

*La physique pour la santé : du diagnostic à la thérapie
(26-29 aout 2002)*

Médecine nucléaire : gamma-caméra et caméra à positons

Jean-Philippe VUILLEZ

Inserm 00-08

Faculté de Médecine et CHU de GRENOBLE

Médecine nucléaire

- Se définit par l'utilisation *in vivo* de médicaments radioactifs (radiopharmaceutiques) administrés chez les patients par voie orale ou intra-veineuse le plus souvent
- Imagerie fonctionnelle et métabolique (« scintigraphies »)
- « Biochimie *in vivo* »

Médecine nucléaire

- Il s'agit donc d'étudier la *distribution d'une molécule radioactive* dans l'organisme
 - En 2D et 3D : x , y et z
 - Voire en 4D : x , y et z , et t (temps) : études dynamiques
 - Voire en 5D : x , y et z , t (temps), et E (énergie) : études multiisotopes/multitraceurs

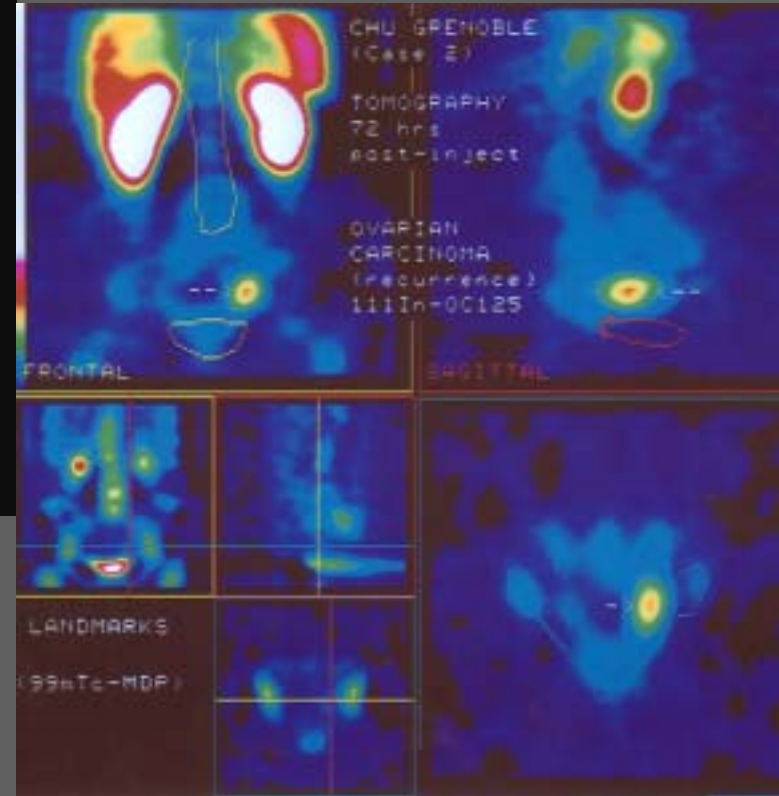


Médecine nucléaire

- **Très nombreuses applications (cardiologie, neurologie, oncologie, endocrinologie, etc...) grâce à diverses molécules marquées, ayant des propriétés biologiques propres**
- **Un problème physique commun : comment détecter la radioactivité et en établir la cartographie ?**

Explorations scintigraphiques

- Principe = déterminer la biodistribution d'un radiopharmaceutique dans l'espace et au cours du temps
- Obtention d'une information significative : dépend du **contraste**



Objetif de la Médecine Nucléaire

Comptages dans l'image scintigraphique

Activités dans la source (le patient)

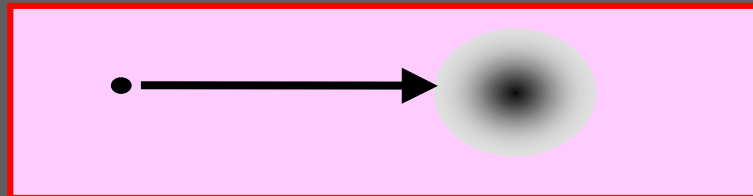
- Formulation générale du problème :

Sensibilité du système

$$c(x,y) = \int_0^T \int_0^Z s(x,y,z;u,v,w) \{ h(x,y,z;u,v,w) \otimes a(x,y,z,t) \}$$

$$\left[\exp - \int_x^z -\mu(r)dr \right] dz dt$$

Atténuation dans la source



Deux types de radionucléides sont utilisés pour marquer les radiopharmaceutiques

- Émetteurs de rayons gamma : *photons résultant de la désexcitation d'un noyau à la suite d'une désintégration radioactive*
- Émetteurs de positons : particule émise du fait d'un proton en excès, et qui génère deux photons de 511 keV

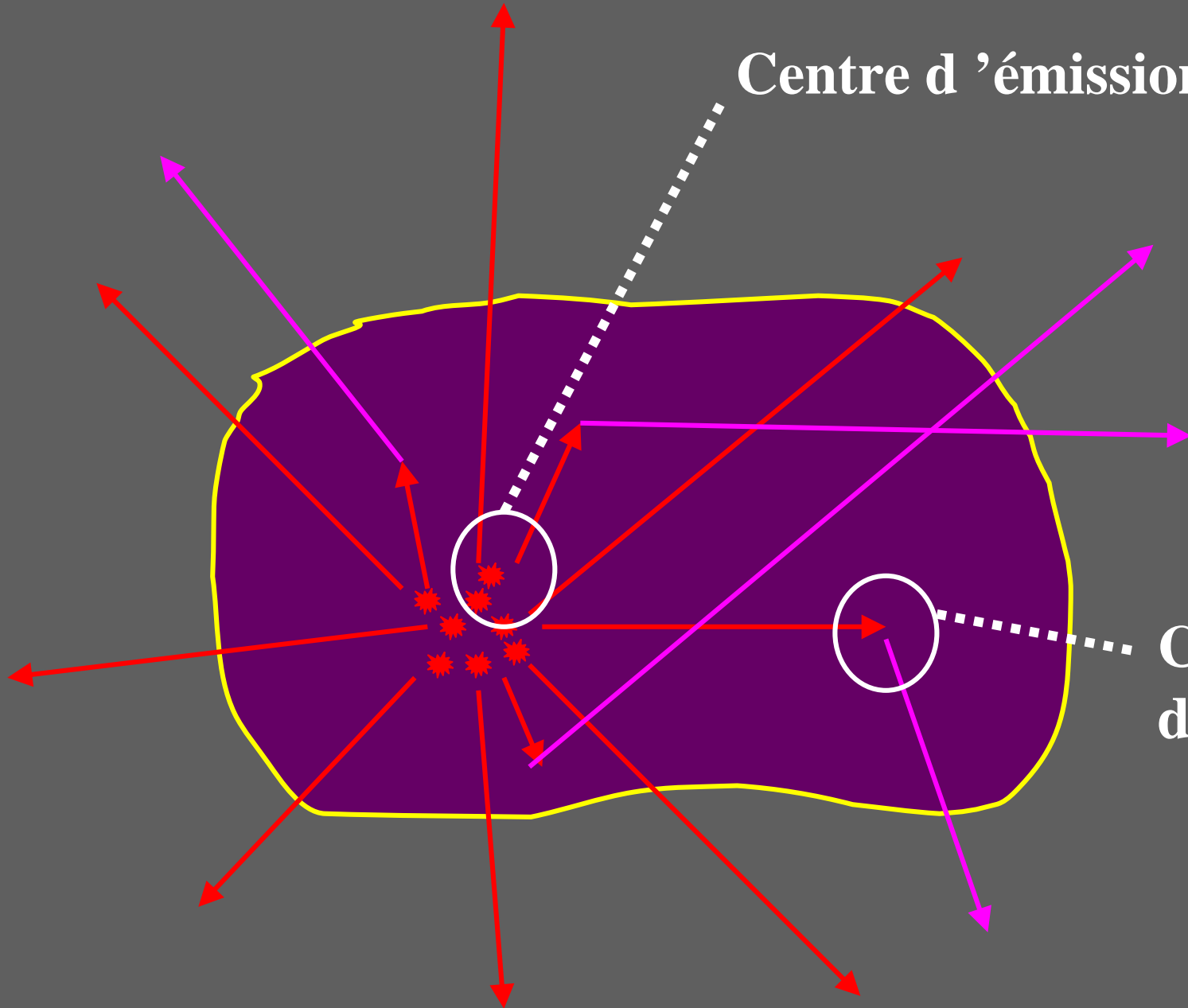
➔ deux systèmes de détection différents

- Gamma caméras
- Caméras à positons

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.

Centre d'émission



**Centre
de diffusion**

Architecture générale d'un détecteur gamma

Photon γ

Conversion de l'énergie γ
en photons lumineux

Détecteur
=
Cristal

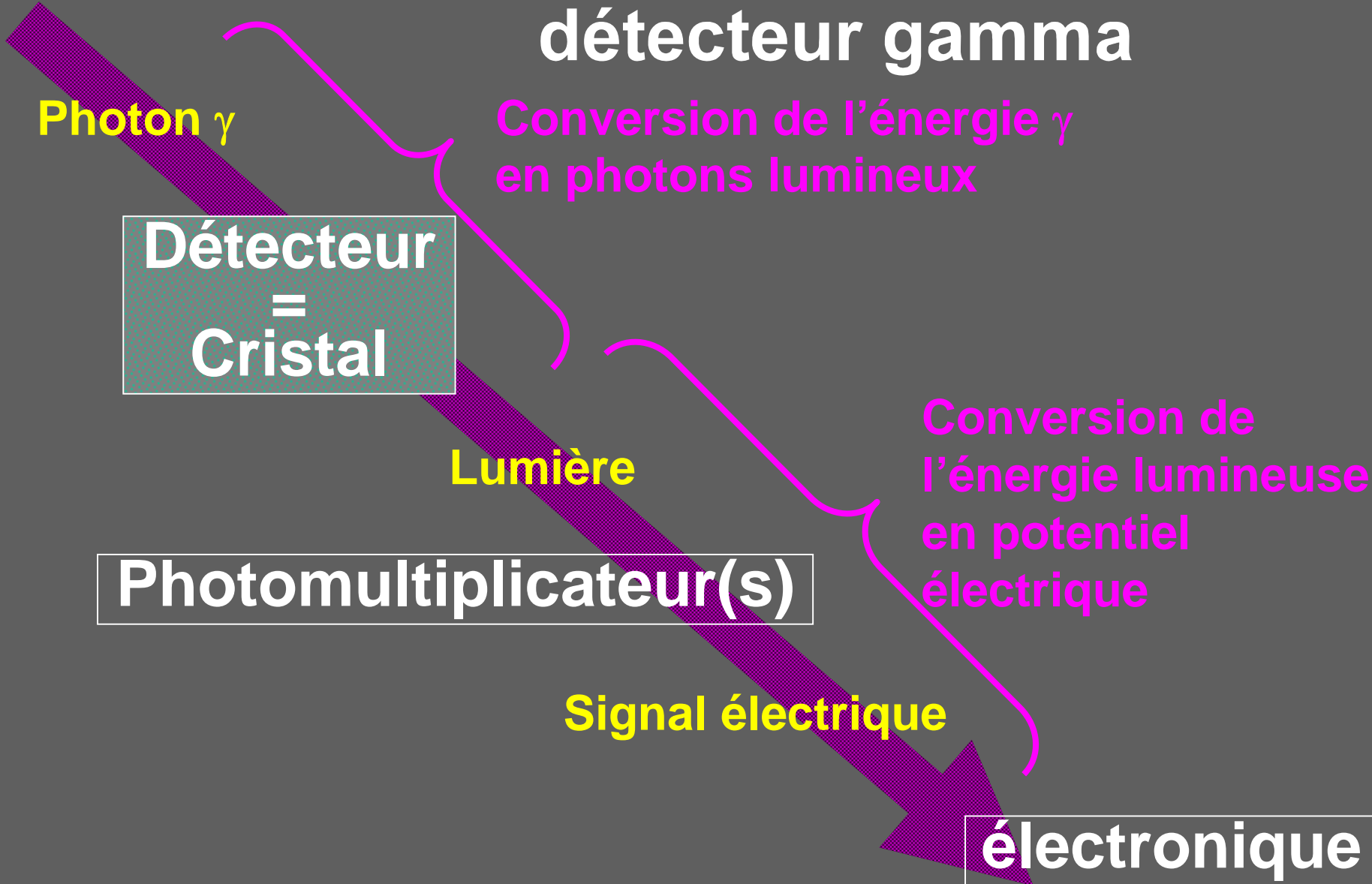
Lumière

Conversion de
l'énergie lumineuse
en potentiel
électrique

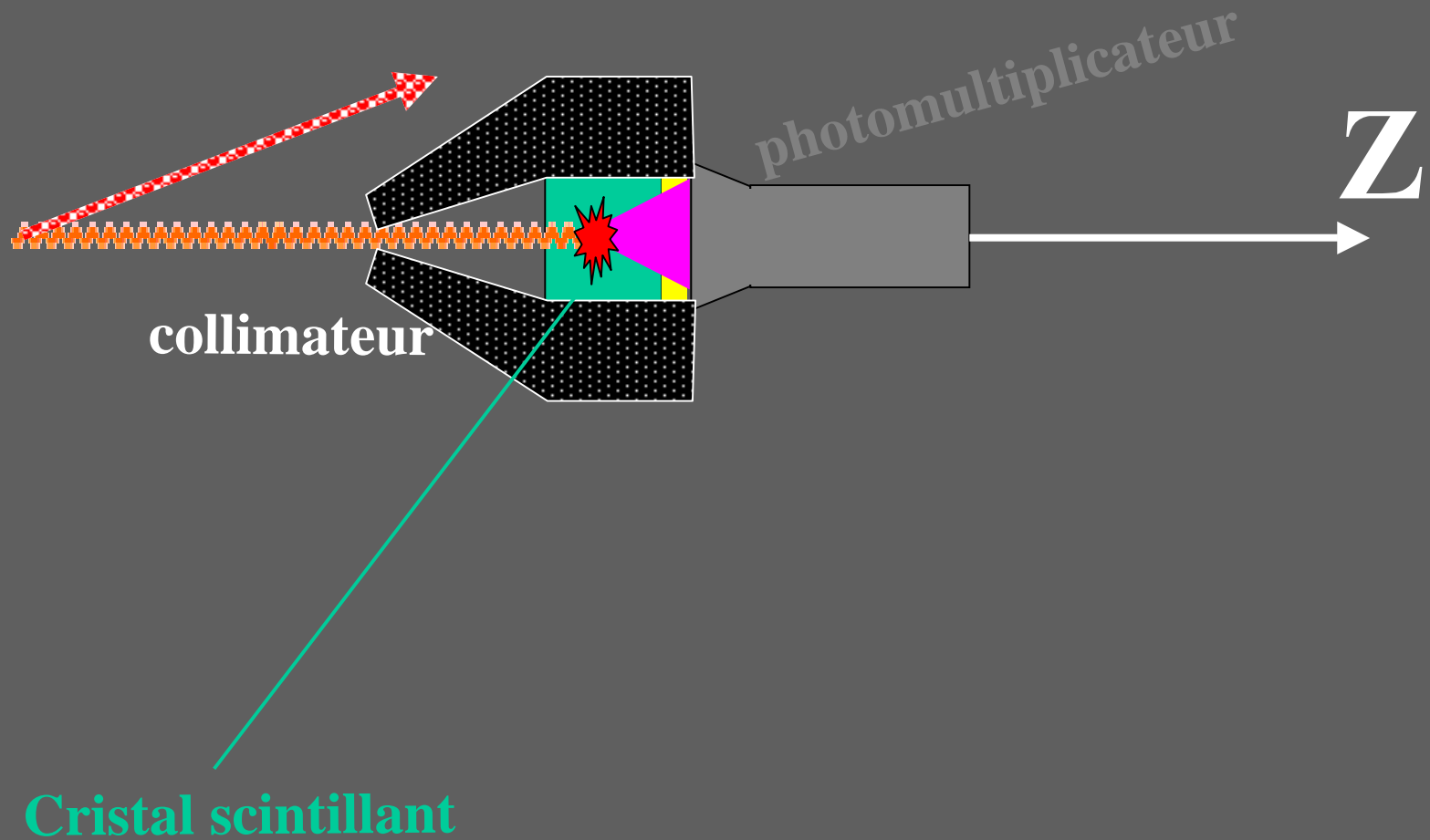
Photomultiplicateur(s)

Signal électrique

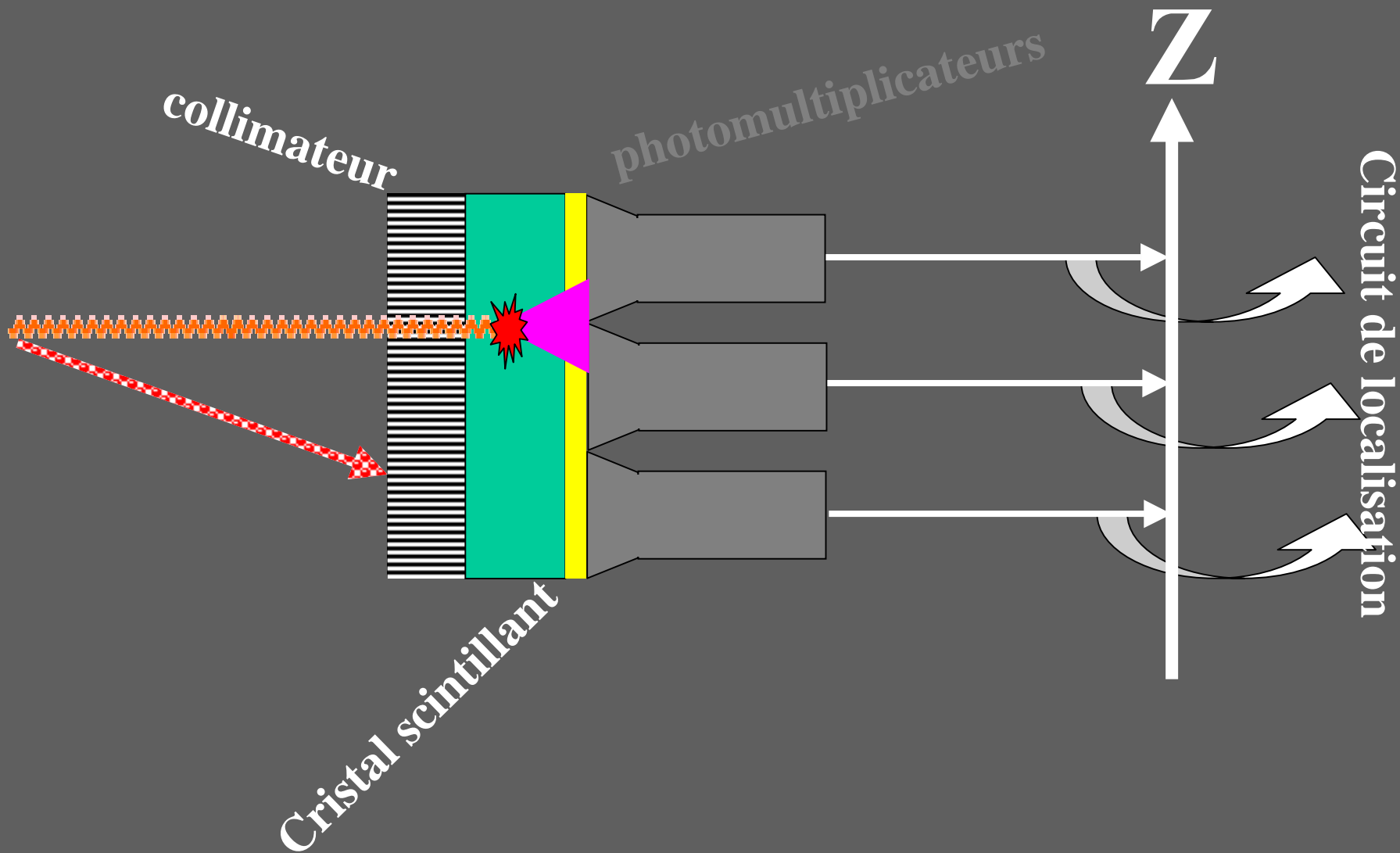
électronique



Architecture générale d'un détecteur simple



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

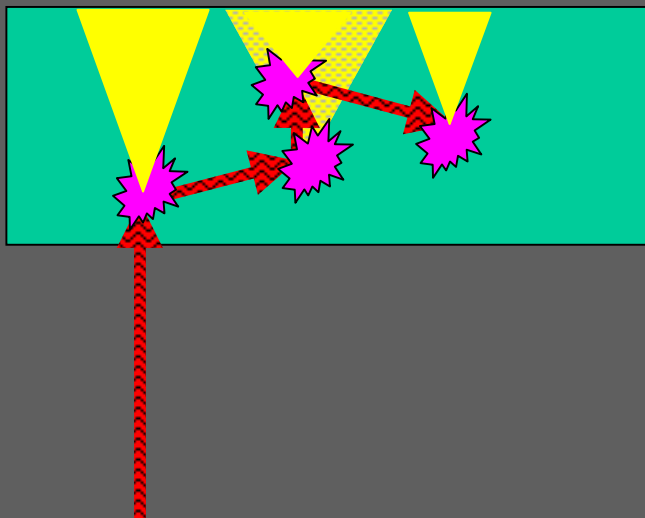
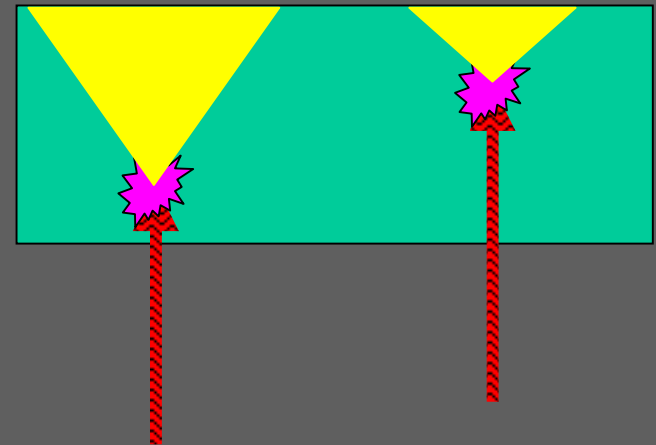
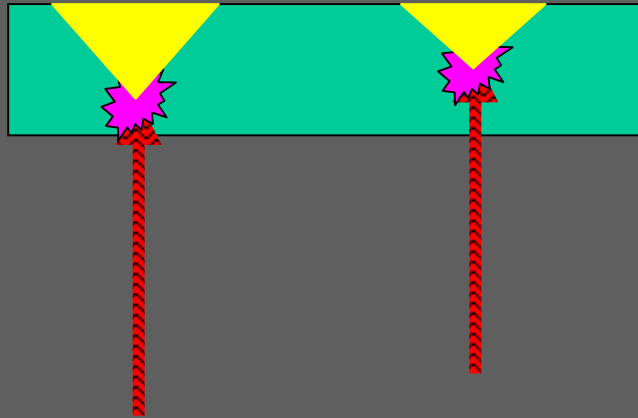
- **40 photons par keV**

- **30 % de la lumière est transmise à la chaîne de détection**

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 »**

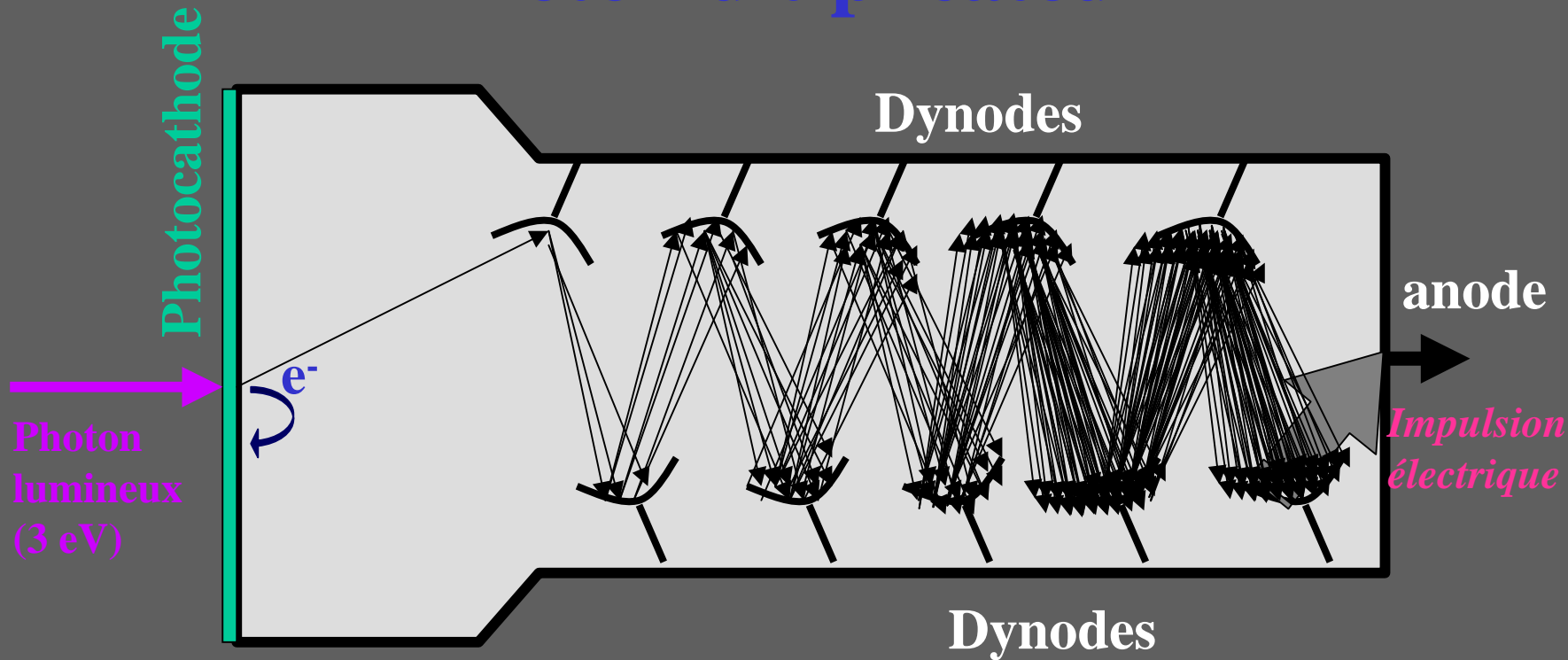
Le cristal scintillant



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)
 - ↳ Finalement : 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

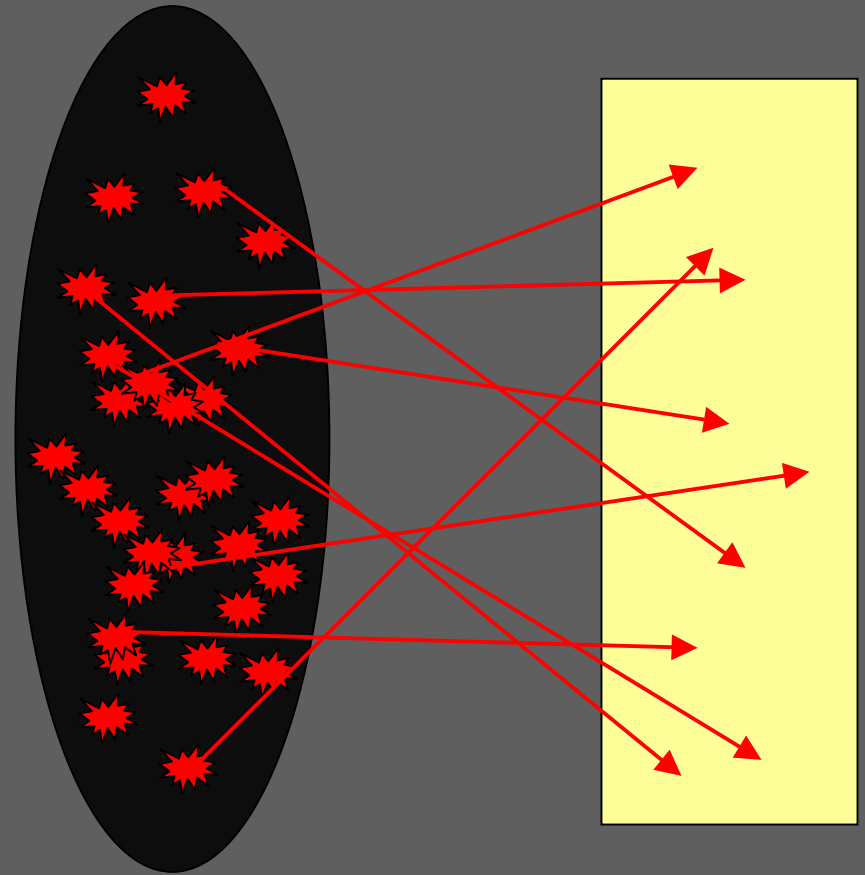
- Dans les gamma caméras : matrice de plusieurs collimateurs :
7 → 19 → 37... → 96
- Buts :
 - Couvrir tout le cristal au mieux
 - Permettre la localisation de l'interaction
- C'est la somme des signaux électriques venant de tous les PM qui est proportionnelle à l'énergie lumineuse

La sélection et la localisation de l'information

- **Sélection** : la cartographie des interactions dans le cristal doit reproduire la cartographie des événements de désintégration dans la source (= le patient). *C'est le rôle du collimateur.*
- Il s'agit alors de **repérer les coordonnées** de chaque interaction dans le cristal : rôle des PM et du circuit de pondération

Sélection de l'information

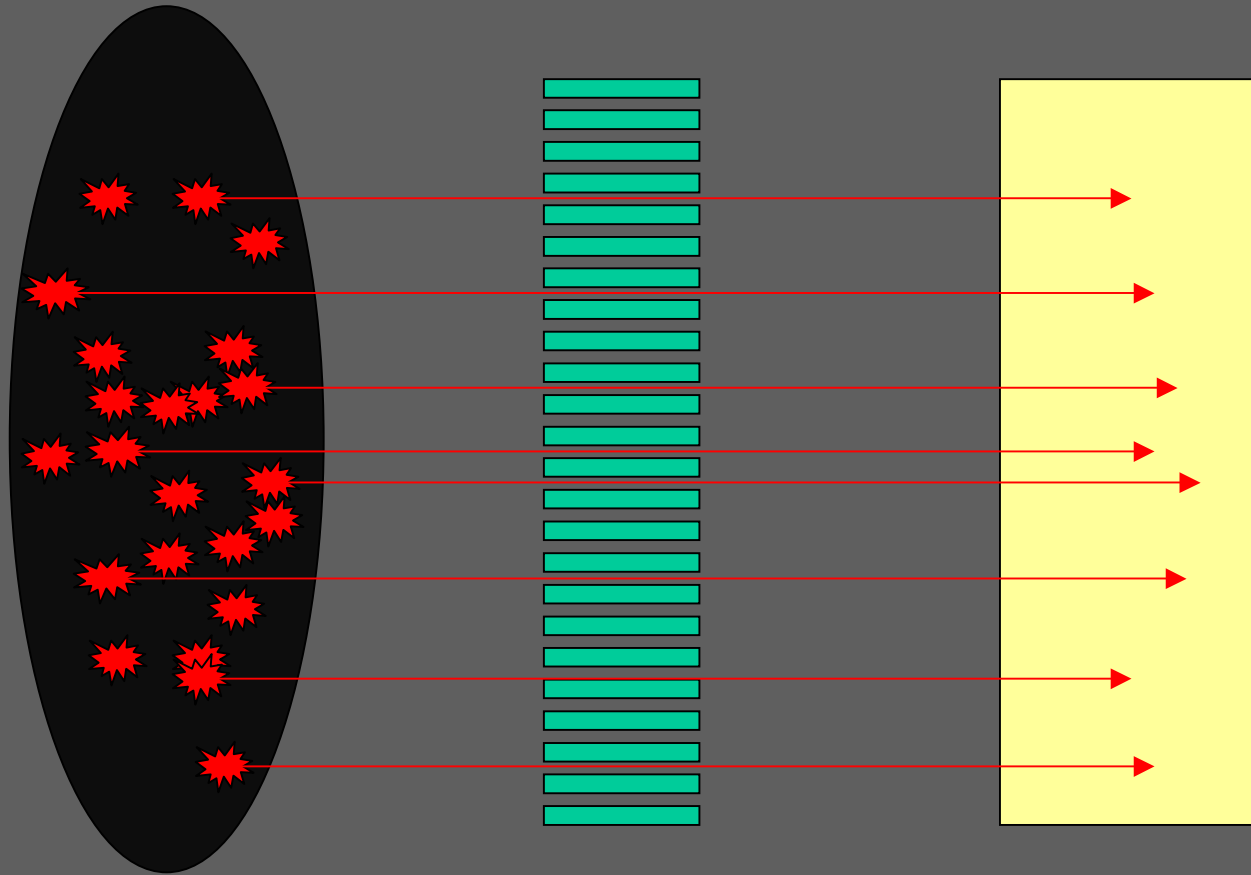
- Il faut une relation homothétique entre les évènements source et les interactions dans le cristal



Sélection de l'information : 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...

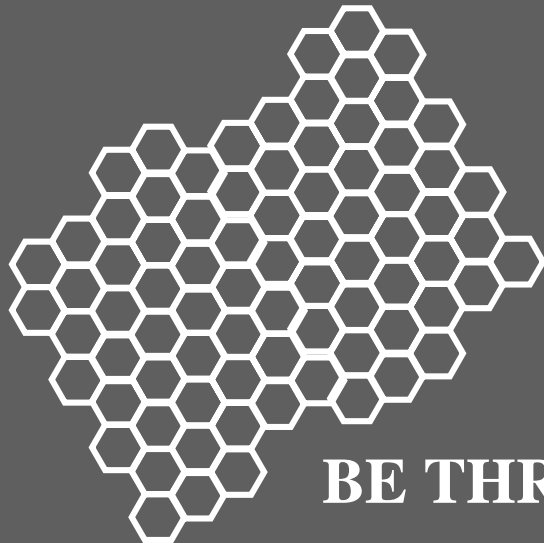
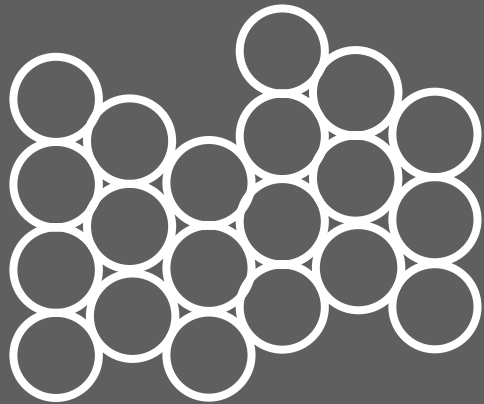
Le collimateur et la collimation



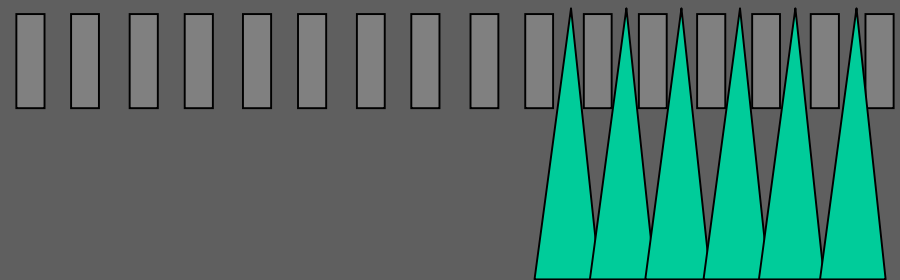
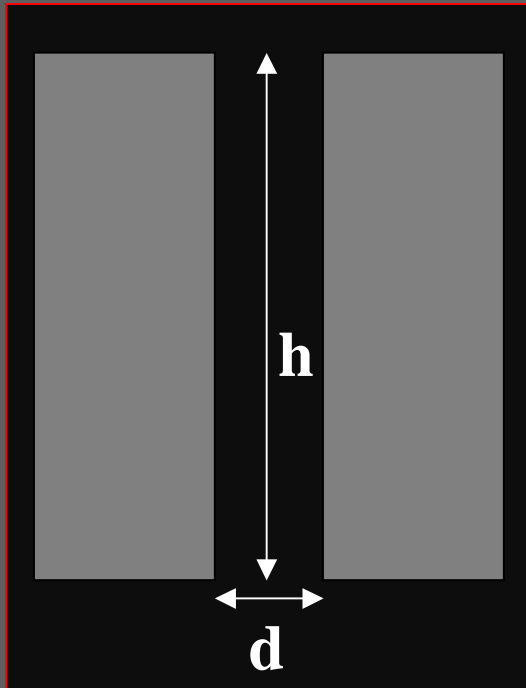
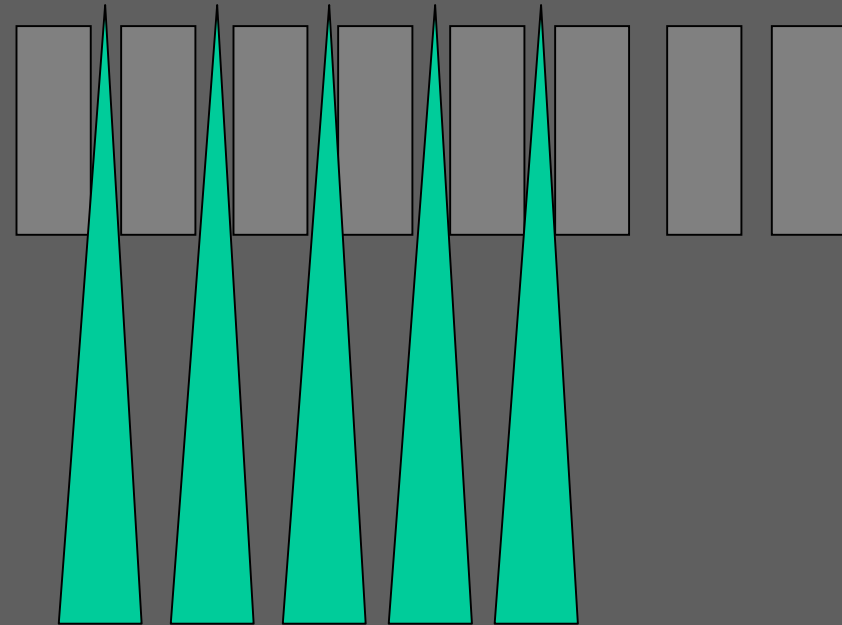
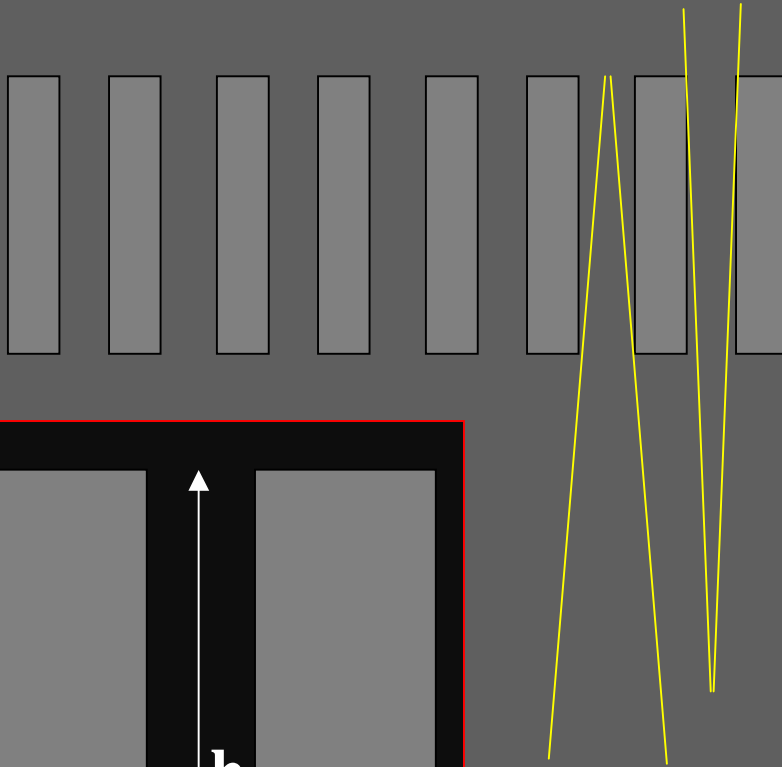
Le collimateur et la collimation

- 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



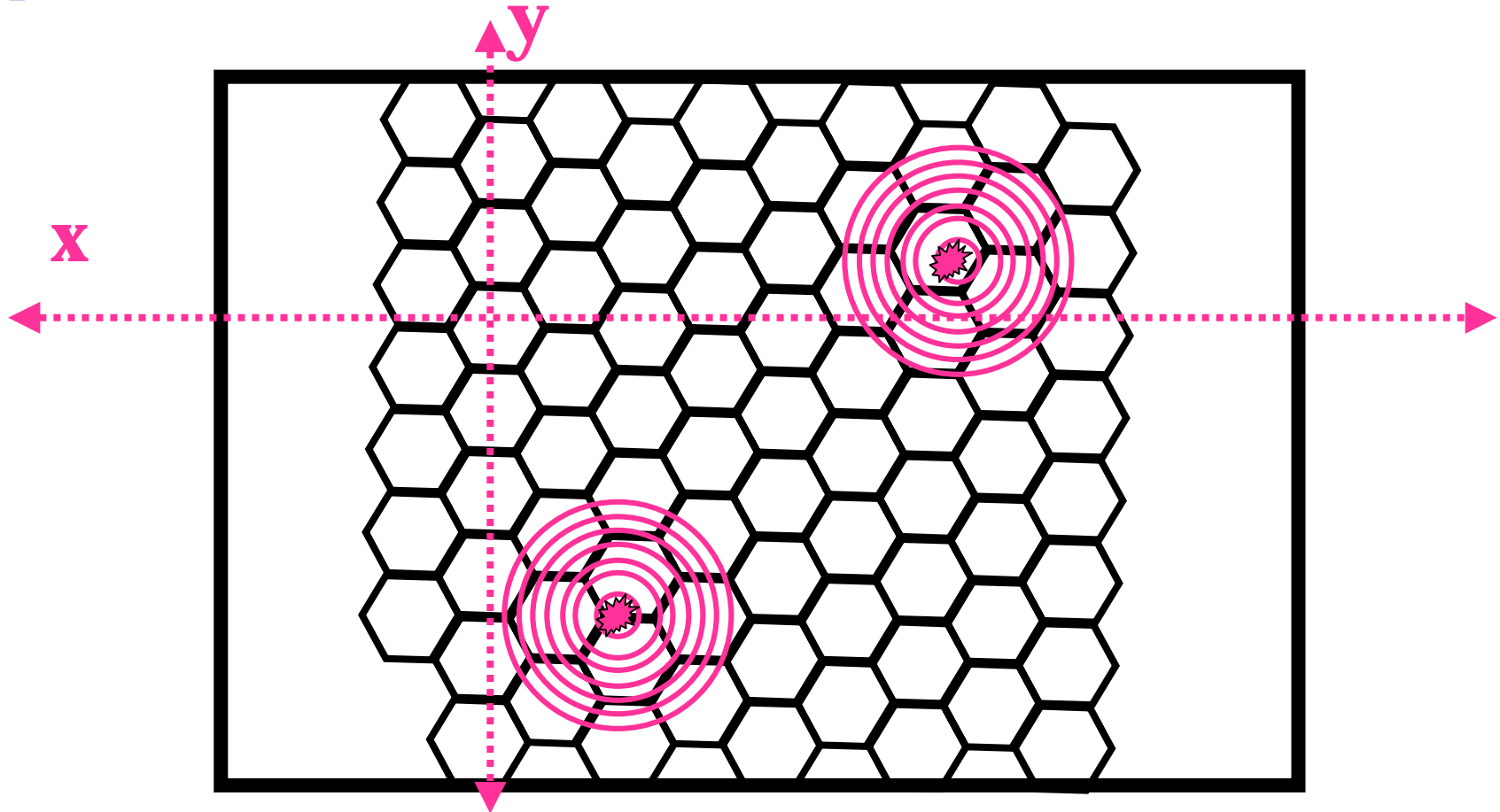
Le collimateur et la collimation



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.

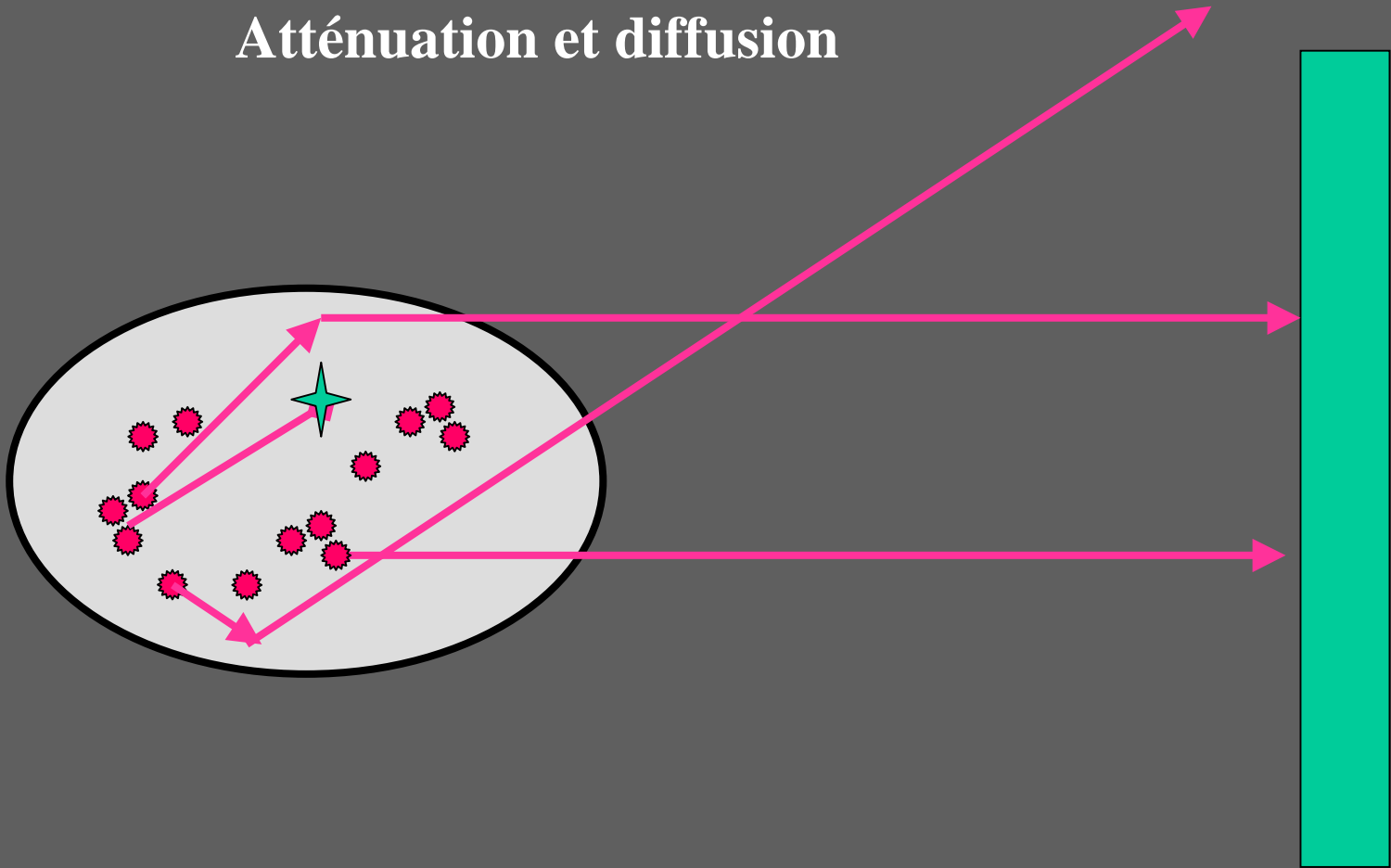
Localisation du point d'interaction dans le cristal (=du point d'émission de la lumière) :



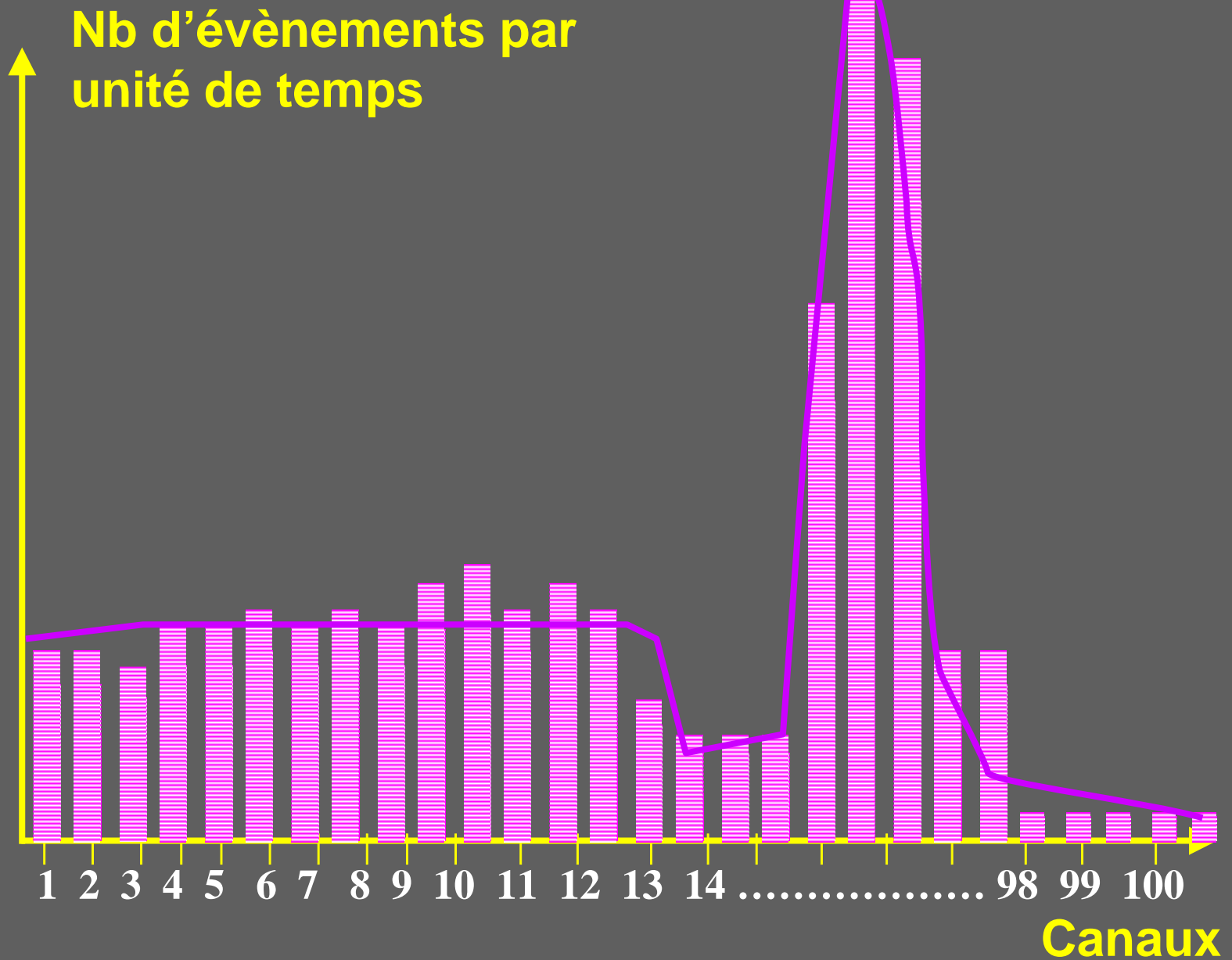
Analyse de l'amplitude des signaux qui sortent de chaque PM à travers un « *circuit de pondération* » (distribution de la lumière sur les différents PM = combinaison unique pour chaque point)

Le rayonnement diffusé et la spectrométrie

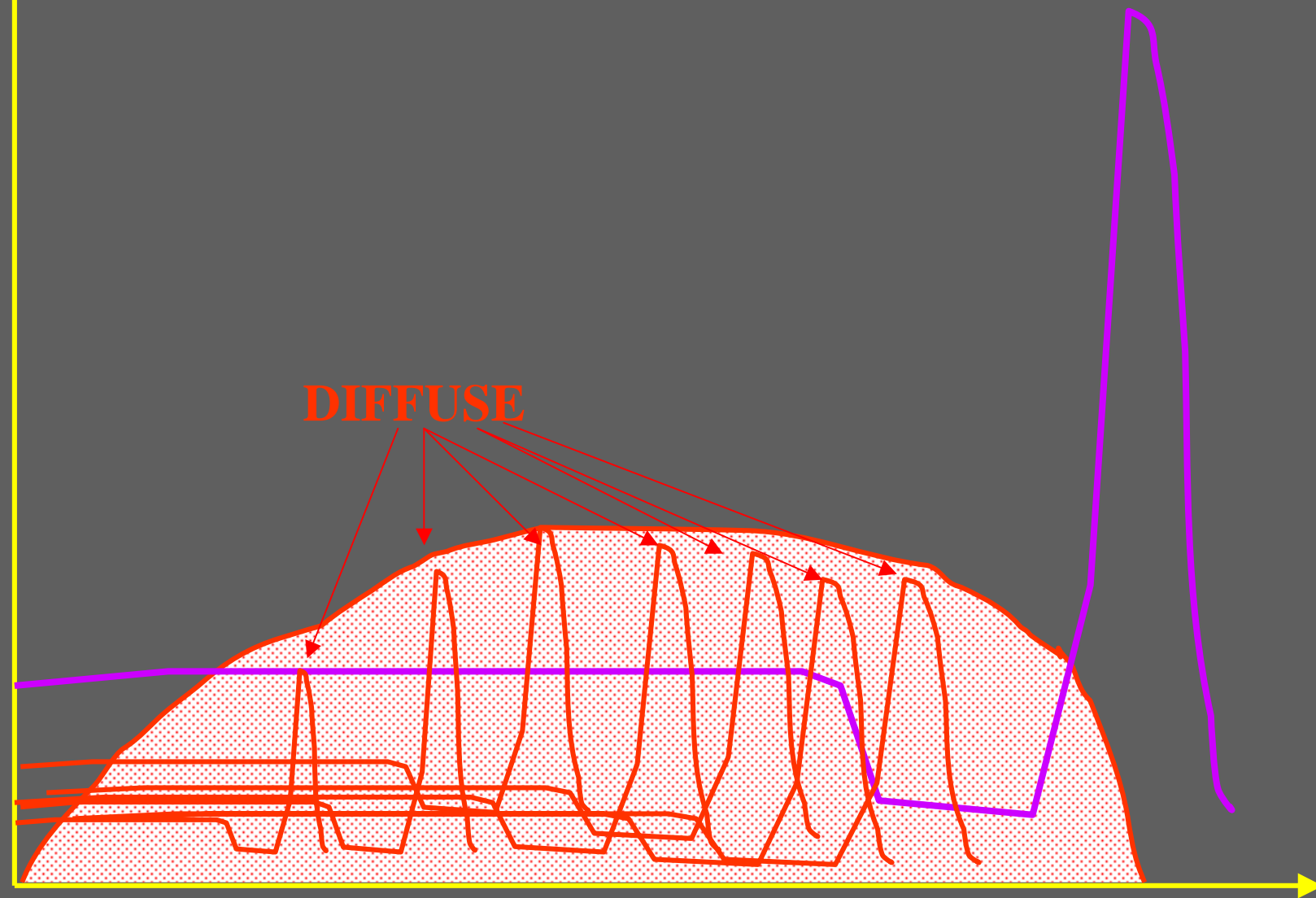
Atténuation et diffusion



Spectre en énergie d'un détecteur

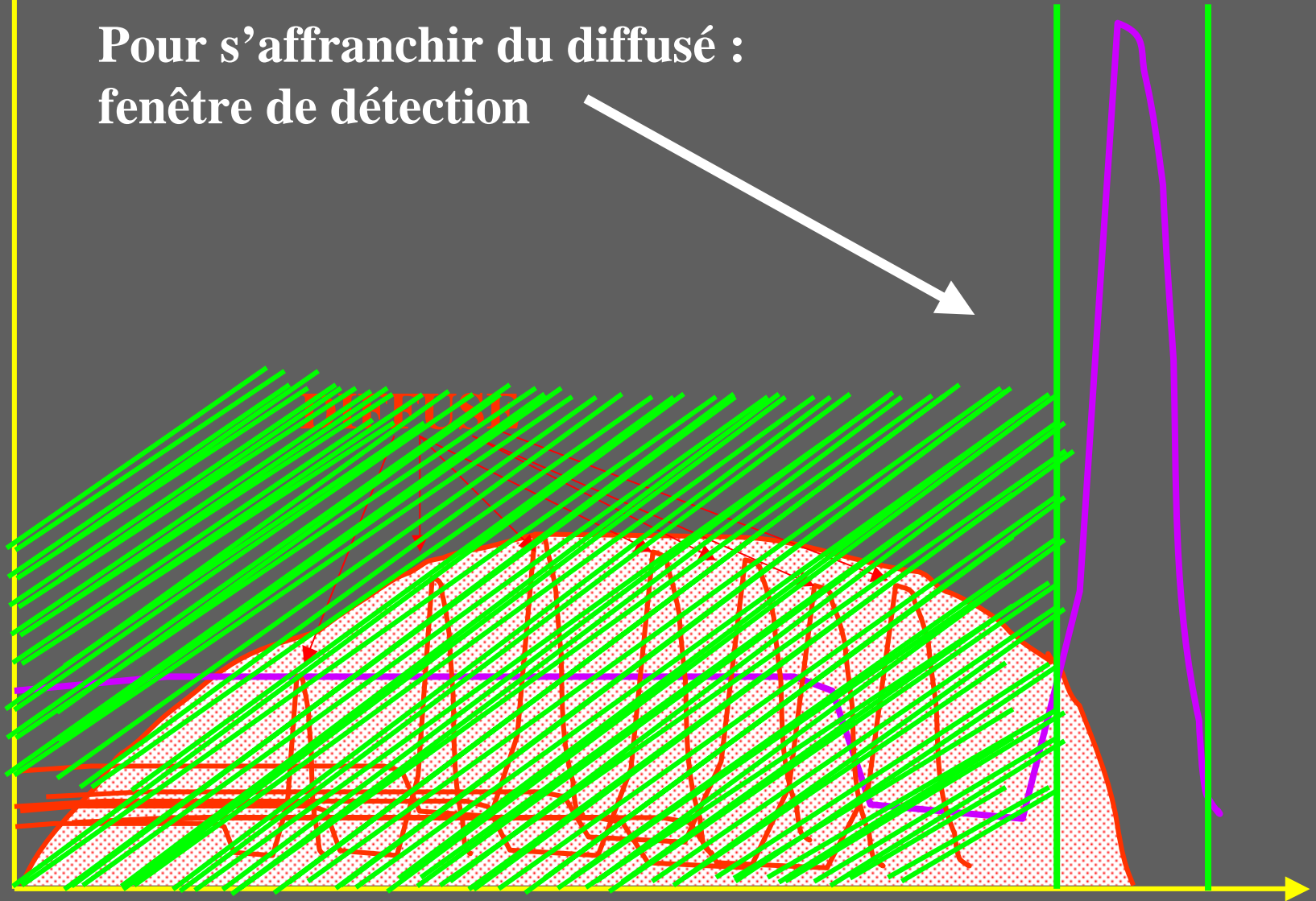


Le rayonnement diffusé et la spectrométrie



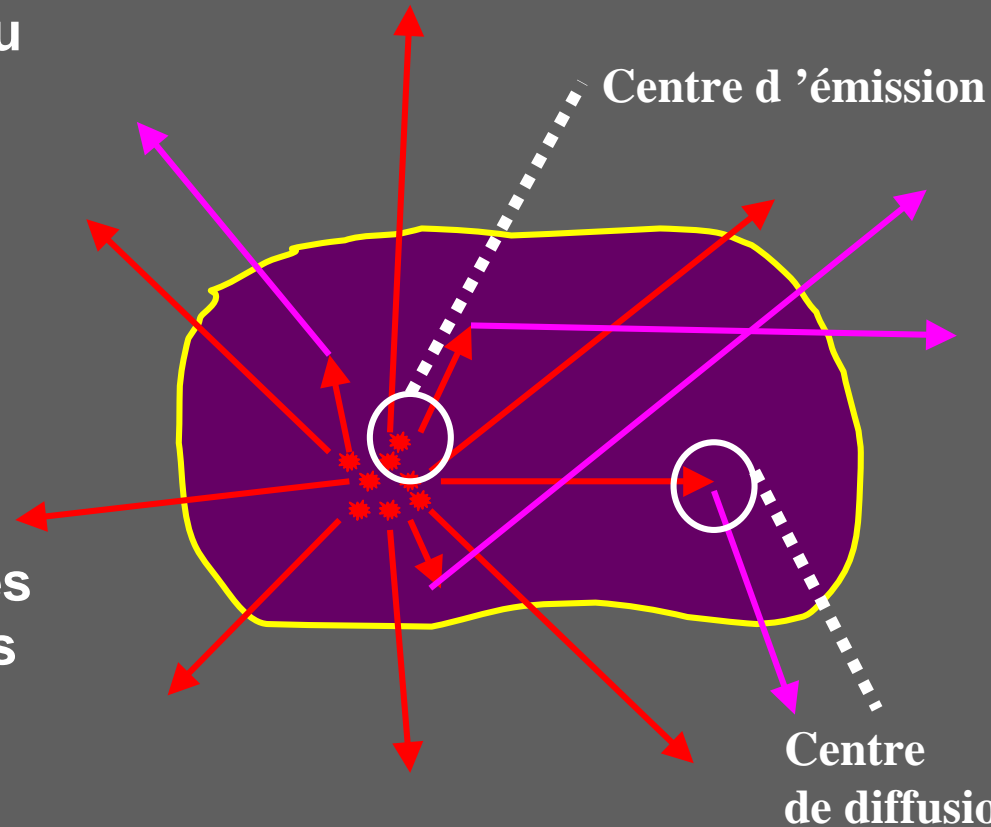
Le rayonnement diffusé et la spectrométrie

Pour s'affranchir du diffusé :
fenêtre de détection

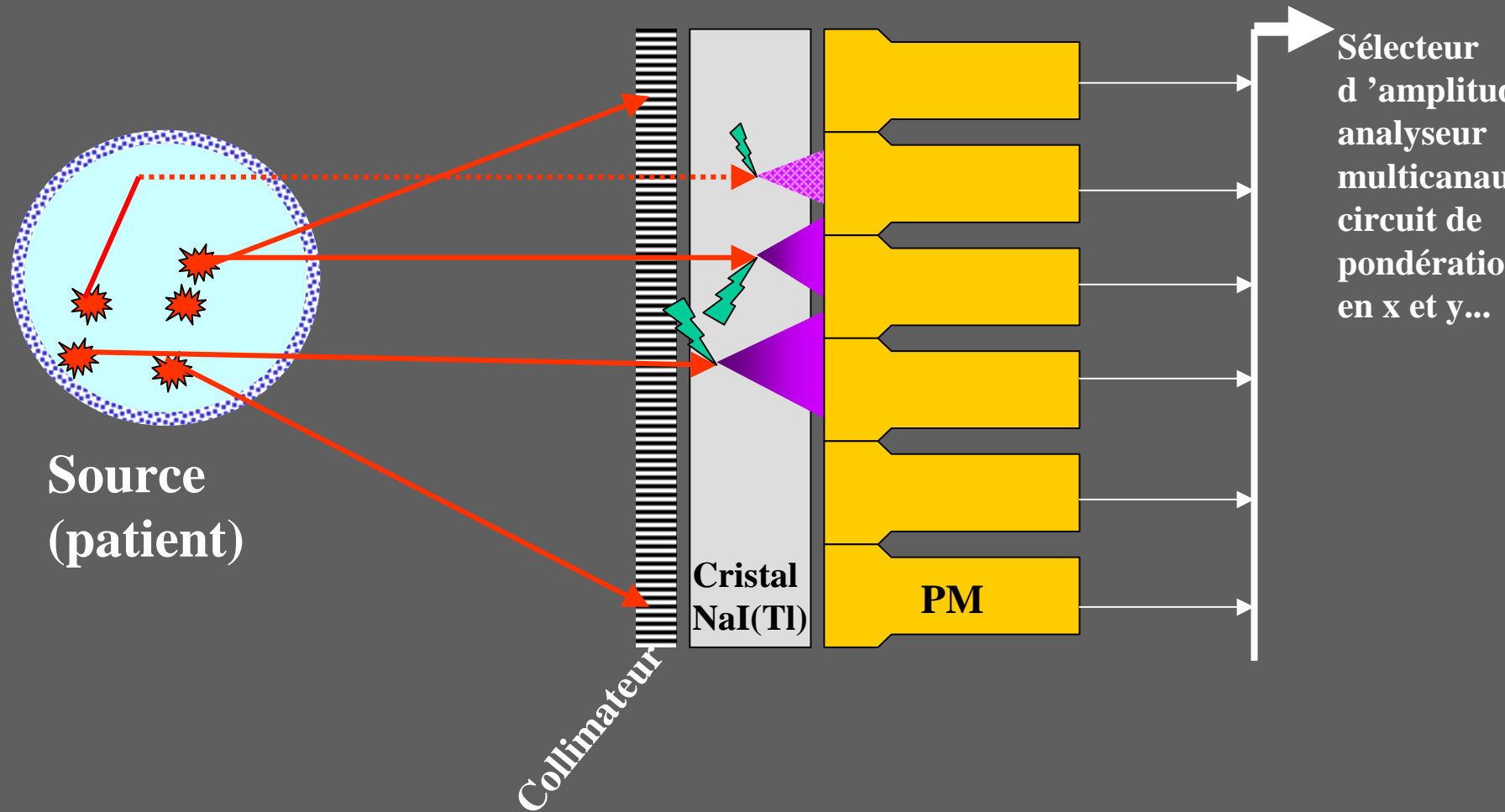


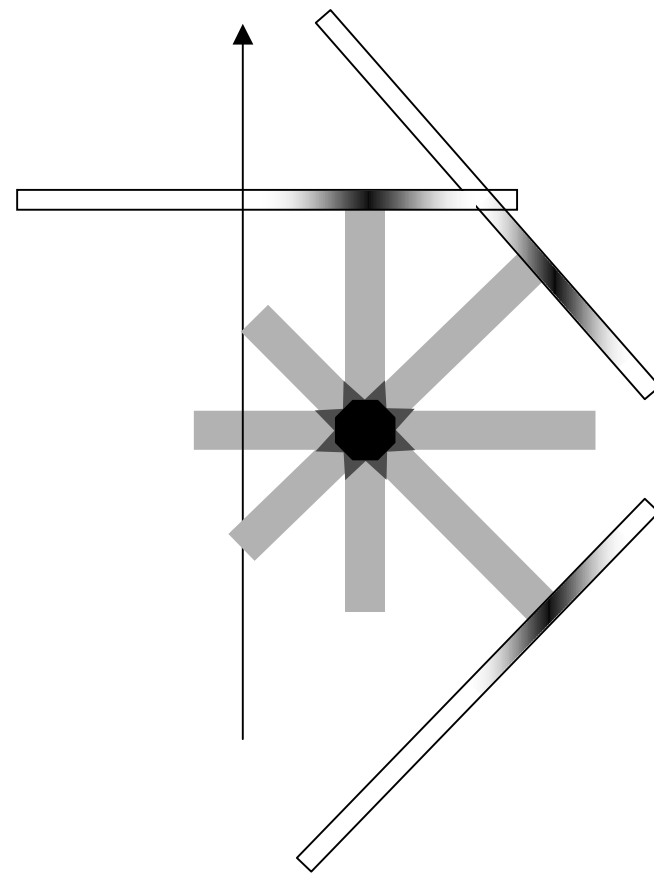
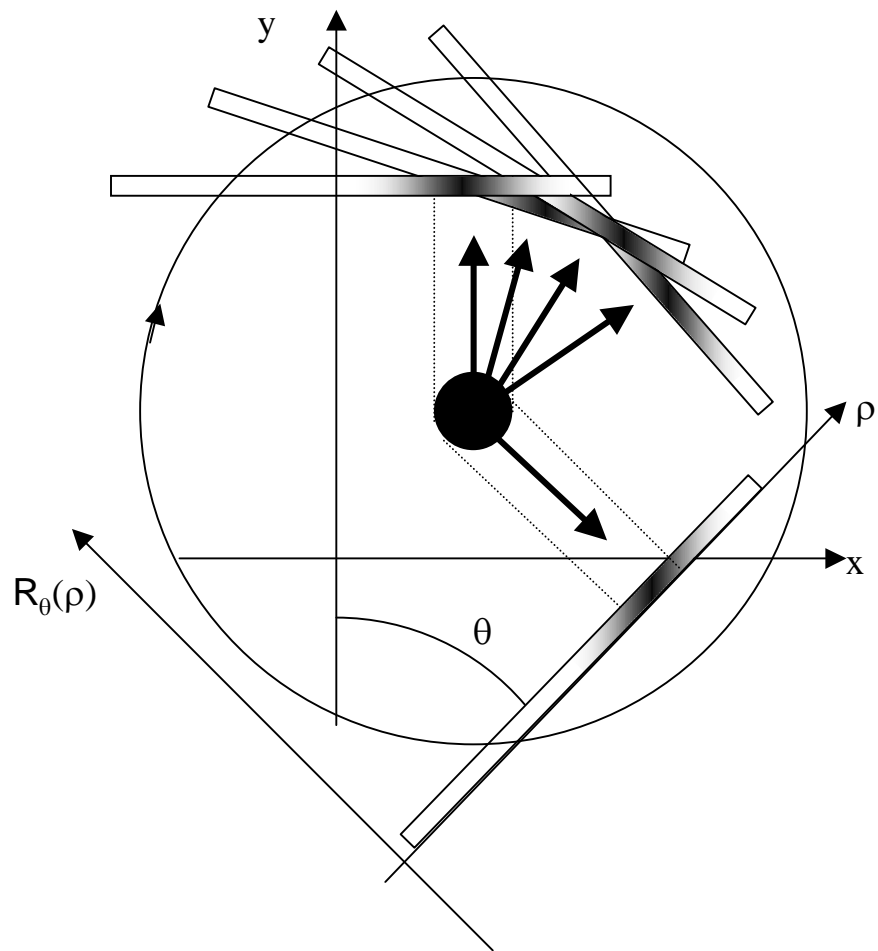
Le rayonnement diffusé et la spectrométrie (*sélecteur d'amplitude*)

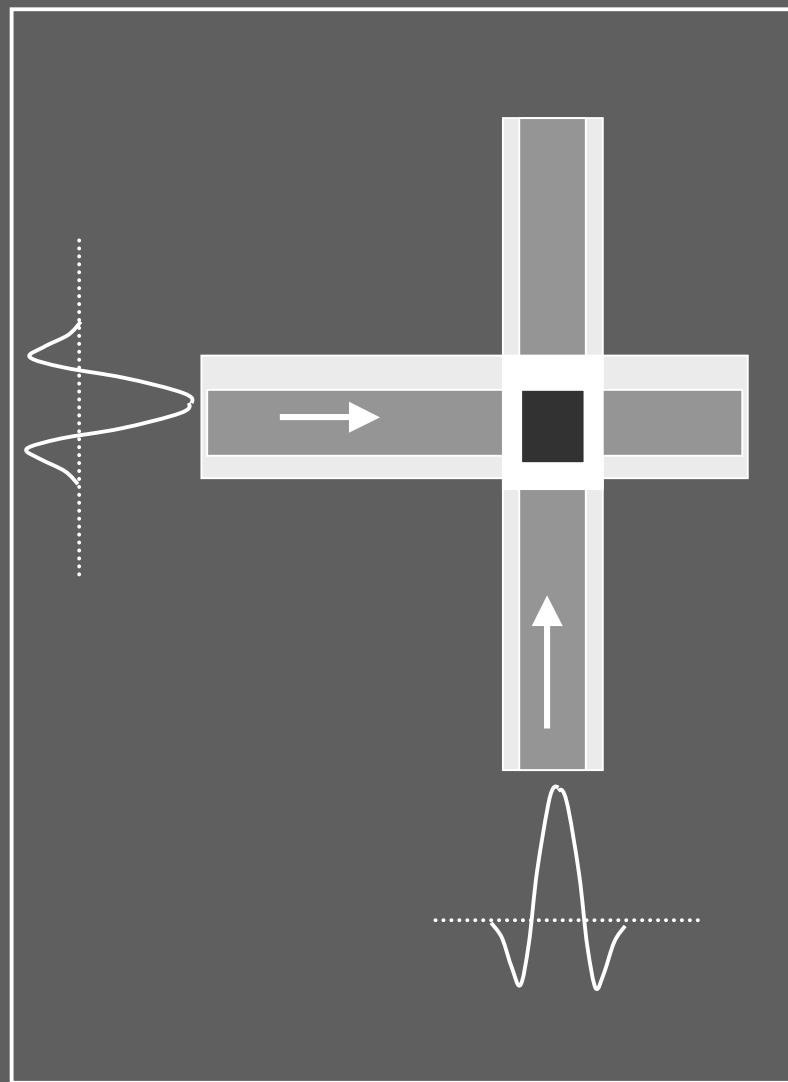
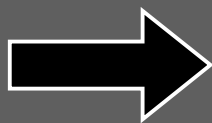
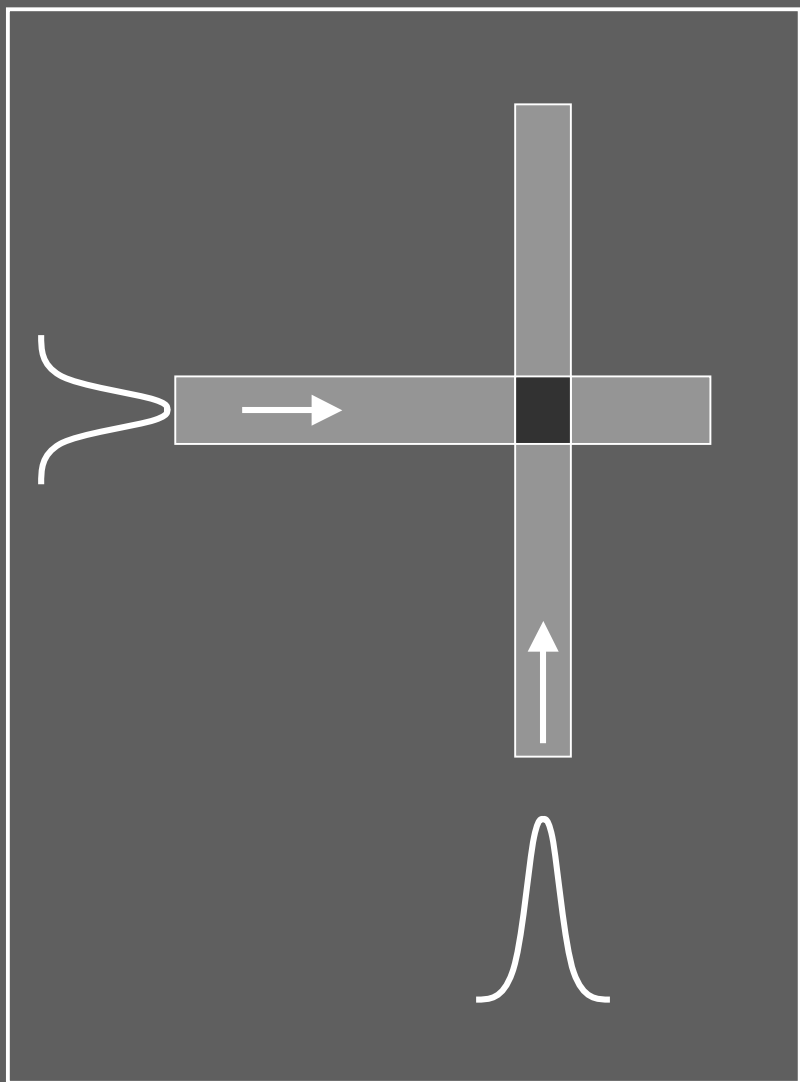
- La fenêtre spectrométrique (sélection de l'énergie à double seuil) permet d'éliminer le flou dû au rayonnement diffusé (notamment dans la source c'est à dire le patient)
- Il s'agit de donner une image des concentrations radioactives, donc des centres d'émission et non des centres de diffusion...



En résumé :
Principe de la détection gamma par scintillateur solide
(gamma caméra)







Les compromis physiques et les performances des gamma-caméras

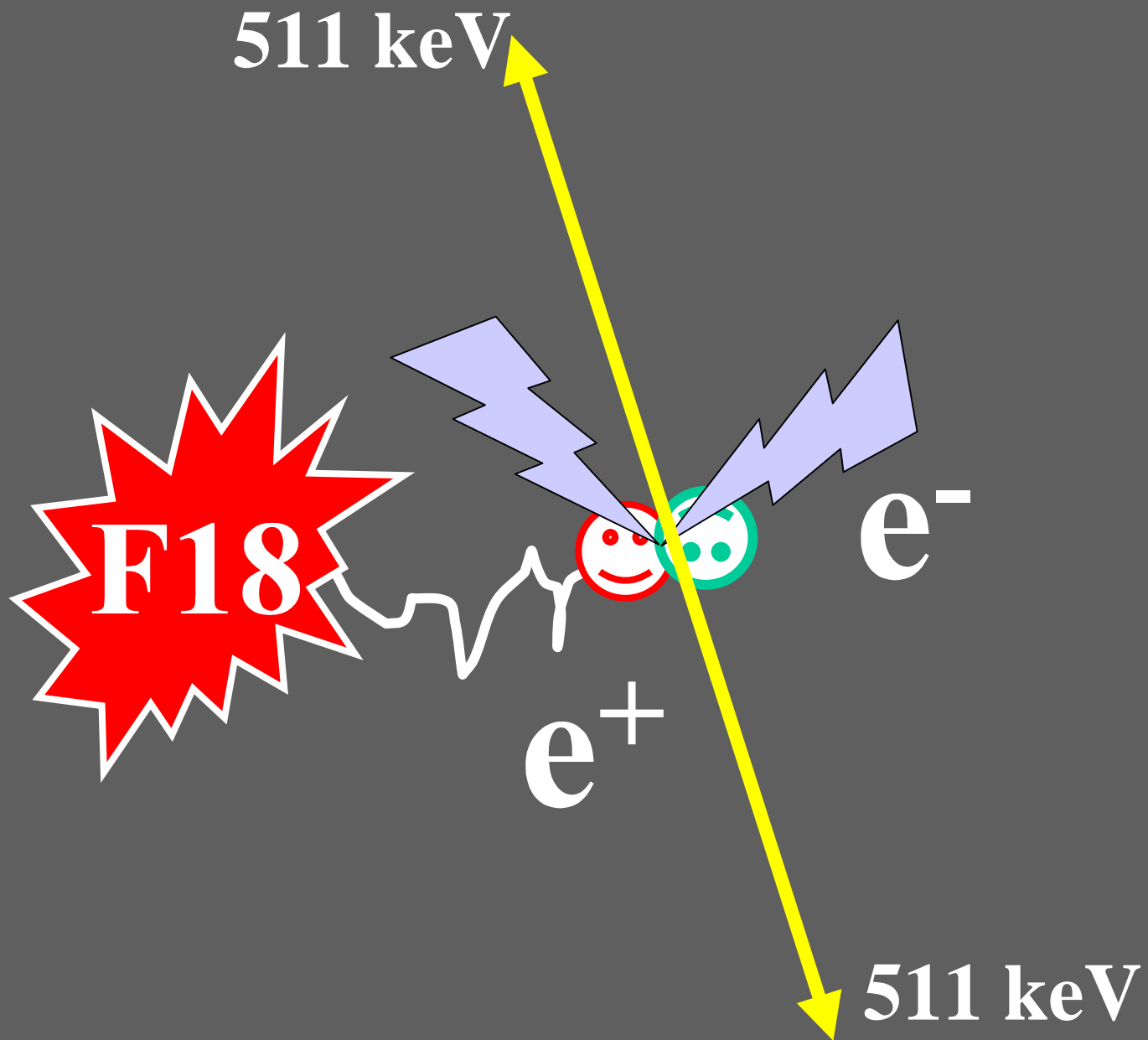
- Qualité des images de médecine nucléaire
 - Nombre limité de photons et bruit associé dans l'image
 - Présence de diffusé
- Résolution en énergie du détecteur
 - ⇒ **contraste**
- Résolution spatiale
- Linéarité, uniformité...
- Énorme problème de la **quantification**...

Caméra à positions

Émetteurs de positons

- Excès de proton : instabilité du noyau



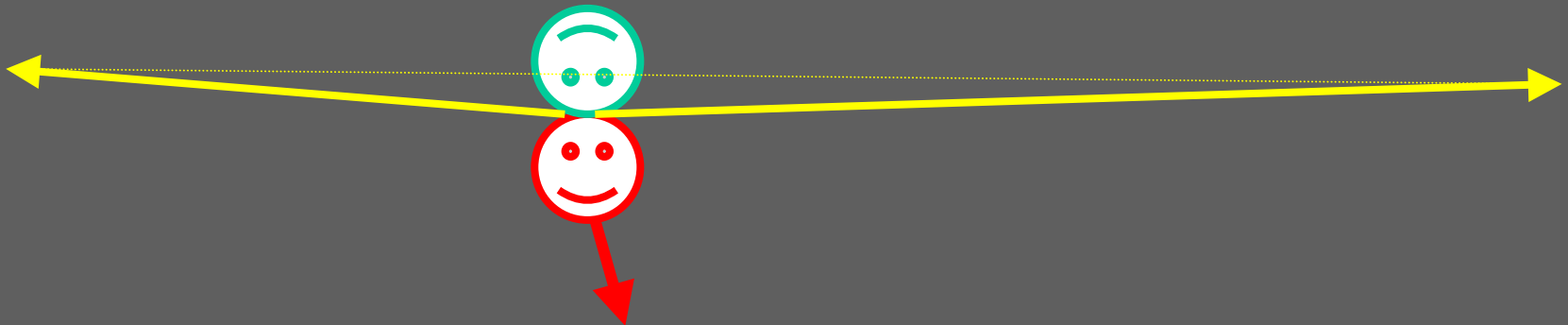


Limitations de la TEP

- 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° ...



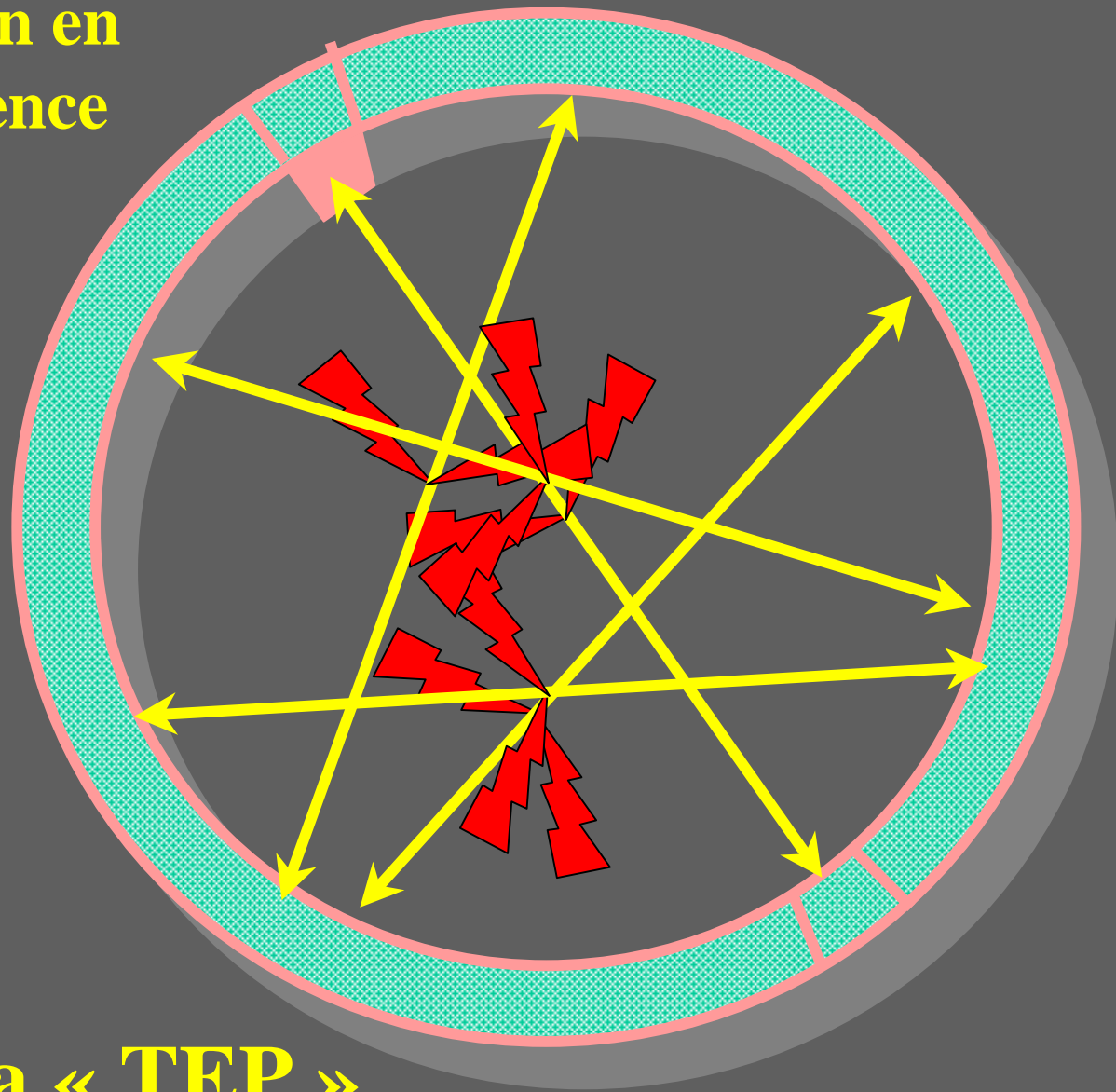
Émetteurs de positons : période

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

Caméra TEP dédiée : détection basée sur la coïncidence des deux photons d'annihilation positon/électron

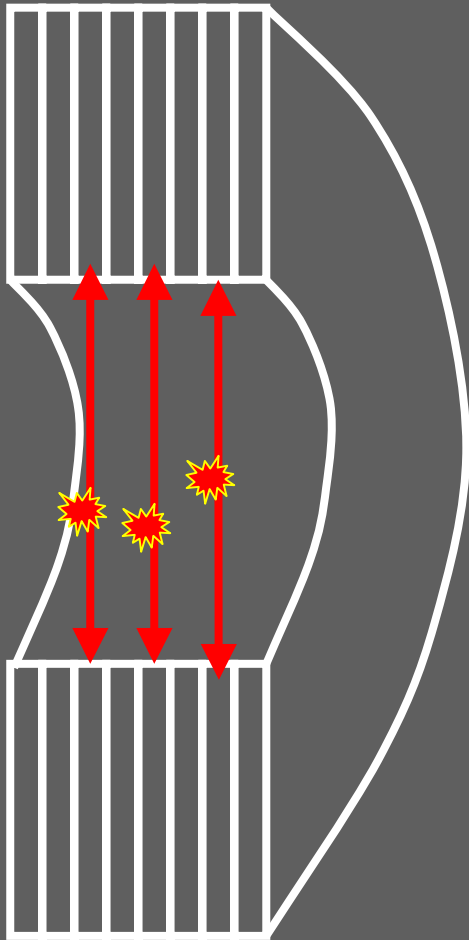
- Élément de base = « bloc détecteur »
 - Monocristaux
 - Assemblage de cristaux (64) couplés à 4 PM
- Principe de détection en coïncidence : fenêtre de coïncidence et résolution temporelle
 - La fenêtre est de **6 à 12 ns**

Détection en
coïncidence

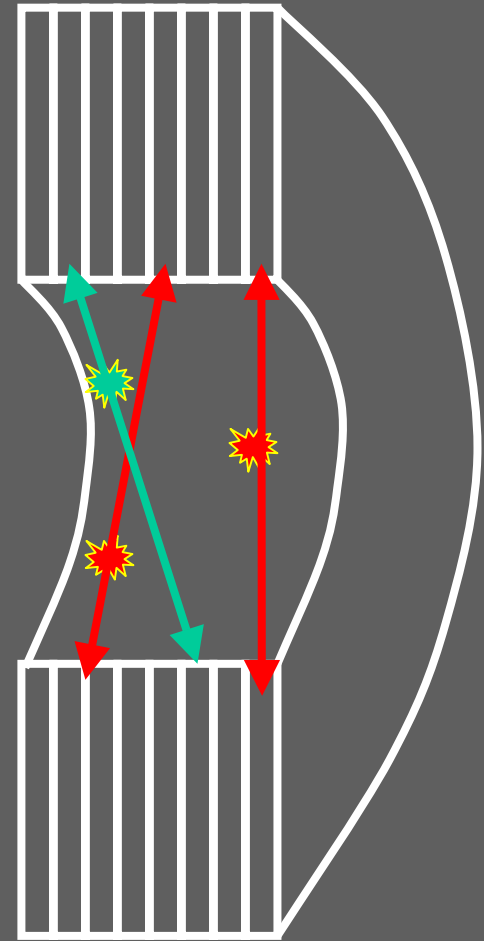


Caméra « TEP »

Plusieurs couronnes de détecteurs

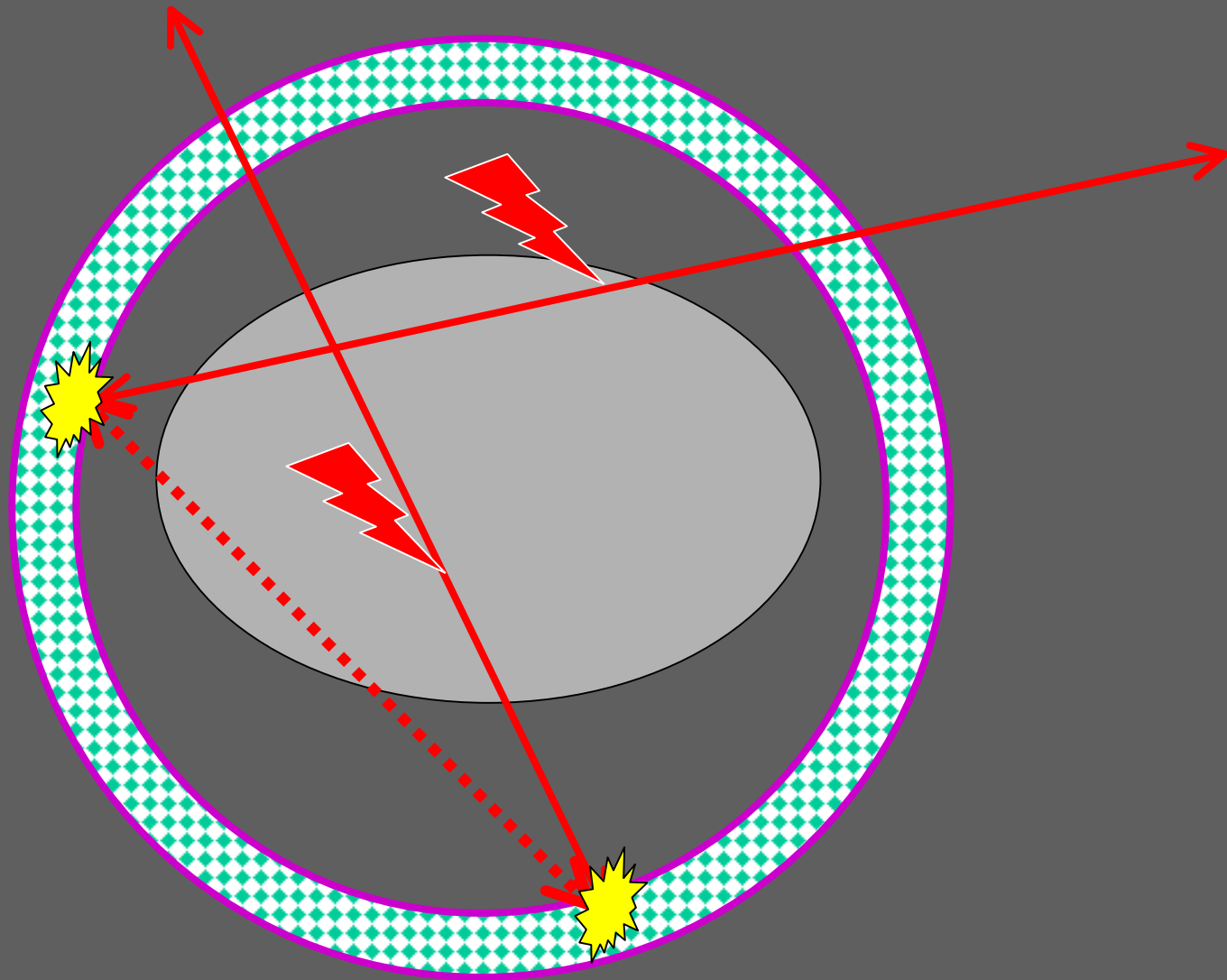


Avec septa

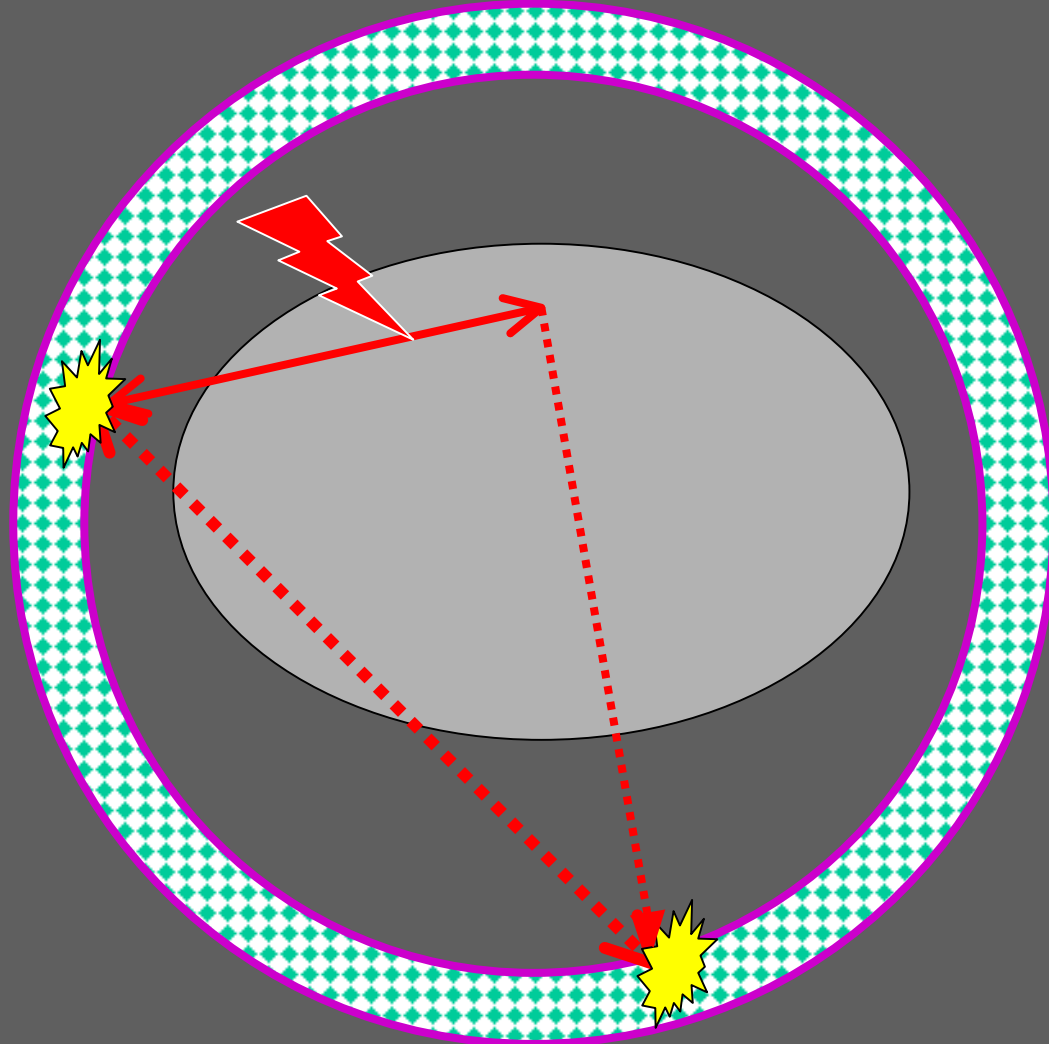


Sans septa

TEP : évènements fortuits



TEP : évènements diffusés



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	

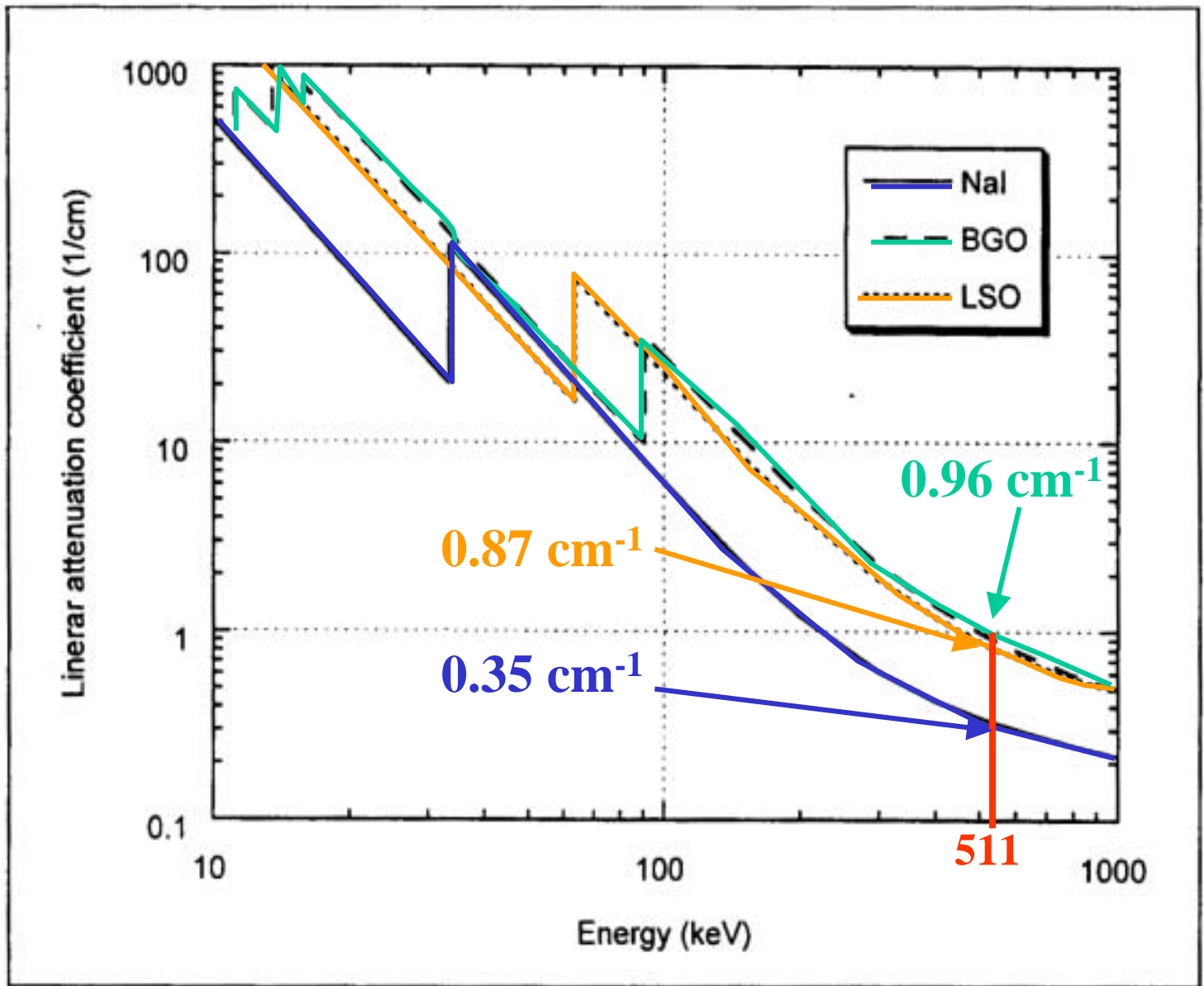


FIGURE 1. Total linear attenuation coefficients of NaI, BGO, and LSO.

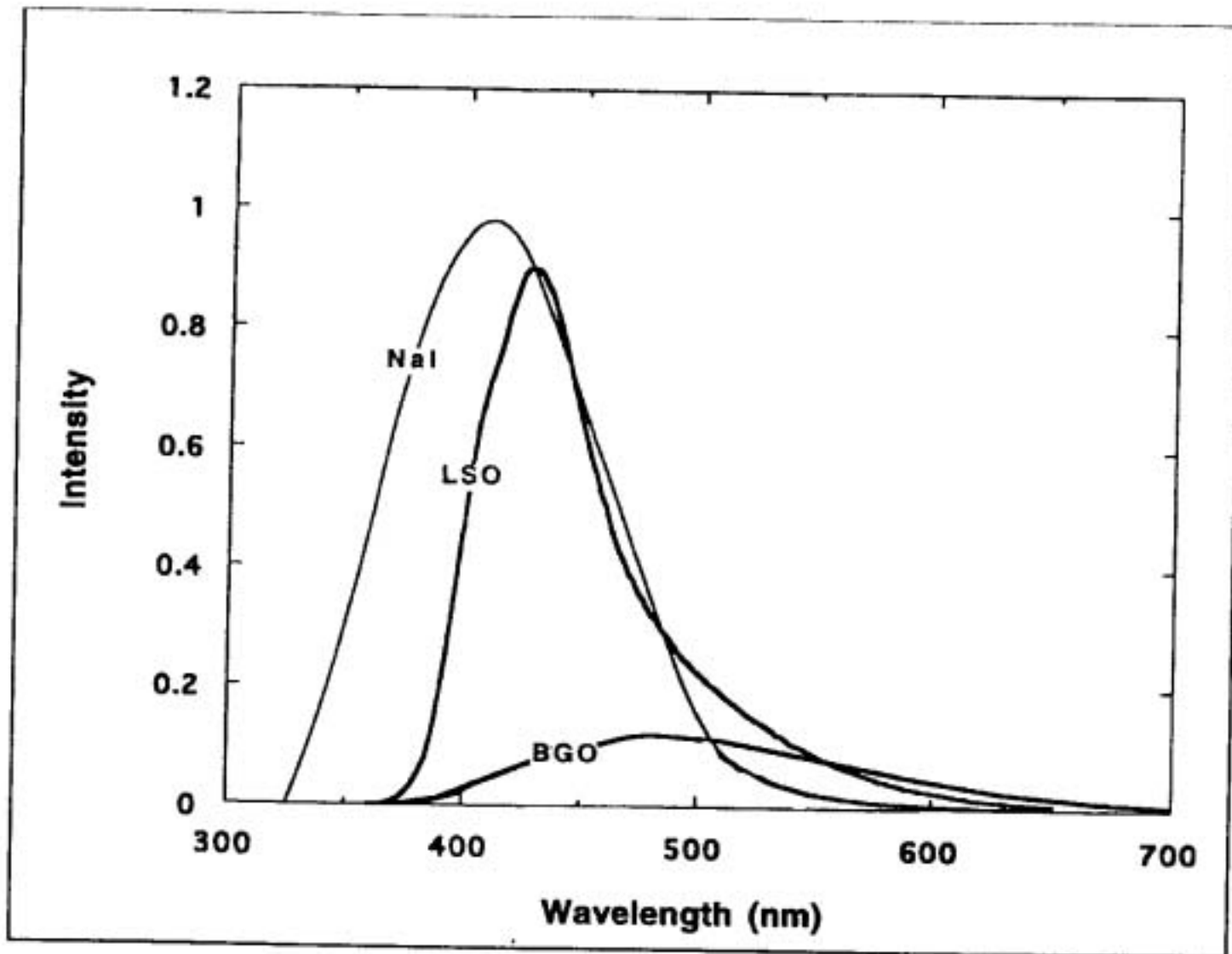


FIGURE 2. Scintillation emission spectra of NaI(Tl), BGO, and LSO(Ce), under γ -ray excitation.

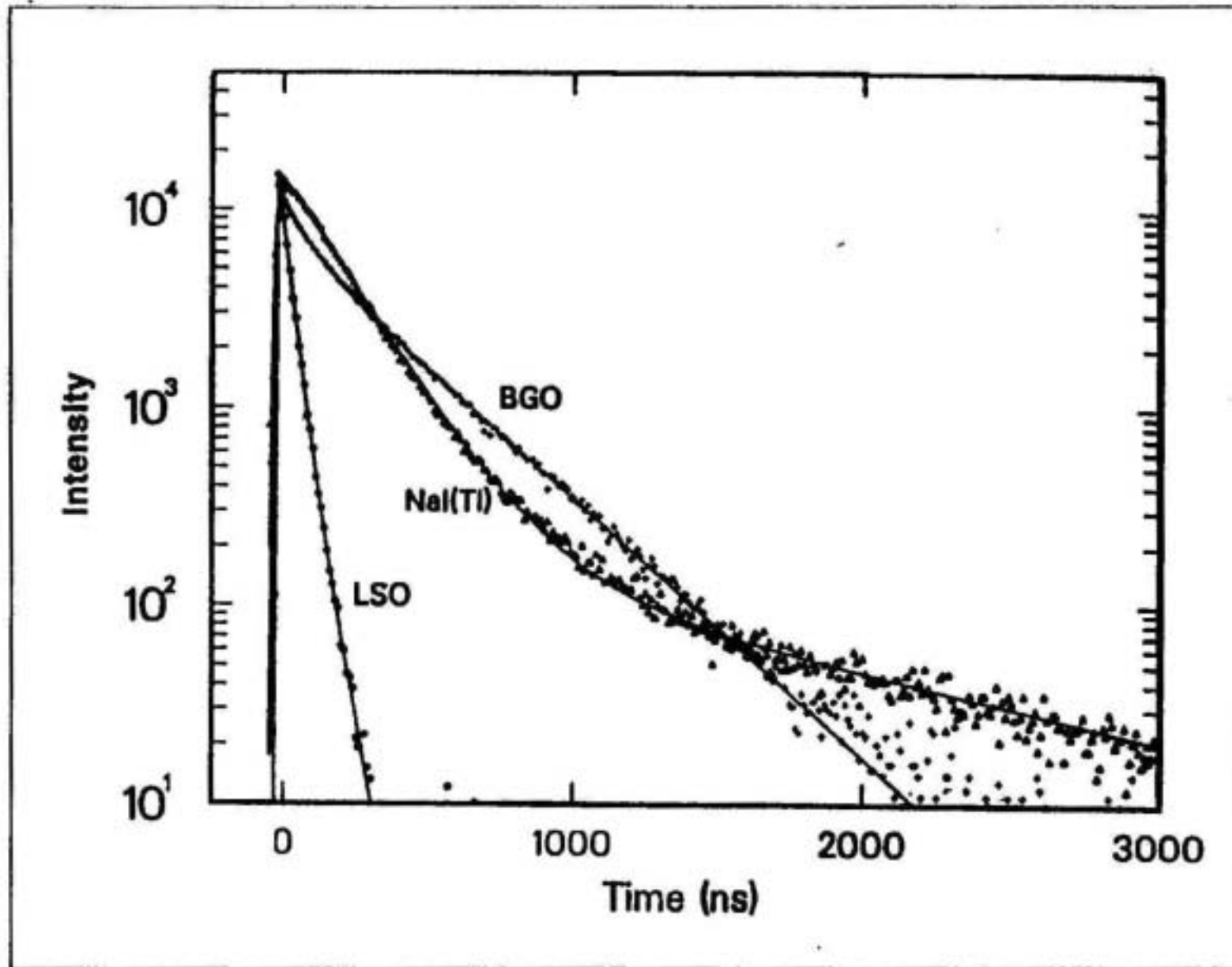


FIGURE 3. Decay of the scintillation emission of NaI(Tl), BGO, and LSO(Ce), after excitation by γ -rays.

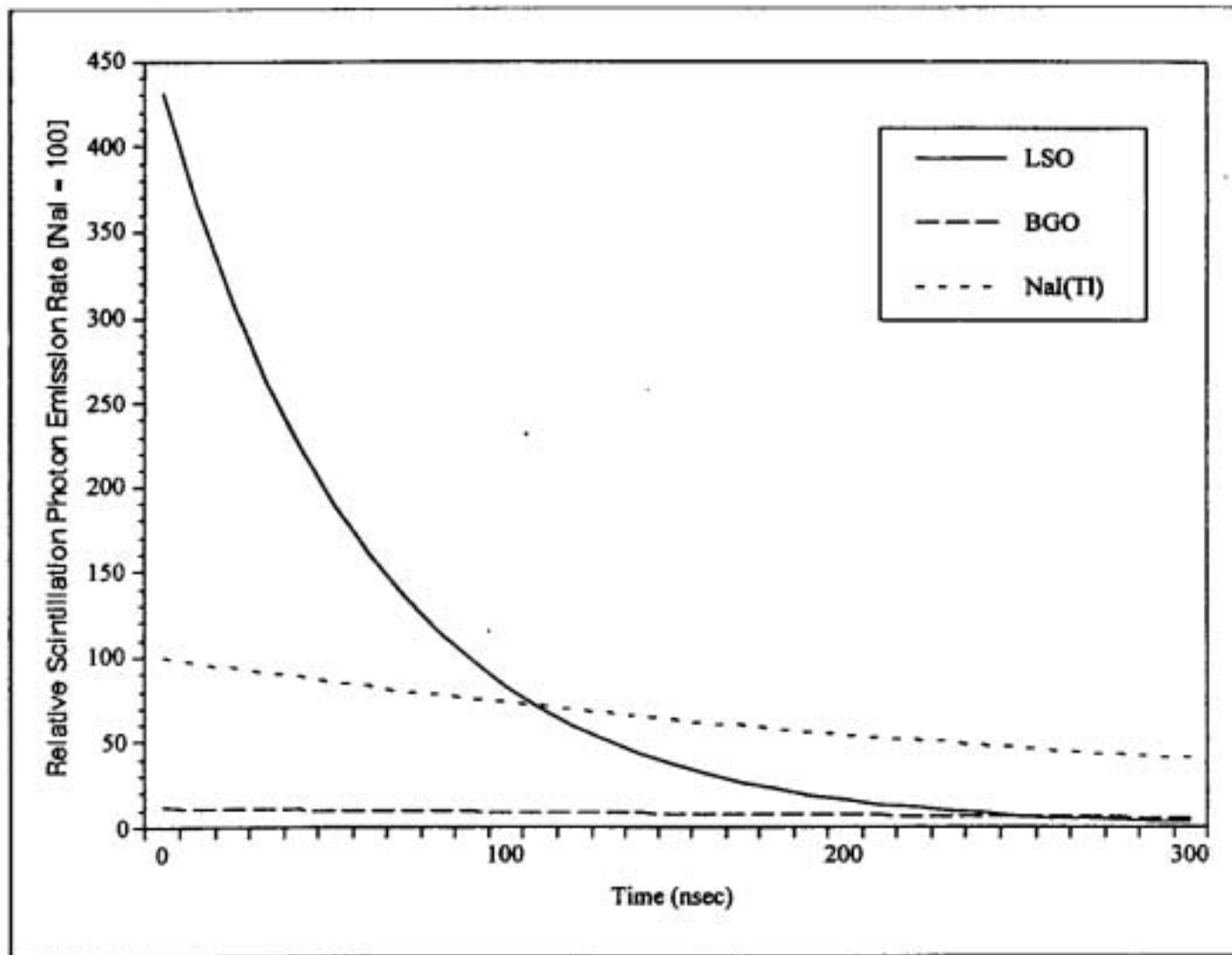


FIGURE 4. Comparison of rate of scintillation emission (photons emitted per nanosecond after excitation) for NaI(Tl), BGO, and LSO(Ce).

Conclusions

- Les principes physiques de détection des rayonnements gamma sont utilisés dans des appareils permettant de localiser et de suivre des molécules radioactives ou radiopharmaceutiques dans l'organisme
- Ces appareils sont de plus en plus performants, que ce soit en détection monophotonique ou en TEP
- Ils sont essentiels pour le développement de la Médecine Nucléaire, qui est considérable grâce à l'apparition de radiopharmaceutiques toujours plus nombreux