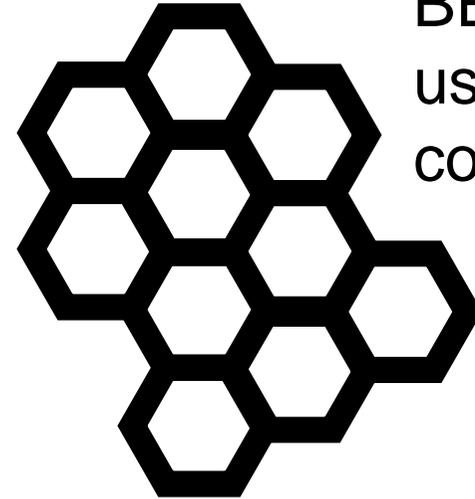
Le collimateur et la collimation



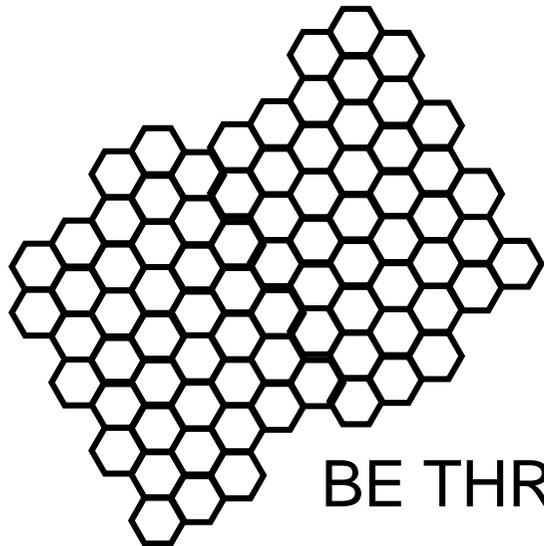
Le collimateur et la collimation



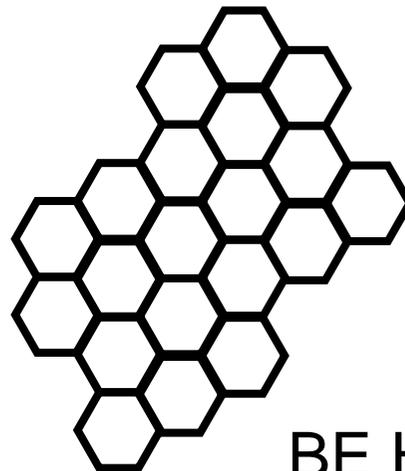
BE HS



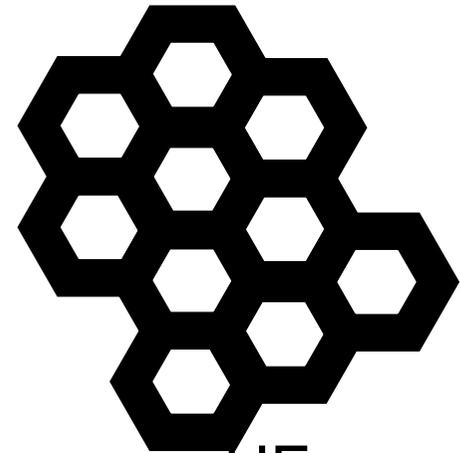
BE
usage
courant



BE THR

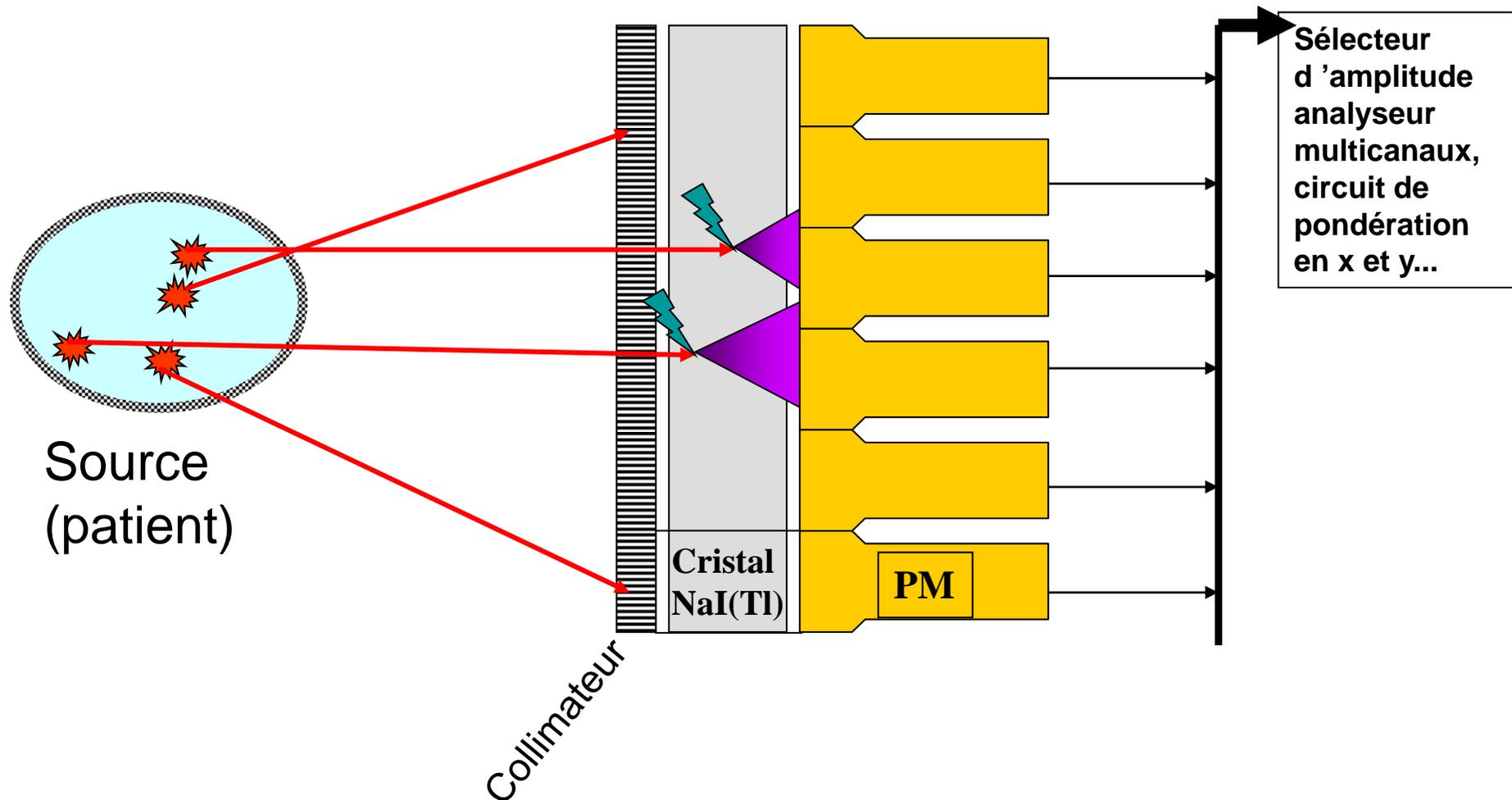


BE HR



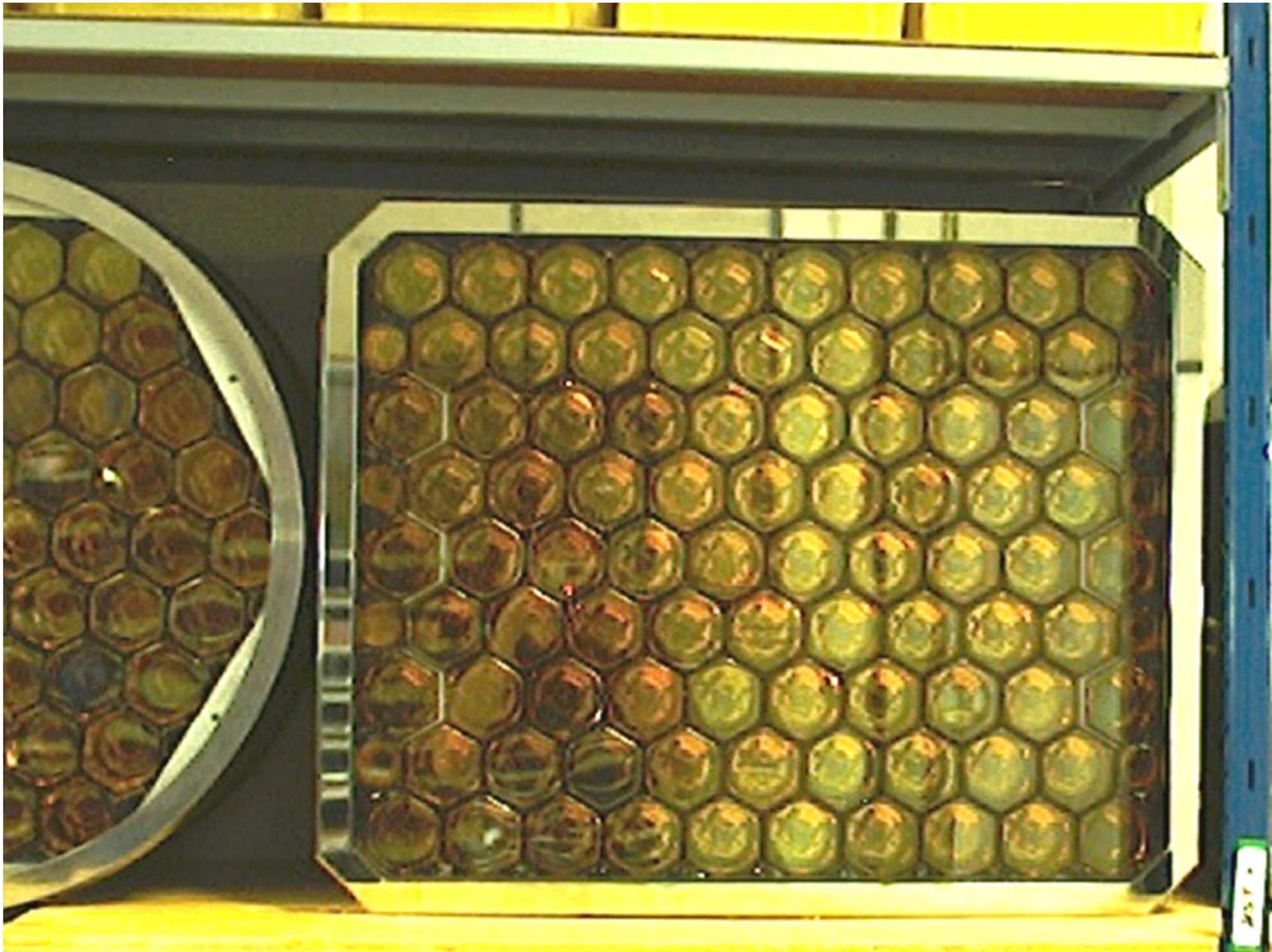
HE

Principe de la détection gamma par scintillateur solide (gamma caméra)

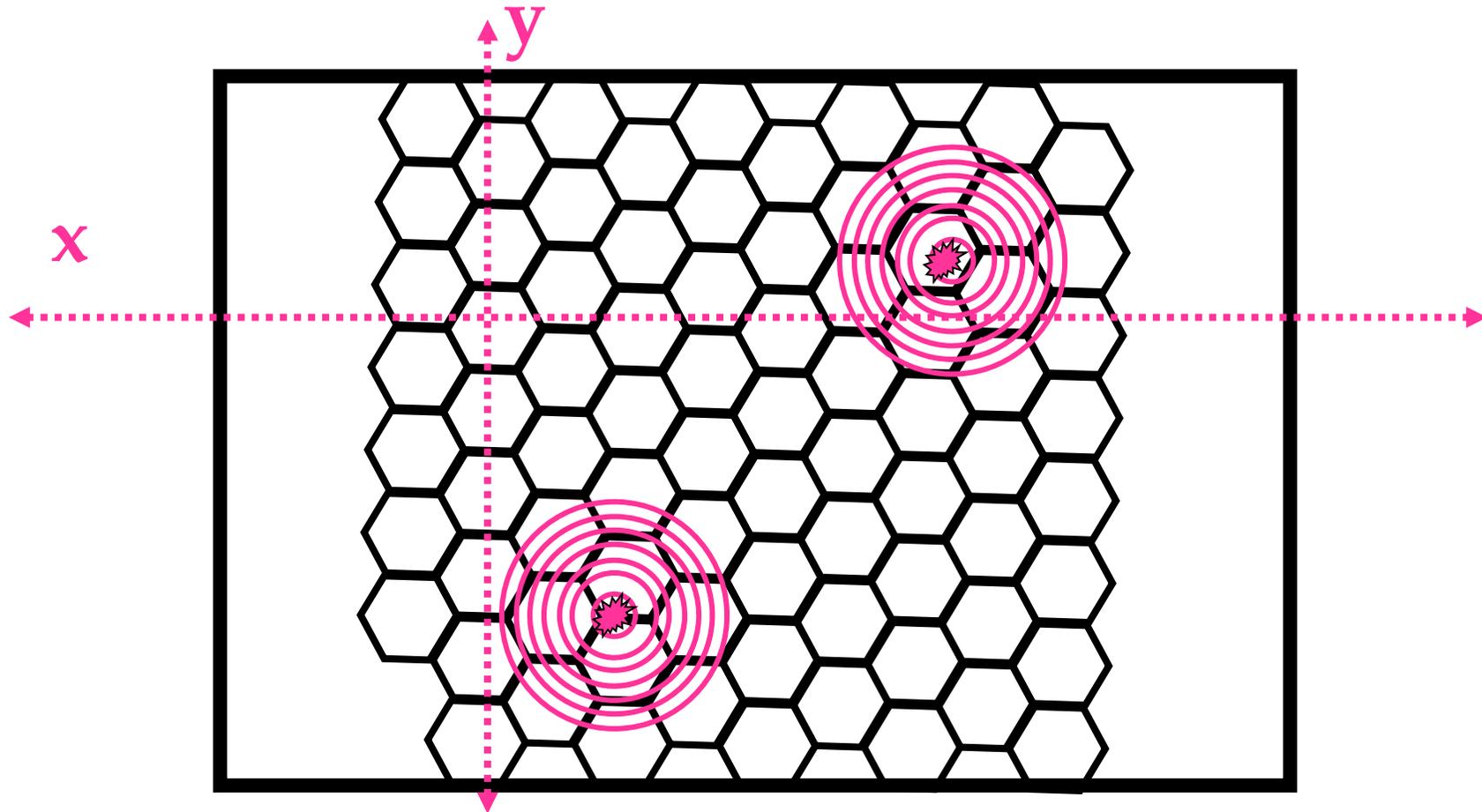


Photomultiplicateurs et localisation de l'information

- L'amplitude du signal de sortie d'un PM varie avec la distance entre le centre de sa photocathode et le lieu où s'est produit la scintillation dans le cristal
- La distribution de l'amplitude des impulsions de sortie des PM fournit l'information de localisation (valeur des coordonnées X et Y) par l'intermédiaire d'un calculateur de positionnement.



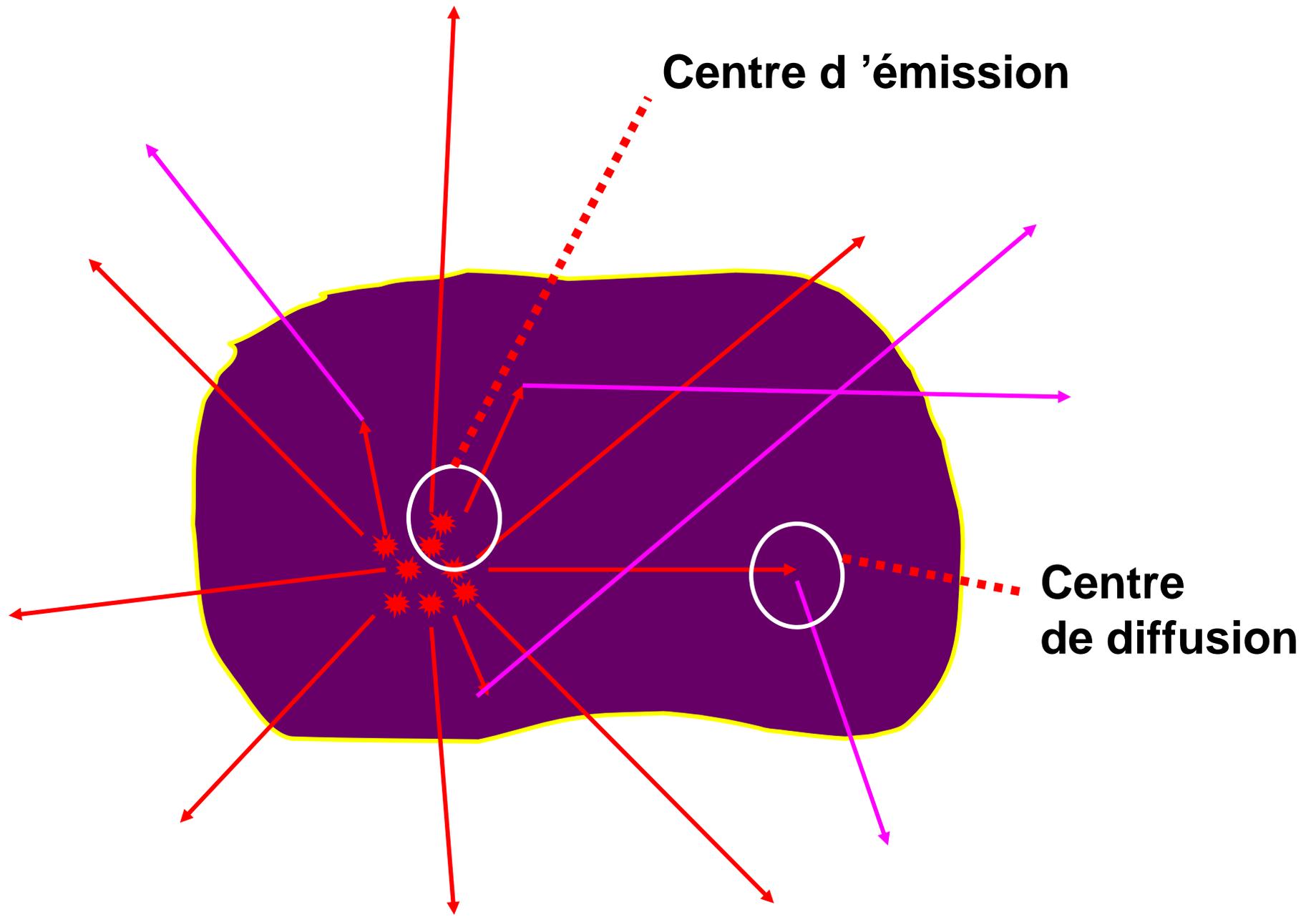
Localisation du point d'interaction dans le cristal
(=du point d'émission de la lumière) :



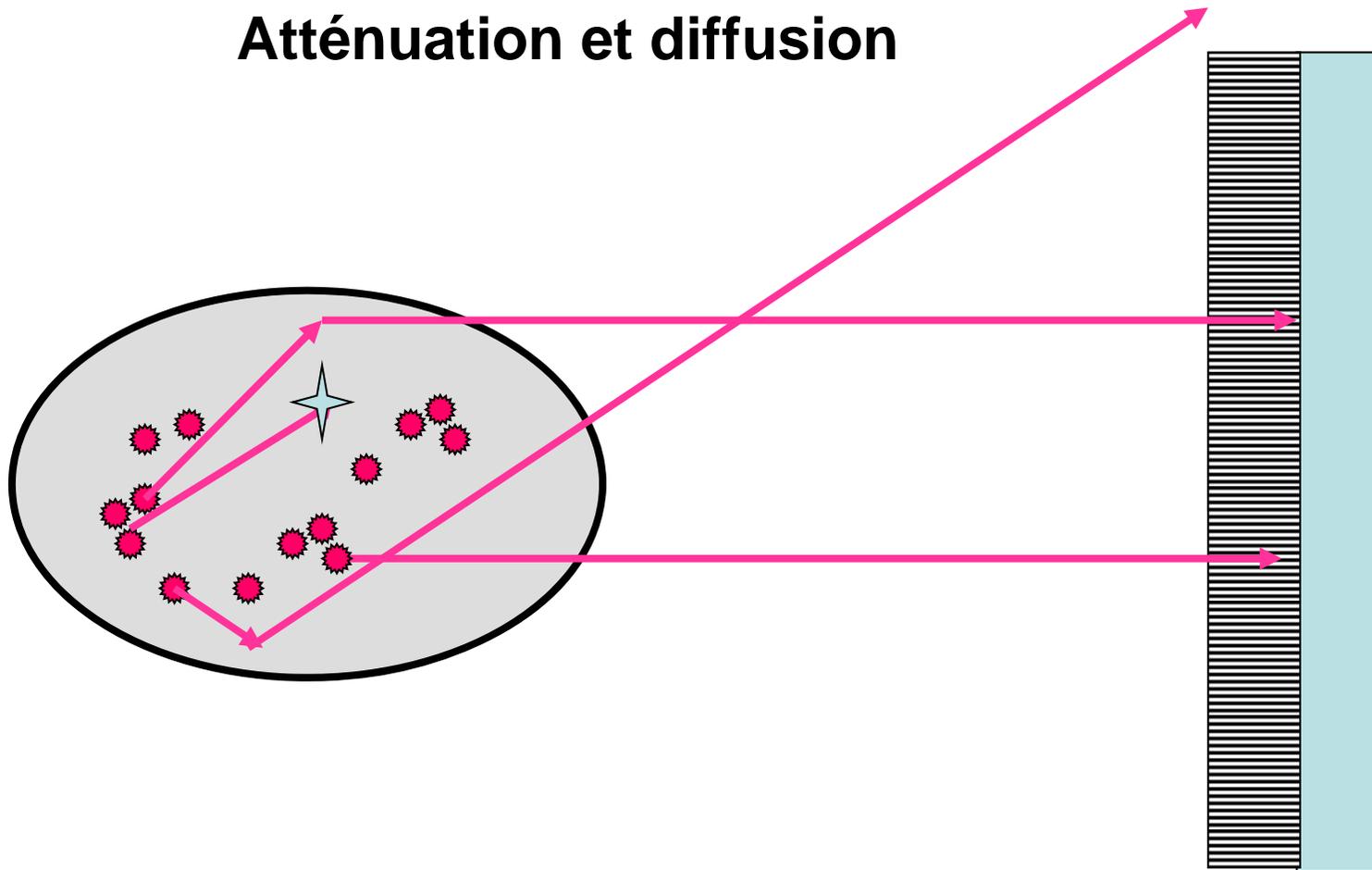
Analyse de l'amplitude des signaux qui sortent de chaque PM à travers un « *circuit de pondération* » (distribution de la lumière sur les différents PM = combinaison unique pour chaque point)

Le rayonnement diffusé et la spectrométrie

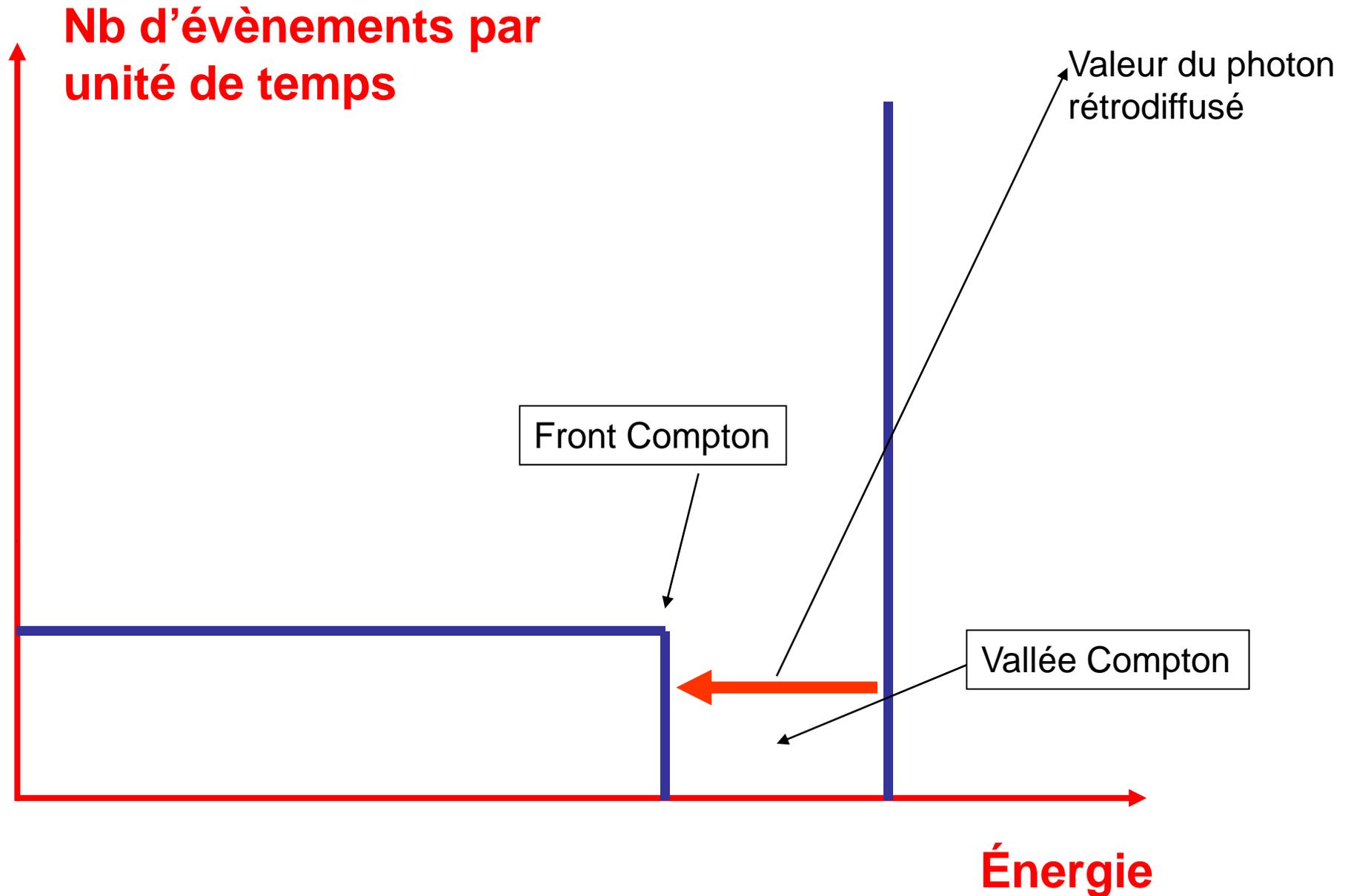
- Le problème du rayonnement diffusé
 - Origine
 - Conséquences
- Comment l'éliminer ?
- Notion de spectre d' énergie



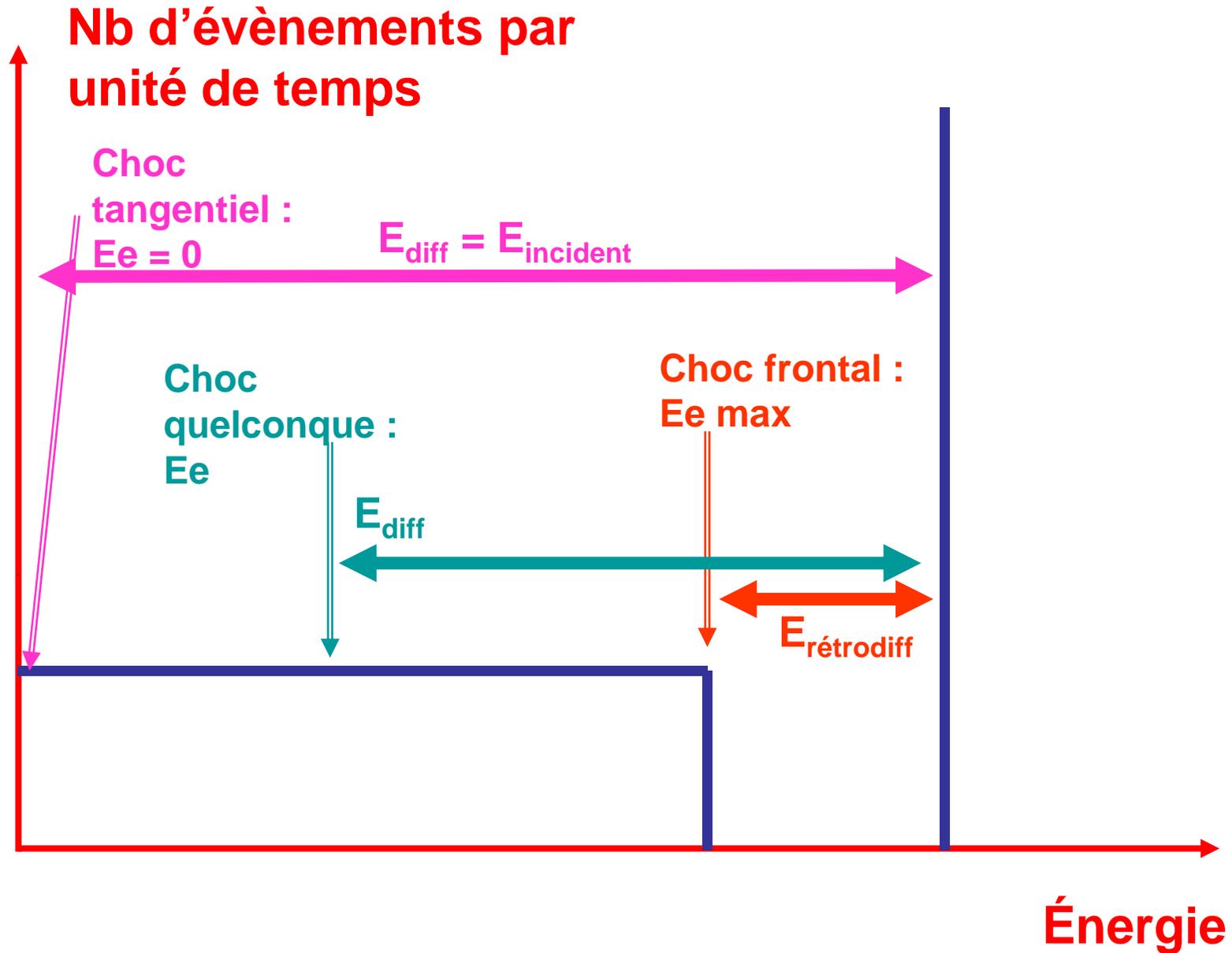
Atténuation et diffusion



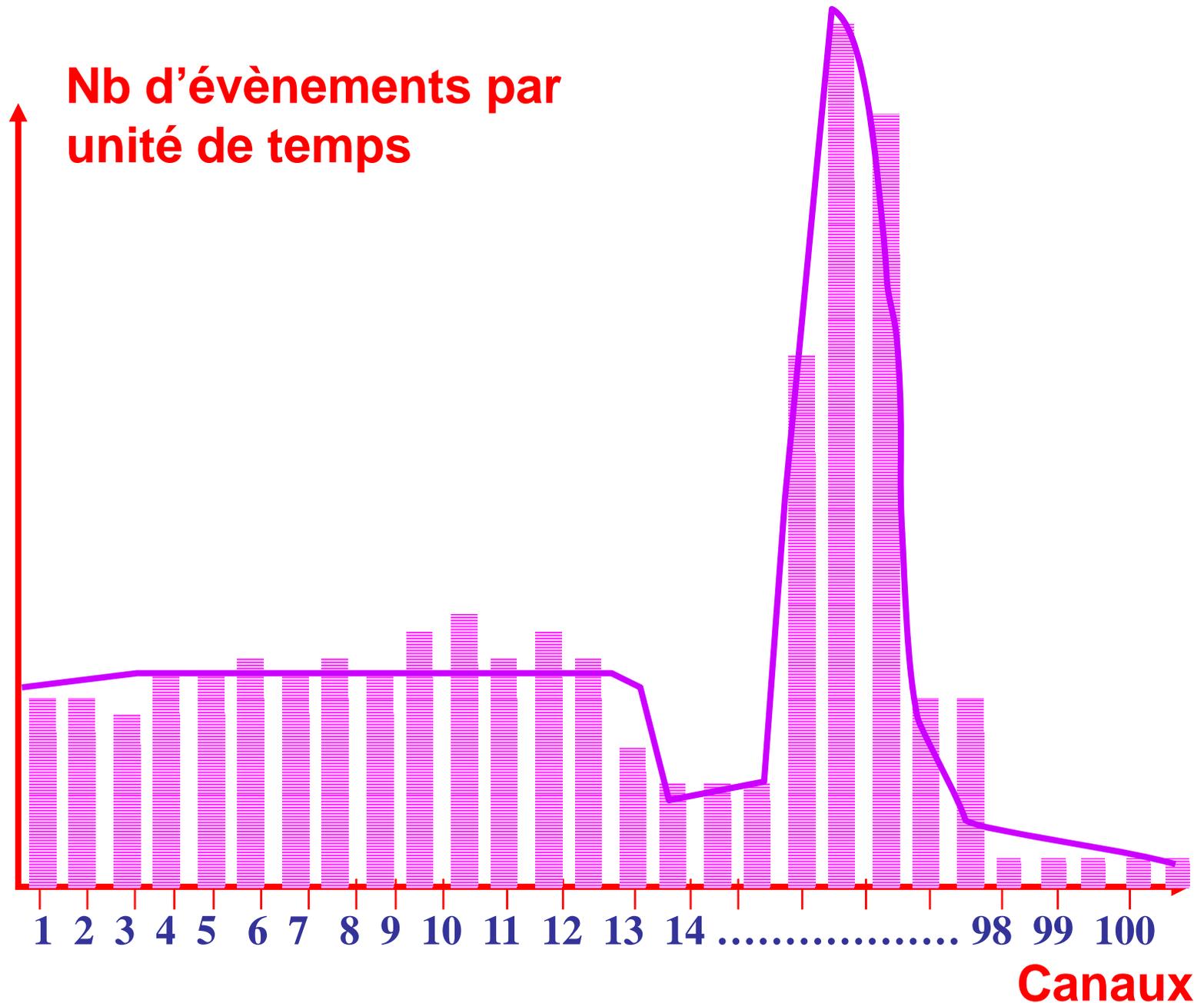
Spectre théorique

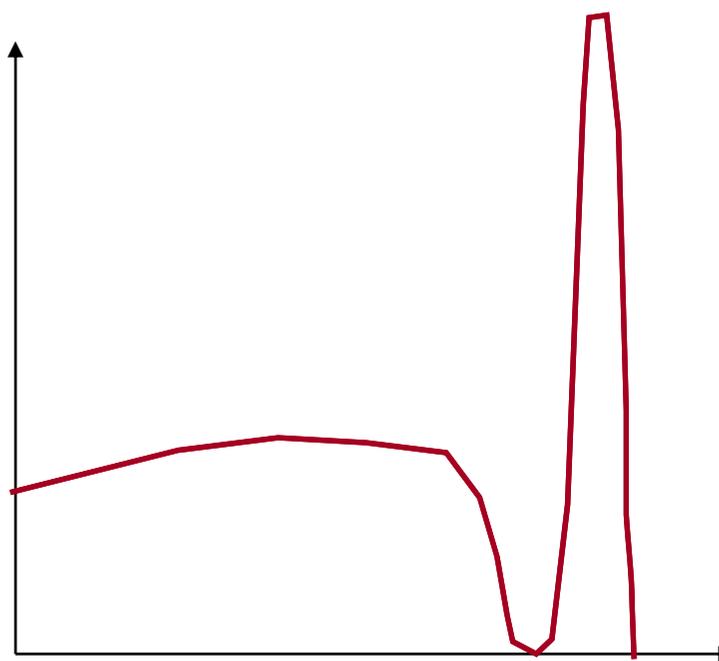
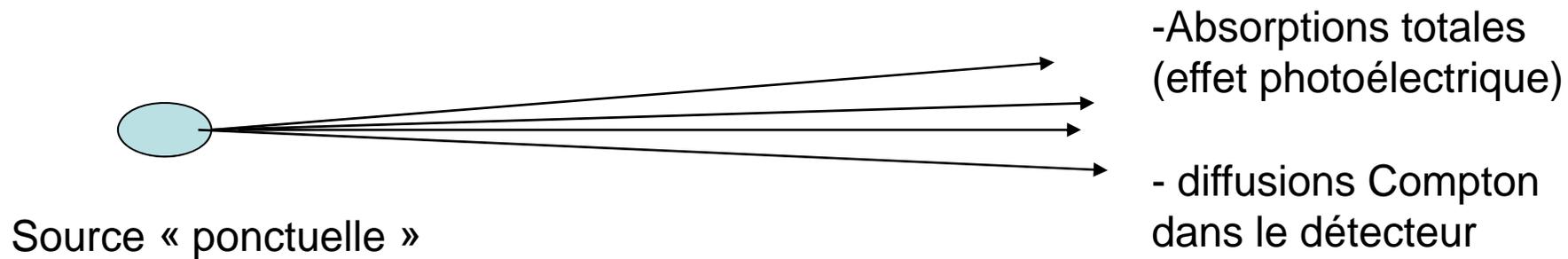


Spectre théorique

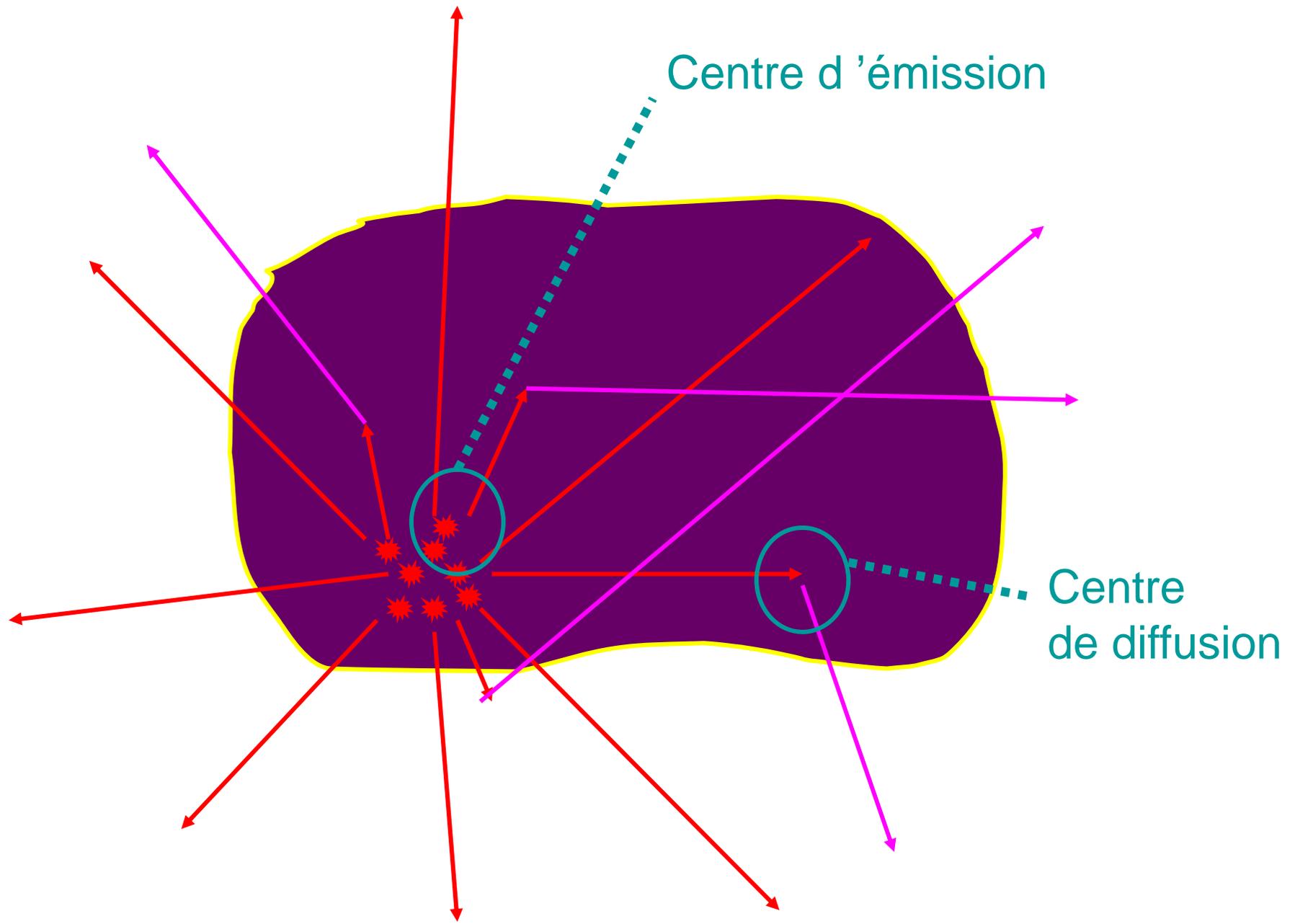


Spectre en énergie d'un détecteur

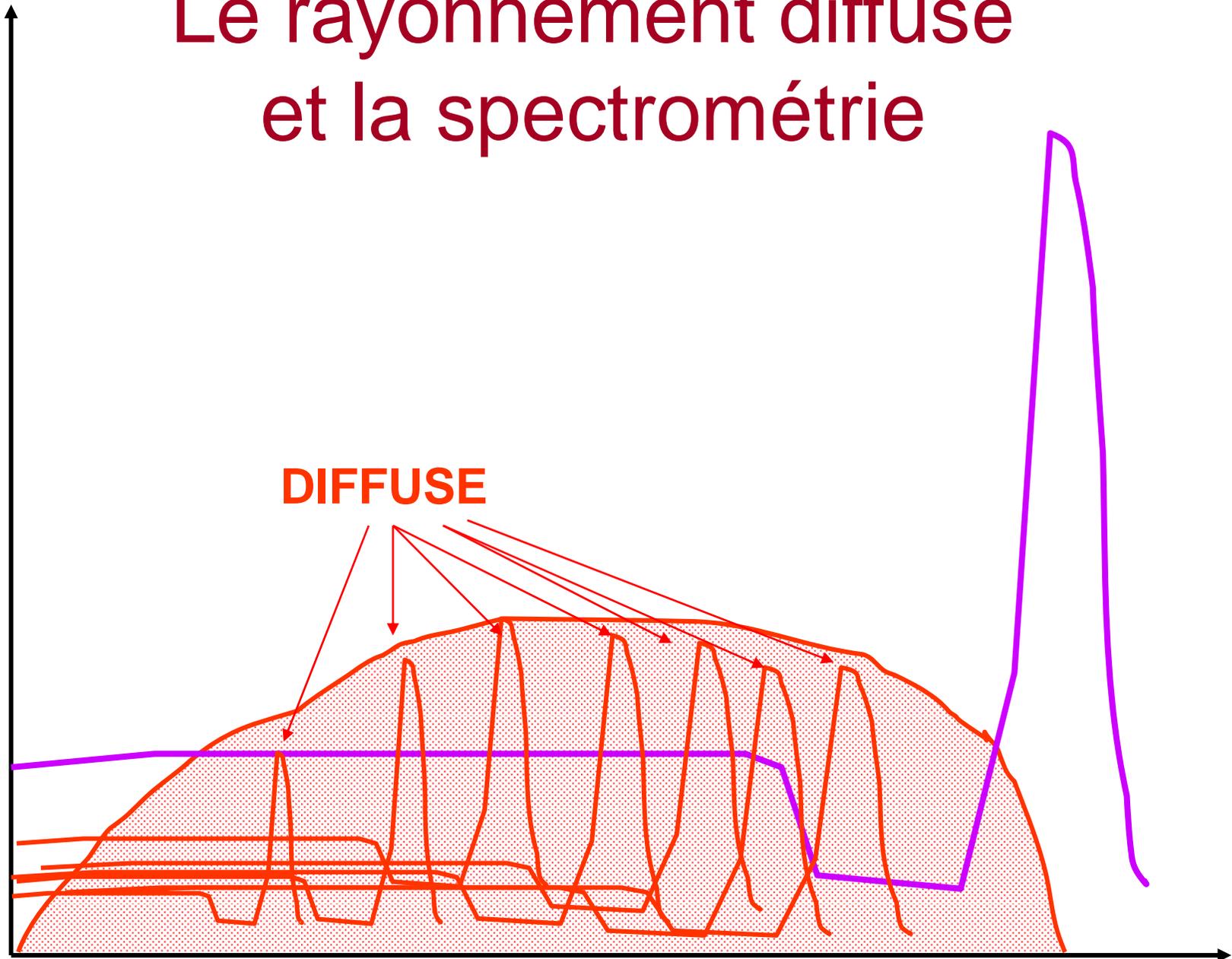




Spectre de détection

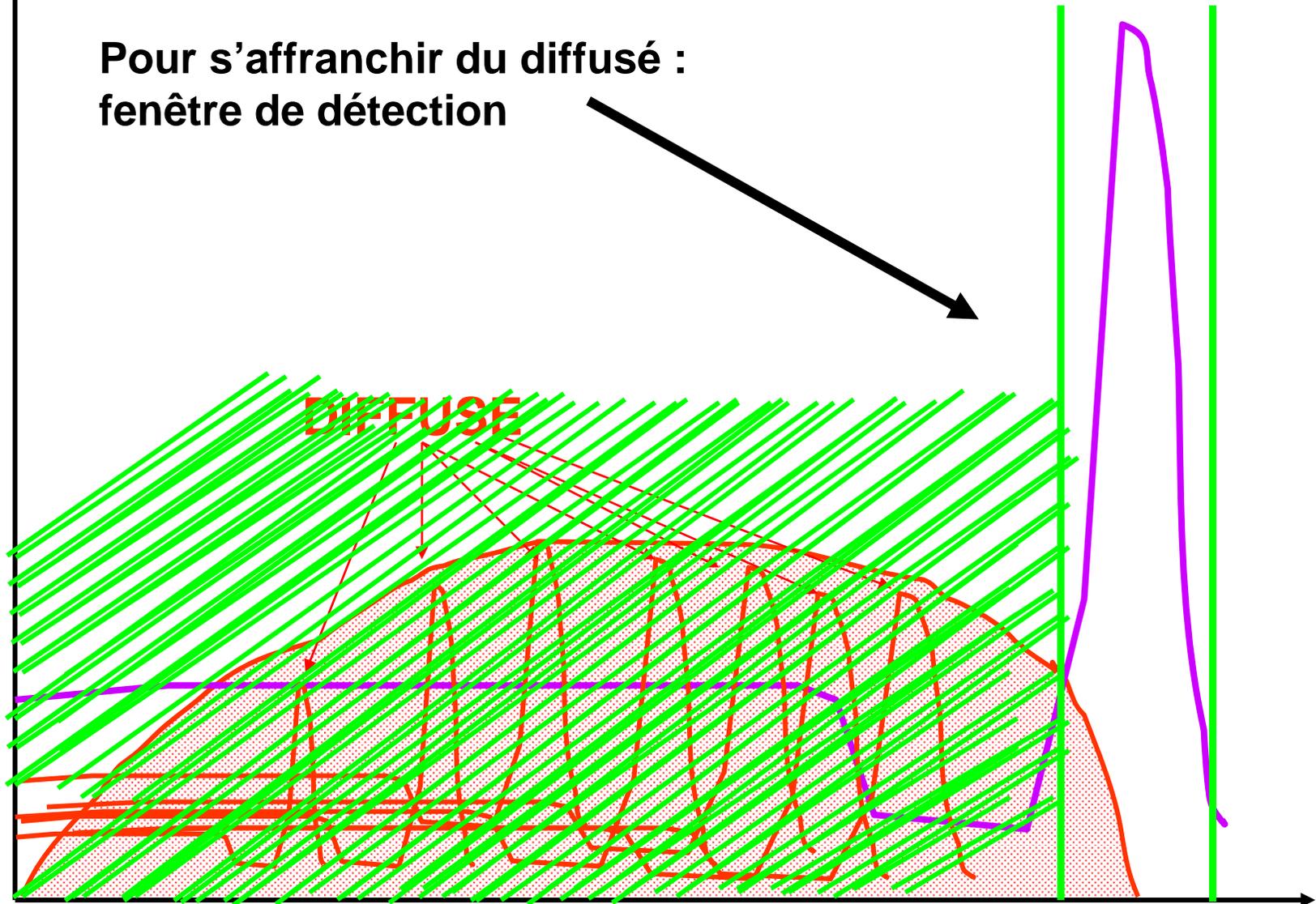


Le rayonnement diffusé et la spectrométrie



Le rayonnement diffusé et la spectrométrie

Pour s'affranchir du diffusé :
fenêtre de détection



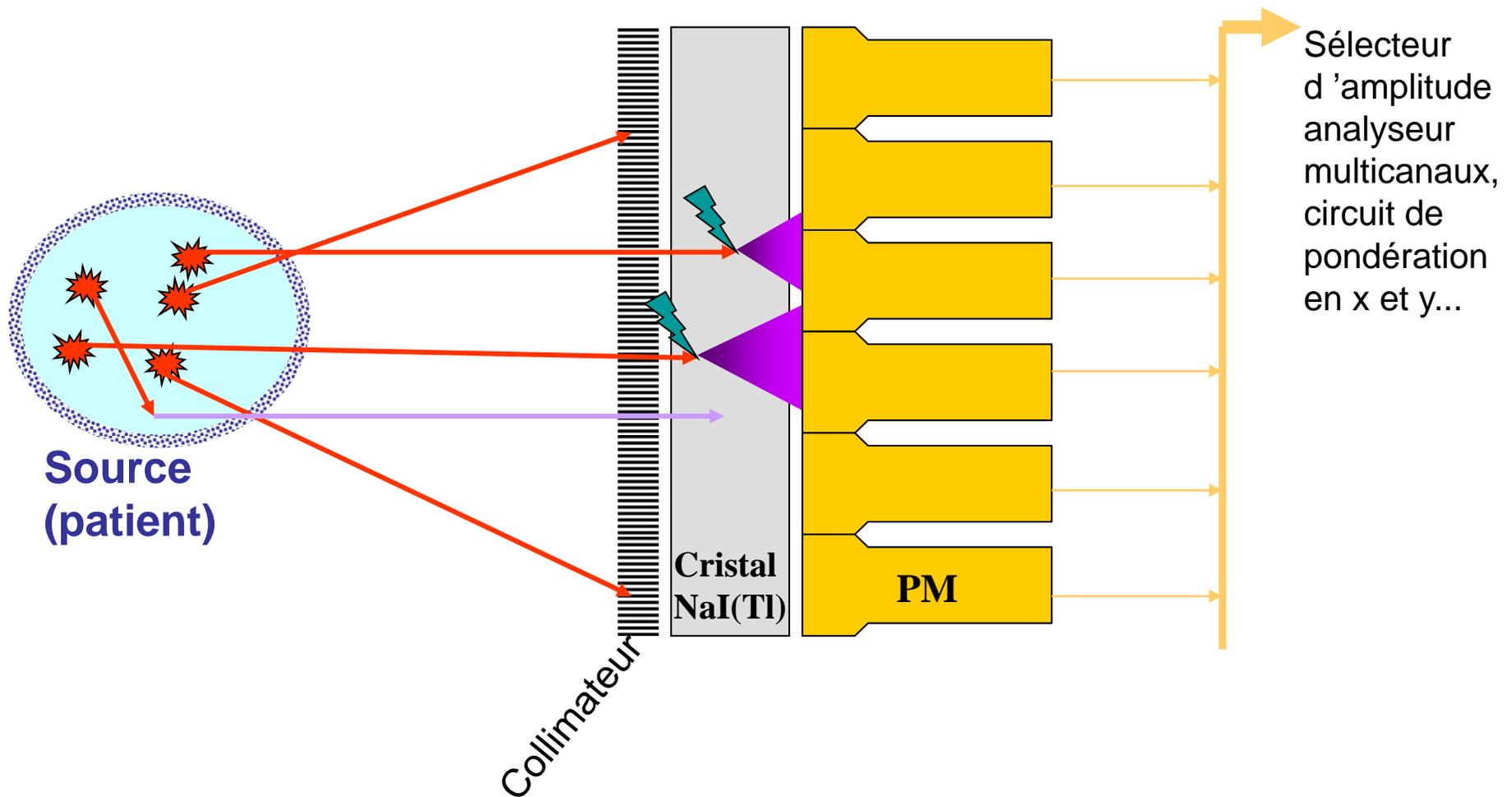
Le rayonnement diffusé et la spectrométrie (*sélecteur d'amplitude*)

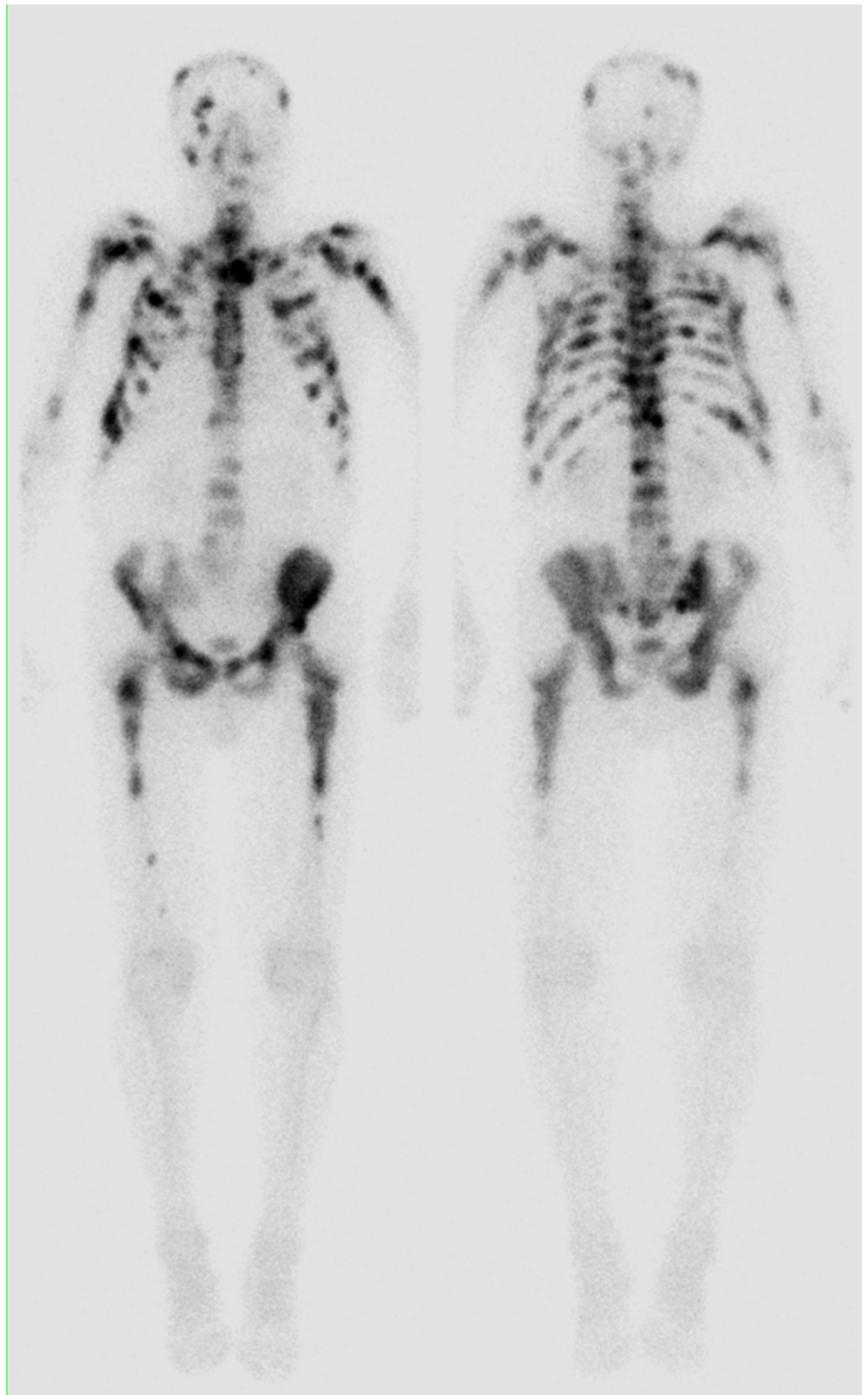
- La fenêtre spectrométrique (sélection de l'énergie à double seuil) permet d'éliminer le flou dû au rayonnement diffusé (notamment dans la source c'est à dire le patient)
- Il s'agit de donner une image des concentrations radioactives, donc des centres d'émission et non des centres de diffusion...

Les compromis physiques de la détection nucléaire : incidence sur la conception des caméras

- Qualité des images de médecine nucléaire
 - Nombre limité de photons et bruit associé dans l'image
 - Présence de diffusé et résolution en énergie du détecteur
 - Résolution spatiale du détecteur

Principe de la détection gamma par scintillateur solide (gamma caméra)



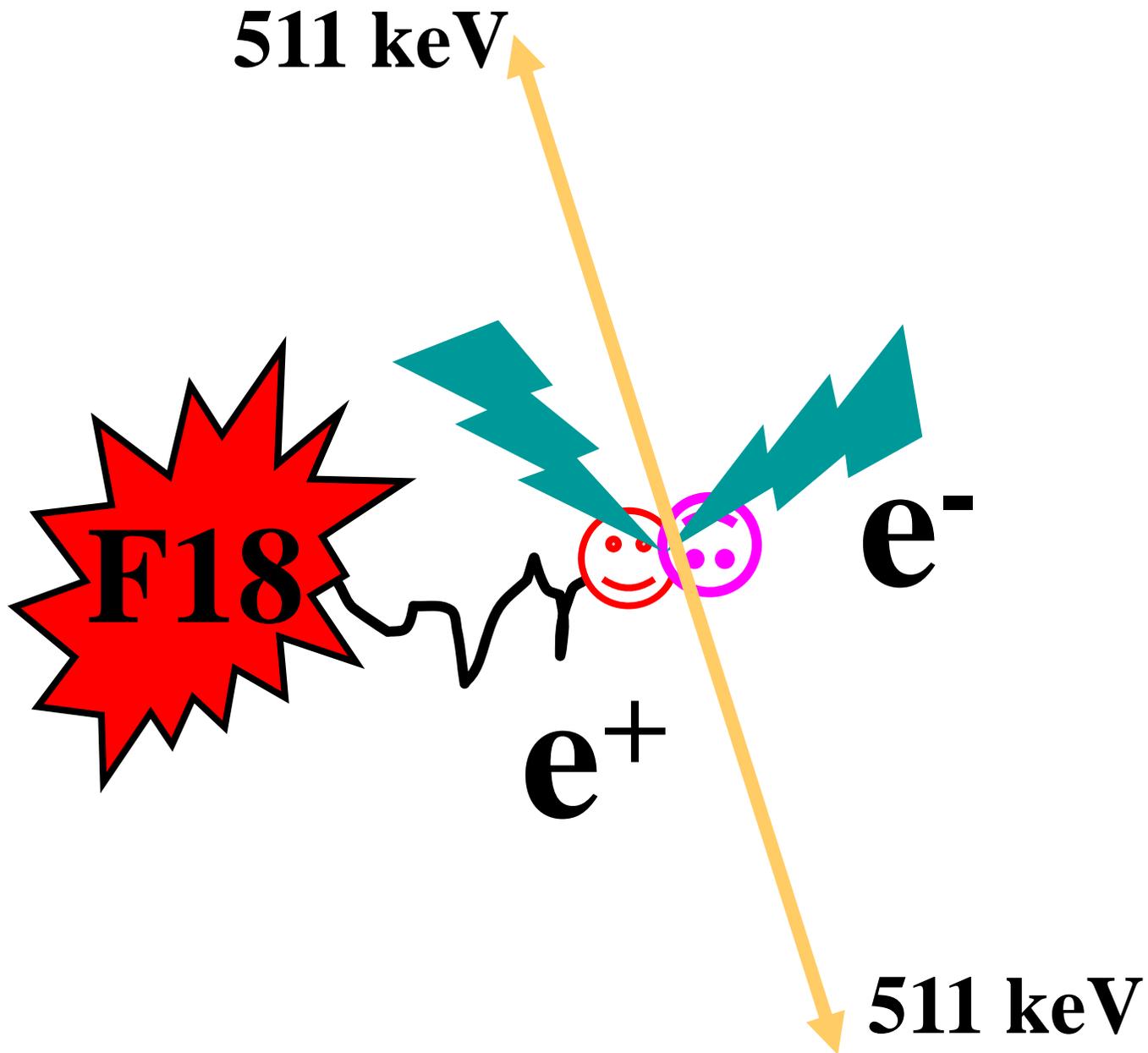


Caméra à positions

Émetteurs de positons

- **Excès de proton : instabilité du noyau**





Émetteurs de positons : période

- Fluor 18 : 110 min
- Carbone 11 : 20 min
- Azote 13 : 10 min
- Oxygène 15 : 2 min

- Gallium 68 : ...

Les cristaux pour la détection de positons (càd des photons de 511 keV)

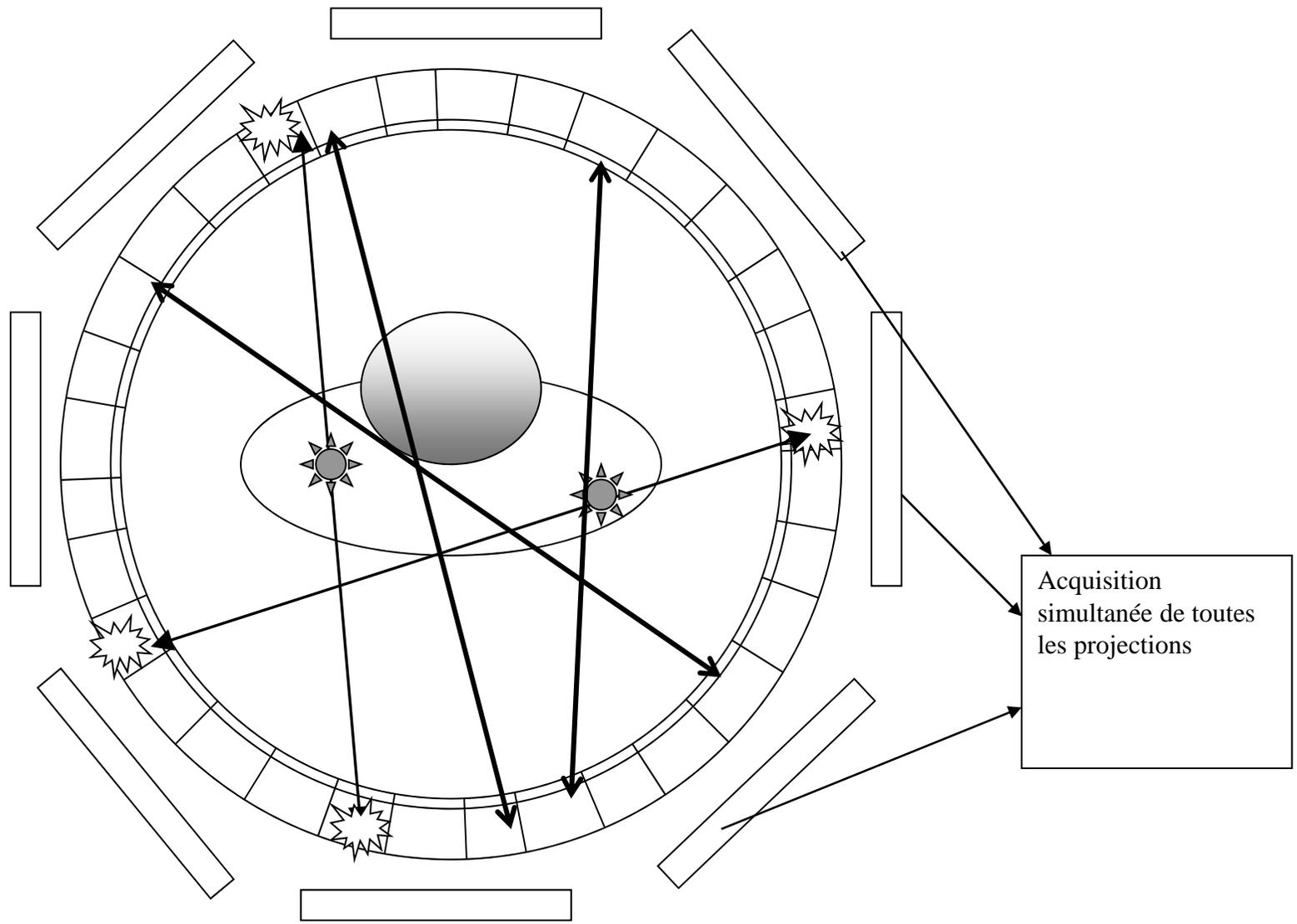
| Crystal | primary decay constant (ns) | secondary decay constant (ns) | relative emission intensity | emission wavelength (nm) | index of refraction |
|---|-----------------------------|-------------------------------|-----------------------------|--------------------------|---------------------|
| BaF ₂ | 0.8 | 600 | 12 | 220 and 310 | 1.49 |
| CsF | 4 | | 5 | 390 | 1.48 |
| Lu ₂ SiO ₅ (Ce) (LSO) | 40 | | 75 | 420 | 1.82 |
| Gd ₂ SiO ₅ (Ce) (GSO) | 60 | 600 | 30 | 430 | 1.85 |
| NaI(Tl) | 230 | ~10 000 | 100 | 410 | 1.85 |
| Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂ (BGO) | 300 | | 15 | 480 | 2.15 |
| CsI (Na) | 630 | | 75 | 420 | 1.84 |
| CaF ₂ (Eu) | 900 | | 40 | 435 | 1.44 |
| CsI (Tl) | 1000 | | 45 | 565 | 1.80 |
| CdWO ₄ | 5000 | ~20 000 | 20 | 480 | 2.20 |

Les cristaux pour la détection de positons (càd des photons de 511 keV)

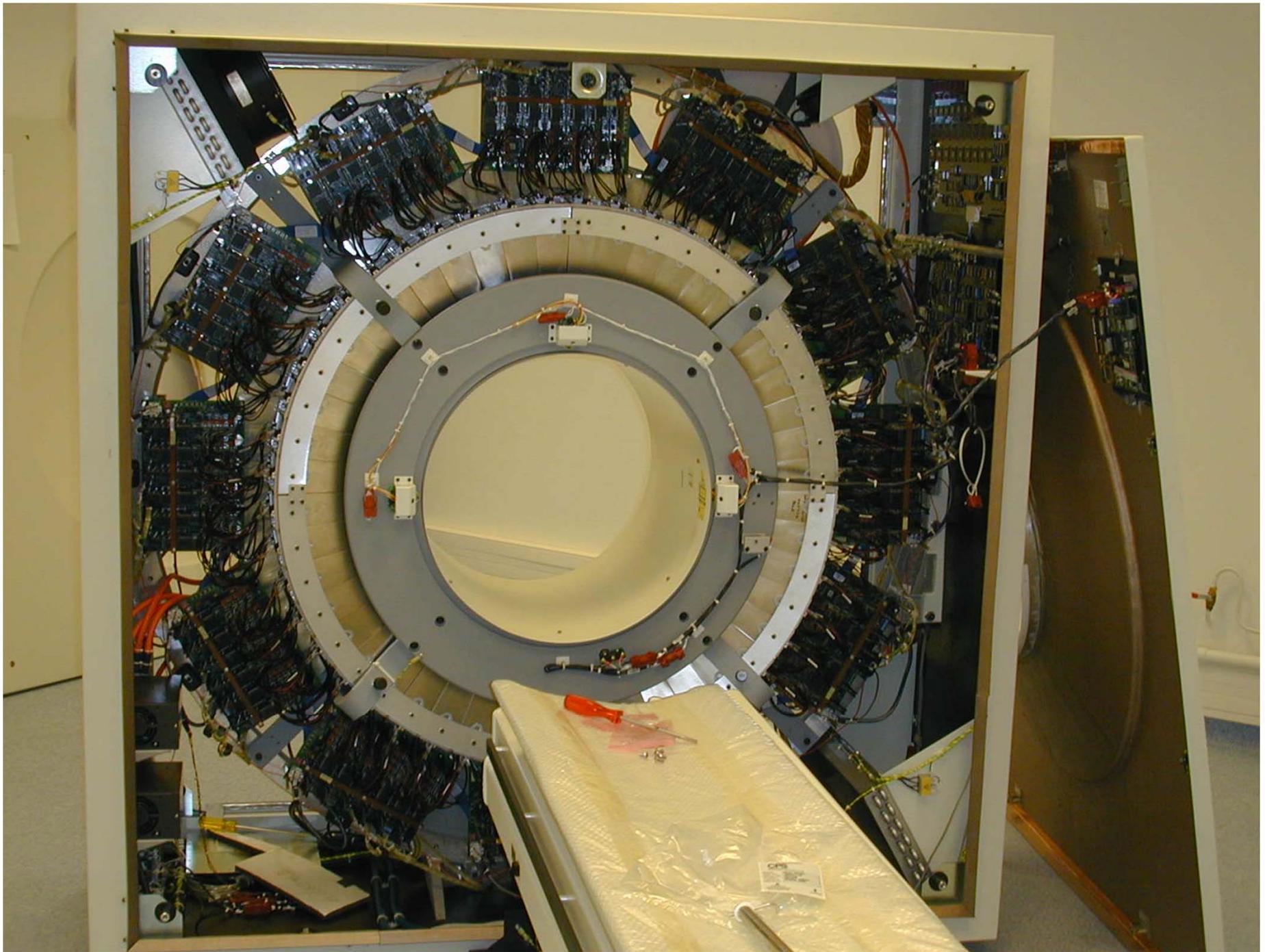
| Crystal | Density (g/cm ³) | Effective atomic number | Photons /Mev |
|---|---------------------------------|-------------------------------|-----------------|
| BaF ₂ | 4.88 | 53 | 1,800 |
| CsF | 4.64 | 53 | |
| Lu ₂ SiO ₅ (Ce) (LSO) | 7.4 | 65 | 30,000 |
| Gd ₂ SiO ₅ (Ce) (GSO) | 6.71 | 59 | |
| NaI(Tl) | 3.67 | 51 | 38,000 |
| Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂ (BGO) | 7.13 | 75 | 8,200 |
| CsI (Na) | 4.51 | 54 | |
| CaF ₂ (Eu) | 3.18 | 17 | |
| CsI (Tl) | 4.51 | 54 | 59,000 |
| CdWO ₄ | 7.90 | 64 | |

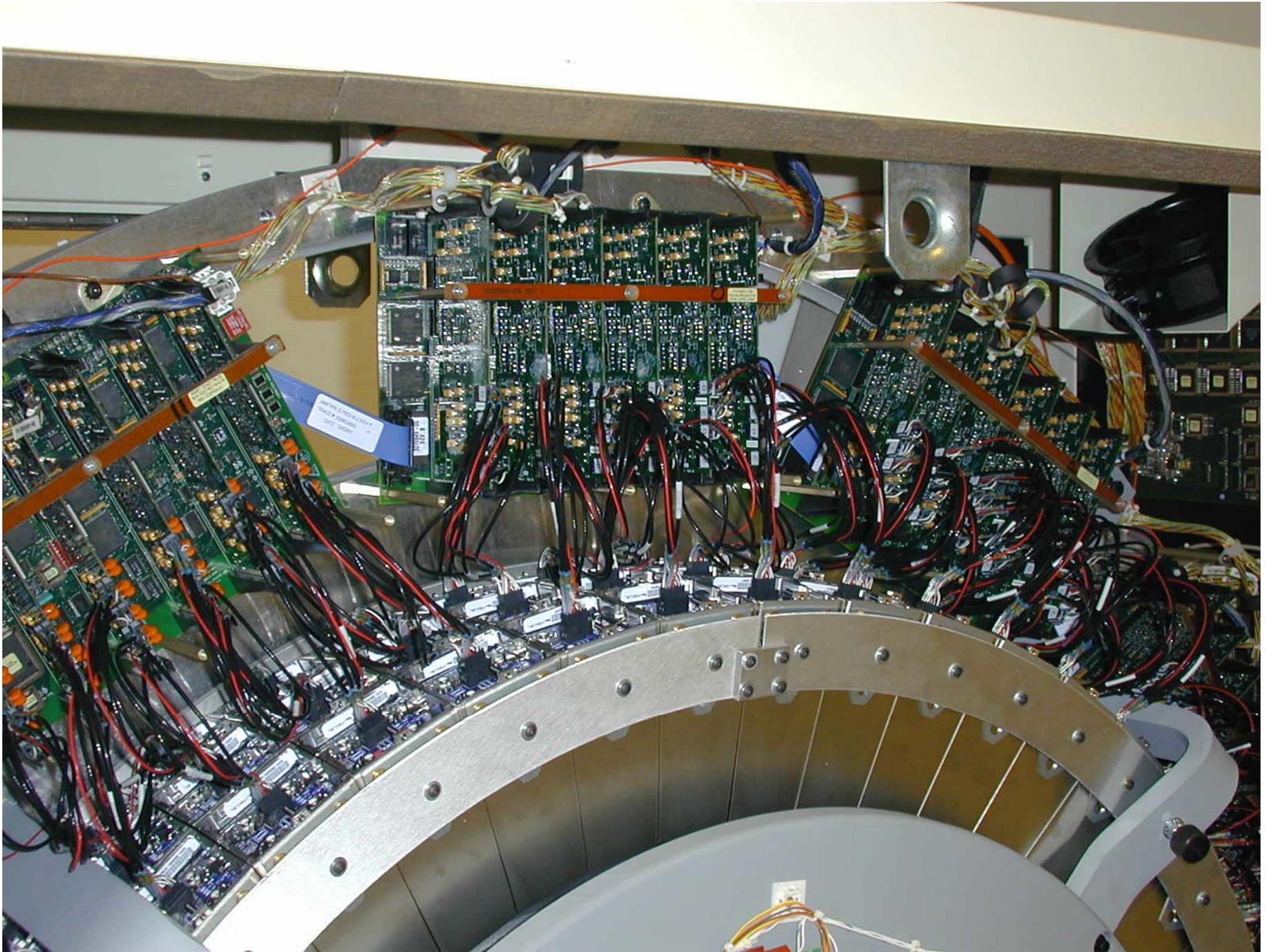
Caméra TEP dédiée

- Élément de base = « bloc détecteur »
 - Monocristaux
 - Assemblage de cristaux ($8 \times 8 = 64$ voire $13 \times 13 = 169$) couplés à 4 PM
- Principe de détection en coïncidence :
fenêtre de coïncidence et résolution temporelle
 - La fenêtre est de **4 à 6 ns**

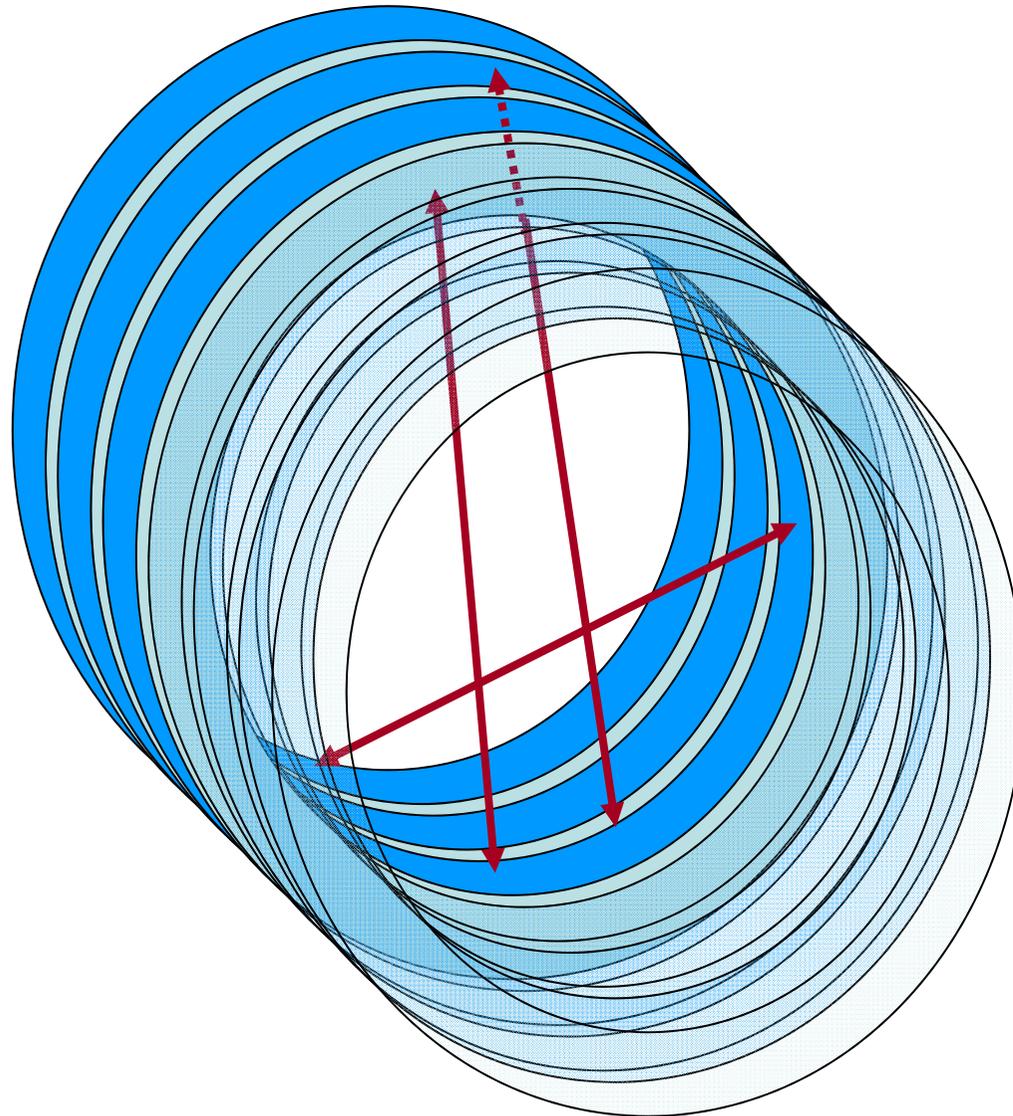






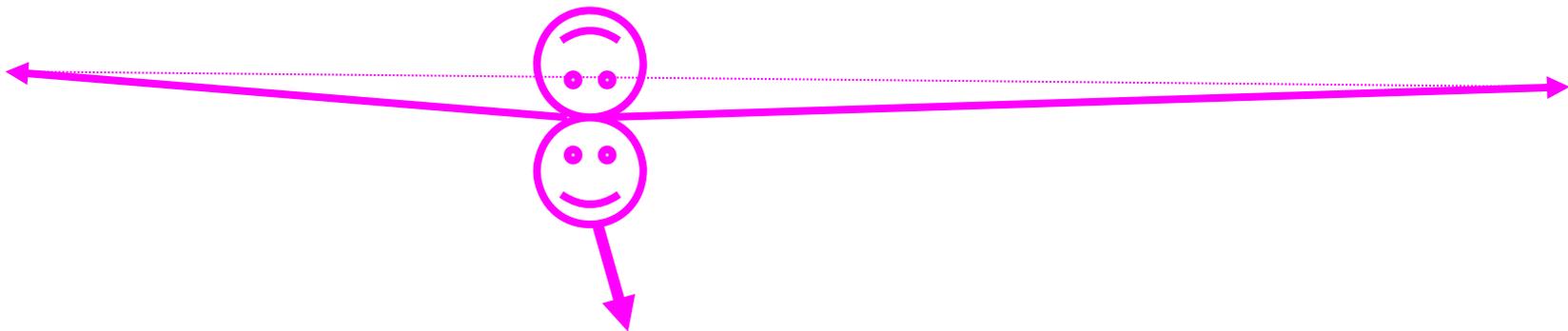


Plusieurs couronnes de détecteurs

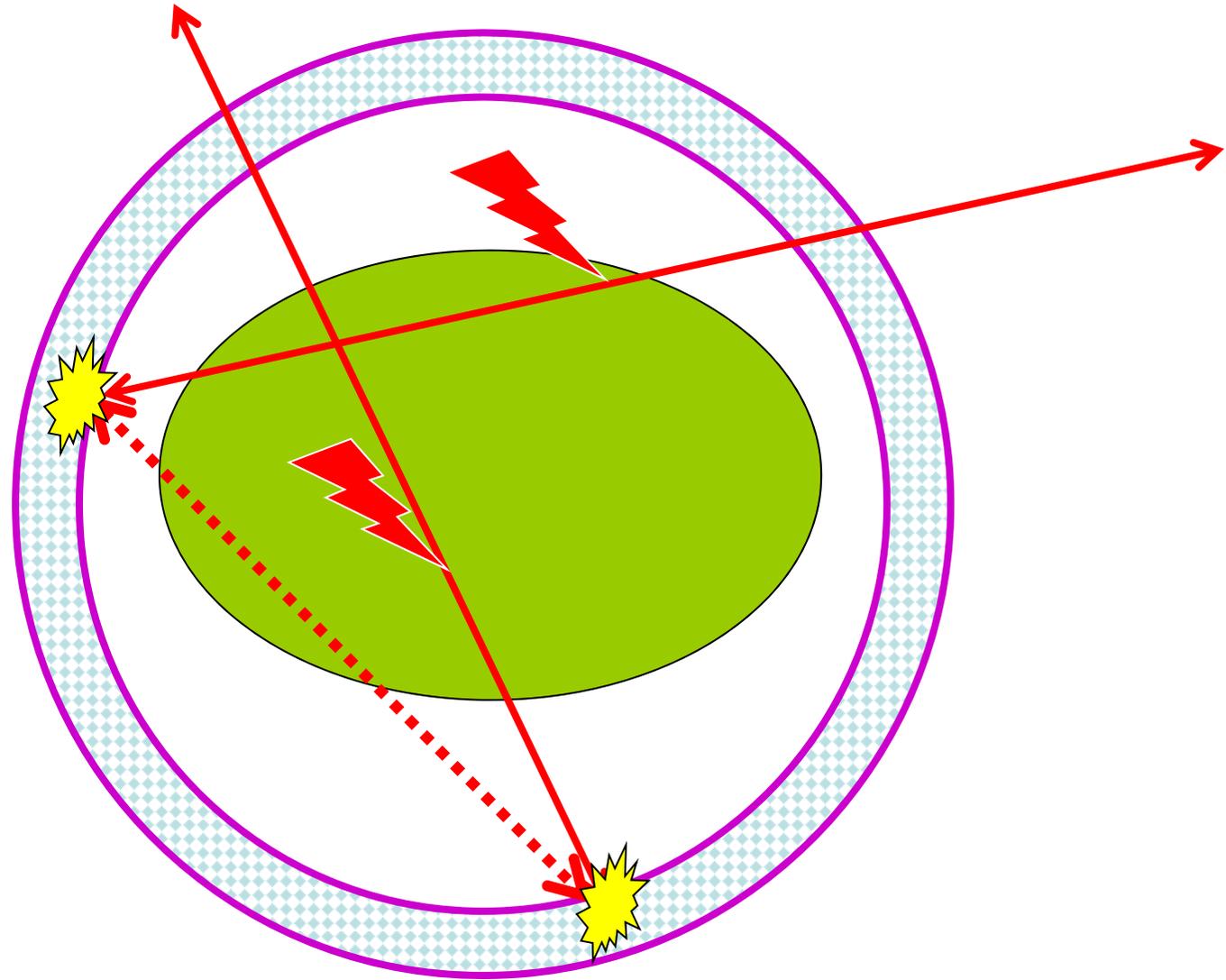


Limitations de la TEP

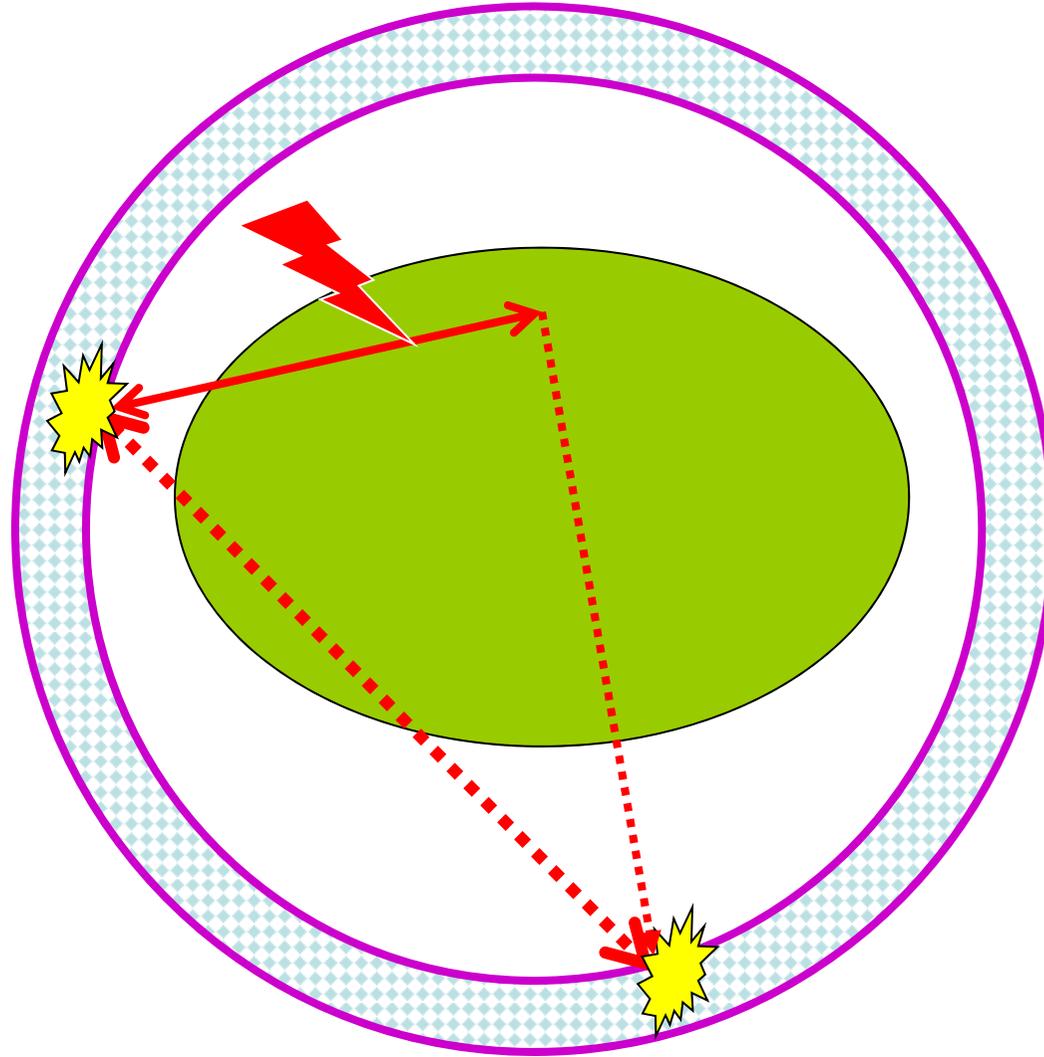
- Parcours du positon : décalage entre origine de l'information et coordonnées du phénomène détecté
- L'annihilation peut se produire avant l'arrêt complet du positon : les deux photons ne sont pas strictement à 180° ...



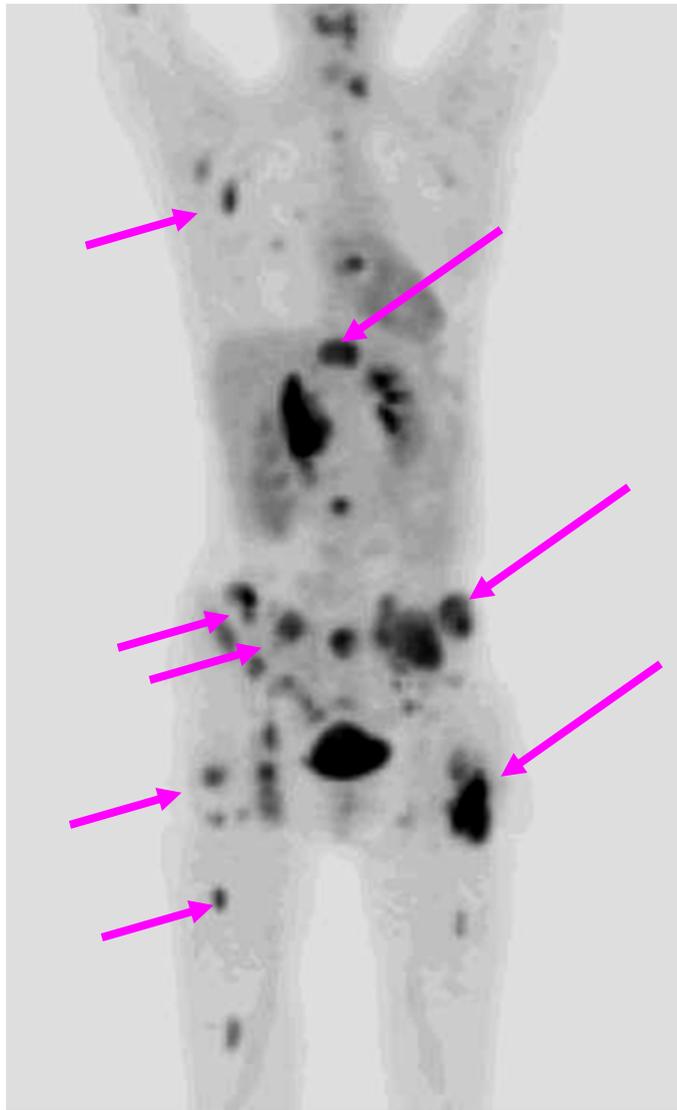
TEP : évènements fortuits



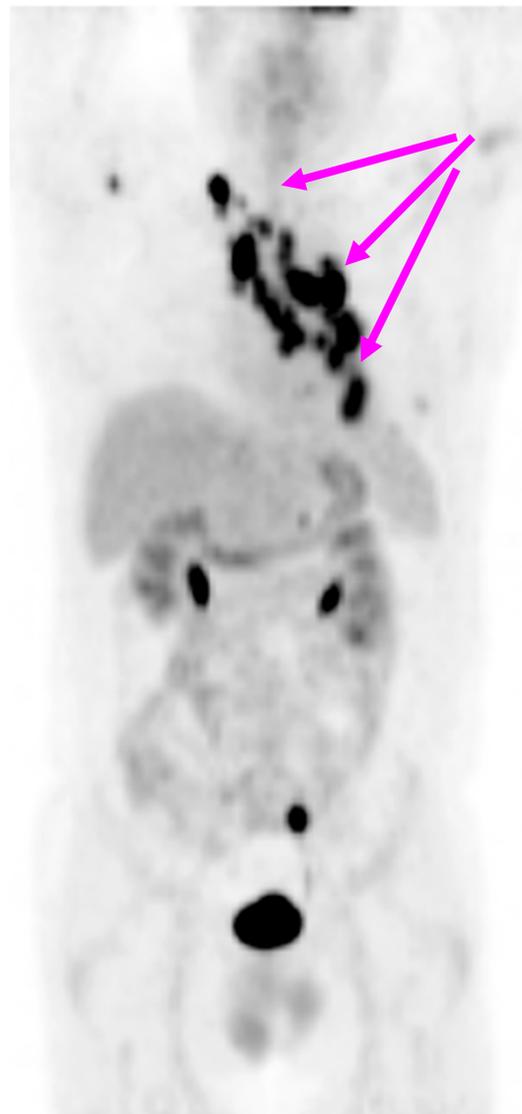
TEP : évènements diffusés



Lymphome non
hodgkinien



Cancer
bronchique



Mentions légales

L'ensemble de cette œuvre relève des législations française et internationale sur le droit d'auteur et la propriété intellectuelle, littéraire et artistique ou toute autre loi applicable.

Tous les droits de reproduction, adaptation, transformation, transcription ou traduction de tout ou partie sont réservés pour les textes ainsi que pour l'ensemble des documents iconographiques, photographiques, vidéos et sonores.

Cette œuvre est interdite à la vente ou à la location. Sa diffusion, duplication, mise à disposition du public (sous quelque forme ou support que ce soit), mise en réseau, partielles ou totales, sont strictement réservées à l'université Joseph Fourier (UJF) Grenoble 1 et ses affiliés.

L'utilisation de ce document est strictement réservée à l'usage privé des étudiants inscrits à l'Université Joseph Fourier (UJF) Grenoble 1, et non destinée à une utilisation collective, gratuite ou payante.