

# **Utilisation des rayonnements ionisants pour l'imagerie et la thérapie : Principe et évolution**

**Laurent Ménard**

**Laboratoire Imagerie et Modélisation en Neurobiologie et Cancérologie**

**Université PARIS Diderot – Paris 7**

# Médecine nucléaire

## Utilisation de radioéléments à des fins médicales

Diagnostic *in vitro* : dosage de paramètres biologiques à l'aide de radio-isotopes (radio-immunologie)

Diagnostic *in vivo* : imagerie scintigraphique, TEP

Imagerie interventionnelle : assistance au geste opératoire (détection per-opératoire)

Thérapie : radiothérapie externe, curiethérapie, radiothérapie interne vectorisée, hadronthérapie

# Plan

## 1. L'imagerie nucléaire

- Histoire et principes
- Différentes modalités d'imagerie : scintigraphie, TEMP et TEP
- Applications en recherche fondamentale et clinique
- Evolutions

## 2. La radiothérapie : du photon au hadron

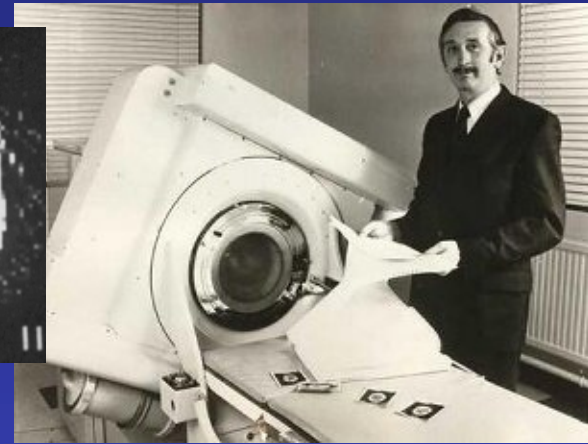
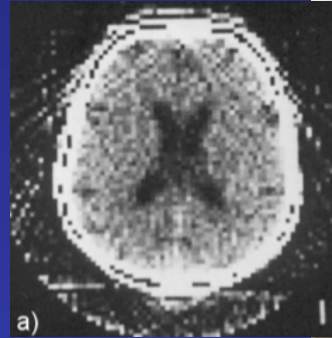
# Imagerie nucléaire : Un peu d'histoire



- 1895 Röntgen (Prix Nobel 1901) : découverte des rayons X (première image radiographique)
- 1896-1898 Becquerel et Pierre et Marie Curie (Prix Nobel en 1903) : découverte de la radioactivité naturelle
- 1911 Rutherford et al (Prix Nobel 1908) : mise en évidence du noyau atomique
- 1913 de Hevesy (Prix Nobel 1943) : première utilisation d'un traceur radioactif (radium)
- 1934 Irène et Frédéric Joliot Curie (Prix Nobel 1935) : découverte de la radioactivité artificielle à l'origine de la médecine nucléaire



# Imagerie nucléaire : Un peu d'histoire

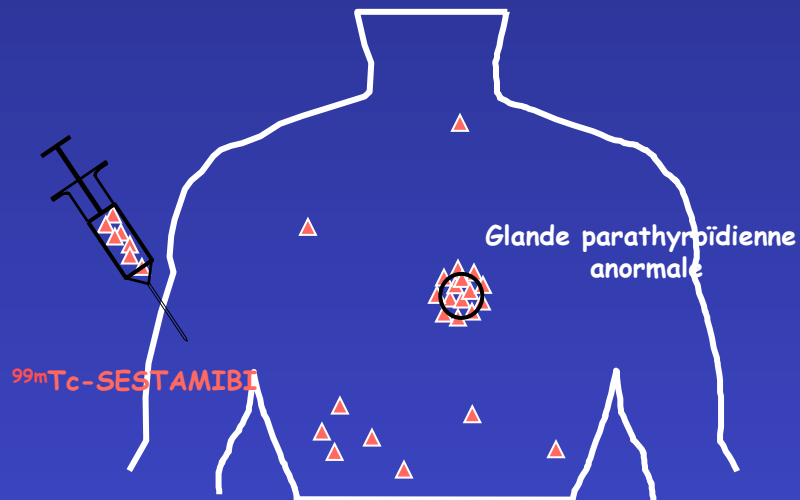


- 1957 Anger : première gamma-caméra
- 1972 Mc Cornack et Hounsfield (Prix Nobel 1979) : premiers résultats cliniques du tomographe à transmission (scanner X)
- 1975 Phelps : tomographie par émission de positons (TEP/PET)
- 1979 Jaszac : tomographie d'émission monophotonique (TEMP/SPECT)

# Imagerie nucléaire : Principe

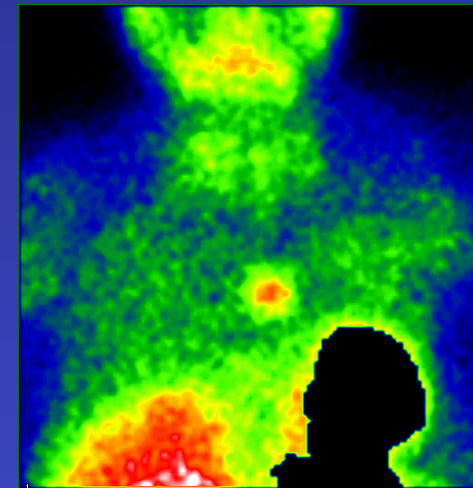
## Marquage

Injection d'un produit radiopharmaceutique sensible à une fonction physiologique, à un processus métabolique ou à une molécule



## Détection

Cartographie de la distribution spatiale/cinétique du radiotraceur



**Molécule traceuse** + **Radio-isotope**

Traceurs métaboliques  
Anticorps monoclonaux  
Récepteurs

Emetteurs  $\gamma$  ou  $\beta^+$   
( $^{99m}\text{Tc}$ , I,  $^{18}\text{F}$ ,  $^{11}\text{C}$ ,  $^{15}\text{O}$ ...)

➔ en service de médecine nucléaire  
Gamma-caméra, tomographes TEMP ou TEP

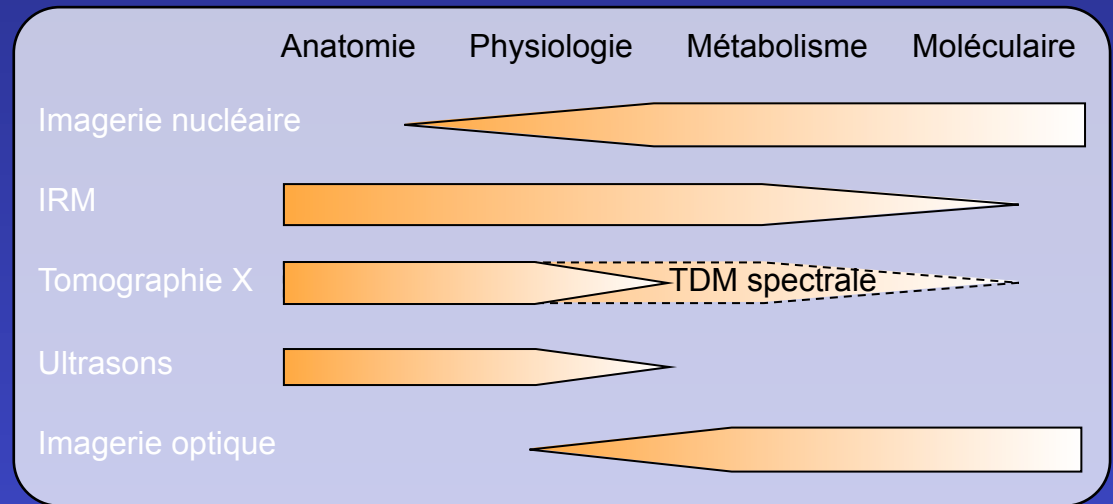
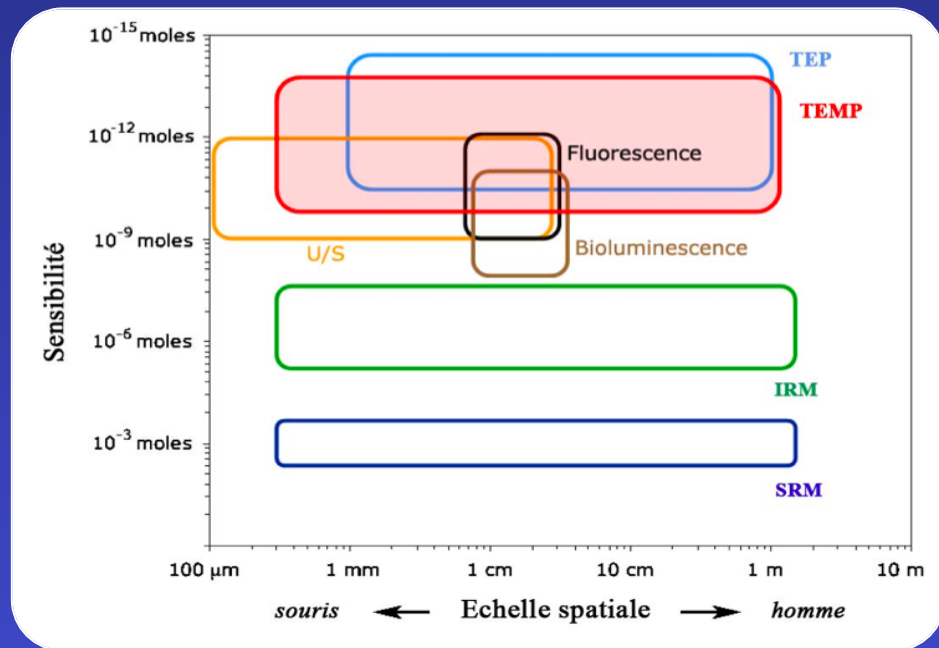
➔ en bloc opératoire

# Imagerie nucléaire : Principe

- ✓ **Imagerie par émission** (par opposition à l'imagerie par transmission, réflexion)
- ✓ **Imagerie fonctionnelle** (par opposition à l'imagerie anatomique) : mesure de processus physiologiques et biochimiques
- ✓ **Imagerie quantitative très sensible** ( $[c] < 10^{-12}$  moles)

# Imagerie nucléaire : Principe

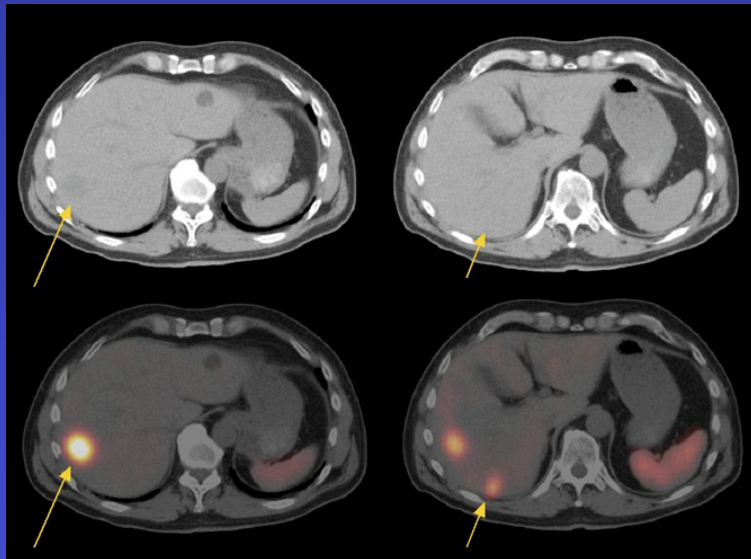
## Des techniques d'imagerie complémentaires



Meikle et al PMB 2005

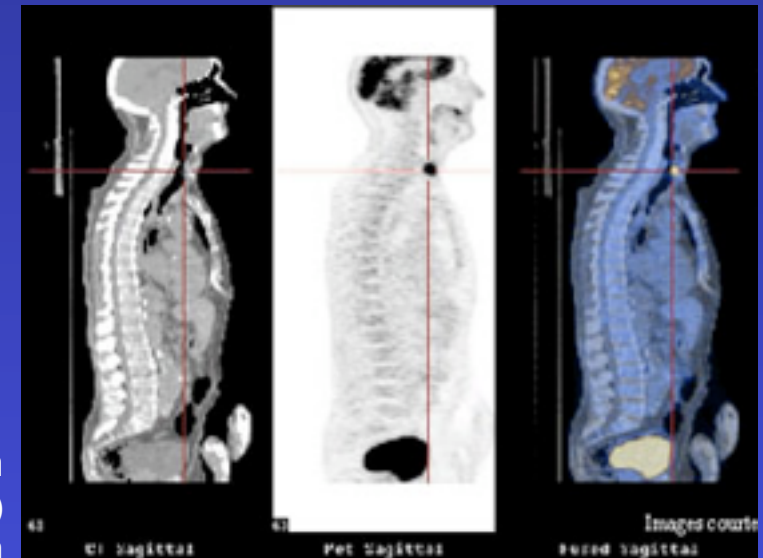
# Des modalités d'imagerie complémentaires

- Informations fonctionnelles indispensables en l'absence d'anomalie anatomique (modifications physiologiques et biochimiques précèdent les altérations anatomiques)
- Informations fonctionnelles indispensables pour statuer sur l'état pathologique d'une anomalie anatomique
- Repérage anatomique indispensable pour localiser précisément une anomalie fonctionnelle (notamment en l'absence de repère anatomique)



Tumeur carcinoïde  
( $^{111}\text{In}$ -Ostreoscan  
TEMP/TDM)  
University of Michigan

Cancer laryngien  
( $^{18}\text{F}$ FDG-TEP/TDM)  
Université de Zurich



# Plan

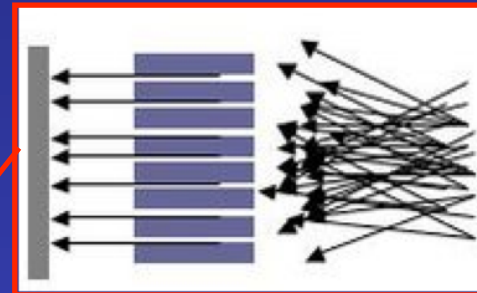
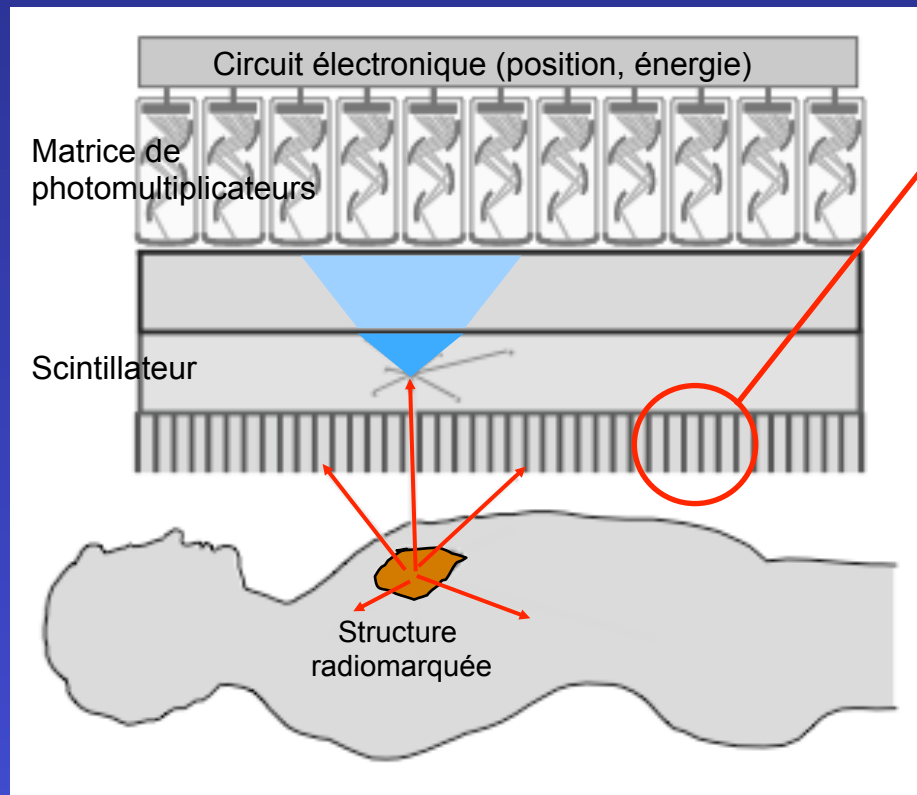
## 1. L'imagerie nucléaire

- Histoire et principes
- **Différentes modalités d'imagerie : scintigraphie, TEMP et TEP**
- Applications en recherche fondamentale et clinique
- Evolutions

## 2. La radiothérapie : du photon au hadron

# La gamma caméra

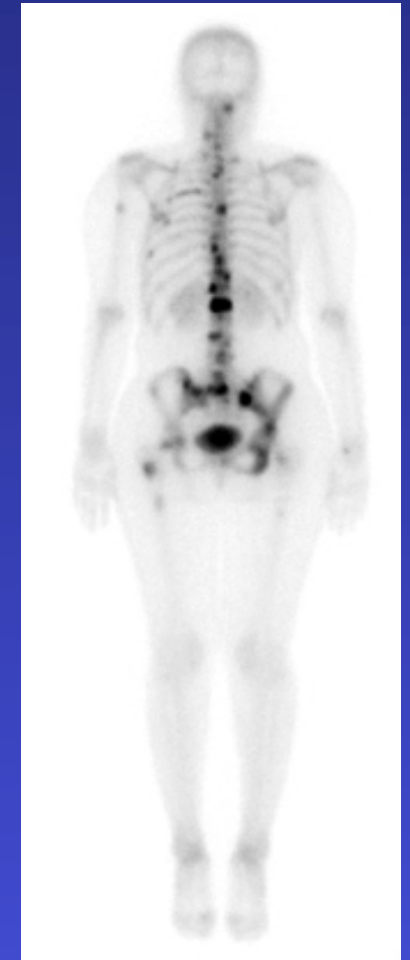
## Principe (Anger, 1958)



Collimateur

Projection de la distribution spatiale du radiotraceur dans le plan de détection :

image planeaire



# La gamma caméra

## Limites des gamma caméras

- ✓ Modalité de faible résolution ( > 6 mm )
- ✓ Qualité d'image dégradée par la faible statistique de comptage et le bruit de diffusion (limitée par l'efficacité de détection et la résolution énergétique)

$$\text{Bruit/Signal} \sim N^{-1/2} \quad N = 100 / \text{pixel} \quad \text{B/S} = 10\%$$

$$\text{Pour radiographie } N = 10^5 / \text{pixel} \quad \text{B/S} = 0,3\%$$

- ✓ Capacité de comptage (pb d'empilement)
- ✓ Image de projection (pas d'information en profondeur, superposition)
- ✓ Atténuation dans les tissus

⇒ Pb de quantification



# La gamma caméra

## Limitations des gamma caméras

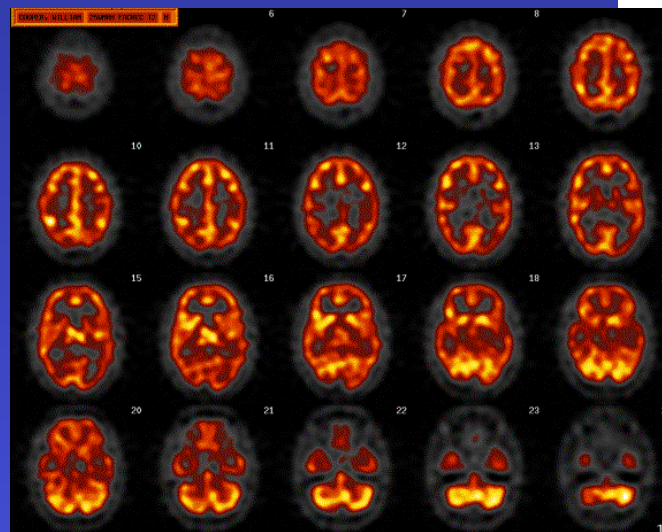


Effet de l'atténuation entre 2 incidences  
(Scintigraphie osseuse  $^{99m}\text{Tc}$ -MDP)

# Tomographie d'émission monophotonique (TEMP)

Principe similaire à la tomodensitométrie : reconstruction d'un volume 3D à partir d'images de projection 2D

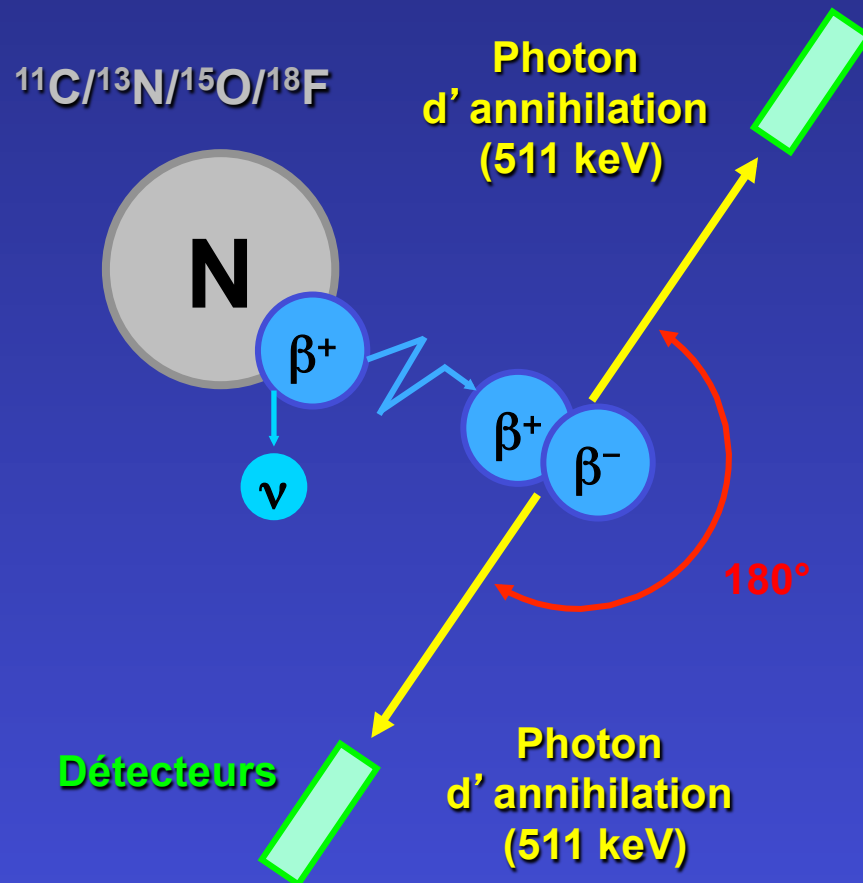
La TEMP permet d'améliorer le contraste des images scintigraphiques et d'accéder à la quantification



Scintigraphie de la perfusion cérébrale ( $^{99m}\text{Tc}$  - HMPAO)

# Tomographie par émission de positons (TEP)

## Principe (1974)

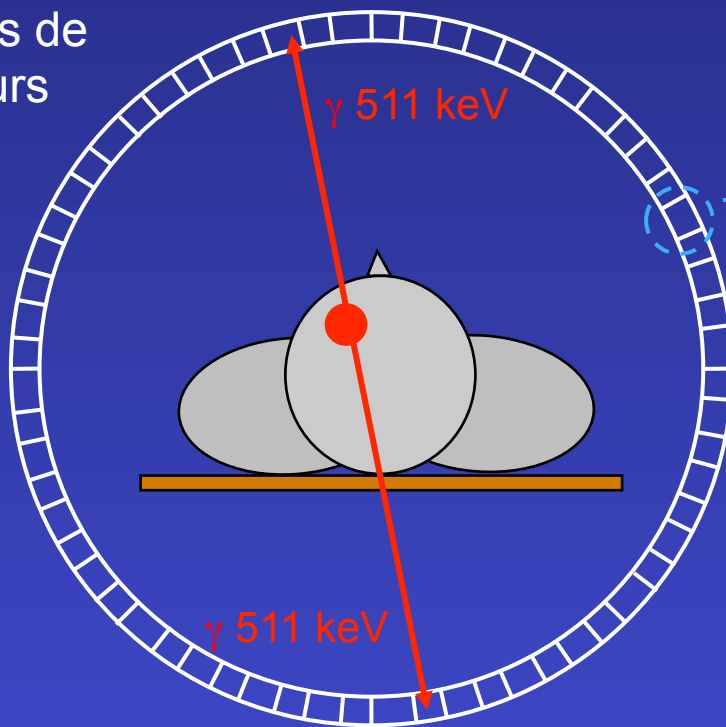


- Désintégration  $\beta^+$   
(transition isobarique, excès de proton)
- Thermalisation du positon dans les tissus
- Annihilation

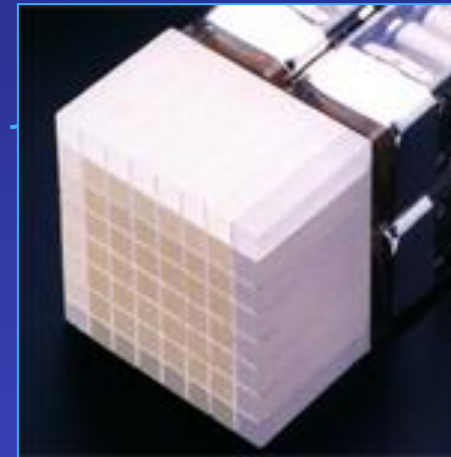
# Tomographie par émission de positons

## Détection et acquisition

Couronnes de détecteurs



Bloc détecteur

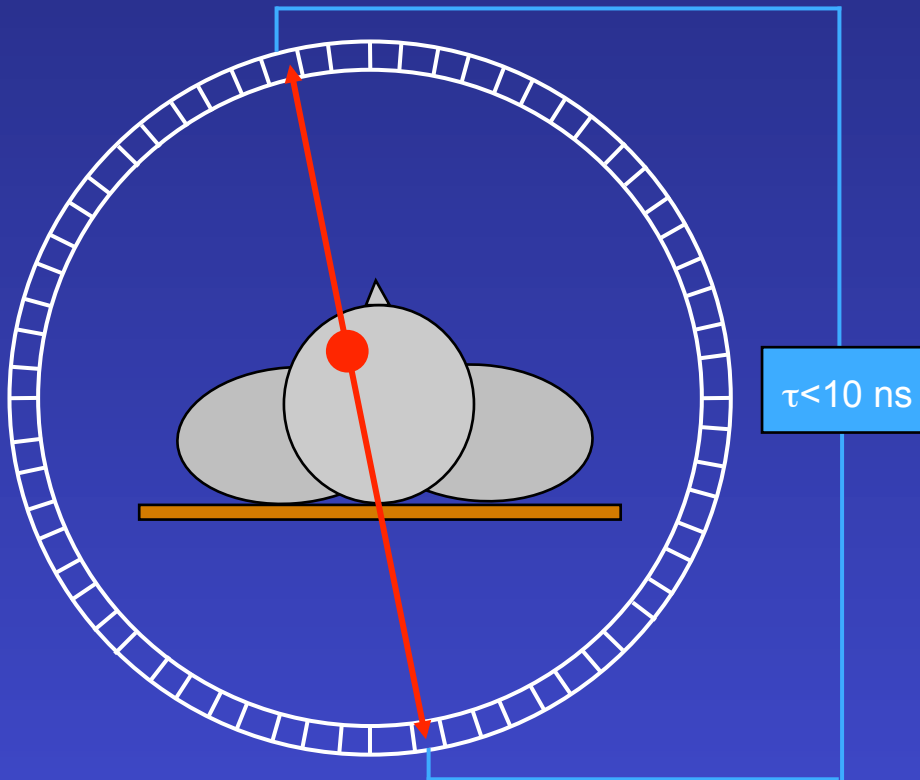


- Matrices de cristaux denses (BGO, LSO, ...)
- Partage de la lumière sur 4 PMs
- Calcul barycentrique de la position du point d'interaction (Anger)

Pas de collimateur : détection en coïncidence des 2  $\gamma$  d'annihilation (collimation électronique)  $\Rightarrow$  sensibilité plus de 100 fois supérieure à la scintigraphie

# Tomographie par émission de positons

## Détection en coïncidence



Célérité de la lumière :  $c = 3 \cdot 10^8 \text{ m.s}^{-1}$   
Temps pour parcourir 1m :  $3.3 \cdot 10^{-9} \text{ s}$   
Diamètre d'un anneau TEP  $D = 80 \text{ cm}$

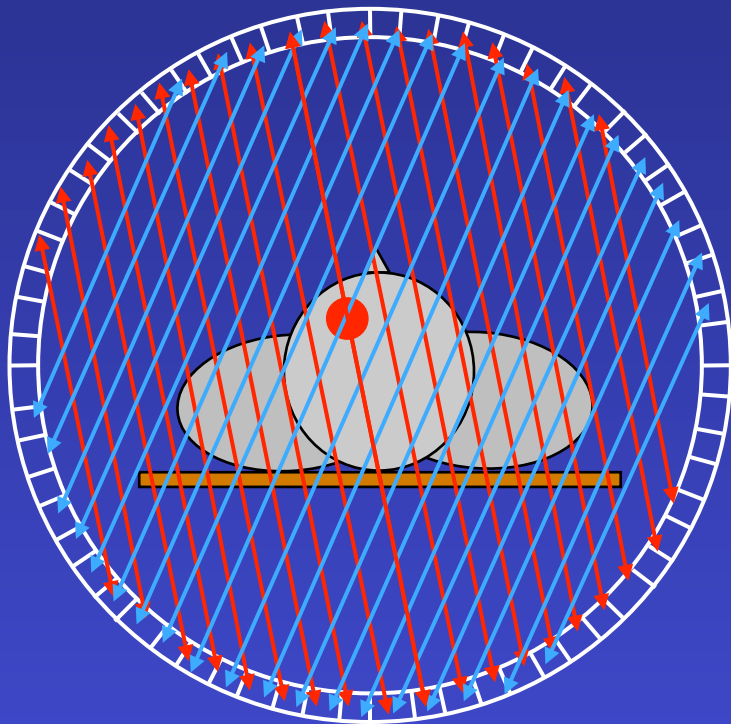
Si 2 photons sont détectés dans un intervalle de temps  $< 5-10 \text{ ns}$ , ils sont considérés comme étant « *en coïncidence* » et être issus de la même annihilation

La direction de propagation est déterminée à partir de la position des détecteurs ayant reçus ces 2 photons : **ligne de réponse**

Lieu d'émission du positon (confondu avec le lieu d'annihilation) appartient à la ligne de réponse

# Tomographie par émission de positons

## Acquisition des projections et reconstruction



- Intégration de l'activité de long de chaque ligne de réponse
- Projection : ensemble des événements détectés sur des lignes de réponse parallèles
- Acquisition des projections suivant différents angles pour chaque coupe : sinogramme
- Algorithmes de reconstruction tomographique : méthodes algébrique (itérative) ou analytique (rétro-projection filtrée)
- Construction des coupes et des volumes, quantification

# Tomographie par émission de positons

## Les détecteurs TEP



Biograph (Siemens)

52 couronnes de détecteurs juxtaposées

624 détecteurs par anneau (LSO 4 x 4 mm<sup>2</sup> et 3 cm d'épaisseur)

Diamètre de l'anneau : ~80 cm

Résolution transaxiale : 4.2 mm

Sensibilité : 6 %

# Tomographie par émission de positons

## Les détecteurs TEP/CT

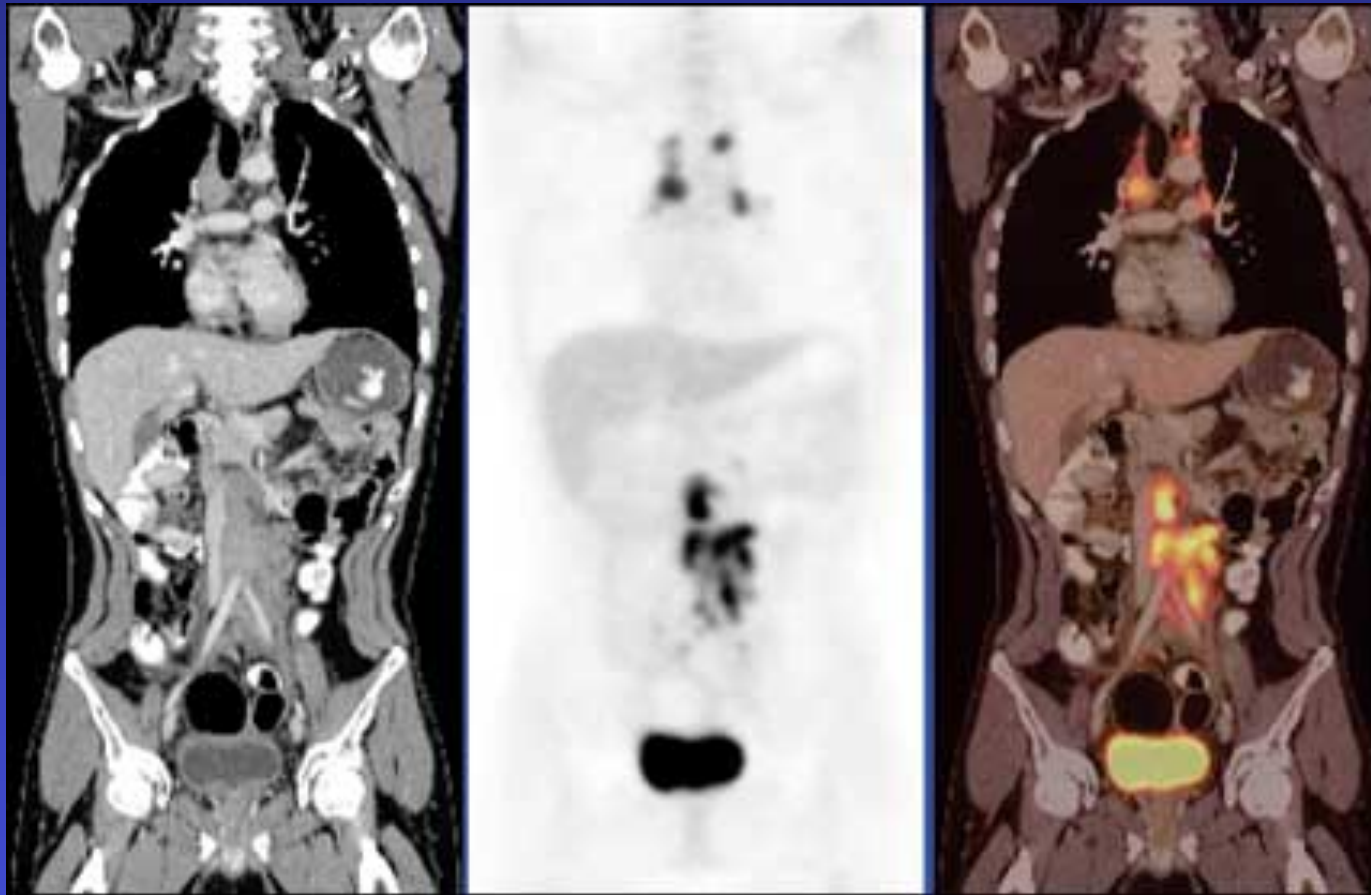
- ✓ Tous les systèmes TEP actuels proposent le couplage à la tomodensitométrie
- ✓ Avantages :
  - Correction d'atténuation et de diffusion pour une meilleure quantification
  - Fusion d'images anatomique et fonctionnelle pour un meilleur diagnostic
- ✓ Inconvénient : augmentation de l'irradiation





# Tomographie par émission de positons

## Les détecteurs TEP/CT



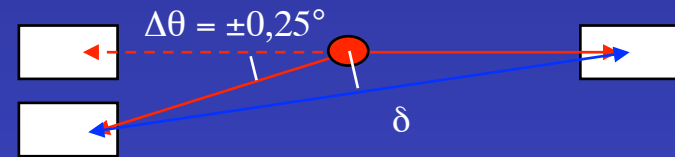
# La tomographie par émission de positons

## Les limites de la TEP

- ✓ Résolution spatiale : entre 2 et 5 mm en imagerie cérébrale et 5 et 8 mm en imagerie corps entier

### Contraintes intrinsèques sur la résolution spatiale

- Parcours moyen du positron  $r$  avant annihilation (0.6 mm  $^{18}\text{F}$ , 1 mm  $^{11}\text{C}$  dans l'eau)
- **Acolinéarité** :  $\delta = 1,1$  mm pour un diamètre d'anneau  $D = 50$  cm (cerveau) et 1,8 mm pour  $D = 80$  cm (corps entier)



### Contraintes instrumentales

- **Résolution détecteur** (taille des cristaux  $d$ )
- **Erreur de positionnement** et **dégradation liée à la reconstruction** (lissage)

$$\text{Résolution} = 1.2 \sqrt{(d/2)^2 + b^2 + (\tan 0,25.D/2)^2 + r^2}$$

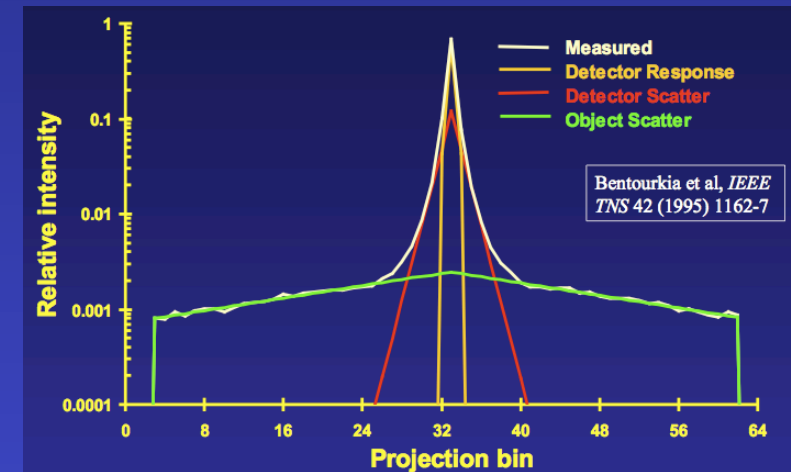
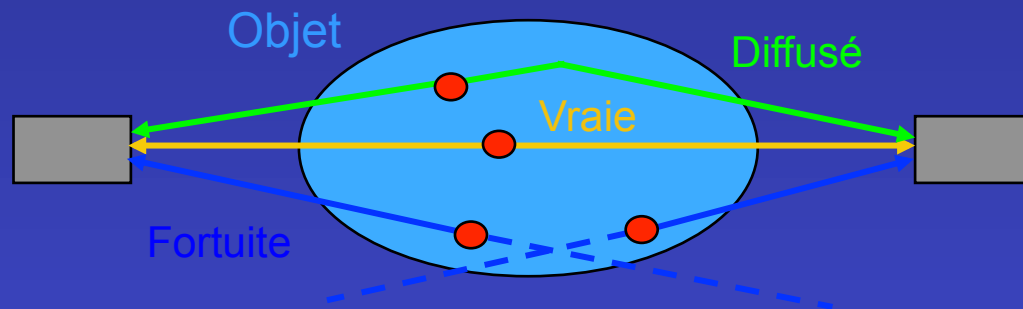
# La tomographie par émission de positons

## Les limites de la TEP

- ✓ Coïncidences diffusées et coïncidences fortuites : dégradent la résolution spatiale, le contraste des images et introduisent un biais quantitatif

Diffusés : 15 à 50 % des événements

Fortuits : < 50 % (selon mode acquisition)



- ✓ Atténuation dans les tissus : biais quantitatif
- ✓ Dose de radiation
- ✓ Nécessité d'un cyclotron à proximité (demi-vie courte des radionucléides)

# Plan

## 1. L'imagerie nucléaire

- Histoire et principes
- Différentes modalités d'imagerie : scintigraphie, TEMP et TEP
- Applications en recherche fondamentale et clinique
- Evolutions

## 2. La radiothérapie : du photon au hadron

# Applications

## Recherche

- Maladies neurodégénératives (Alzheimer, Parkinson, ...), épilepsie
- Etudes cognitives (organisation fonctionnelle du cerveau)
- Radiopharmacologie (nouvelles molécules diagnostiques ou thérapeutiques)

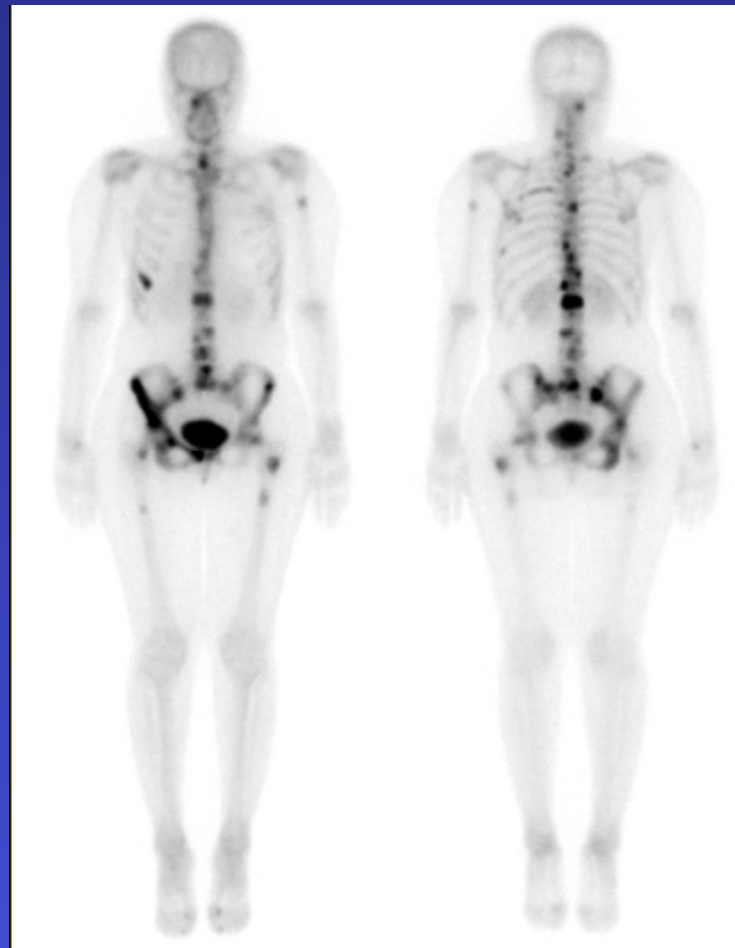
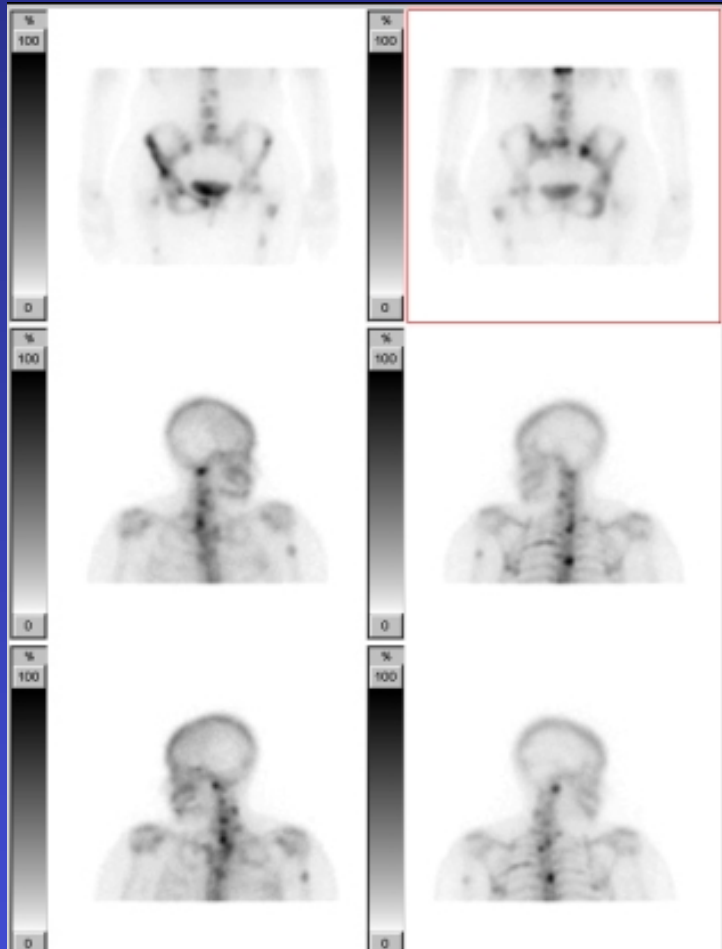
## Clinique

- Identification du dommage ischémique
- Evaluation de la viabilité myocardique
- Pronostic de la revascularisation
- Diagnostic précoce (stadification), bilan d'extension métastatique
- Pronostic, suivi et évaluation de la réponse thérapeutique
- Planification de traitement en radiothérapie

Oncologie :  
~ 80% des  
applications

# Applications

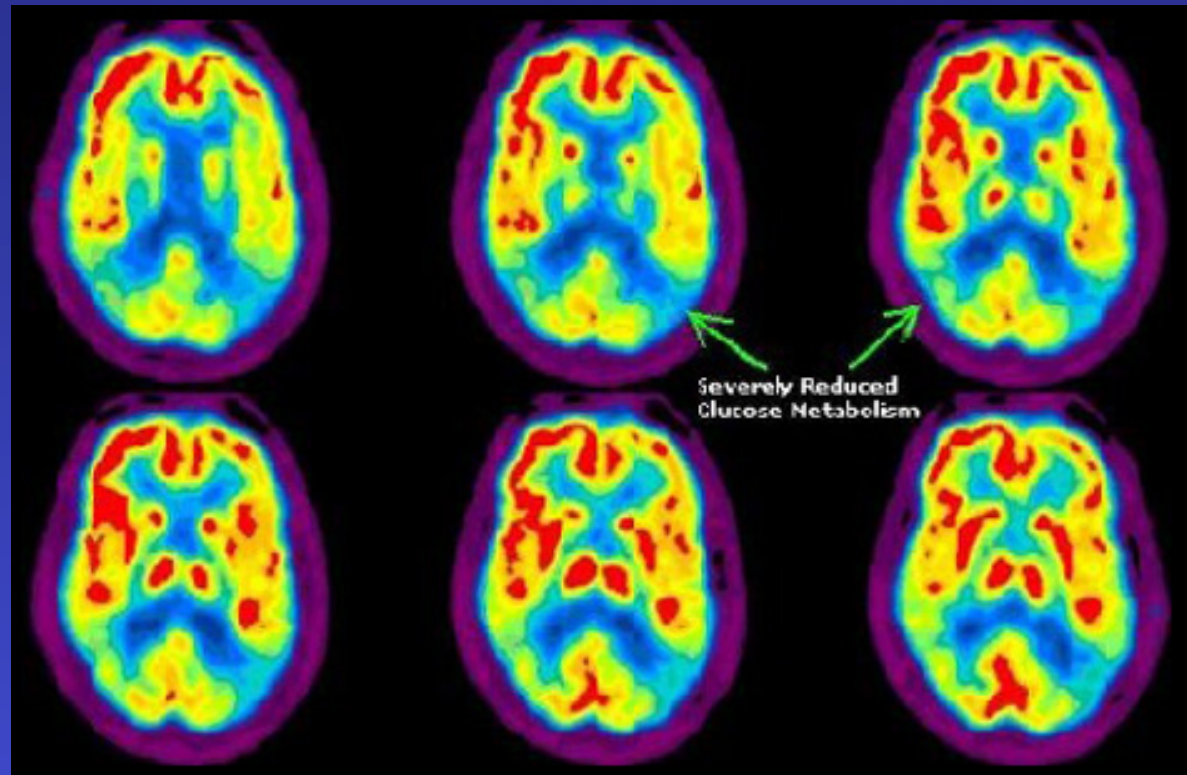
## Imagerie planaire corps entier



Scintigraphie osseuse  
 $^{99m}\text{Tc}$ -MDP  
(Siemens)

# Applications

## Neurologie

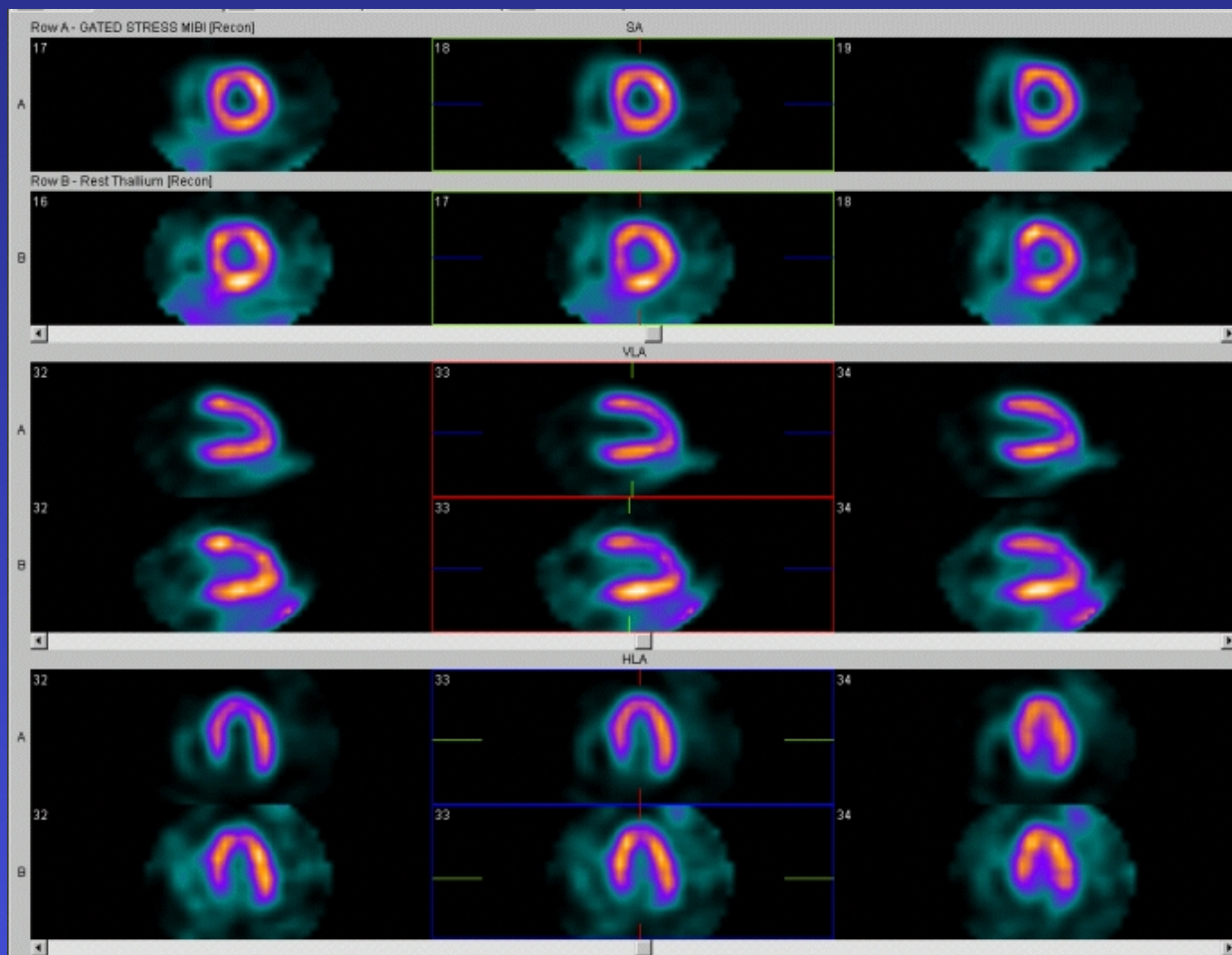


Maladie d' Alzheimer ( $^{18}\text{F}$ -FDG)  
Northern California PET Imaging Center

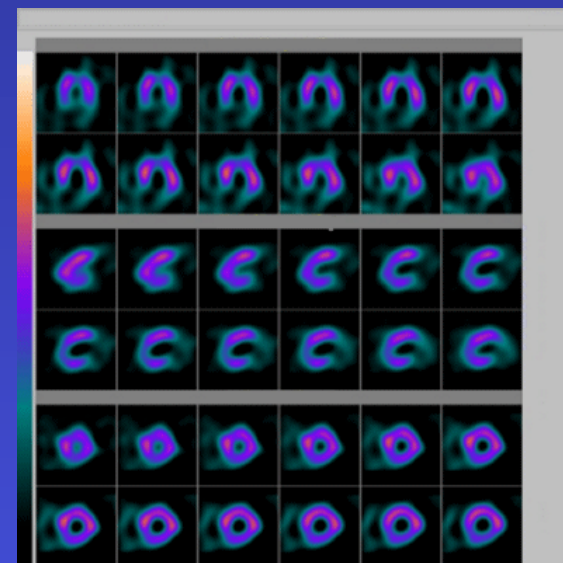


# La gamma caméra

## TEMP synchronisée



Mesure de la fraction d'éjection ventriculaire  
 $^{99m}\text{Tc}$ -sestamibi,  $^{201}\text{Tl}$   
(Siemens)

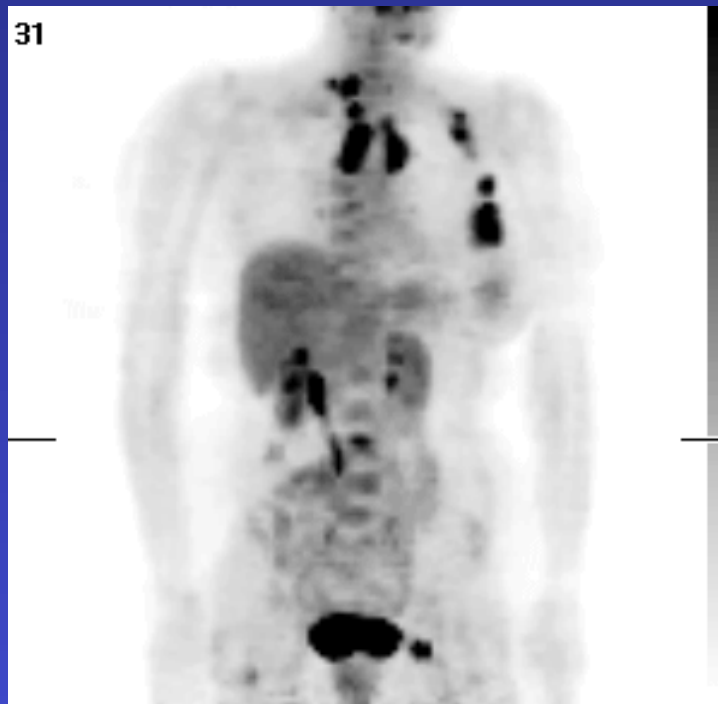




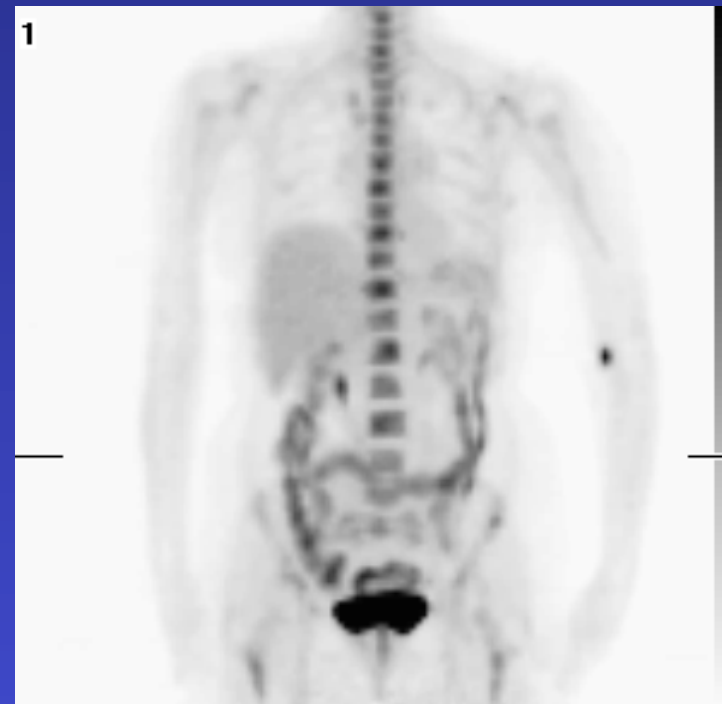
# Applications

## Cancérologie : évaluation de la réponse thérapeutique

Avant chimiothérapie



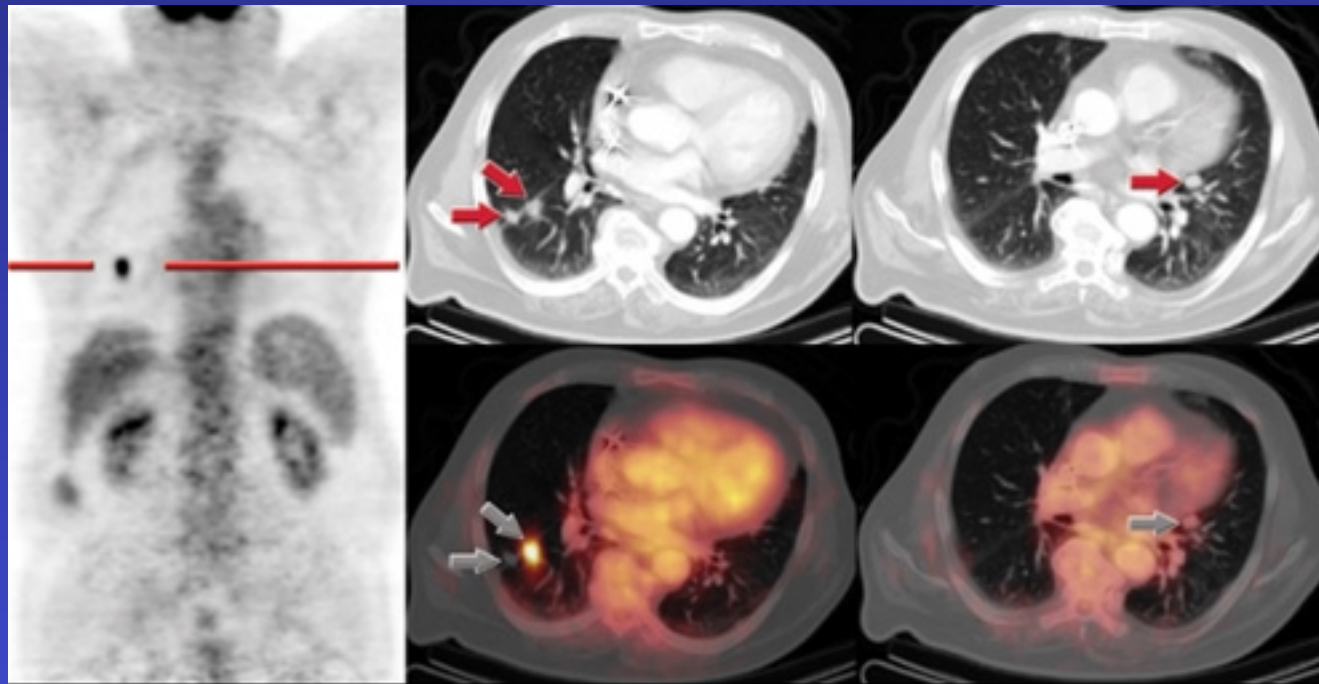
Après chimiothérapie



Cancer du sein ( $^{18}\text{F}$ -FDG)  
Boulder Community Hospital

# Applications

## Cancérologie : Diagnostic



Cancer du poumon ( $^{18}\text{F}$ -FDG)  
University of Pittsburg

# Plan

## 1. L'imagerie nucléaire

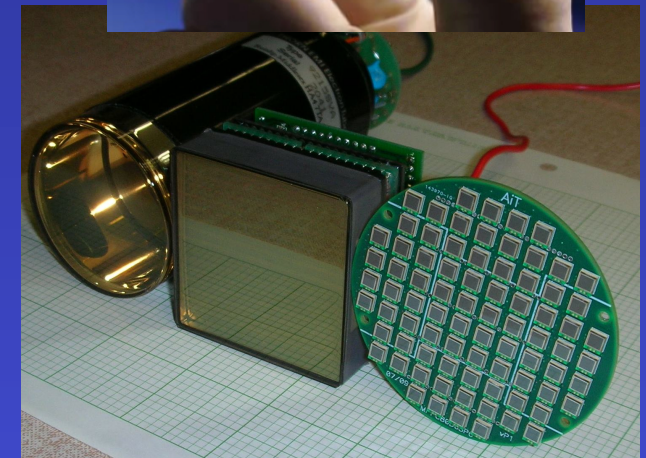
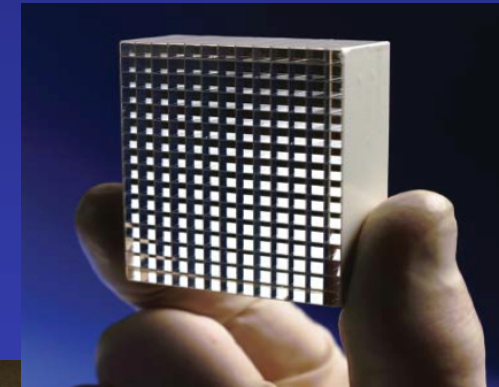
- Histoire et principes
- Différentes modalités d'imagerie : scintigraphie, TEMP et TEP
- Applications en recherche fondamentale et clinique
- Evolutions

## 2. La radiothérapie : du photon au hadron

# Evolutions : Instrumentation

- ✓ Nouveaux scintillateurs ( $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ ,  $\text{LaCl}_3(\text{Ce})$ ), scintillateurs pixellisés
- ✓ Nouveaux systèmes de photodétection : photomultiplicateurs à localisation, matrices de photodiode silicium, photomultiplicateurs silicium, ...
- ✓ Détection directe avec semi-conducteur ( $\text{CdTe}$ ,  $\text{CdZnTe}$ ) : amélioration résolution énergétique (5% à 140 keV), capacité de comptage et compacité (utilisation ambulatoire)

Matrice de scintillateur inorganique (Saint Gobain)

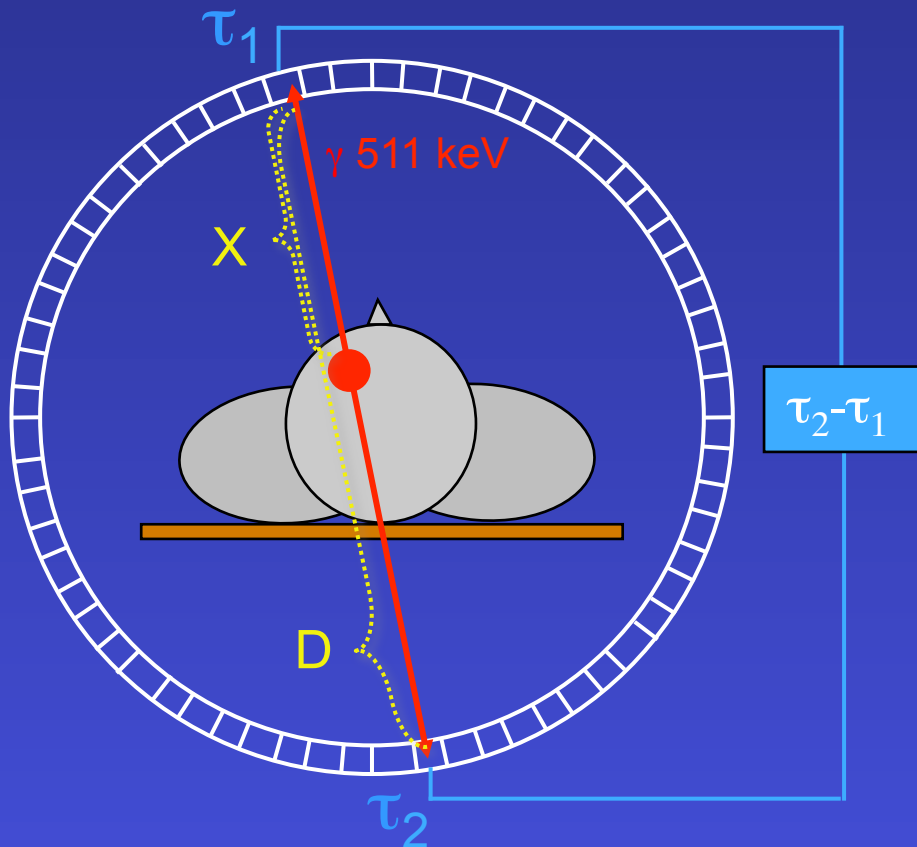


PMT, PS-PMT et matrice de SiPM (S. Majewski, WVU)

# Evolutions : Instrumentation

## TEP temps de vol

- ✓ Premier tomographe commercialisé par Philips en 2006



Mesure de la différence de temps d'arrivée des 2  $\gamma$  : localisation de la désintégration le long de la ligne de réponse

$$\tau_2 - \tau_1 = (D - 2X)/c$$

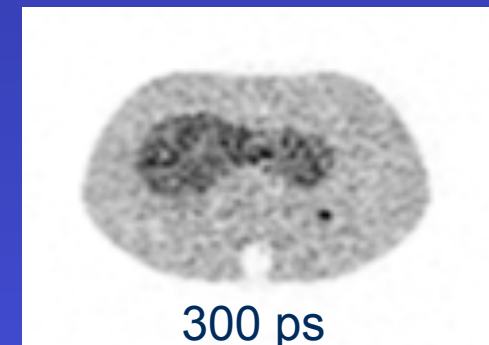
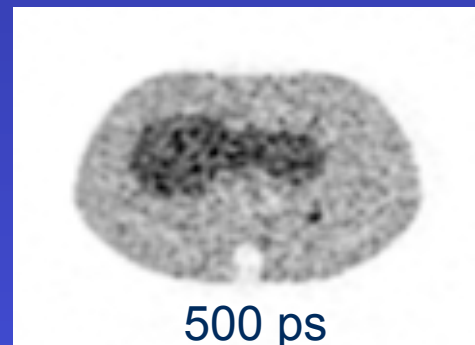
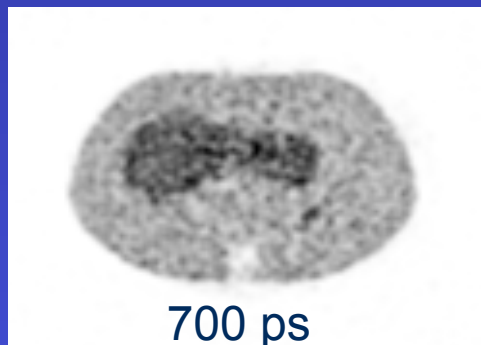
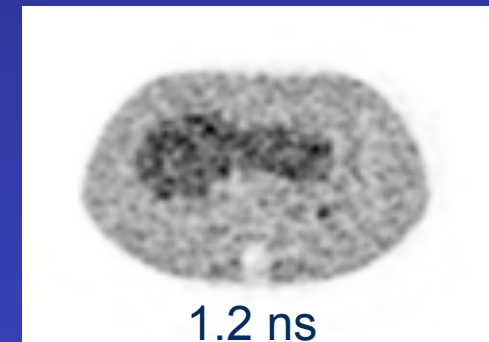
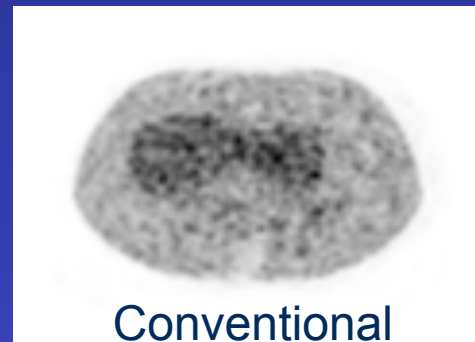
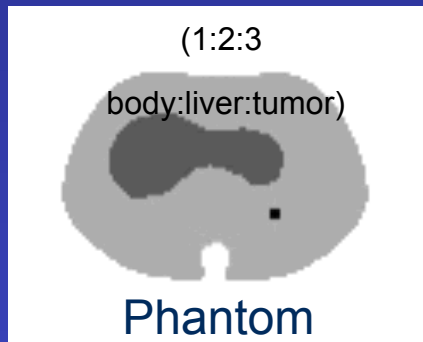
En pratique, localisation limitée par la résolution temporelle des détecteurs et de l'électronique

Résolution temporelle de 500 ps : précision de l'ordre de 8 cm le long de la ligne de réponse

# Evolutions : Instrumentation

## TEP temps de vol

- ✓ Réduction du bruit dans l'image, amélioration du contraste et diminution des temps d'acquisition et de reconstruction



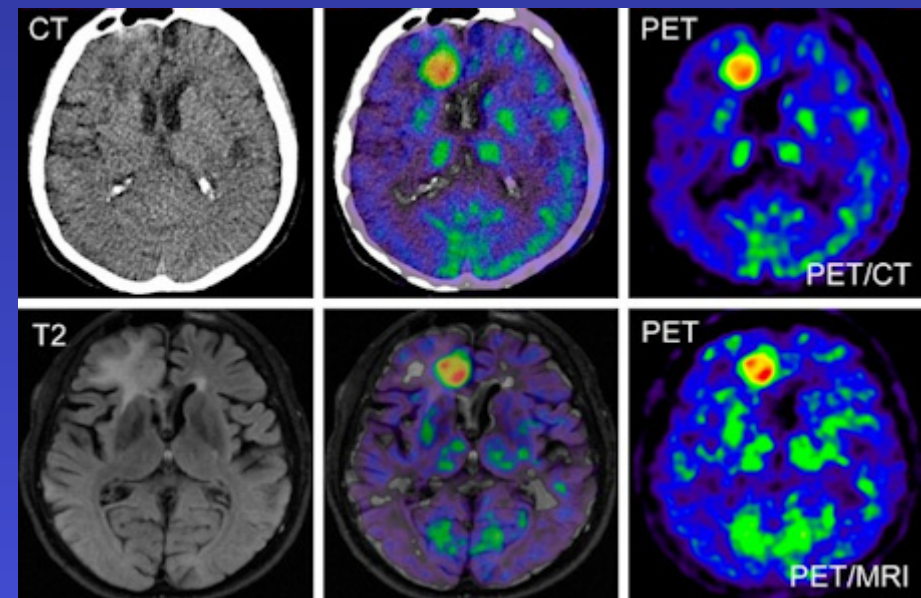
Images courtesy of Mike Casey, *Siemens Medical Solutions*

# Evolutions : Multimodalité

## TEP/IRM

- ✓ Premiers systèmes commercialisés par Philips et Siemens en 2011
- informations multiparamétriques : métabolique, fonctionnel, structurel, mécanique
- meilleur contraste pour les tissus mous
- réduction de la dose
- compensation de mouvement respiratoire et cardiaque (mesure de la déformation des tissus)

... mais correction d'atténuation à partir d'images IRM non validée et coût très élevé



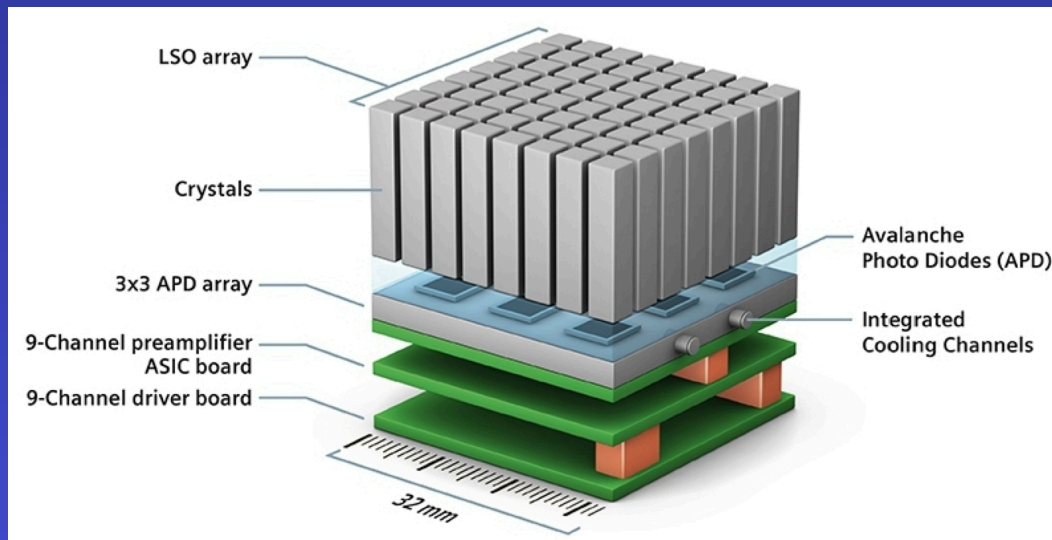


# Evolutions : Multimodalité

## TEP/IRM

- ✓ Machines combinées TEP-IRM : verrou technologique lié au fonctionnement des systèmes de détection dans un champ magnétique

Blindages spécifiques et/ou nouveaux détecteurs



mMR, Siemens



# Evolutions : Systèmes d'imagerie dédiés

- ✓ Développement de systèmes dédiés (sein, prostate, cardiologie, cerveau, imagerie per-opératoire) : champs de vue et coût réduits, performances optimisées (résolution et sensibilité)



Mammi breast PET (Onconvision)



Images courtesy of Jennifer Huber, LBNL

# Evolutions : Systèmes d'imagerie dédiés

- ✓ Développement de systèmes dédiés (sein, prostate, cardiologie, cerveau, imagerie per-opératoire) : champs de vue et coût réduits, performances optimisées (résolution et sensibilité)



Digirad 2020tc imager



D-SPECT  
(spectrum dynamics)



Gamma-caméra per-opératoire  
(IMNC-CNRS)

# Evolutions : Reconstruction et Quantification

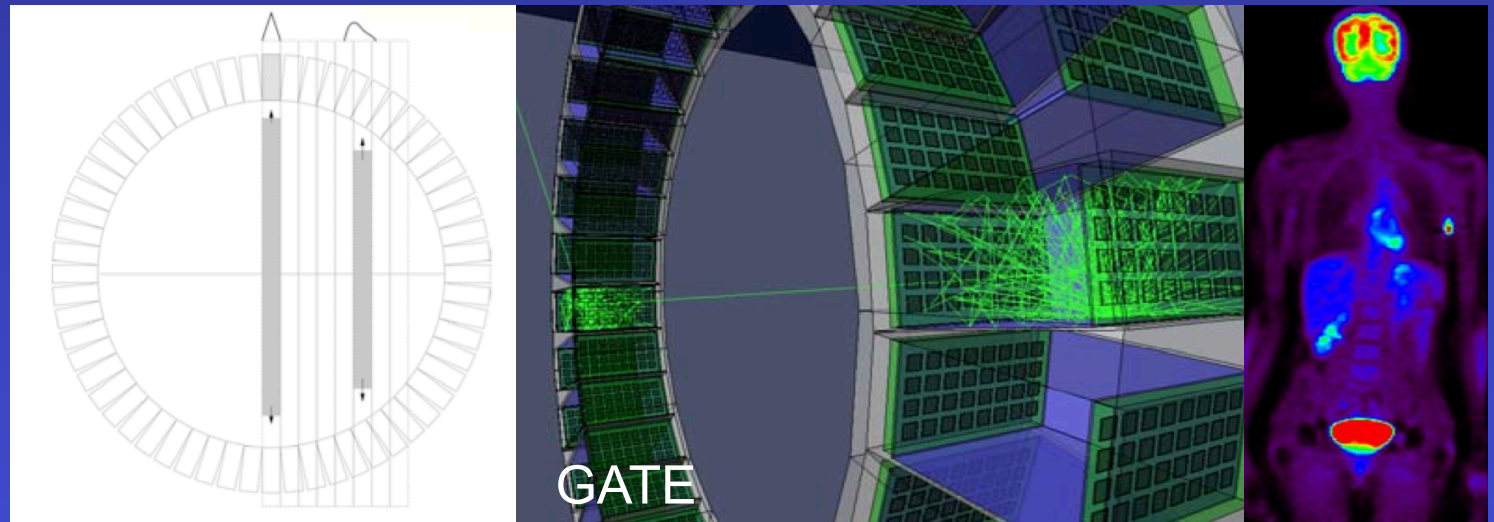
- ✓ Meilleure intégration de l'information CT pour la quantification (atténuation, diffusion, effet de volume partiel)
- ✓ Modélisation précise de la fonction de réponse des détecteurs (PSF) dans la méthode de reconstruction tomographique itérative

R ? : modélisation analytique, mesure ou simulation Monte Carlo

$$P = R f$$

P : projection acquise  
R : opérateur de projection  
f : objet à reconstruire

f ? à partir de P et R

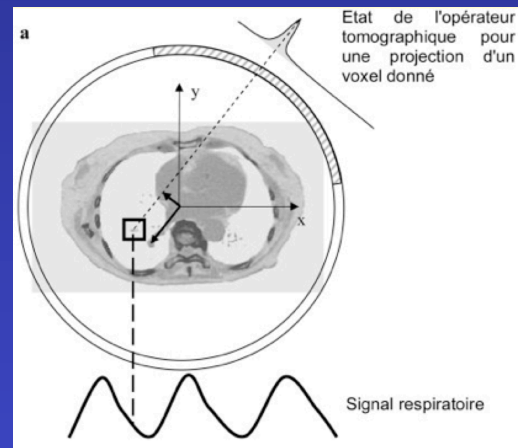
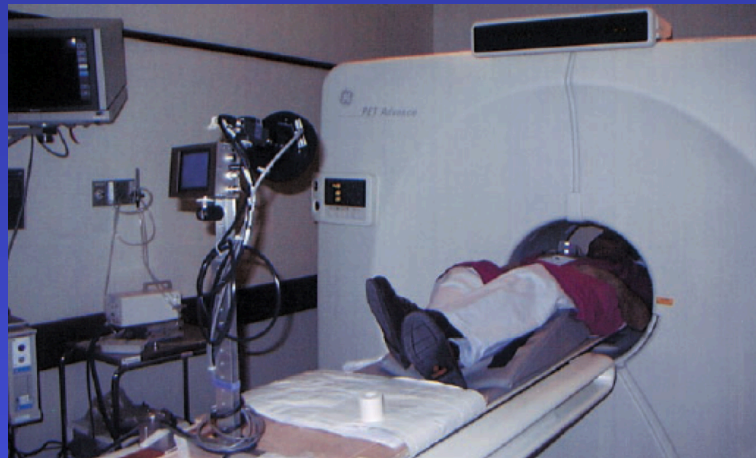
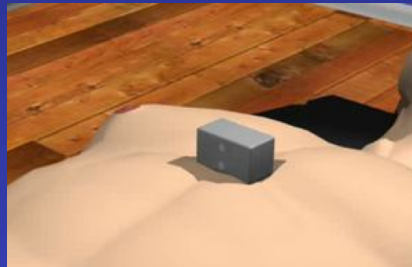


Géométrie, physique de détection et effet dépendant de la source

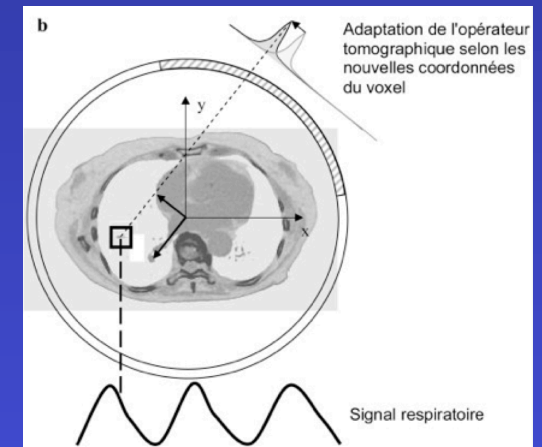
# Evolutions : Reconstruction et Quantification

- ✓ Correction des mouvements physiologiques : mesure du mouvement des organes et intégration dans la reconstruction tomographique

RPM : Marqueur réfléchissant + caméra infra-rouge



Daouk et al, Med Nucl, 2013





# Plan

## 1. L'imagerie nucléaire

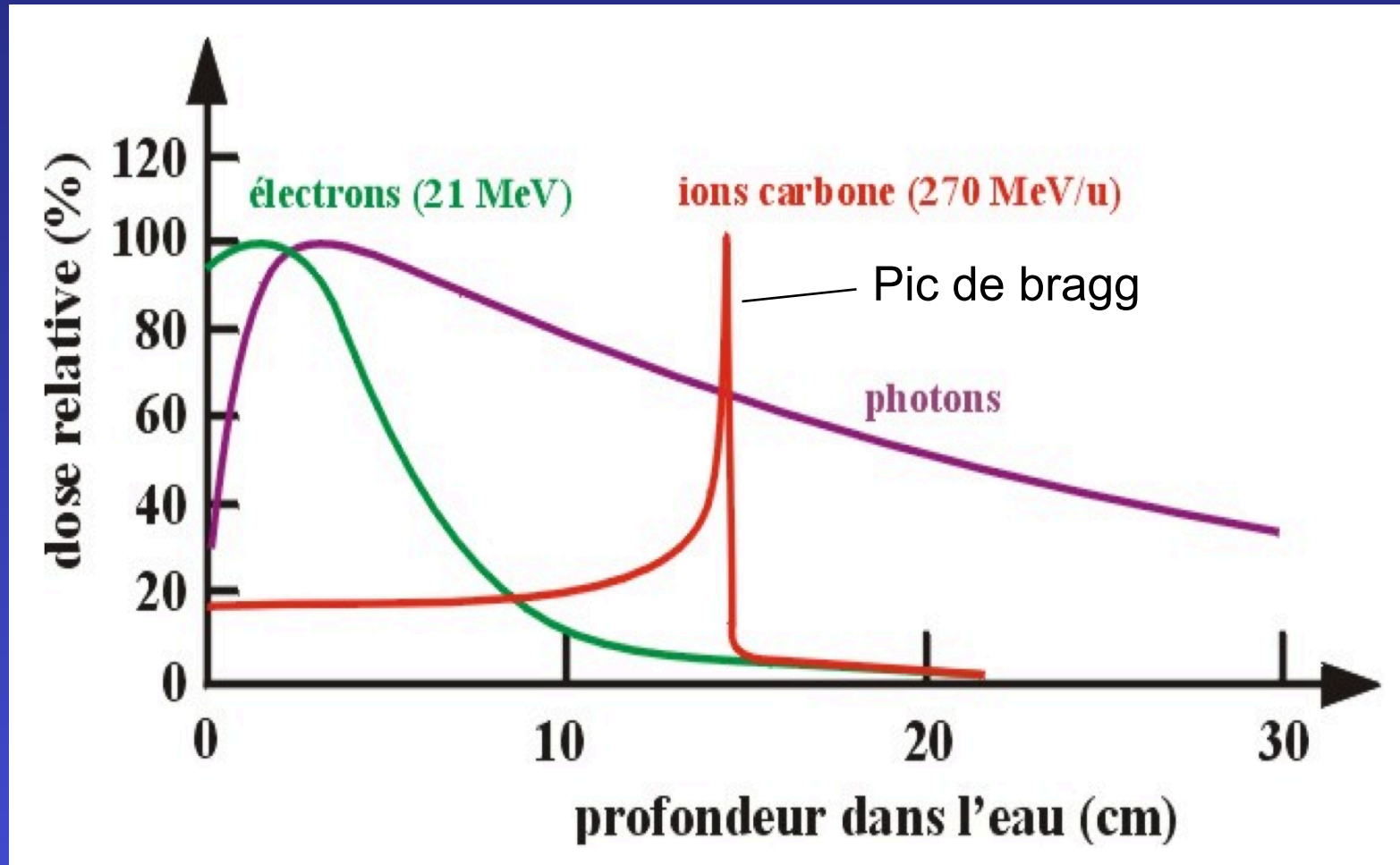
- Histoire et principes
- Différentes modalités d'imagerie : scintigraphie, TEMP et TEP
- Applications en recherche fondamentale et clinique
- Evolutions

## 2. La radiothérapie : du photon au hadron

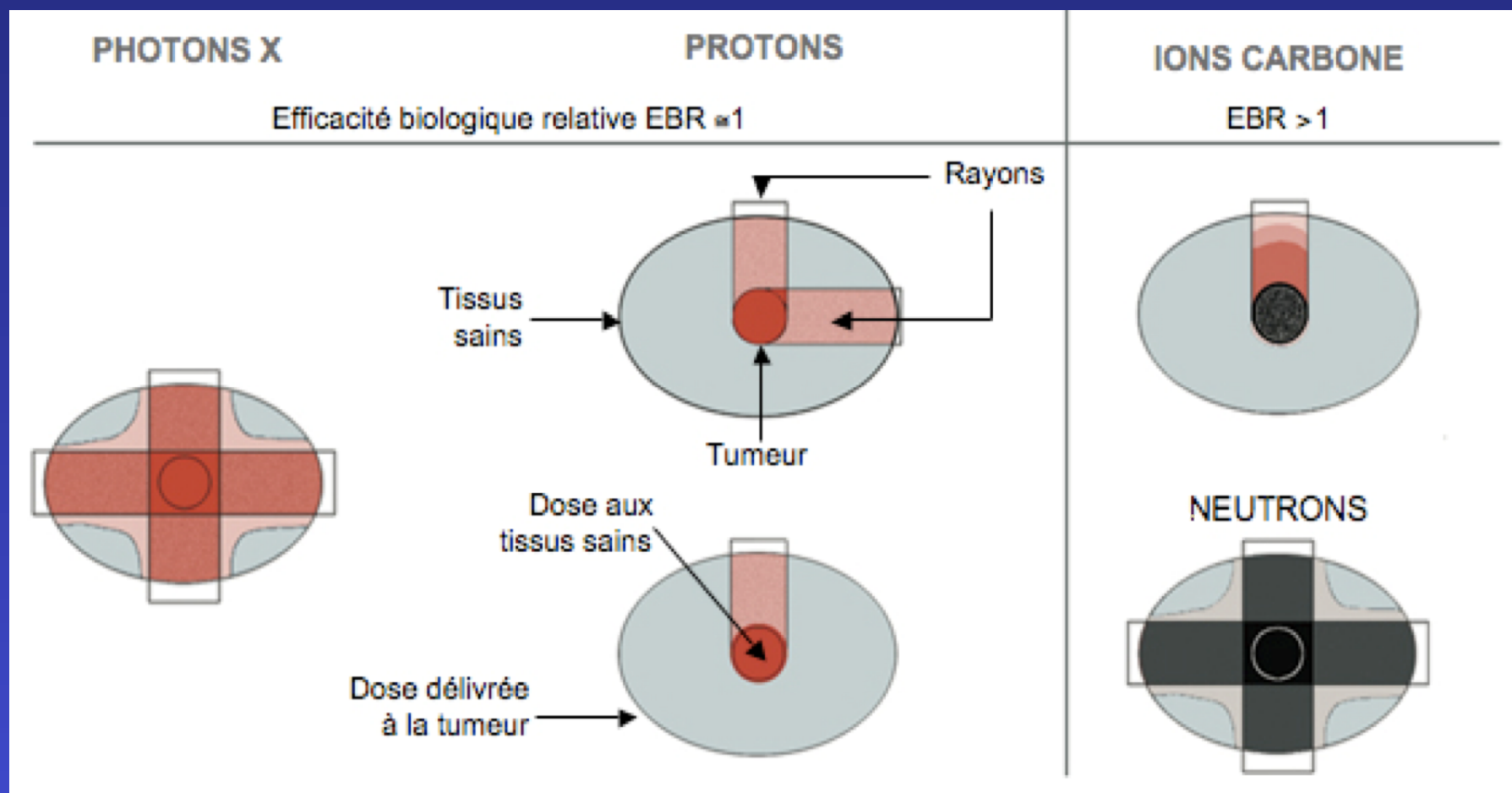
# Radiothérapie : Principe

- ✓ Méthode de traitement la plus utilisée en cancérologie avec la chirurgie (60 % des patients)
- ✓ Irradiation des cellules tumorales par des faisceaux de photon, électrons ou hadrons (protons ou ions carbonés) afin de stopper leur multiplication et provoquer leur apoptose
- ✓ Efficacité du traitement impose que la dose déposée soit supérieure au seuil de radiotoxicité des cellules tumorales mais inférieure à celui des cellules saines

# Différentes méthodes d'irradiation



# Différentes méthodes d'irradiation



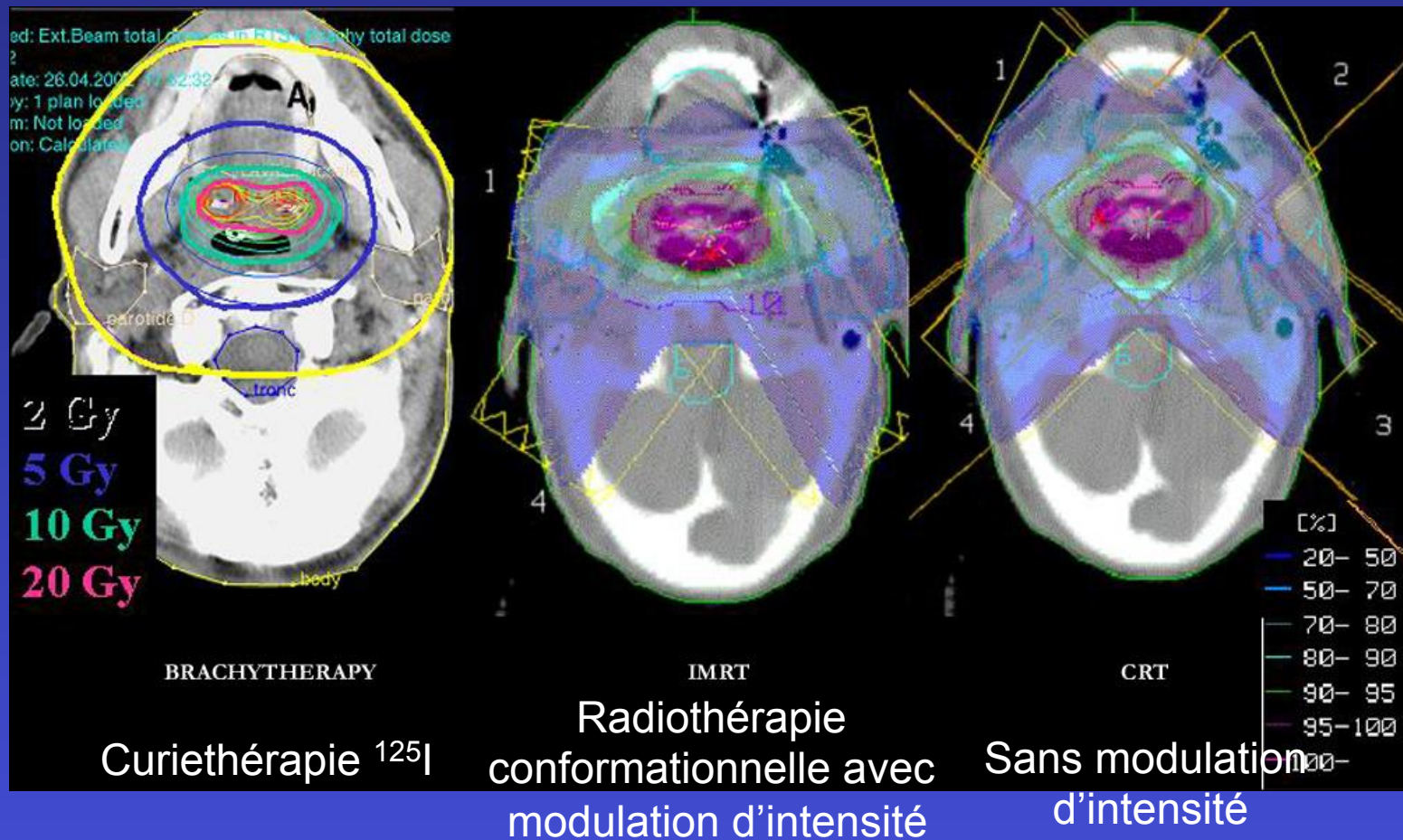


# Différentes méthodes d'irradiation

- TEL faible ou moyen :
  - photons, électrons → radiothérapie conventionnelle
  - protons : balistique améliorée (dépôt de dose plus spécifique)
- TEL élevée :
  - alpha → curiethérapie, thérapie par radionucléides
  - neutrons (via les noyaux de recul) :  
efficacité biologique relative élevée ( $EBR > 1$ ) mais mauvaise balistique
  - ions carbonés : efficacité biologique élevée et bonne balistique

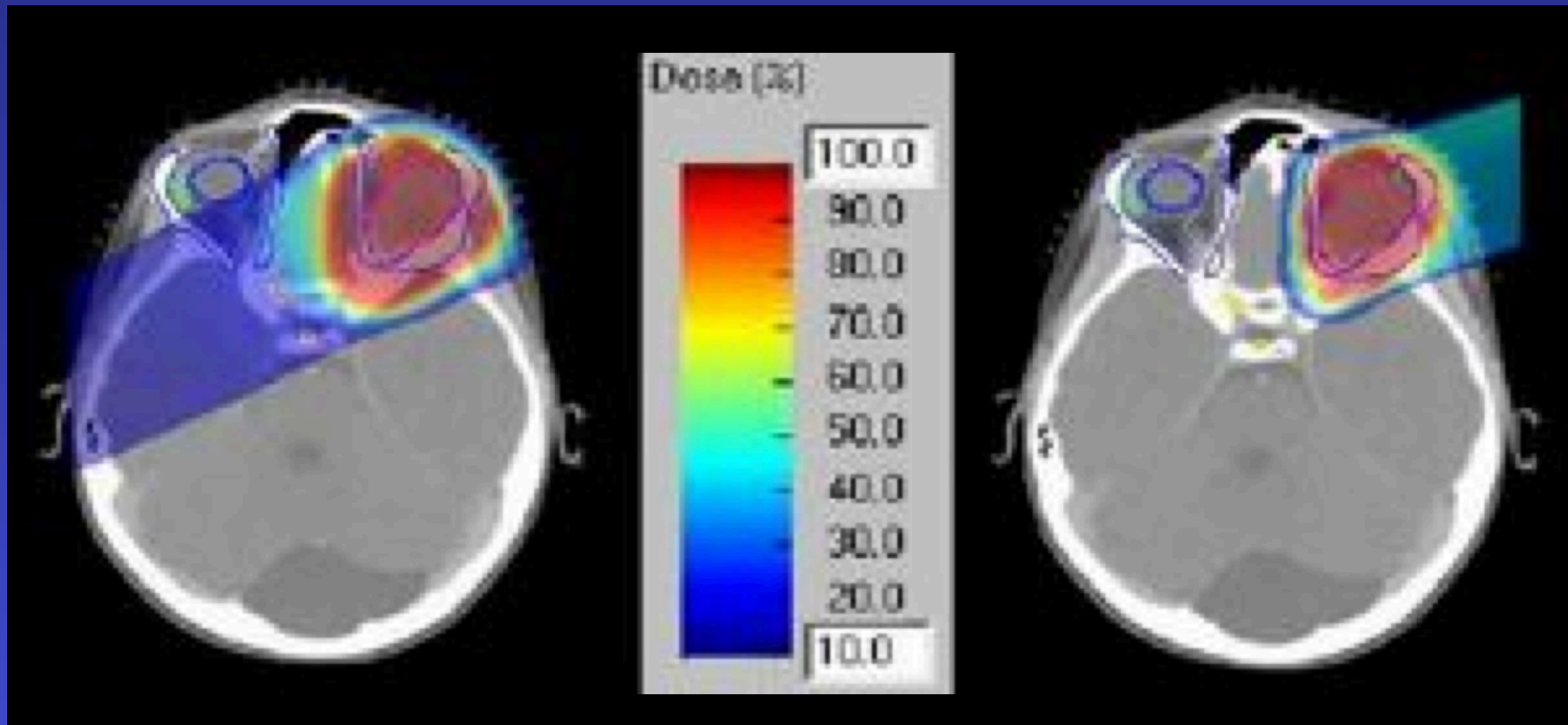
# Différentes méthodes d'irradiation

Dosimétrie comparative (cancer voile du palet)



# Différentes méthodes d'irradiation

Dosimétrie comparative (cancer de l'œil)

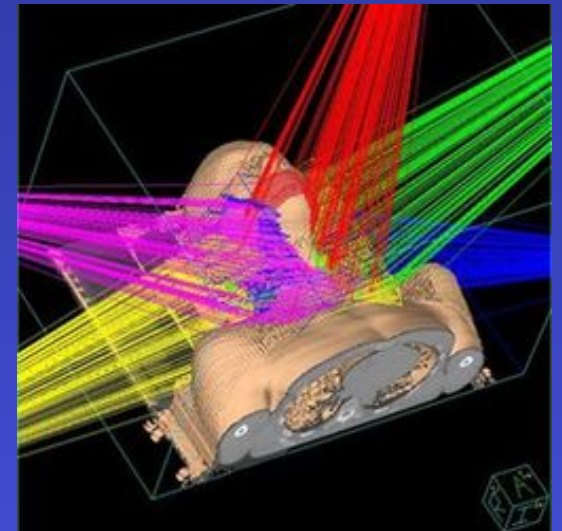
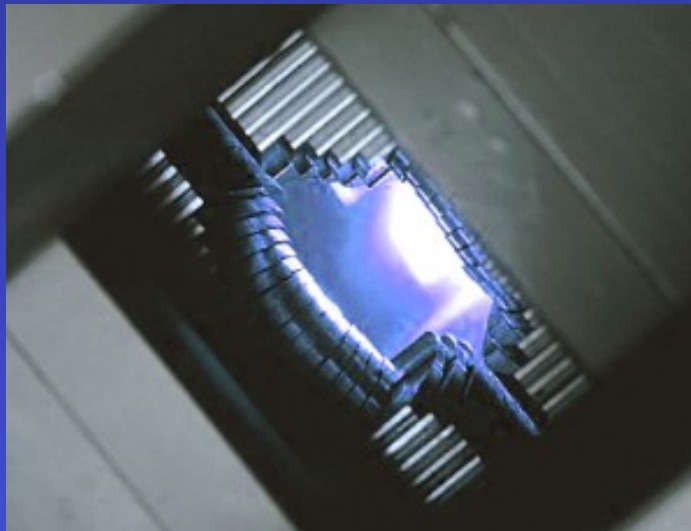
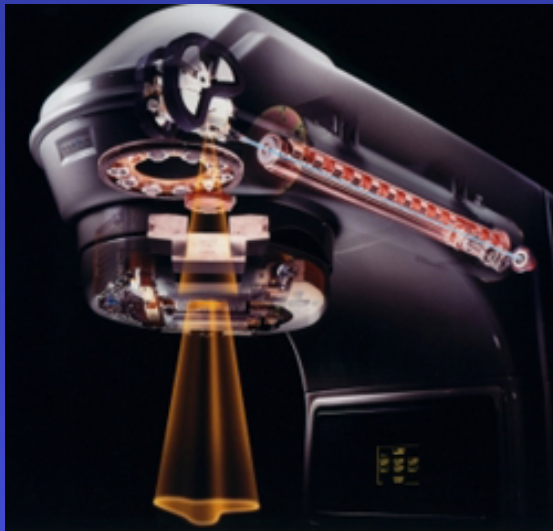


Radiothérapie

Protonthérapie

# Radiothérapie conventionnelle

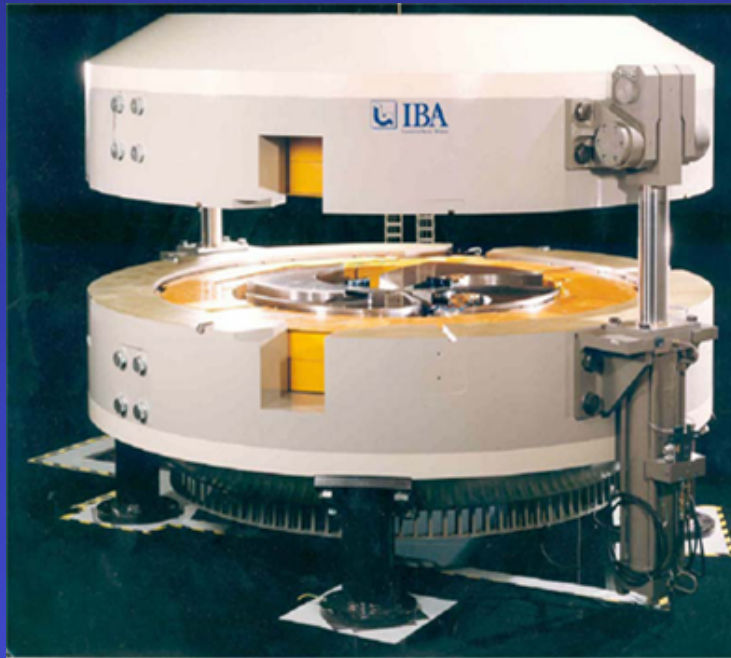
- ✓ Faisceaux de rayons X jusqu'à 25 MeV (LINAC)
- ✓ Irradiation sous plusieurs incidences avec modulation intensité
- ✓ Conformation du faisceau (collimateur multi-lames) adapté à l'anatomie et au métabolisme de la lésion (TDM et TEP)
- ✓ Dépôt de dose total de 20 à 90 Gy (fractionné sur plusieurs semaines)



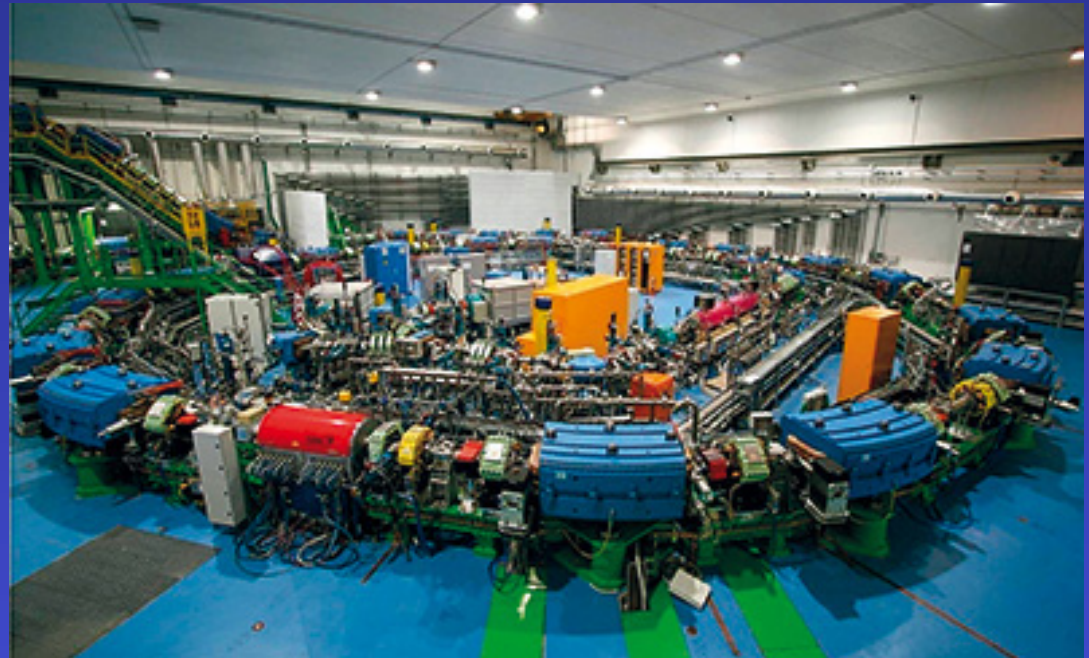


# Hadronthérapie

- ✓ Faisceaux de protons ou d'ions carbone jusqu'à  $\sim 400$  MeV/u (cyclotron ou synchrotron)



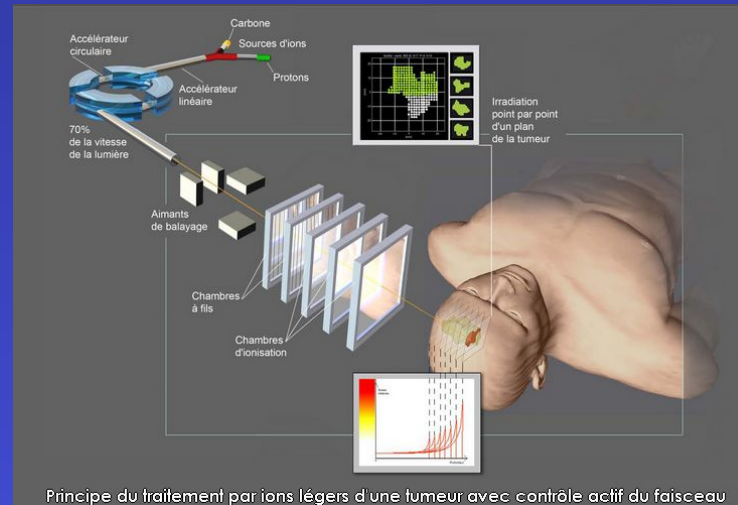
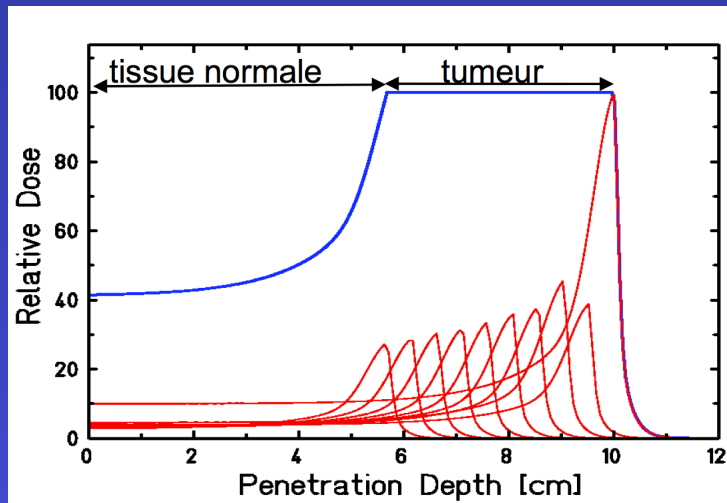
Cyclotron, CPO, Orsay



Synchrotron, CNAO, Italy

# Hadronthérapie

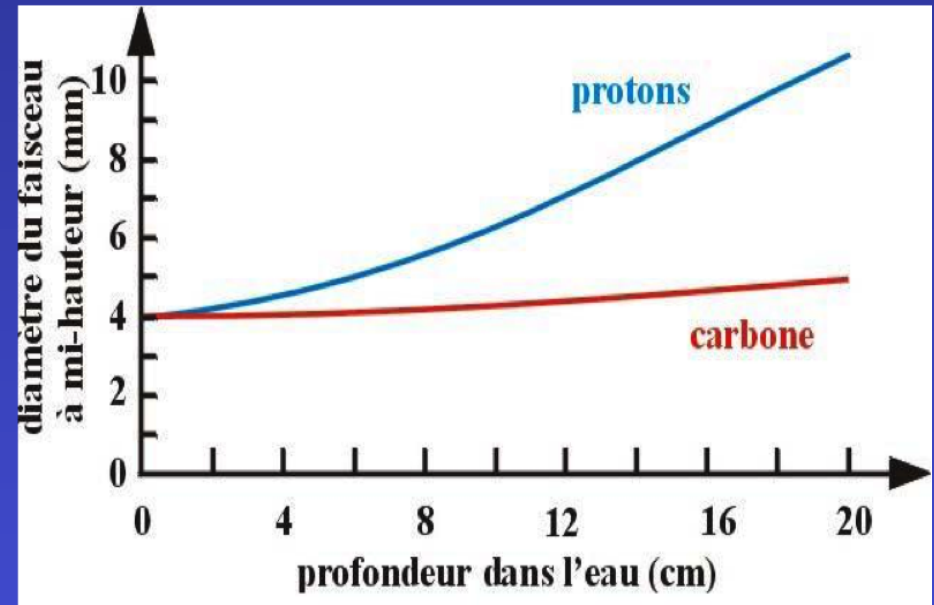
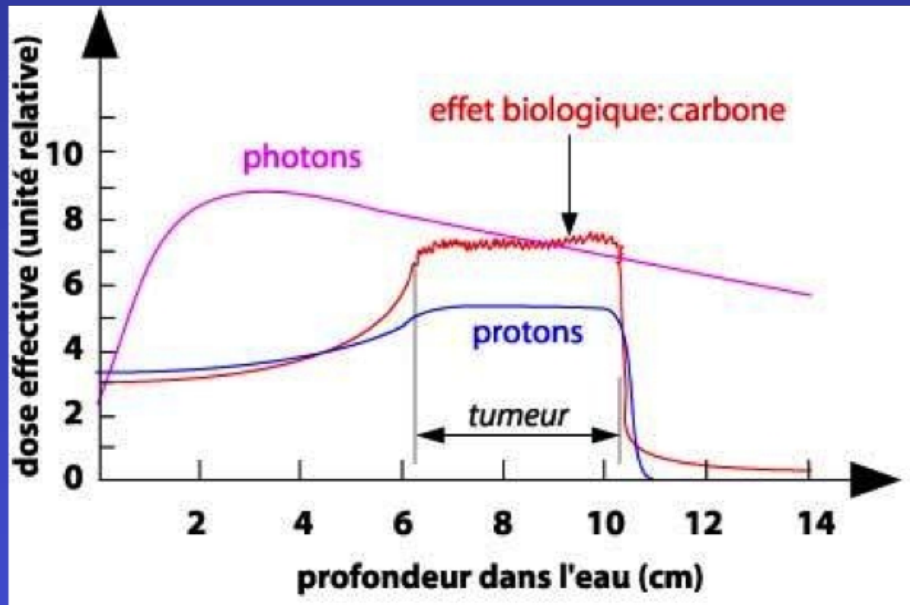
- ✓ Dépôt de dose adapté au volume de la tumeur par modulation du pic de Bragg
- ✓ Profondeur de la tumeur : énergie du faisceau modulée directement (synchrotron) ou avec des ralentisseurs (cyclotron)
- ✓ Forme de la tumeur : irradiation point par point avec un faisceau fin ou collimation d'un faisceau large



Collimateur intra-crânien (CPO, Orsay)

# Hadronthérapie

- ✓ Ions carbone vs proton :
  - balistique plus précise
  - efficacité biologique relative 1,5 à 3 fois supérieure
  - dispersion latérale du faisceau plus faible



# Hadronthérapie

- ✓ Particulièrement adaptée au traitement des tumeurs « **inopérables** » et « **radiorésistantes** » (carbone) : mélanome choroïdien, tumeurs de la base du crâne, chordomes, chondrosarcomes, tumeurs bronchiques, ...
- ✓ Environ trente centres de protonthérapie en activité et 15 centres de carbonothérapie ouverts ou en construction dans le monde (projets ARCHADE et ETOILE en France)
- ✓ Représente **aujourd'hui 5 % des traitements par radiothérapie** : environ 90.000 patients déjà traités par protons et 10.000 par ions carbonés

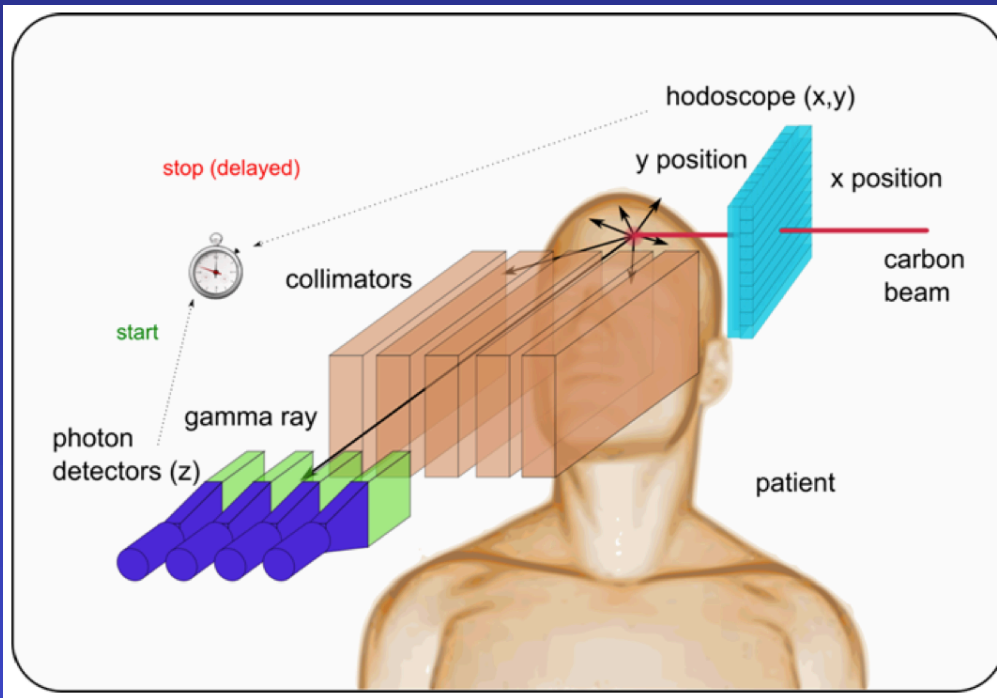


# Hadronthérapie

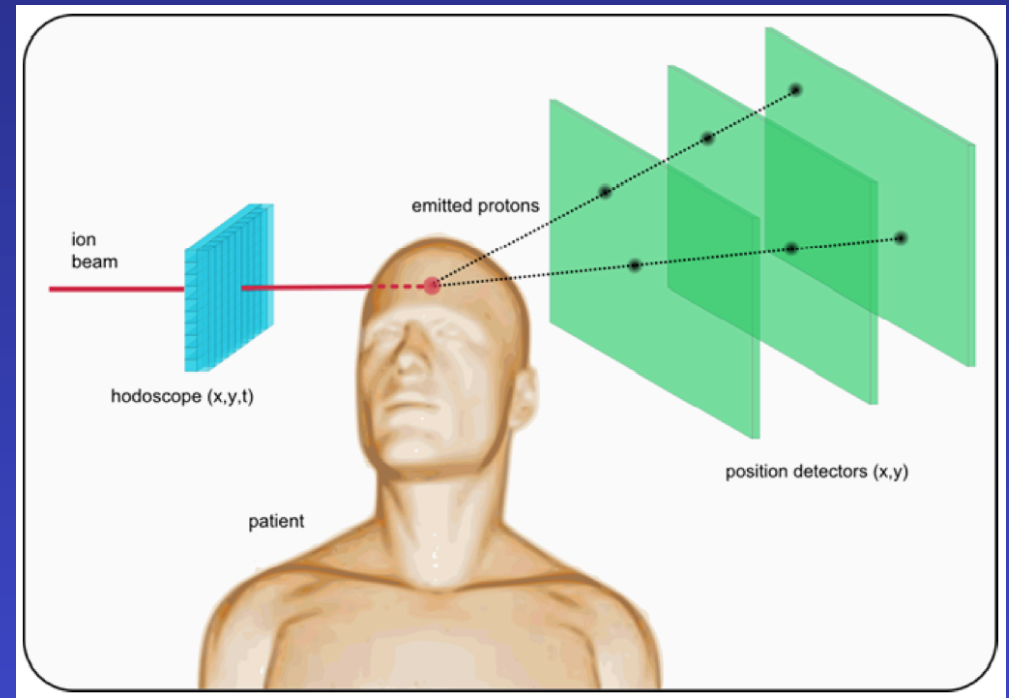
- ✓ Avantage balistique des ions carbonés impose un contrôle fin du dépôt de dose
- ✓ Différentes approches pour le contrôle *in situ* et en ligne :
  - Imagerie TEP émetteurs positons ( $^{15}\text{O}$ ,  $^{11}\text{C}$ ) produits par fragmentation nucléaire
  - Détection des rayons gamma prompts
  - Détection des fragments chargés produites lors des réactions nucléaires

# Hadronthérapie

## Contrôle de dose en ligne



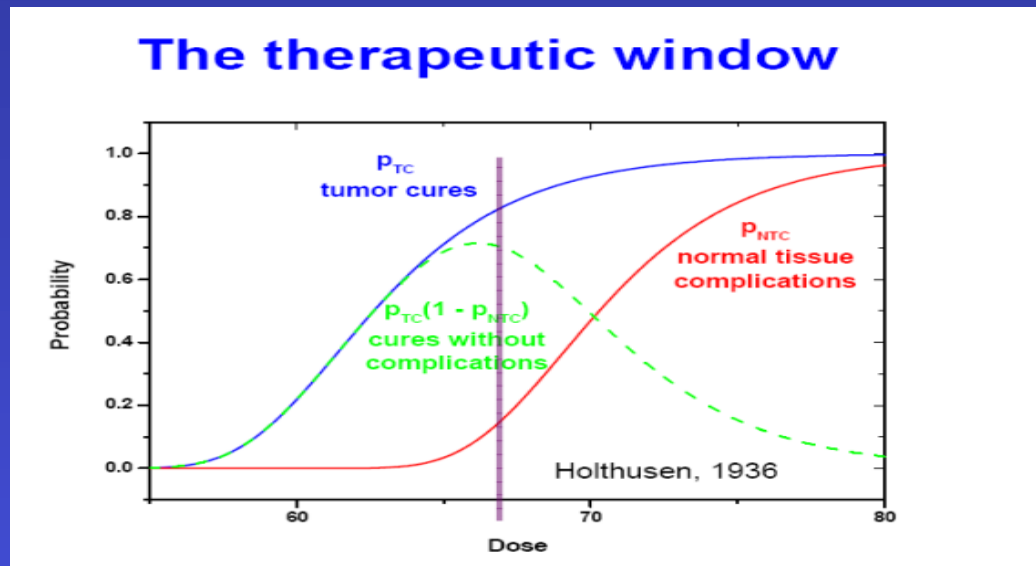
Gamma-caméra collimatée pour détection gamma prompts (IPN Lyon)



Imagerie par reconstruction de vertex (protons secondaires) (IPN Lyon)

# Evolutions

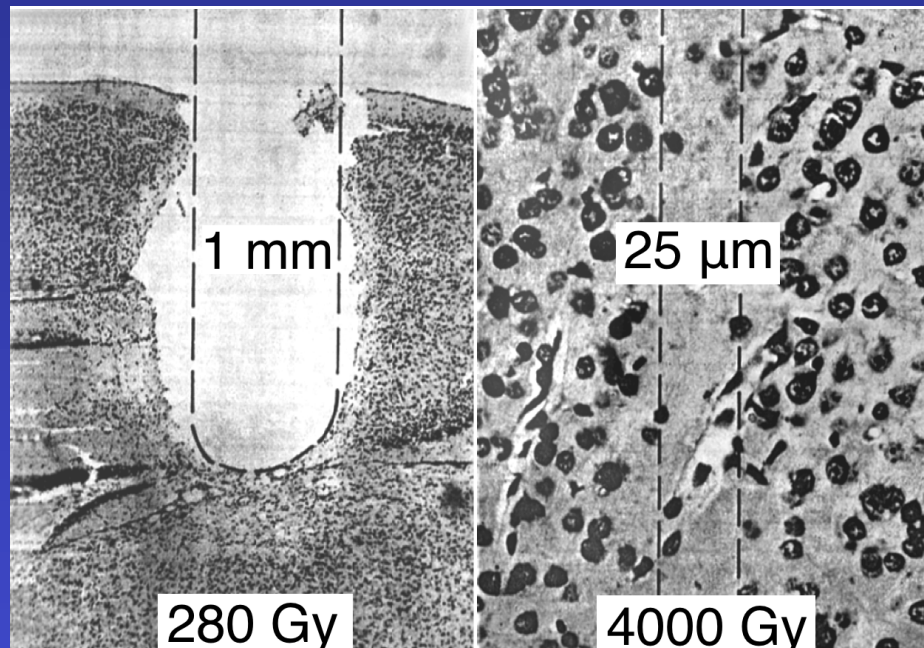
- ✓ Amélioration de l'indice thérapeutique
  - nouveaux modes de dépôt de dose pour augmenter la tolérance des tissus sains : petite tailles de champs d'irradiation + fractionnement spatial
  - amplification des effets de dose dans la tumeur : augmenter la radiosensibilité de la tumeur (nanoparticules) ou augmenter le dépôt local d'énergie



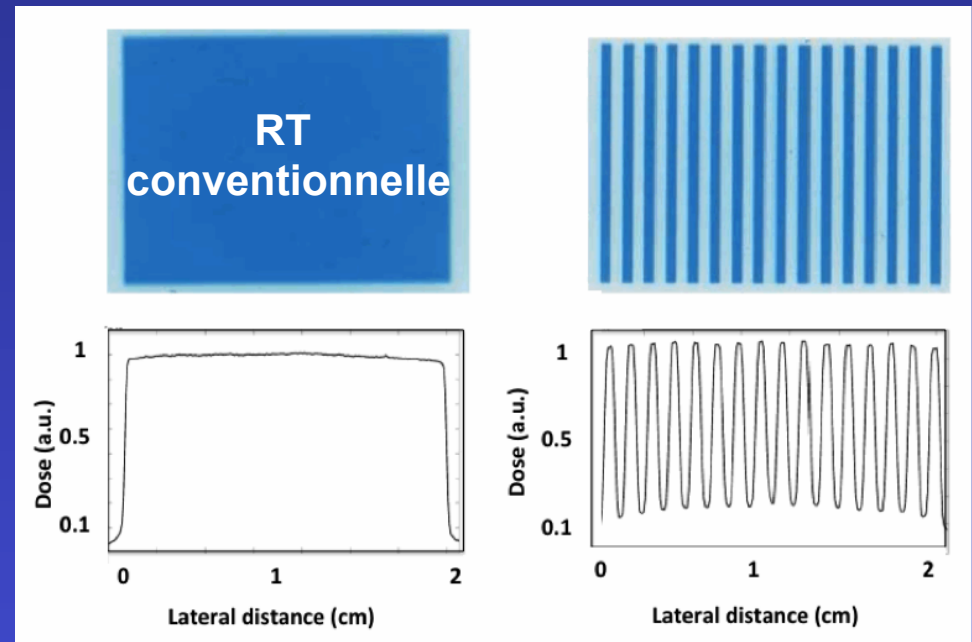
# Evolutions

## Mini-faisceau de rayonnements X ou de protons

### Effets dose-volume



Zeman et al., Science (1959)



# Evolutions

- ✓ Suivi des organes en mouvement
- ✓ Radiothérapie X guidée par l'image
- ✓ Diagnostics faisceaux en ligne

# Bibliographie

## Ressources/Illustrations/images

Physics in Nuclear Medicine, S.R Cherry, J.A Sorenson and M.E. Phelps (ed. Saunders, 2003)

Cours « L'Imagerie en médecine nucléaire », Vincent Noblet, Master Images, Sciences et Technologies de l'Information, 2007

Cours « Médecine Nucléaire », François Rouzet, PCEM

Cours « Imagerie en Médecine nucléaire », Irène Buvat

Portail informations TEP <http://www.petscaninfo.com>

Philips medical systems <http://www.medical.philips.com>

Diapos backup

# Les radiotraceurs

- ✓ Le radiotraceur associe un **vecteur biochimique** à un **marqueur radioactif** (isotopes artificiel d'un élément naturel) qui permet la détection du vecteur
- ✓ Le traceur doit être **physiologiquement indiscernable de la substance tracée** : même comportement métabolique (intérêt de remplacer un atome naturel par son isotope radioactif chimiquement identique)
- ✓ Le traceur doit pouvoir être utilisé en faible quantité pour ne pas perturber le mécanisme étudié (concentrations nano-molaires)
- ✓ Le traceur doit être spécifique : fixation stable à la cible et élimination rapide du traceur non fixé
- ✓ Le traceur doit être facilement détectable de manière externe (choix du marqueur radioactif)



# Les radiotraceurs

## Critères de choix du radionucléides pour l'imagerie

Compromis entre optimisation des paramètres de détection et irradiation minimum du patient

- ✓ Emetteurs  $\beta^+$  ou  $\gamma$  pur
- ✓ Demi-vie physique du radionucléide adaptée à la demi-vie biologique du vecteur (élimination par l'organisme), elle même adaptée au processus physiologique étudié (cycle ventilatoire et cardiaque)
- ✓ Energie du rayonnement optimisée pour la détection (50 à 511 keV)
- ✓ Absence de toxicité chimique
- ✓ Complexité de la radiochimie

# Les radionucléides utilisés en médecine nucléaire

| Radionuclide             | Decay Mode | Principal Photon Emissions | Half-Life | Primary Use     |
|--------------------------|------------|----------------------------|-----------|-----------------|
| $^{11}\text{C}$          | $\beta^+$  | 511 keV                    | 20.3 min  | Imaging         |
| $^{13}\text{N}$          | $\beta^+$  | 511 keV                    | 10.0 min  | Imaging         |
| $^{15}\text{O}$          | $\beta^+$  | 511 keV                    | 2.07 min  | Imaging         |
| $^{18}\text{F}$          | $\beta^+$  | 511 keV                    | 110 min   | Imaging         |
| $^{32}\text{P}$          | $\beta^-$  | —                          | 14.3 d    | Therapy         |
| $^{67}\text{Ga}$         | EC         | 93, 185, 300 keV           | 3.26 d    | Imaging         |
| $^{82}\text{Rb}$         | $\beta^+$  | 511 keV                    | 1.25 min  | Imaging         |
| $^{89}\text{Sr}$         | $\beta^-$  | —                          | 50.5 d    | Therapy         |
| $^{99\text{m}}\text{Tc}$ | IT         | 140 keV                    | 6.03 hr   | Imaging         |
| $^{111}\text{In}$        | EC         | 172, 247 keV               | 2.81 d    | Imaging         |
| $^{123}\text{I}$         | EC         | 159 keV                    | 13.0 hr   | Imaging         |
| $^{125}\text{I}$         | EC         | 27–30 keV x rays           | 60.2 d    | In vitro assays |
| $^{131}\text{I}$         | $\beta^-$  | 364 keV                    | 8.06 d    | Therapy/imaging |
| $^{153}\text{Sm}$        | $\beta^-$  | 41, 103 keV                | 46.7 hr   | Therapy         |
| $^{186}\text{Re}$        | $\beta^-$  | 137 keV                    | 3.8 d     | Therapy         |
| $^{201}\text{Tl}$        | EC         | 68–80 keV x rays           | 3.05 d    | Imaging         |

EC, electron capture; IT, isomeric transition.

# Les radionucléides utilisés en médecine nucléaire

| Radionuclide             | Decay Mode | Principal Photon Emissions | Half-Life | Primary Use     |
|--------------------------|------------|----------------------------|-----------|-----------------|
| $^{11}\text{C}$          | $\beta^+$  | 511 keV                    | 20.3 min  | Imaging         |
| $^{13}\text{N}$          | $\beta^+$  | 511 keV                    | 10.0 min  | Imaging         |
| $^{15}\text{O}$          | $\beta^+$  | 511 keV                    | 2.07 min  | Imaging         |
| $^{18}\text{F}$          | $\beta^+$  | 511 keV                    | 110 min   | Imaging         |
| $^{32}\text{P}$          | $\beta^-$  | —                          | 14.3 d    | Therapy         |
| $^{67}\text{Ga}$         | EC         | 93, 185, 300 keV           | 3.26 d    | Imaging         |
| $^{82}\text{Rb}$         | $\beta^+$  | 511 keV                    | 1.25 min  | Imaging         |
| $^{89}\text{Sr}$         | $\beta^-$  | —                          | 50.5 d    | Therapy         |
| $^{99\text{m}}\text{Tc}$ | IT         | 140 keV                    | 6.03 hr   | Imaging         |
| $^{111}\text{In}$        | EC         | 172, 247 keV               | 2.81 d    | Imaging         |
| $^{123}\text{I}$         | EC         | 159 keV                    | 13.0 hr   | Imaging         |
| $^{125}\text{I}$         | EC         | 27–30 keV x rays           | 60.2 d    | In vitro assays |
| $^{131}\text{I}$         | $\beta^-$  | 364 keV                    | 8.06 d    | Therapy/imaging |
| $^{153}\text{Sm}$        | $\beta^-$  | 41, 103 keV                | 46.7 hr   | Therapy         |
| $^{186}\text{Re}$        | $\beta^-$  | 137 keV                    | 3.8 d     | Therapy         |
| $^{201}\text{Tl}$        | EC         | 68–80 keV x rays           | 3.05 d    | Imaging         |

EC, electron capture; IT, isomeric transition.

$^{99\text{m}}\text{Tc}$  radionucléide le plus utilisé (70% des examens scintigraphiques, détection per-opérateur)

# Les radionucléides utilisés en médecine nucléaire

| Radionuclide             | Decay Mode | Principal Photon Emissions | Half-Life | Primary Use     |
|--------------------------|------------|----------------------------|-----------|-----------------|
| $^{11}\text{C}$          | $\beta^+$  | 511 keV                    | 20.3 min  | Imaging         |
| $^{13}\text{N}$          | $\beta^+$  | 511 keV                    | 10.0 min  | Imaging         |
| $^{15}\text{O}$          | $\beta^+$  | 511 keV                    | 2.07 min  | Imaging         |
| $^{18}\text{F}$          | $\beta^+$  | 511 keV                    | 110 min   | Imaging         |
| $^{32}\text{P}$          | $\beta^-$  | —                          | 14.3 d    | Therapy         |
| $^{67}\text{Ga}$         | EC         | 93, 185, 300 keV           | 3.26 d    | Imaging         |
| $^{82}\text{Rb}$         | $\beta^+$  | 511 keV                    | 1.25 min  | Imaging         |
| $^{89}\text{Sr}$         | $\beta^-$  | —                          | 50.5 d    | Therapy         |
| $^{99\text{m}}\text{Tc}$ | IT         | 140 keV                    | 6.03 hr   | Imaging         |
| $^{111}\text{In}$        | EC         | 172, 247 keV               | 2.81 d    | Imaging         |
| $^{123}\text{I}$         | EC         | 159 keV                    | 13.0 hr   | Imaging         |
| $^{125}\text{I}$         | EC         | 27–30 keV x rays           | 60.2 d    | In vitro assays |
| $^{131}\text{I}$         | $\beta^-$  | 364 keV                    | 8.06 d    | Therapy/imaging |
| $^{153}\text{Sm}$        | $\beta^-$  | 41, 103 keV                | 46.7 hr   | Therapy         |
| $^{186}\text{Re}$        | $\beta^-$  | 137 keV                    | 3.8 d     | Therapy         |
| $^{201}\text{Tl}$        | EC         | 68–80 keV x rays           | 3.05 d    | Imaging         |

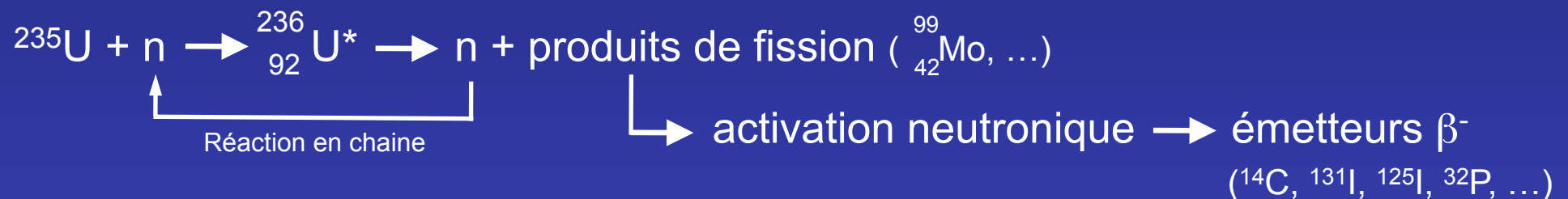
EC, electron capture; IT, isomeric transition.

$^{18}\text{F}$  radionucléide  $\beta^+$  le plus utilisé (90% des examens TEP, détection per-opérateur )

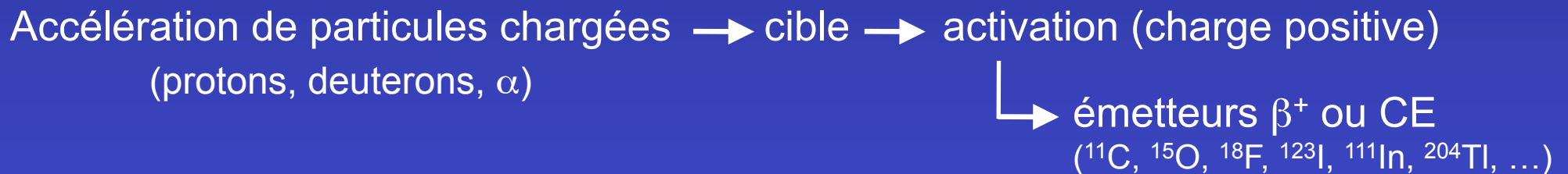
# Les radionucléides utilisés en médecine nucléaire

## Production des radionucléides

### 1) Réacteur nucléaire



### 2) Accélérateur (cyclotron)



### 3) Générateur

Noyau radioactif \* → noyau fils → extraction périodique

# Les radionucléides utilisés en médecine nucléaire

## Production des radionucléides

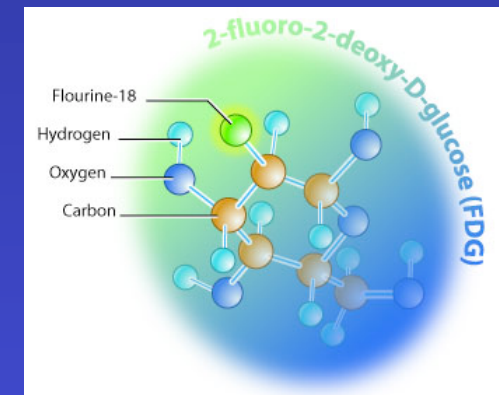
Accélérateur (cyclotron)



Accélération de particules chargées  
(protons, deutérons,  $\alpha$ ) sur cible :  
activation (charge positive)

→ émetteurs  $\beta^+$  ou CE  
( $^{11}\text{C}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  $^{18}\text{F}$ , ...)

+ Radiochimie



$^{18}\text{F}$ -FDG

# Les radiotraceurs

## Les vecteurs

- Radionucléide libre se comportant comme un traceur (isotope radioactif de l'atome tracé)

$^{123}\text{I}$ ,  $^{131}\text{I}$  : anomalie fonctionnelle thyroïde  
 $^{201}\text{Tl}$  : perfusion myocardique

- Radionucléide intégré à un vecteur biologique

$^{11}\text{C}$  dans des protéines d'acides gras : synthèse protéique  
 $\text{H}_2^{15}\text{O}$  : débit sanguin

# Les radiotraceurs

## Les vecteurs

- Radionucléide associé à une molécule : vecteur biologique ou non (peptides, acides aminés, albumine, acides gras, enzymes, ligands de récepteurs, anticorps, transporteurs, neurotransmetteurs, ...)

$^{99m}\text{Tc}$ -MIBI : perfusion myocardique, cancer thyroïde

$^{111}\text{In}$ -mIBG : glandes medullo-surrénales, tumeurs carcinoïdes/neurosympathiques

$^{111}\text{In}$ -Pentétréotide/octréotide : tumeurs neuroendocrines

$^{99m}\text{Tc}$  et hématies : ventriculographie, recherche de saignement occulte

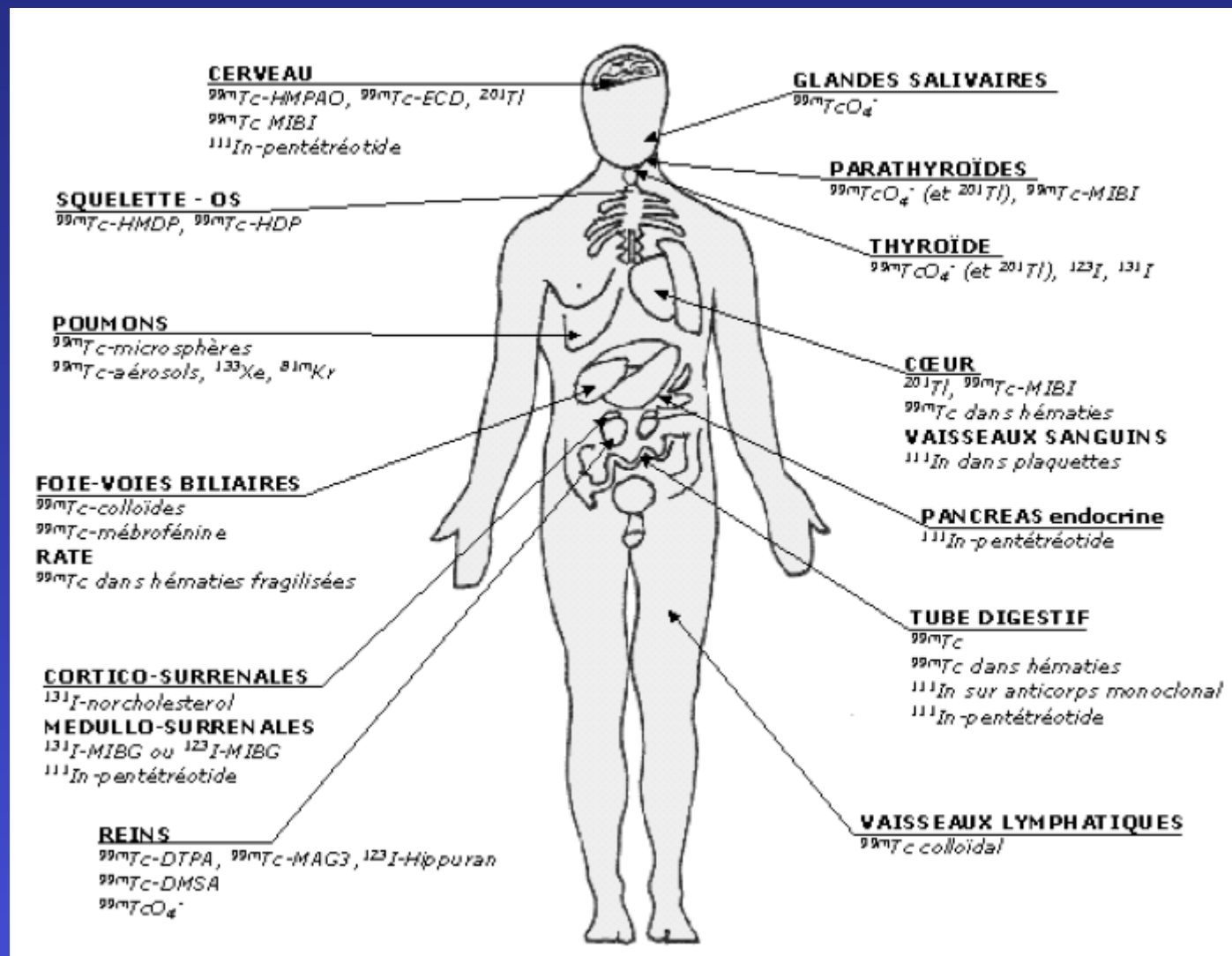
$^{99m}\text{Tc}$  et macro-aggrégats d'albumine humaine : perfusion pulmonaire

$^{99m}\text{Tc}$  + HMDP : anomalies du squelette, pathologies osseuses

$^{18}\text{F}$ -FDG (analogue glucose) : fonction cardiaque, réponse tumorale, infection



# Les radiotraceurs



# Les radiotraceurs

