

Instrumentation en médecine nucléaire

Pr Pierre-Yves SALAUN

Médecine Nucléaire et Biophysique

CHRU Brest - UBO



I. Principes et généralités

Principe

Médecine nucléaire

Détection de la distribution spatiale et temporelle dans l'organisme d'un radio-pharmaceutiques

Dose traceuse en quantité infinitésimale !

Radi-pharmaceutiques \approx Radio-traceur = Émetteur +/- vecteur

Affinité du vecteur marqué vis à vis d'un organe ou une fonction



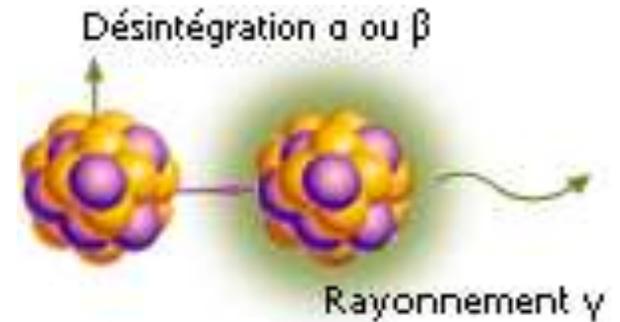
Repérage spatial du radio-émetteur

Émetteurs utilisés

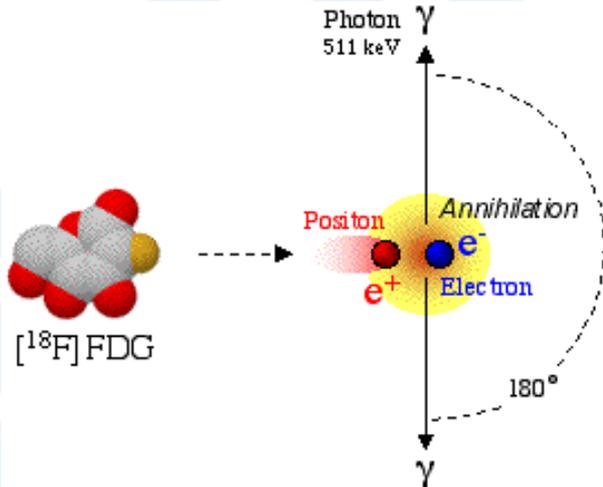


Scintigraphie (TEMP) : Tc^{99m} , I^{123} , Tl^{201} , In^{111} , Ga^{67} ,
 Kr^{81m} , I^{131}

Emission mono photonique
isotrope



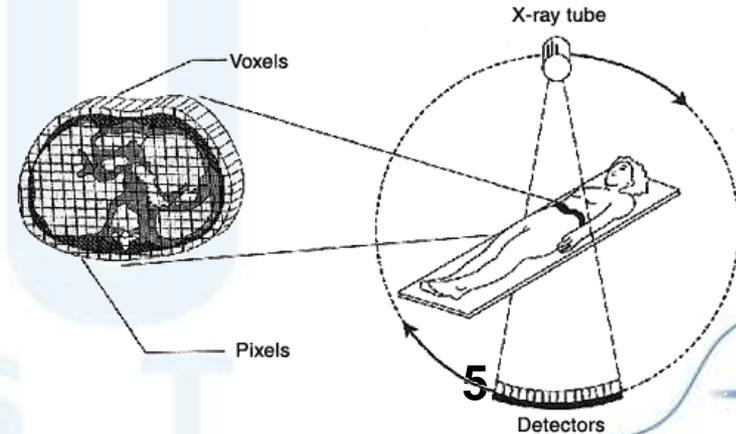
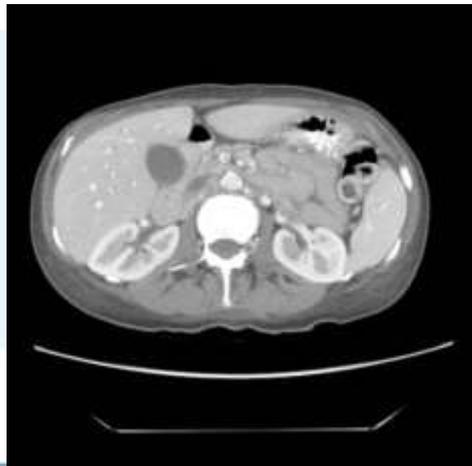
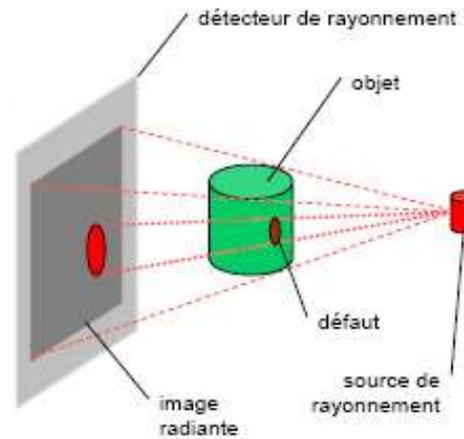
TEP : F^{18} , Rb^{82} , Ga^{68} , I^{124}



Emission d'un positon suivi
d'une annihilation

Radiographie/TDM = Imagerie transmission

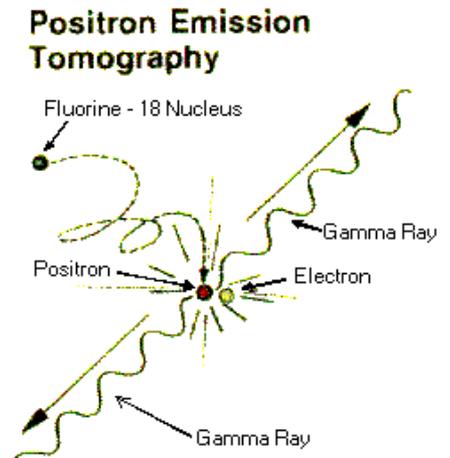
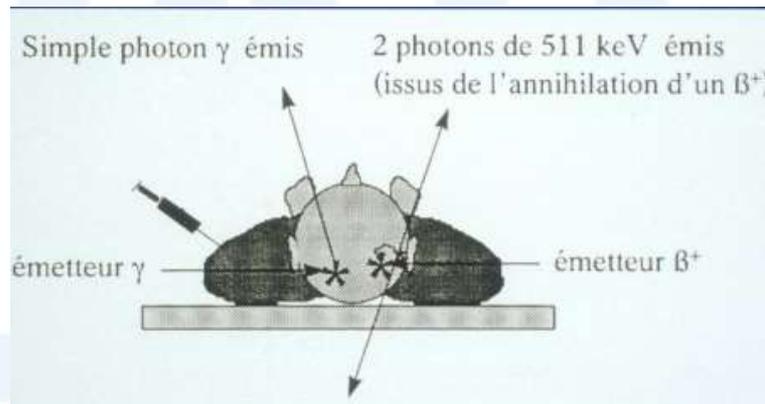
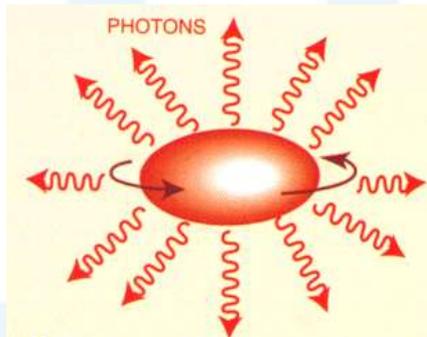
Le principe résulte dans l'utilisation des interactions rayonnements matières exprimée par l'atténuation des rayonnements



Médecine nucléaire = Imagerie émission

Le principe résulte dans la **détection et localisation** du rayonnement qui sort de l'organisme.

Les interactions rayonnements matières dégrade la détection des rayonnements



II. Radioactivité

Radioactivité

Atome

Noyau: essentiel de la masse, Neutrons et protons (+e)

+ Cortège électronique: (-e)

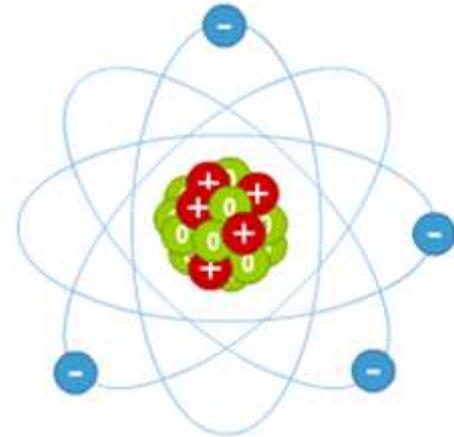
Electriquement neutre

Nucléide = type de noyau atomique caractérisé par le nombre de neutrons et de protons qu' il contient

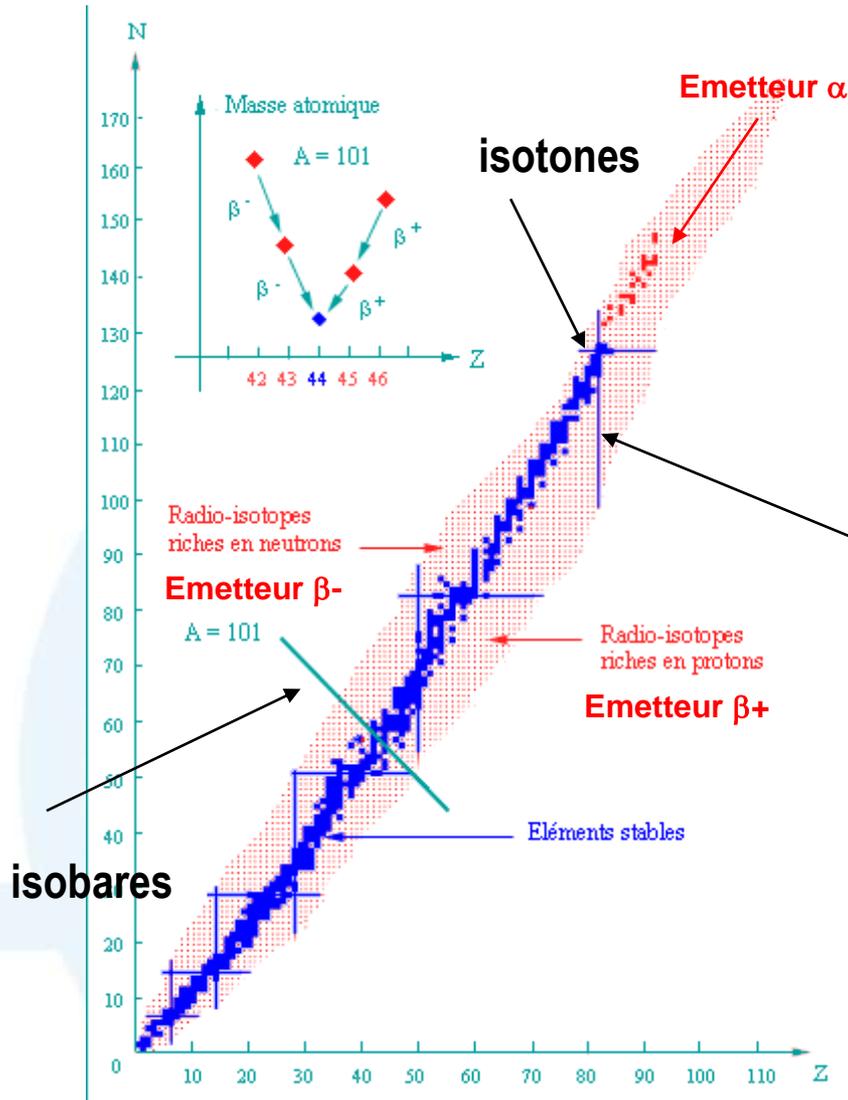


Z = nombre de protons = nombre d' électrons = nombre de charge

A = nombre de masse = nombre de nucléons (protons + neutrons)



Radioactivité



isotopes



X: symbole élément chimique

A: nombre de masse

Z: numéro atomique

Radioactivité

- Désintégration de certains nucléides instables (radioactifs)
avec émission d' autres particules
suivies parfois d' un rayonnement électromagnétique

- Différentes transformations radioactives

- Lois générales de conservation:

Conservation de la quantité de mouvement

Conservation de l' énergie

Conservation de la charge électrique

Conservation du nombre de nucléons

Radioactivité

Différents types de désintégrations

- Phénomènes primaires :

- Radioactivité α
- Radioactivité β^-
- Radioactivité β^+
- Capture électronique

- Phénomènes secondaires :

- Rayonnement γ ou Conversion interne

Proviennent de la désexcitation d'un noyau excité

- Rayonnement X ou électron Auger

Réarrangement du cortège électronique

Radioactivité

Désintégration α

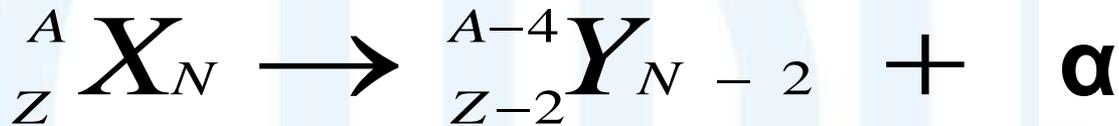
Particule: 2 protons et 2 neutrons extrêmement liés entre eux (noyau d'hélium)
Ne concerne que les noyaux lourds présentant un excès de protons ($A > 200$).



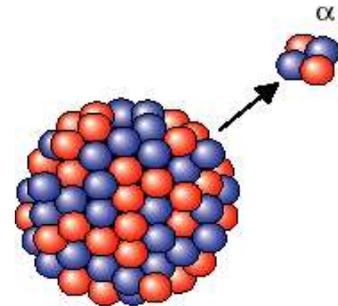
Expulsion d'un groupe de 2 neutrons et de 2 protons



Le noyau fils possède 2 protons et 2 neutrons en moins.



Ex: désintégration du radium en radon : ${}^{226}\text{Ra} \rightarrow {}^{222}\text{Rn} + \alpha$



émission α

Rayonnement α = particule lourde

Très peu pénétrant

Application : thérapie

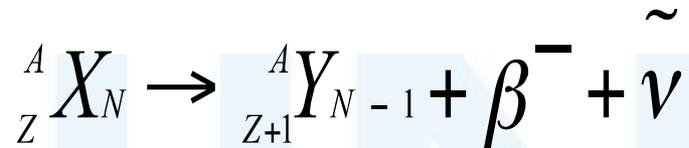
Radioactivité

Désintégration β^-

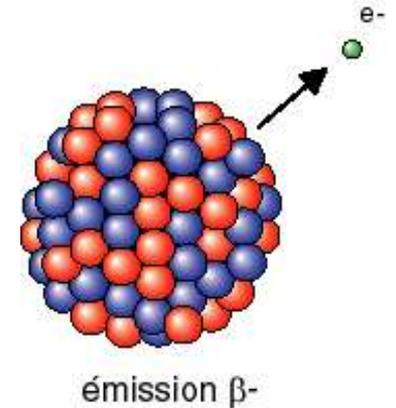
Transformation isobarique

Concerne les noyaux ayant un excès de neutrons

Transformation d'un neutron en proton avec émission d'un électron



Ex: désintégration du molybdène en technétium: ${}^{99}_{42} \text{MO} \rightarrow {}^{99}_{43} \text{Tc} + \beta^-$



électron = particule légère



rayonnement plus pénétrant.

particules chargées



interaction facile avec la matière.

Application : thérapie

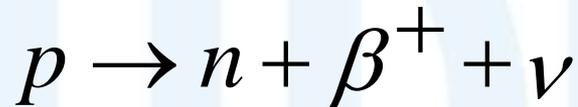
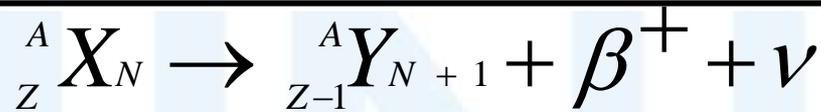
Radioactivité

Désintégration β^+

Transformation isobarique

Concerne les noyaux avec excès de protons

Transformation d'un proton en neutron avec émission d'un positon



Ex: désintégration du fluor en oxygène : ${}^{18}\text{F} \rightarrow {}^{18}\text{O} + \beta^+$.

positon = particule légère \longrightarrow

rayonnement plus pénétrant.

particules chargées \longrightarrow

interaction facile avec la matière.

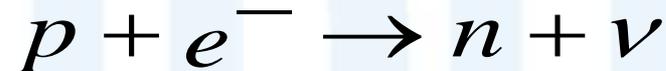
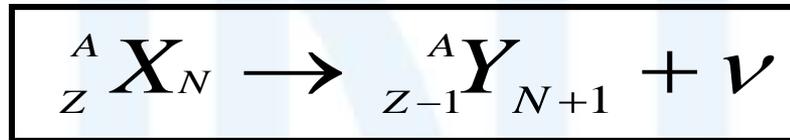
Application : imagerie (via la détection des 2 photons d'annihilation)

Radioactivité

Capture électronique

Transformation isobarique

Concerne les noyaux ayant un excès de protons (concurrence avec désintégration β^+)
Transformation d'un proton en neutron en intégrant au noyau un des électrons du cortège =
Capture électronique



Réarrangement du cortège électronique



Émission rayons X ou électrons Auger

Ex: désintégration du Thallium en Mercure : ${}^{201}_{81}\text{Tl} + {}^0_{-1}\text{e} \rightarrow {}^{201}_{80}\text{Hg}$

Radioactivité

Rayonnement γ

Rayonnement gamma = onde électromagnétique comme la lumière visible ou les rayons X, mais originaire du noyau.

Dans certains cas, la transformation aboutit à un nucléide Y dans un état excité ou métastable qui revient à un état fondamental avec élimination de l' énergie en excès sous la forme de l' émission d' un ou plusieurs photons γ .

Ex: désintégration du technétium: $^{99}_{42}\text{MO} \rightarrow ^{99\text{m}}_{43}\text{Tc} + \beta^- \rightarrow ^{99}_{43}\text{Tc} + \gamma$

Photon = - particule sans masse \longrightarrow **très pénétrante**

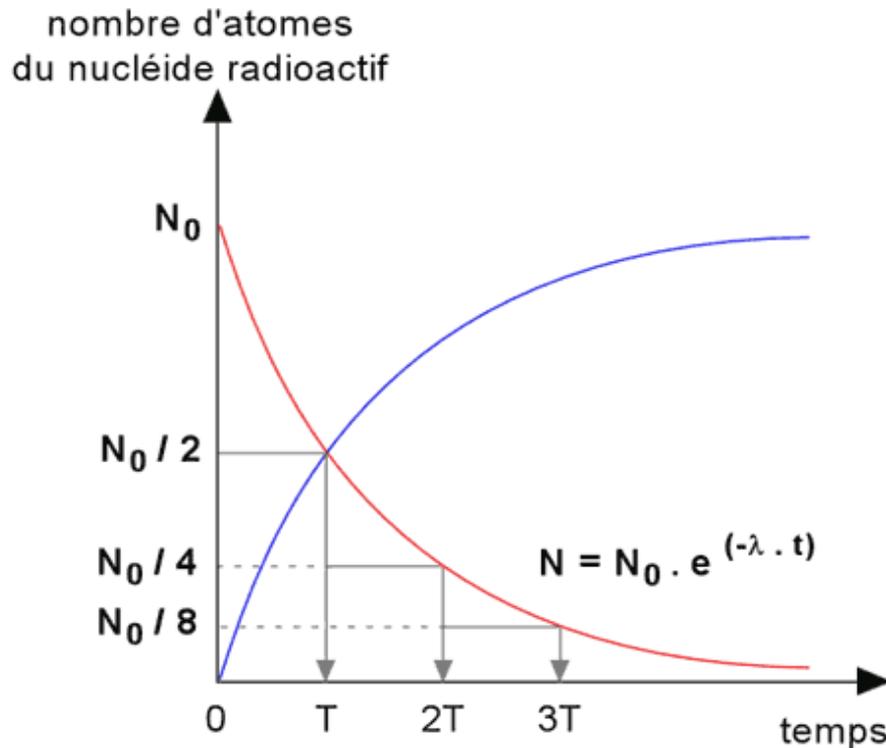
- non chargée \longrightarrow **faible interaction avec la matière**

Application : imagerie

Radioactivité

Décroissance radioactive

Impossibilité de prédire le moment de désintégration d'un noyau instable
Chaque noyau est caractérisé par une probabilité de désintégrations



λ constante radioactive

Bq: une désintégration par seconde

1 Ci = $3,7 \cdot 10^{10}$ Bq

Radioactivité

Décroissance radioactive

L' évolution de l' activité en fonction du temps, caractérisée par la **période effective T_e** , dépend :

- période physique du radio-élément T_p
- période biologique du composé marqué T_b

= temps au bout duquel l'activité dans l'organisme aura été divisée par 2, du fait de ces deux décroissances

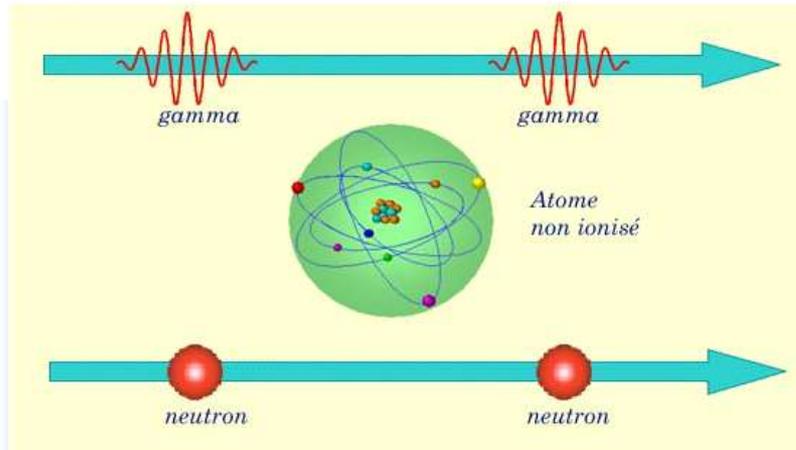
$$\frac{1}{T_e} = \frac{1}{T_p} + \frac{1}{T_b}$$

III. Interaction Rayonnement / Matière

Interaction rayonnement/matière

En une seule interaction le photon peut disparaître !

Le photon peut traverser de grandes épaisseurs de milieu sans interagir !



3 types d'interaction

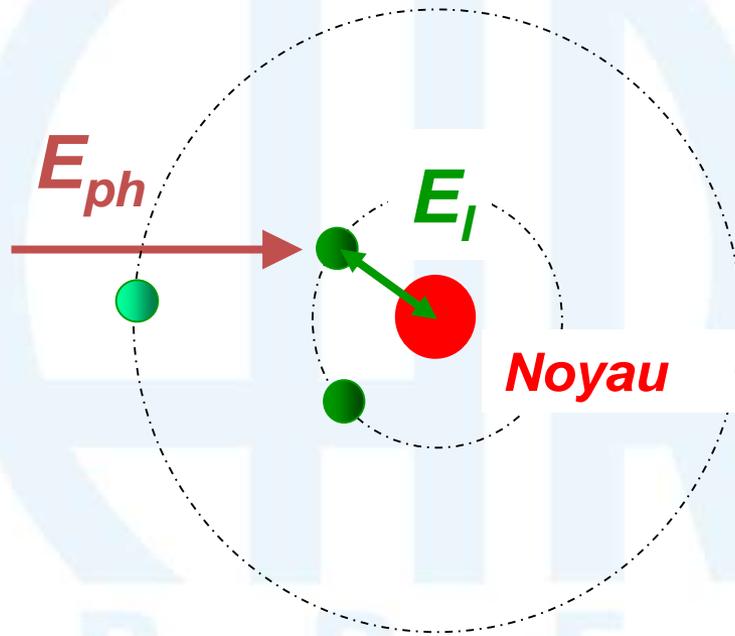
- Effet photoélectrique
- Diffusion Compton
- Production de paires

Mise en
mouvement
d'électrons

Interaction rayonnement/matière

Effet photoélectrique

- Interaction d'un photon avec un électron atomique, le plus souvent K ou L
- Le photon est absorbé, et son énergie est totalement cédée à l'électron qui est éjecté avec une énergie cinétique



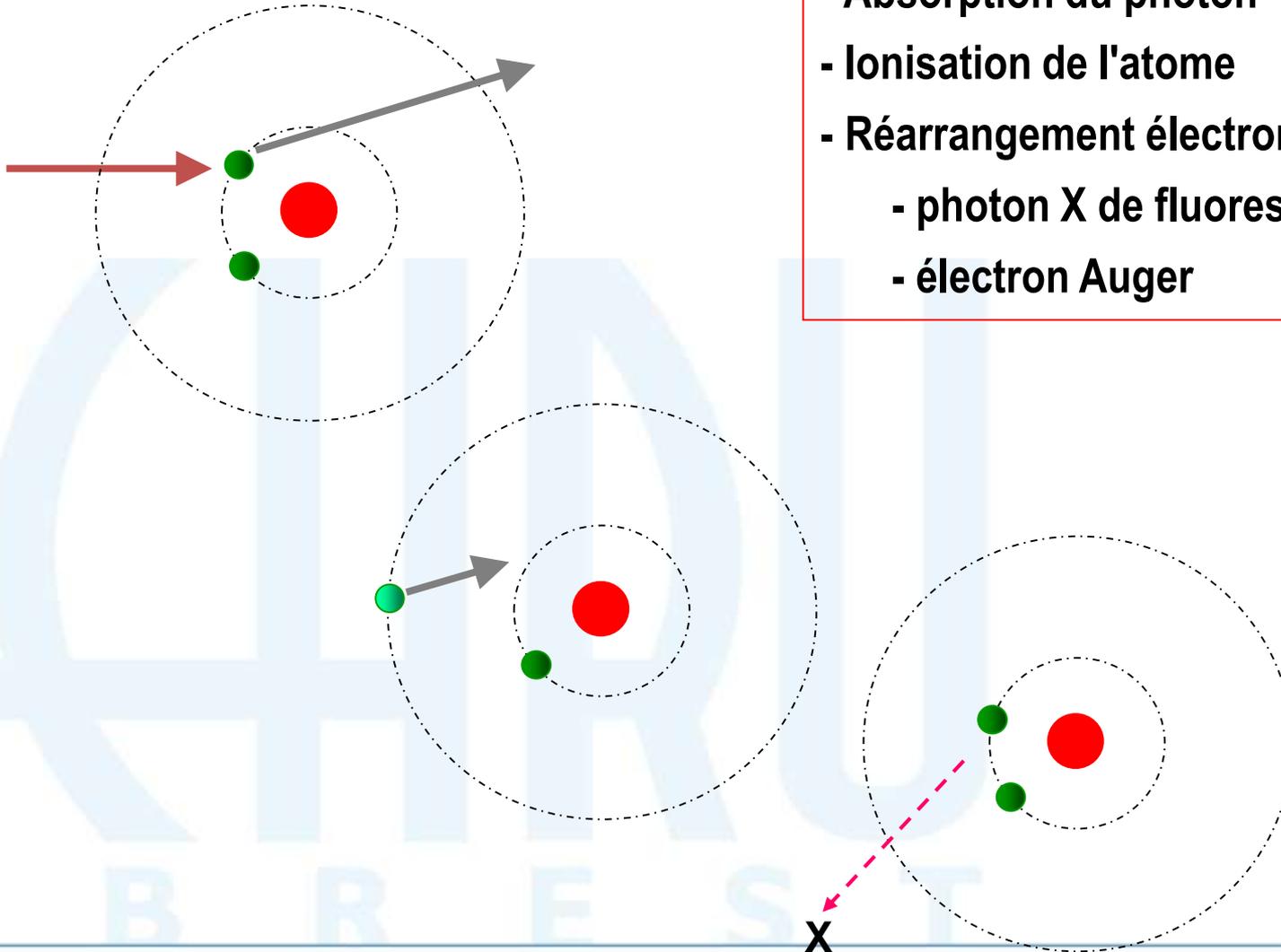
Énergie cinétique : E_c

Énergie de liaison : E_l

$$E_c = E_{ph} - E_l$$

Interaction rayonnement/matière

Effet photoélectrique

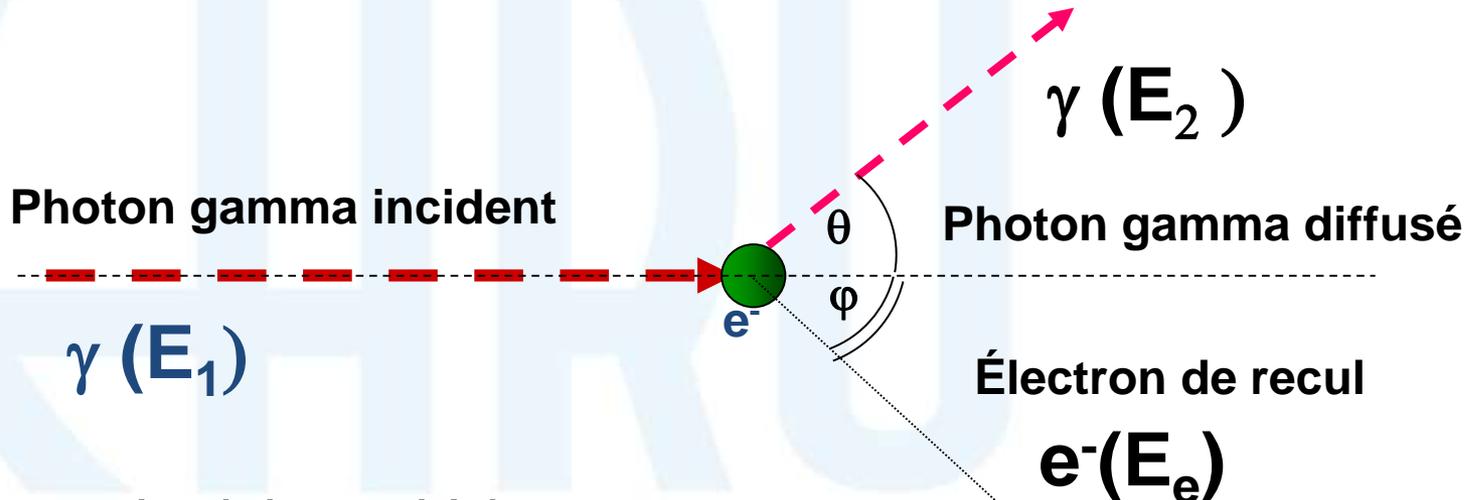


- Absorption du photon
- Ionisation de l'atome
- Réarrangement électronique
 - photon X de fluorescence
 - électron Auger

Interaction rayonnement/matière

Diffusion Compton (incohérente)

- L' énergie du photon gamma est transmise comme énergie cinétique à l' électron qui est précipité vers l' avant.
- Ayant perdu une partie de son énergie le photon est dévié de sa trajectoire initiale et poursuit sa route avec une énergie $E < E_0$.

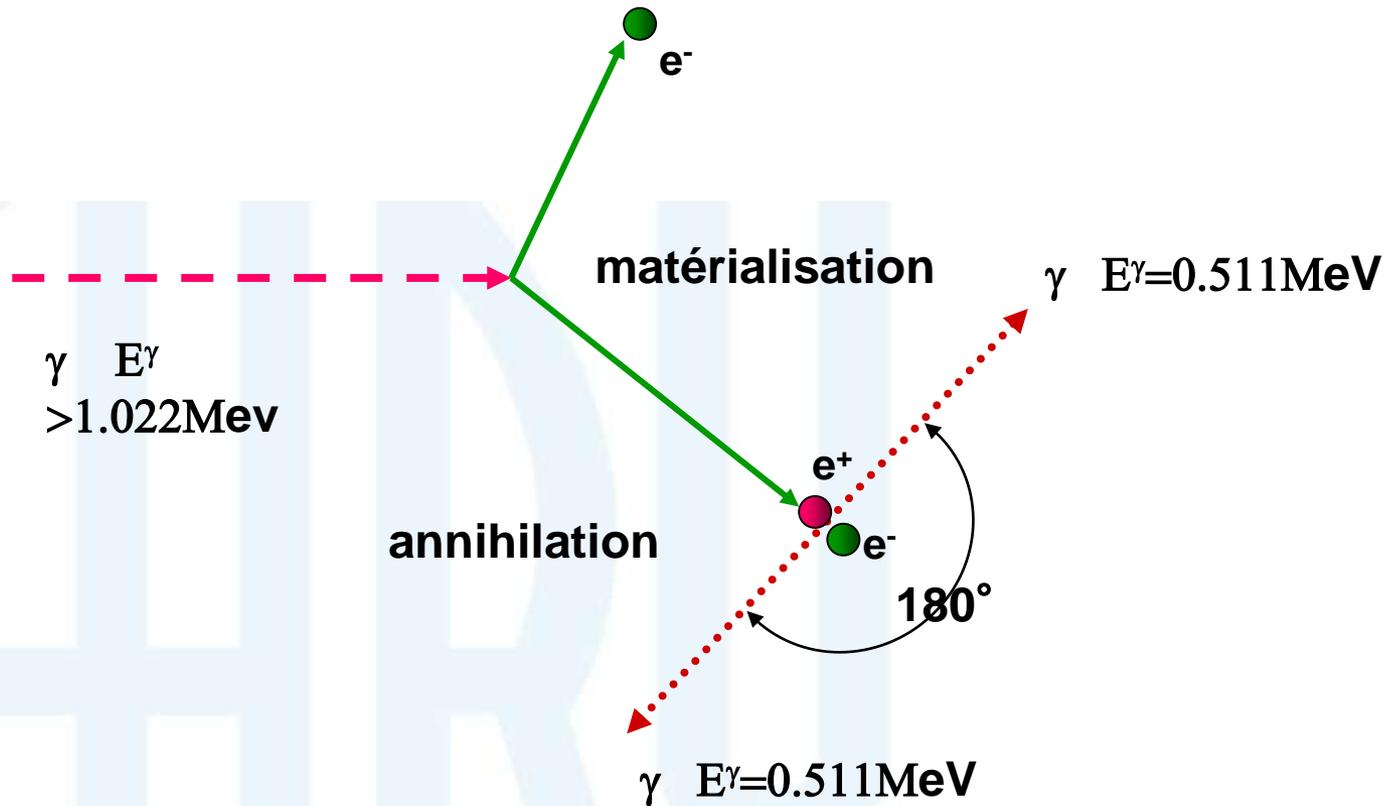


Conservation de la quantité de mouvement
Conservation de l' énergie

Interaction rayonnement/matière

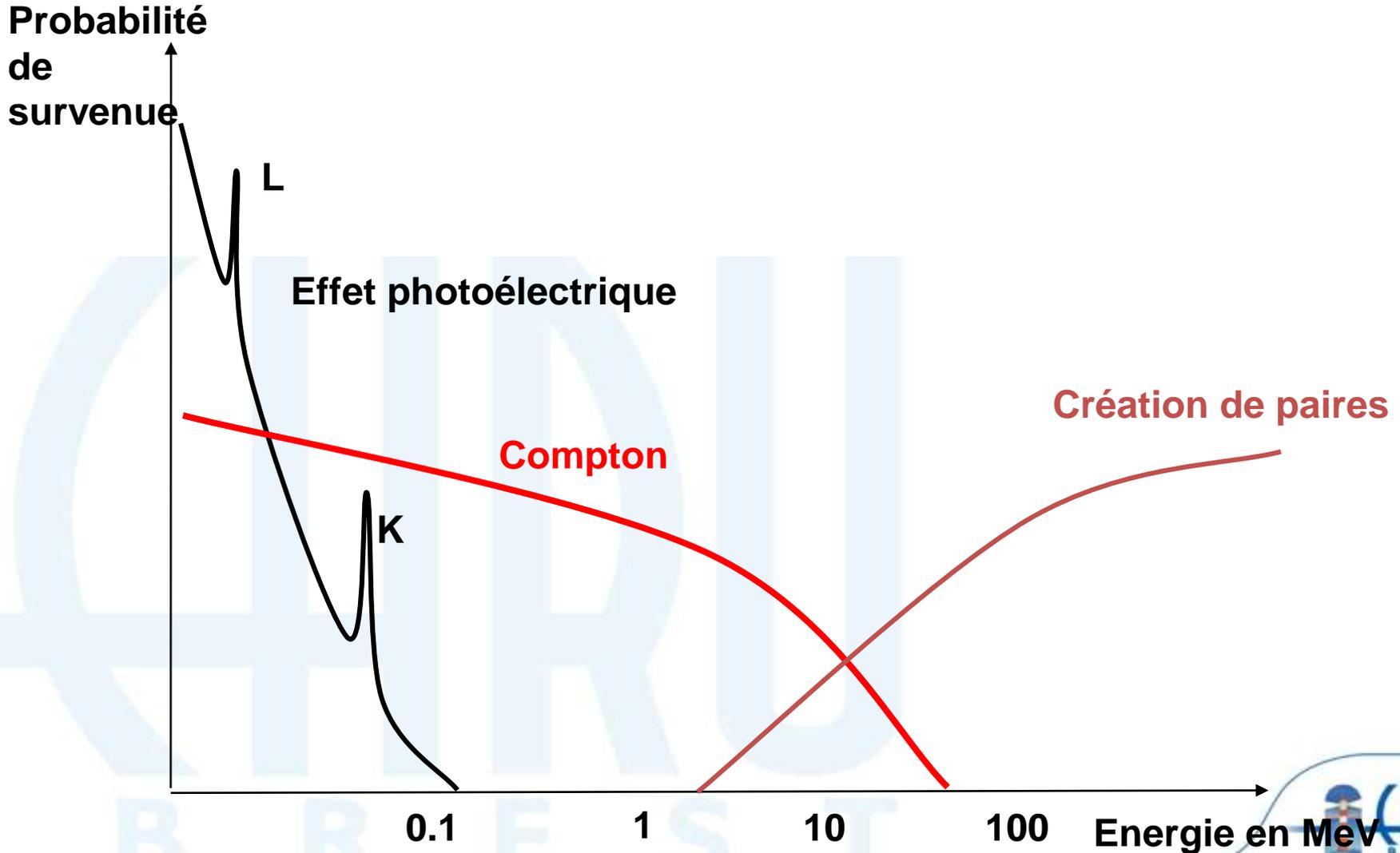
Production de paire

Le photon disparaît et on observe une matérialisation sous la forme d'une paire e^- / e^+



Interaction rayonnement/matière

Importance relative des 3 types d'interaction :



IV. Détection

Détection

Détecteurs à scintillation:

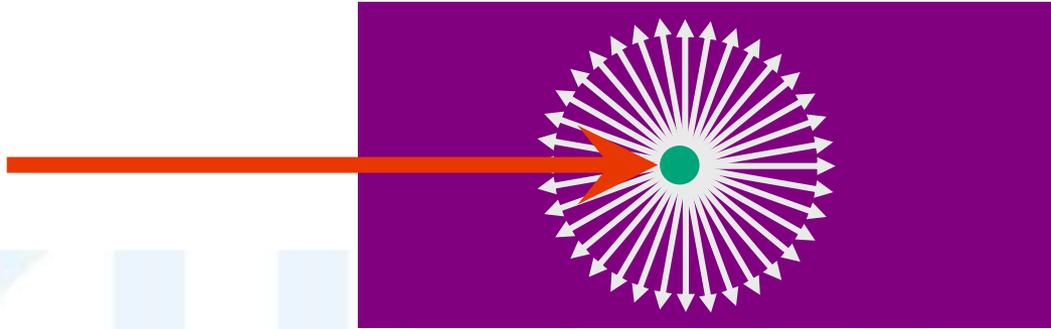
Scintillateur : Milieu transparent émettant une petite quantité de lumière (**scintillation**) en désexcitation après avoir été excités par une particule ou photon gamma.

Ces photons de lumière (généralement dans l'UV) peuvent être détectés par un dispositif photosensible, si le milieu est transparent .

Les scintillateurs sont couplés à des photomultiplicateurs (PM) qui transforment la lumière émise par le scintillateur en électrons qui viendront former le signal utile (courant).

Détection

Détecteurs à scintillation:

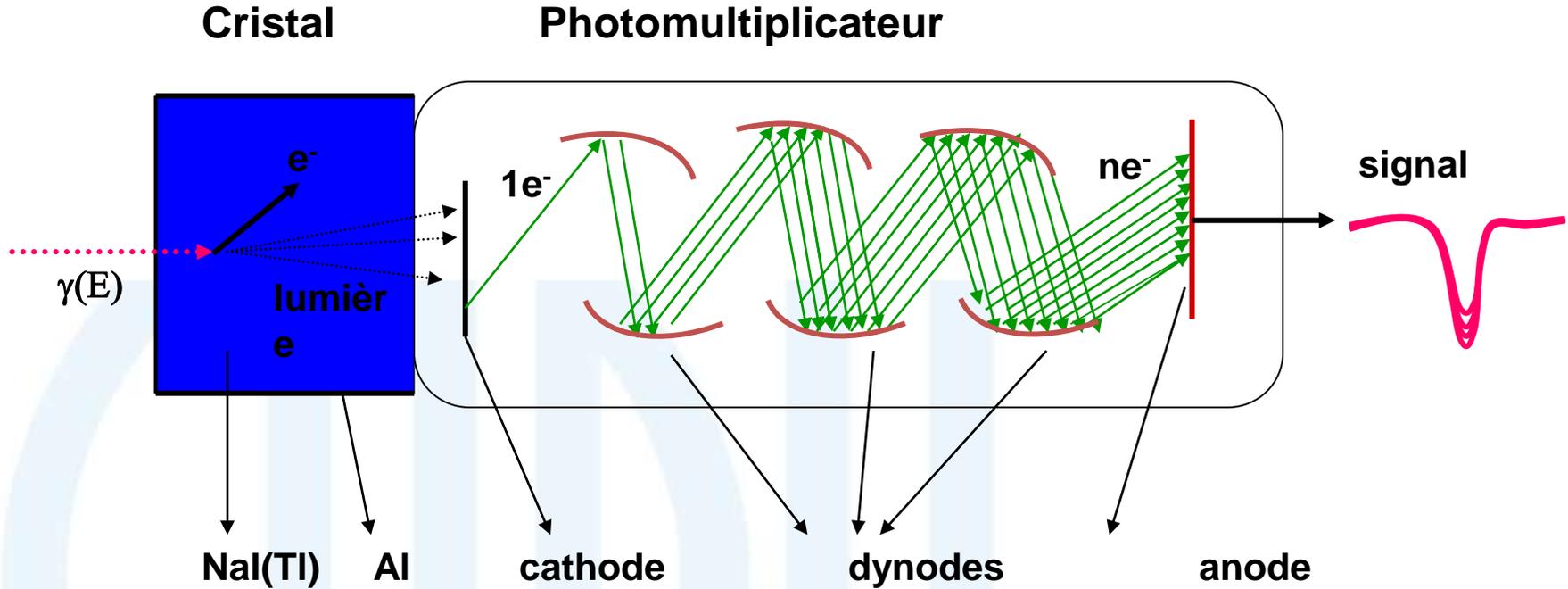


- Convertir des photons de forte énergie en photons proche UV
- 1 photon gamma donne X photons proche UV
- Photon gamma doit céder toute son énergie au scintillateur
- Effet Photoélectrique

Proba d'être détecté

Détection

Détecteur à scintillation

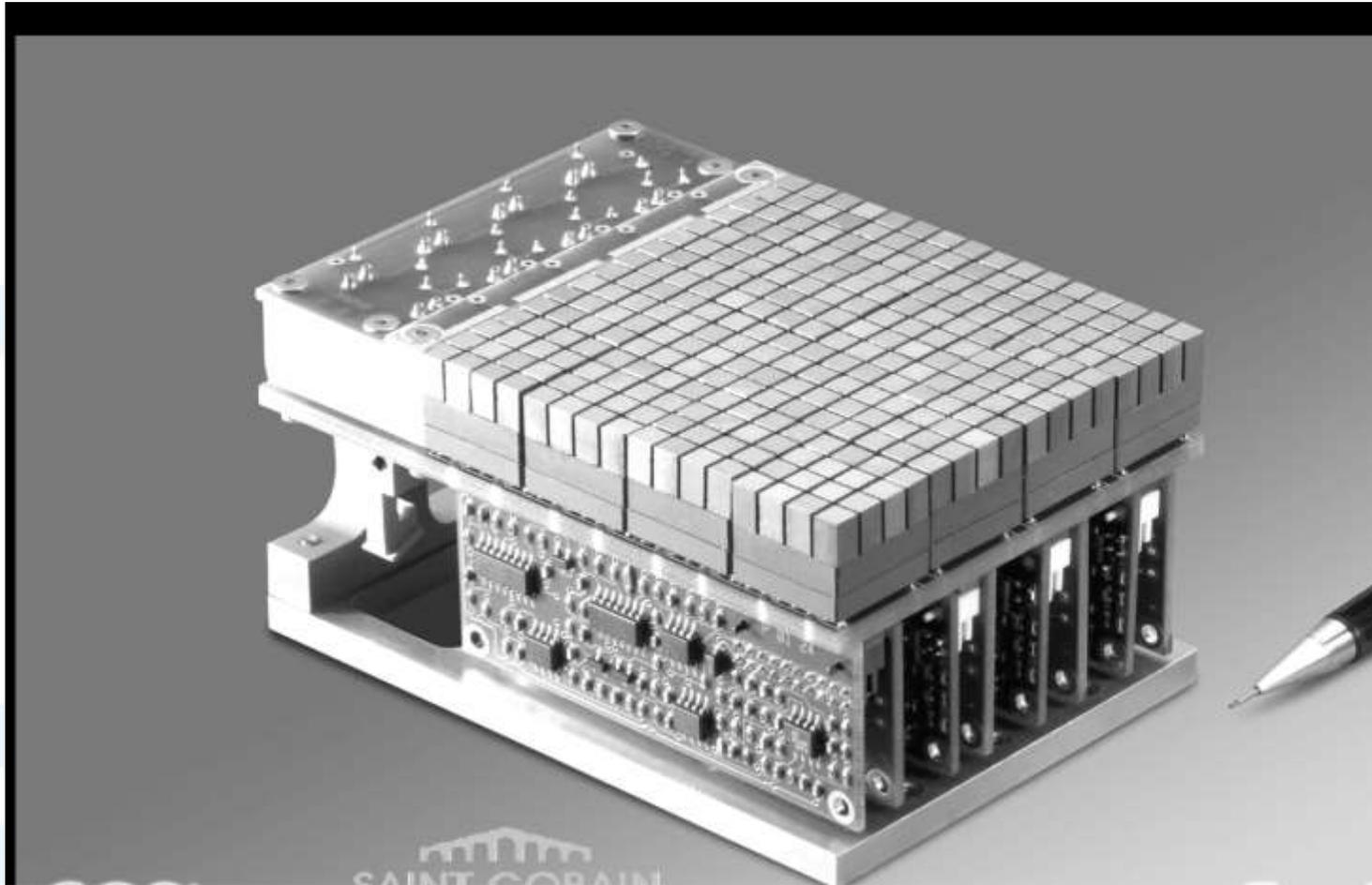


amplitude signal \sim énergie des rayons γ (E)

nombre impulsions \sim nombre des rayons γ (N)

Détection

Semi-conducteurs

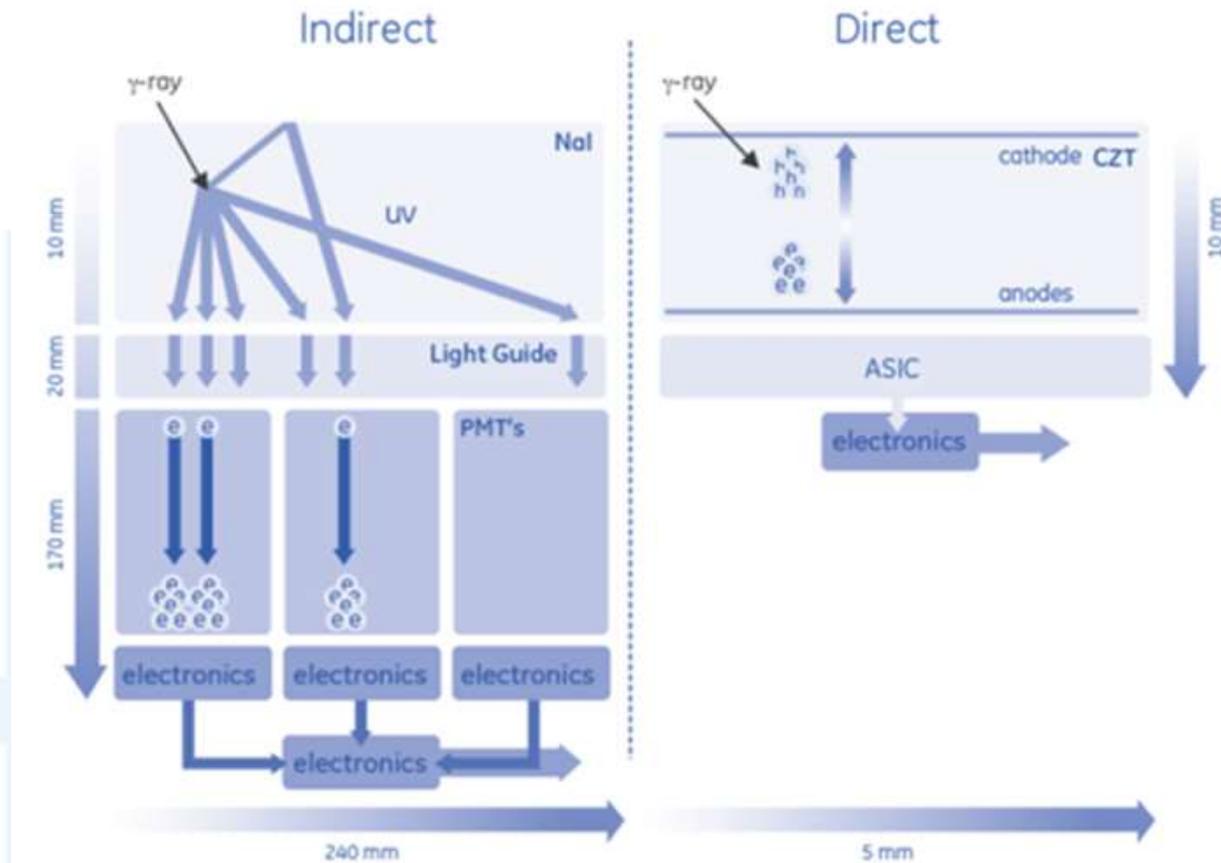


SAINT-GOBAIN

B R E S T

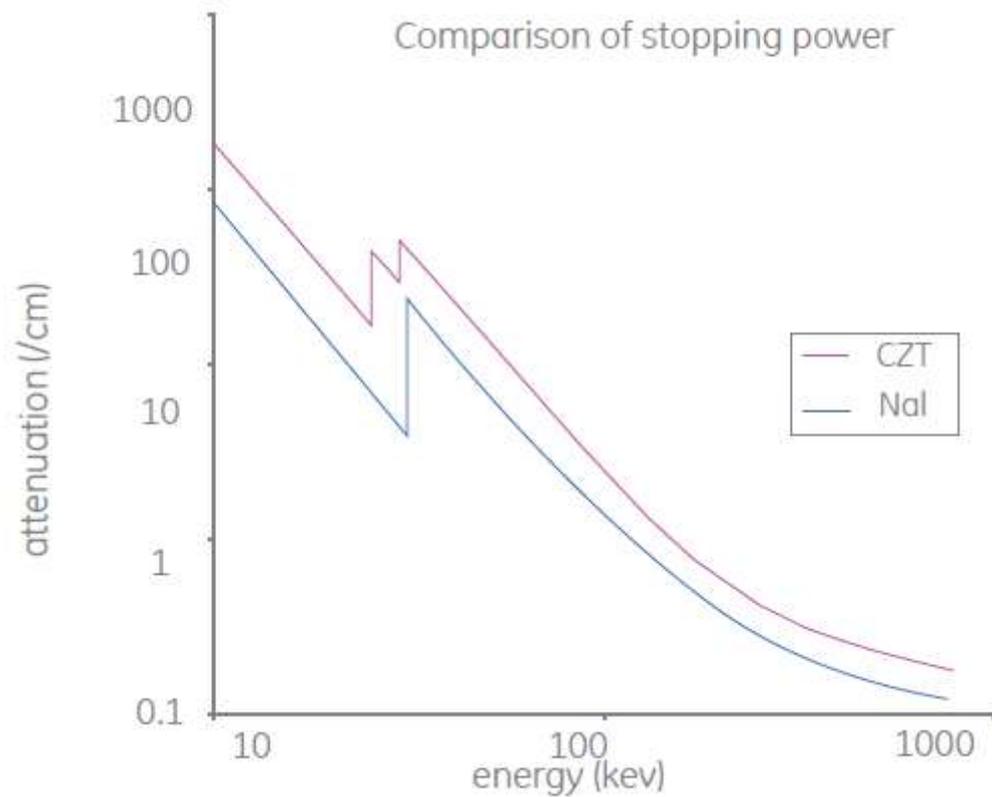
Détection

Semi-conducteurs



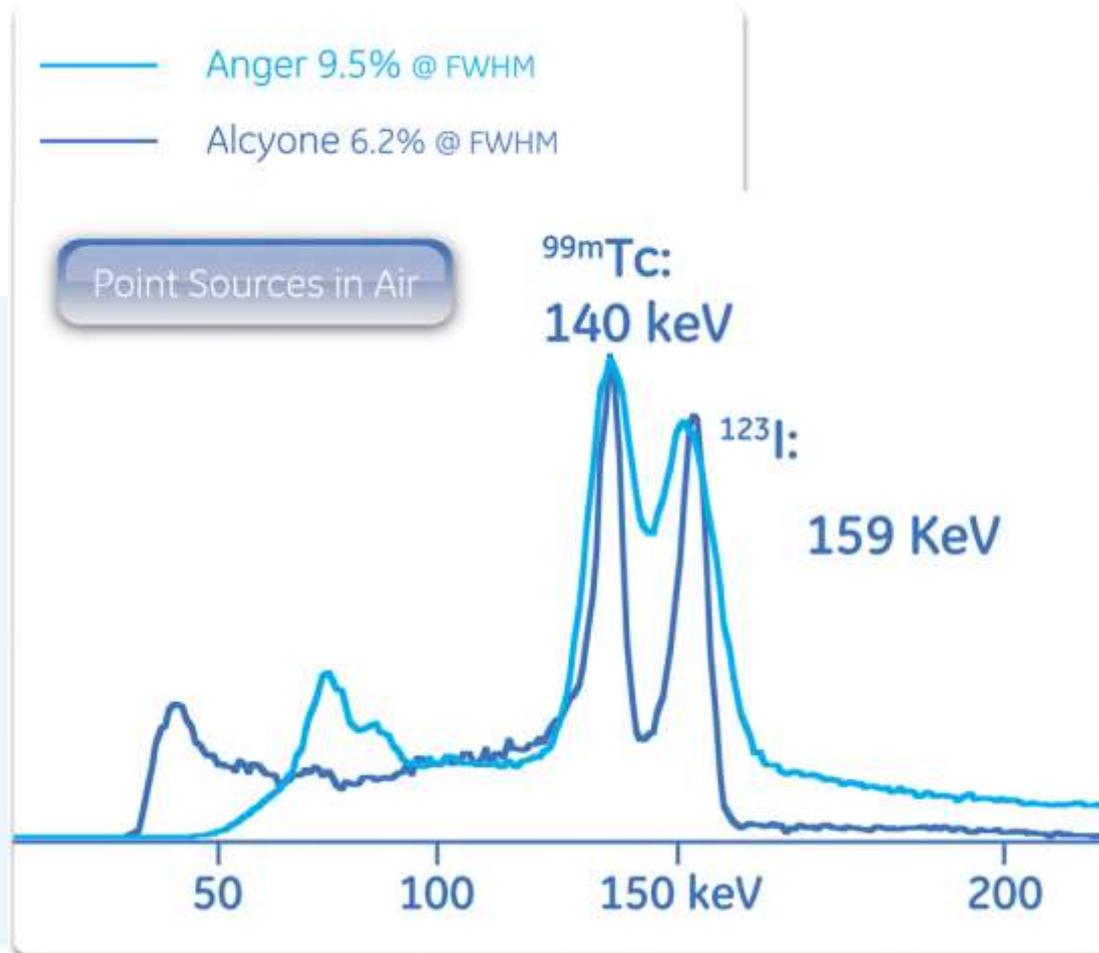
Détection

Semi-conducteurs



Détection

Semi-conducteurs

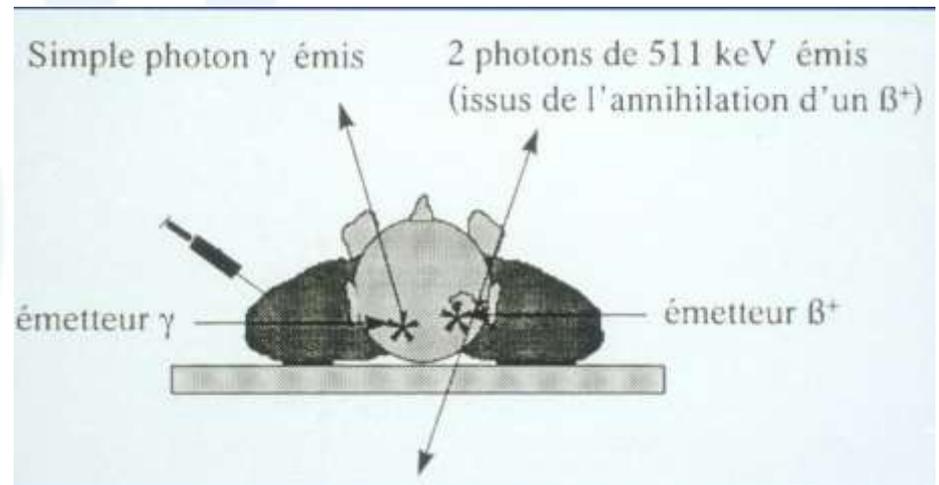
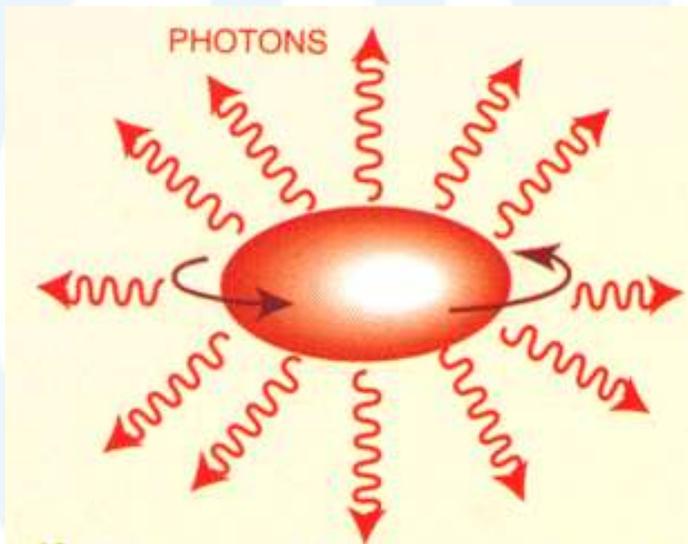


V. Gamma cámara (TEMP)

GAMMA CAMERA

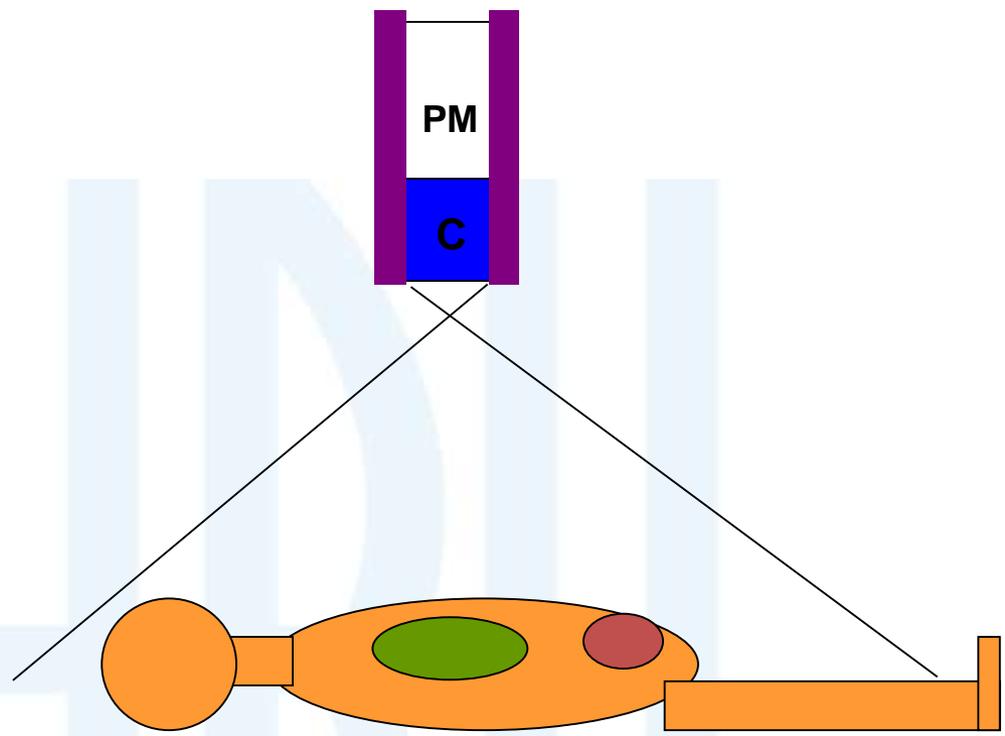
IMAGE scintigraphique =

reproduction dans une **matrice bidimensionnelle** (2D) d'une **distribution spatiale tridimensionnelle** (3D) de radioactivité.



GAMMA CAMERA

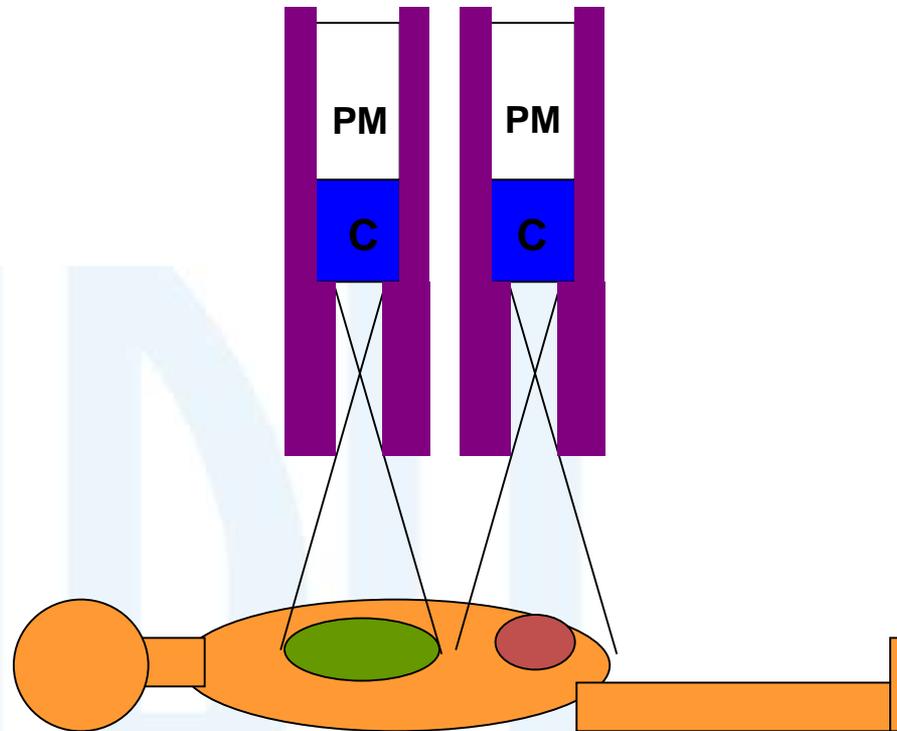
Fixation globale



Pas d' image

GAMMA CAMERA

Fixation dans un organe



Pas d'image

GAMMA CAMERA

Distribution spatiale de la fixation dans un organe

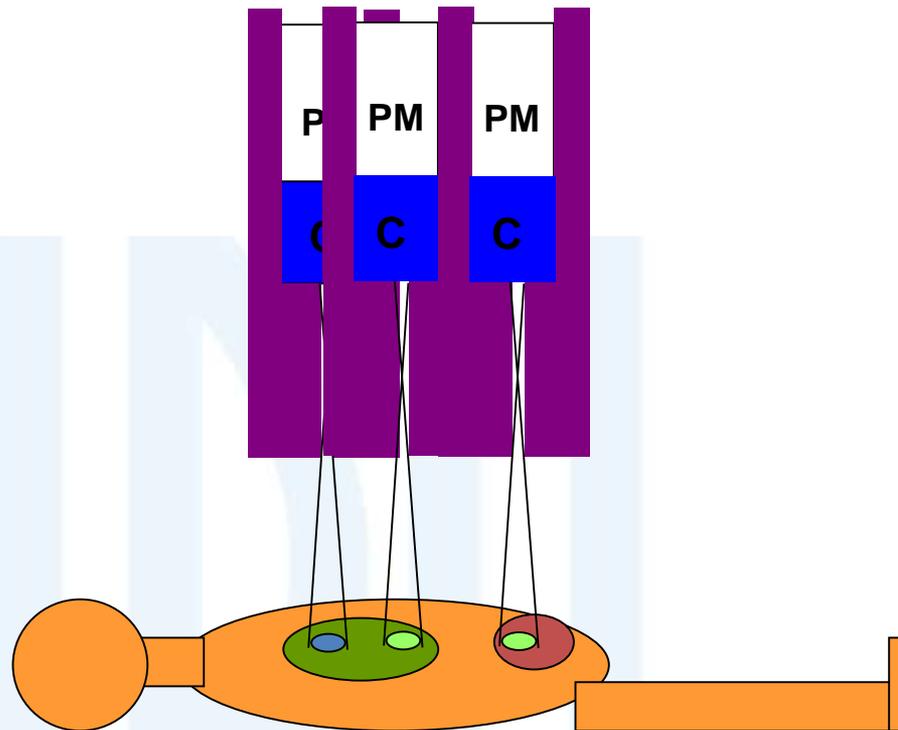


Image construite par acquisitions successives point par point

GAMMA CAMERA

distribution spatiale de la fixation dans plusieurs organes

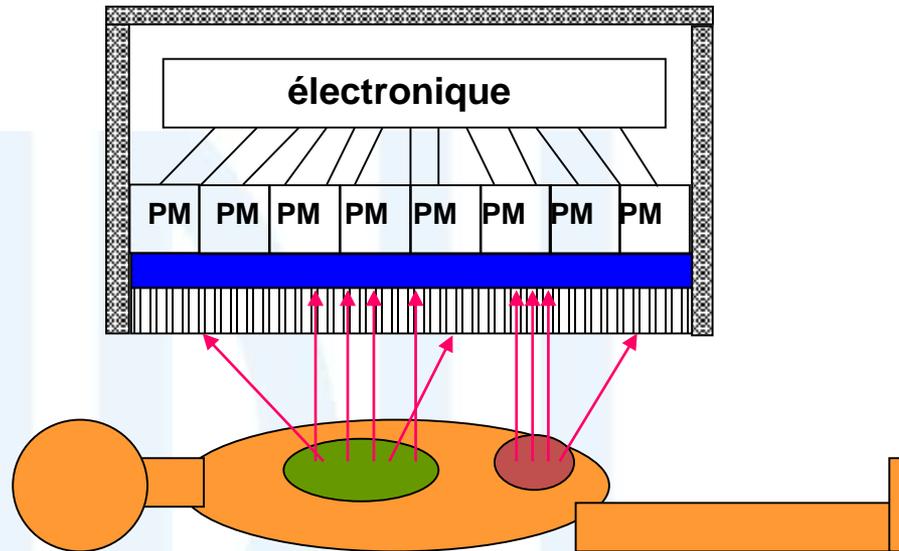
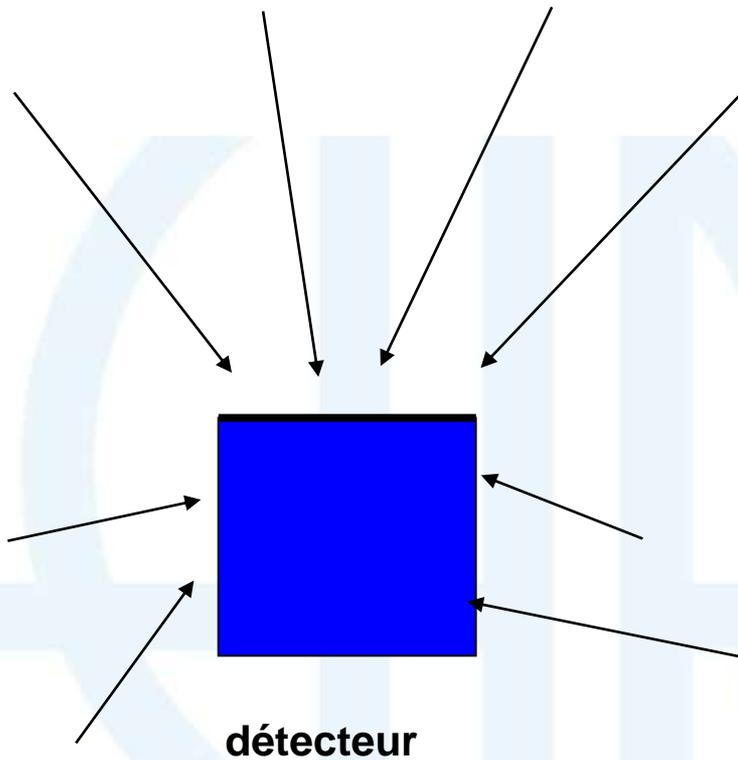


Image construite par acquisitions simultanées dans $N \times N$ points

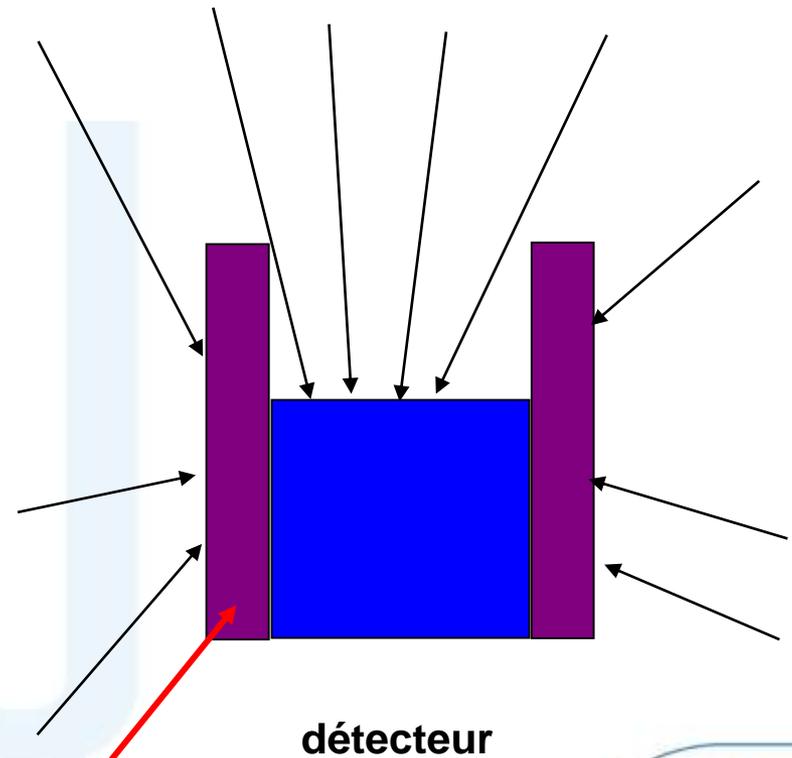
COLLIMATEUR

- Définir un champ de vue pour la localisation spatiale des sources radioactives
- Protéger le détecteur des irradiations parasites

sans collimateur



avec collimateur

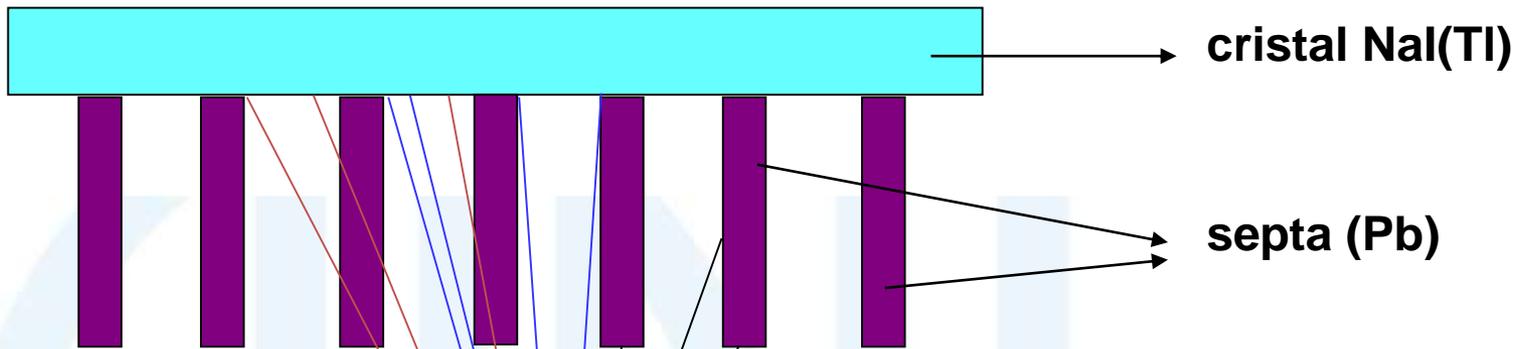


collimateur

41

COLLIMATEUR

Principe de base du fonctionnement des collimateurs

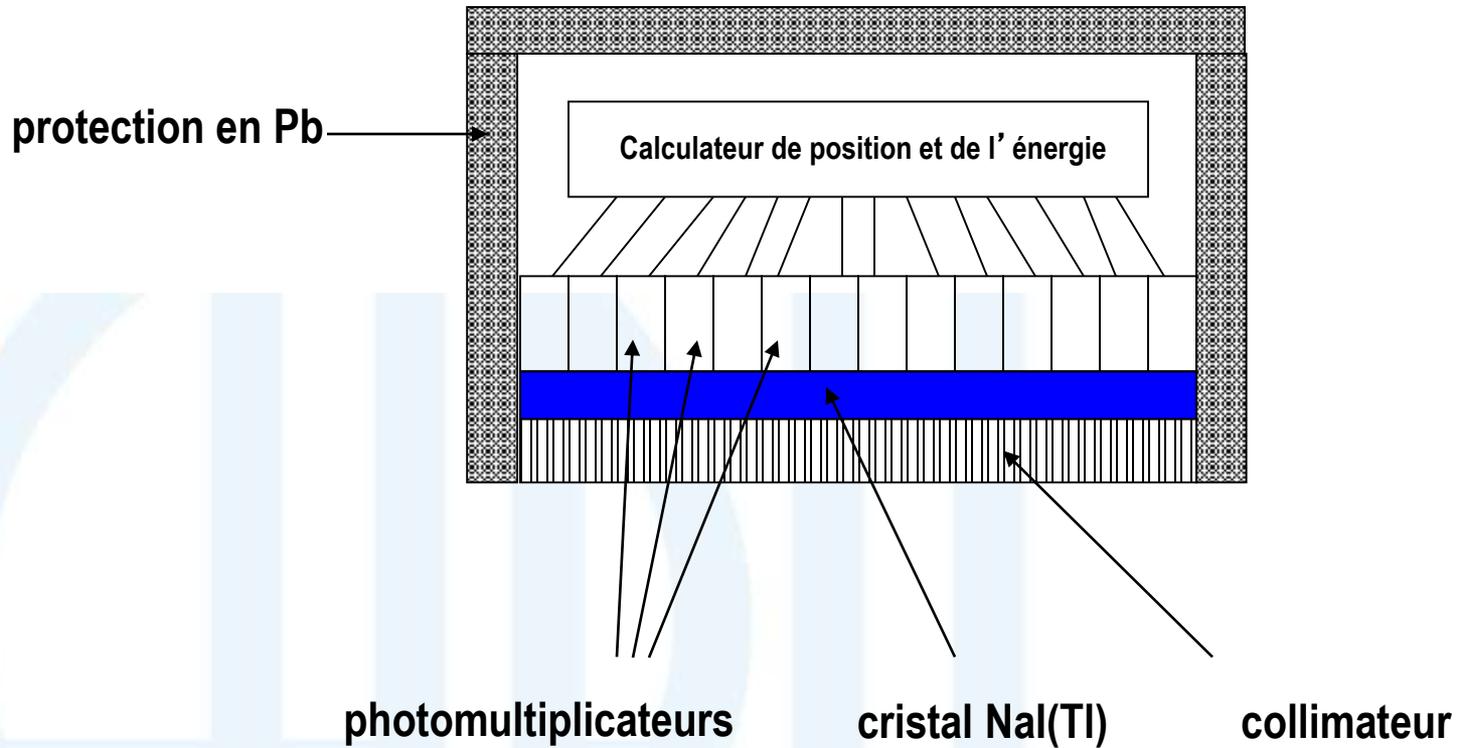


rayonnement direct

rayonnement arrêté

pénétration septale

TETE DE DETECTION



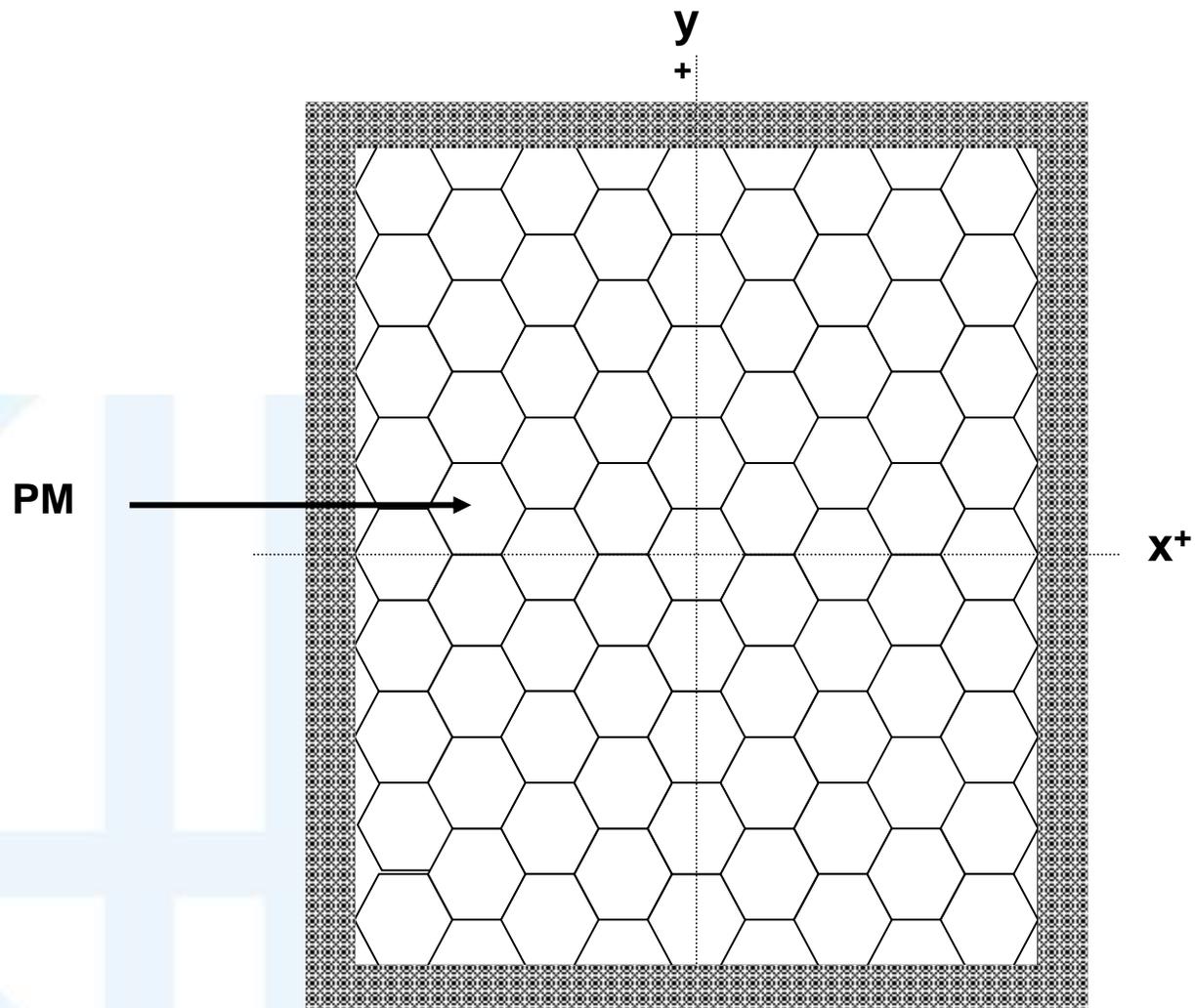
TETE DE DETECTION



photomultiplicateur

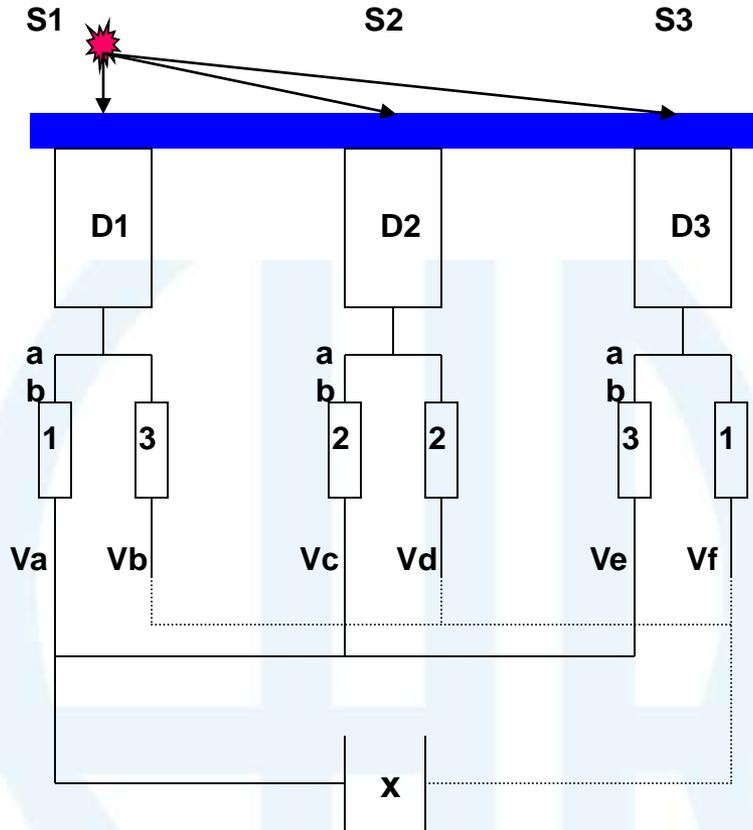
cristal NaI(Tl)

TETE DE DETECTION

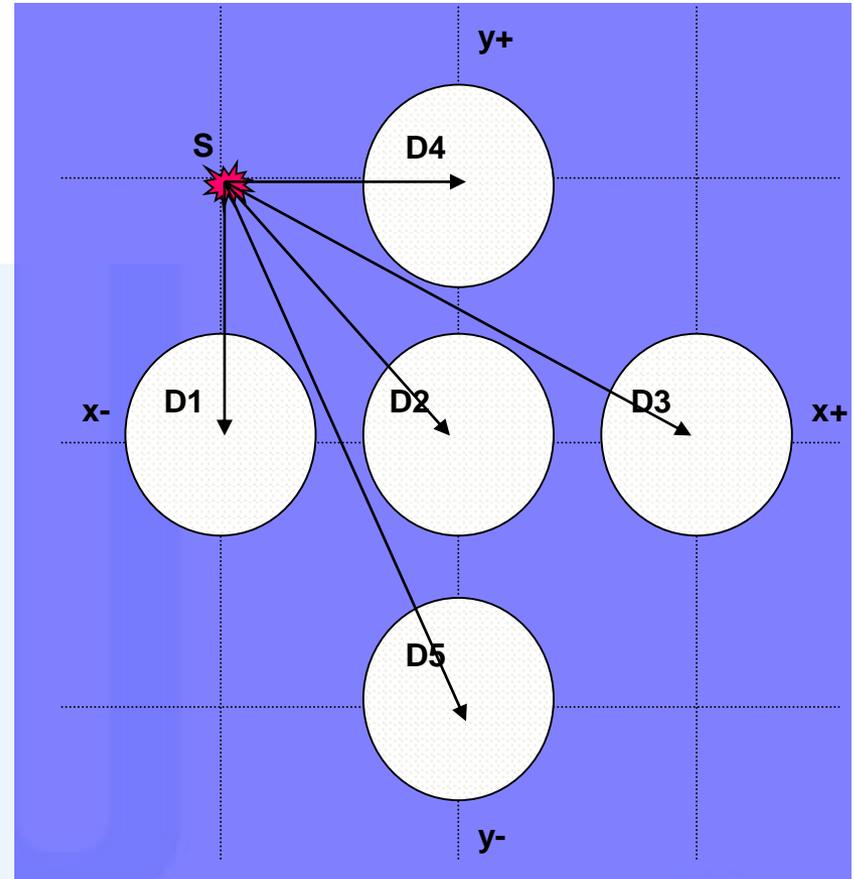


TETE DE DETECTION

Localisation uni-dimensionnelle

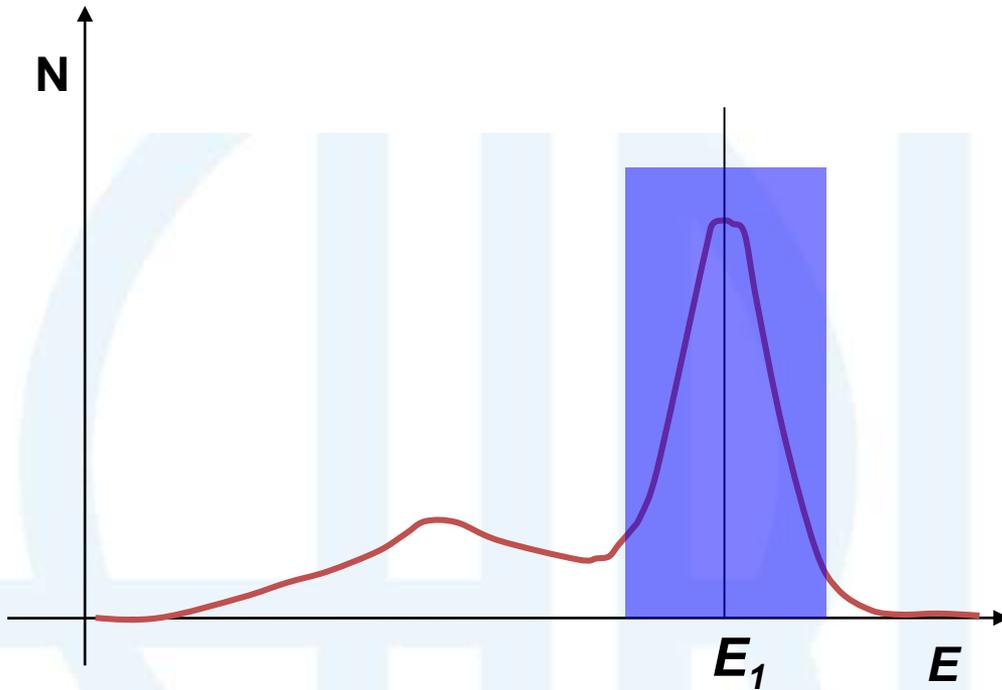


localisation bi-dimensionnelle



Spectrométrie

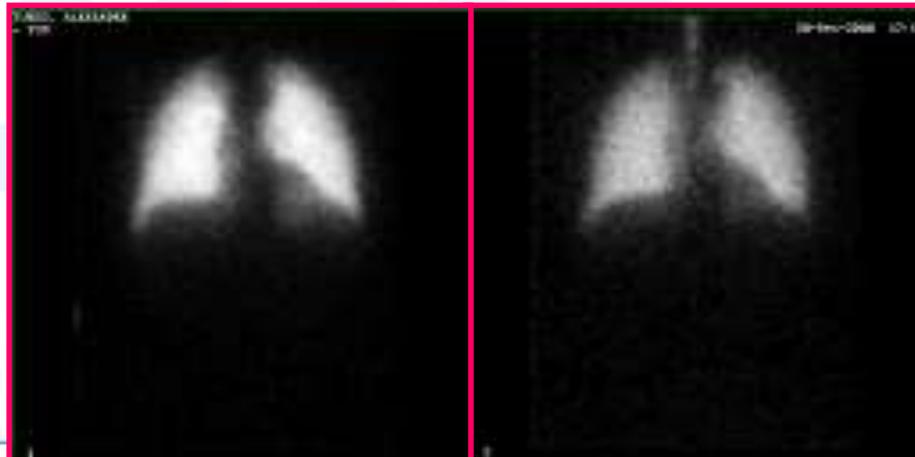
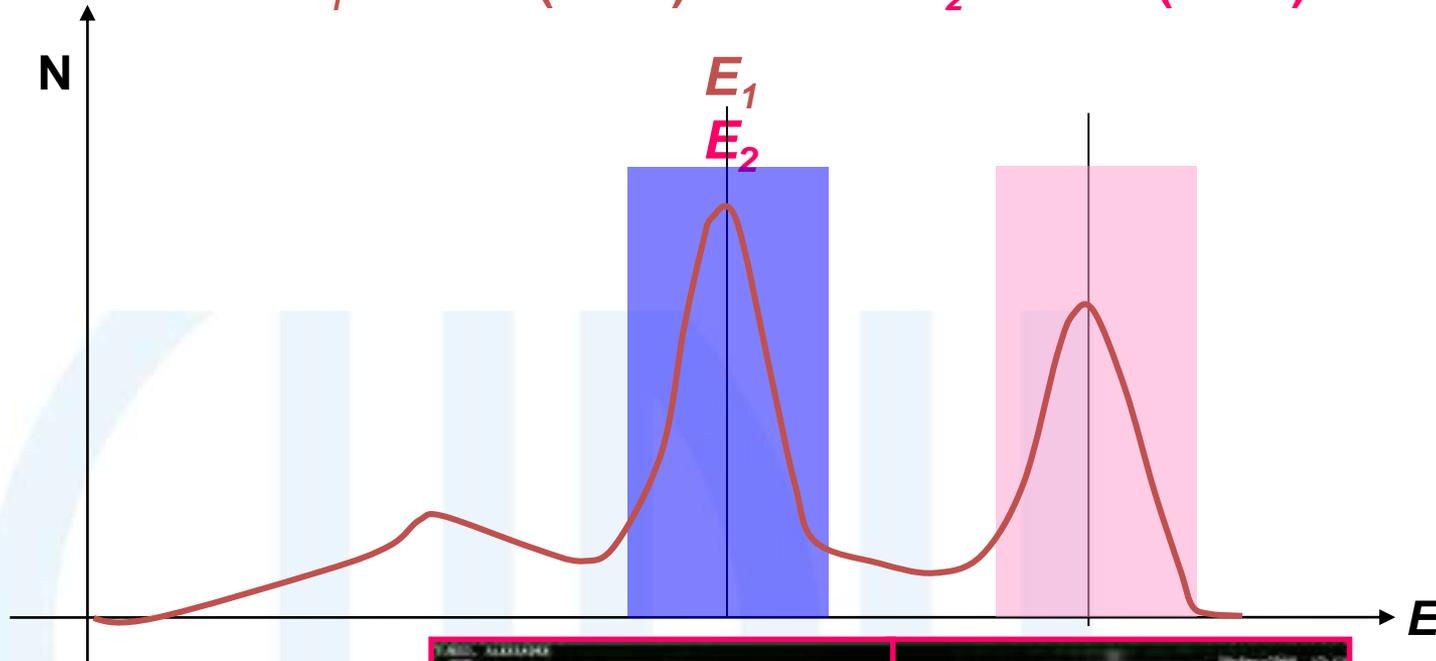
Mono-isotope
 $E_1 = 140 \text{ keV} (\text{Tc}^{99\text{m}}) \pm 10\%$



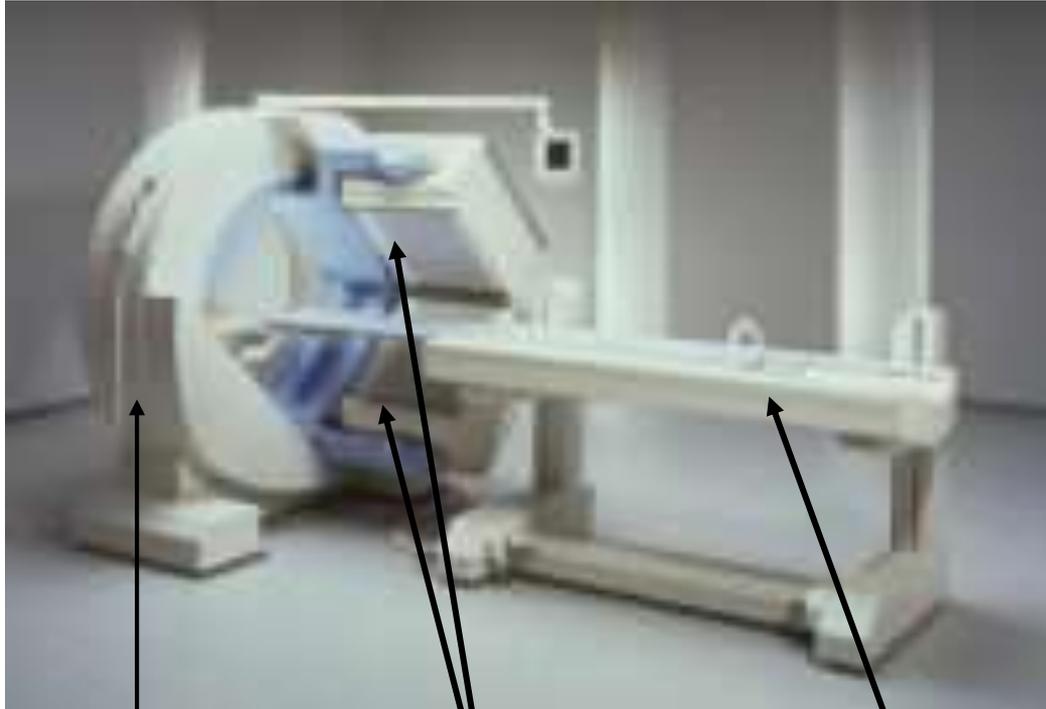
Spectrométrie

Double-isotope

$E_1=140\text{keV}(\text{Tc}^{99\text{m}}) \pm 10\%$ $E_2=190\text{keV}(\text{Kr}^{81\text{m}}) \pm 10\%$



GAMMA CAMERA



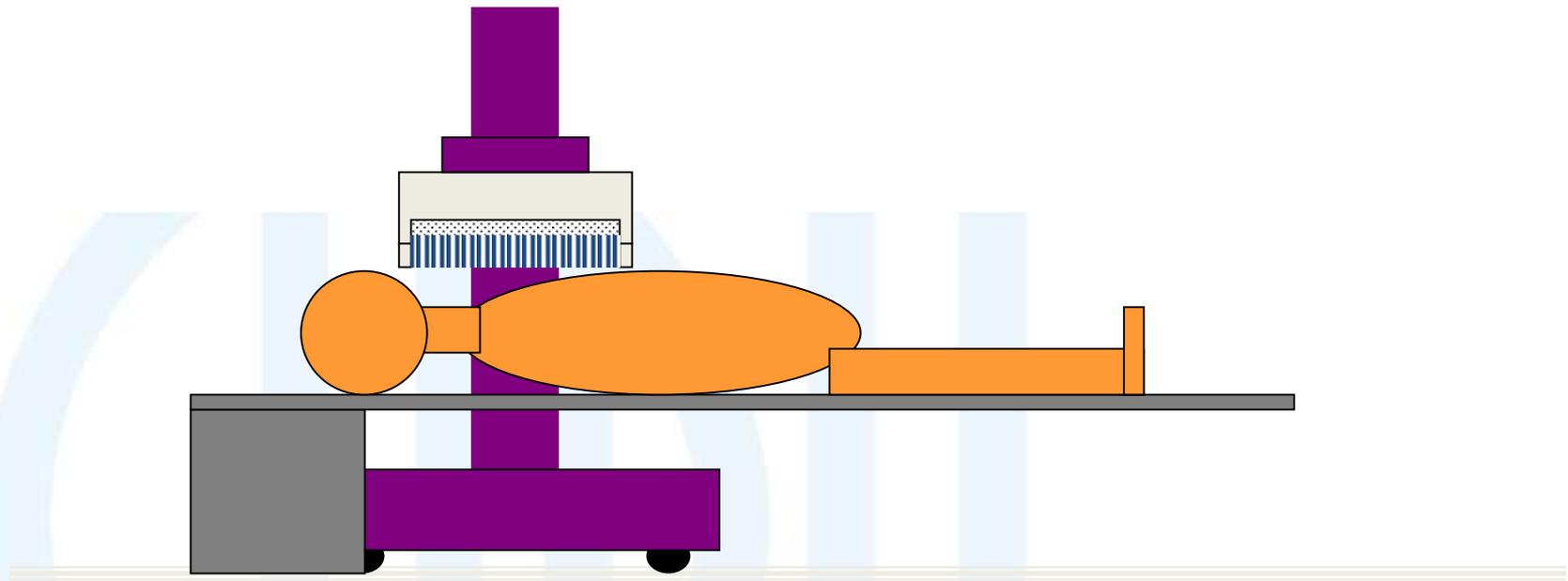
statif

détecteurs

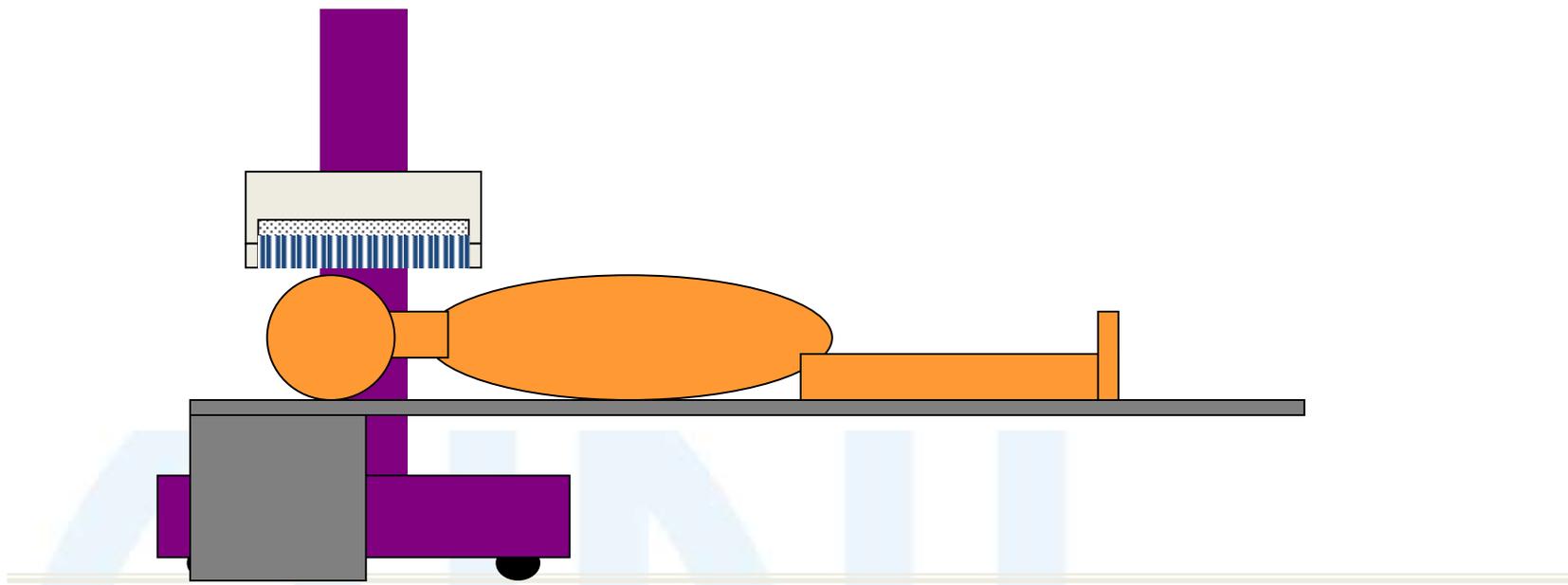
lit d' examen

GAMMA CAMERA

Champs séparés

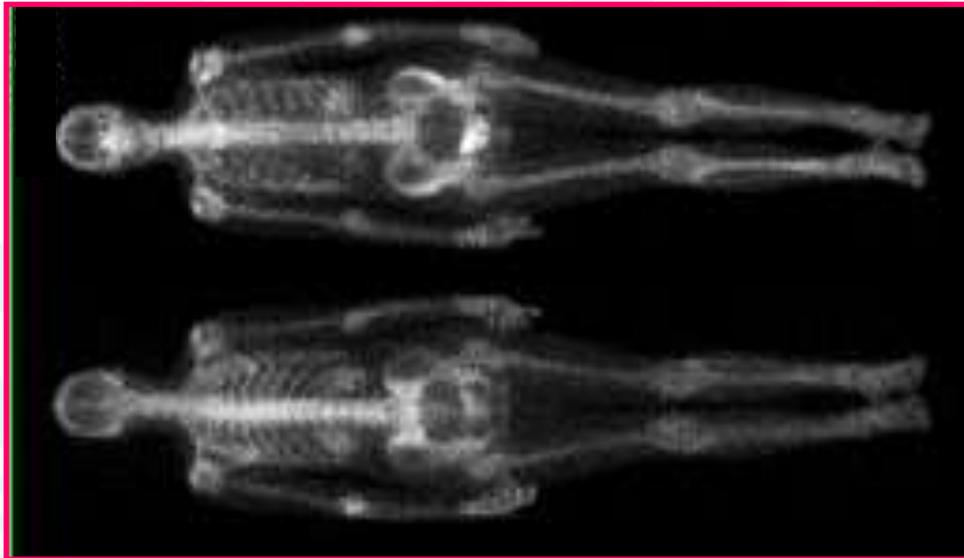
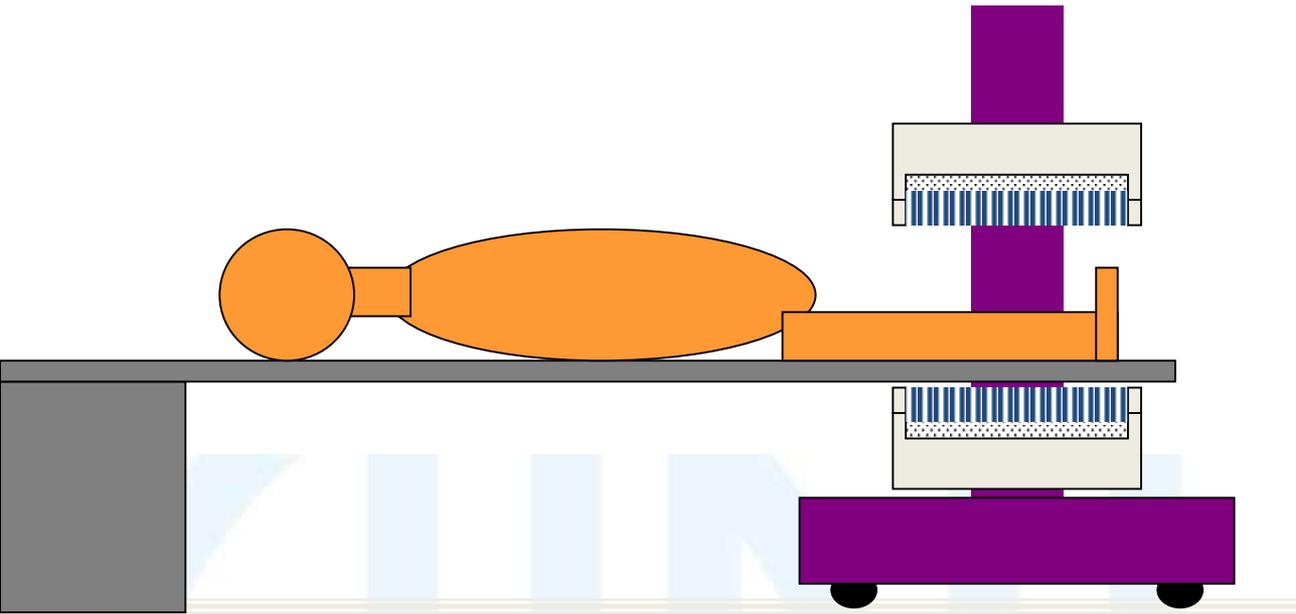


GAMMA CAMERA



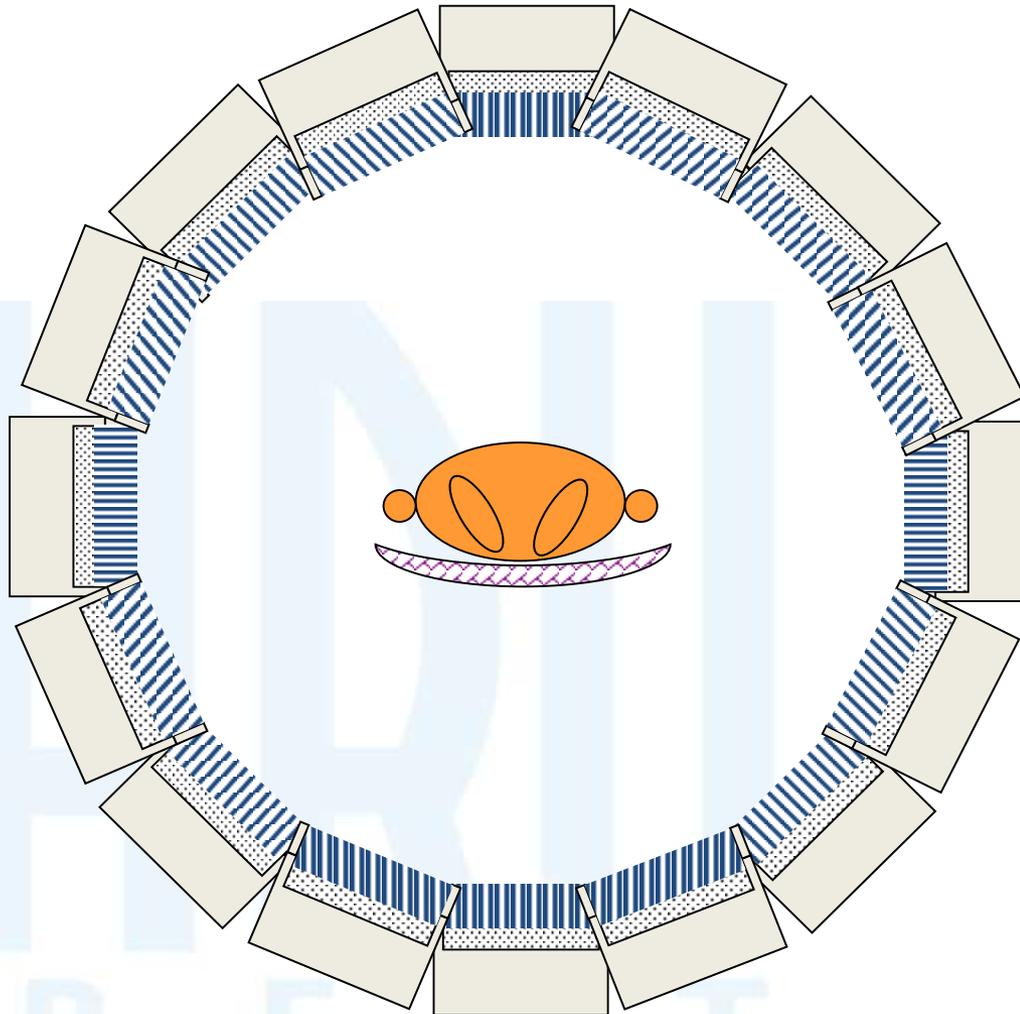
tête

GAMMA CAMERA

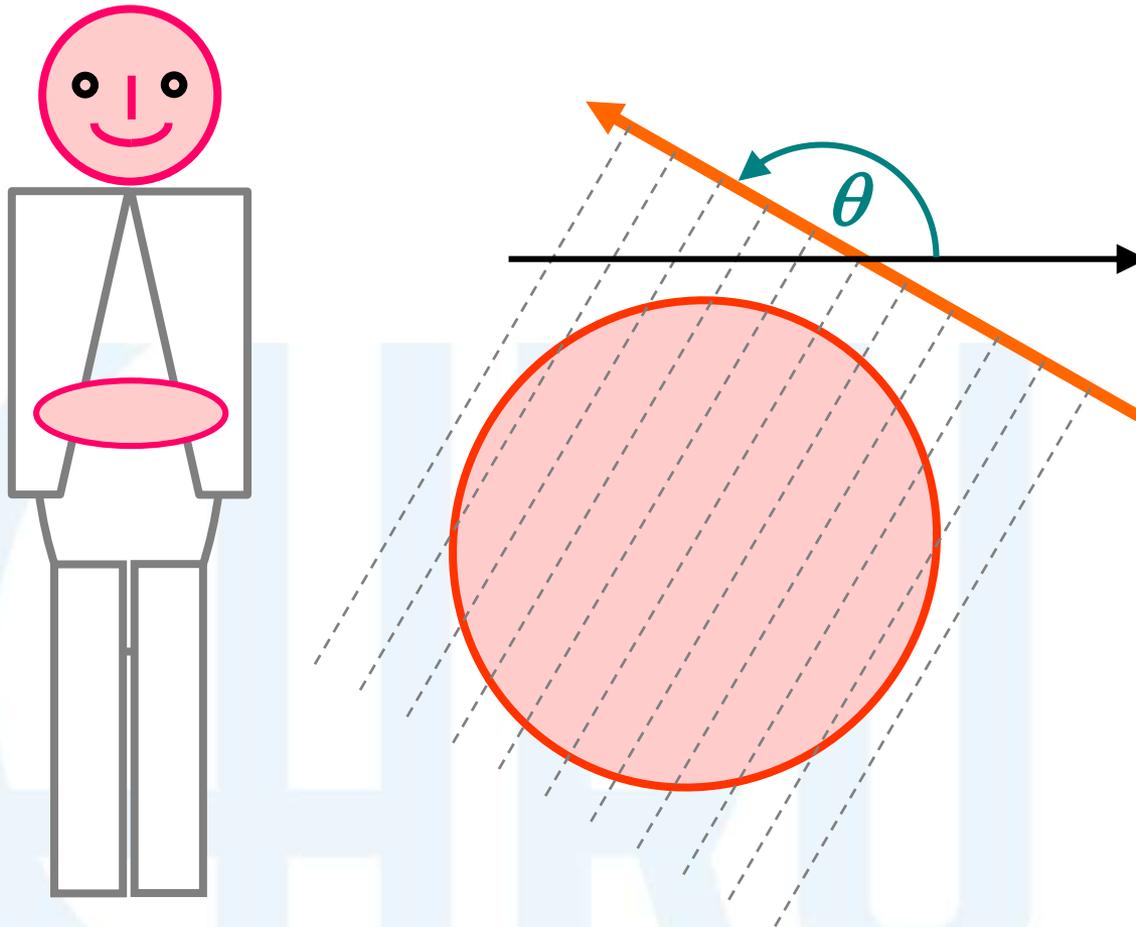


GAMMA CAMERA

Tomographie (TEMP)

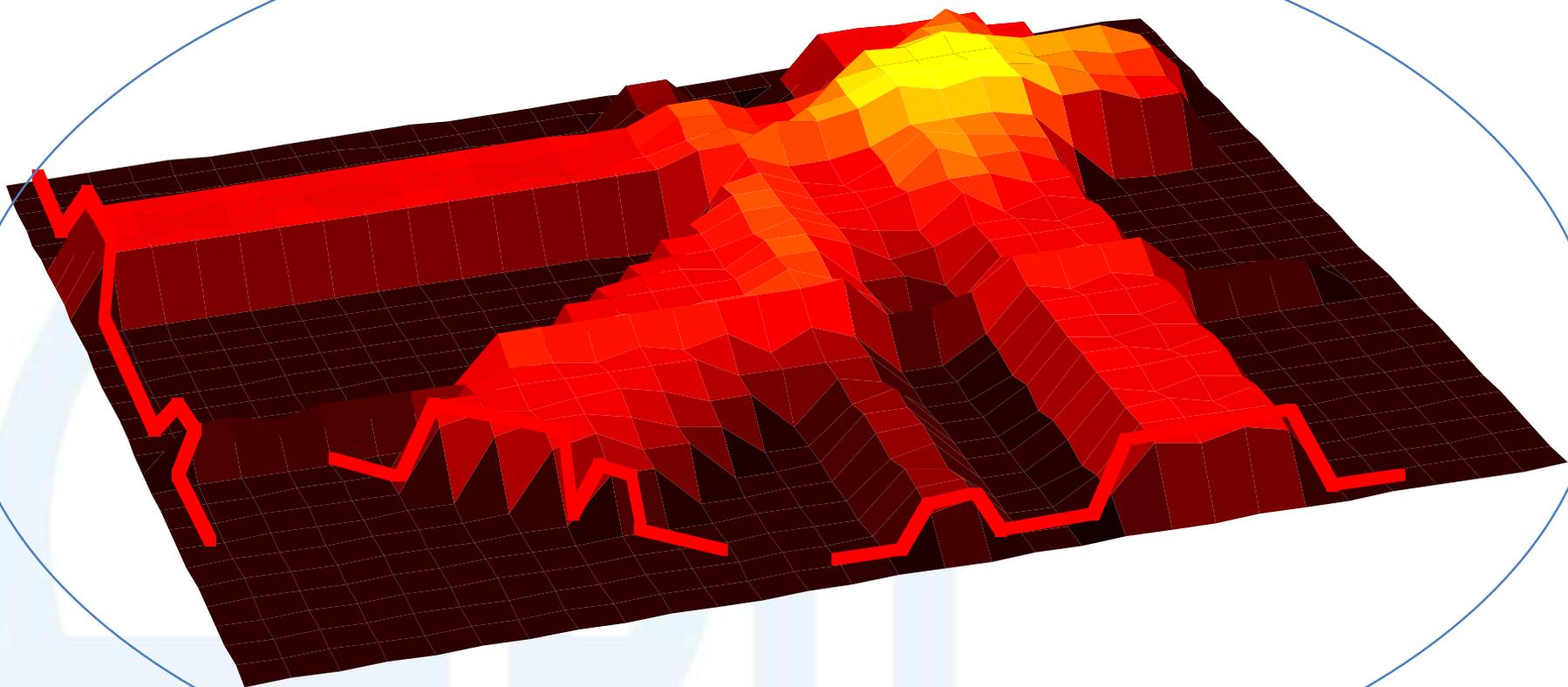


TEMP

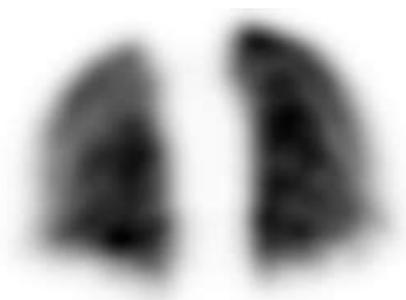
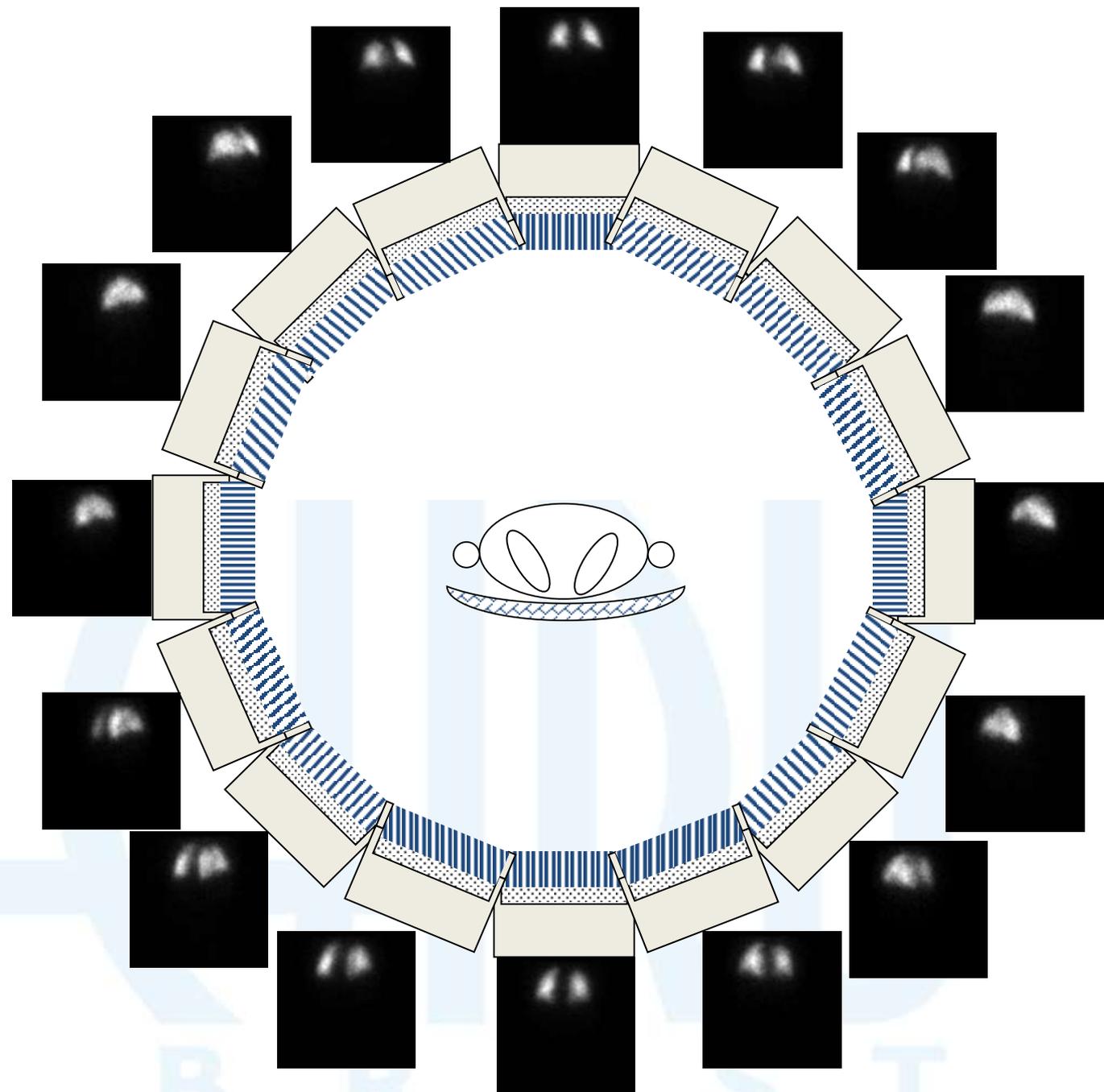


**Projection
Orthogonale**

Reconstruction par rétroprojection



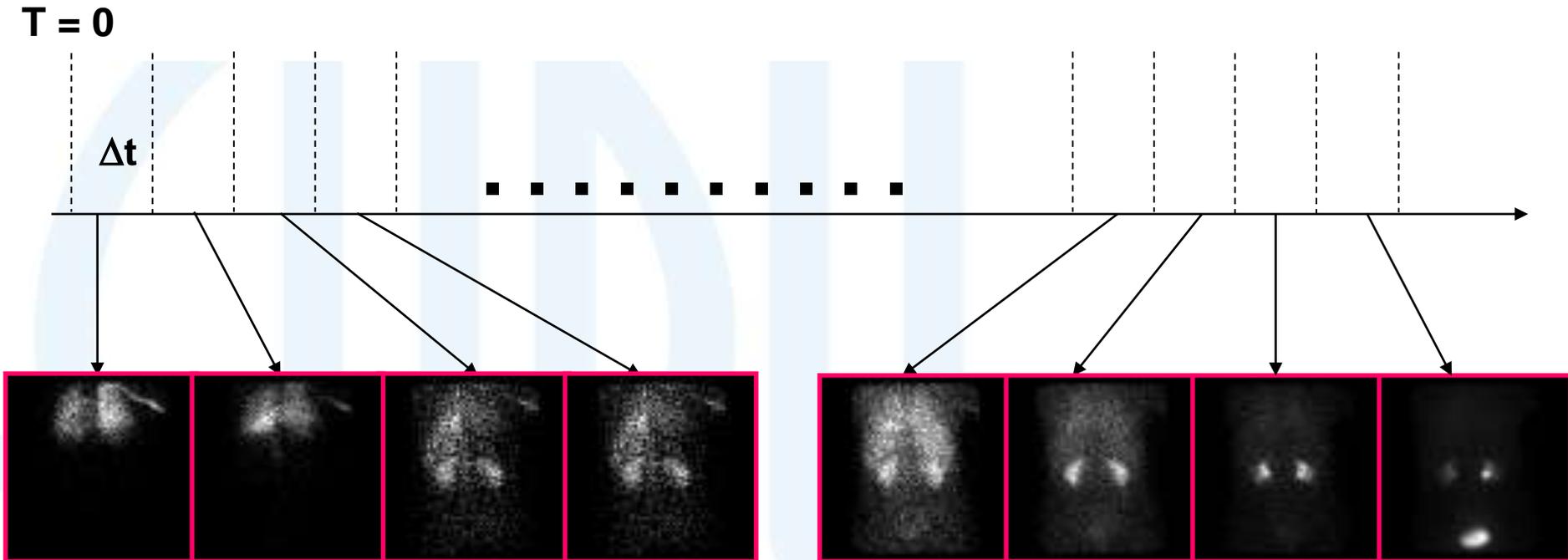
TEMP



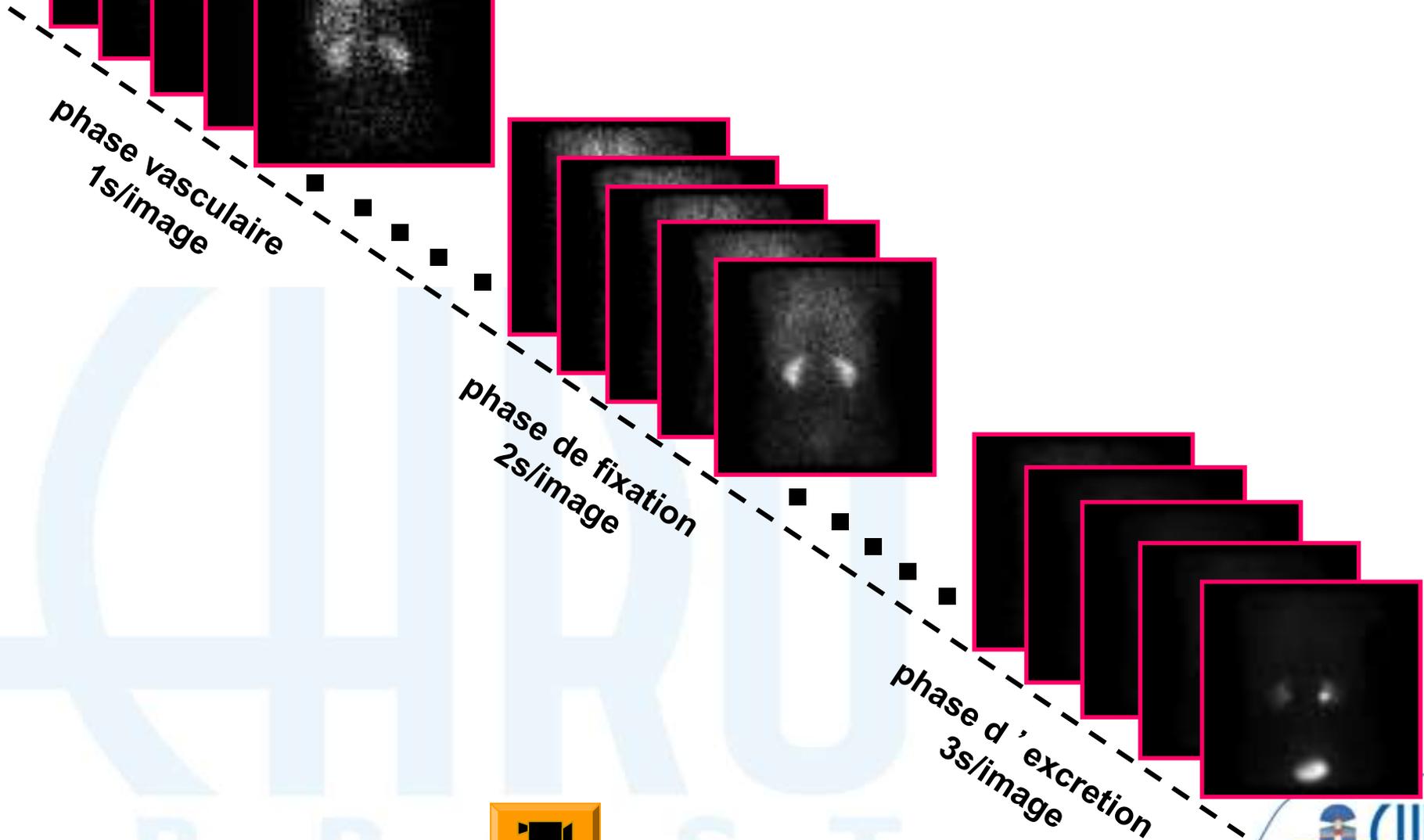
Acquisitions dynamiques

Acquisition dynamique:

début des mesures à $T = 0$,
durée d'une mesure Dt
durée totale $N * Dt$



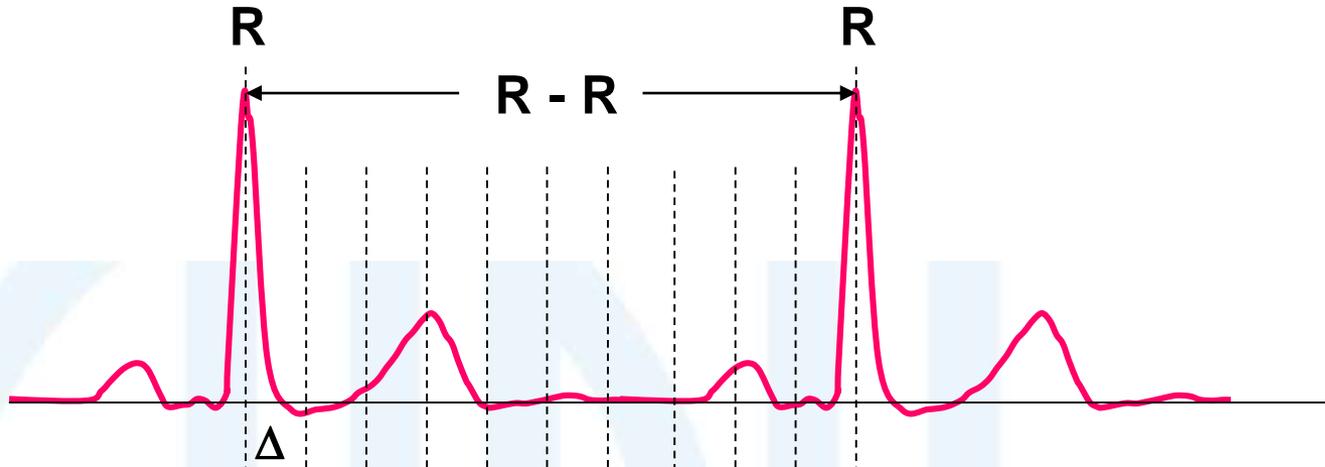
Acquisition dynamique



Acquisitions synchronisées

Acquisition synchronisée avec le signal ECG

Nombre d'images et temps d'acquisition

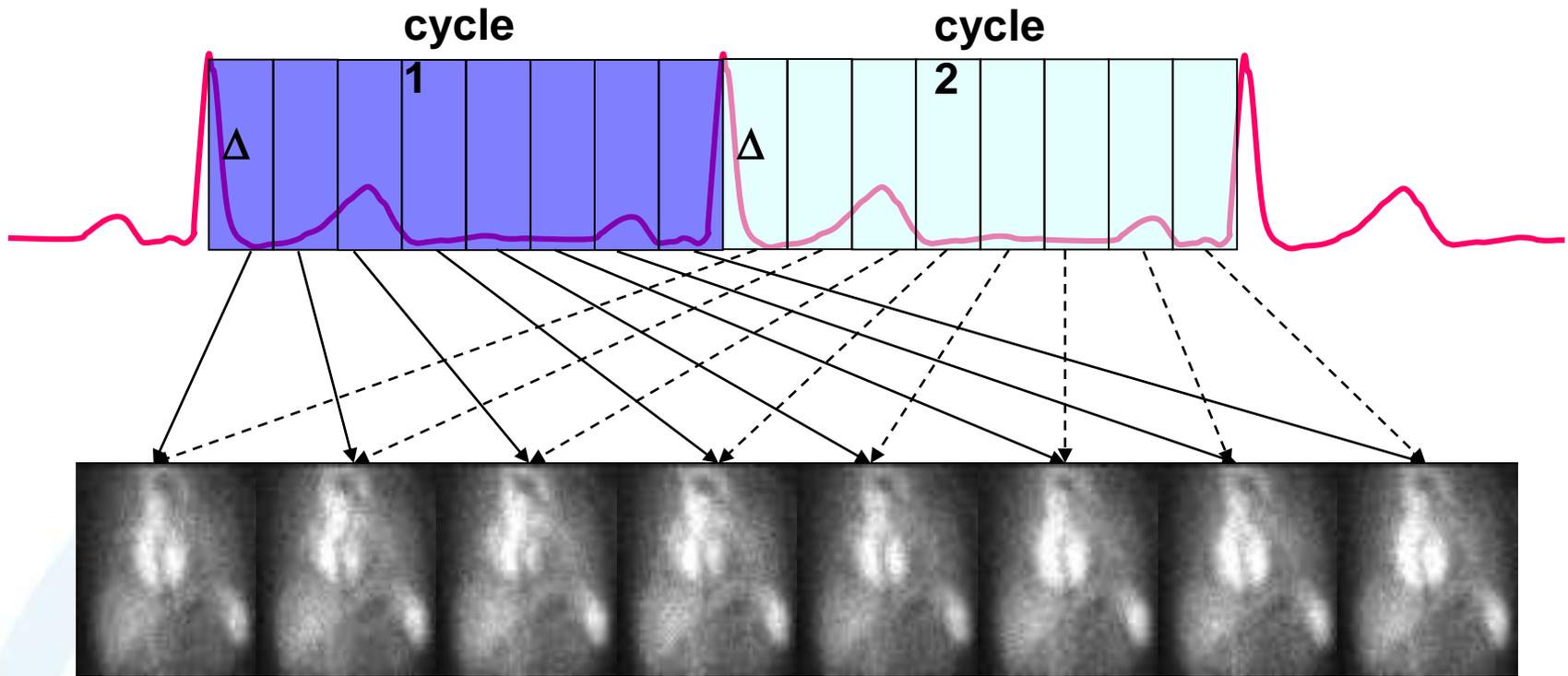


Temps d'acquisition $\Delta = \text{Cycle (R - R)} / N$

$N = 8, 16, 24, 32, 64$

M répétitions du Cycle

Temps d'acquisition / image = $M * \Delta$



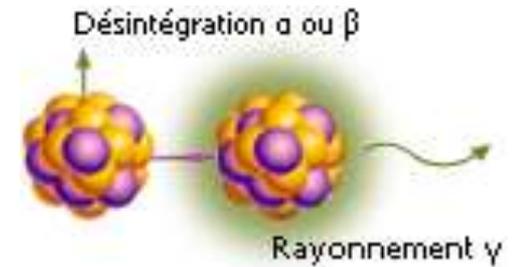
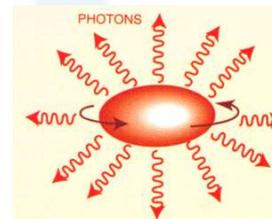
V. Tomographie par émission de positon (TEP)

Radio-isotopes

-2 types d'imagerie :

- Scintigraphie (TEMP) : Tc99m , Kr81m, Tl201 , In111 , Ga67 , I131

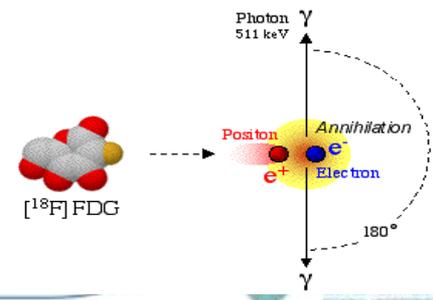
Emission mono photonique isotrope



-TEP : F18 , Ga68 , I124

Emission d'un positon

suivi d'une annihilation 2 photons γ de 511 keV



Therminologie

TEP : Tomographie par Emission de Positons

TEP-TDM : Tomographie par Emission de Positons - TomoDensitoMétrie



PET : Positron Emission Tomography

PETScan : Positron Emission Tomography Scanner

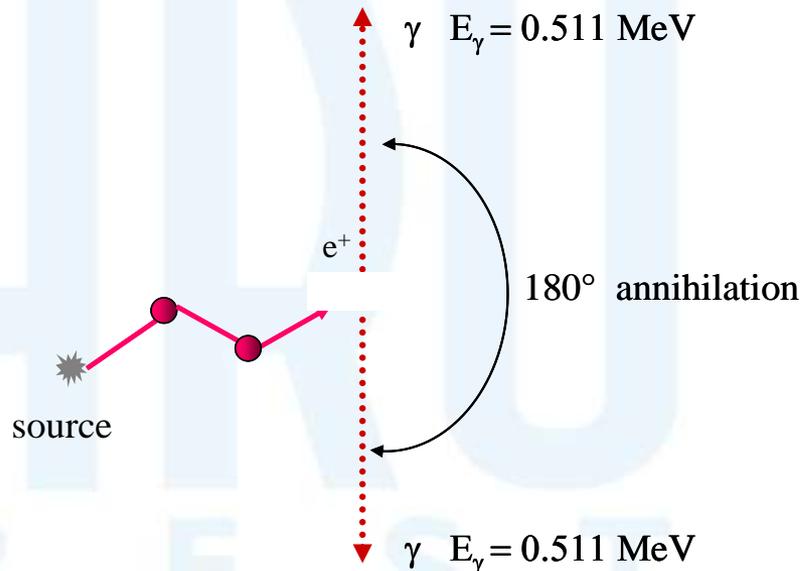
PET-CT : Positron Emission Tomography - Computed Tomography

PET-CTScan : Positron Emission Tomography - Computed Tomography Scanner

Principe

- Emission d'un positon (l'anti-particule de l'électron)
- Parcours de 1 à 3 millimètres dans la matière
- Rencontre un électron : réaction d'annihilation
- 2 photons de 511keV émis à 180°

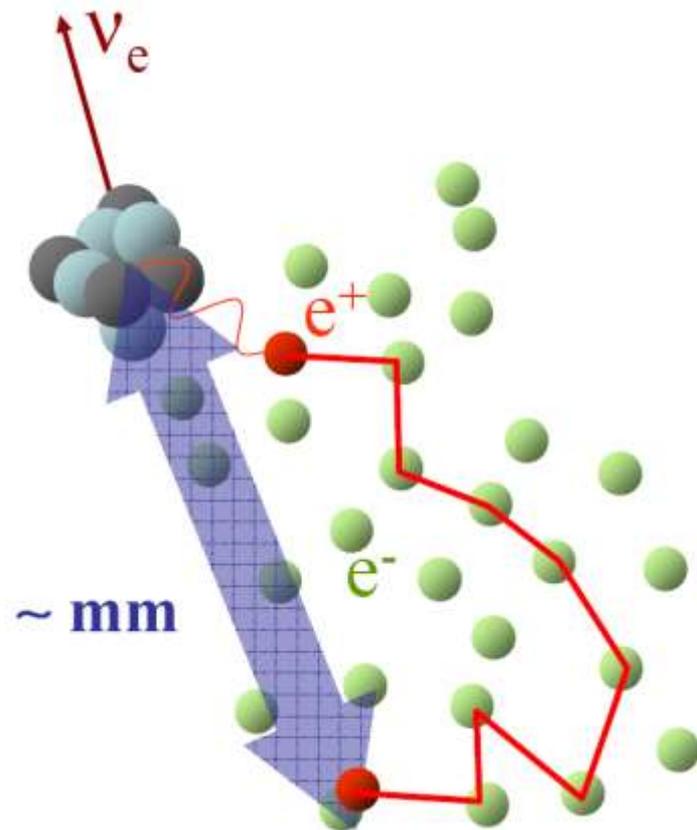
Principe de la TEP : détection simultanée (en coïncidence) de ces deux photons.



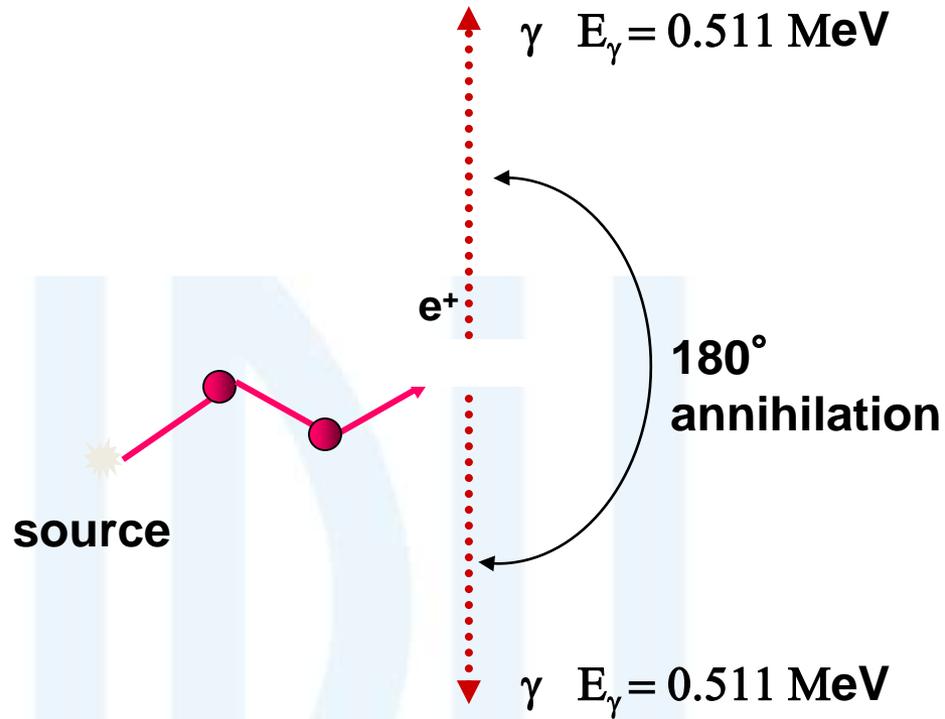
Principe

Le positon, en traversant de la matière, va perdre toute son **énergie cinétique** par une succession de collisions ionisantes.

	Énergie cinétique moyenne [keV]	Parcours moyen dans l'eau [mm]
^{18}F	250	0,6
^{11}C	386	1,1
^{13}N	492	1,5
^{15}O	735	~2,5
^{82}Rb	1418	~4,7



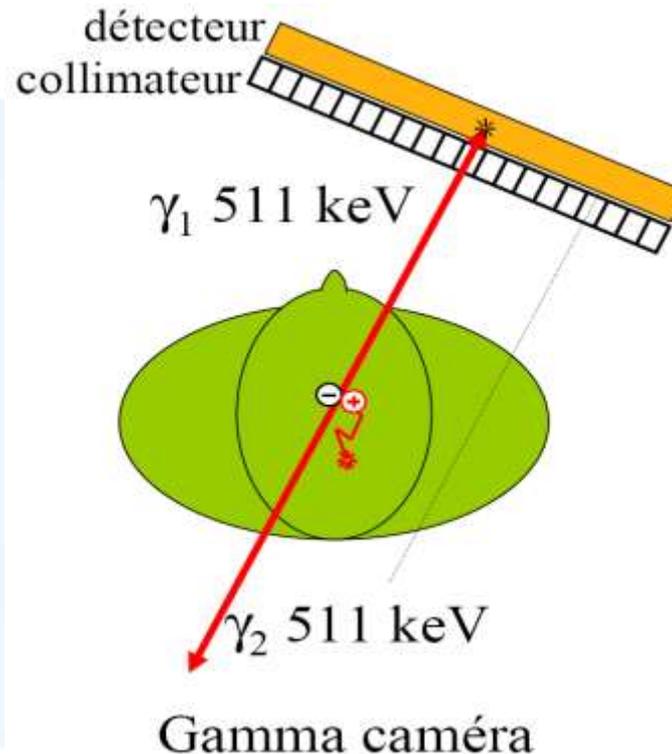
Principe



Coïncidences

Collimation mécanique :

- Détection des photons parallèles aux trous du collimateur
- Immense majorité des photons non détectés
- Très faible sensibilité

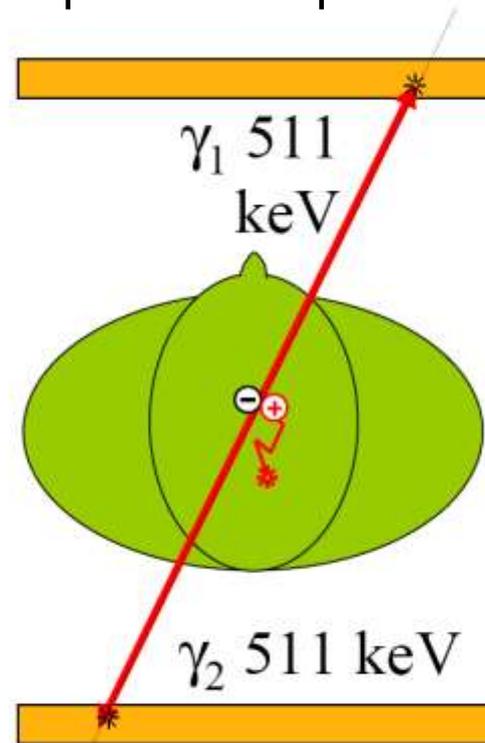


Coïncidences

Collimation électronique :

La détection **simultanée** des 2 photons d'annihilation permet de **connaître leur direction**:

- Collimateur non nécessaire
- Détection d'un nombre beaucoup plus important de photons
- Sensibilité plus élevée



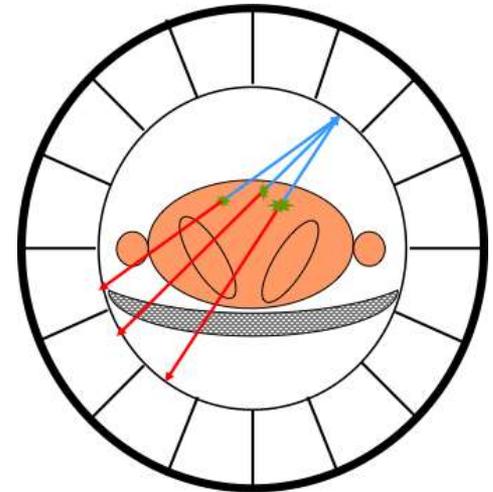
Coïncidences

Gamma caméra :

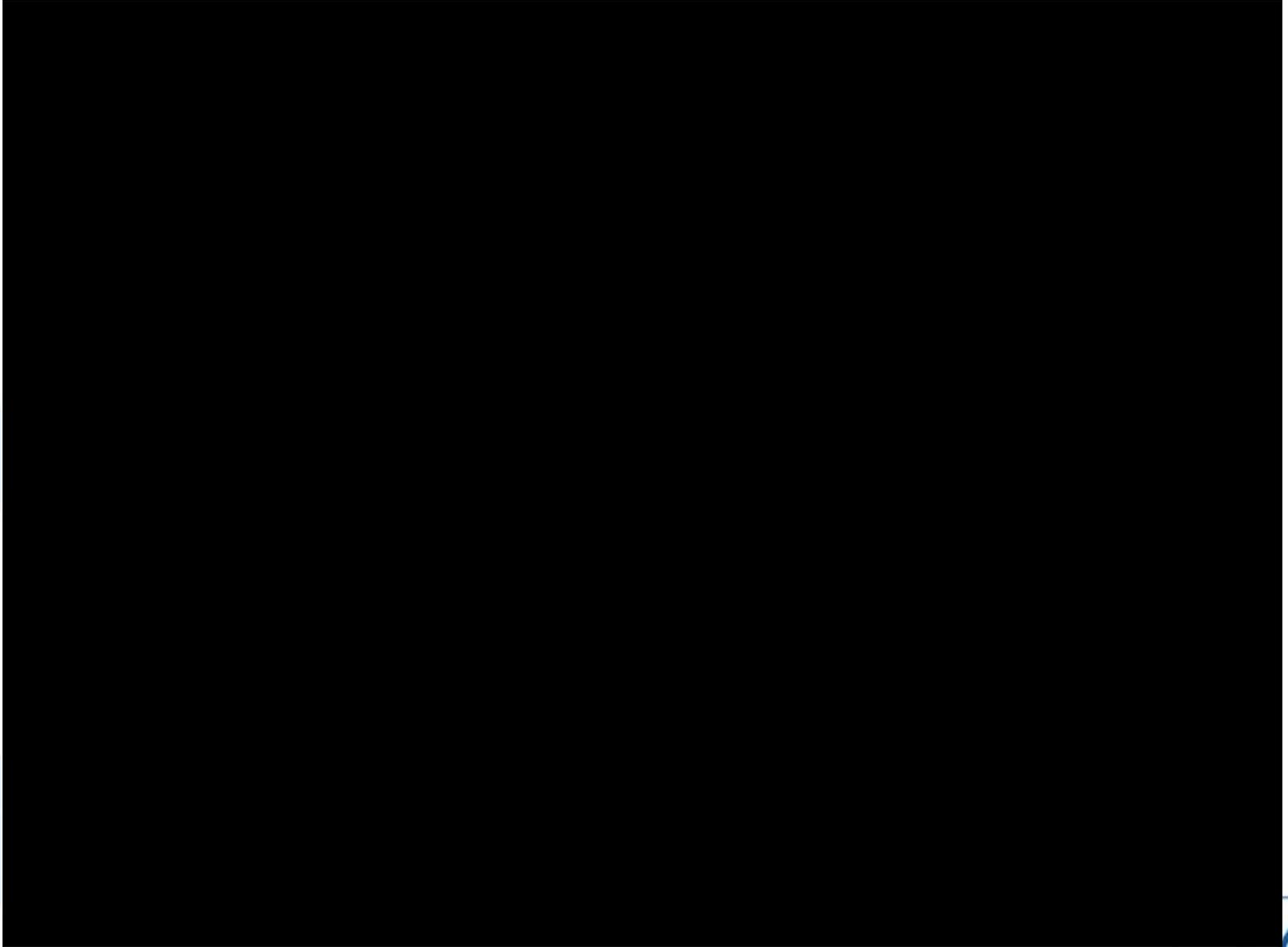
- 1 tête de détection plane
- 1 cristal

TEP :

- organisation circulaire
- N petits cristaux ($\approx 4 \times 8 \times 30 \text{mm}$)

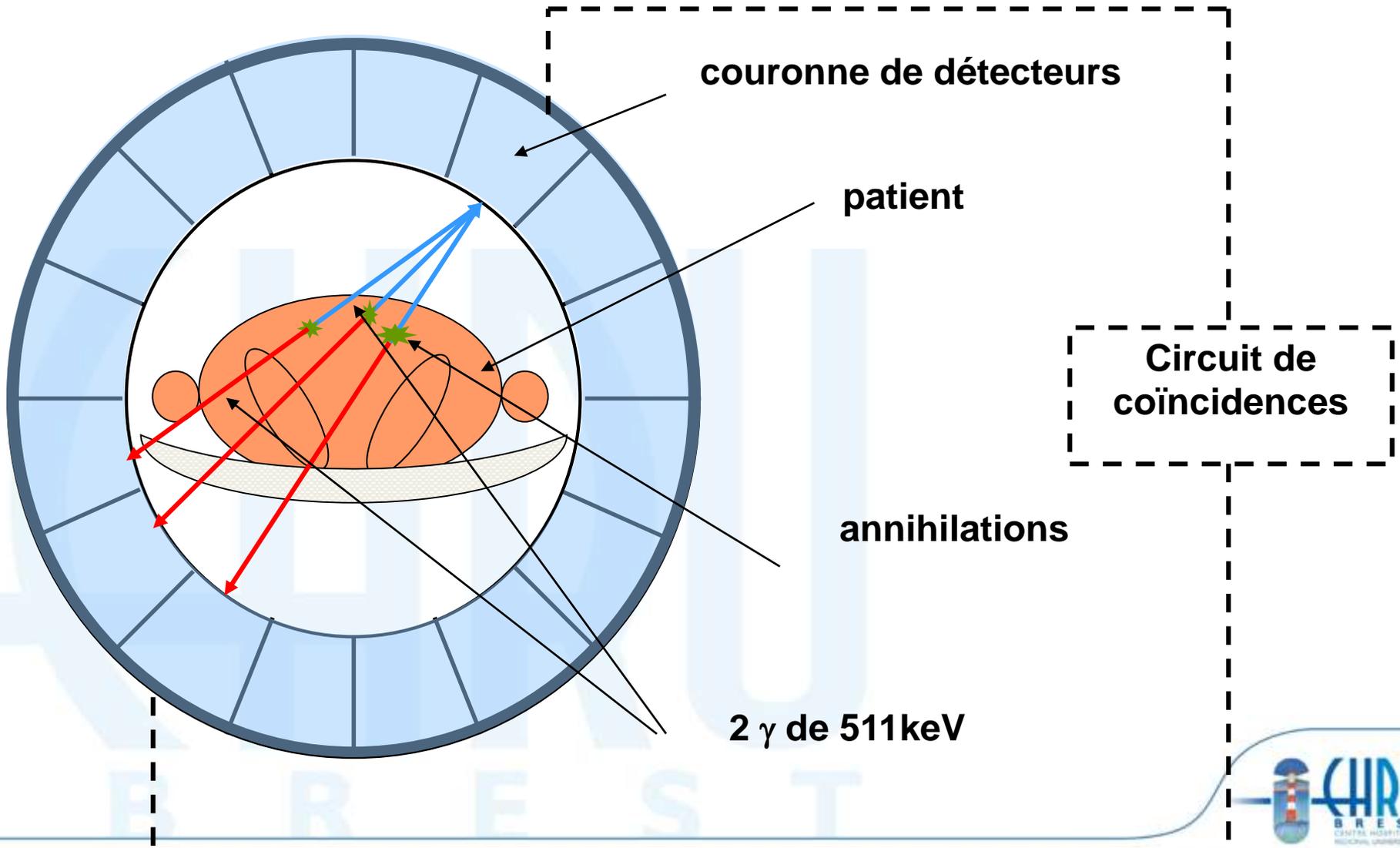


Coïncidences



Coïncidences

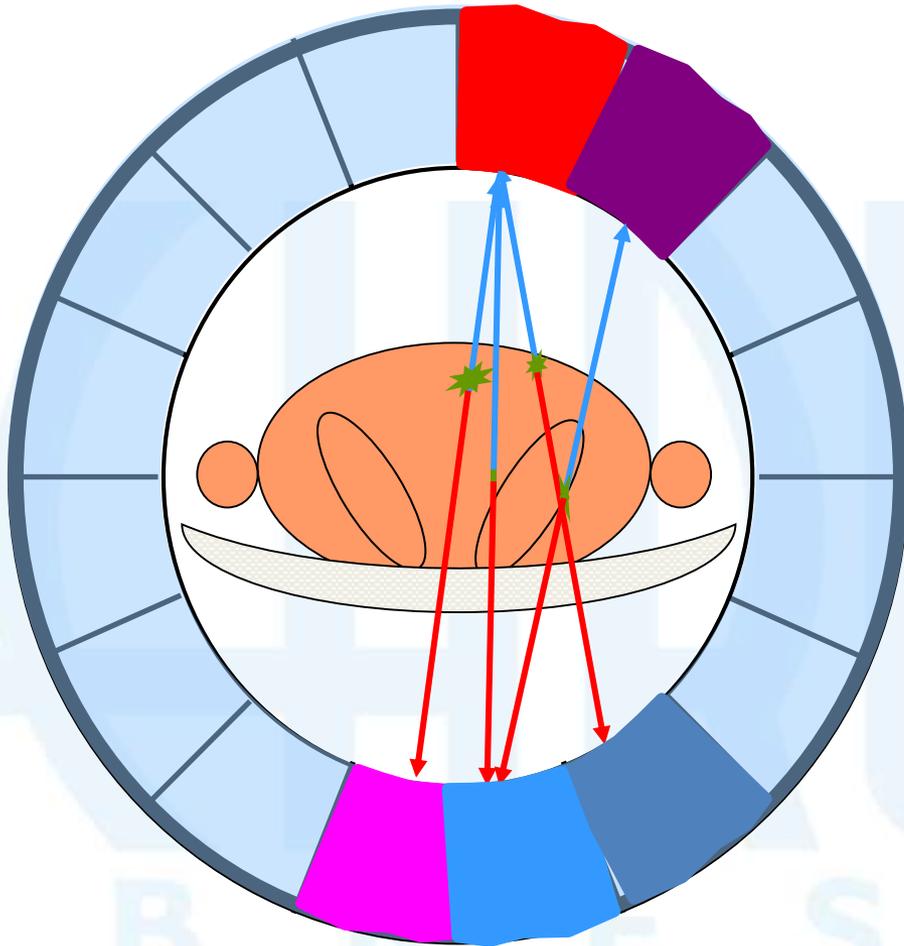
TEP : N détecteurs en coïncidence



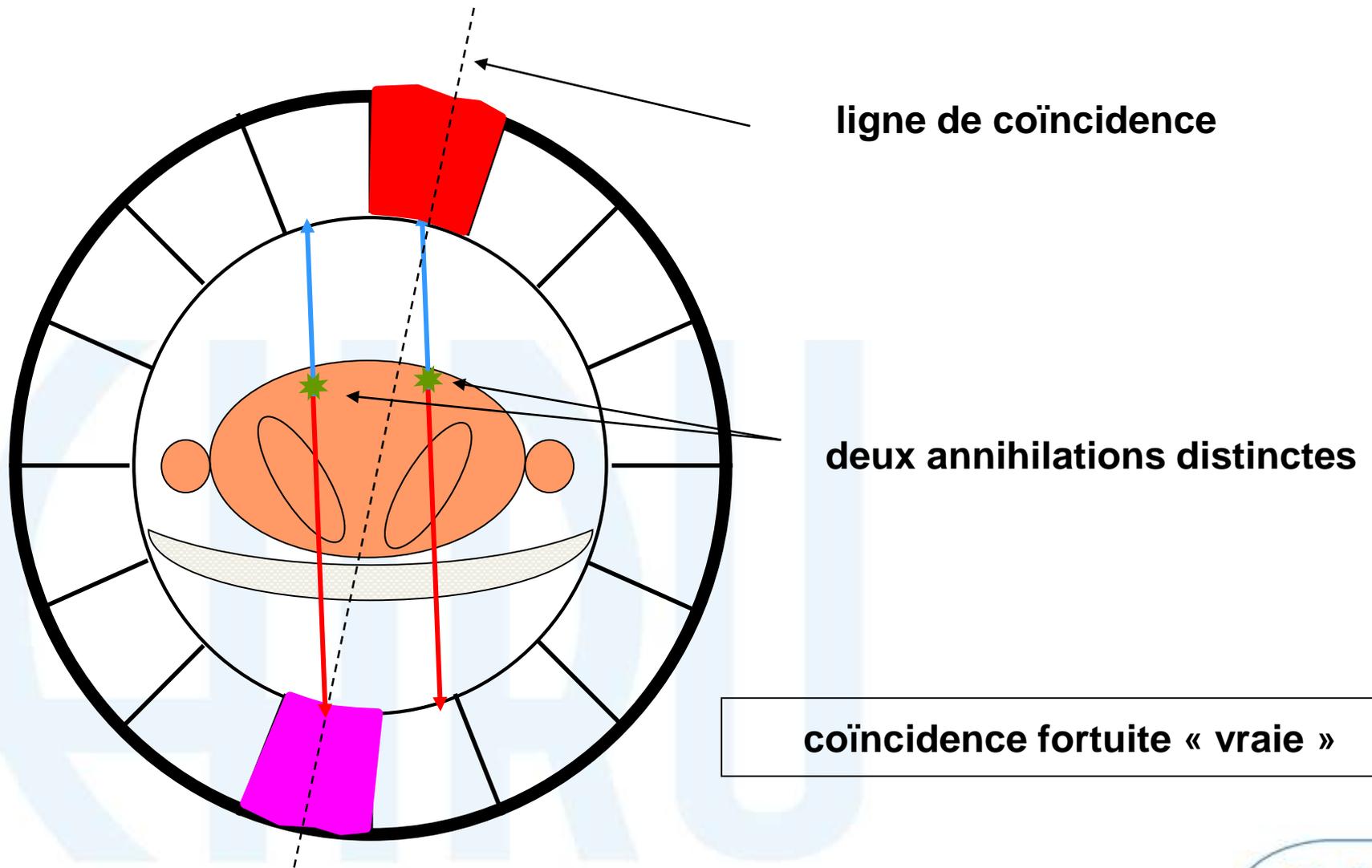
Coïncidences « vraies »

vue de face

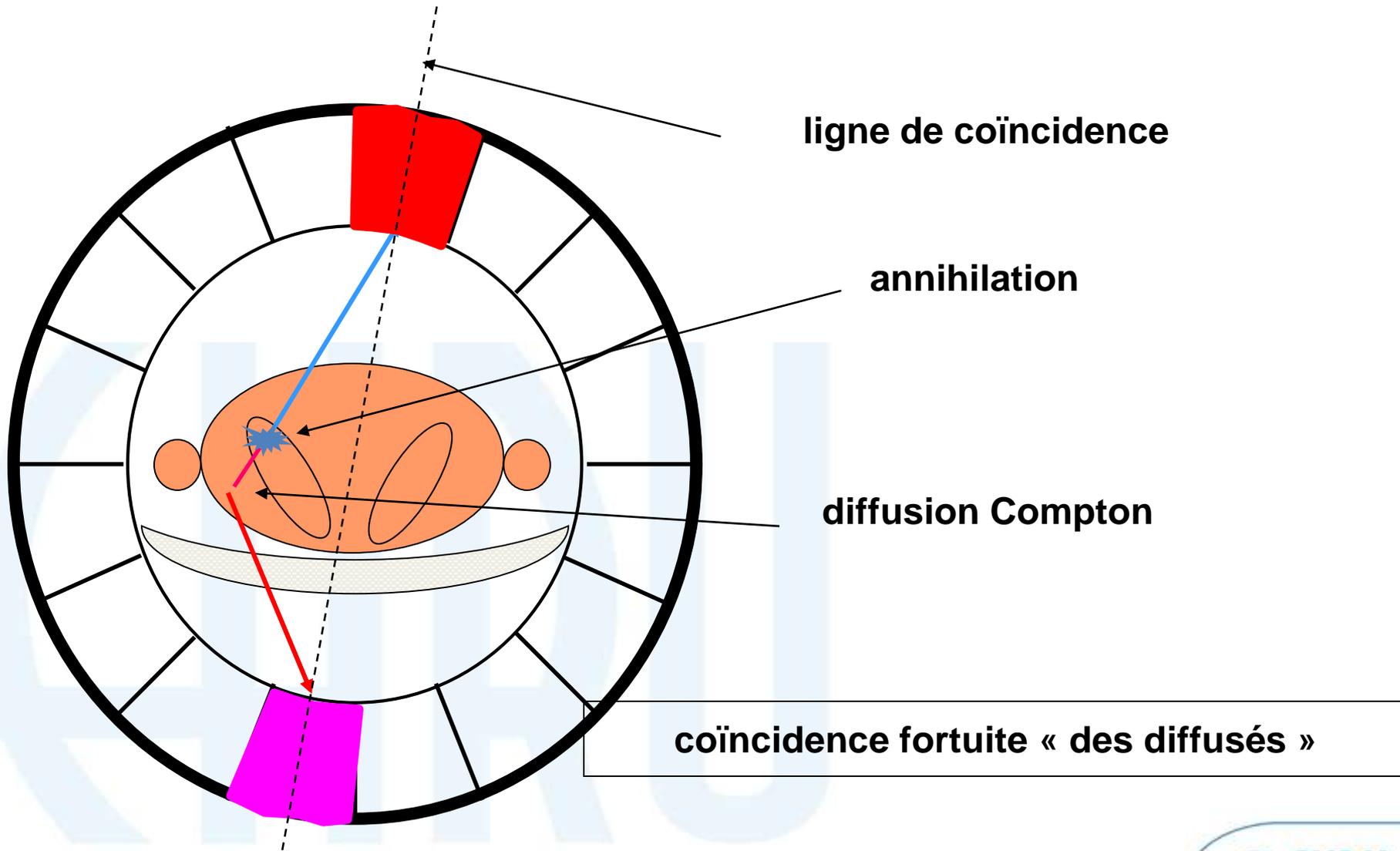
Coïncidences entre les
détecteurs de la couronne.



Coïncidences vraies / fortuites



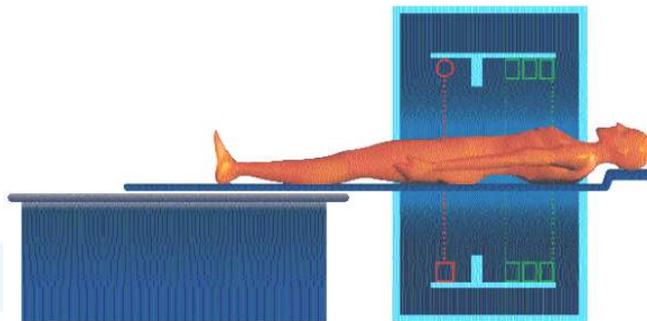
Coïncidences vraies / fortuites des diffusées



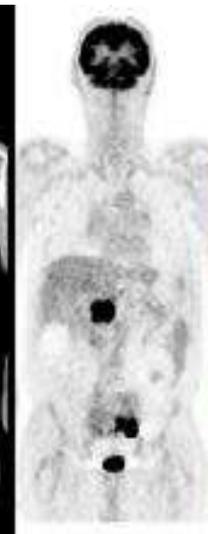
VI. Imagerie hybride

Modalités Hybrides

Couplage TEMP avec TDM



TDM



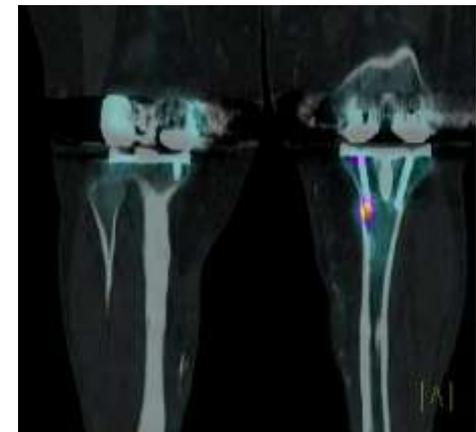
TEP



TEP+TDM

Modalités Hybrides

Couplage TEMP avec TDM



Modalités Hybrides

Intérêt correction de l'atténuation



sans correction d'atténuation.



avec correction d'atténuation.

Modalités Hybrides

1

1

Intérêt optimisation de l' image



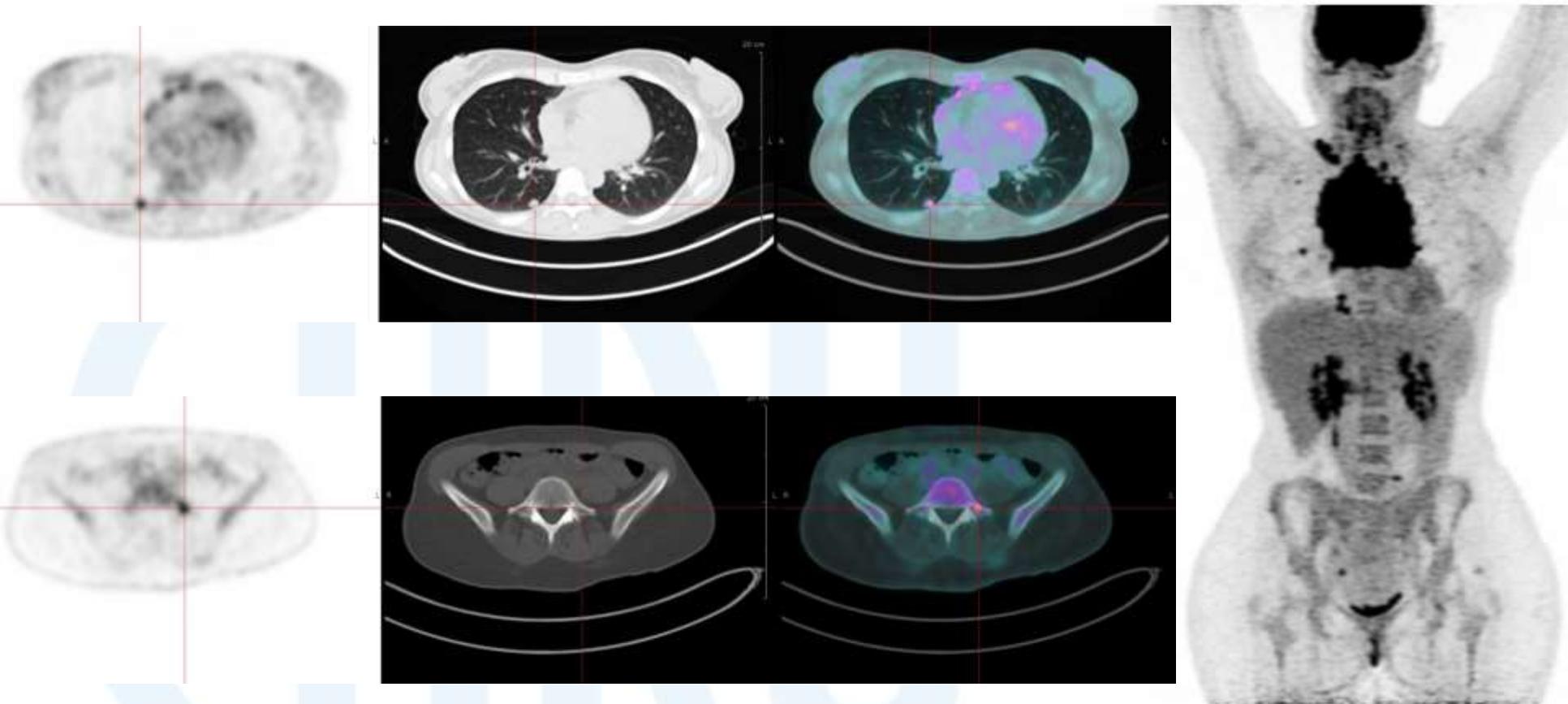
Reconstruction standard



Reconstruction xSPECT bone (Siemens)

Modalités Hybrides

Intérêt de la localisation anatomique



Modalités Hybrides

Intérêt de la localisation anatomique



Modalités Hybrides

Couplage TEP avec IRM

