

PRINCIPES DE DÉTECTION EN TEMP ET TEP

Laëtitia Imbert

Physicienne Médicale, PhD

CHRU Nancy Brabois

Service de Médecine Nucléaire

l.imbert@chru-nancy.fr

Interaction des particules avec la matière

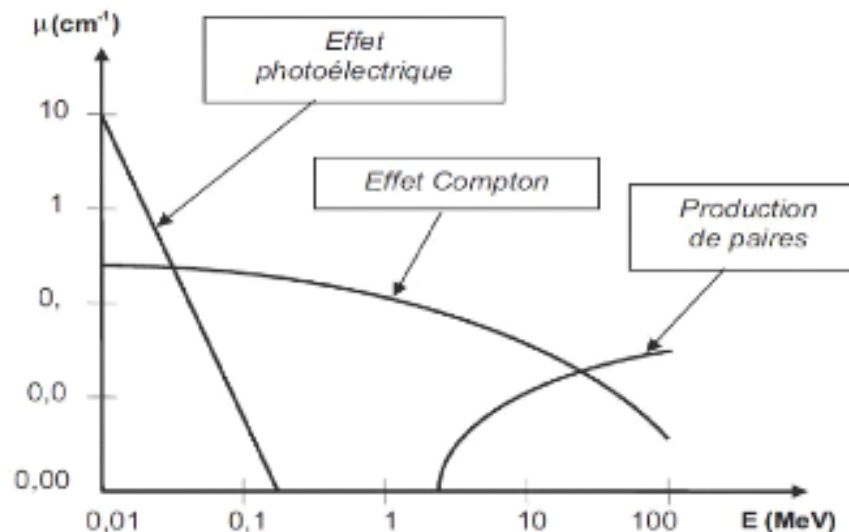
- Interaction des particules α
 - Perte d'énergie essentiellement par interaction électromagnétique avec les électrons de l'atome.
 - Importante création de paires électrons-ions
 - On dit que le **rayonnement α est fortement ionisant**
 - **Trajectoire** des particules α **rectiligne**
 - Grande masse donc particule α peu déviée
 - Exemple : particules α de 5,3 MeV émises par le Polonium 210
 - Parcours : ≈ 4 cm dans l'air
 ≈ 50 μm dans les tissus humains (essentiellement H_2O)

Interaction des particules avec la matière

- Interaction des particules β
 - Perte d'énergie des électrons et positrons
 - Par **interaction avec les électrons atomiques** provoquant l'excitation ou l'ionisation de la matière
 - Par **interaction avec les noyaux des atomes** du milieu, qui devient la trajectoire des électrons. Lors du changement de trajectoire, un **photon de Bremsstrahlung** est émis (conservation de la quantité de mouvement).
 - Particules β 8000 fois + légères / particules α
 - Facilement déviées par le champ électromagnétique des noyaux
 - **Trajectoire** en forme de **ligne brisée**
 - **Particules β** moins ionisantes que les **particules α**
- Exemple : particules β de 2 MeV émises par le Polonium 210
 - Parcours : ≈ 6 m dans l'air, 1 cm dans H_2O
 ≈ 3 mm dans l'aluminium

Interaction des particules avec la matière

- Interaction des photons γ
 - Fonction de l'énergie du photon incident
 - Effet photoélectrique, diffusion Compton, création de paires

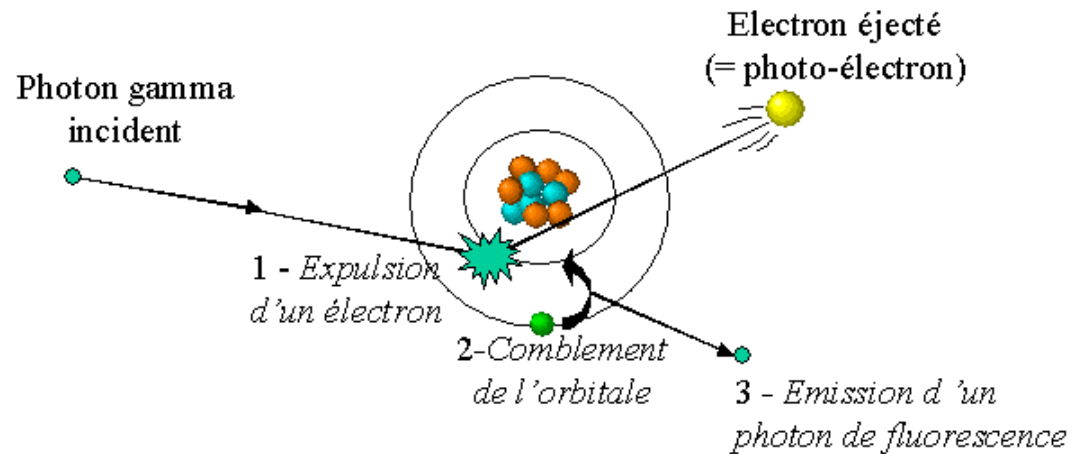


Probabilité d'interaction des photons dans un matériau donné, en fonction de leur énergie.

Interaction des particules avec la matière

- Interaction des photons $\gamma \Rightarrow$ **ryts indirectement ionisants**
 - En fonction de l'énergie du photon, l'interaction est de type :

- Effet photoélectrique



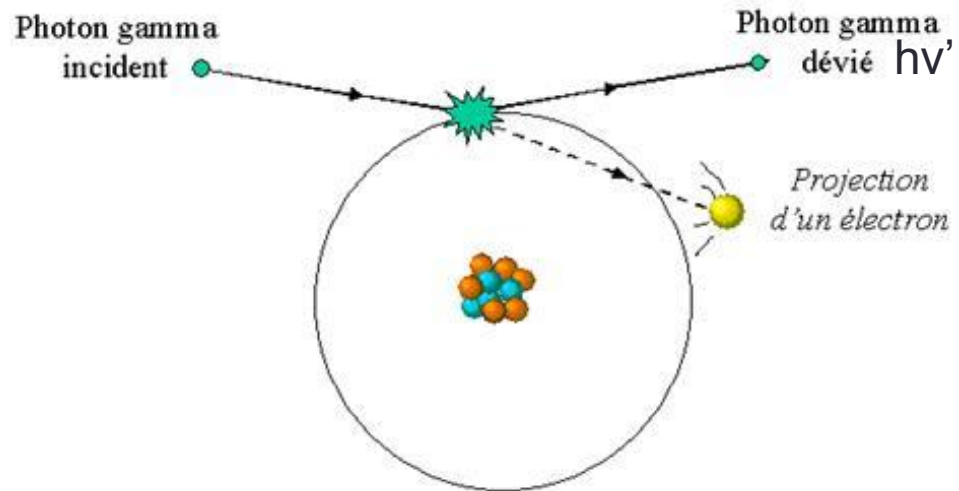
- Photon γ incident, d'énergie $h\nu$, cède toute son énergie à un e^- des couches profondes qui est alors éjecté de l'atome
 - Absorption totale du photon et ionisation de l'atome
 - $E_{e^-} = h\nu - W_e$
 - Réorganisation du cortège électronique de l'atome provoquant l'émission d'un rayonnement X secondaire

Interaction des particules avec la matière

- Interaction des photons γ

- En fonction de l'énergie du photon, l'interaction est de type :

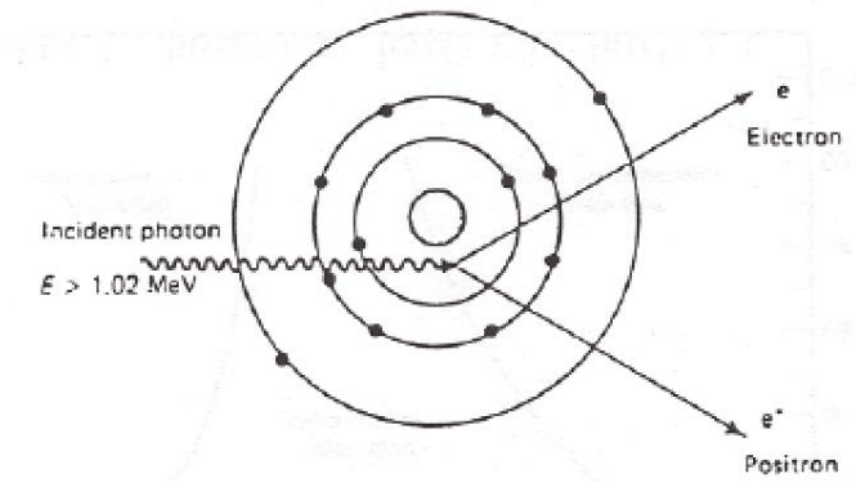
- Diffusion Compton



- Diffusion du photon incident et ionisation de l'atome
- Photon incident cède une partie de son énergie à un électron des couches périphériques de l'atome, qui est éjecté : $h\nu = h\nu' + E_e$
- Nouveau photon diffusé d'énergie $h\nu' < h\nu$

Interaction des particules avec la matière

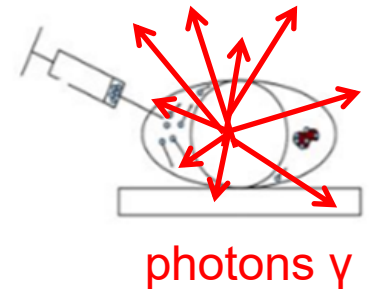
- Interaction des photons γ
 - En fonction de l'énergie du photon, l'interaction est de type :
 - Création de paire $e^+ e^-$



- Processus par lequel le photon incident disparaît, son énergie se matérialisant pour donner naissance à une **paire e^+e^-**
- Le photon incident doit avoir une énergie $>$ seuil de création paire e^+e^-
 - **$h\nu > 2 \times 0,511 \text{ MeV}$**

Imagerie en Médecine Nucléaire

- Imagerie d'émission
- Administration d'un **radio-pharmaceutique**
 - Ayant une affinité la plus spécifique possible
 - Détectable par émission de photons γ
- Difficultés :
 - Mesure du signal (photons γ émis)
 - La distribution radioactive obtenue sur l'image doit être représentative de la distribution dans le patient



Imagerie en Médecine Nucléaire

- **TEMP : Tomographie par Emission MonoPhotonique**
 - Scintigraphies osseuses, cardiaques, pulmonaires, cérébrales, rénales, recherche gg sentinelle...
- **TEP : Tomographie par Emission de Positons**
 - Imagerie corps entier +/- complément pelvis, foie, ORL / cérébrale / cardiaque
 - Indications principales :
 - Diagnostic
 - Caractérisation et bilan d'extension des lésions tumorales malignes
 - Suivi thérapeutique

Imagerie en Médecine Nucléaire

- Déroulement d'un examen

Injection IV d'un
Radiopharmaceutique

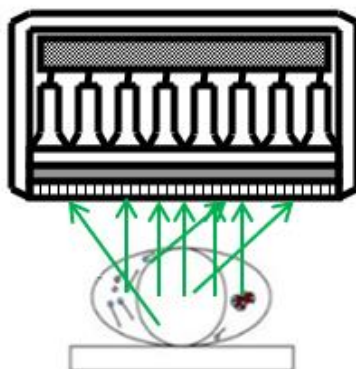
Emetteur $\gamma \Rightarrow$ TEMP

Émetteur $\beta^+ \Rightarrow$ TEP

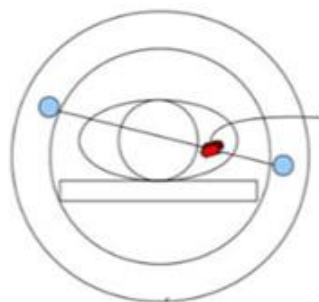


Acquisition

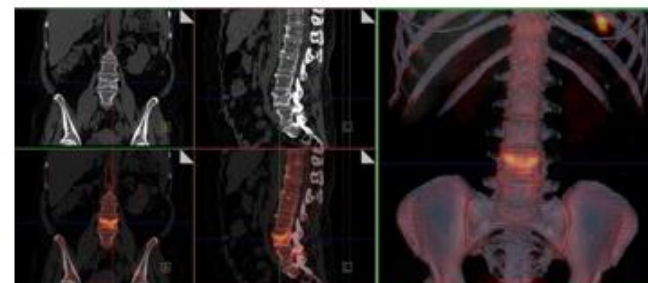
TEMP



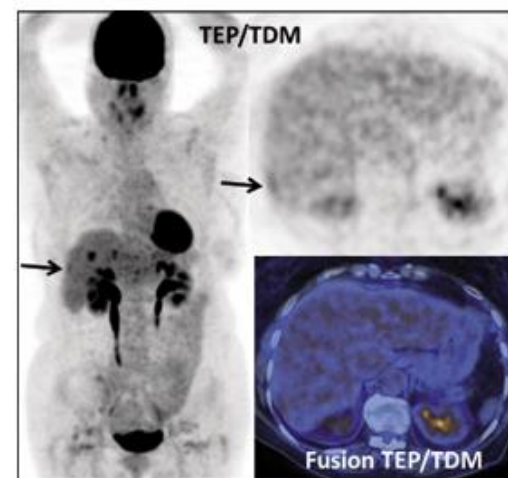
TEP



Interprétation des images



Reconstruction



Détection en TEMP

- Historique

1958

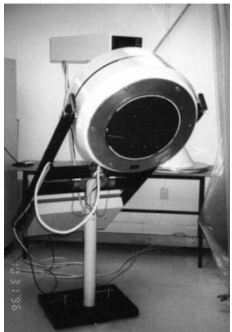
1976

2008

2017

Caméras d'Anger

Détection indirecte



Caméras CZT dédiée cardiologie

Détection directe



Caméras CZT « corps entier »

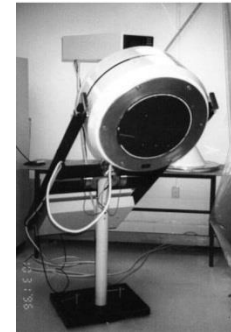
Détection directe



Détection en TEMP

- **Caméra d'Anger**

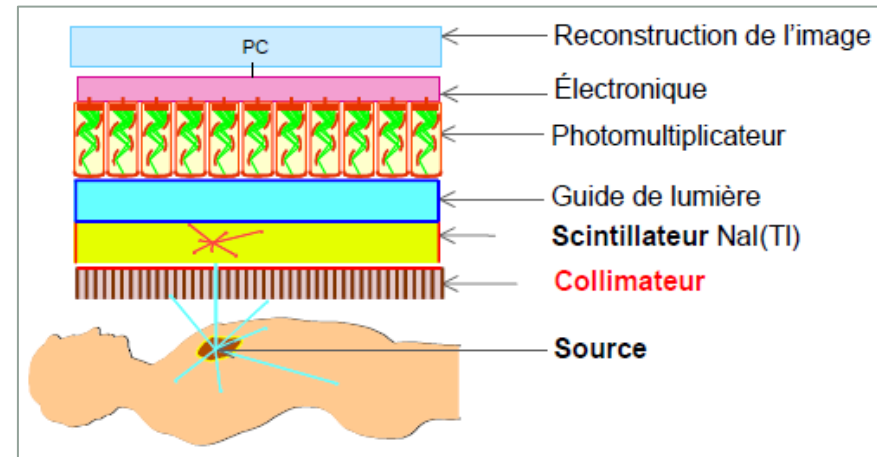
- Transformer énergie du photon γ incident en une grandeur physique mesurable (courant électrique)
- Localiser ces photons pour en faire une image scintigraphique de leur répartition



- Constituée de 1 ou +sieurs têtes de détection

- **Tête de détection :**

- Collimateur à trous parallèles
- Cristal scintillant NaI(Tl)
- Guide de lumière
- Ensemble de tubes PM
- Electronique spécifique



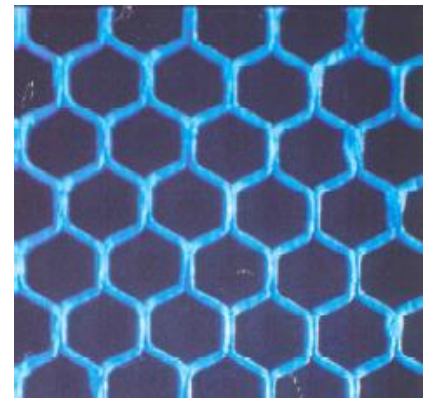
Détection en TEMP

- **Caméra d'Anger**

- **Collimateur**

- Sélection des photons γ arrivant sur le détecteur
- $\neq$ types collimateurs selon énergie radioélément
 - Basse énergie : épaisseur des septa faible (^{99m}Tc , ^{201}Tl)
 - Haute énergie : épaisseur des septa grande (^{131}I)
 - Moyenne énergie : épaisseur intermédiaire (^{111}In)
- Formes, nombres et $\varnothing$ trous, hauteur septa
- Métal Z élevé : Plomb, tungstène

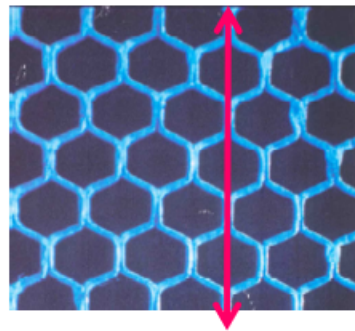
Collimateur à trous
parallèles hexagonaux



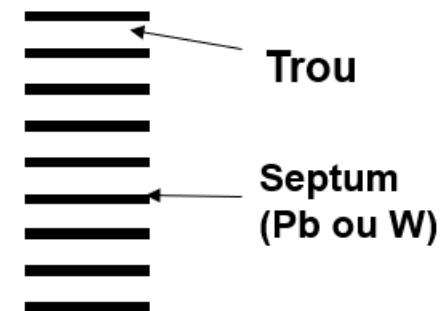
Vue de face

Détection en TEMP

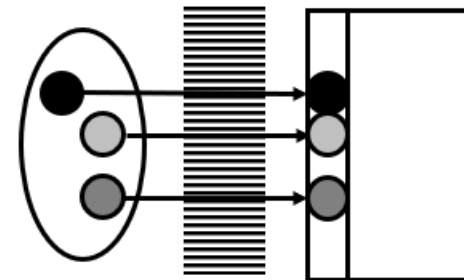
- **Caméra d'Anger**
- **Collimateur**
- $\neq$ types collimateurs selon énergie radioélément
 - Selon la géométrie du collimateur
 - Collimateur **plan à trous parallèles** : projection de l'objet sur le cristal sans changement d'échelle



Vue de face



en coupe



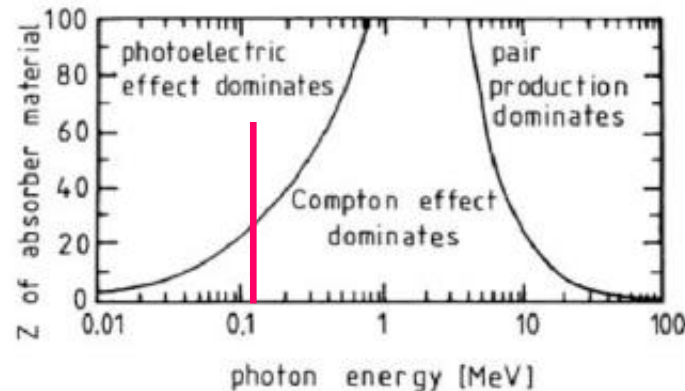
Détection en TEMP

- **Caméra d'Anger**

- **Cristal scintillant**

- Cristal monobloc
- Convertit les photons gamma en photons lumineux
- Interaction d'un photon par effet photoélectrique ou par diffusion Compton (selon énergie γ)

Photons γ ^{99m}Tc
 $E = 140 \text{ keV}$



Détection en TEMP

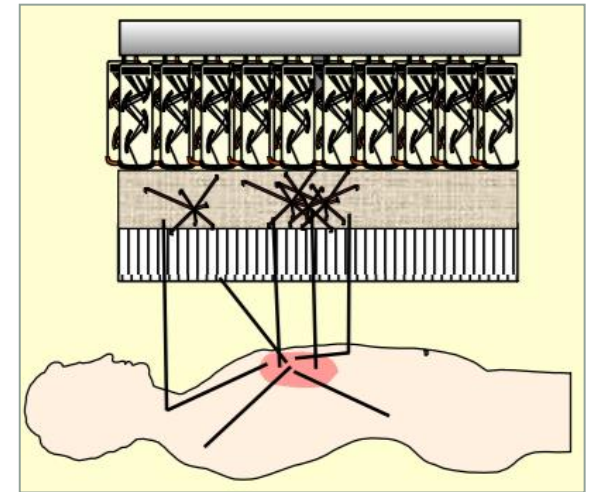
- **Caméra d'Anger**

- **Cristal scintillant**

- Cède de l'énergie à des électrons
- Électrons vont ioniser et exciter les atomes du milieu
- Retour vers l'état fondamental
=> émission lumineuse isotrope

- Intensité émission lumineuse $\propto$
quantité d'énergie cédée

Détection indirecte



140 keV - 1500 charges

Photons γ ^{99m}Tc

Détection en TEMP

- **Caméra d'Anger**
 - **Cristal scintillant**
 - Propriétés scintillateur :
 - Bonne efficacité de conversion E déposée $\Rightarrow E$ lumineuse
 - Réponse spectrale adaptée à la photocathode du tube PM pour conversion électrique
 - Z , ρ , μ suffisants pour permettre de détecter les rayons γ aux énergies utilisées en MN

Cristal scintillant	<i>Nal(Tl)</i>	<i>CsI(Tl)</i>	<i>CsI(Na)</i>
Z effectif	50	54	54
Masse volumique (g/cm ³)	3,67	4,5	4,51
Indice de réfraction	1,85	1,78	1,84
Longueur d'onde d'émission (nm)	410	565	420
Coefficient d'atténuation (cm ⁻¹) à 140,5 keV	2,45	3,61	3,61
Constante de décroissance (ns)	230	900	630
Réponse lumineuse relative (% <i>Nal(Tl)</i>)	100	45	85
Hygroscopique	oui	non	non

Détection en TEMP

- **Caméra d'Anger**
 - **Cristal scintillant**
 - Limites scintillateur :
 - Fragilité
 - Fissure si choc (en l'absence de collimateur)
 - Changement de température, humidité
 - Ne se remplace pas (pour une caméra donnée, seule une certaine gamme de radio-isotopes peut être utilisée)
 - Coût élevé

Détection en TEMP

- **Caméra d'Anger**
 - Guide de lumière
 - Plaque de verre placée entre cristal et PM
 - Adapter indice réfraction entre cristal NaI ($N = 1,85$) et vide PM ($N = 1$)
 - Eloigner les PM / au cristal
 - Disposer d'1 + grand nombre de PM => meilleure RS



Détection en TEMP

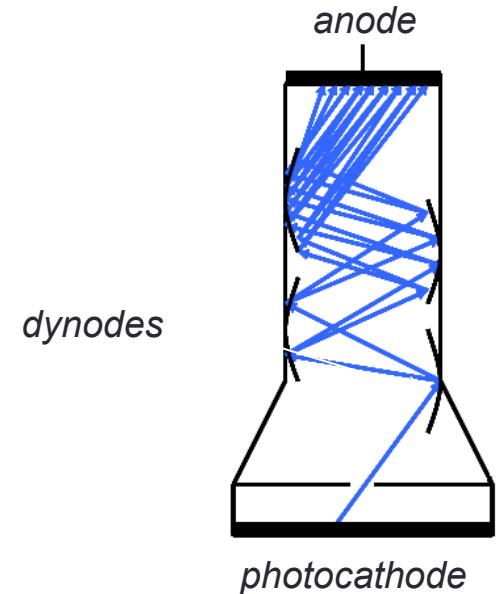
- **Caméra d'Anger**

- Tubes photomultiplicateurs

- Conversion du signal en 1 signal électrique exploitable par les circuits électroniques

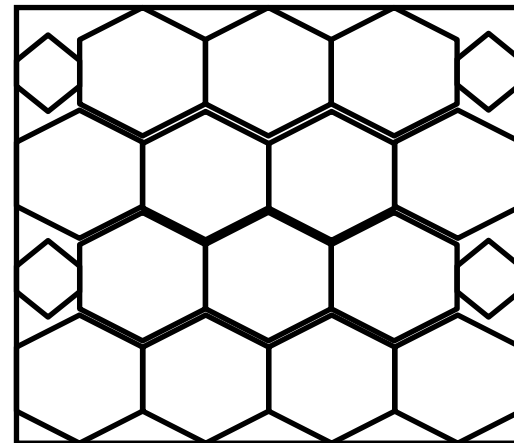
- Constitué d'1 photocathode et de dynodes
 - Photocathode : conversion photons lumineux en électrons
 - Dynodes : multiplication du nombre d'électrons => **gain PM** (fonction nombre dynodes, haute tension)

- Anode émet des impulsions électriques dont l'intensité $\propto$ à l'énergie cédée par photons gamma dans le scintillateur



Détection en TEMP

- **Caméra d'Anger**
 - Tubes photomultiplicateurs
 - Arrangés pour que la surface des photocathodes couvre toute la surface du guide de lumière (= surface du cristal scintillant)
 - Nombre et dimensions dépendent de la surface du champ de vue du détecteur



Détection en TEMP

- **Caméra d'Anger**

- **Circuit électronique analogique**

- **Déterminer :**

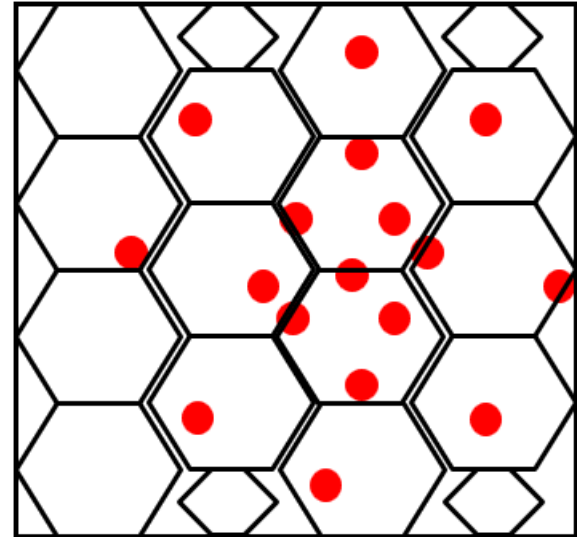
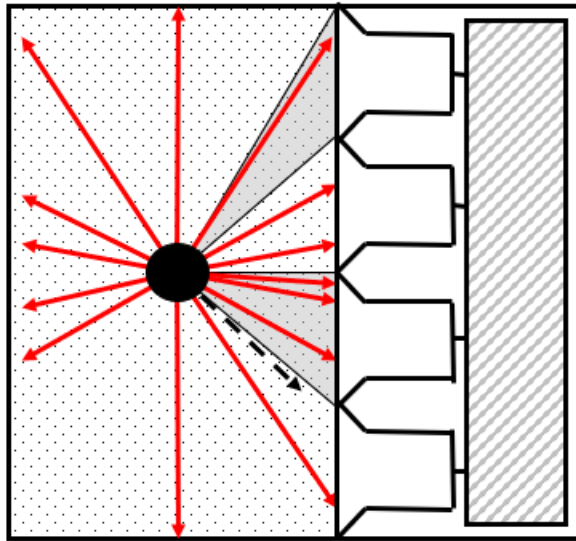
- localisation du point d'interaction du photon dans le cristal
- valeur de l'énergie du photon

- Image scintigraphique = visualisation du nombre d'interactions en chaque position et dont l'énergie est comprise dans une fenêtre en énergie.



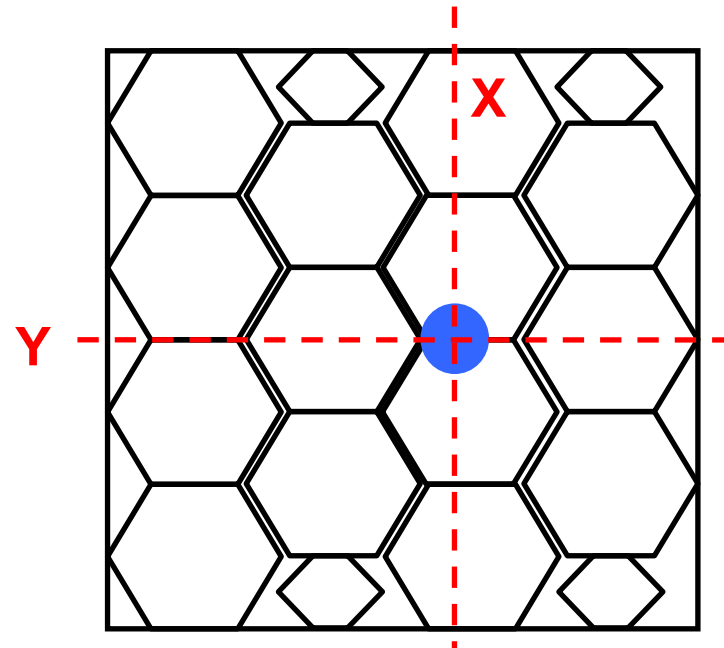
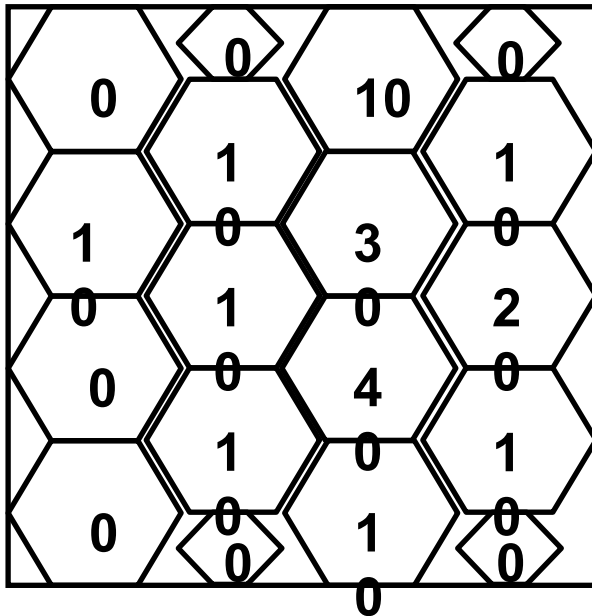
Détection en TEMP

- **Caméra d'Anger**
 - Circuit électronique analogique
 - Localisation du point d'interaction



Détection en TEMP

- **Caméra d'Anger**
 - Circuit électronique analogique
 - Localisation du point d'interaction



Détection en TEMP

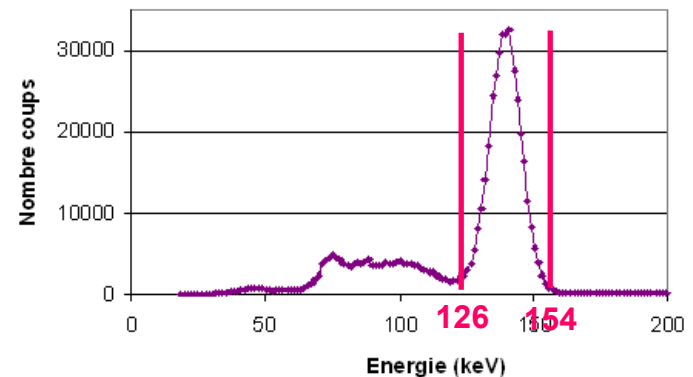
- **Caméra d'Anger**
 - Circuit électronique analogique
 - Energie du photon γ
 - La quantité d'impulsions électriques émises par les photomultiplicateurs est proportionnelle au nombre de photons visibles émis, qui est lui-même proportionnel à l'énergie du photon γ détecté
 - En ne prenant en compte qu'une certaine gamme de quantité d'impulsions électriques, on ne prend en compte que les photons γ détectés dont l'énergie correspond à cette gamme d'impulsions électriques (« fenêtre en énergie »)



Détection en TEMP

- **Caméra d'Anger**
 - **Circuit électronique analogique**
 - Energie du photon γ
 - **Spectre en énergie** caractéristique d'un radioélément
 - Tri des impulsions en fonction de leur énergie
 - Enregistrement des photons γ avec énergie proche de leur énergie d'émission
 - Rejet des photons détectés à une énergie inférieure à leur énergie émission (diffusés)

↑ Qualité d'image



Spectre photons γ ^{99m}Tc @ 140 keV

Détection en TEMP

- **Caméra d'Anger**
 - Blindage
 - Protéger le détecteur des rayonnements provenant de régions situées en dehors de la zone explorée.



Détection en TEMP

- **Caméra d'Anger**

- **Limites technologiques**

- Résolution spatiale intrinsèque : 3 à 4 mm à 140 keV
- Résolution spatiale système (avec collimateur) :
~ 10 mm pour une source de 140 keV à 10 cm de profondeur
- Résolution en énergie : 9 à 10 % à 140 keV
- Taux de comptage faible : 300 kcps/s
- **Encombrement** important de la tête de détection
- Efficacité caméra : tps acq long pour nombre de coups suffisants

Détection en TEMP

- **Caméra d'Anger**
 - Limites technologiques

Pour acquérir de meilleures images : améliorer les performances des γ caméras

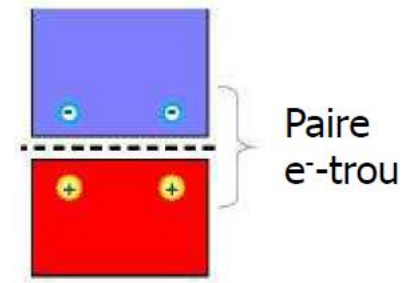
- Nouvelle géométrie de collimateur, nouveau module de détection
- Pouvoir arrêt $\Leftrightarrow$ NaI(Tl),
 - Meilleures résolution spatiale et résolution énergie
- Meilleure efficacité

Détection en TEMP

- **Caméra à semi-conducteurs**

- **Rappels et définitions**

- Sous l'effet d'une stimulation
 - Électrons excités sur la **bande de conduction**
 - Trous laissés dans la **bande de valence**
- Sous l'action d'un champ électrique
 - Électrons se déplacent vers le pôle + (conduction de type n)
 - Trous se déplacent vers le pôle – (conduction de type p)
- Semi-conducteurs intrinsèques
 - Cristaux parfaits = difficiles à obtenir
- Semi-conducteurs extrinsèques : dopage des impuretés qui leur confèrent :
 - Conduction de type p (trous dans la bande de valence)
 - Conduction de type n (e- dans la bande de conduction)



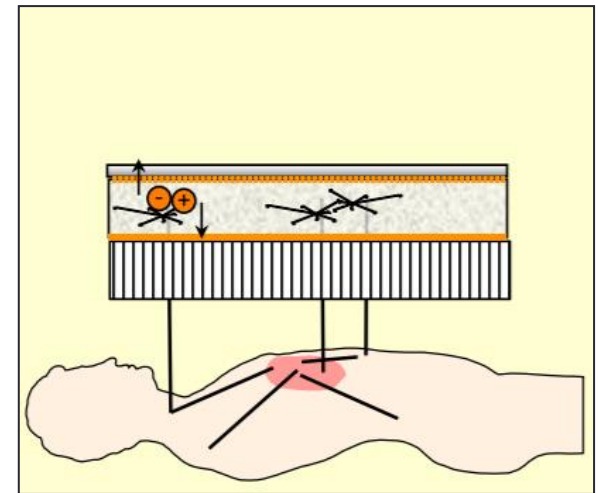
Détection en TEMP

- **Caméra à semi-conducteurs**

- Principe de détection

- Détection directe : conversion des **photons γ en paires électron-trou**
 - Interaction photon avec SC : dépôt d'énergie par effet PE ou Compton
 - Création paires é-trou $\propto$ au dépôt d'énergie
 - Déplacement des porteurs libres sous action E entre anode et cathode
 - Charge induite finale sur chaque électrode $\propto$ aux nb de porteurs de charge donc à l'énergie du photon incident

Détection directe



140 keV - 30000 charges
Soit 20 x / NaI(Tl)

Photons γ ^{99m}Tc

Nichols et al. JNC 2009

Détection en TEMP

- **Caméra à semi-conducteurs**

- **Propriétés des semi-conducteurs**

SC	Numéro atomique	Densité g.cm ⁻³	Absorption 140 keV (cm ⁻¹)	Résistivité (Ω.cm)	Bande interdite (eV)	E _{paire} (eV)	Mobilité		Durée de vie	
							e-	trou	e-	trou
							(cm ² /V.s)		μs	
Ge	32	5,32	1,35	50	0,74	2,98	3600	4200	20	20
Si	14	2,33	0,35	10 ⁶	1,16	3,76	2100	1100	20	20
CdTe	48/52	6,06	4	>10 ⁹	1,47	4,43	1100	100	1	1
CdZn Te	48/30/52	6	3,84	>10 ¹⁰	1,5	4,64	1050	50 à 80	3	0,1
Hgl2	80/53	6,4	8,96	10 ¹³	2,13	4,2	100	4	1	25

Caractéristiques des principaux semi-conducteurs utilisés pour la détection des photons X et γ [Sakai et al., 1982]

Meilleur compromis pour une utilisation médicale

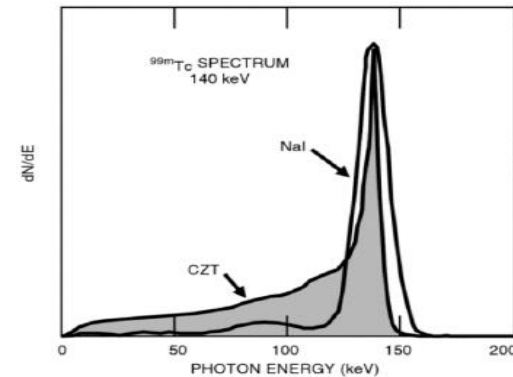
Détection en TEMP

- **Caméra à semi-conducteurs**

- **Propriétés des semi-conducteurs**

- **CdZnTe**

- Grande compacité
- Grande résistivité
- Faible largeur de bande interdite (1,5 eV)
- Fonctionnement à **T ambiante**
- Propriétés de transport correctes
- **Résolution en énergie** 2 x supérieure / NaI(Tl)
- **Coût** raisonnable
 - Techniques de production de mieux en mieux maîtrisées
- **Disponibilité** sur le marché
- Détecteurs pixélisés utilisés pour l'imagerie



Barone-Rochette et al. JNC 2015

Détection en TEMP

- **Caméras à semi-conducteurs**

- **Avantages des semi-conducteurs**

- **CdZnTe**

- Faible encombrement

- Optimisation géométrie d'acquisition

- Amélioration sensibilité de détection

- Détection directe (nb charges créées + important)

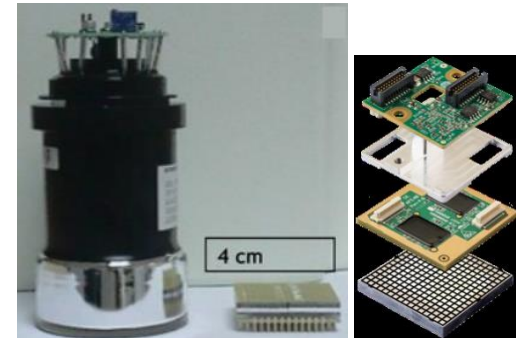
- Amélioration résolution spatiale

- RS intrinsèque 2,46 mm

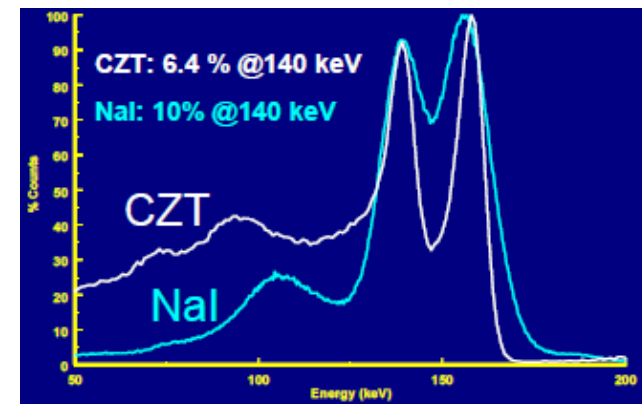
- Amélioration résolution en énergie

- Imagerie multi-isotopes

↑ contraste dans l'image



GE Healthcare



Détection en TEMP

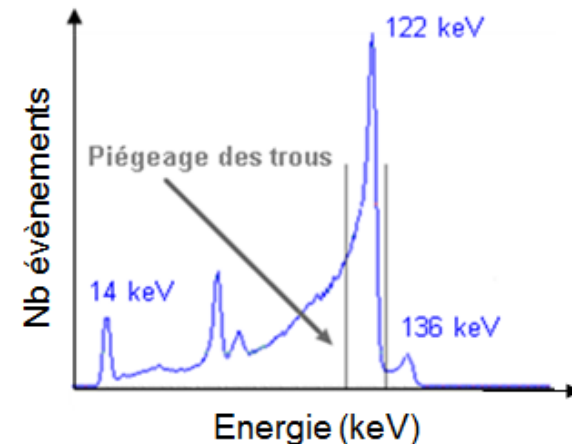
- **Caméras à semi-conducteurs**

- **Limites des semi-conducteurs**

- **CdZnTe**

- **Durée de vie** des charges et notamment des trous
- Défauts présents dans le matériau SC
=> **pièges**
- Collection **imparfaite** des charges
- **Sous-estimation** de l'énergie des photons détectés
- Bruit dû au courant de fuite
- **Faible efficacité de détection** pour des photons γ d'énergie élevée due à la faible épaisseur du détecteur SC (> 200 keV)
- Coût important

*Peyret et al.
ACOMEN 1999*



Détection en TEP

- Historique

1952

*1^{er} appareil
d'imagerie
positon clinique*



*2 détecteurs
NaI(Tl) en
coincidence*

1974 1976

*Base des
tomographes
actuels*

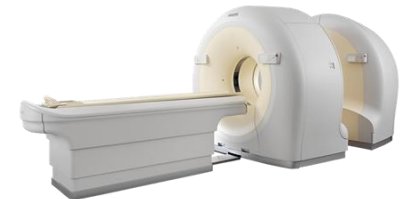


1985-1990

*Développement du
TEP en milieu clinique*

2000

*Imagerie hybride
TEP/TDM*



*1^{ère} caméra
commerciale*

Détection en TEP

- Historique

2006

2010

2013

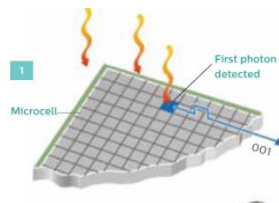
2017

*Caméra TEP-CT
temps de vol*

*Imagerie hybride
TEP/IRM*



*PM Silicium
(Philips)*

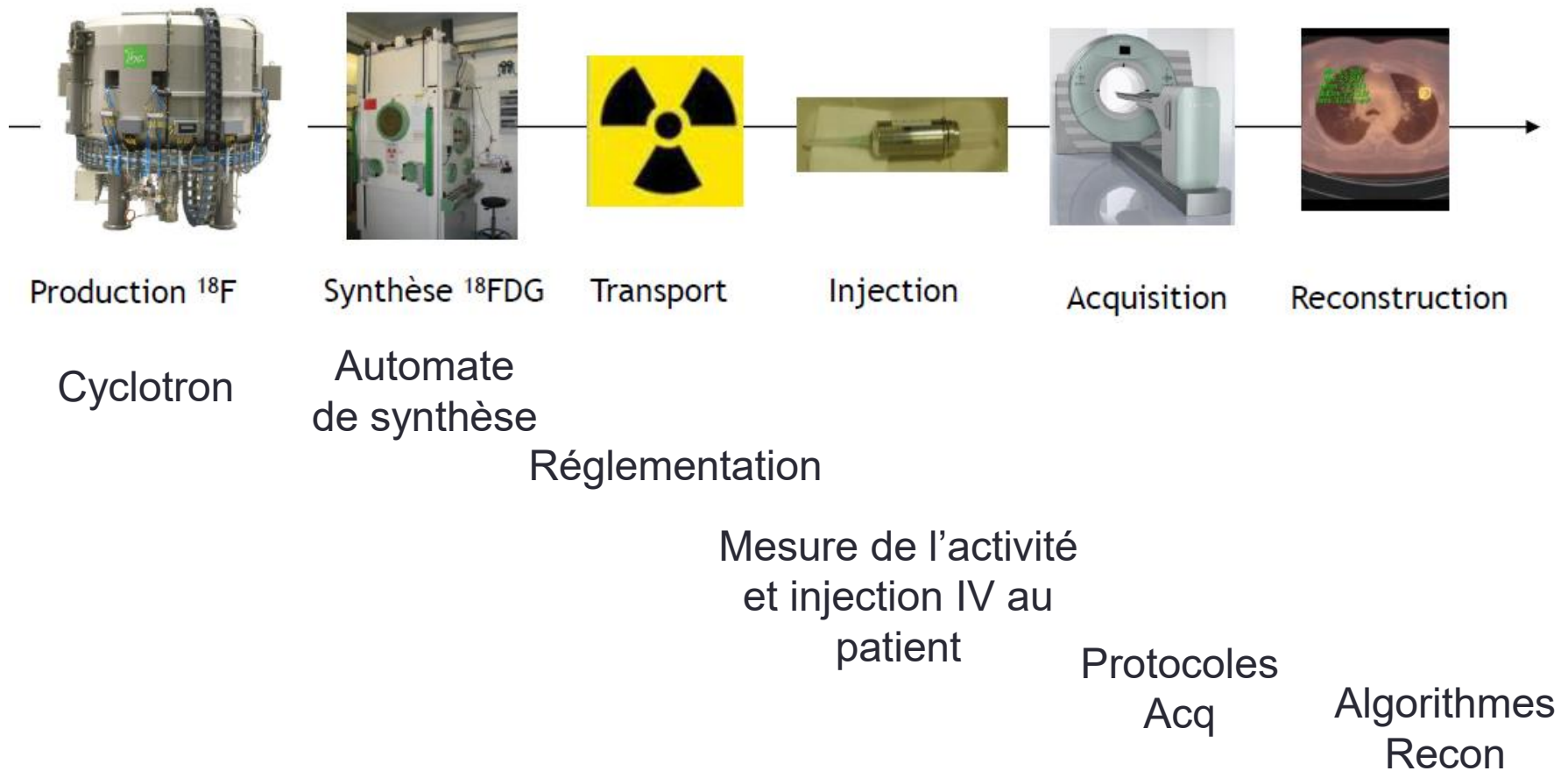


*Caméra TEP
« numérique »*



Détection en TEP

- Examen TEP



Détection en TEP

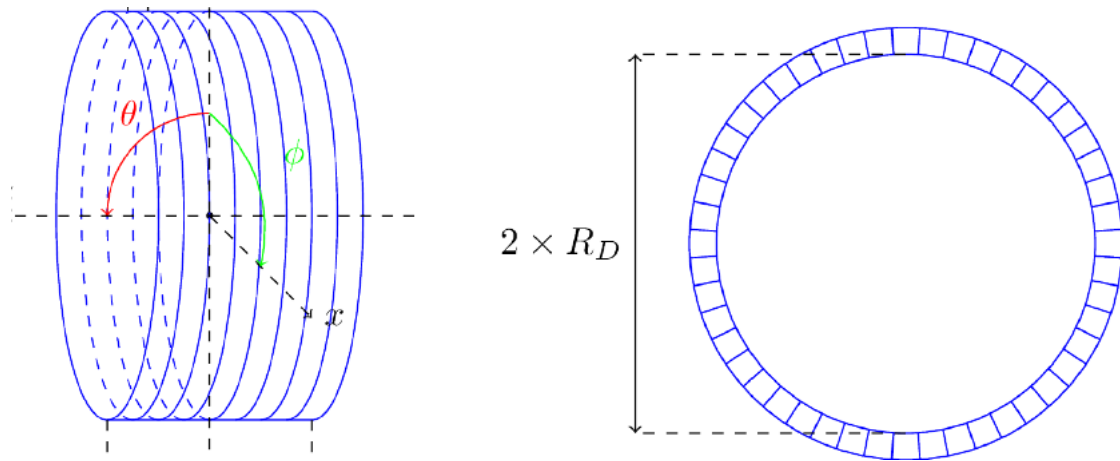
↳ Radiotraceurs utilisés en TEP

^{18}F-FDG	Oncologie Fixation dans les cellules consommant du glucose
^{18}F-Choline	Cancer prostate
^{18}F-Na	Métastases osseuses
^{18}F-FLT	Prolifération tumorale
^{18}F-FES	Cancer du sein
^{18}F-FDOPA	Tumeurs neuro-endocrines, glioblastome et syndromes Parkinsoniens
^{18}F-Florbetapir	Alzheimer plaques amyloïdes
DOTATOC-^{68}Ga	Tumeurs neuro-endocrines
^{82}Rb	Perfusion myocardique

Détection en TEP

✂ Géométrie d'acquisition

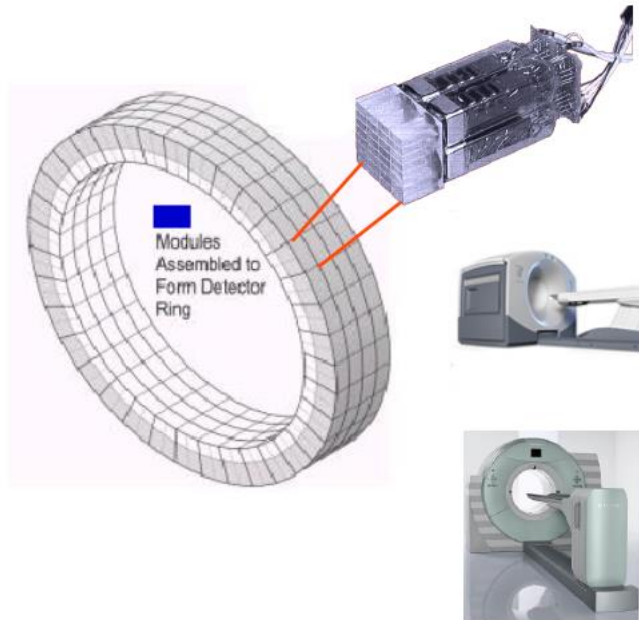
- Anneau = juxtaposition de couronnes de détecteurs
- Diamètre ≈ 80 cm
- Champ de vue axial de 15.6 à 24.0 cm
- 20 000 à 40 000 cristaux élémentaires



Détection en TEP

- **Géométrie d'acquisition**

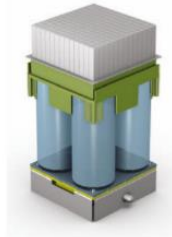
- Détecteur bloc



Anneau constitué de détecteurs
en bloc pixelisés (GE & Siemens)

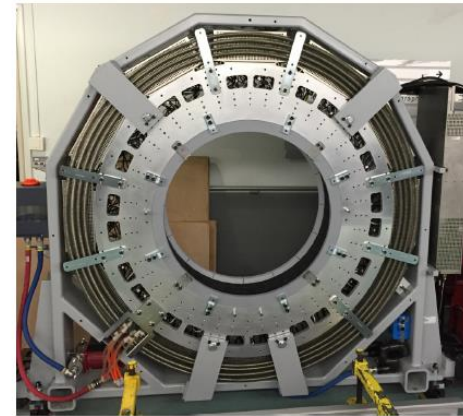
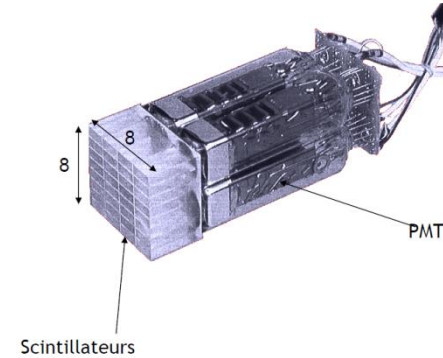


13 × 13 (4x4x20 mm) LSO

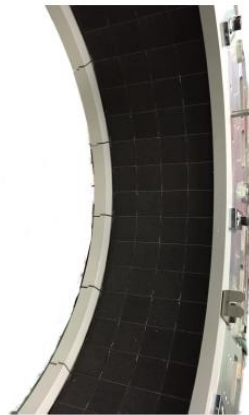


4 PMT

1 bloc



48 blocs / anneau



4 anneaux

mCT Flow (2014) = 32448 cristaux scintillateurs

Conclusion

- **Développement technologique** important ces dernières années:
 - TEMP -> caméras à détecteurs CZT
 - TEP -> « numériques » (avec SiPM)
 - TEP « grand champ »
 - Apport de l'IA
- **↑ performances**
- Optimisation des protocoles d'examens (paramètres d'acquisition et de reconstruction)