

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

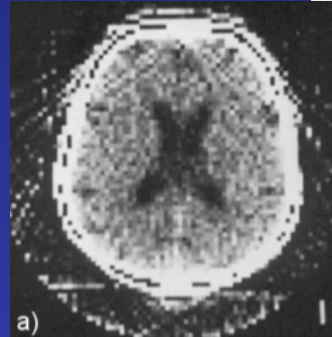
2. La radiothérapie : du photon au hadron

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

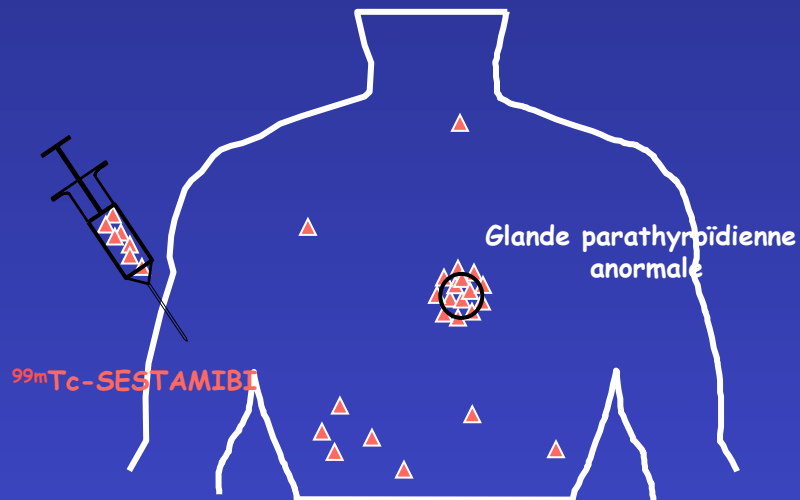


- 1957 Anger : première gamma-caméra
- 1972 Mc Cornack et Hounsfield (Prix Nobel 1979) : premiers résultats cliniques du tomographe à transmission (scanner X)
- 1975 Phelps : tomographie par émission de positons (TEP/PET)
- 1979 Jaszac : tomographie d'émission monophotonique (TEMP/SPECT)

Imagerie nucléaire : Principe

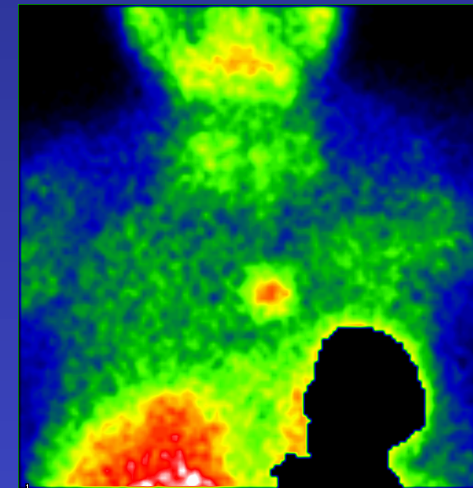
Marquage

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 γ ou β^+
(^{99m}Tc , I, ^{18}F , ^{11}C , ^{15}O ...)

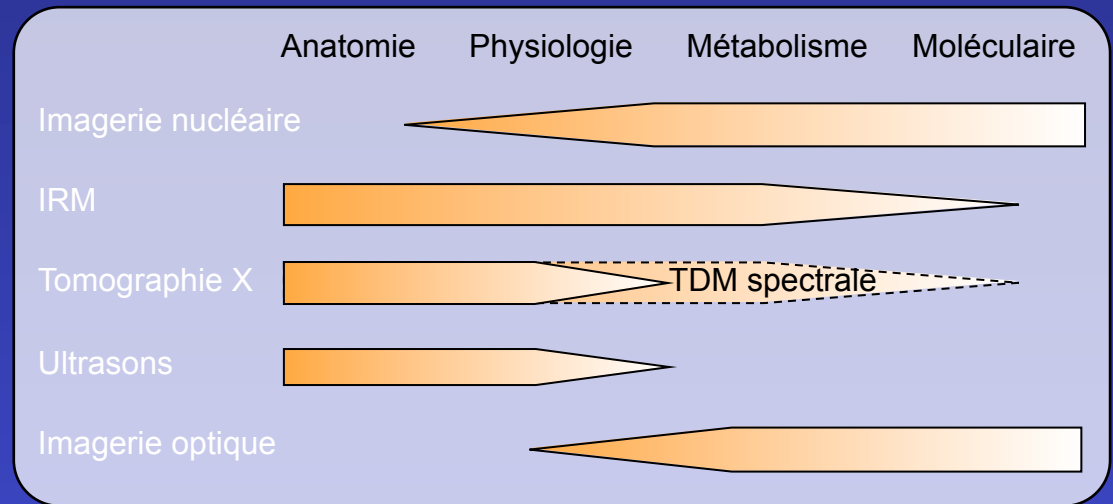
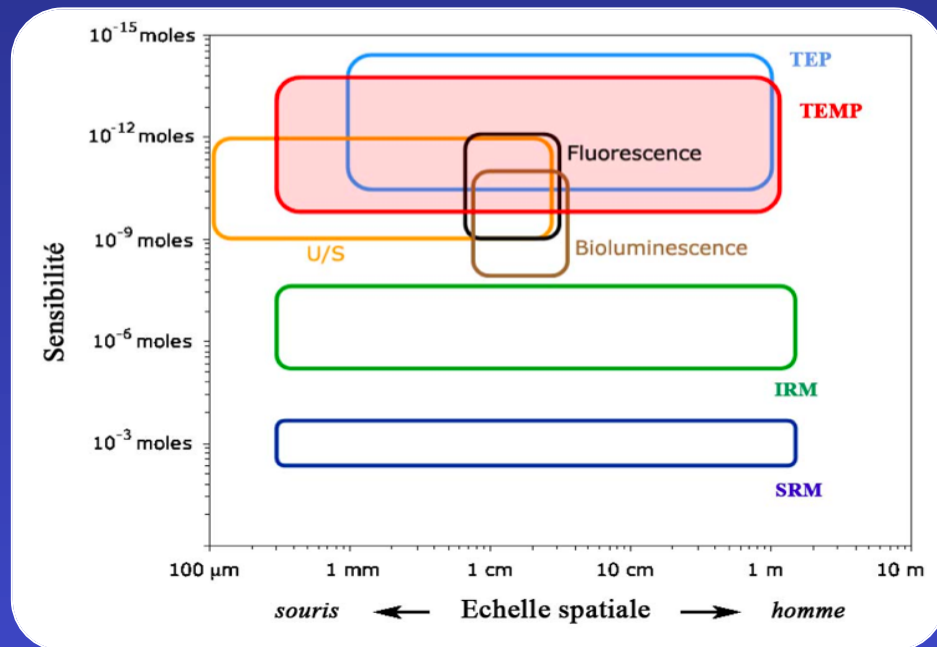
➔ en service de médecine nucléaire
Gamma-caméra, tomographes TEMP ou TEP
➔ en bloc opératoire

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

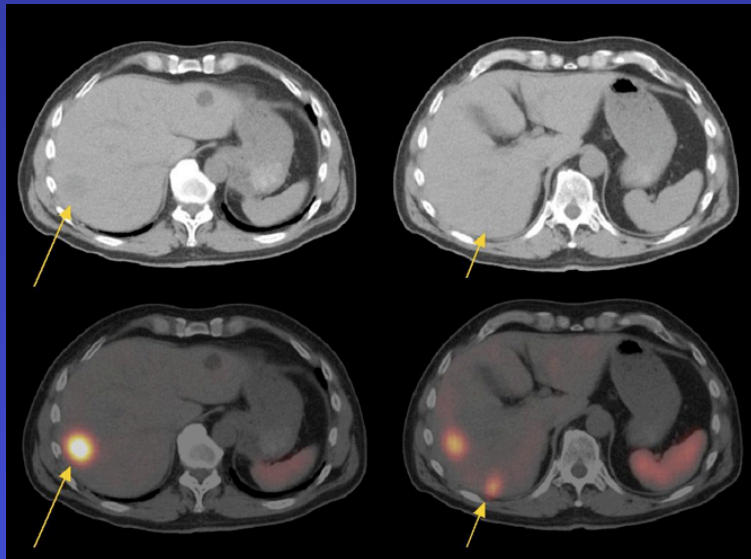
Des techniques d'imagerie complémentaires



Meikle et al PMB 2005

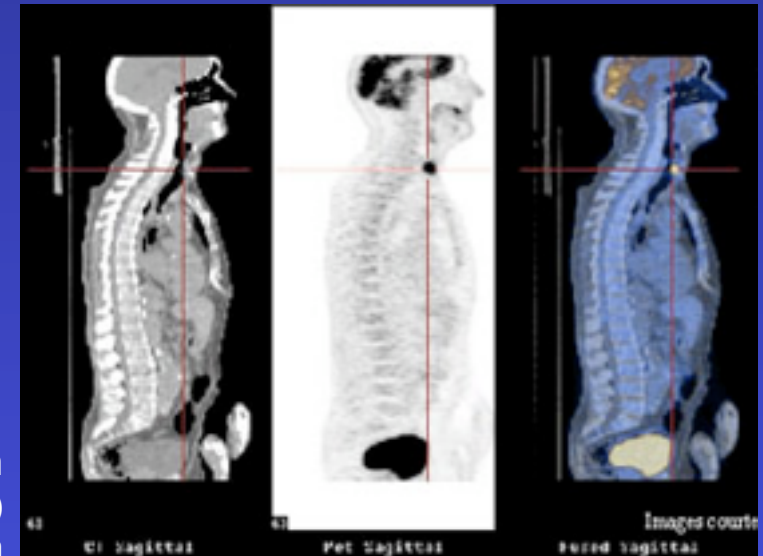
Des modalités d'imagerie complémentaires

- 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}In -Ostreoscan
TEMP/TDM)
University of Michigan

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



Plan

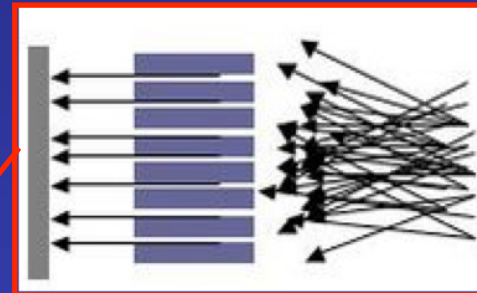
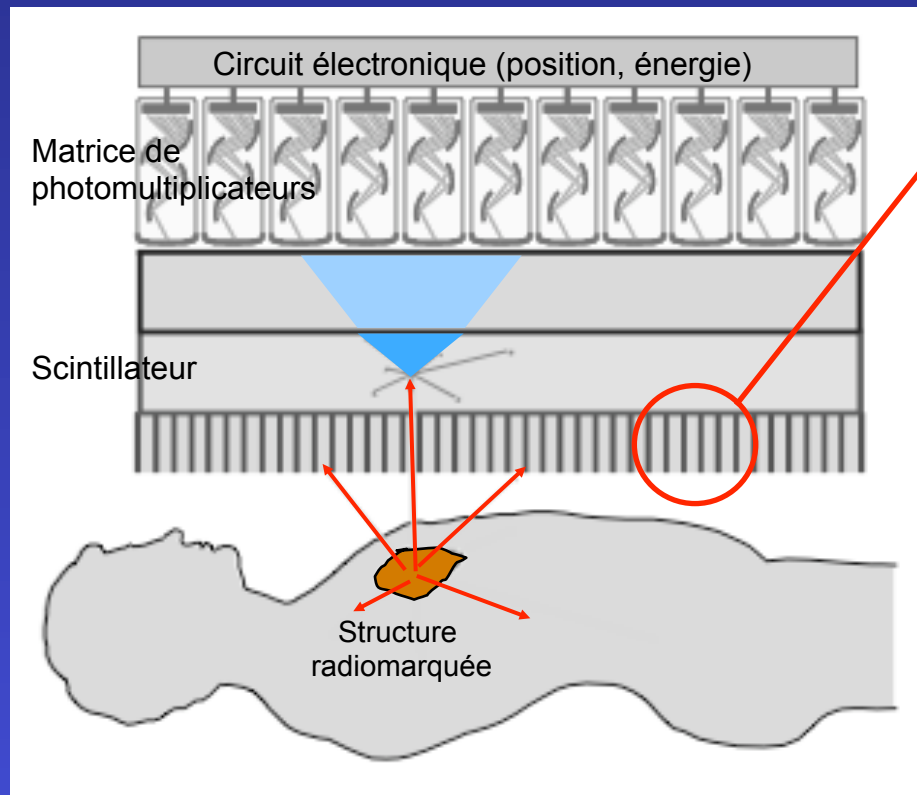
1. L'imagerie nucléaire

- 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

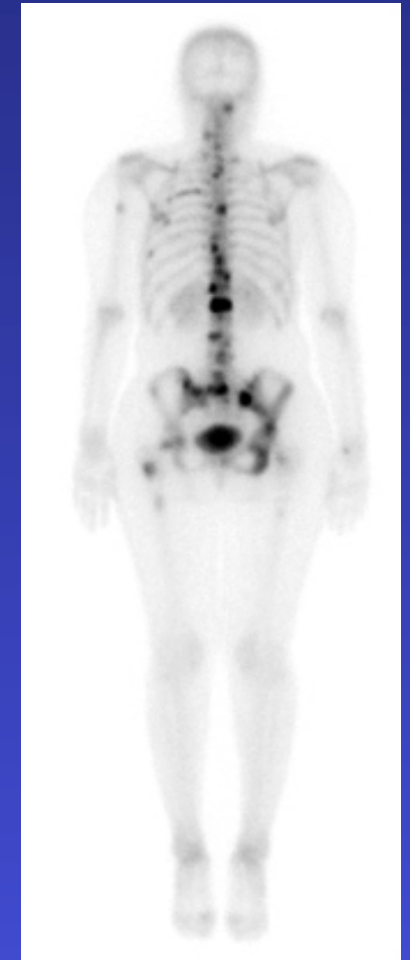
Principe (Anger, 1958)



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)

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

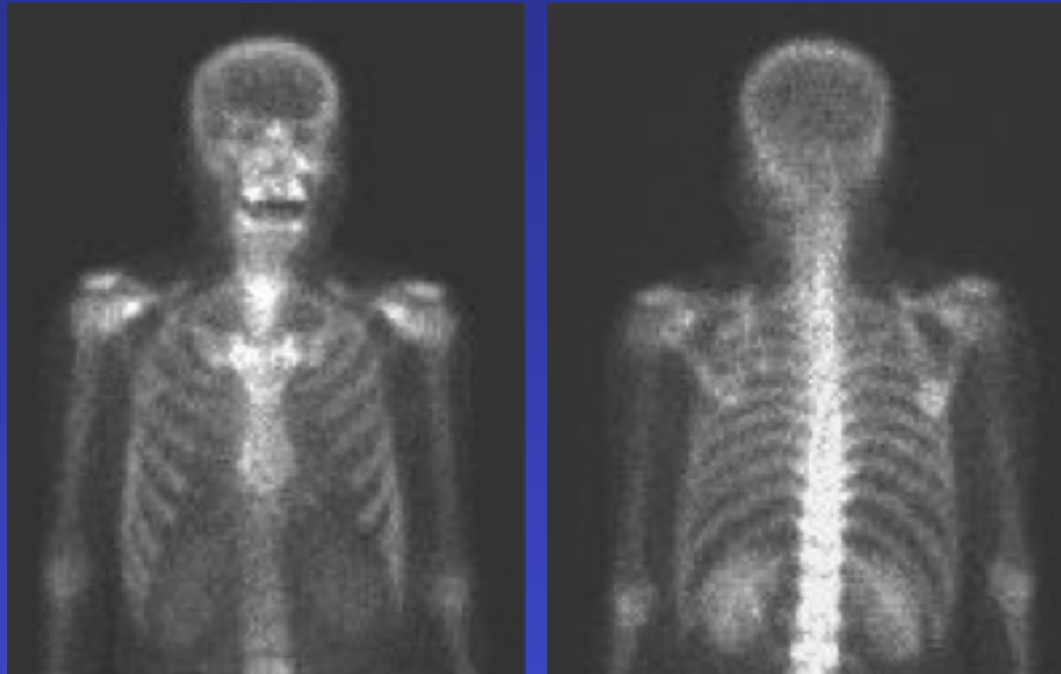
$$\text{Pour radiographie } N = 10^5 / \text{pixel} \quad \text{B/S} = 0,3\%$$

- ✓ 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

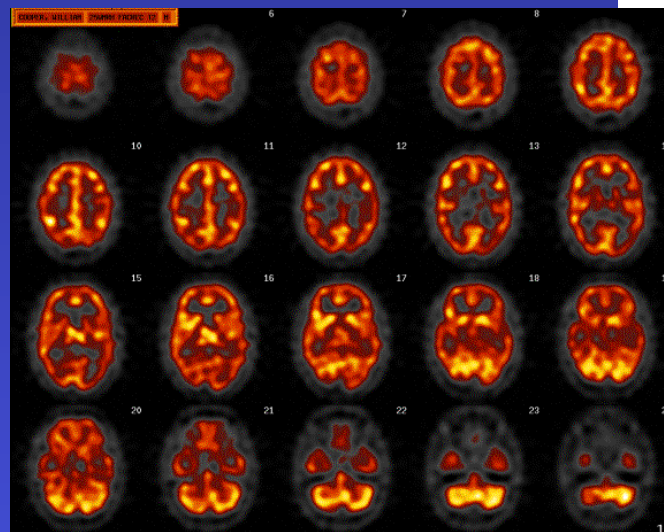


Effet de l'atténuation entre 2 incidences
(Scintigraphie osseuse ^{99m}Tc -MDP)

Tomographie d'émission monophotonique (TEMP)

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

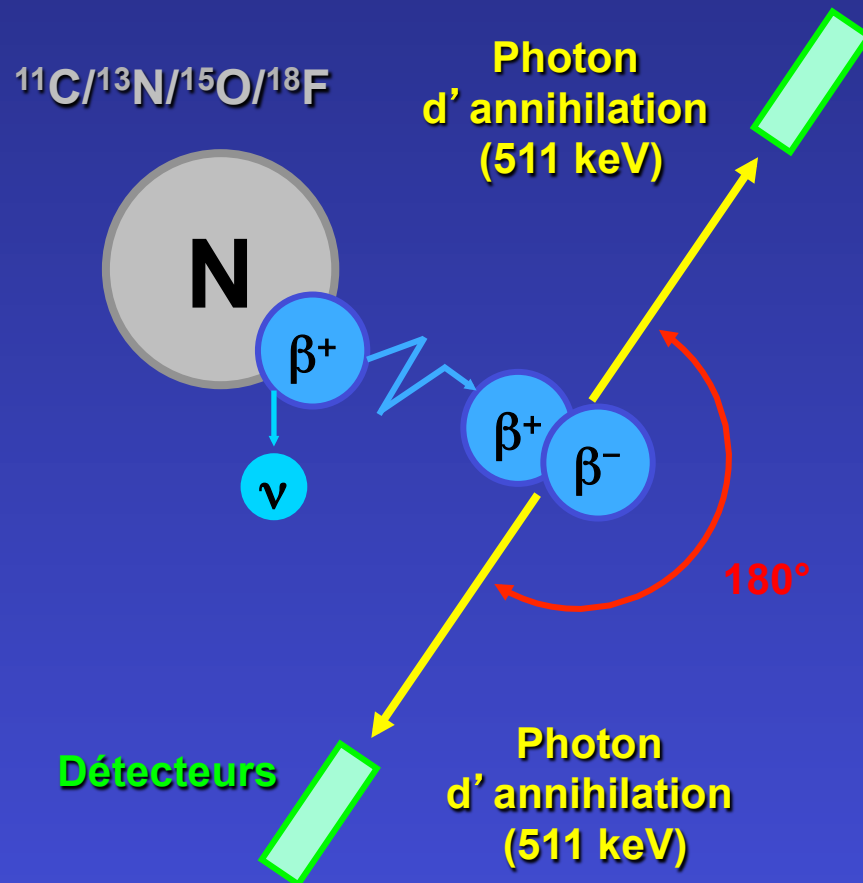
La TEMP permet d'améliorer le contraste des images scintigraphiques et d'accéder à la quantification



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

Tomographie par émission de positons (TEP)

Principe (1974)

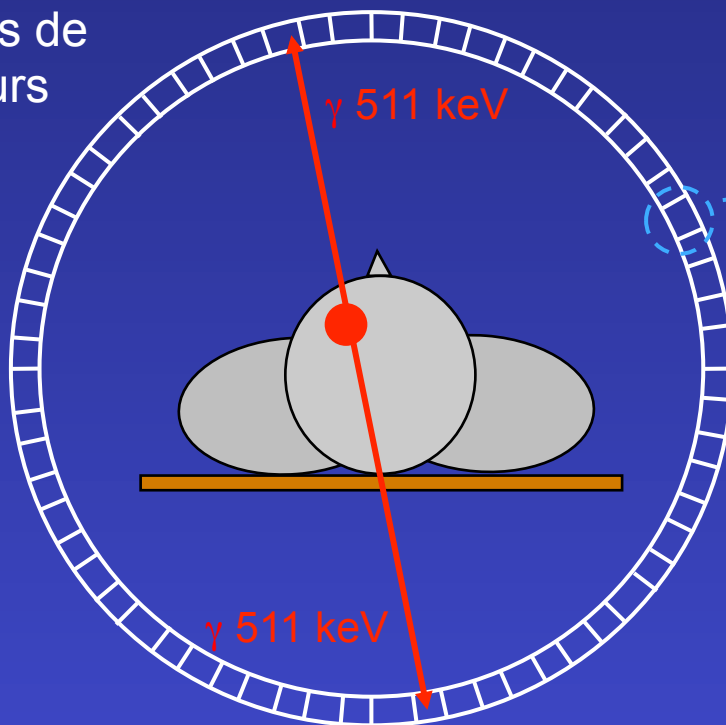


- Désintégration β^+
(transition isobarique, excès de proton)
- Thermalisation du positon dans les tissus
- Annihilation

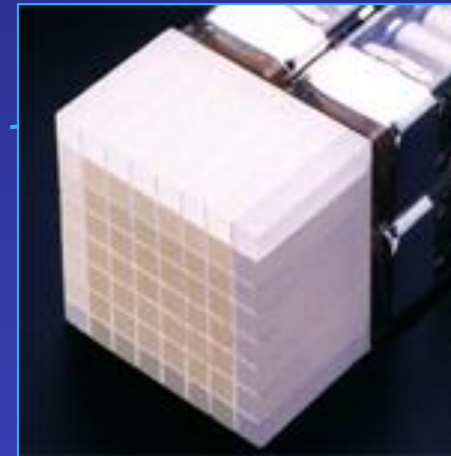
Tomographie par émission de positons

Détection et acquisition

Couronnes de détecteurs



Bloc détecteur

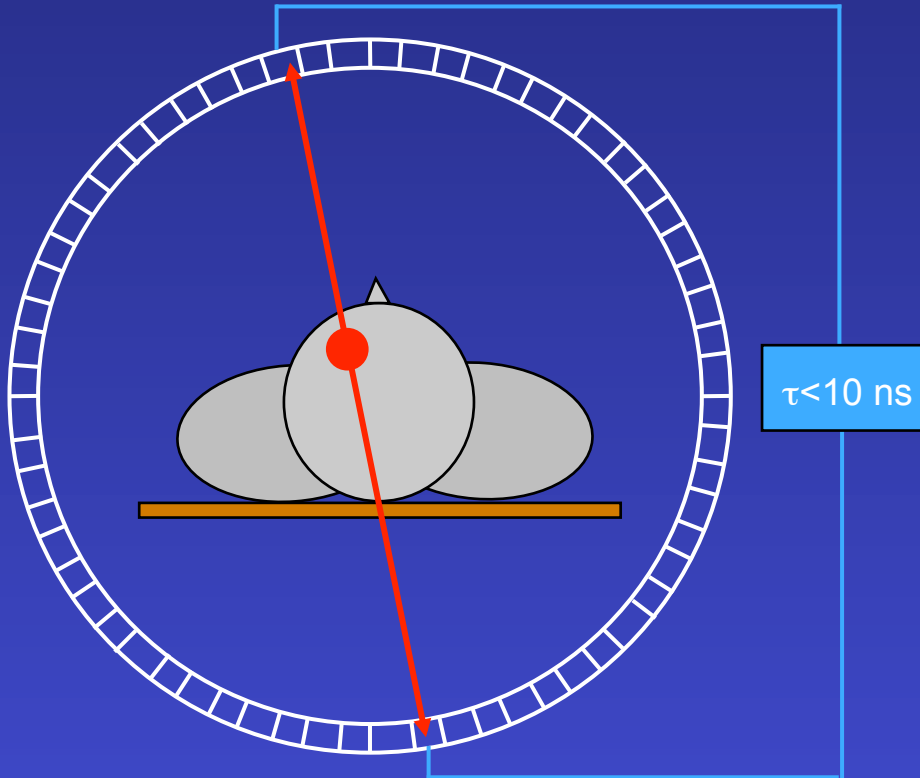


- Matrices de cristaux denses (BGO, LSO, ...)
- Partage de la lumière sur 4 PMs
- Calcul barycentrique de la position du point d'interaction (Anger)

Pas de collimateur : détection en coïncidence des 2 γ 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 $D = 80 \text{ cm}$

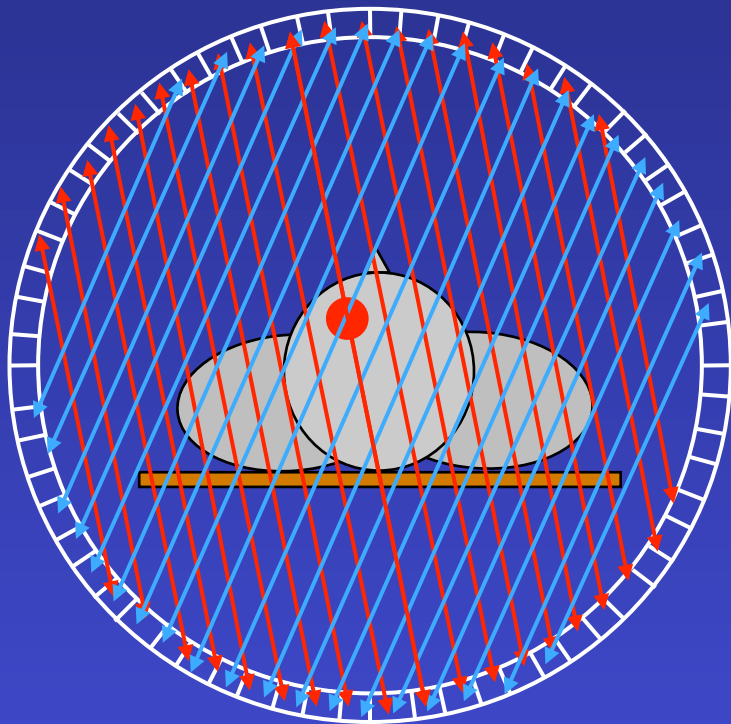
Si 2 photons sont détectés dans un intervalle de temps $< 5-10 \text{ ns}$, ils sont considérés comme étant « *en coïncidence* » et être issus de la même annihilation

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 mm² et 3 cm d'épaisseur)

Diamètre de l'anneau : ~80 cm

Résolution transaxiale : 4.2 mm

Sensibilité : 6 %

Tomographie par émission de positons

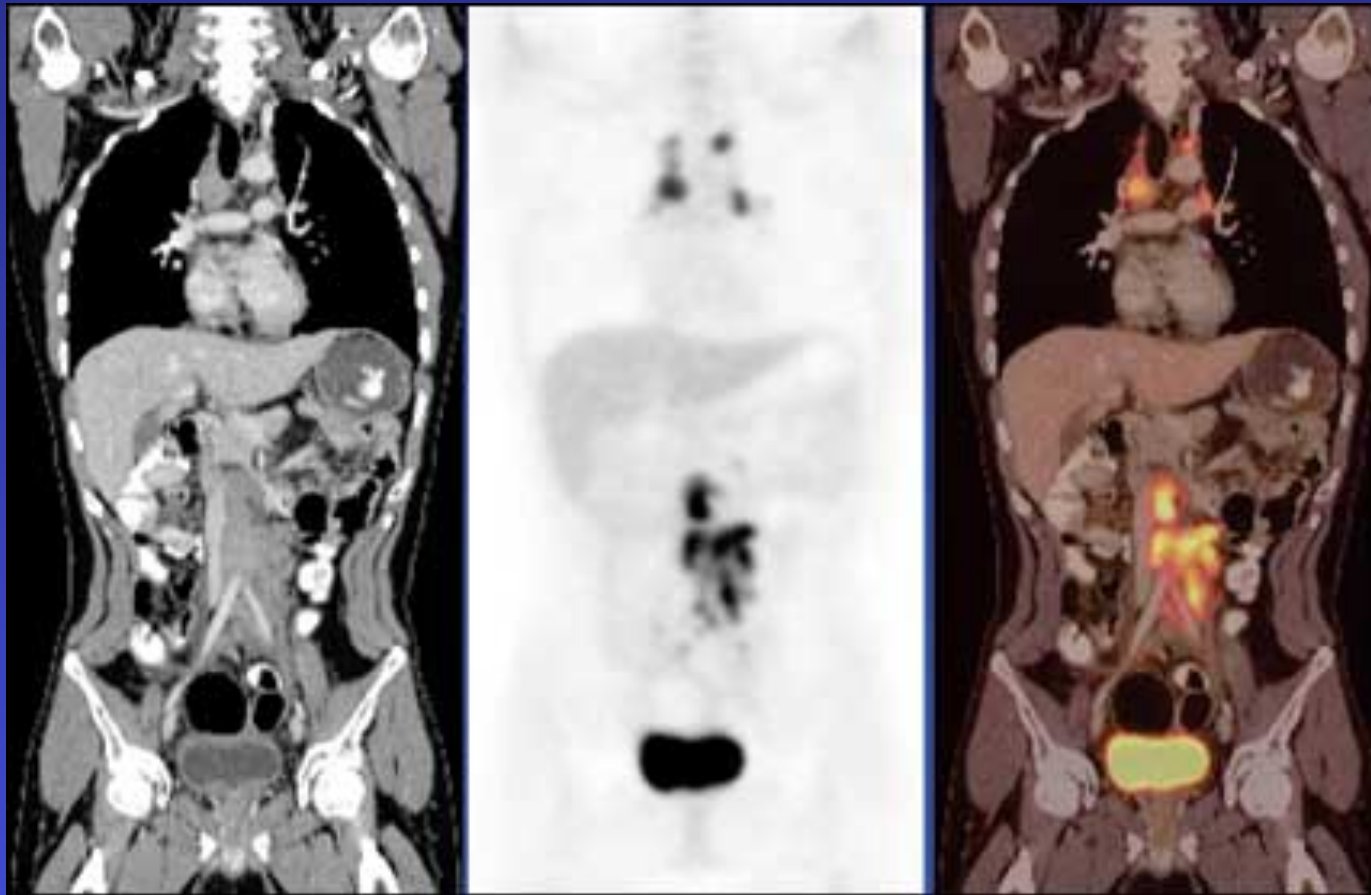
Les détecteurs TEP/CT

- ✓ 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



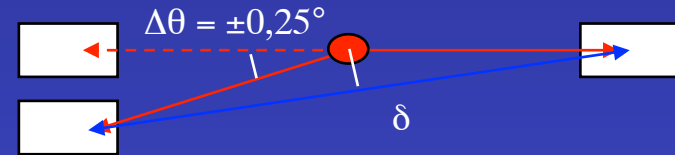
La tomographie par émission de positons

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}F , 1 mm ^{11}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)

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

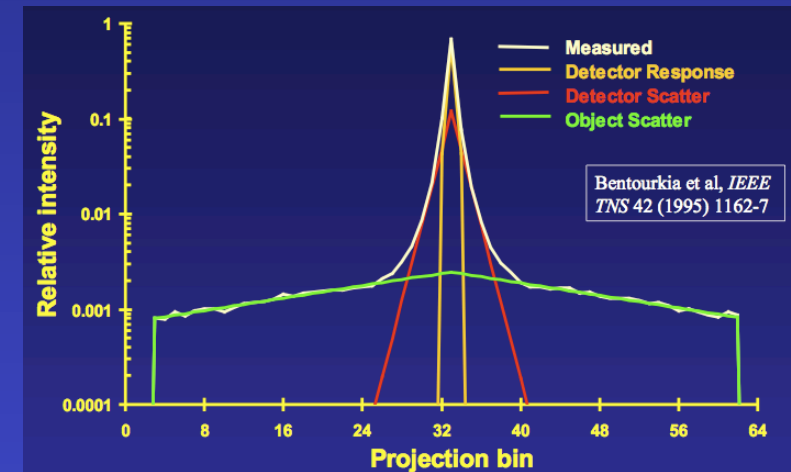
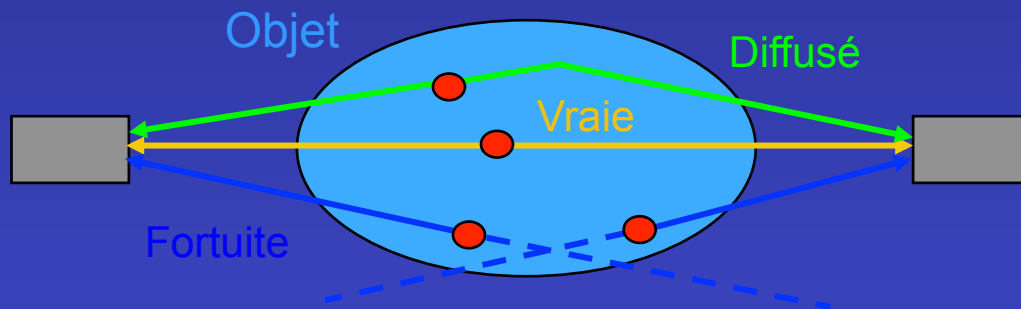
La tomographie par émission de positons

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)

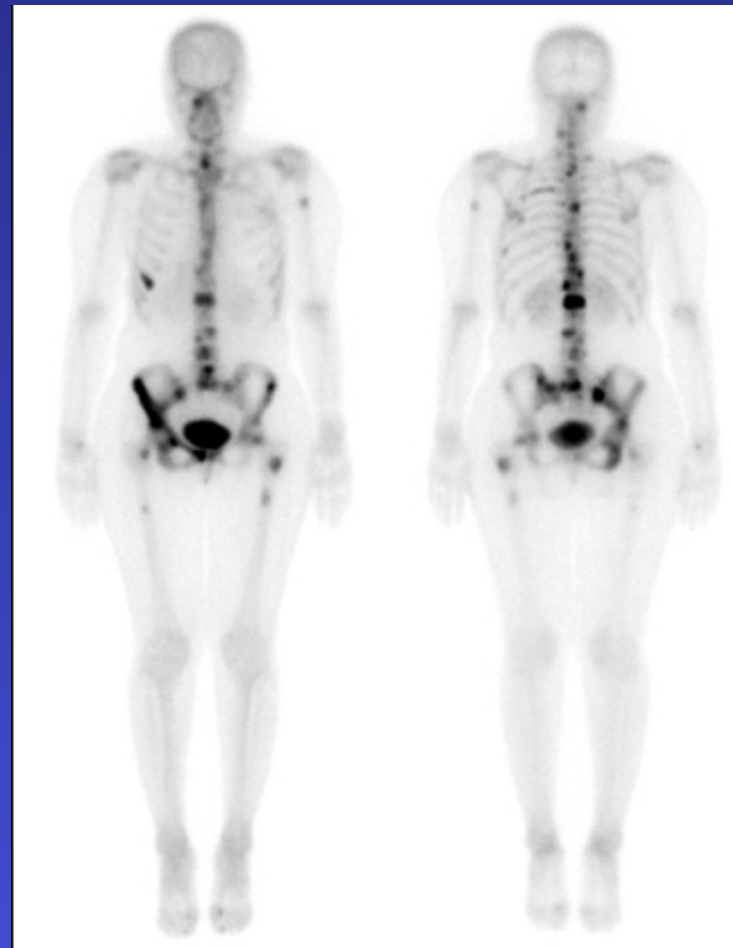
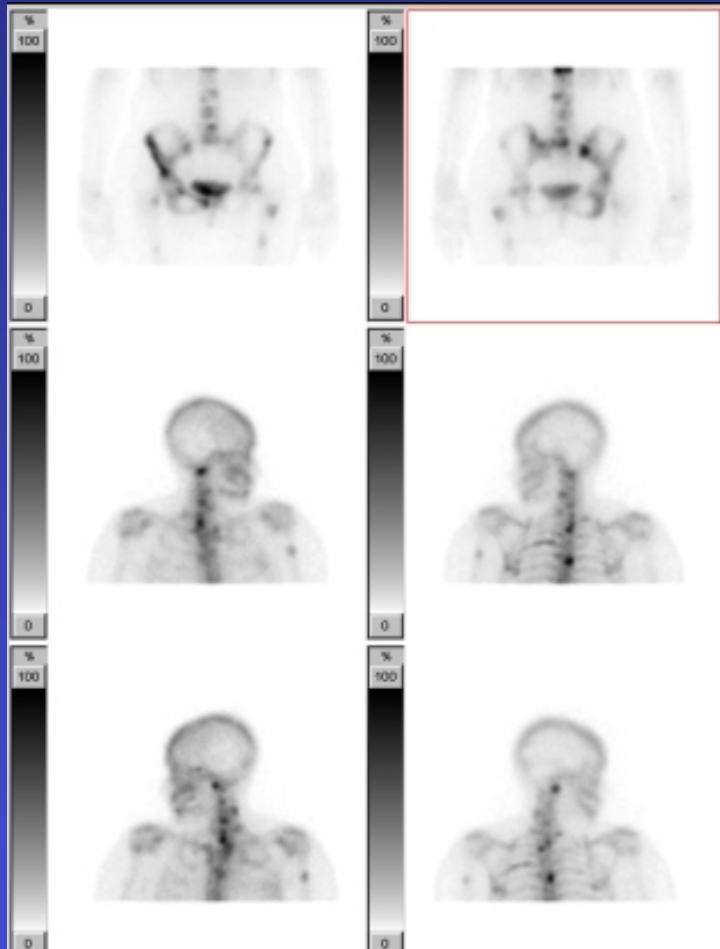
Clinique

- 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

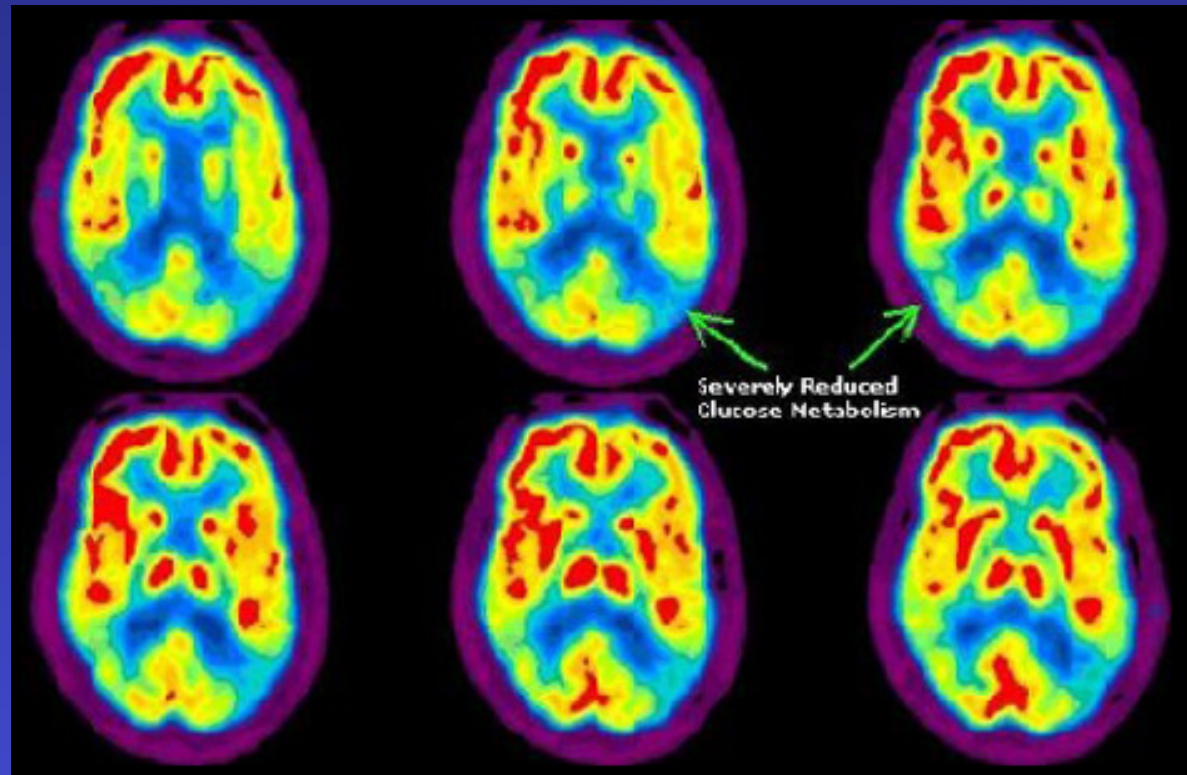
Imagerie planaire corps entier



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

Applications

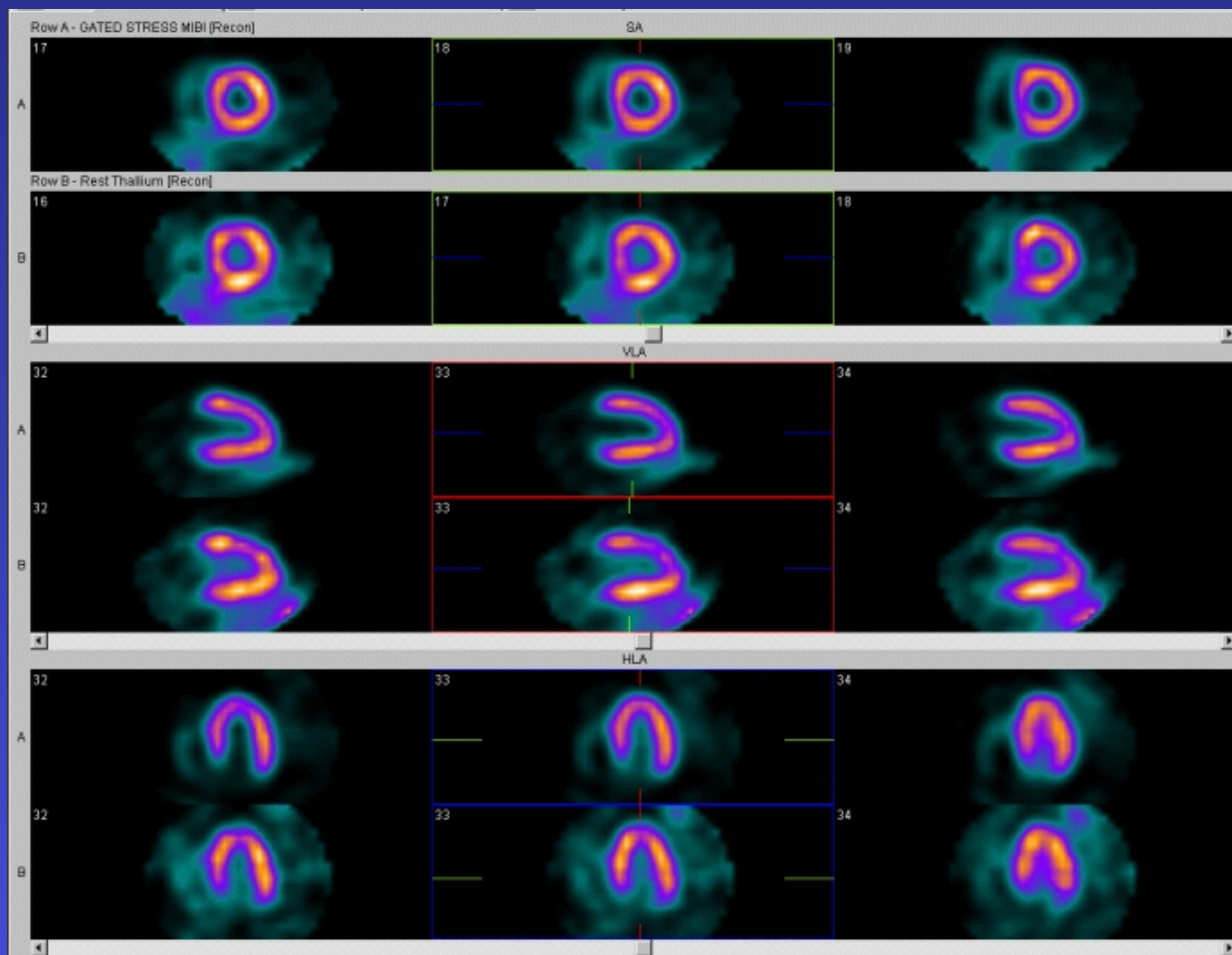
Neurologie



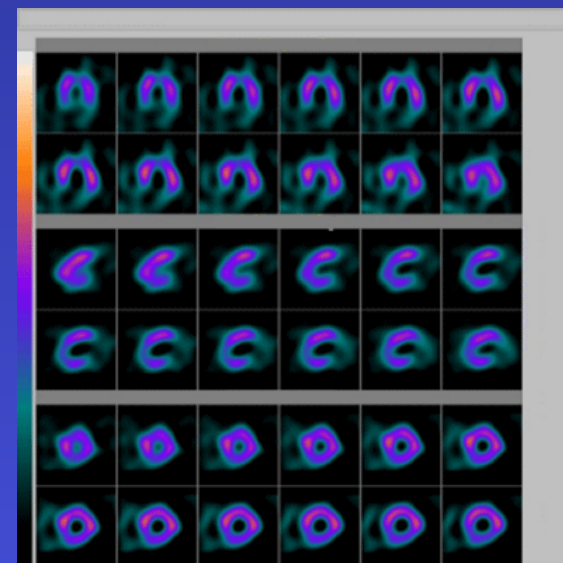
Maladie d' Alzheimer (^{18}F -FDG)
Northern California PET Imaging Center

La gamma caméra

TEMP synchronisée



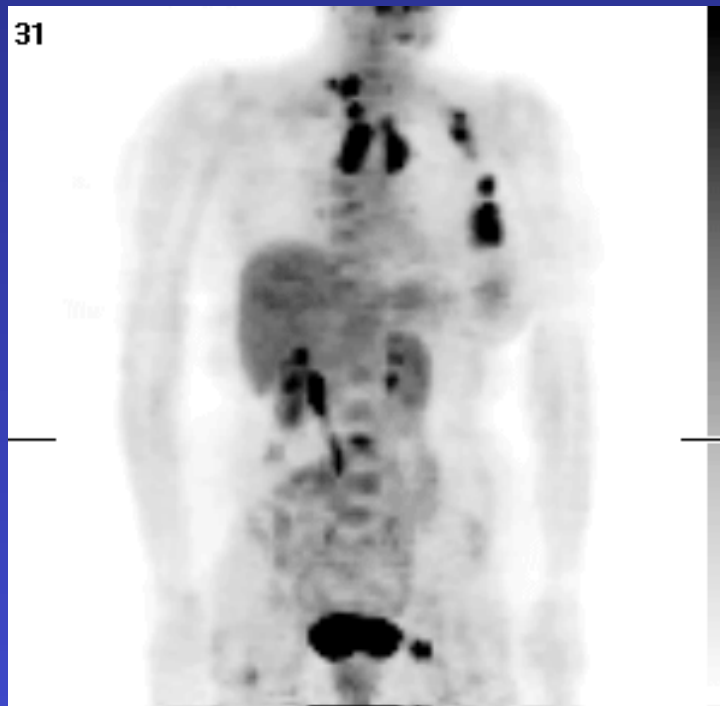
Mesure de la fraction d'éjection ventriculaire
 ^{99m}Tc -sestamibi, ^{201}Tl
(Siemens)



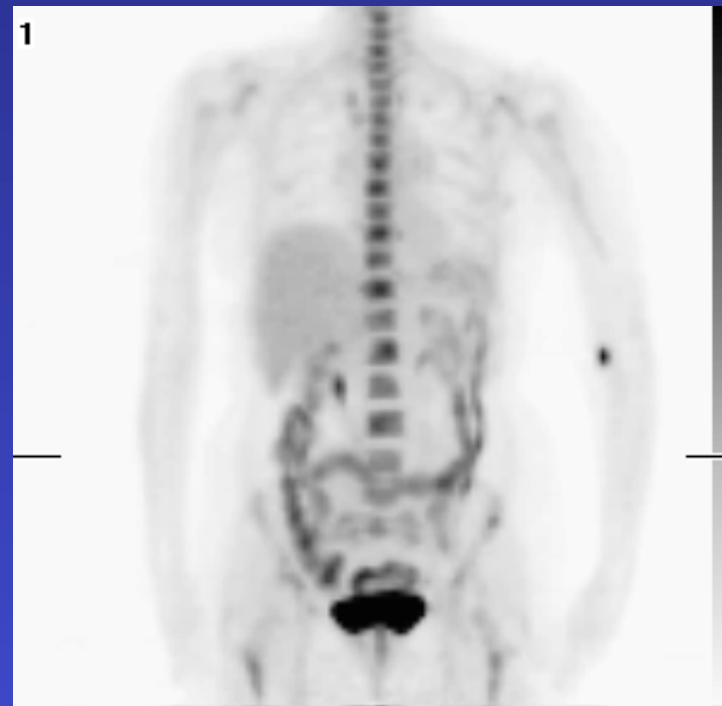
Applications

Cancérologie : évaluation de la réponse thérapeutique

Avant chimiothérapie



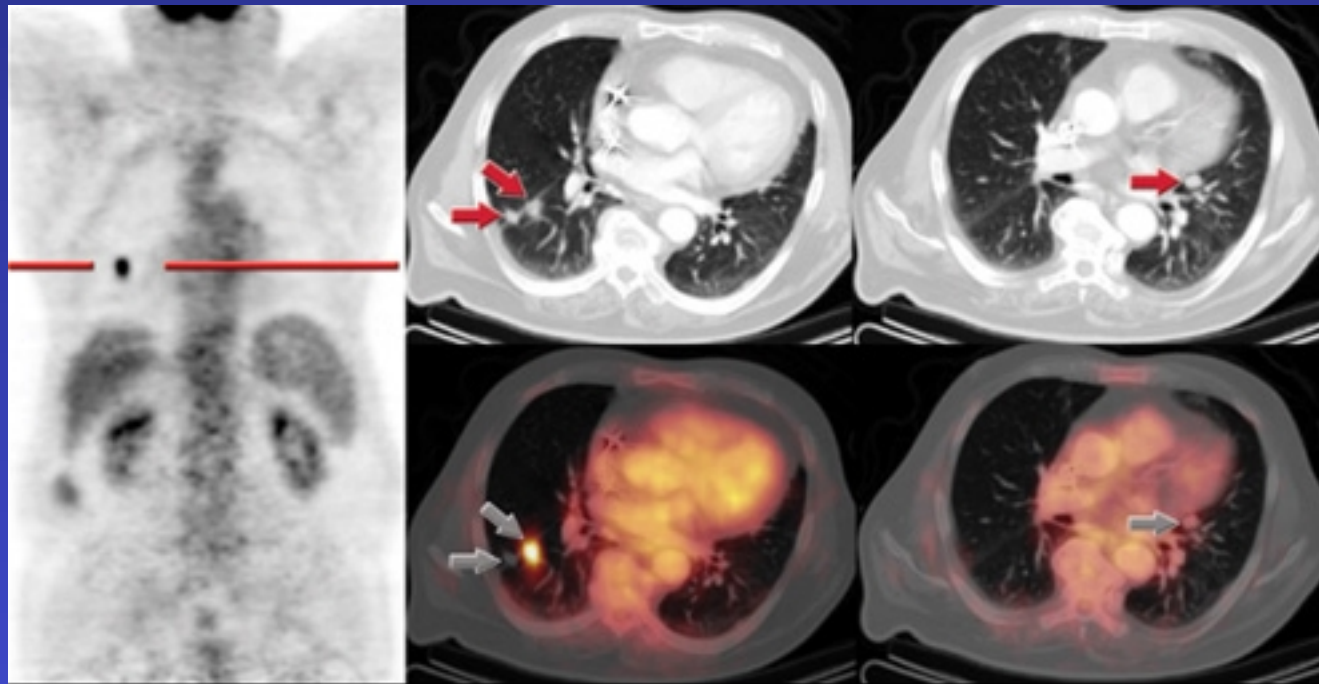
Après chimiothérapie



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

Applications

Cancérologie : Diagnostic



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

Plan

1. L'imagerie nucléaire

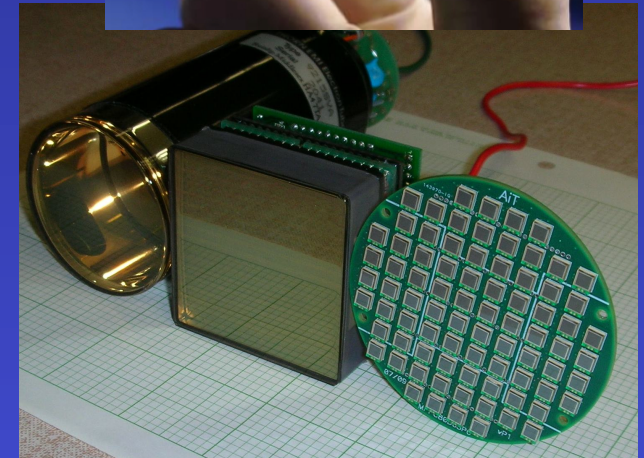
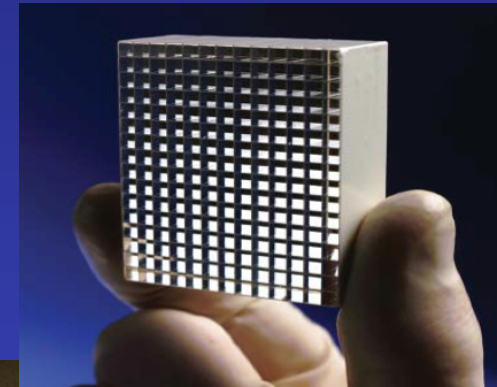
- Histoire et principes
- Différentes modalités d'imagerie : scintigraphie, TEMP et TEP
- Applications en recherche fondamentale et clinique
- Evolutions

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 (CdTe , CdZnTe) : amélioration résolution énergétique (5% à 140 keV), capacité de comptage et compacité (utilisation ambulatoire)

Matrice de scintillateur inorganique (Saint Gobain)

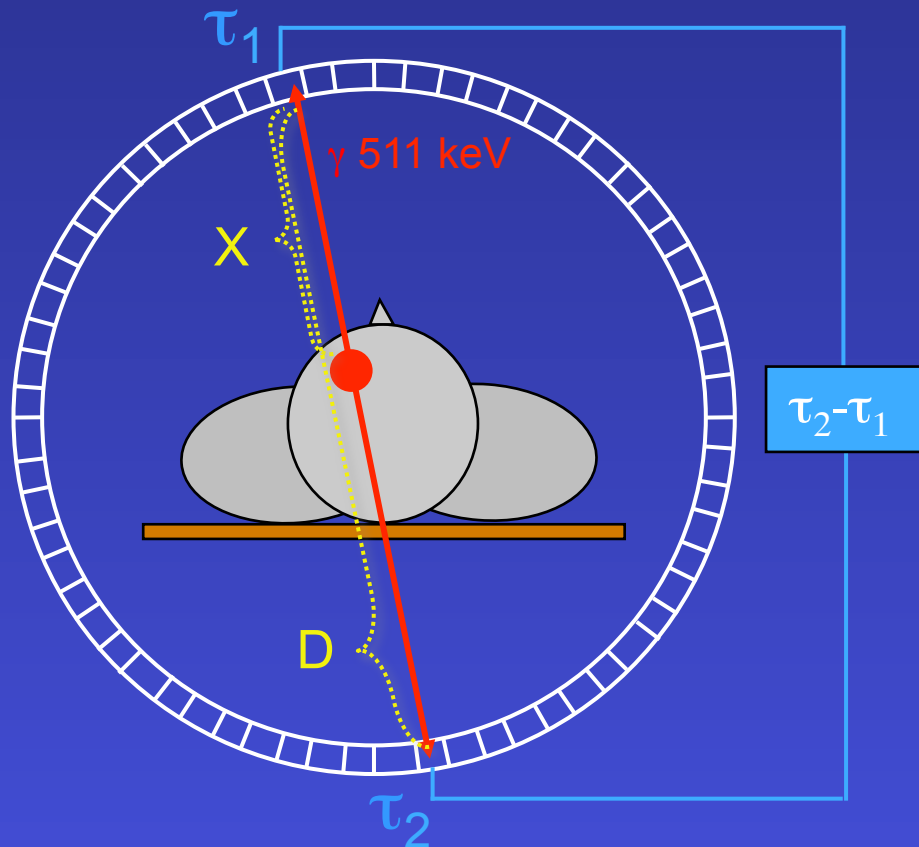


PMT, PS-PMT et matrice de SiPM (S. Majewski, WVU)

Evolutions : Instrumentation

TEP temps de vol

- ✓ Premier tomographe commercialisé par Philips en 2006



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

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

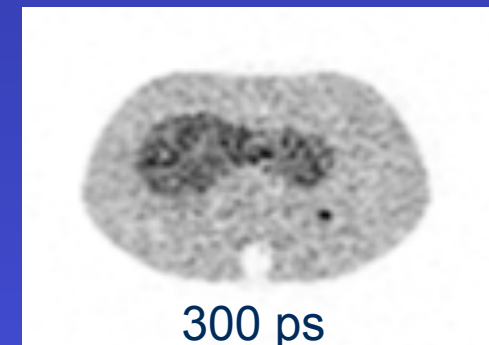
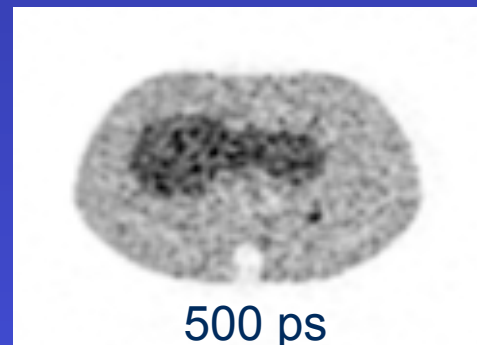
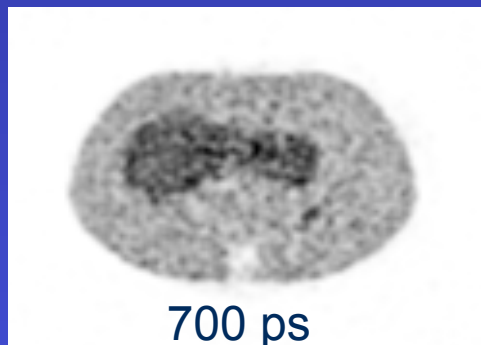
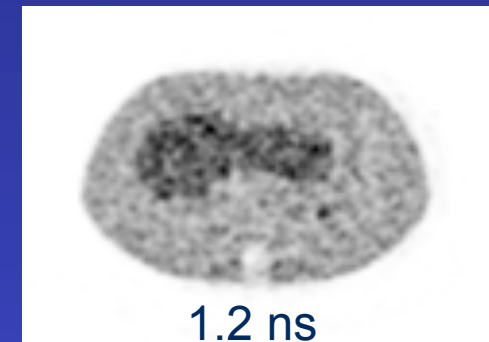
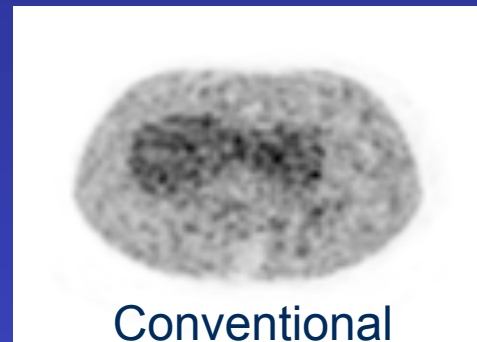
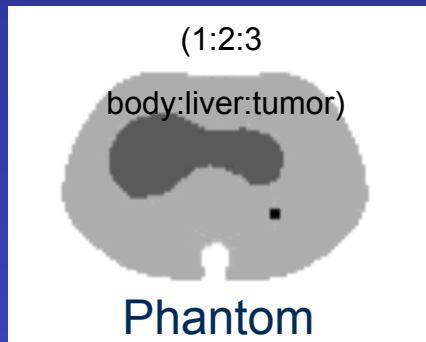
En pratique, localisation limitée par la résolution temporelle des détecteurs et de l'électronique

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

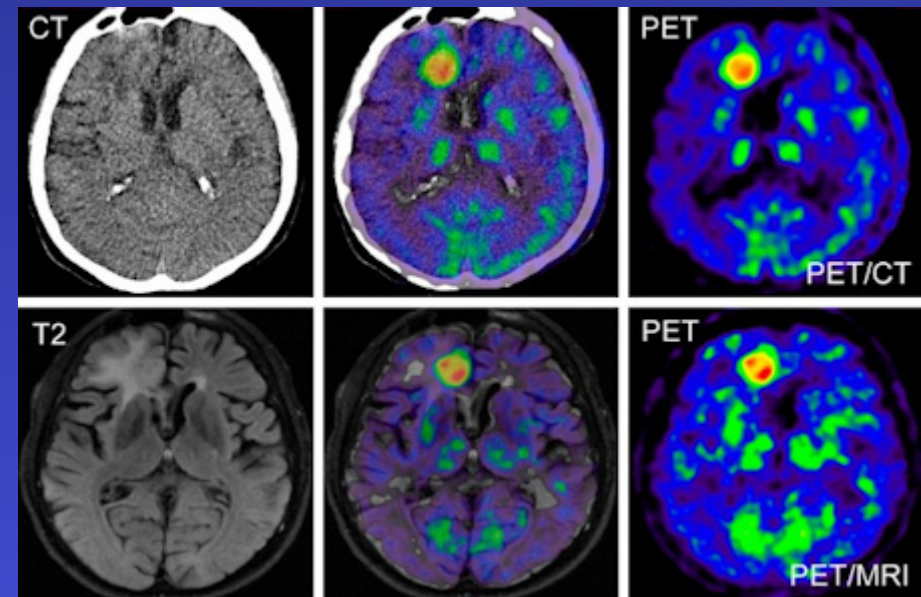


Images courtesy of Mike Casey, *Siemens Medical Solutions*

Evolutions : 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)

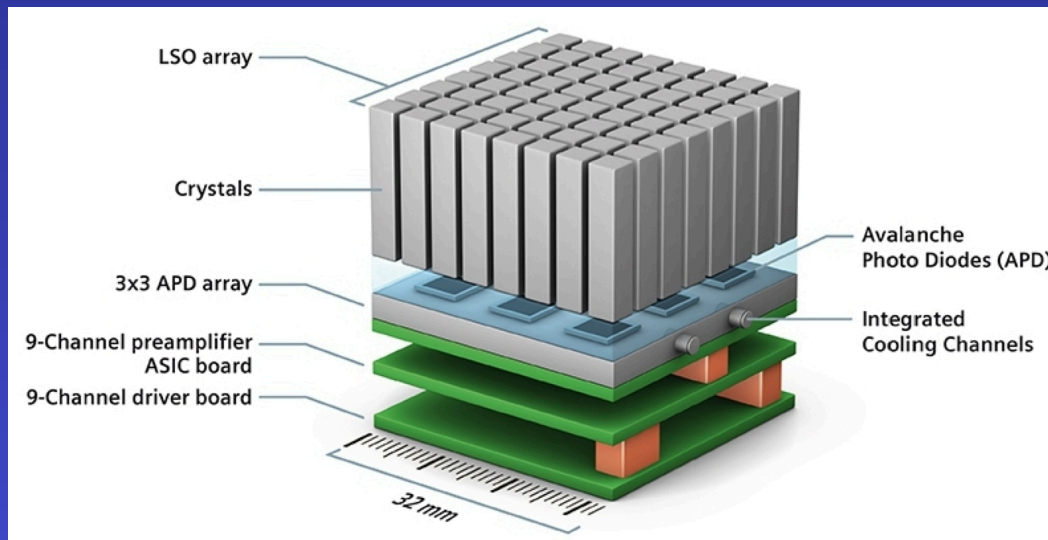
... mais correction d'atténuation à partir d'images IRM non validée et coût très élevé



Evolutions : Multimodalité

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

Blindages spécifiques et/ou nouveaux détecteurs



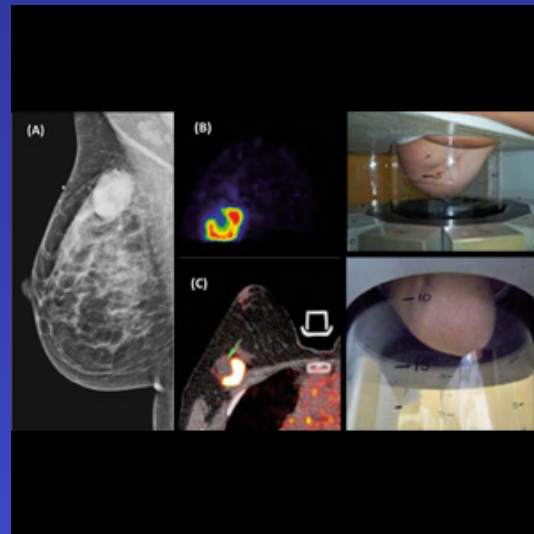
mMR, Siemens

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

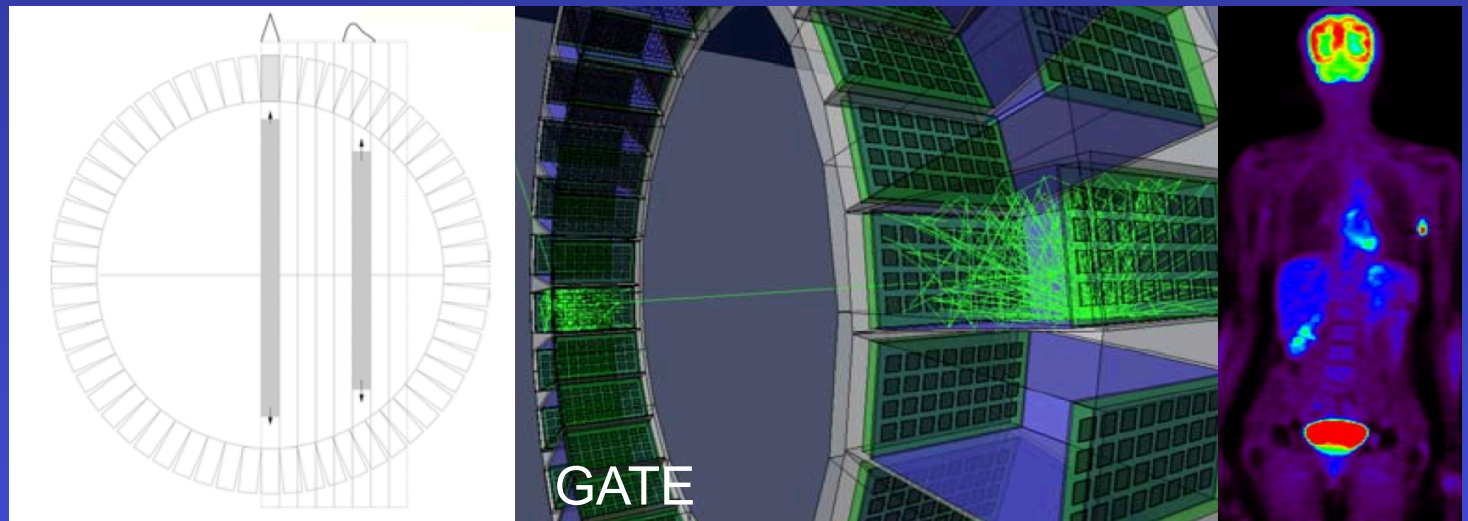
R ? : modélisation analytique, mesure ou simulation Monte Carlo

$$P = R f$$

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

f ?

à partir de P et R

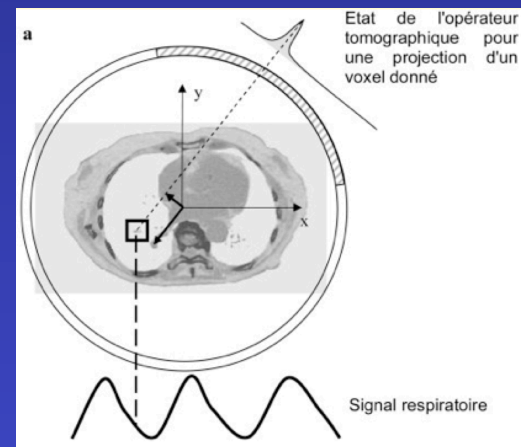
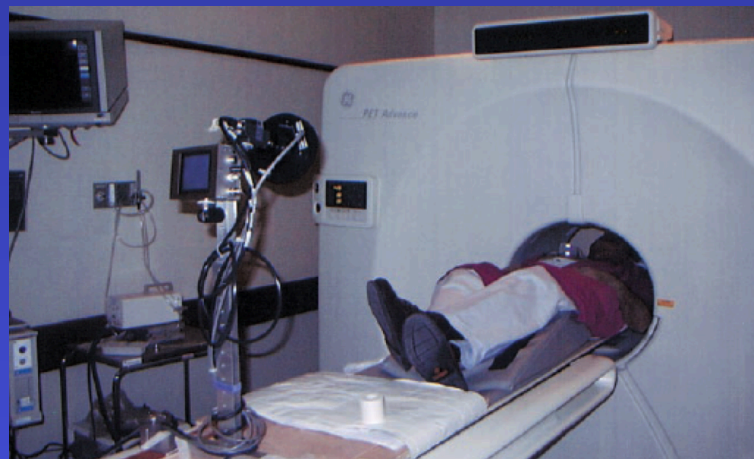


Géométrie, physique de détection et effet dépendant de la source

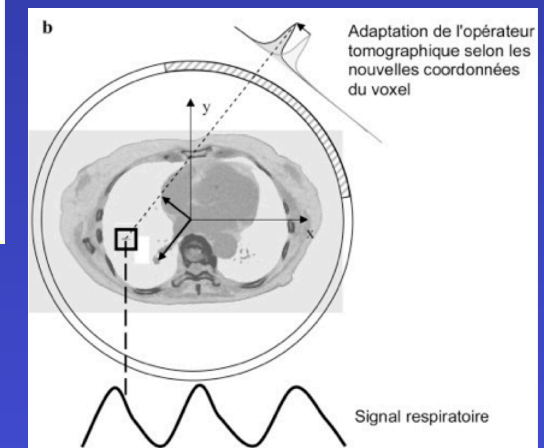
Evolutions : Reconstruction et Quantification

- ✓ 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

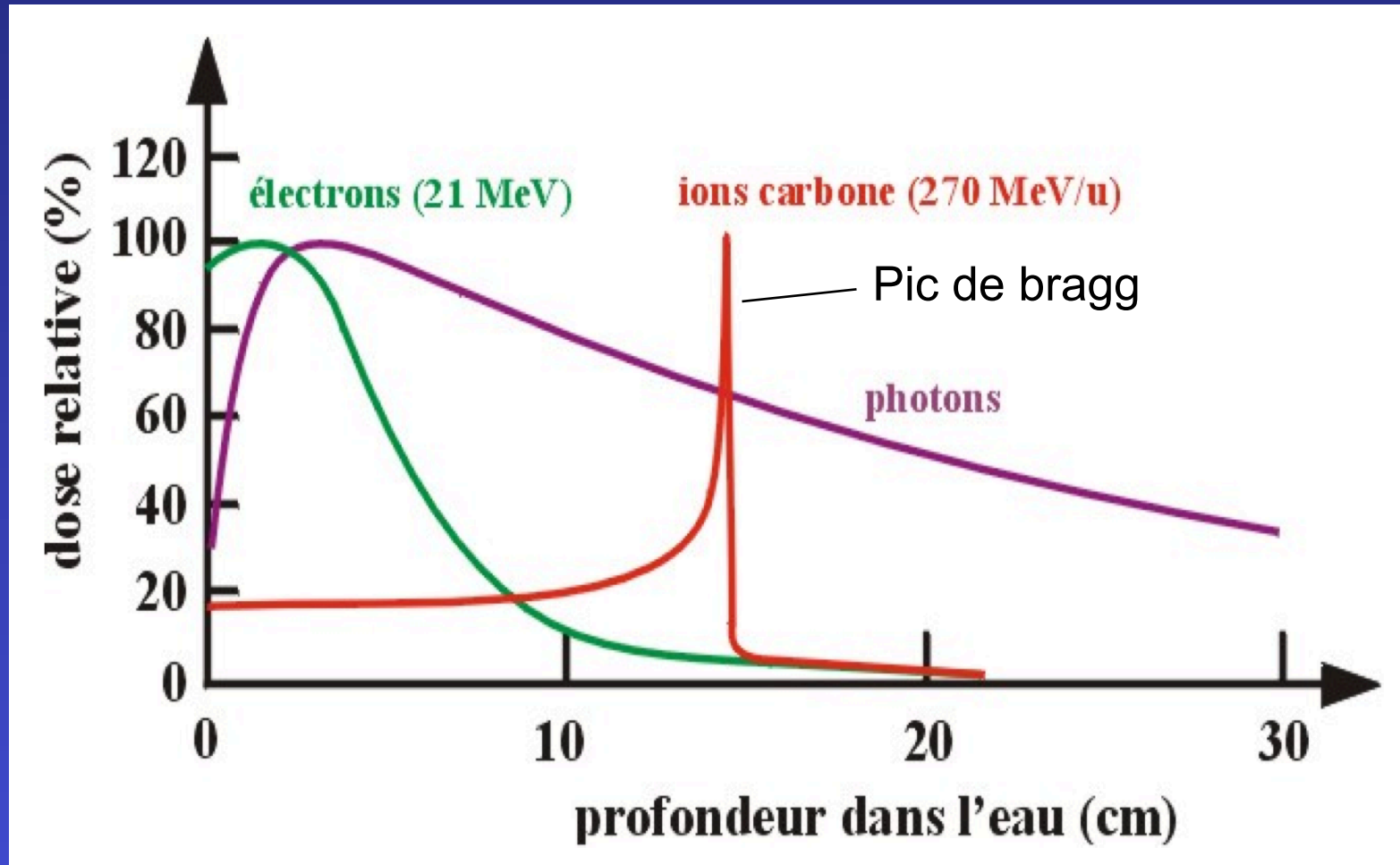
- Histoire et principes
- Différentes modalités d'imagerie : scintigraphie, TEMP et TEP
- Applications en recherche fondamentale et clinique
- Evolutions

2. La radiothérapie : du photon au hadron

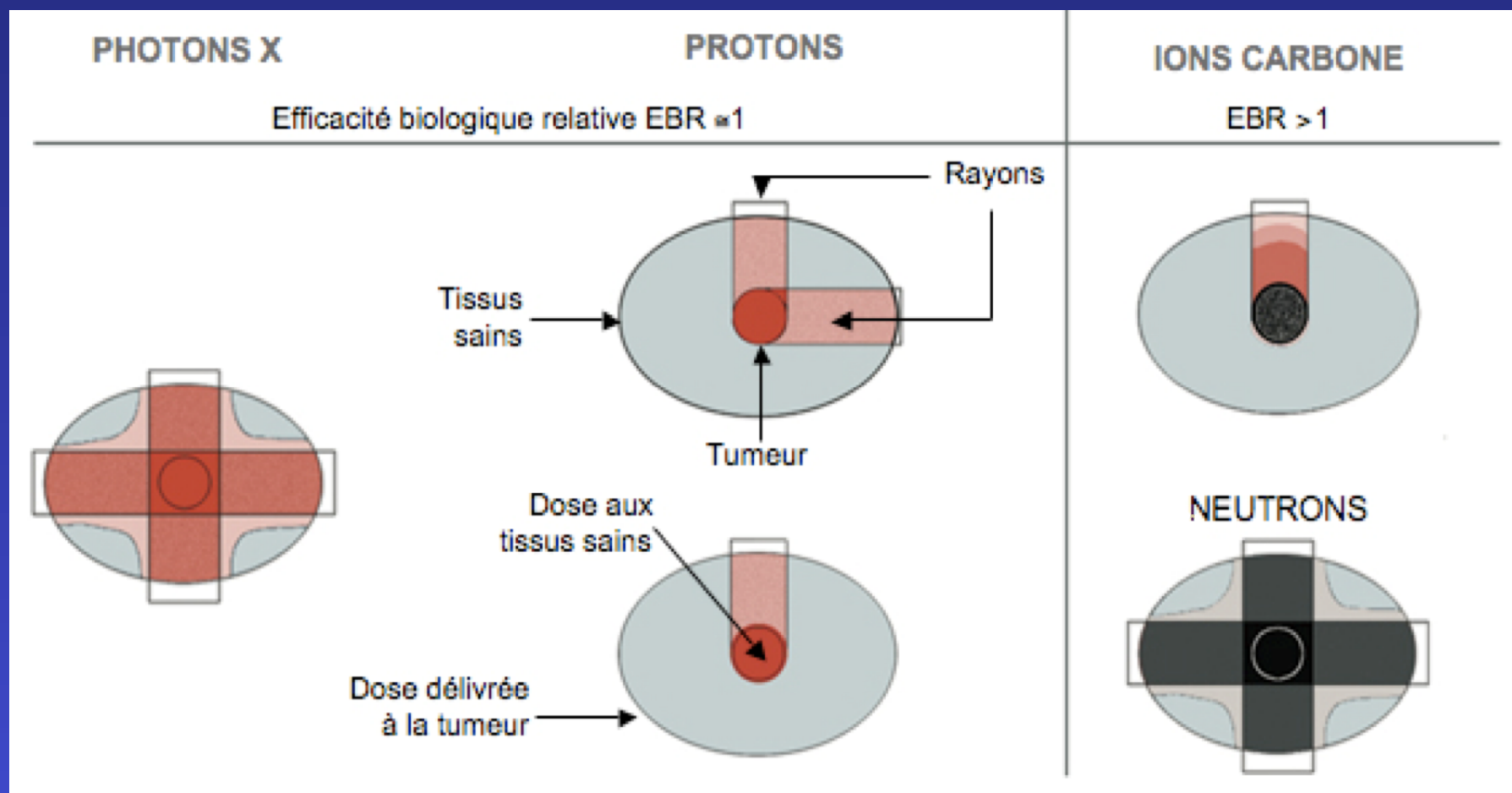
Radiothérapie : Principe

- ✓ 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

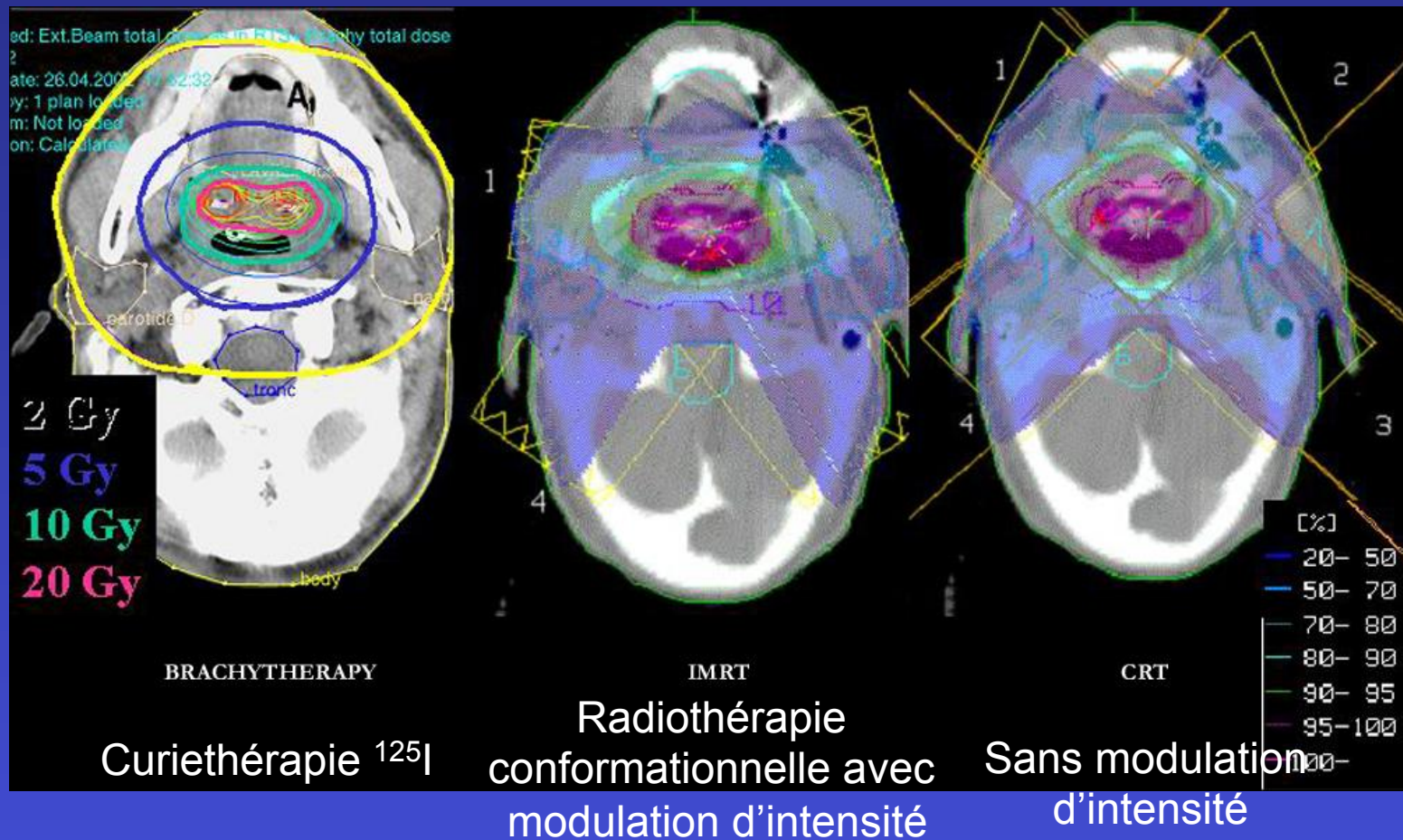


Différentes méthodes d'irradiation

- 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

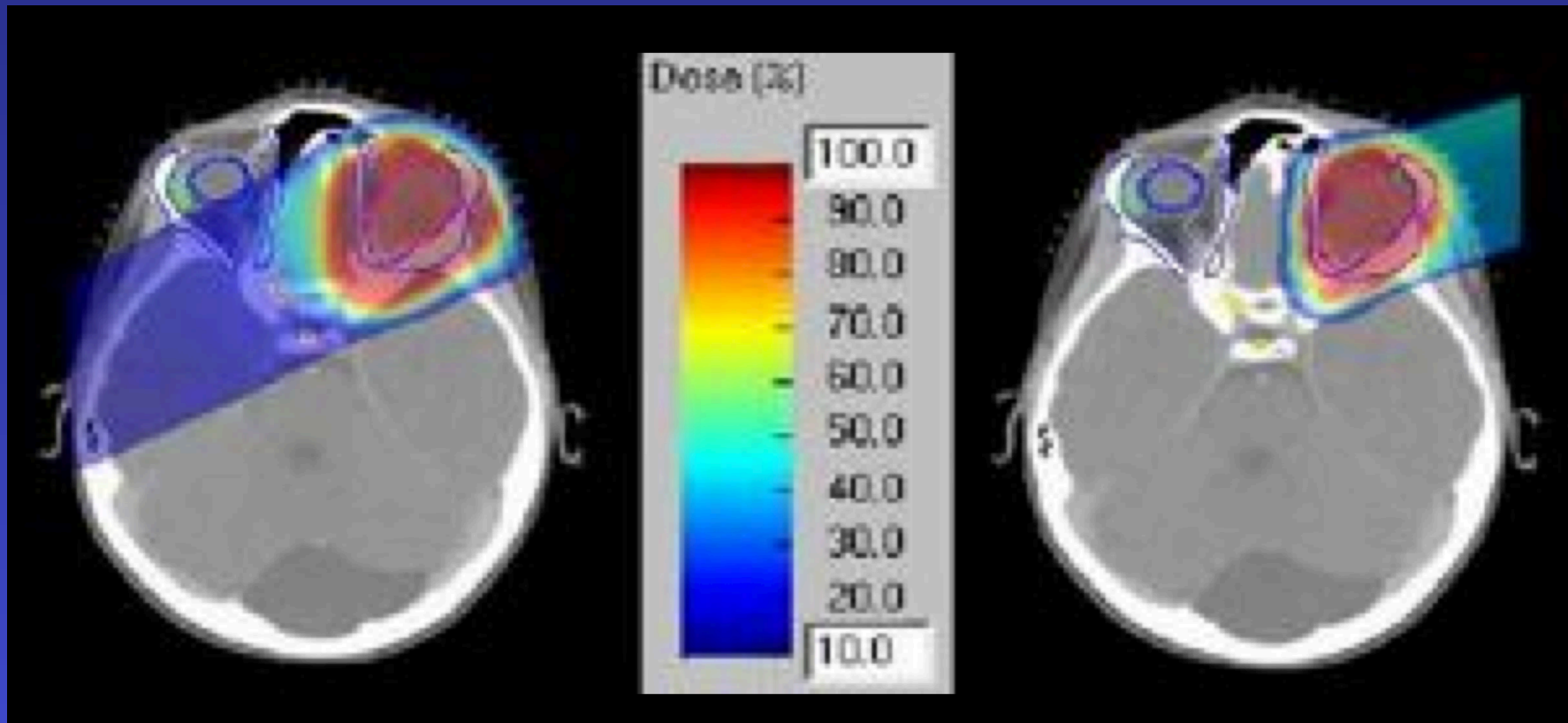
Différentes méthodes d'irradiation

Dosimétrie comparative (cancer voile du palet)



Différentes méthodes d'irradiation

Dosimétrie comparative (cancer de l'œil)

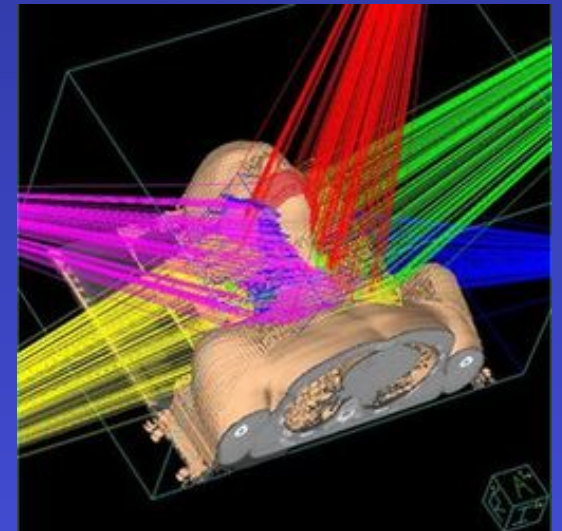
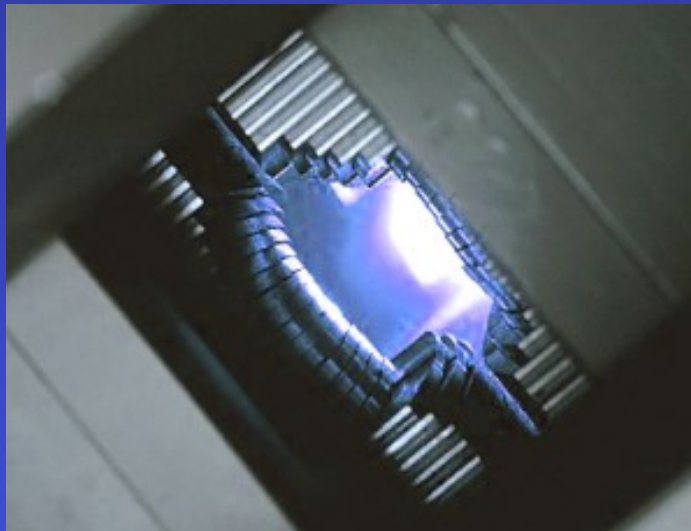
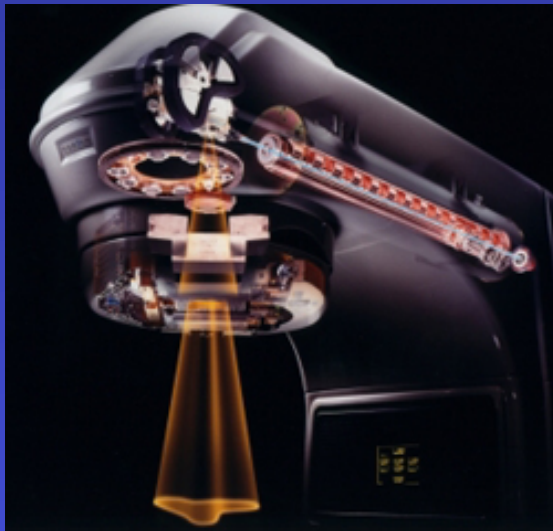


Radiothérapie

Protonthérapie

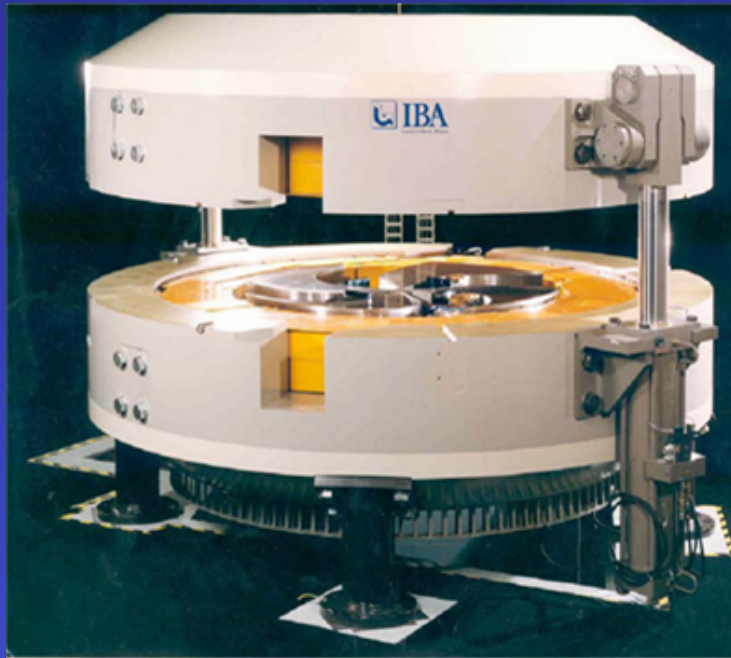
Radiothérapie conventionnelle

- ✓ 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)

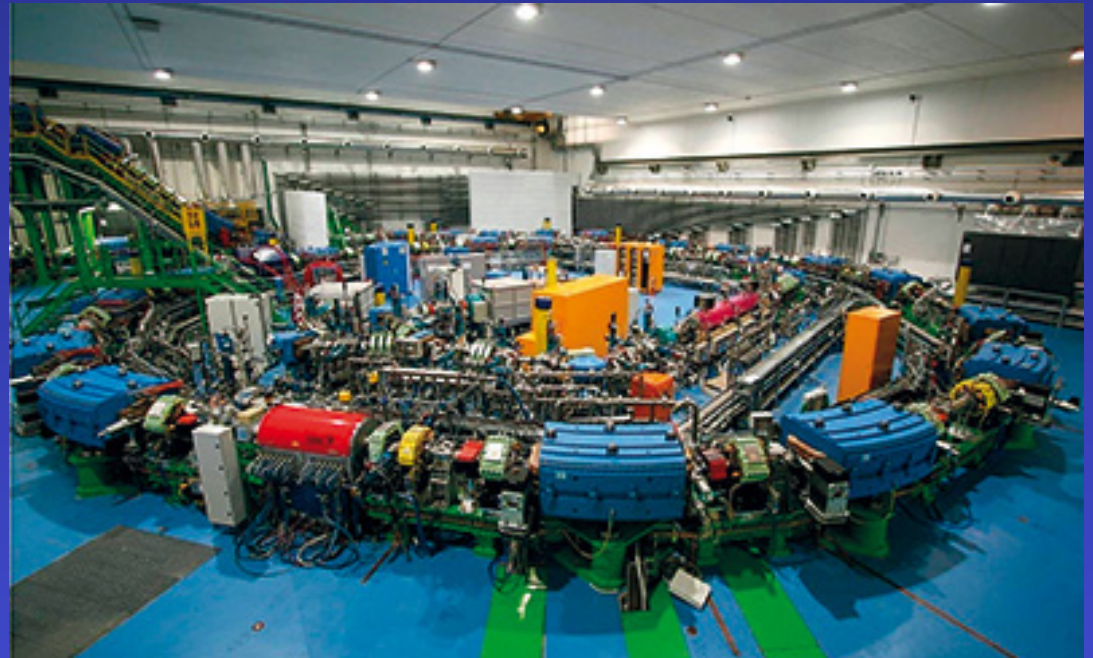


Hadronthérapie

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



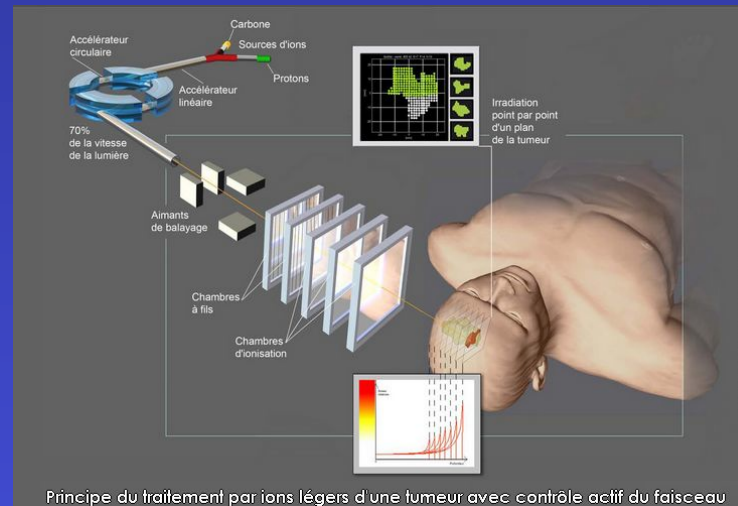
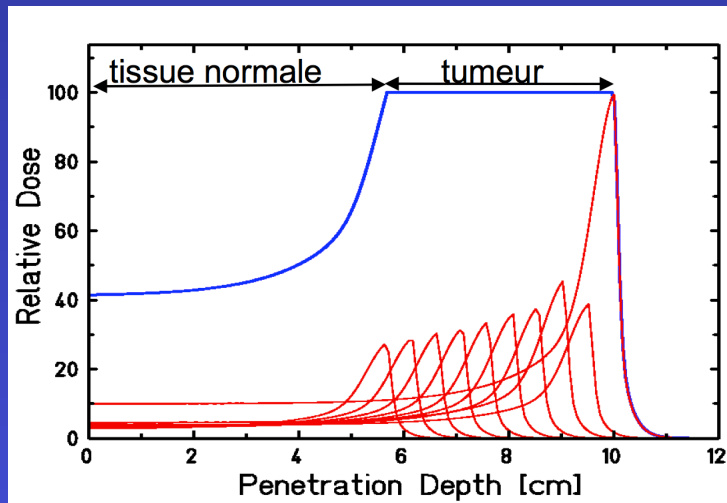
Cyclotron, CPO, Orsay



Synchrotron, CNAO, Italy

Hadronthérapie

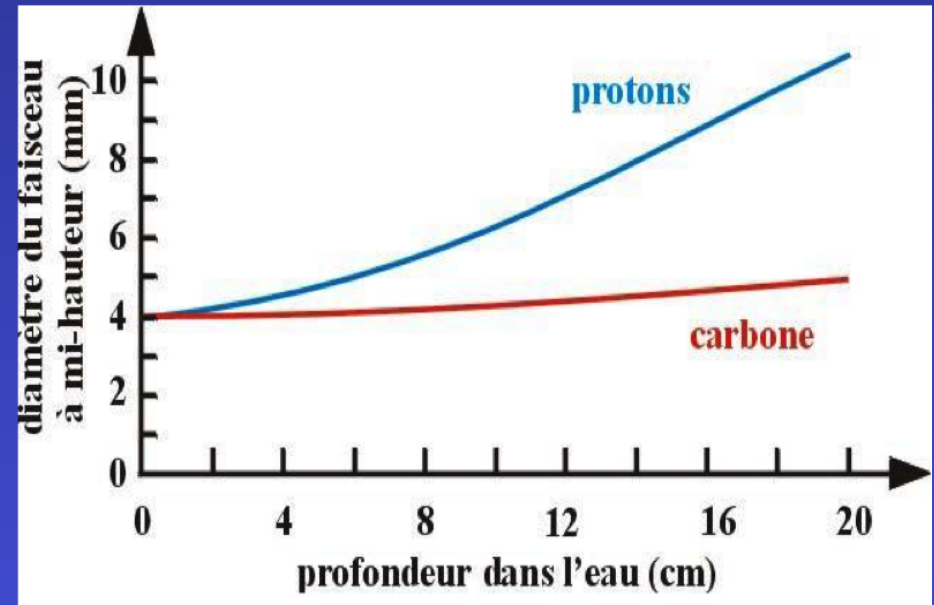
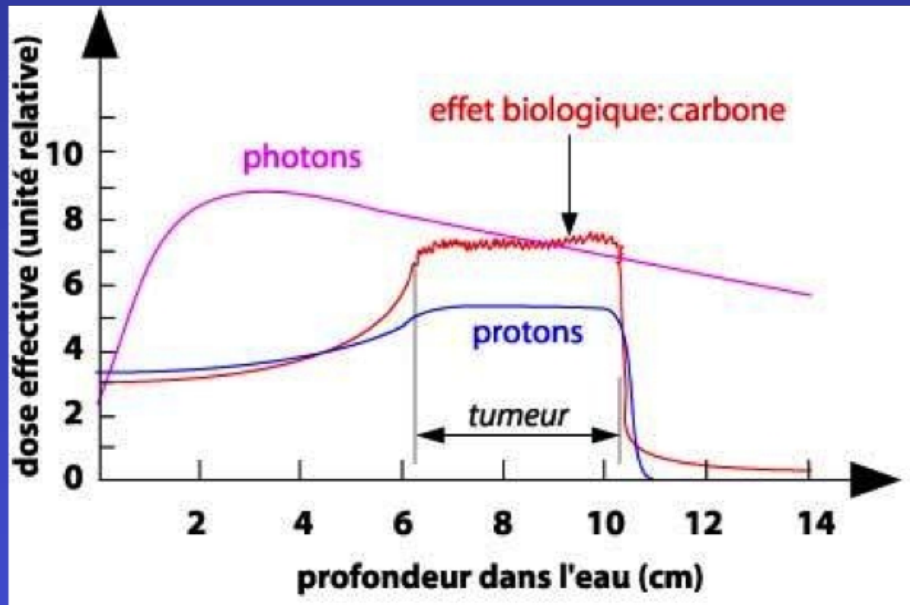
- ✓ Dépôt de dose adapté au volume de la tumeur par modulation du pic de Bragg
- ✓ Profondeur de la tumeur : énergie du faisceau modulée directement (synchrotron) ou avec des ralentisseurs (cyclotron)
- ✓ Forme de la tumeur : irradiation point par point avec un faisceau fin ou collimation d'un faisceau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



Collimateur intra-crânien (CPO, Orsay)

Hadronthérapie

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

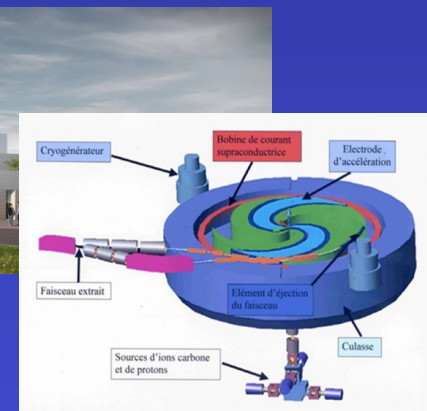


Hadronthérapie

- ✓ Particulièrement adaptée au traitement des tumeurs « **inopérables** » et « **radiorésistantes** » : mélanome choroïdien, tumeurs de la base du crâne, chordomes, chondrosarcomes, tumeurs bronchiques, ...
- ✓ Environ 50 centres de protonthérapie en activité (ICPO et Centre Antoine Lacassagne à Nice) et 15 centres de carbonothérapie ouverts ou en construction dans le monde (ARCHADE à Caen)



Cyclotron S2C2 (CAL)



CycloSupra C400

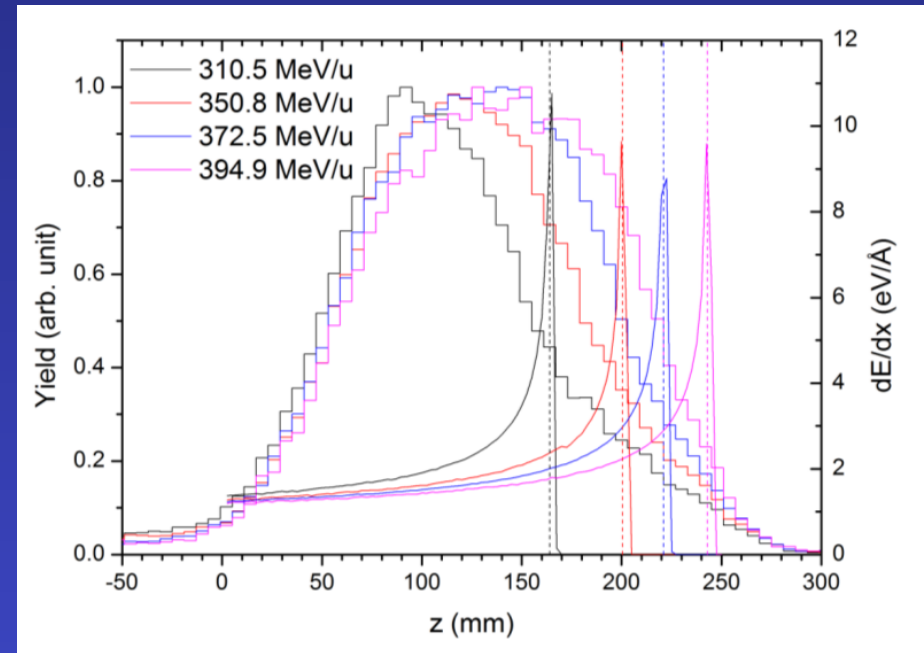
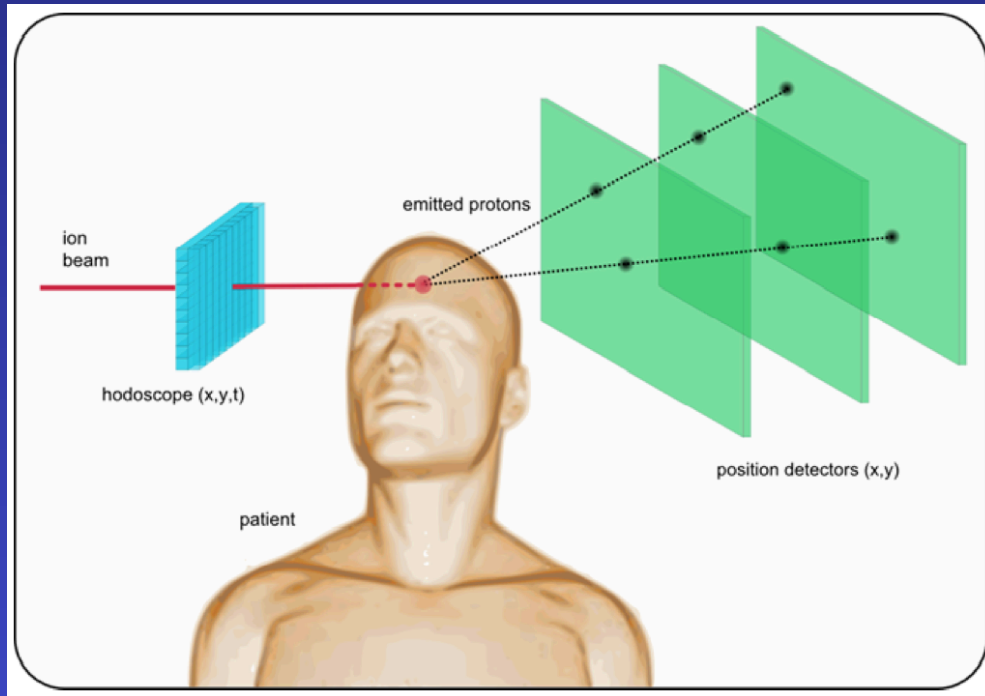
Hadronthérapie

- ✓ Représente **aujourd'hui 5 % des traitements par radiothérapie** : environ 100.000 patients déjà traités par protons et 13.000 par ions carbonés

Hadronthérapie

- ✓ Avantage balistique des ions carbonés impose un contrôle fin du dépôt de dose
- ✓ Différentes approches pour le contrôle de la dose *in situ* et en ligne :
corrélation entre lieu d'émission particules secondaires et localisation du dépôt
 - Imagerie TEP émetteurs positons (^{15}O , ^{11}C) produits par fragmentation nucléaire
 - Détection des rayons gamma prompts
 - Détection des fragments chargés produits lors des réactions nucléaires

Hadronthérapie



Imagerie par reconstruction de vertex
(protons secondaires)
(IPN Lyon, IPHC Strasbourg)

Evolutions

✓ Amélioration de l'indice thérapeutique : optimiser l'efficacité de l'irradiation du volume tumoral en diminuant les effets sur les tissus sains environnants

- Modalités d'irradiation

modulation intensité, conformation et fractionnement spatial du faisceau, suivi de trajectoire robotisée, suivi des organes en mouvement, irradiation guidée par l'image, nanoparticules ...

- Plan de traitement individualisé et adaptatif

calcul traitement et contrôle en ligne de la dose délivrée

- Métrologie des faisceaux

- Données physiques et biologiques pour les systèmes de planification de traitement (radiobiologie)

données nucléaires (simulation de la dose physique), mesure efficacité biologique des faisceaux, dosmétrie multi-échelle ...

Evolutions

- ✓ Amélioration de l'indice thérapeutique : optimiser l'efficacité de l'irradiation du volume tumoral en diminuant les effets sur les tissus sains environnants



LINAC/CBCT

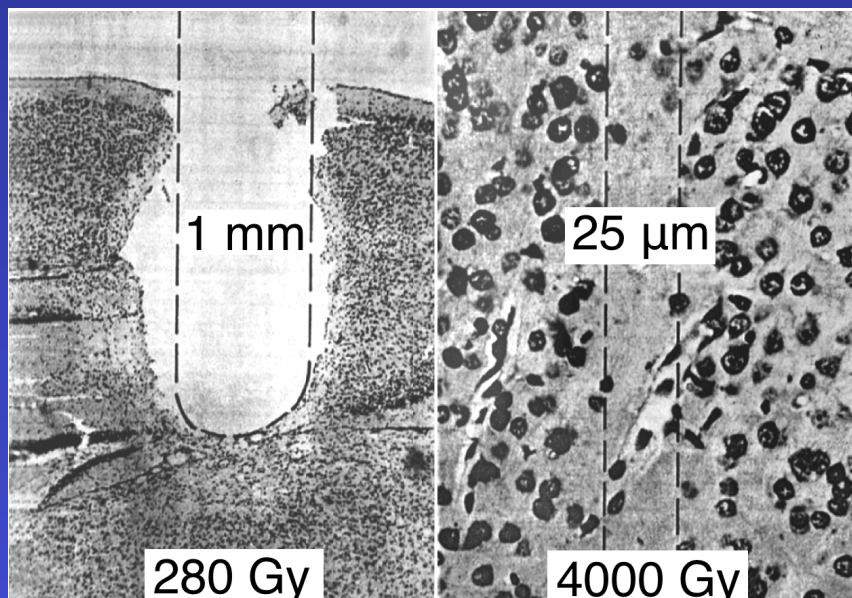


Cyberknife

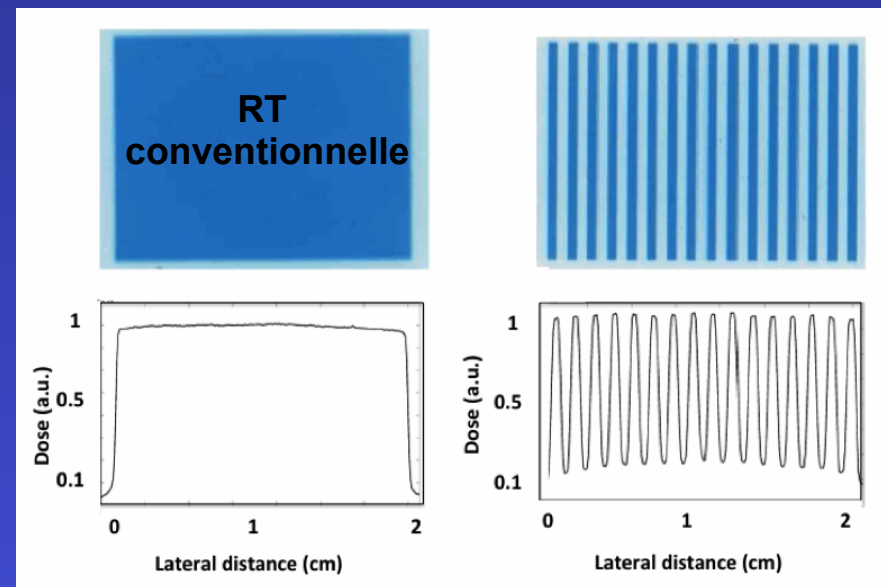
Evolutions

- ✓ Amélioration de l'indice thérapeutique : optimiser l'efficacité de l'irradiation du volume tumoral en diminuant les effets sur les tissus sains environnants

Fractionnement spatiale du faisceau et petites tailles de champs d'irradiation pour augmenter la dose de tolérance des tissus sains



Effets dose-volume

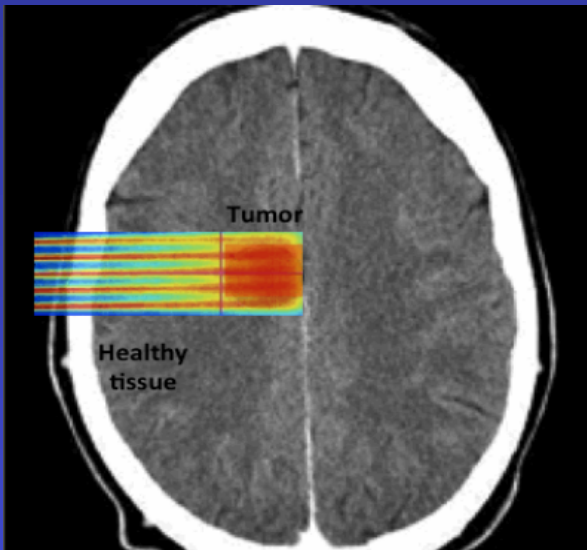


Zeman et al., Science (1959)

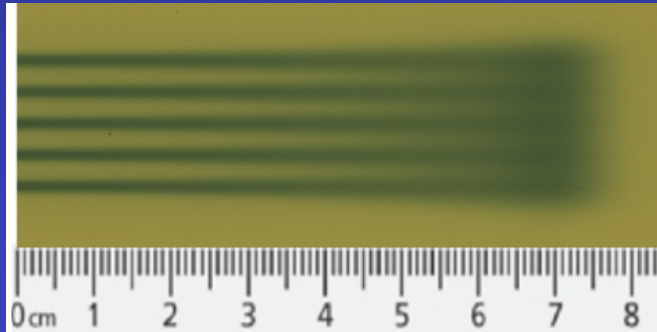
Evolutions

- ✓ Amélioration de l'indice thérapeutique : optimiser l'efficacité de l'irradiation du volume tumoral en diminuant les effets sur les tissus sains environnants

Mini-faisceau de rayonnements X ou de protons



Simulation



Film radiochromique

Validation préclinique avec rayonnement synchrotron
Evaluation sur protons en cours
(IMNC Orsay, ICPO)

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

EC, electron capture; IT, isomeric transition.

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

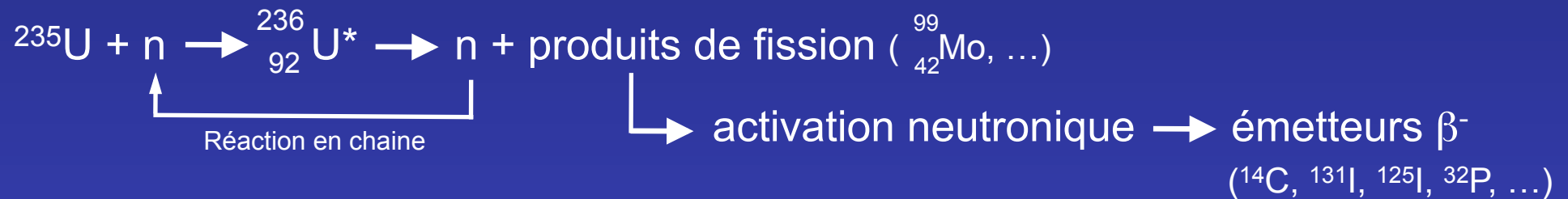
EC, electron capture; IT, isomeric transition.

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

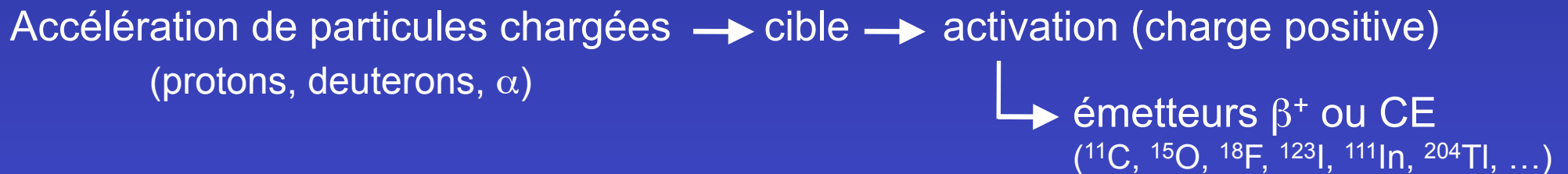
Les radionucléides utilisés en médecine nucléaire

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

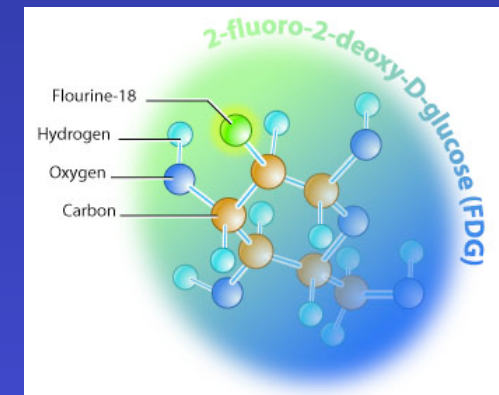
Accélérateur (cyclotron)



Accélération de particules chargées
(protons, deutérons, α) sur cible :
activation (charge positive)

→ émetteurs β^+ ou CE
(^{11}C , ^{15}O , ^{18}F , ...)

+ Radiochimie



^{18}F -FDG

Les radiotraceurs

Les vecteurs

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

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

- Radionucléide intégré à un vecteur biologique

^{11}C dans des protéines d'acides gras : synthèse protéique
 H_2^{15}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}Tc -MIBI : perfusion myocardique, cancer thyroïde

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

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

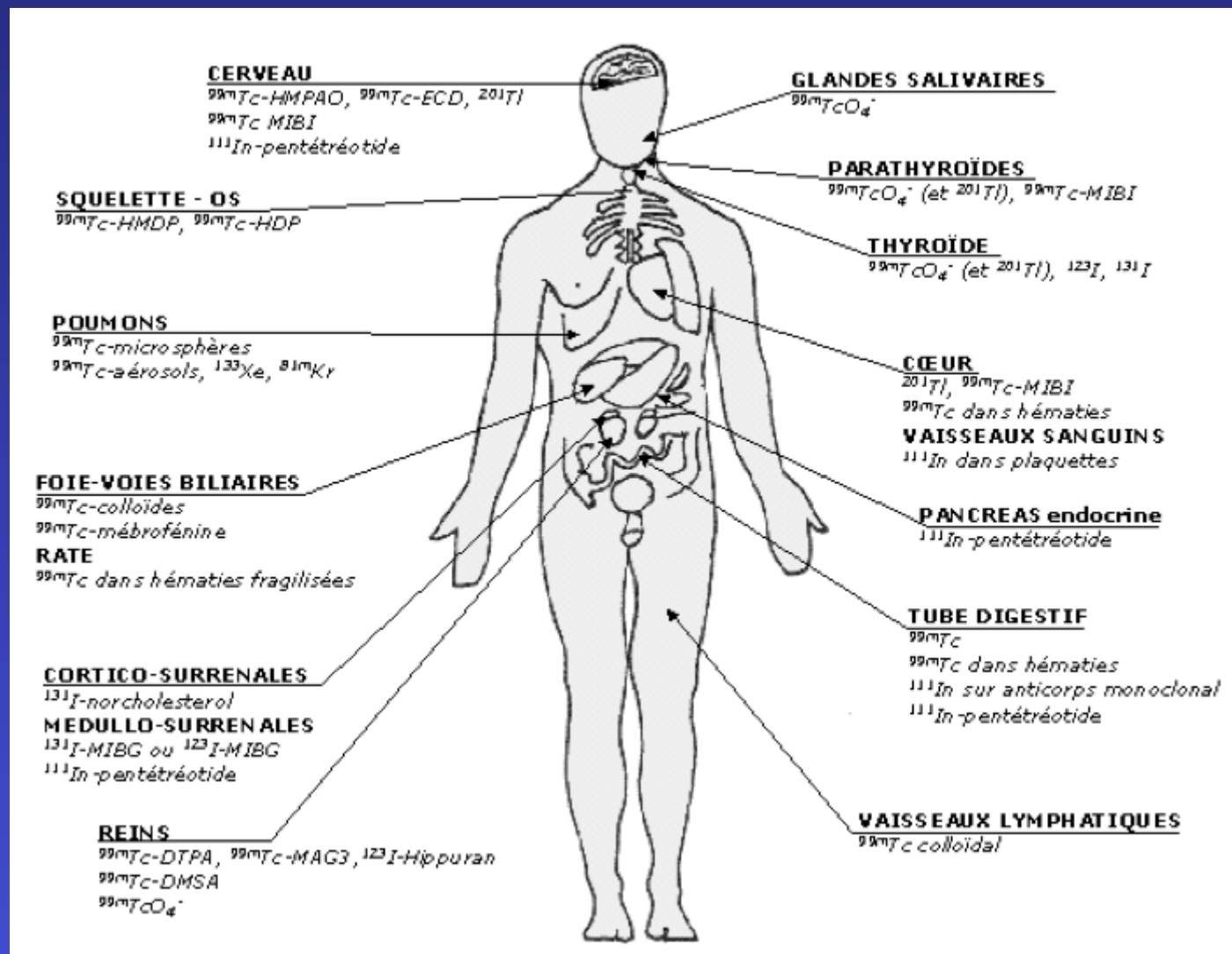
^{99m}Tc et hématies : ventriculographie, recherche de saignement occulte

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

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

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

Les radiotraceurs



Les radiotraceurs

