

# L'imagerie et le diagnostic

université  
PARIS-SACLAY

---

FACULTÉ DE  
PHARMACIE

Florence Agnely : Physique Pharmaceutique  
Imad Kansau : Sémiologie  
Faculté de Pharmacie  
Université Paris-Saclay

# Chapitre 1

## Généralités sur l'imagerie

### I. Objectifs du cours

- Présenter un panorama des différentes techniques d'imagerie médicale actuelles
- Situer les techniques scintigraphiques dans ce panorama
- Donner une culture générale permettant de répondre aux interrogations des patients
- Montrer qu'il existe des débouchés

## II. Bref historique

- 1895 : Découverte des rayons X par Röntgen, première radiographie
- 1896 : Explication du phénomène par Becquerel (radioactivité)
- 1898 : Découverte du Polonium et du Radium par Pierre et Marie Curie
- 1909 : Institut du Radium → radiothérapie
- 1933-34 : Mise en évidence du positon et découverte de la radioactivité artificielle par Irène et Frédéric Joliot Curie
- 1945 : Découverte de la Résonance Magnétique Nucléaire par Bloch et Purcell
- 1953 : Première  $\gamma$ -caméra par Hal Anger
- 1975 : PET
- 1973-80 : IRM

↪ Développement de l'imagerie permis par :

- des découvertes de la physique
- l'essor de l'informatique à partir de la fin des années 1970

- traitement en «temps réel» d'une grande quantité d'informations

- algorithmes pour traiter le signal et localiser la zone d'où le signal est émis

↪ réalisation de cartographies

# III. Définition de l'imagerie médicale

**Visualisation** des organismes humains ou animaux par des techniques autres que la visualisation directe

## **Techniques non invasives**

≠ Visualisation directe avec des endoscopes

≠ Dissection, biopsie

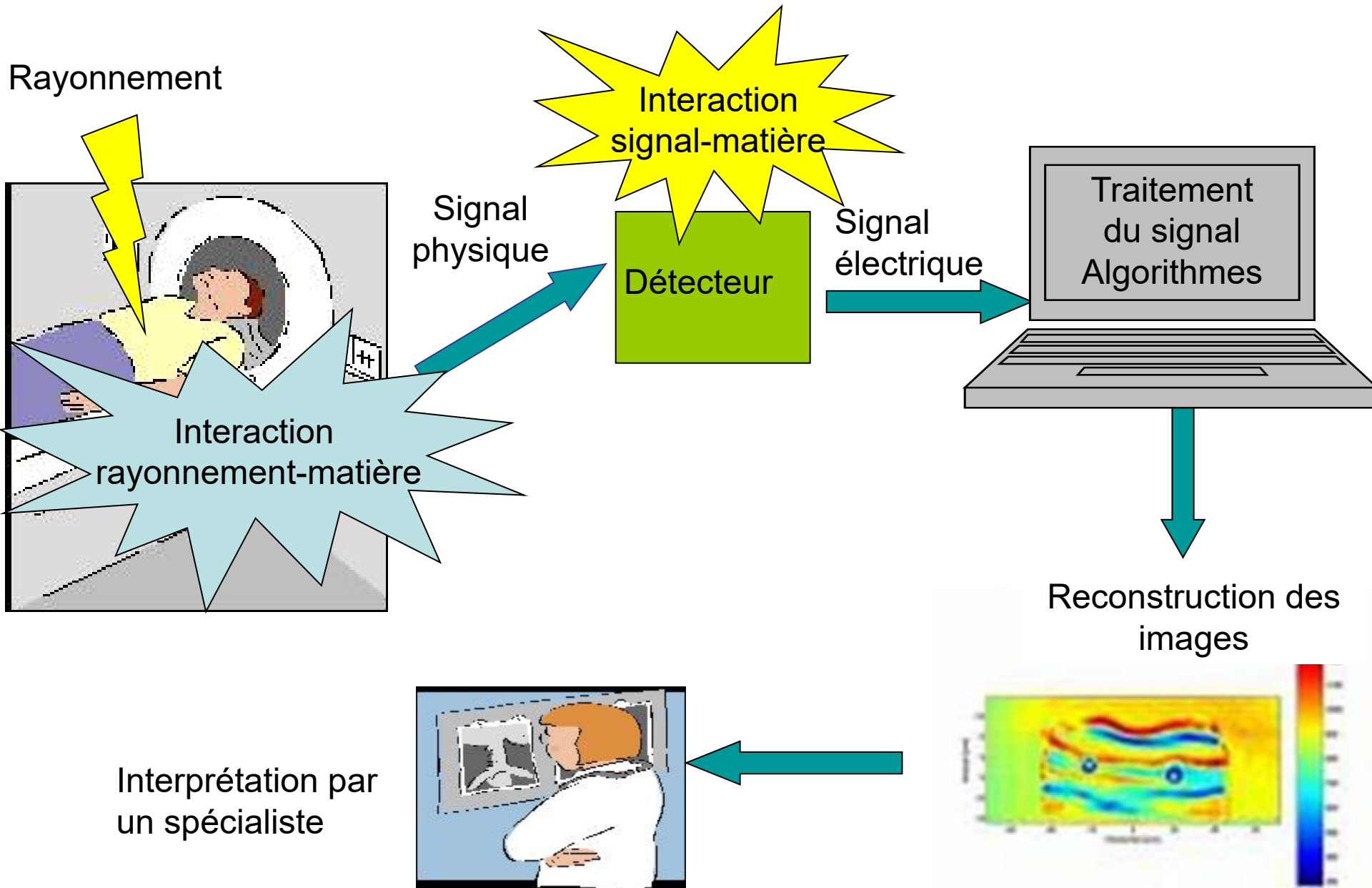
On distingue :

➤ **Imagerie anatomique et morphologique**  
(forme, taille, position des différents tissus)

➤ **Imagerie fonctionnelle**  
(organes en train de fonctionner)

↳ Vers l'imagerie fonctionnelle en temps réel ...

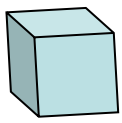
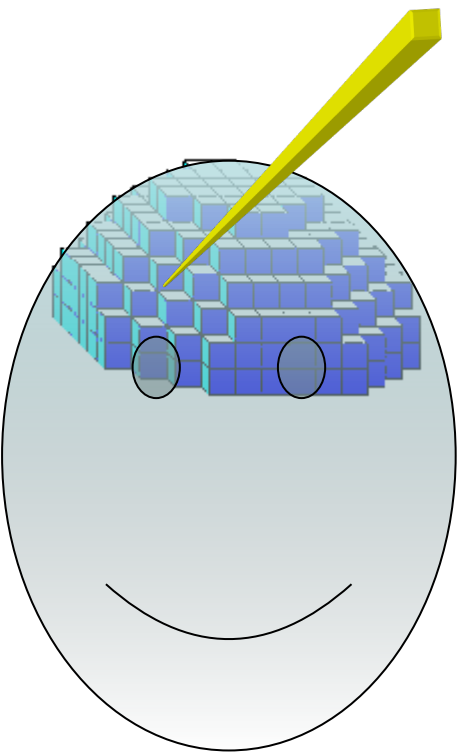
# Représentation schématisique du processus d'imagerie



# IV. Reconstruction des images

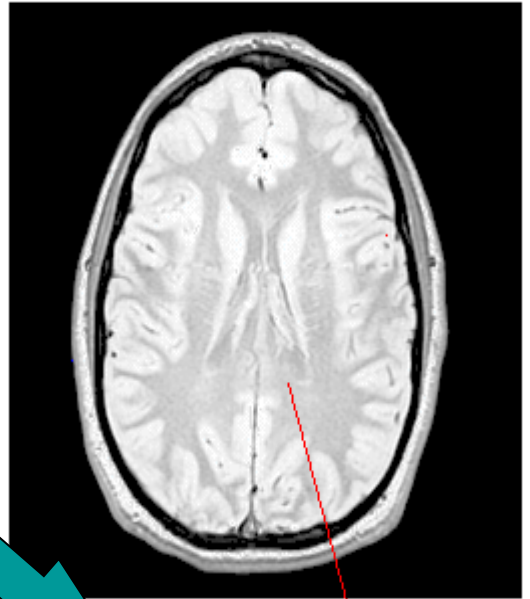
## IV.1 Caractéristiques des images

- **Images analogiques** : par exemple sur un film radiographique ou un écran fluorescent  
= traduction des variations spatiales d'un signal physique sous une forme accessible à la visualisation. Une image analogique peut être définie par une fonction  $A(x,y)$ .
- **Images numériques** : tableau de chiffres = matrice de pixels. L'intensité de chaque pixel ne peut prendre qu'un nombre fini de valeurs auxquelles on donne une signification visuelle en leur attribuant une couleur.



**Voxel** : petit volume du corps du patient correspondant à un pixel

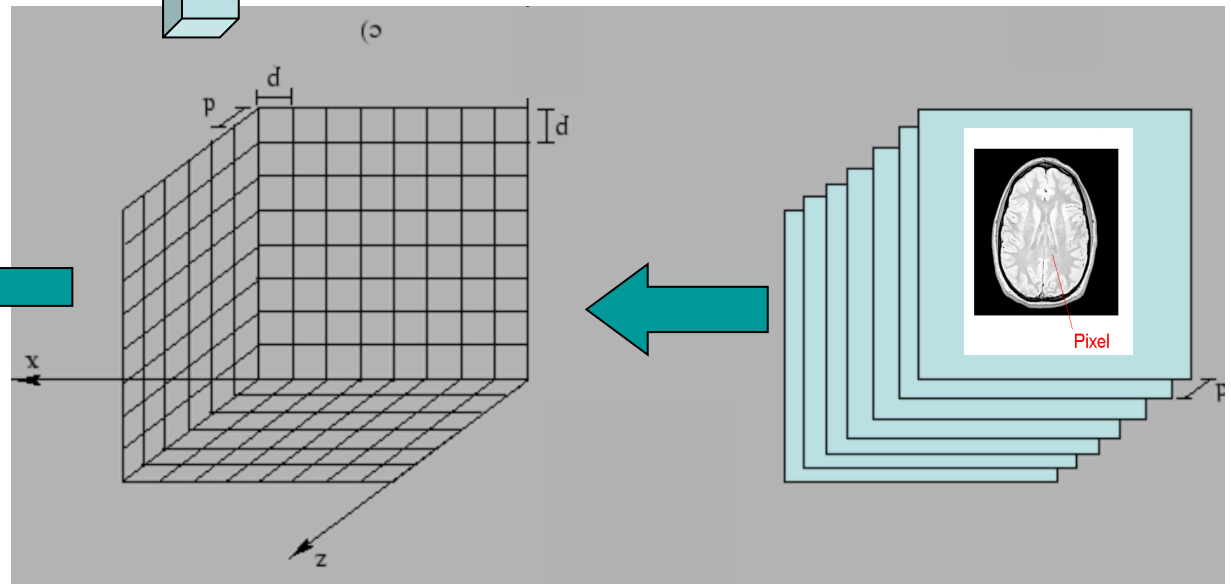
Image 2D



**Pixel**



**Voxel**

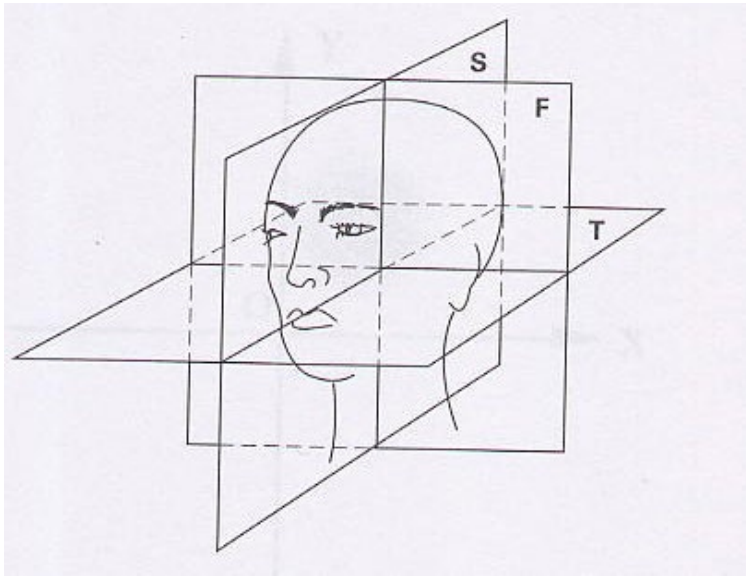


Reconstruction 3D



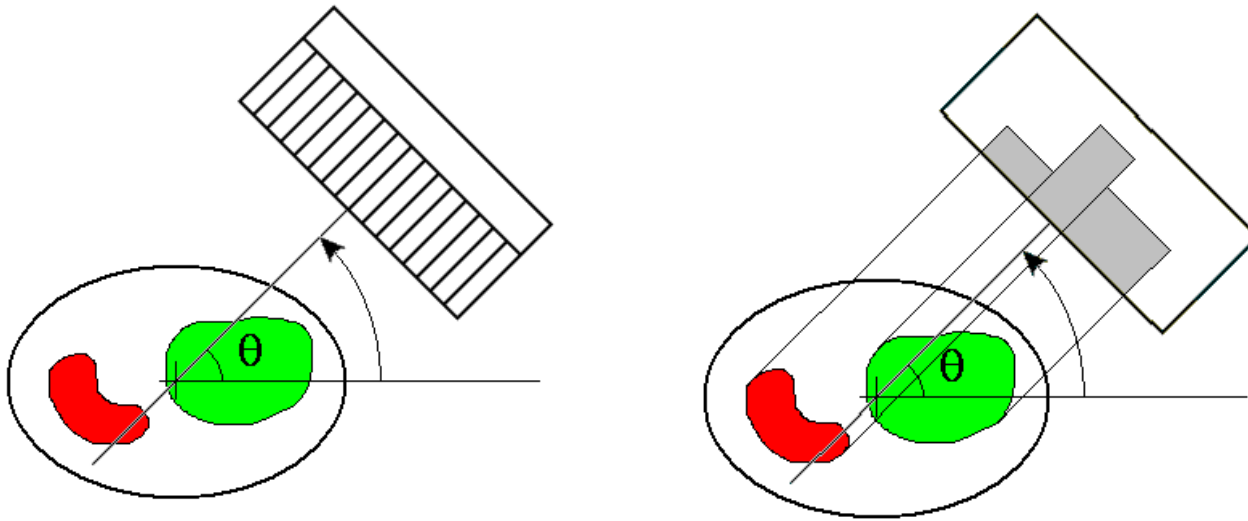
# IV.2 La tomographie

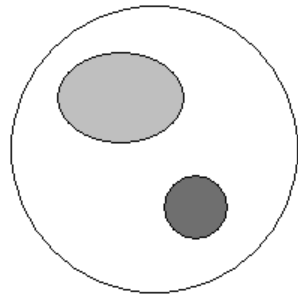
## A. Les différentes coupes

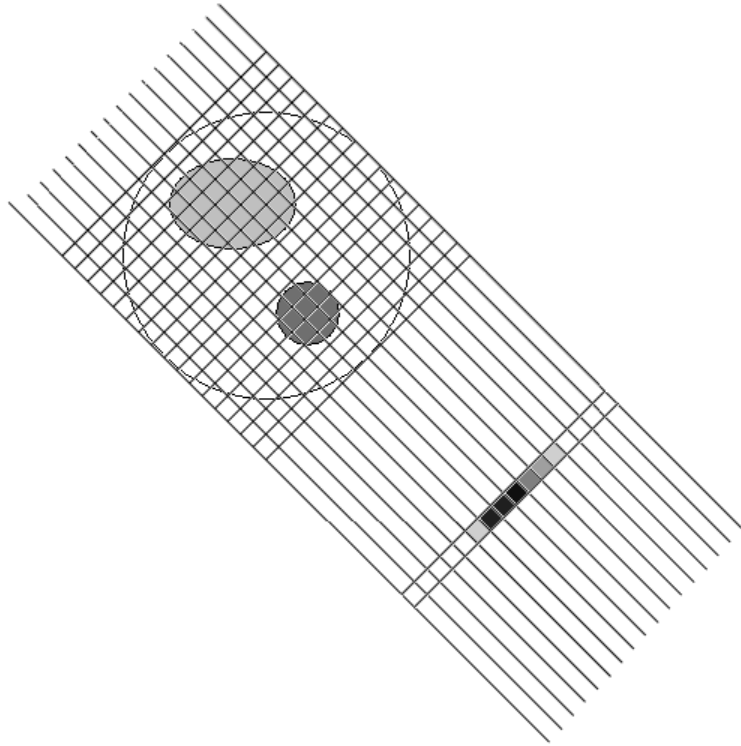


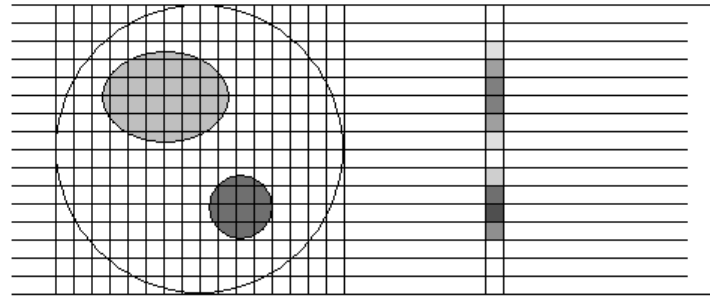
Coupes :  
transversales (T)  
frontales (F)  
sagittales (S)

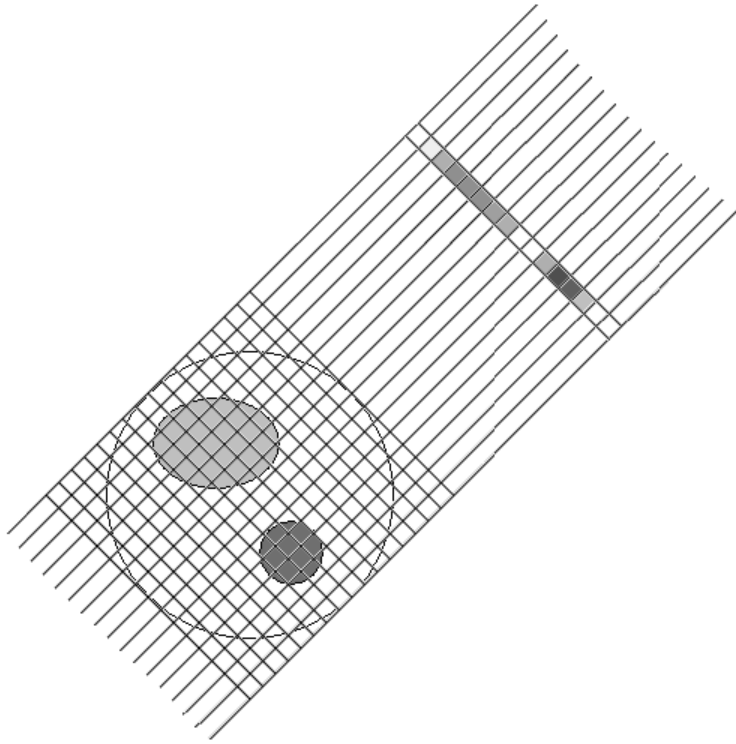
## B. Reconstruction des images à partir des projections de Radon

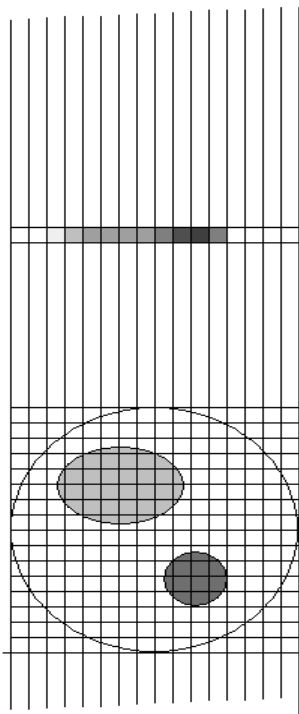


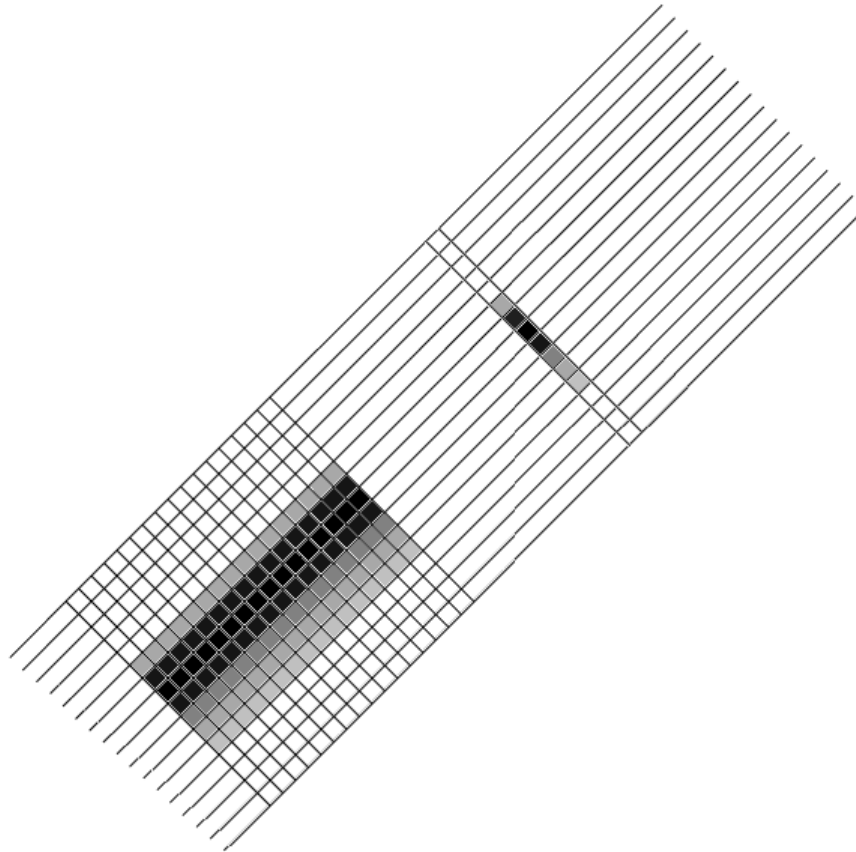


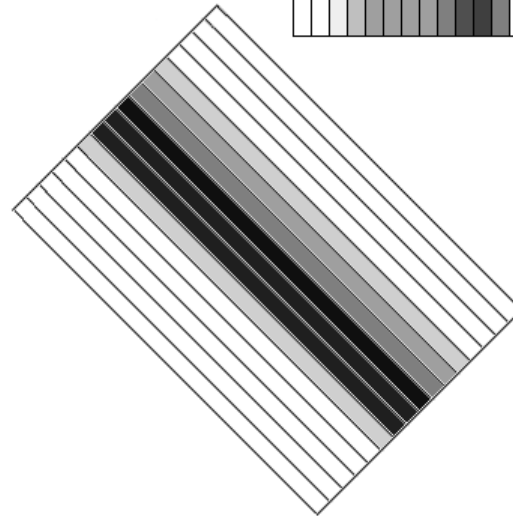
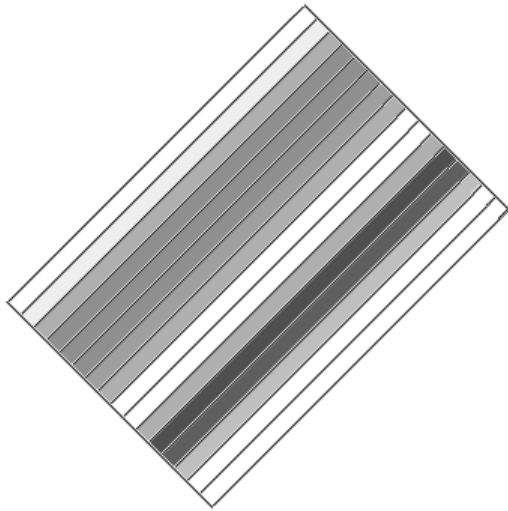
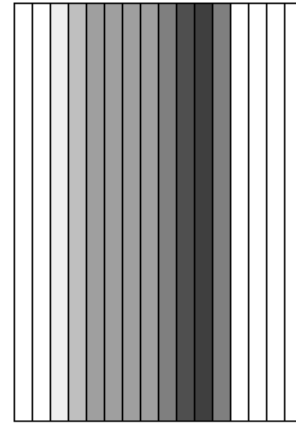
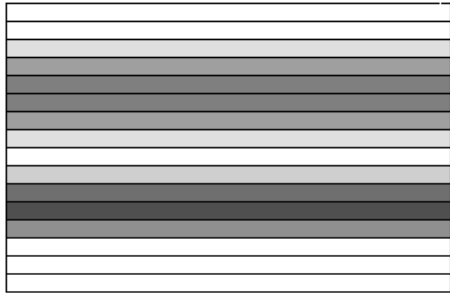




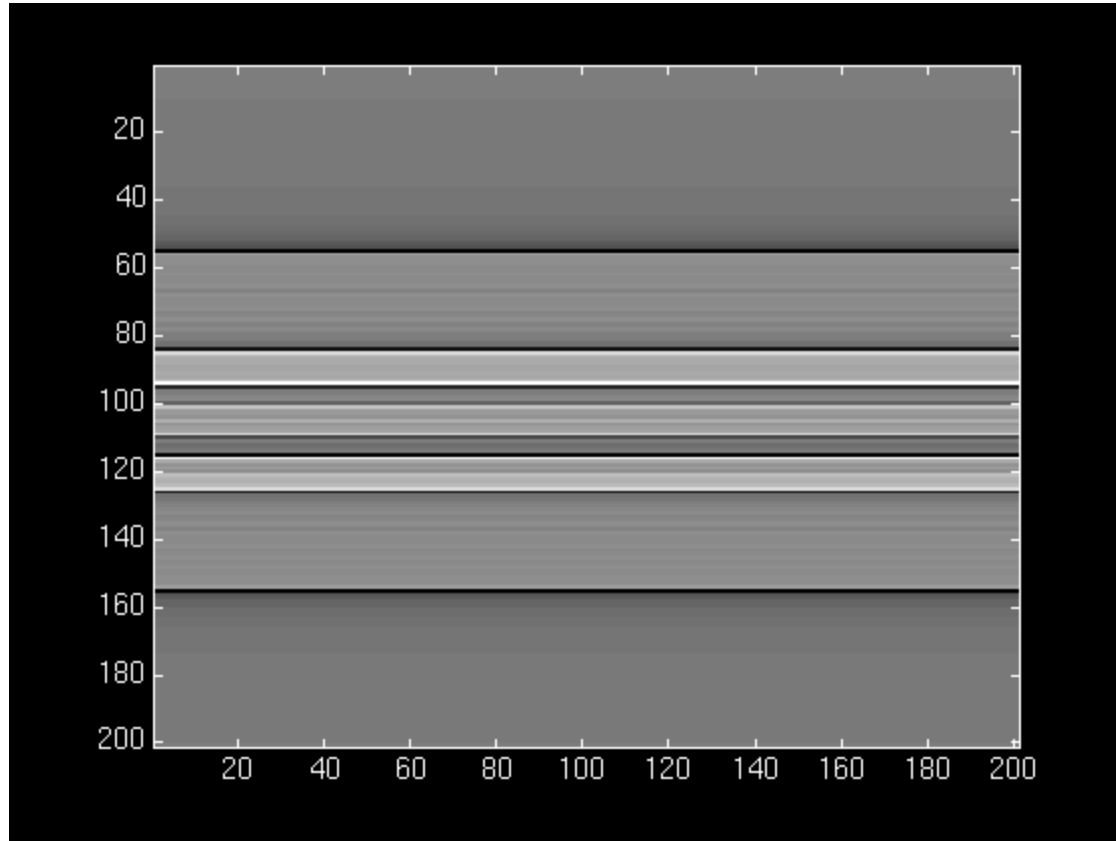




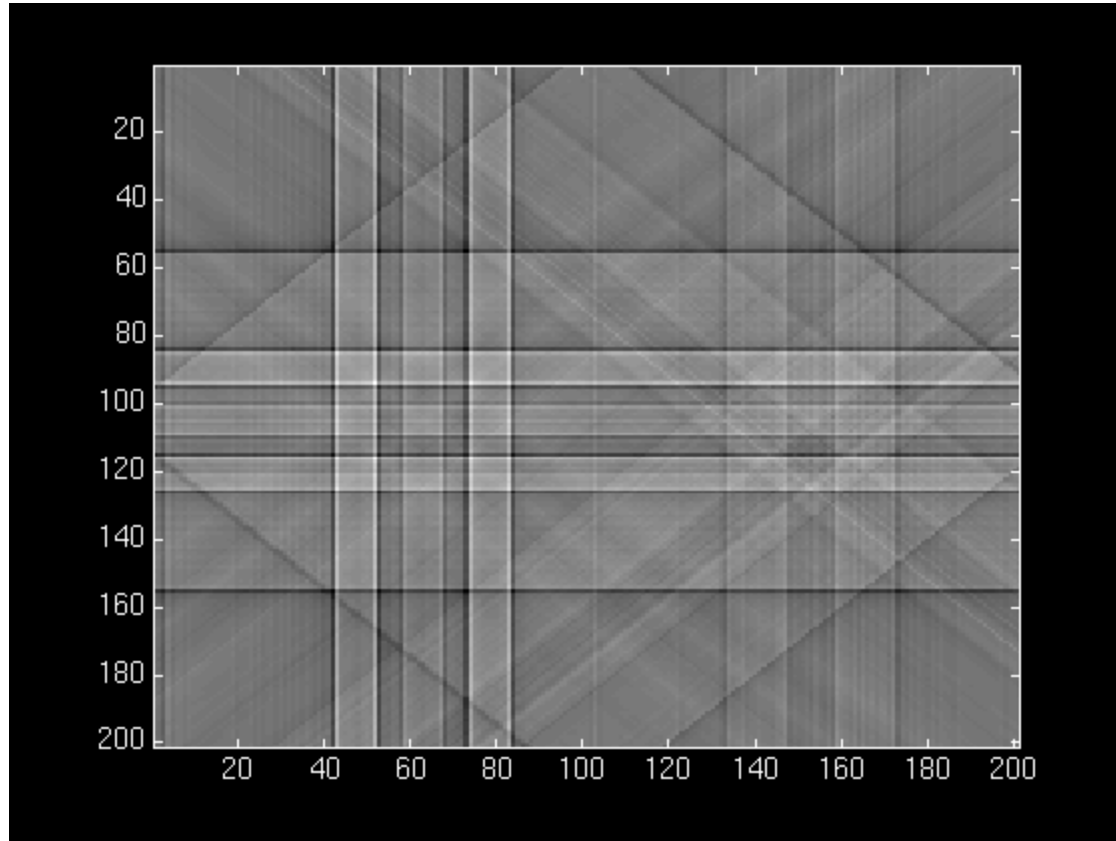




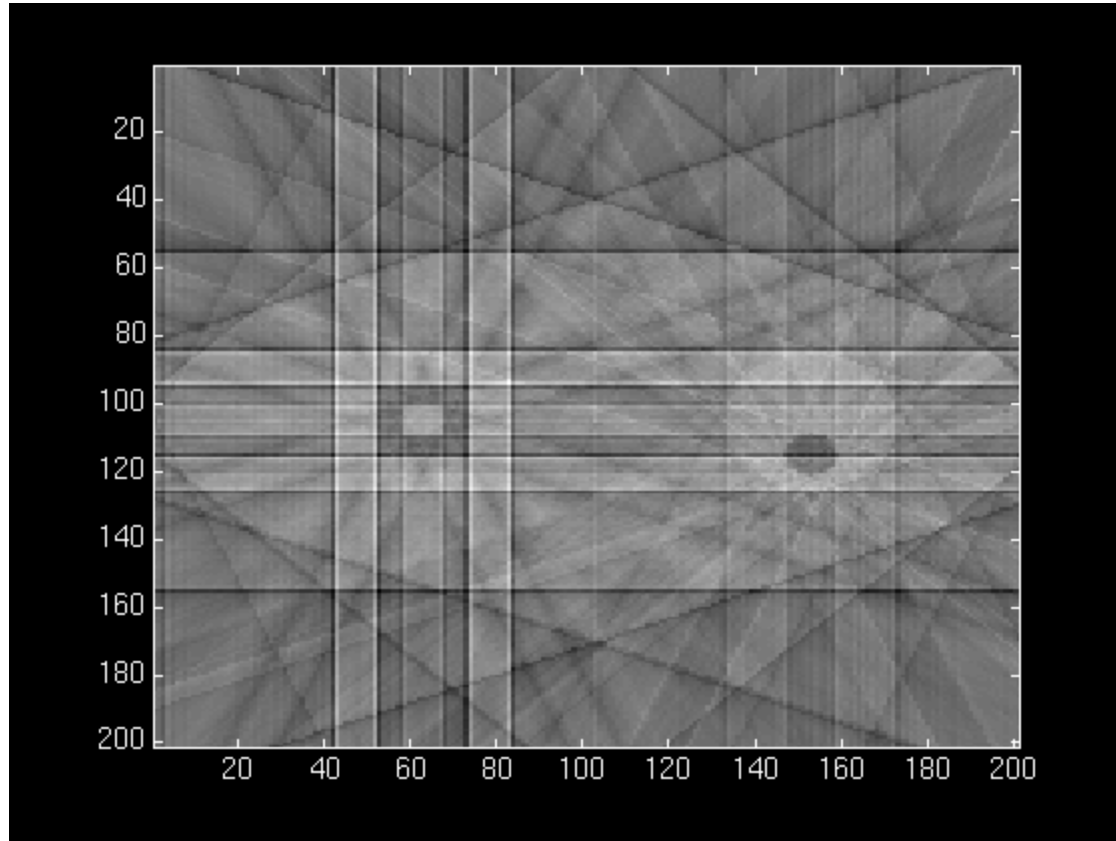




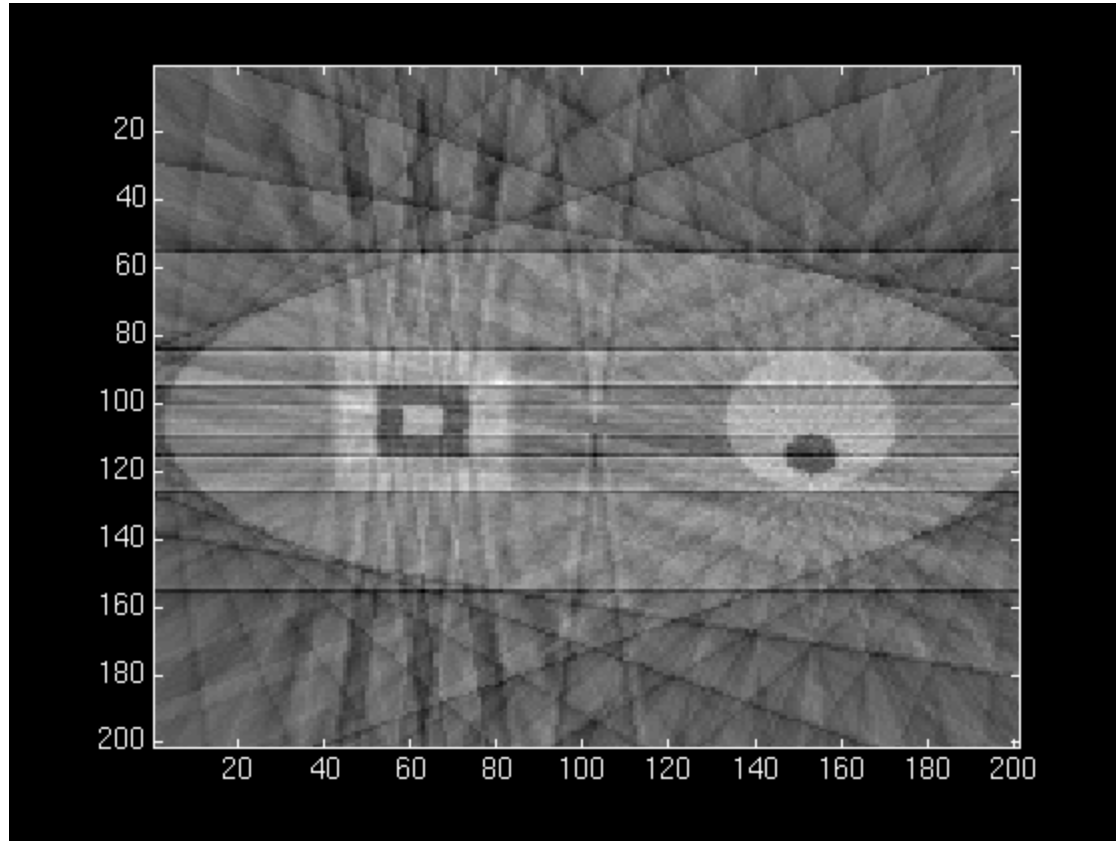
1 rétroprojection



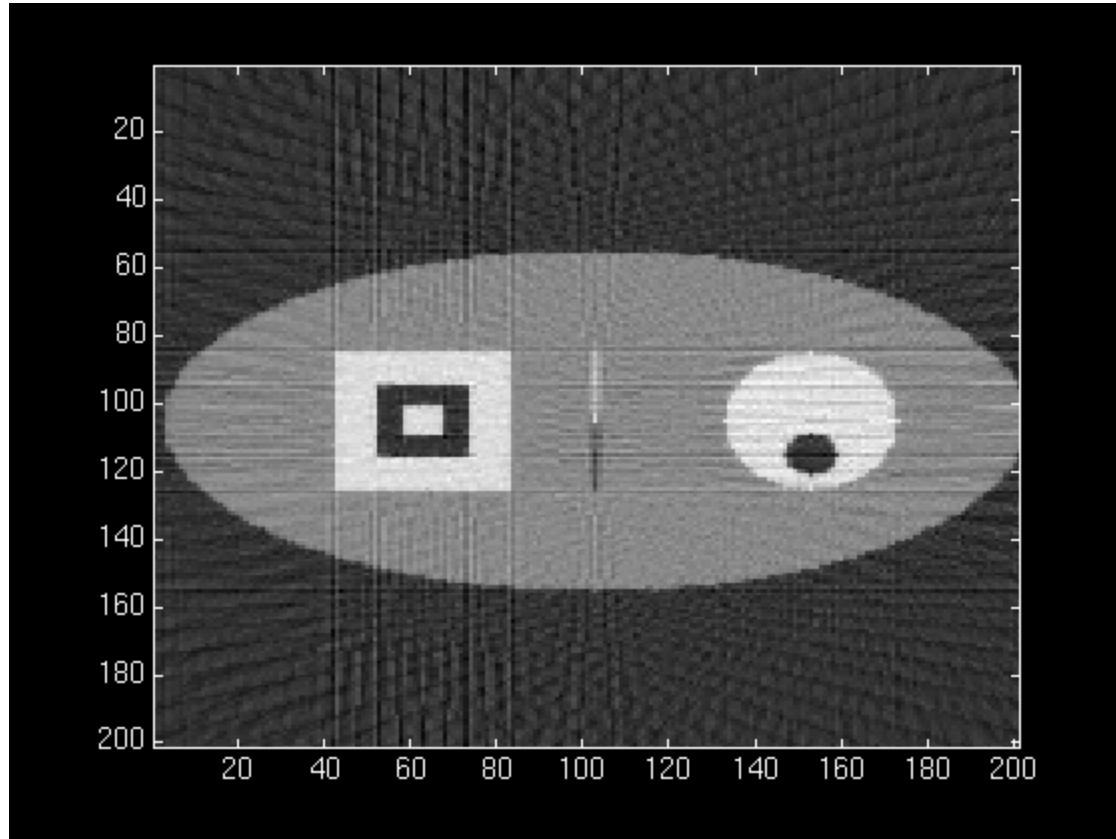
4 rétroprojections



8 rétroprojections



15 rétroprojections

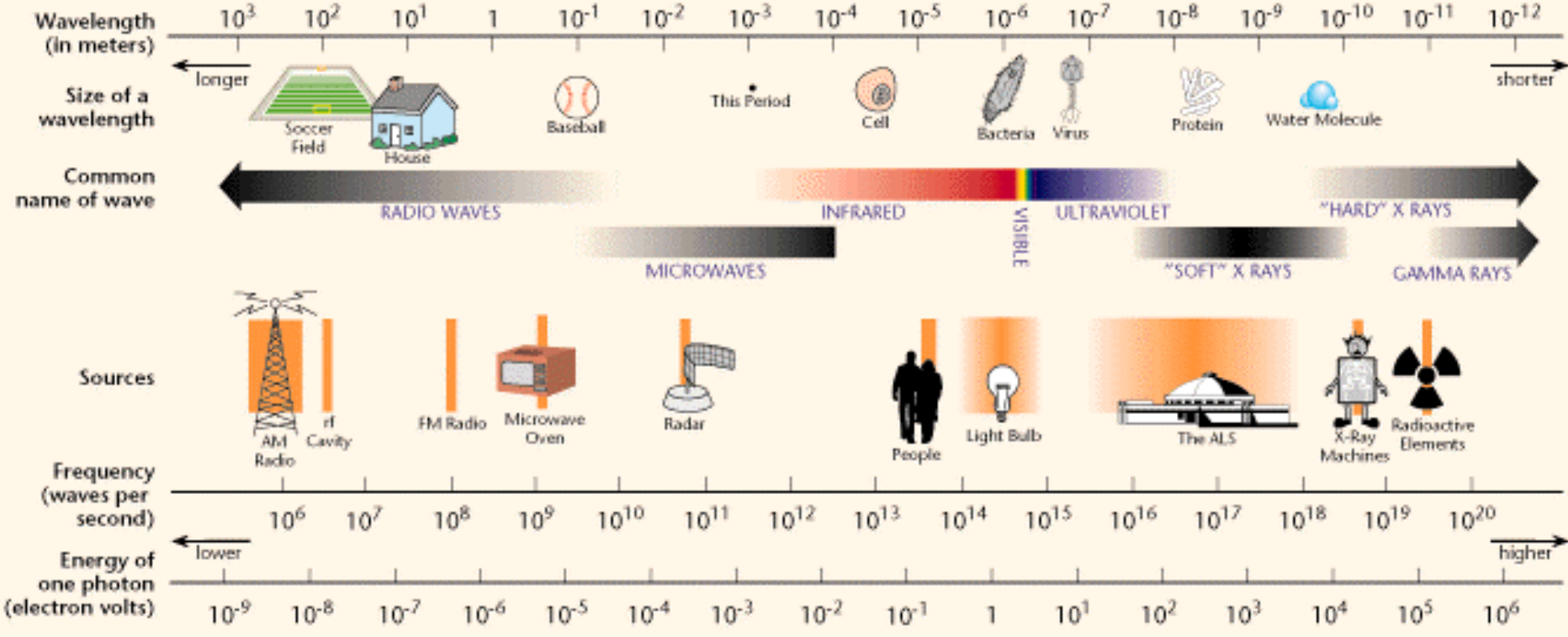


60 rétroprojections

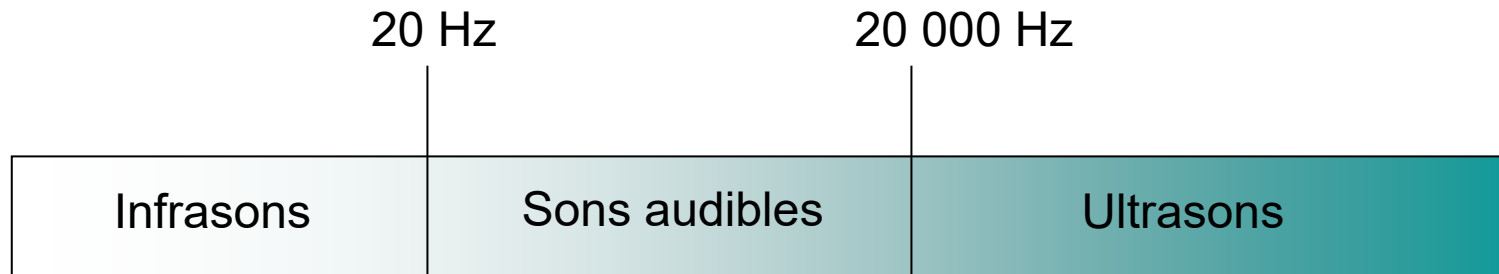
# V. Panorama des principales techniques d'imagerie actuelles

En physique, le terme **radiation** ou son synonyme **rayonnement** désigne le processus d'émission ou de transmission d'énergie sous forme de particules ou d'ondes électromagnétiques, ou encore d'ondes acoustiques.

# THE ELECTROMAGNETIC SPECTRUM



# LE SPECTRE ACOUSTIQUE



Rayonnements  
ionisants

Utilisation de la  
radioactivité

Rayonnements ionisants  
 $E > 13,6 \text{ eV}$

Nature du rayonnement	Technique	Grandeur visualisée
Rayons X	Radiographie	Coefficient d'absorption des RX
Rayons X	Scanner X	Coefficient d'absorption des RX
Rayons $\gamma$	SPECT	Densité des molécules marquées
Rayons $\gamma$	PET	Densité des molécules marquées
Ultrasons	Echographie	Localisation des interfaces
Proches IR	OCT	Localisation des interfaces
Radiofréquences	IRM	Densité des atomes d'hydrogène Organisation moléculaire de l'eau



## Chapitre 2

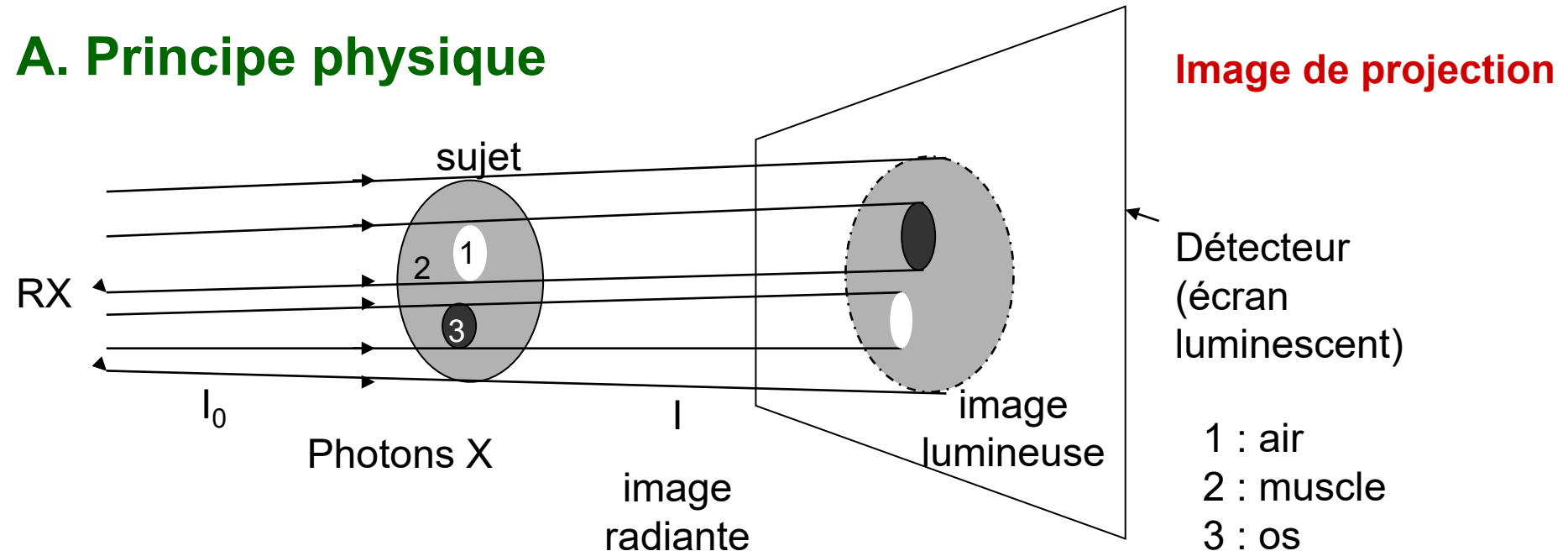
# Techniques d'imagerie utilisant des rayonnements ionisants (X et $\gamma$ )

- I. L'imagerie radiologique
- II. L'imagerie scintigraphique

# I. L'imagerie radiologique

## I.1 La radiographie standard

### A. Principe physique



$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

$\mu$  : coefficient linéaire d'atténuation (par diffusion et par absorption), en  $m^{-1}$   
 $x$  : épaisseur traversée

Possibilité de distinguer 4 niveaux : air, graisse, eau, calcium

Résolution spatiale : environ 0,1 mm

Résolution temporelle : environ 100 ms

- Pas suffisamment de contraste entre les différents tissus mous
- Utilisation de produits de contraste pour visualiser les organes creux :
  - ↳ Produits de contraste positifs : composés très atténuants (radio-opaques)  
*Ex : sulfate de baryum, sels d'iode*
  - ↳ Produits de contraste négatifs : composés peu atténuants  
*Ex : air, CO<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>*



## B. Exemples d'applications médicales



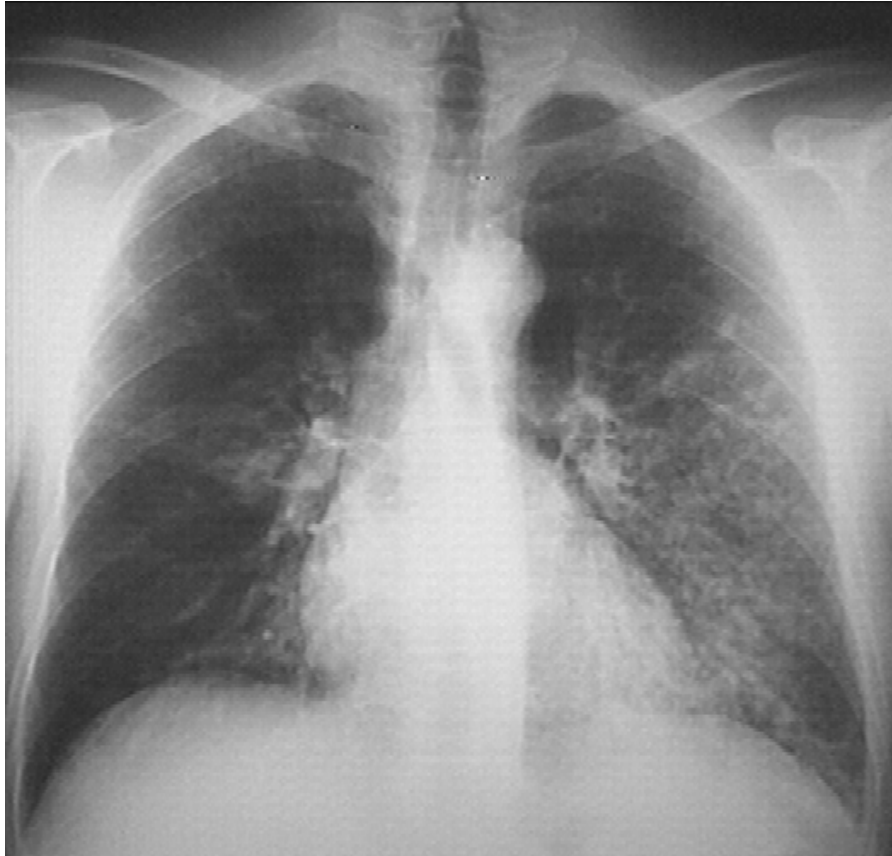
**Radiographie thoracique de face**



**Radiographie thoracique latérale**

**Absence de pathologie**

## B. Exemples d'applications médicales

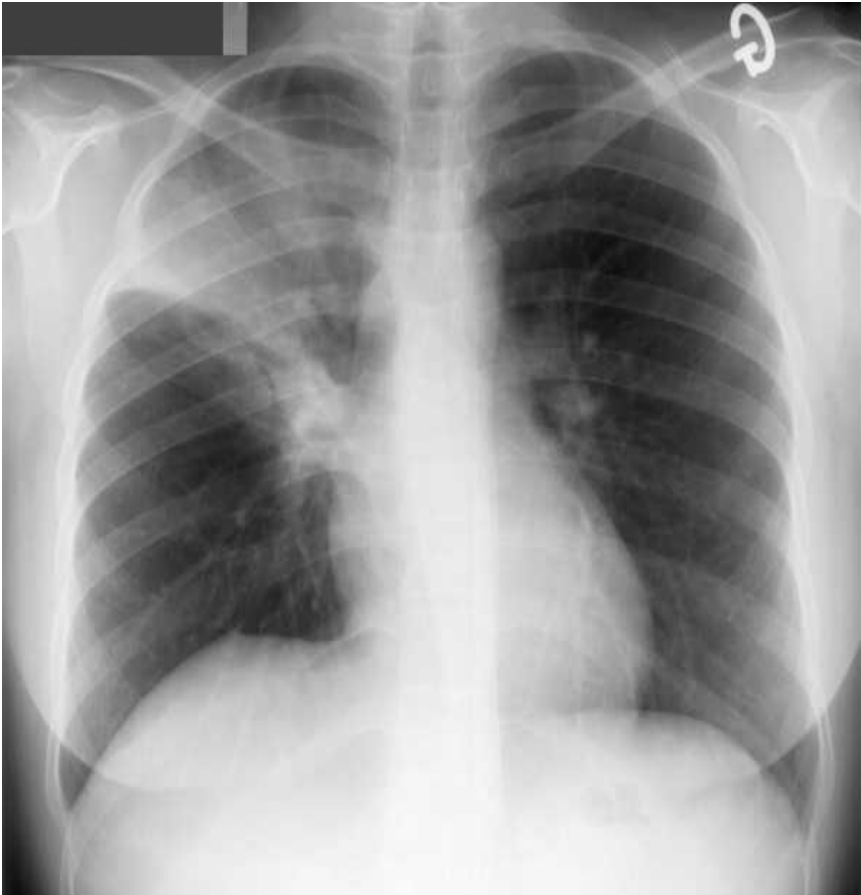


**Pneumonie interstitielle**



**Pneumonie segmentaire du lobe inférieur droit**

## B. Exemples d'applications médicales



Radiographie thoracique de face



Radiographie thoracique latérale

**Pneumonie du lobe supérieur droit**

## B. Exemples d'applications médicales



Radiographie thoracique de face



Radiographie thoracique latérale

**Epanchement pleural bilatéral**

## B. Exemples d'applications médicales



**Nodule solitaire**



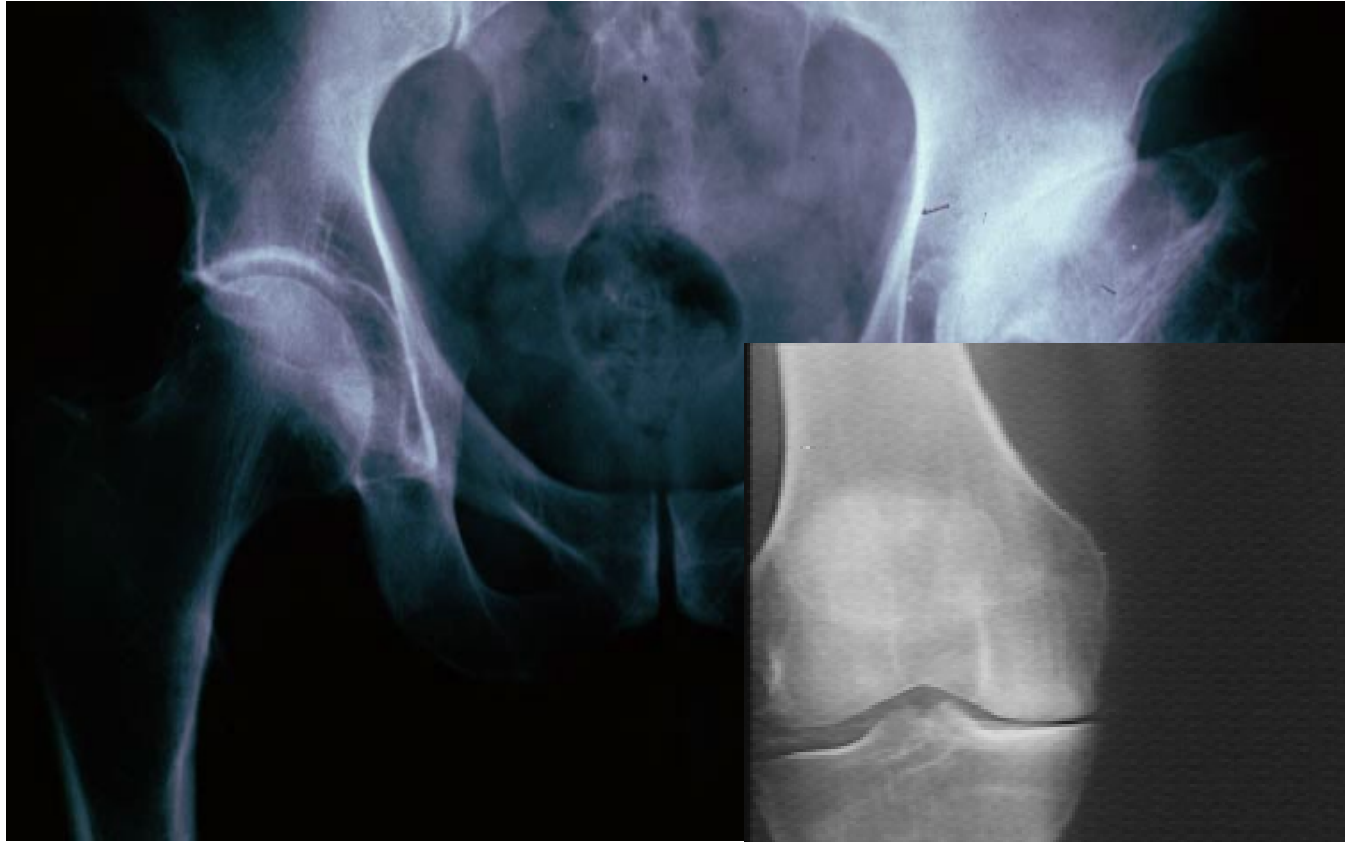
**Métastase**

**Cancer broncho-pulmonaire**



## B. Exemples d'applications médicales

Os et articulations



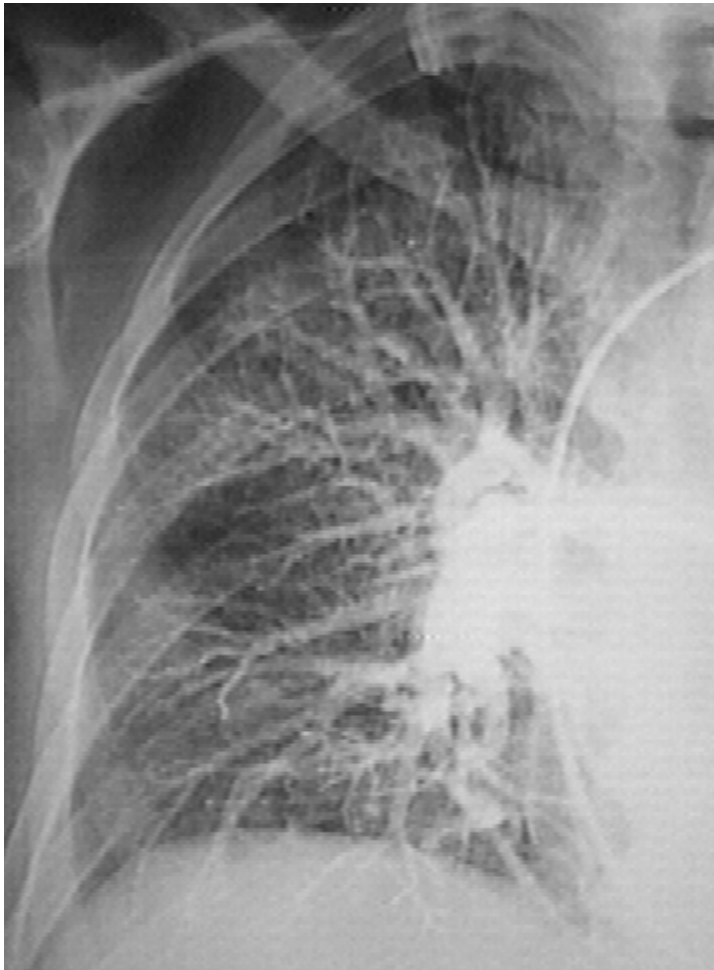
Arthrose de la hanche



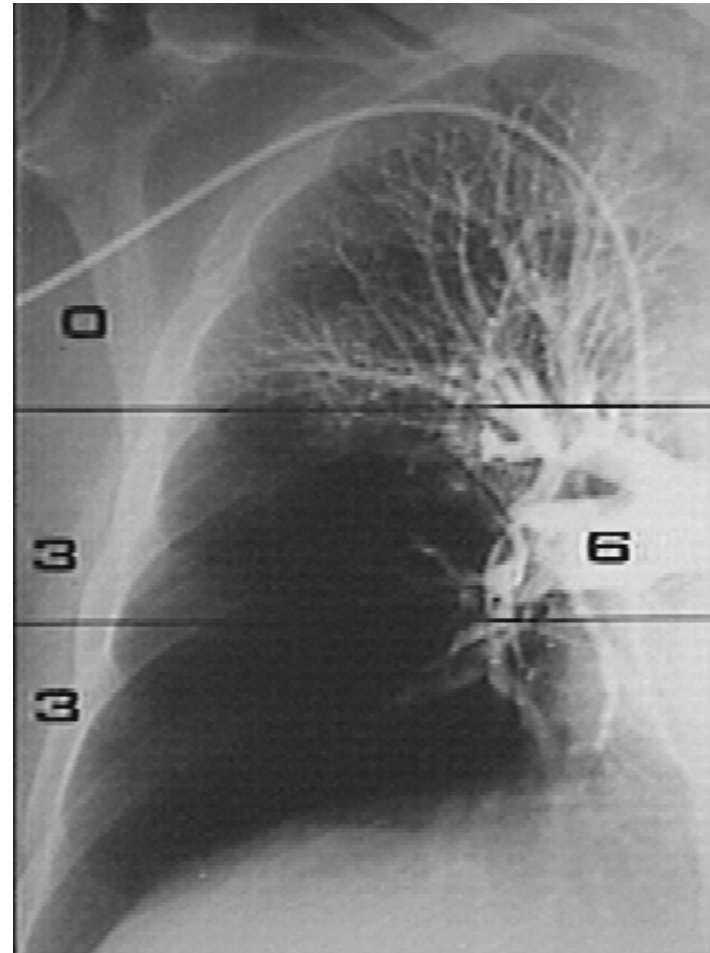
Arthrose du genou

## B. Exemples d'applications médicales

Angiographie pulmonaire : thromboembolie pulmonaire aiguë



**Angiographie normale**



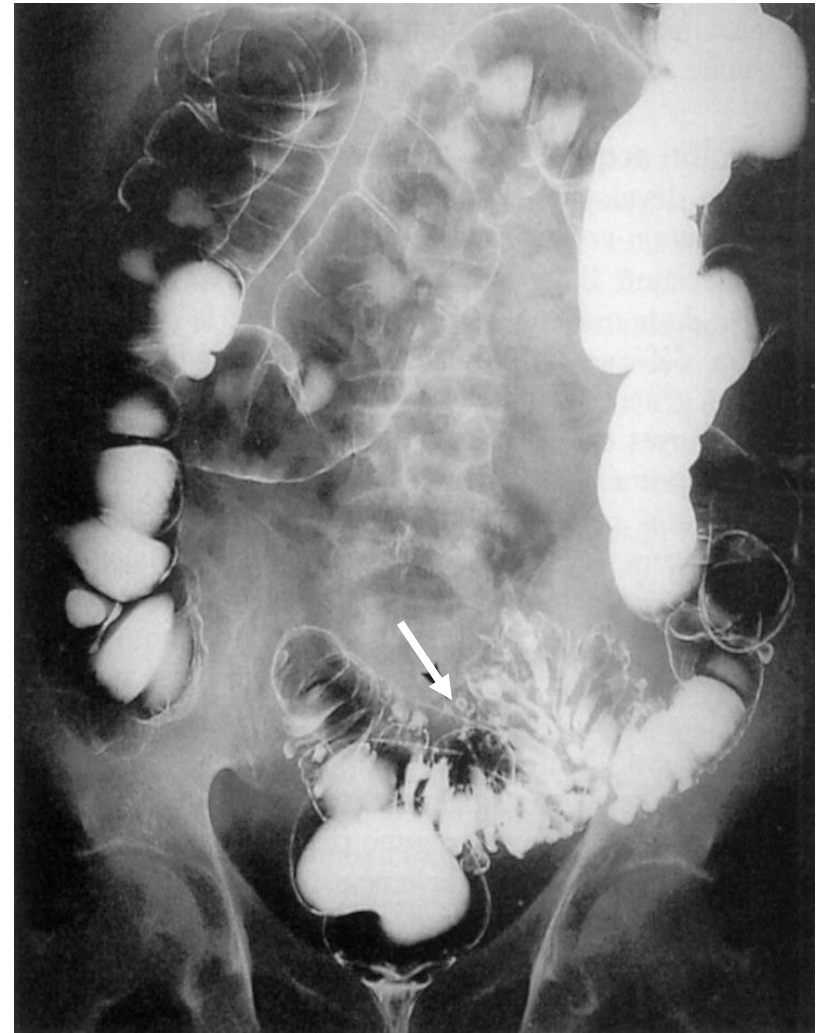
**Embolie pulmonaire**

## B. Exemples d'applications médicales

Radiographie du côlon avec milieu de contraste



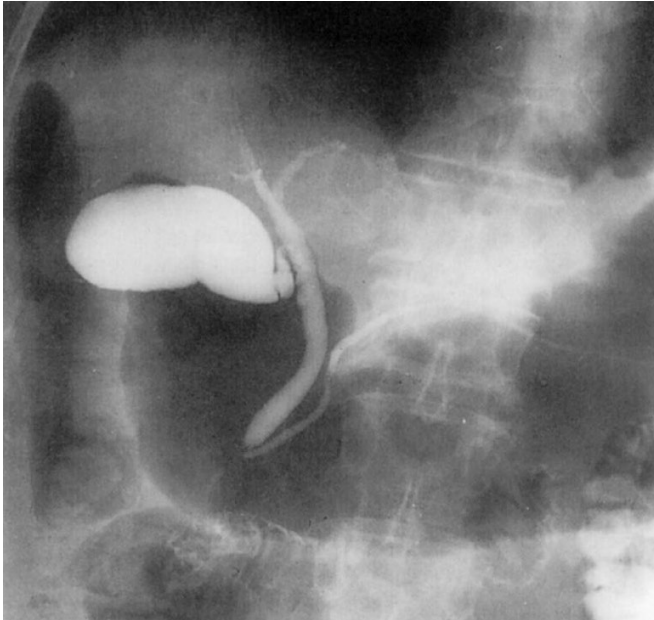
**Maladie de Crohn**



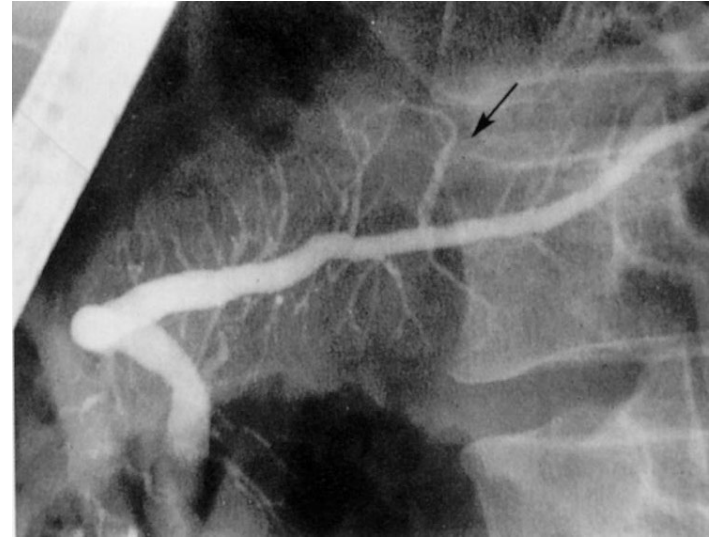
**Diverticulose**

## B. Exemples d'applications médicales

Cholangio-pancréatographie rétrograde endoscopique : CPRE



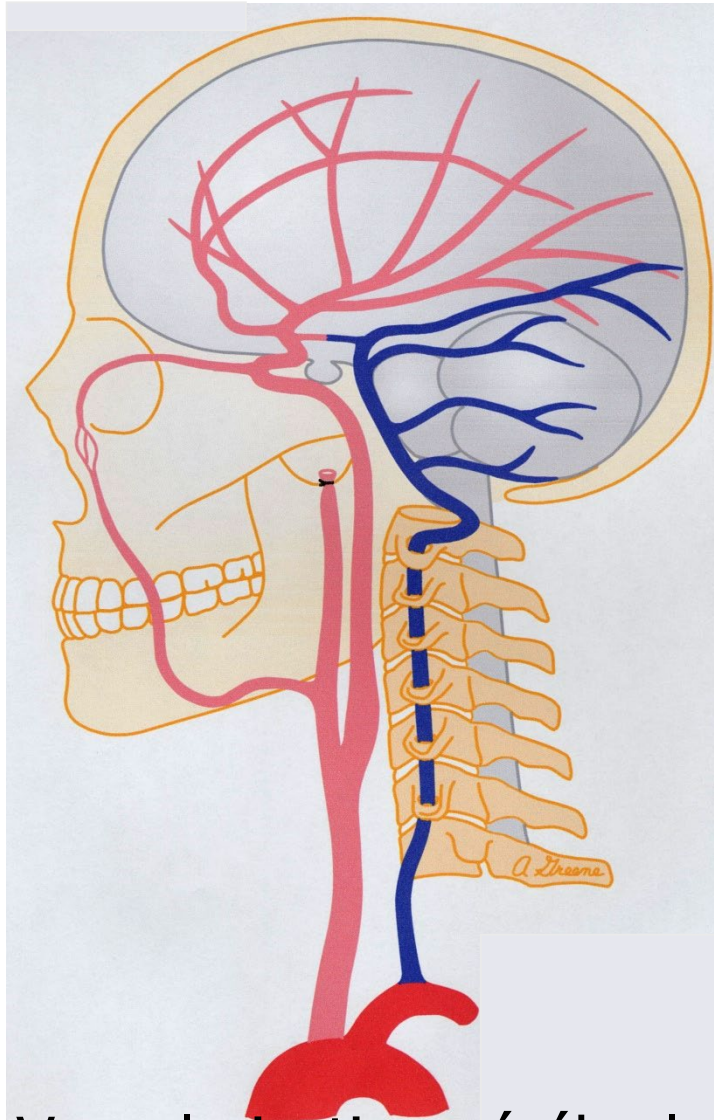
CPRE : système canalaire biliaire  
et pancréatique normal



CPRE : pancréatite chronique,  
stade précoce

## B. Exemples d'applications médicales

### Angiographie des vaisseaux cérébraux



Vascularisation cérébrale



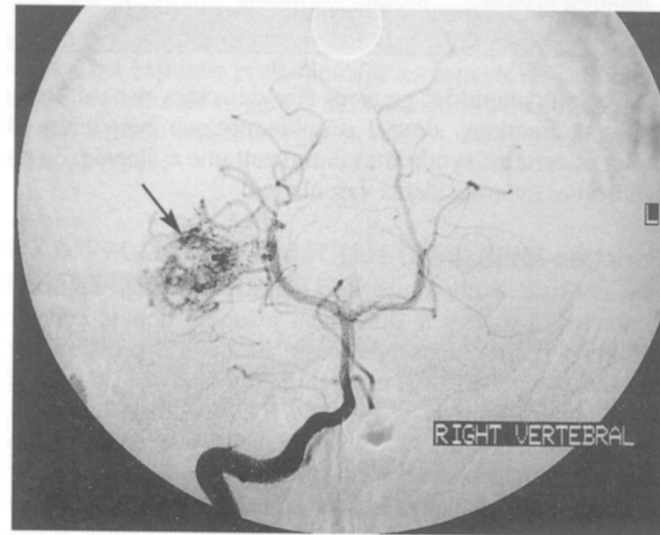
Hémorragie de l'artère  
vertébrale

## B. Exemples d'applications médicales

### Angiographie des vaisseaux cérébraux



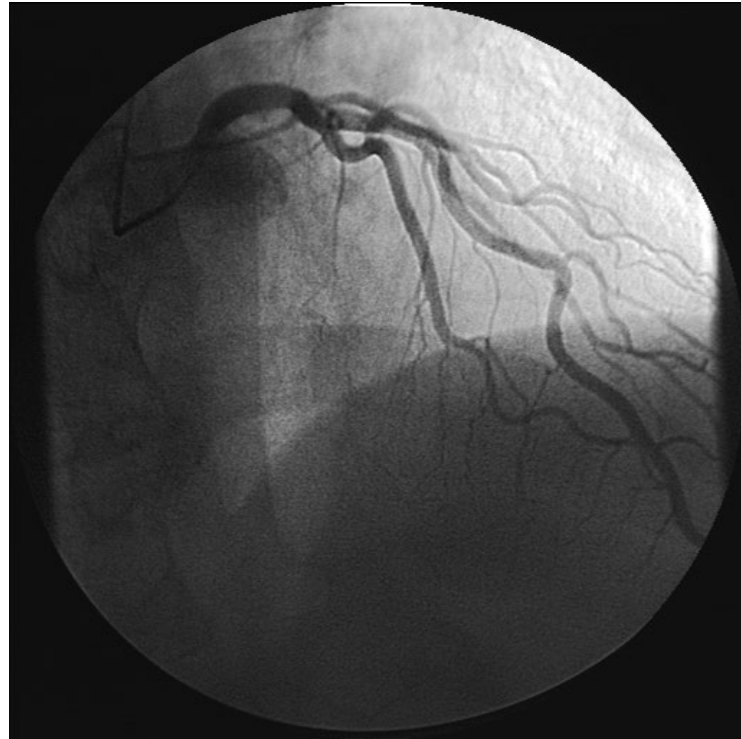
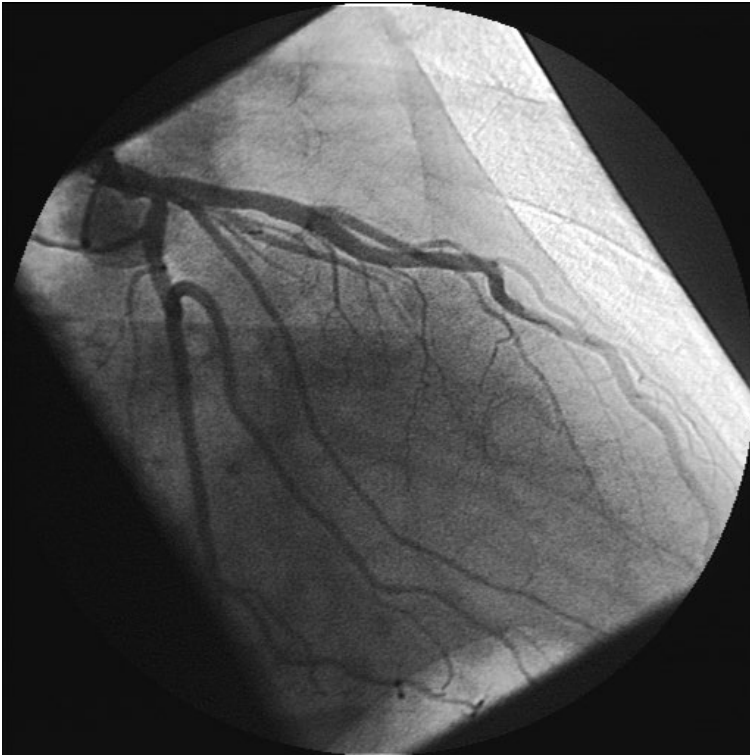
Anévrisme de l'artère  
cérébrale latérale



**Comblement de l'anévrisme**

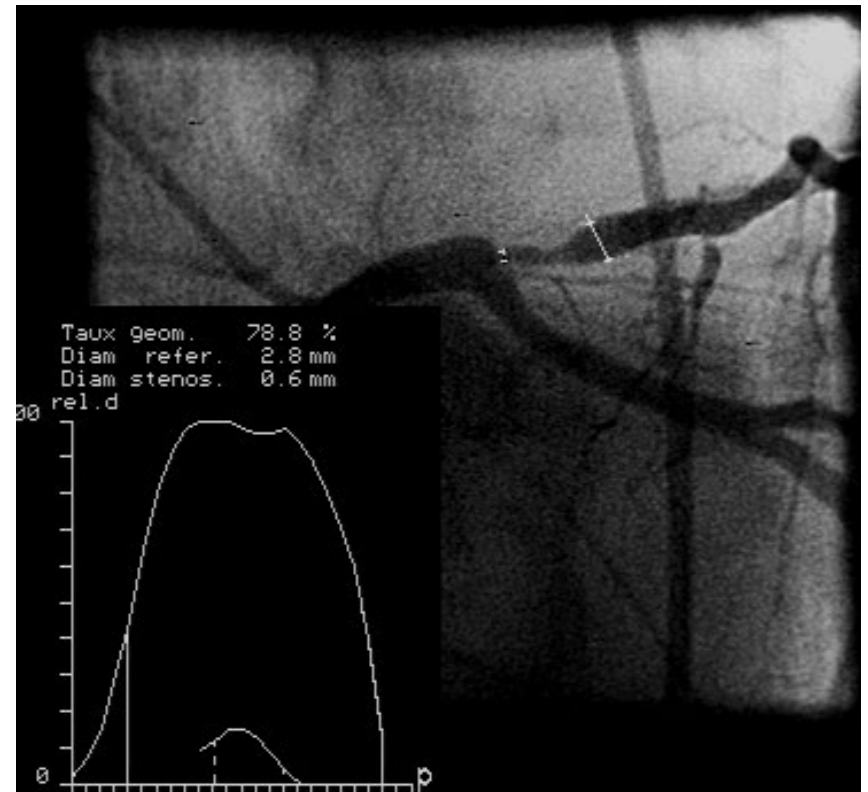
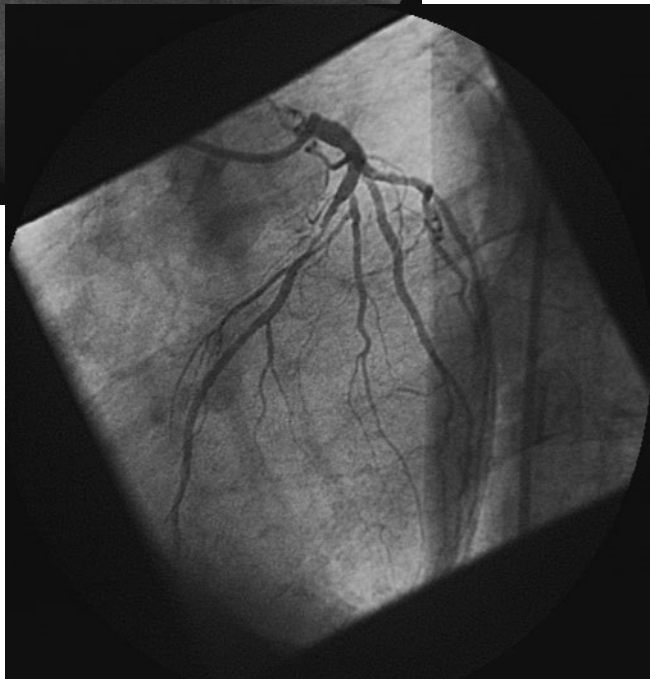
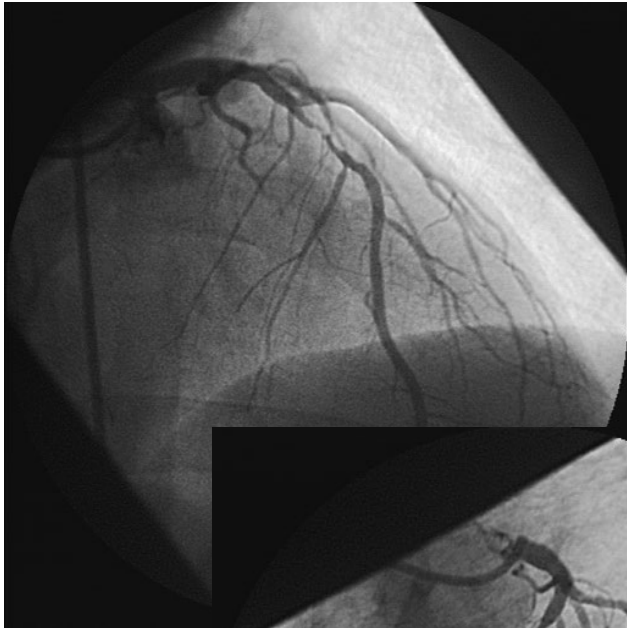
## B. Exemples d'applications médicales

Angiographie coronaire : coronarographie



## B. Exemples d'applications médicales

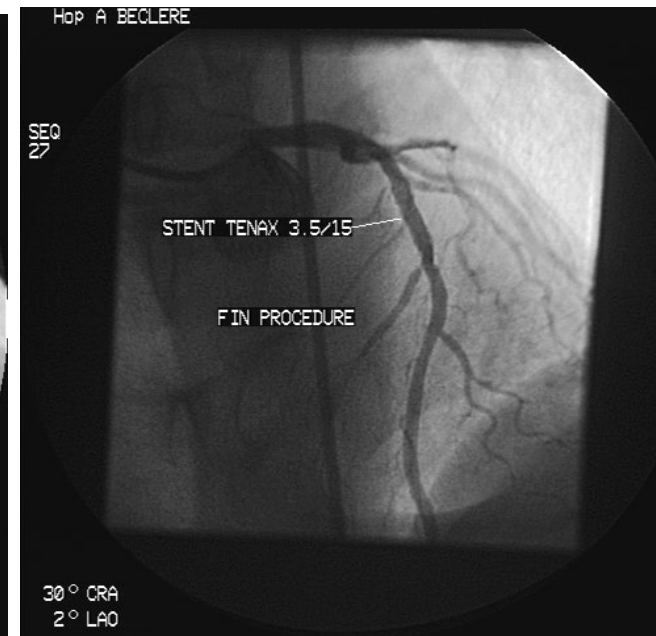
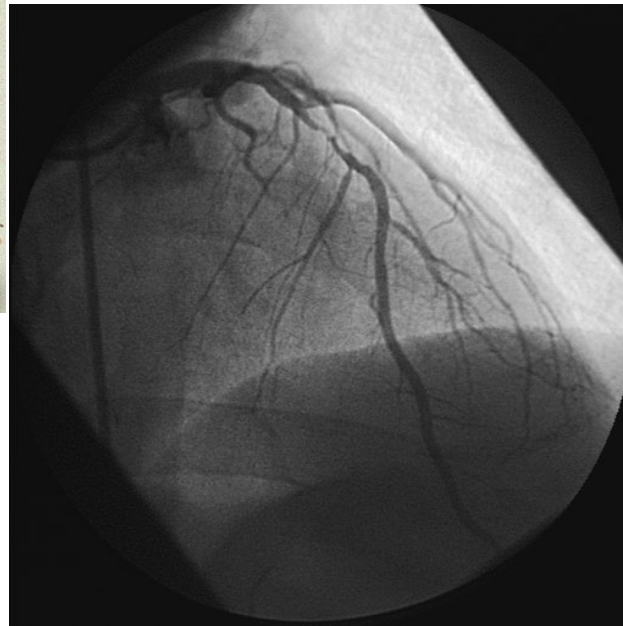
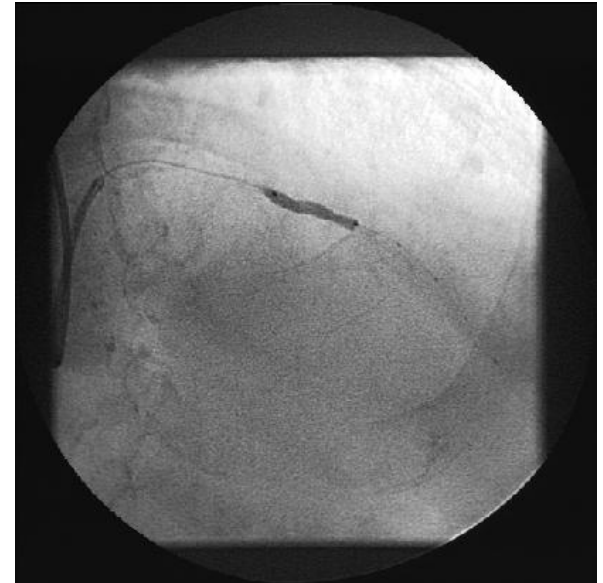
Angiographie coronaire : coronarographie





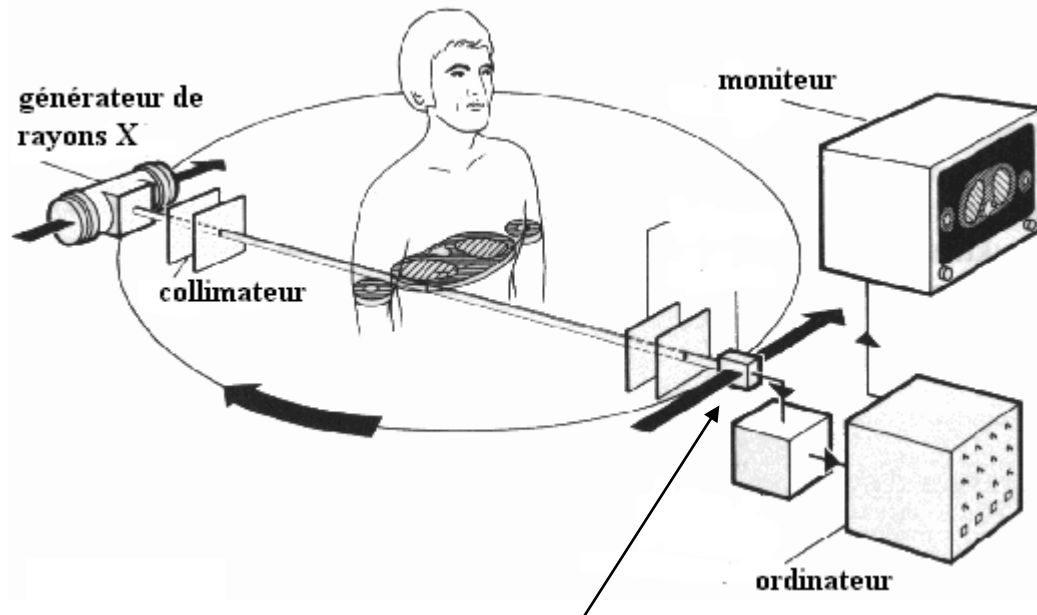
## B. Exemples d'applications médicales

Coronarographie et pose d'un stent



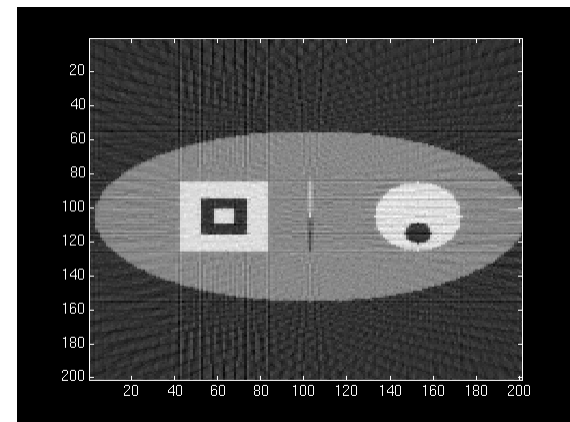
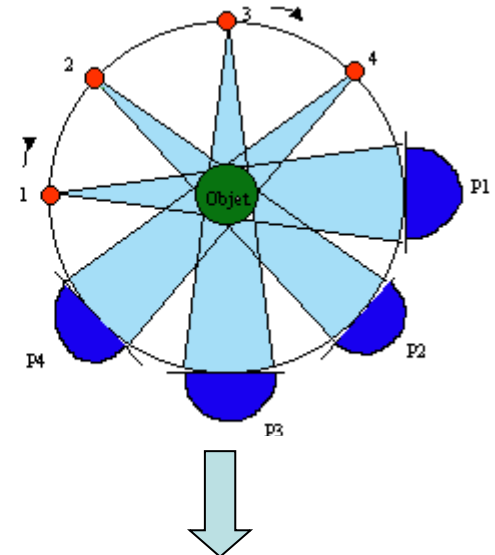
# I.2 Le scanner X (tomodensité X)

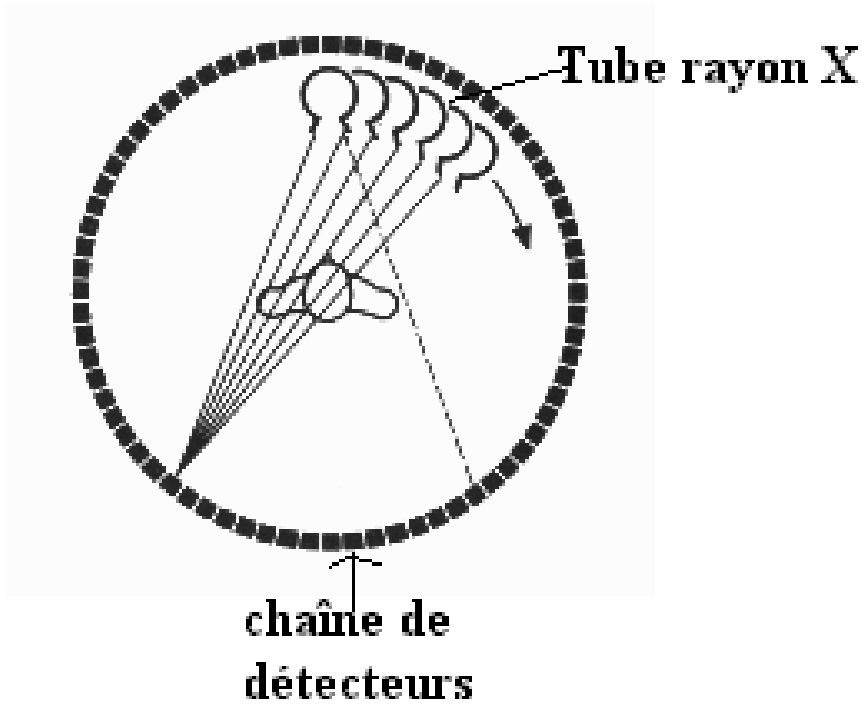
## A. Principe physique



$$I = I_0 e^{-\int \mu(x) dx}$$

## Tomographie : coupes





Scanner X de 4<sup>ème</sup> génération

Résolution spatiale de l'ordre de 1 mm

Résolution temporelle de quelques secondes à quelques ms suivant la partie du corps

↳ possibilité par exemple de suivre une cinétique cardiaque

## Résolution en contraste

Coefficients d'atténuation linéaires exprimés en Unités d'Hounsfield (semi-arbitraires mais cohérentes)

Calcium et os	1000 UH
Vaisseaux iodés	200 UH
Substance grise	40 UH
Substance blanche	30 UH
eau	0 UH
graisse	-100 UH
Parenchyme pulmonaire	-700 UH
Air	-1000 UH



Valeurs de base

Épaisseur des coupes  
entre 1 et 10 mm

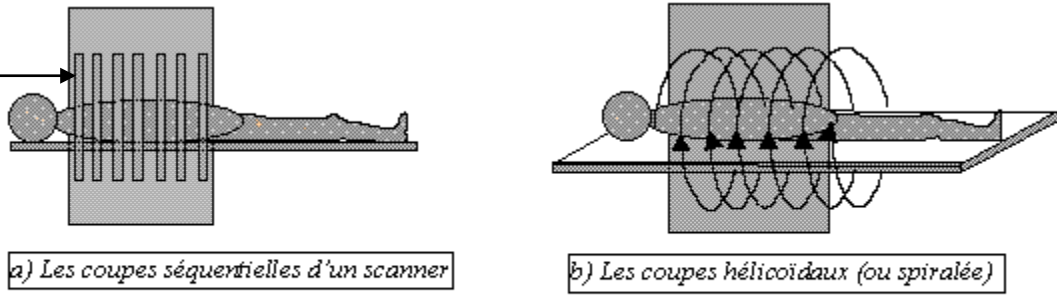


Figure 3.1 : Comparaison d'un scanner séquentiel et hélicoïdal

Vue sur les volumes irradiés dans le cas de coupe non jointive :



## B. Exemples d'applications médicales

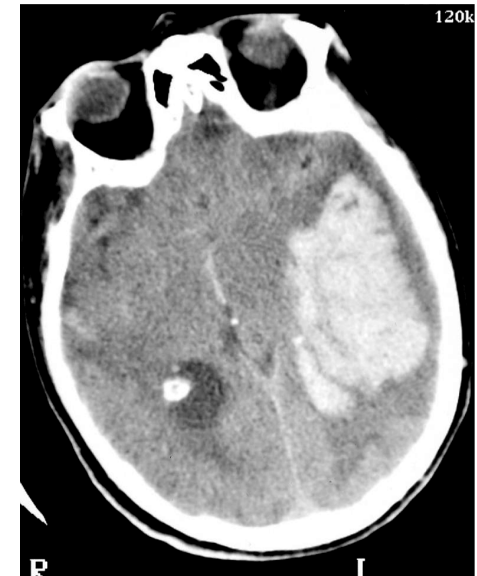
### TDM du crâne



**Coupe normale**



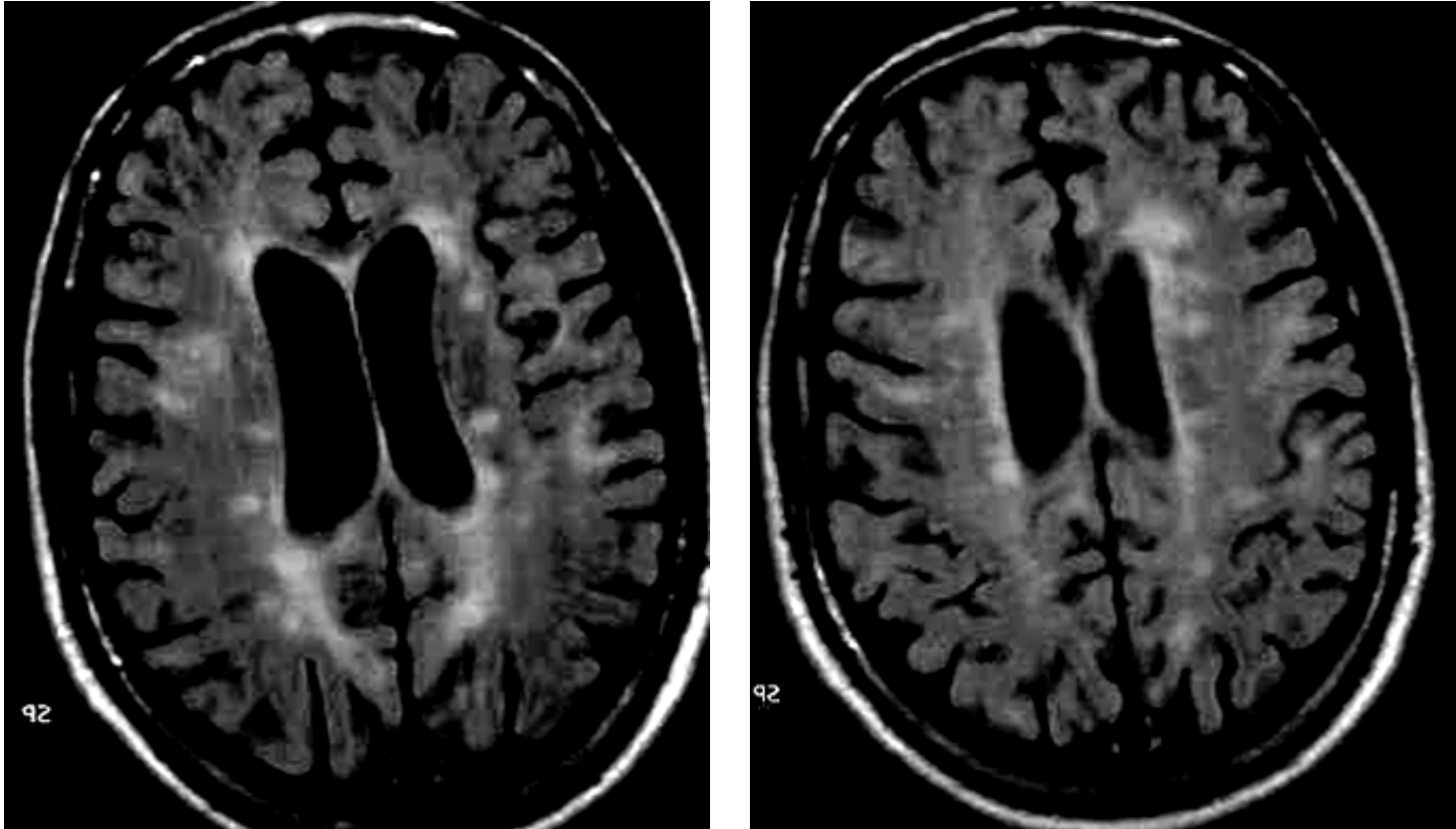
**Lésion hypodense :  
Infarctus cérébral**



**Lésion hyperdense :  
Hémorragie cérébrale**

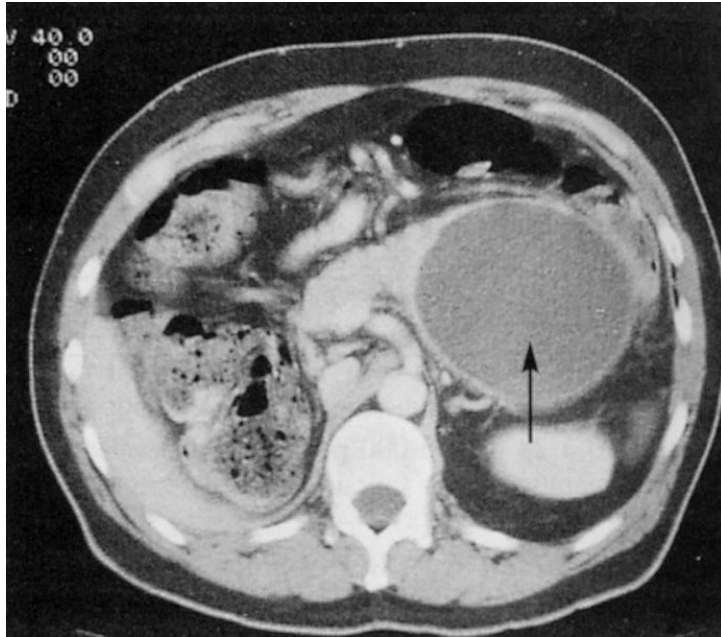
## B. Exemples d'applications médicales

### TDM du crâne

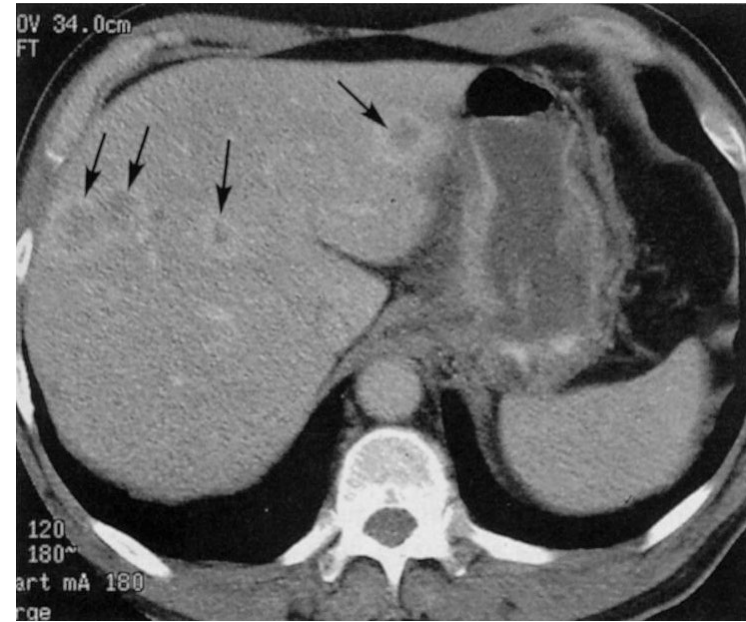


**Lésions hyperdenses de démyélinisation cérébrale**

## B. Exemples d'applications médicales

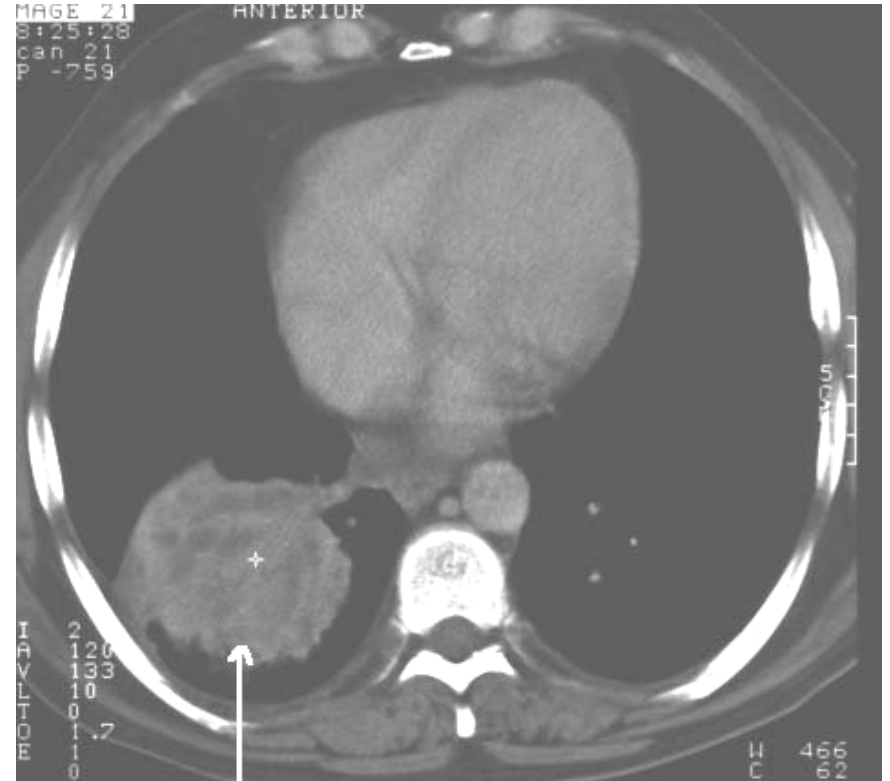
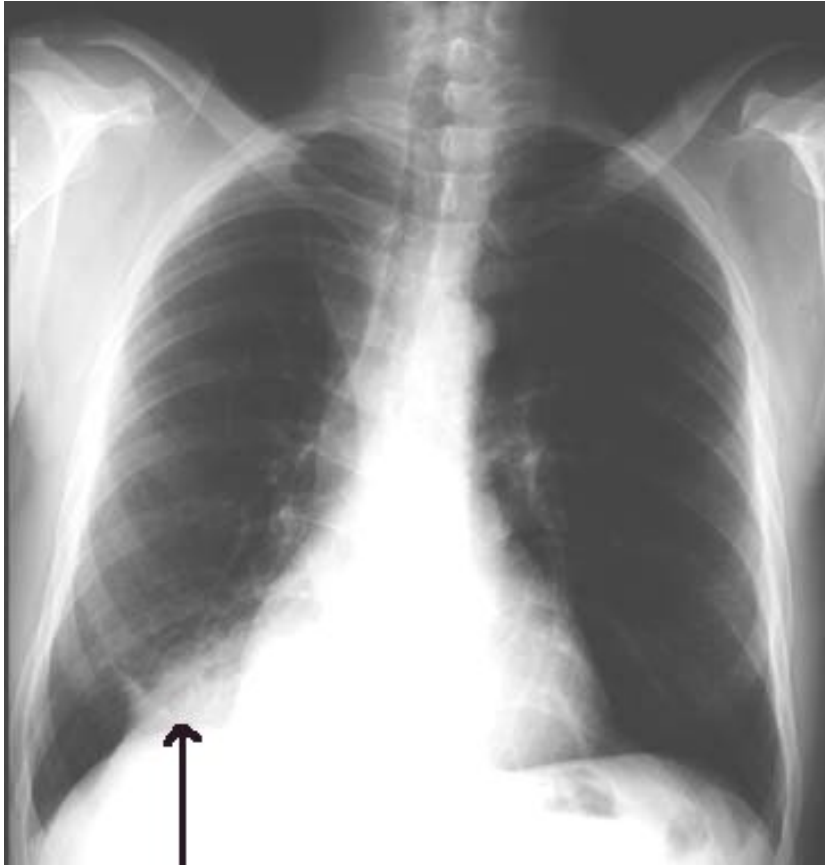


TDM : pseudokyste pancréatique



TDM : métastases hépatiques multiples

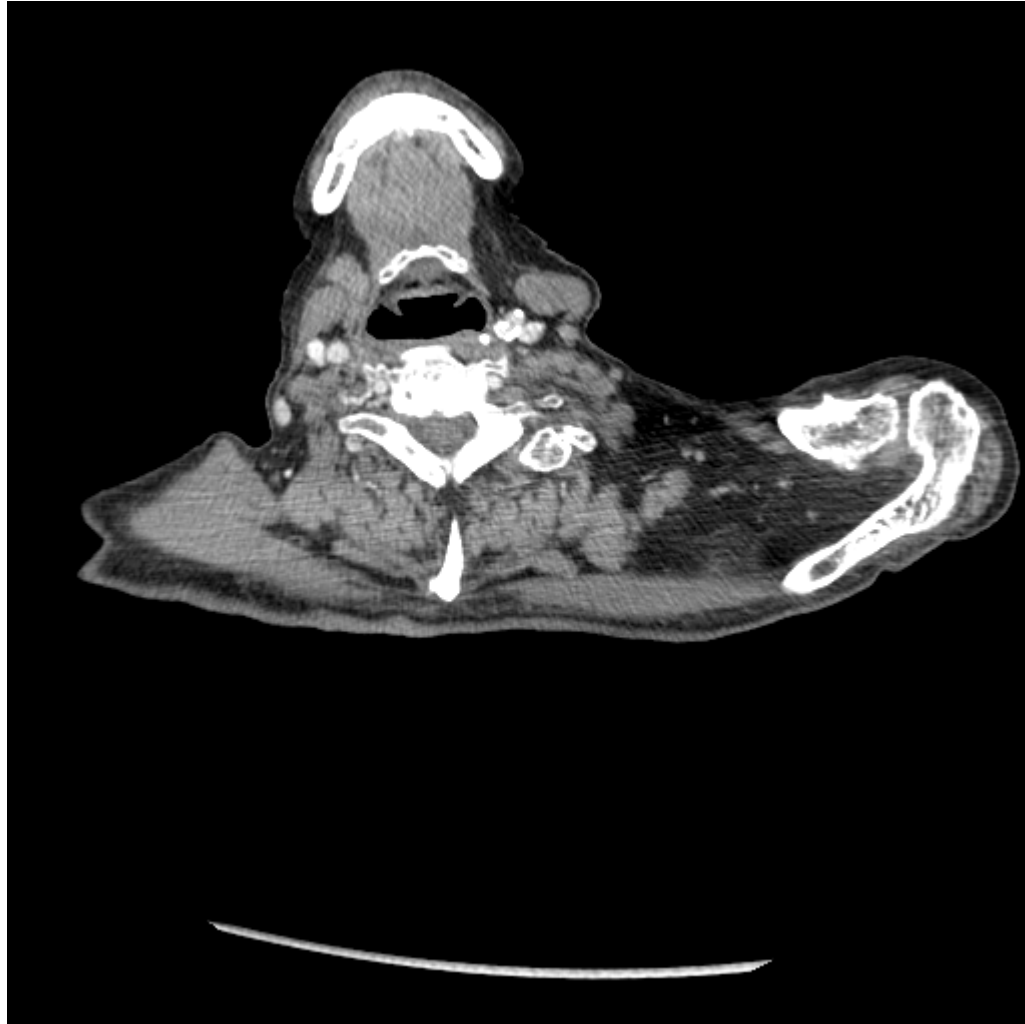
## B. Exemples d'applications médicales





# I.2 Le scanner X (tomodensimétrie X)

## B. Exemples d'applications médicales



# I.3 Dangers et précautions

## A. Pour le patient

- Irradiation essentiellement par le faisceau direct mais aussi certains photons diffusés absorbés par d'autres organes
- Doses les plus préoccupantes lors des examens avec des temps de scopie importants (ex : angiographie)
  - ↳ Ne pas pratiquer d'examen radiologique qui n'aura pas d'incidence diagnostique ou thérapeutique
  - ↳ Limiter l'irradiation à la zone utile
  - ↳ Contrôler l'appareillage régulièrement
  - ↳ En dehors de l'urgence limiter les examens radiologiques chez les femmes aux 10 jours qui suivent les règles
- Effets secondaires des agents de contraste iodés (réaction allergique aiguë, insuffisance rénale aiguë, hyperthyroïdie transitoire)

## B. Pour le personnel

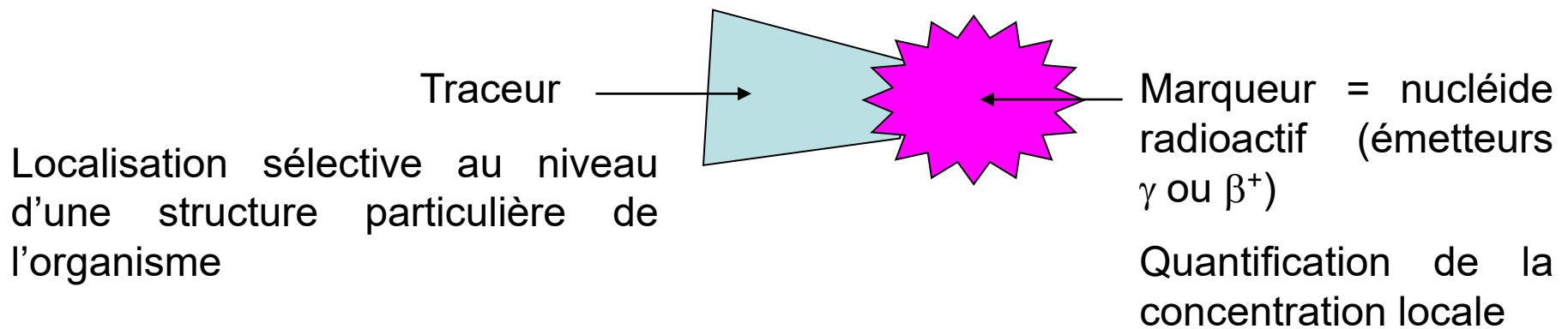
Irradiation par les photons diffusés

- ↪ Port d'un dosimètre
- ↪ Commande des appareils à distance
- ↪ Port de tabliers et de gants plombés si nécessité de rester près du patient

# II. L'imagerie scintigraphique

## II.1 Principe général

- Visualiser une structure anatomique ou fonctionnelle de l'organisme en y localisant un isotope radioactif susceptible de détection externe
- Détection avec des  $\gamma$ -caméras ou des  $\gamma$ -caméras modifiées (détecteurs de positon spécialisés)  
(Cf. Cours de N. Huang)
- Utilisation de radiopharmaceutiques :



(Cf. Cours S. Delarue-Cochin)

## II.2 La scintigraphie classique (en mode planaire)

➤  $\gamma$  caméra permettant d'obtenir **une image de projection** de toute la radioactivité présente dans le champ de la caméra

➤ Utilisation d'émetteurs  $\beta^-$ ,  $\gamma$

Ex :  $^{131}\text{I}$ ,  $^{133}\text{Xe}$

mais émission  $\beta^-$  ne peut pas être détectée

↪ augmentation inutile de la dose d'irradiation

➤ Utilisation d'émetteurs  $\gamma$  purs

$^{67}\text{Ga}$ ,  $^{123}\text{I}$ ,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{113\text{m}}\text{In}$ ,  $^{111}\text{In}$ ,  $^{201}\text{Tl}$

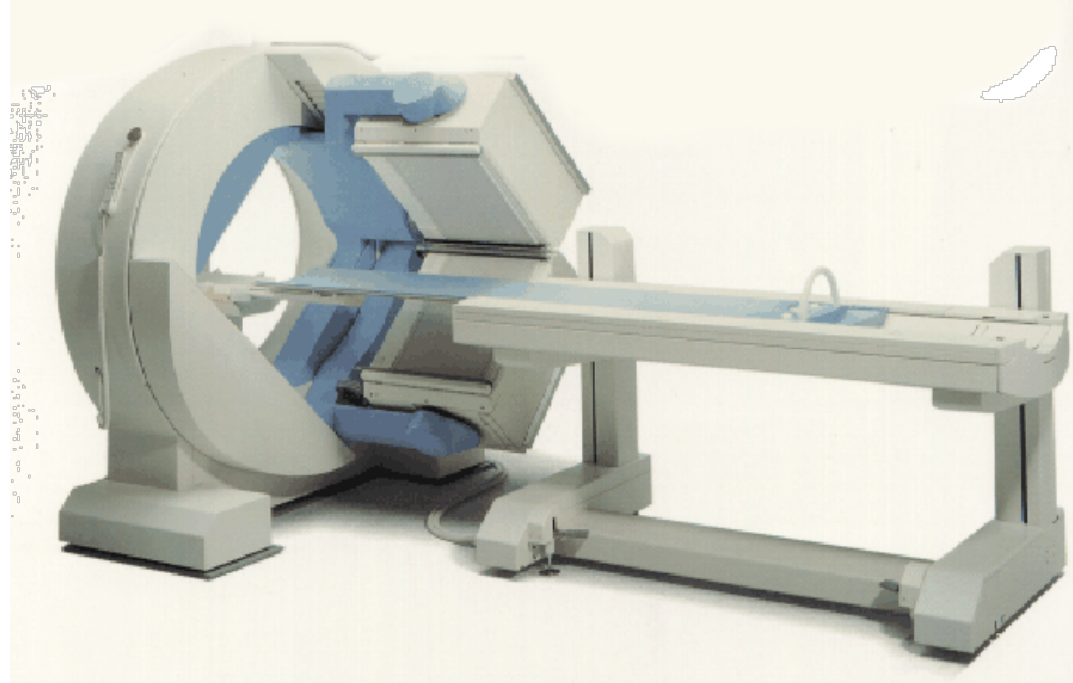


En 2016, 450  $\gamma$  caméras en France dont 55 % couplées à un scanner 53

## II.3 La tomographie d'émission monophotonique (TEMP)

(SPECT : Single Photon Emission Computed Tomography)

- $\gamma$  caméra avec 1, 2, 3 voire 4 têtes tournant autour du patient pour obtenir un ensemble **d'images en coupe** de la région étudiée
- Avantage par rapport à la scintigraphie classique : localisation du traceur en 3D en évitant le problème de superposition
- Mêmes émetteurs que pour la scintigraphie en mode planaire



Résolution spatiale de 5 à 10 mm

Résolution temporelle : de l'ordre de 1 à 30-40 minutes

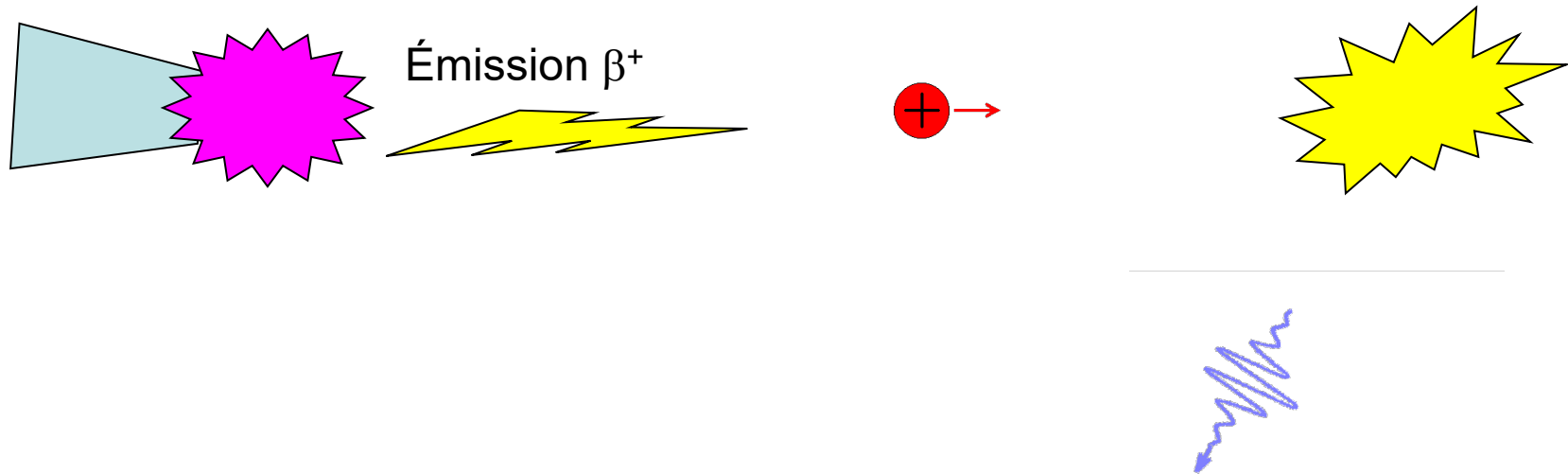
# II.4 La tomographie d'émission de positons (TEP)

(PET : Positron Emission Tomography)

➤ Utilisation d'émetteurs  $\beta^+$

$^{11}\text{C}$  (20 min),  $^{13}\text{N}$  (10 min),  $^{15}\text{O}$  (2 min),  $^{18}\text{F}$  (110 min),  $^{124}\text{I}$  (4 jours)

↳ Pour  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ , et  $^{15}\text{O}$  nécessité d'un cyclotron à proximité

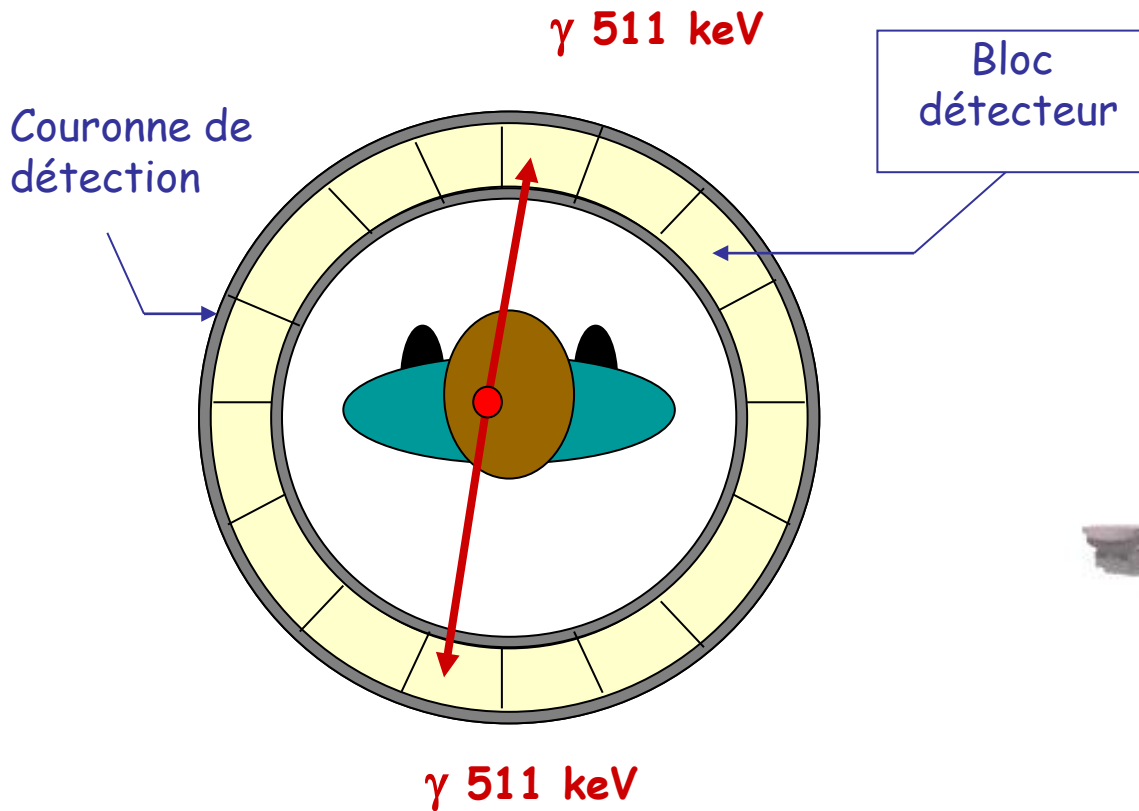


➤ Collision entre le positon émis et un électron

↳ Annihilation des 2 particules en formant 2 photons  $\gamma$  de 511 keV chacun émis dans des directions opposées

- Détection des photons  $\gamma$  en coïncidence avec deux  $\gamma$ -caméras ou un détecteur de positons spécialisé

## Images en coupe





Résolution spatiale du TEP : 5-6 mm dans tout le corps  
2,5 mm prototype pour l'étude du cerveau  
1,6 mm animal

↪ On ne pourra pas descendre en dessous (limite : parcours  $\beta^+$  avant annihilation)

Résolution temporelle : de l'ordre de 2 minutes

## II.5 Le PET-Scan

Dans les nouveaux appareils : couplage PET (TEP) et Scanner X :

- PET : image fonctionnelle mais mauvaise résolution spatiale
- Scanner X : image anatomique

En France, en 2016 : 145 PET-Scan (TEP-TDM)

## II.6 Exemples d'applications médicales

### A. La scintigraphie classique

**Scintigraphies : osseuses, pulmonaires, thyroïdiennes et cardiaques.**

- Diagnostic plus précis et plus précoce d'anomalies osseuses, de tumeurs, de métastases, ...
- Limites : certaines métastases ne sont pas fixantes, les hyperfixations ne sont pas obligatoirement métastatiques (remaniement perpétuel de l'os)

 recours au scanner ou à l'IRM indispensable

**Préparation :**

- Déshabillage inutile. Enlèvement d'objets métalliques.
- Pas de modification de traitements en cours.
- Aucune préparation : pas besoin de jeûne, hospitalisation ou anesthésie.
- Ingestion de 1L d'eau en 2 heures.
- Après examen, alimentation normale et reprise d'une activité normale.

# La scintigraphie osseuse

Déroulement de l'examen :

- Injection IV du produit radioactif : technétium 99m
- Délais de prise des clichés après injection : quelques minutes à plusieurs heures
- Position du patient : assis ou couché et immobile (pénibilité)
- Durée de l'examen : environ 3H
- Examen non douloureux avec faible risque toxique ou allergique.



# La scintigraphie osseuse



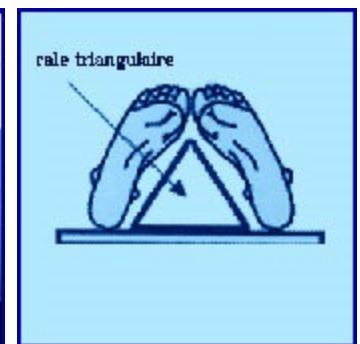
Scintigraphie du corps



Scintigraphie de la face postérieure du thorax : position assise, le dos contre le collimateur



Scintigraphie du crâne : position assise, le front contre le collimateur



Scintigraphie du genoux : position couchée

# La scintigraphie osseuse

## Fixation du produit :

- Circulation du traceur dans le sang.
- Captation par le squelette maximale à 3 H
- Fixation plus importante dans les zones malades car plus vascularisées

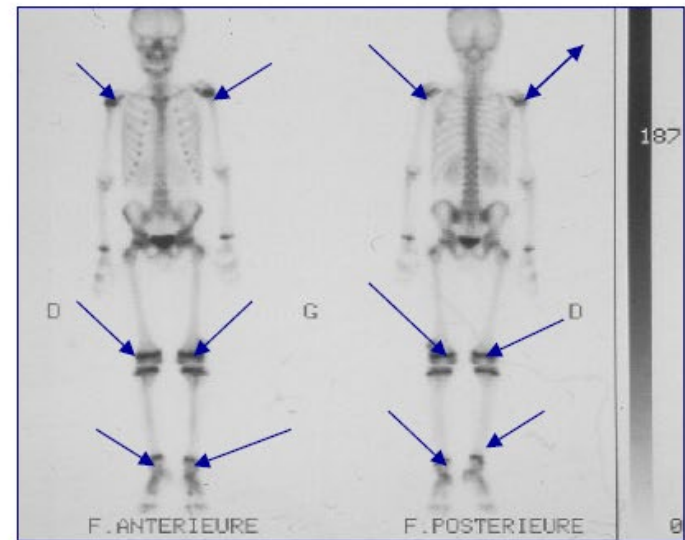
## Résultats :

- Obtention d'une succession dans le temps de plusieurs images des organes intéressés.
- Impossible de visualiser une évolution, une transformation ou un mouvement
- Document photographique en noir et blanc.
- Anomalies = déficit de fixation ou hyperfixation.
- Des lésions hypofixantes et hyperfixantes peuvent s'associer sur le même cliché.
- L'interprétation doit intégrer les antécédents médicaux, chirurgicaux et traumatiques du patient.

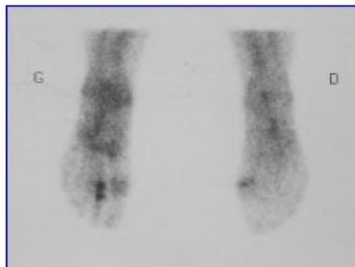
# La scintigraphie osseuse



Scintigraphie osseuse normale



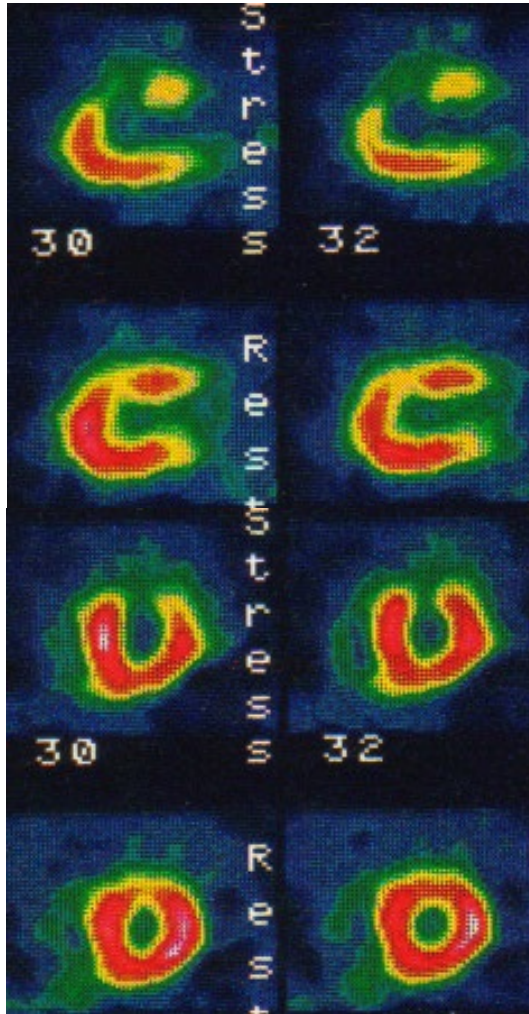
Scintigraphie d'un enfant présentant des carences osseuses.



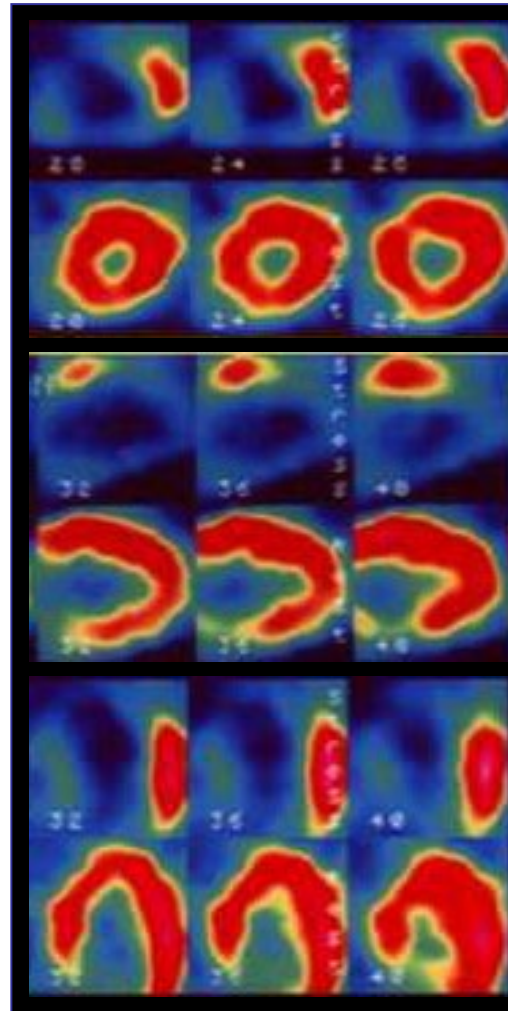
Scintigraphie osseuse des pieds

# La scintigraphie cardiaque (coronarienne)

## Scintigraphie au thallium ( $^{201}\text{Tl}$ )



Scintigraphie normale



Maladie coronarienne



## B. Le PET-Scan

### Contre-indications du PET-Scanner :

Grossesse (contre-indication classique),

Allaitement (contre-indication "relative" : arrêt de l'allaitement pendant 6 heures)

- **du PET:** aucune. FDG pas toxique, pas allergisant, indolore.
- **du scanner sans injection de produit de contraste :** aucune. Les affections pulmonaires et les maladies hématologiques ne nécessitent pas d'injection de produit de contraste, en général.
- **du scanner avec injection de produit iodé :** proscrit si antécédent d'allergie grave à l' iode, asthme déséquilibré ou si crise dans les 8 jours précédents. Arrêt des biguanides la veille chez le sujet diabétique, avec urée-créatinine, puis reprise le lendemain de l'examen si nouvelle urée-créatinine normales.

Allergie à l'iode : PET-Scan réalisable sans injection



# Le PET-Scan

Ex. de prémédication avant examen de contraste radiologique à l'iode, chez un patient présentant une intolérance, ou allergique :

- 1- CLARYTINE comprimés 10 mg : une boîte, 1 cp le matin pendant les 2 jours précédant l'examen et le matin de l'examen.
- 2- MEDROL comprimés à 16 mg : 1 boîte, 2 cps la veille au soir de l'examen et le matin de l'examen
- 3- ATARAX comprimés à 25 mg : 1 boîte, 2 cps à prendre le soir la veille de l'examen (risque de somnolence, ne pas conduire ).
- 4- SOLUMEDROL ampoules injectables à 120 mg : 1 ampoule à apporter au service de Médecine Nucléaire le jour de l'examen.

# Le PET-Scan

## Les jours précédents l'examen:

- Ingestion d'un à deux litres de boisson gazeuse la veille de l'examen.
- Patients hospitalisés: PAS DE PERFUSION DE SERUM GLUCOSE !!
- Patient diabétique :  
Injection de FDG programmée vers 8 heures le matin, afin de s'affranchir au maximum du potentiel pic hyperglycémique de 12 heures (rythme nycthéméral cortisolique)      action de l'insuline sur les cellules musculaires
- Diabète insulino-dépendant : moitié de la dose d'insuline du matin.
- Se faire conduire jusqu'au centre.
- FDG ➤ fixation musculaire : tout exercice musculaire à proscrire les 2 j précédant l'examen y compris la conduite automobile le jour même (muscles du cou et des bras/avant-bras), la marche, le footing le week end.
- Avant de passer l'examen, le patient doit être à jeun depuis 6 heures. Possibilité de boire (eau/thé/café non sucré), pas de jus de fruit
- Deux biscottes sans beurre ni confiture sont autorisées le matin.

# Le PET-Scan

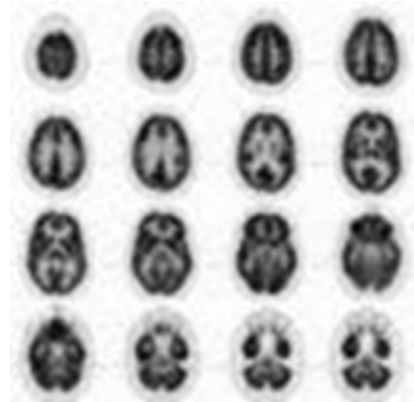
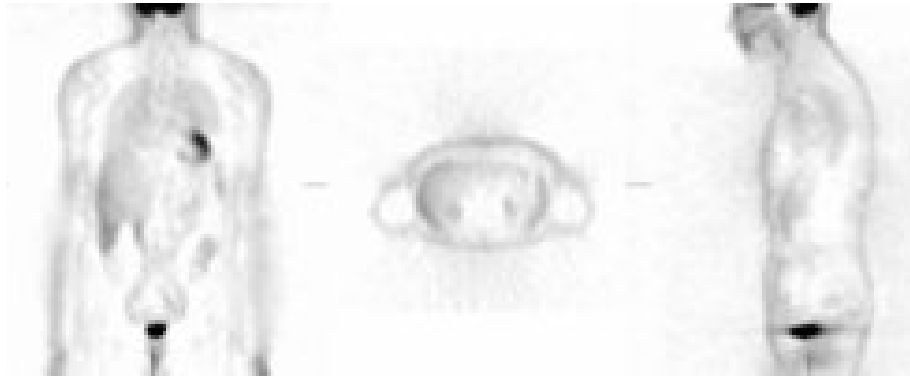
## A l'arrivée dans le service :

- Vérification de la glycémie: doit être  $< 7$  mmol/L (max jusqu'à 10 mmol/L).
- En salle d'injection (où après passage aux toilettes) décubitus dans un lit ou fauteuil adapté. Patient seul dans la pièce.
- Injection IV du radio-traceur FDG.
- Repos strict pendant 45 min à 1 heure: pas de lecture, jeu avec console, regarder en tous sens, tourner la tête ; parler au minimum, pas de chewing-gum !

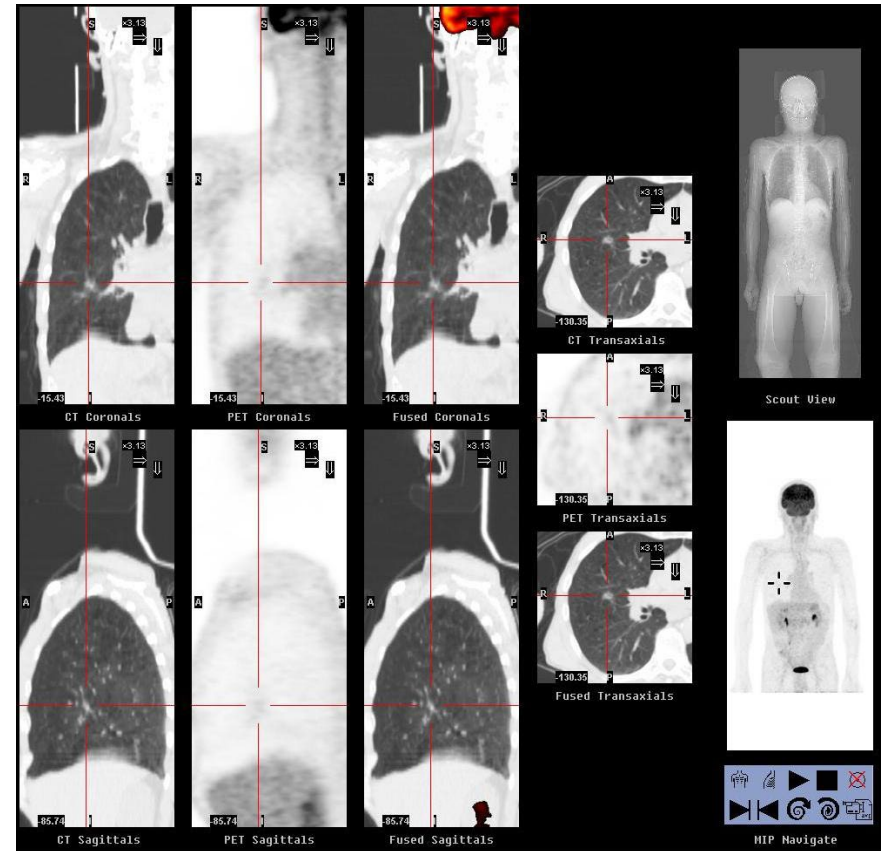
Le produit doit aller se fixer au niveau de l'organe à étudier, et non pas au niveau des muscles !

L'examen en lui-même dure de 20 à 40 min (fonction de la machine, du protocole utilisé, des questions posées).

# Le PET-Scan



Nodule négatif au PET-scan : valeur prédictive négative



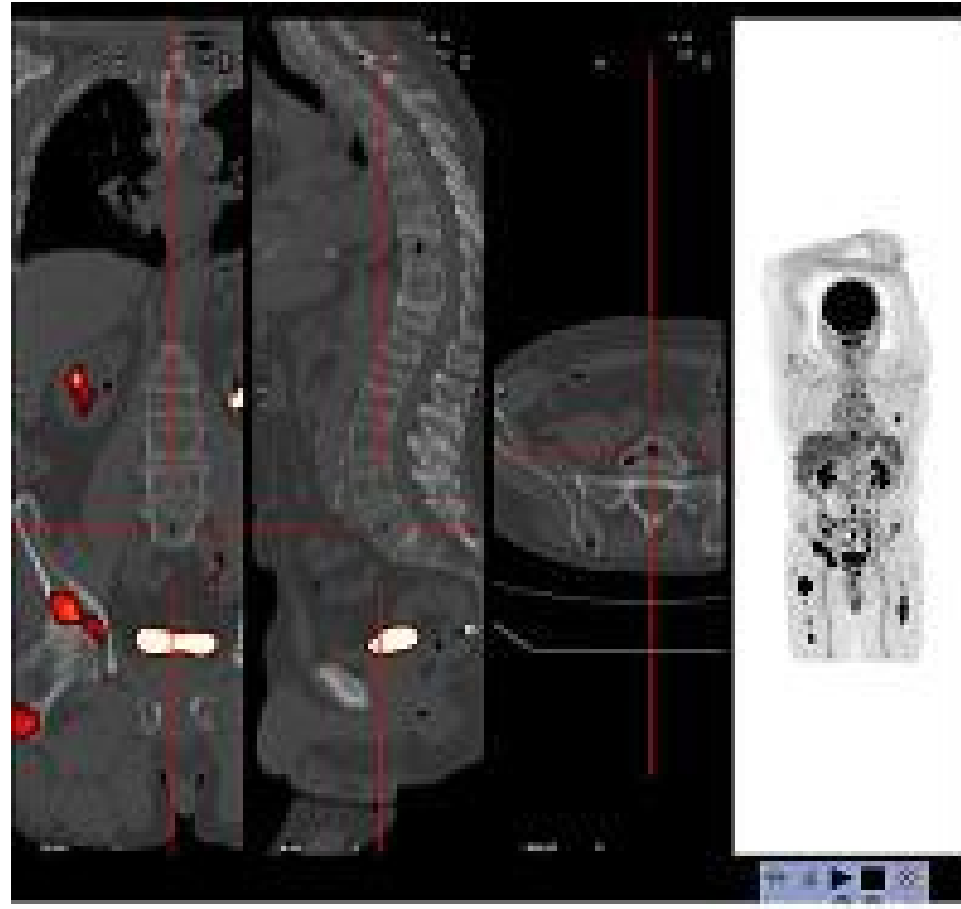
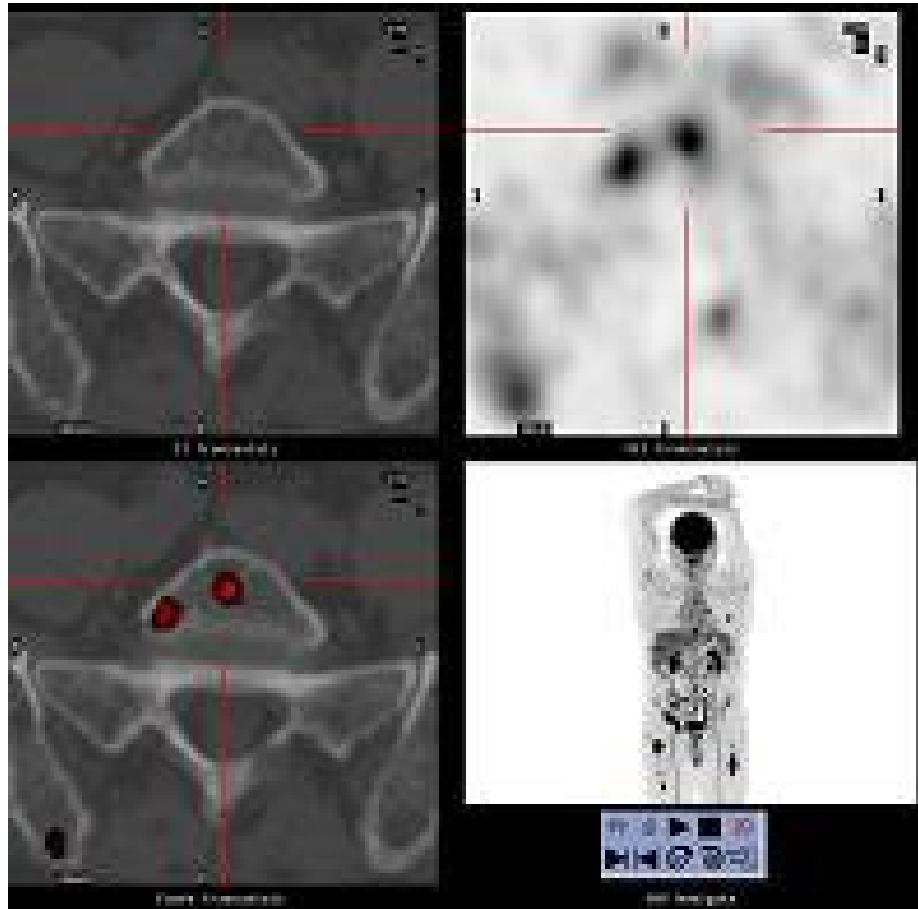
# Le PET-Scan

Nodule pulmonaire négatif au PET-scan : valeur prédictive négative



# Le PET-Scan

## Myélome



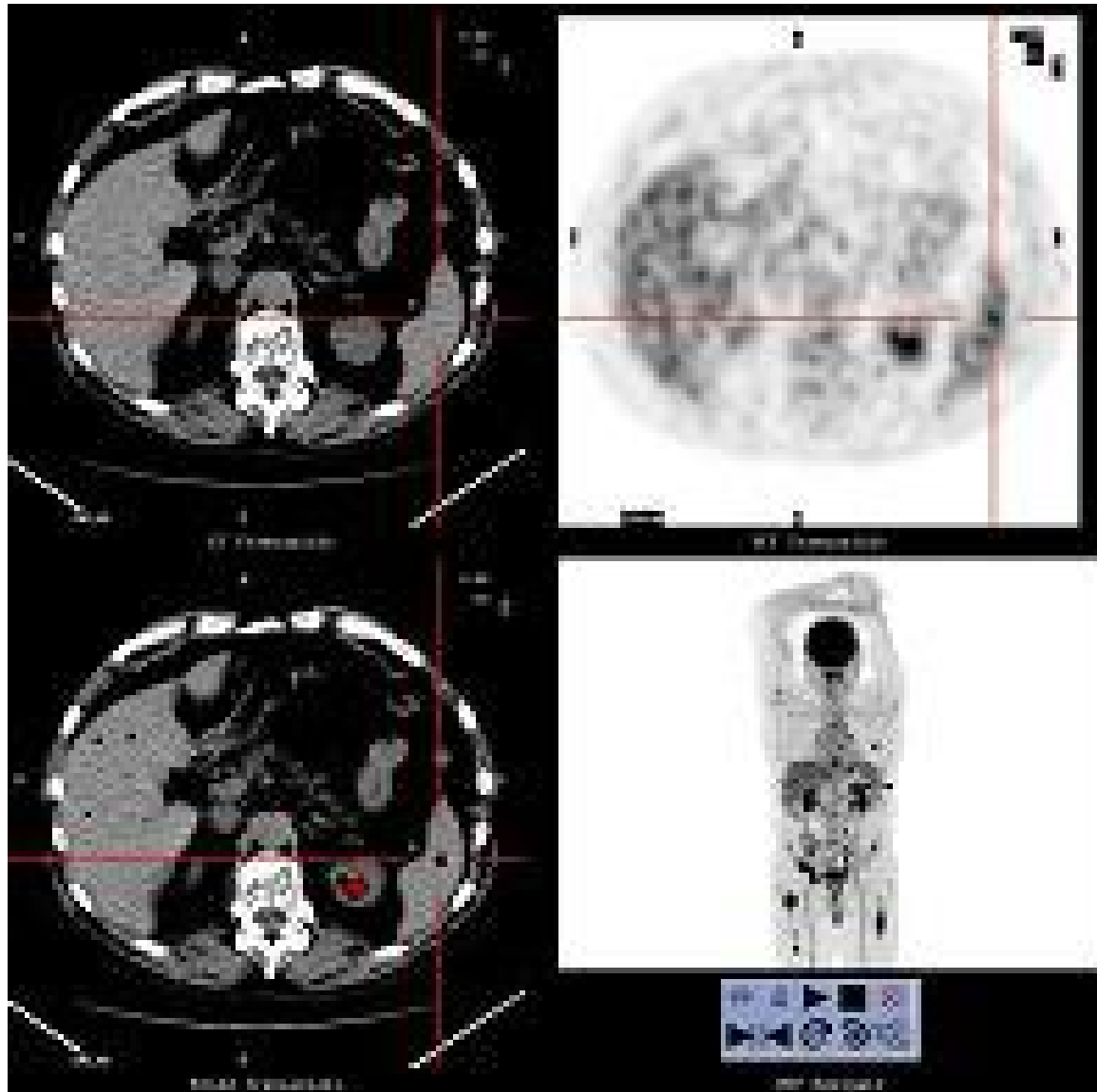
# Le PET-Scan

## Myélome



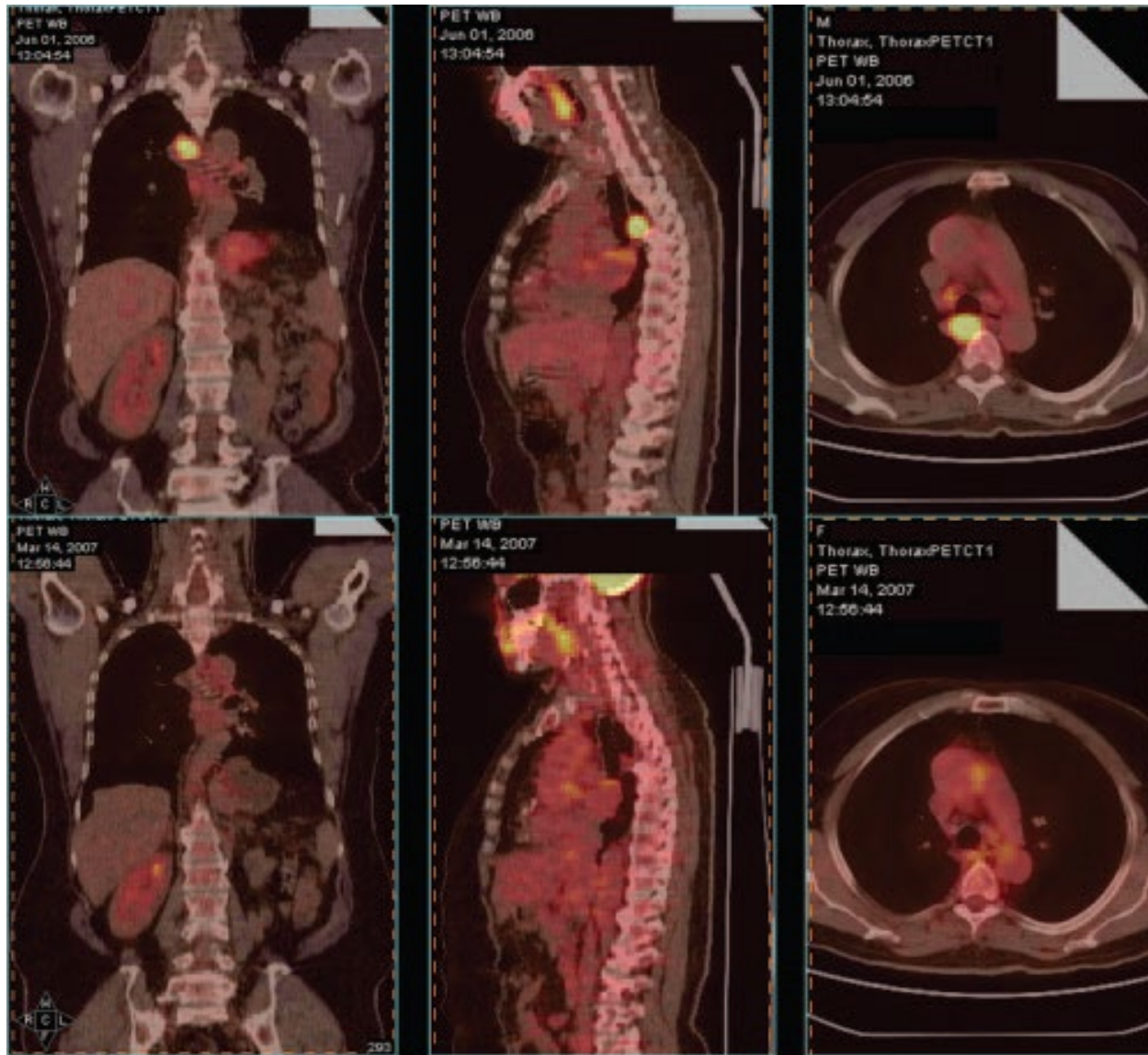
# Le PET-Scan

## Myélome



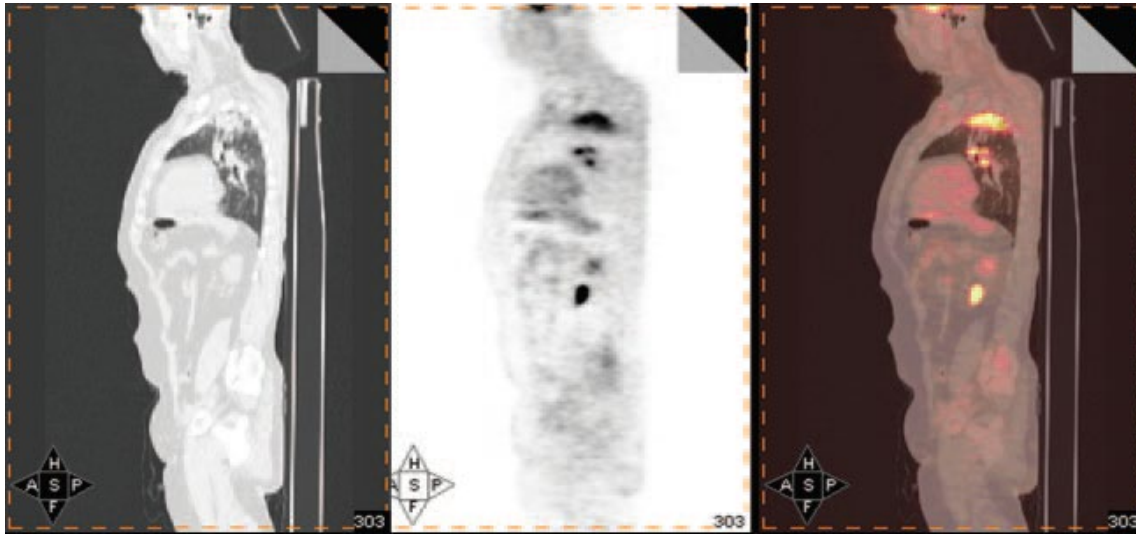


# Le PET-Scan

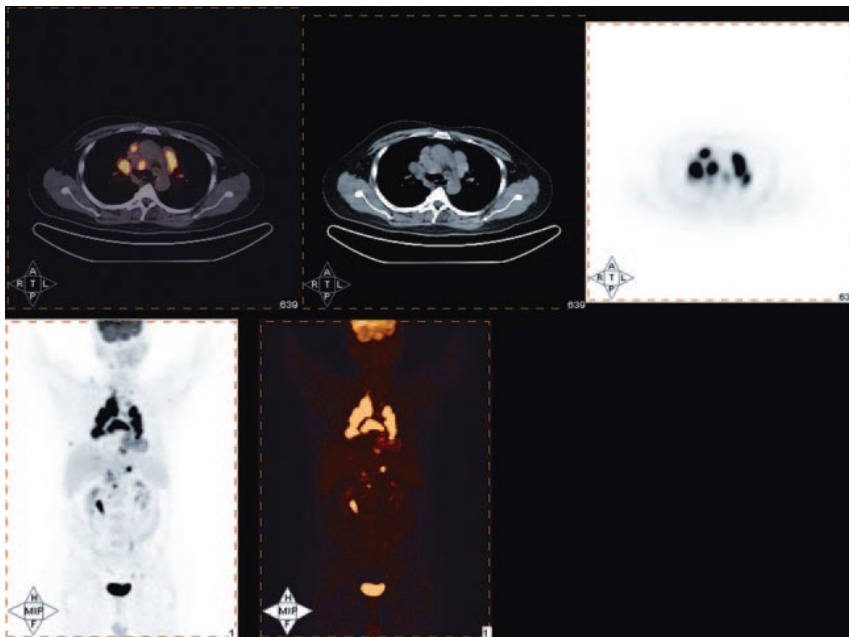


FDG-PET : Tuberculose, avant et après traitement

# Le PET-Scan

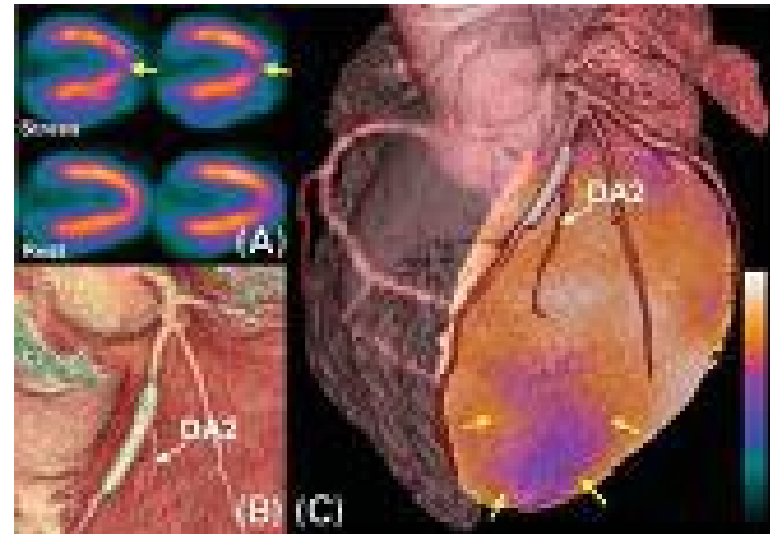
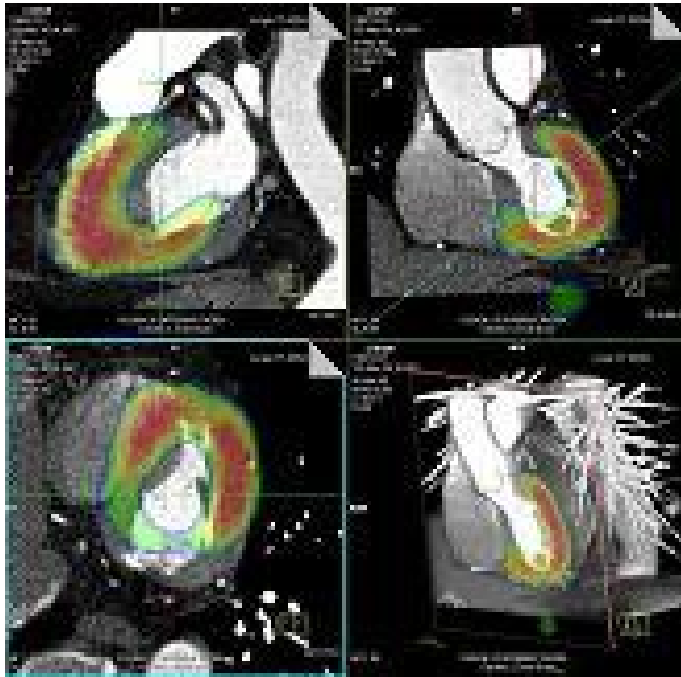


FDG-PET : Tuberculose

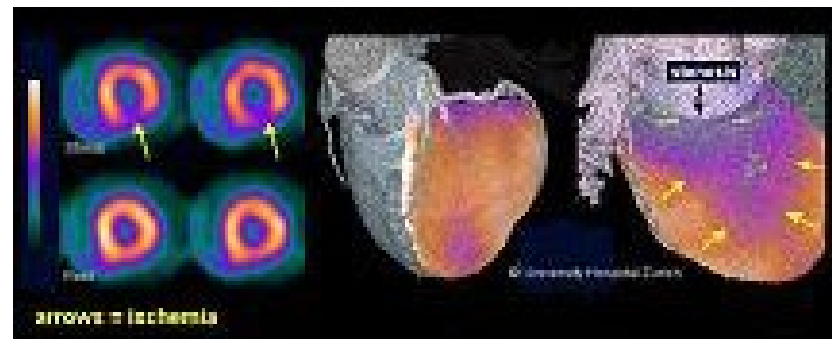


FDG-PET : sarcoïdose

# L'avenir du PET-Scan



**SPECT-CT fusion imaging integrating anatomy and perfusion.**  
Gaemperli O., Schepis T, Kaufman PA, *Eur Heart J.*, 2006 Jun 7.  
Cardiovascular Center, University Hospital Zurich



## II.7 Dangers et précautions

- Période effective d'élimination,  $T_e$  :

$$\frac{1}{T_e} = \frac{1}{T_B} + \frac{1}{T}$$

$T_B$  : période d'élimination biologique du traceur

$T$  : période radioactive du traceur

- Irradiation non homogène
- Irradiation de certains organes très importante
- Irradiation proportionnelle à l'activité injectée
- ↪ Activité injectée la plus faible possible en restant compatible avec la qualité des images
- ↪ Intérêt des marqueurs de période courte

## A. Pour le patient

- Examens contre-indiqués chez la femme enceinte ou allaitant
  - ↳ examens pratiqués chez la femme en première partie du cycle menstruel ou si on a la preuve de l'absence de grossesse
- Examens pouvant être pratiqués chez l'enfant mais encore plus que chez l'adulte peser les retombées de l'examen et l'existence d'autres modalités
- Pour certains examens prise d'iode non radioactif pour saturer la captation thyroïdienne
- Attente du patient dans un local spécial

## B. Pour le personnel

Personnel de catégorie A (*Cf. Cours de G. Mekhloufi*)

- Port de dosimètres
- Contrôle des urines
- Utilisation d'enceintes de protection, de gants, de cache-seringues plombés

# Chapitre 3

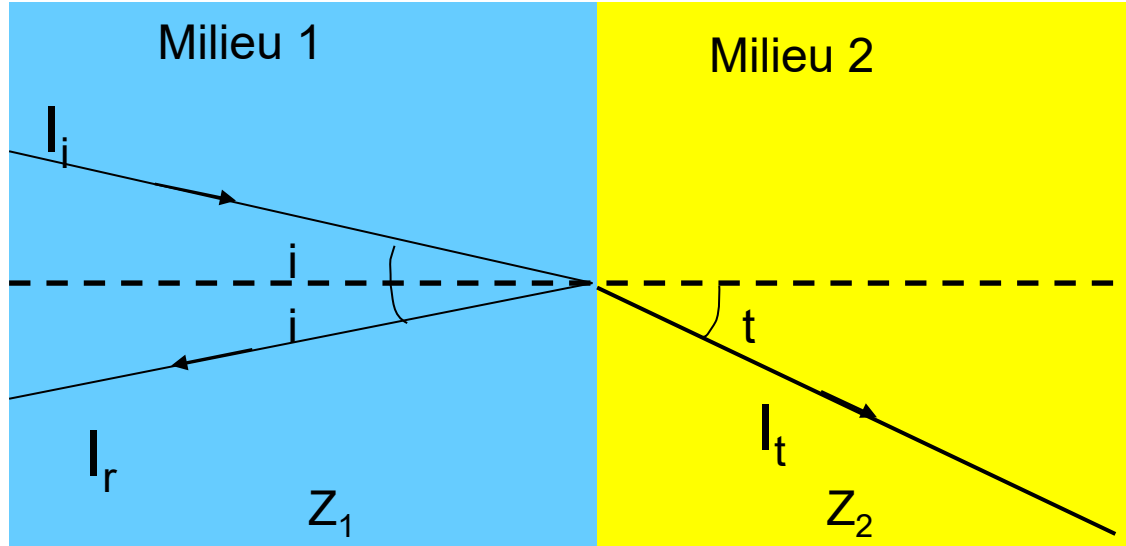
## Techniques d'imagerie utilisant des ultrasons (échographie et Doppler)

L'imagerie ultrasonore est l'une des techniques d'imagerie les plus utilisées mais aussi la plus subjective :

« une échographie ne vaut que ce que vaut l'échographiste »

# I. Propriétés physiques des ultrasons

Ultrasons  $20 \text{ kHz} < f < 20 \text{ MHz}$



$Z_1$  et  $Z_2$  : impédances  
acoustiques des milieux 1 et 2

$$Z_i = \rho_i C_i$$

$\rho_i$  : masse volumique du milieu  $i$

$C_i$  : célérité du son dans le  
milieu  $i$

$R$  : coefficient de réflexion

Conservation de l'énergie :

$$I_i = I_r + I_t$$

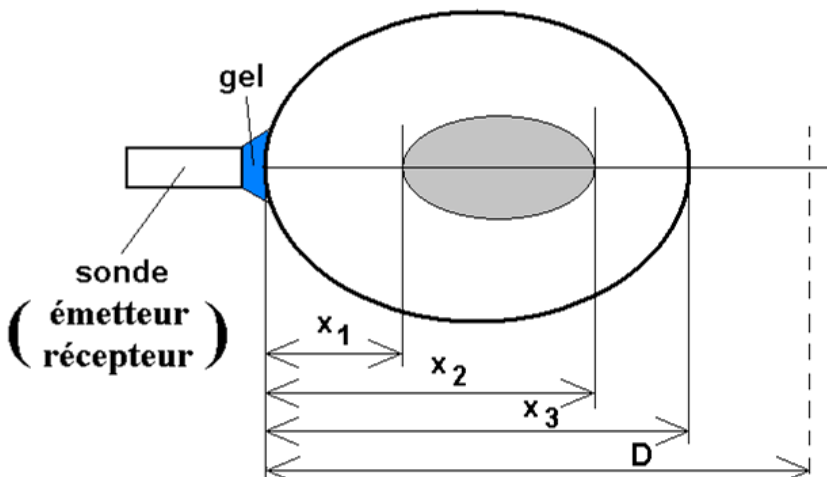
$$\frac{I_r}{I_i} = R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

$$\frac{I_t}{I_i} = 1 - R$$

➤ 1/1000 de l'énergie ultrasonore est transmise à l'interface air-tissus

↪ Nécessité d'utiliser un gel entre la sonde et la peau

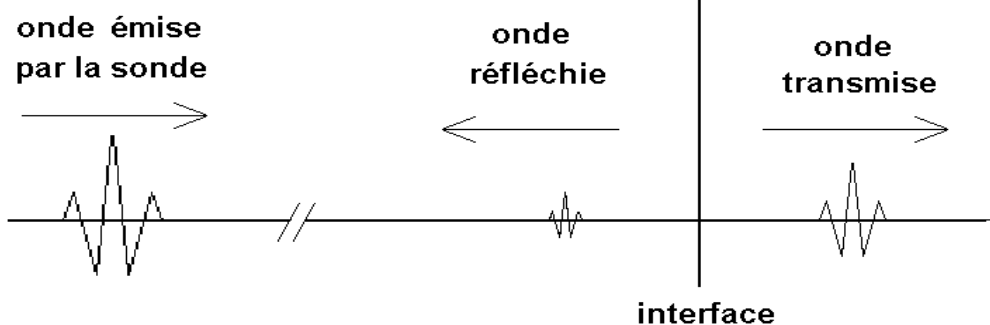
# II. Principe de l'échographie



La production et la détection des ondes US repose sur l'effet piézoélectrique

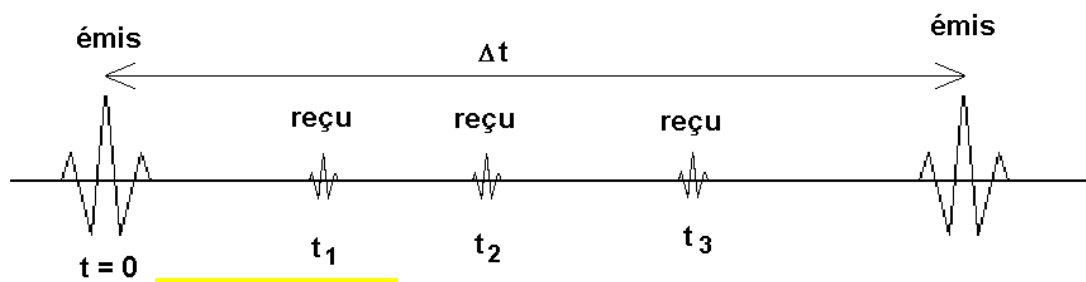
↳ Le même matériau peut servir de source d'US et de détecteur de signal réfléchi

↳ Impulsions sonores de 1 à 15 MHz



C : célérité du son

milieu	Célérité du son (m/s)
Air	343
Tissus mous	1540 (moyenne)
Os	2100-4080



$$X_i = \frac{Ct_i}{2}$$

↳ Localisation des interfaces



## Echographie 2D et 3D classiques



- Balayage de la sonde (transducteur) avec un angle fixe
- ↪ Balayage du volume plan par plan

## Echographie 3D en mode VCI (Volume Contrast Imaging)



- Méthode d'acquisition volumique : acquisition simultanée des données correspondant à plusieurs plans
- ↪ Très bon contraste



Image 2D : codage sur une échelle de gris

- noir : absence d'écho (exemple liquides purs)
- les tissus apparaissent d'autant plus clairs qu'ils sont plus échogènes

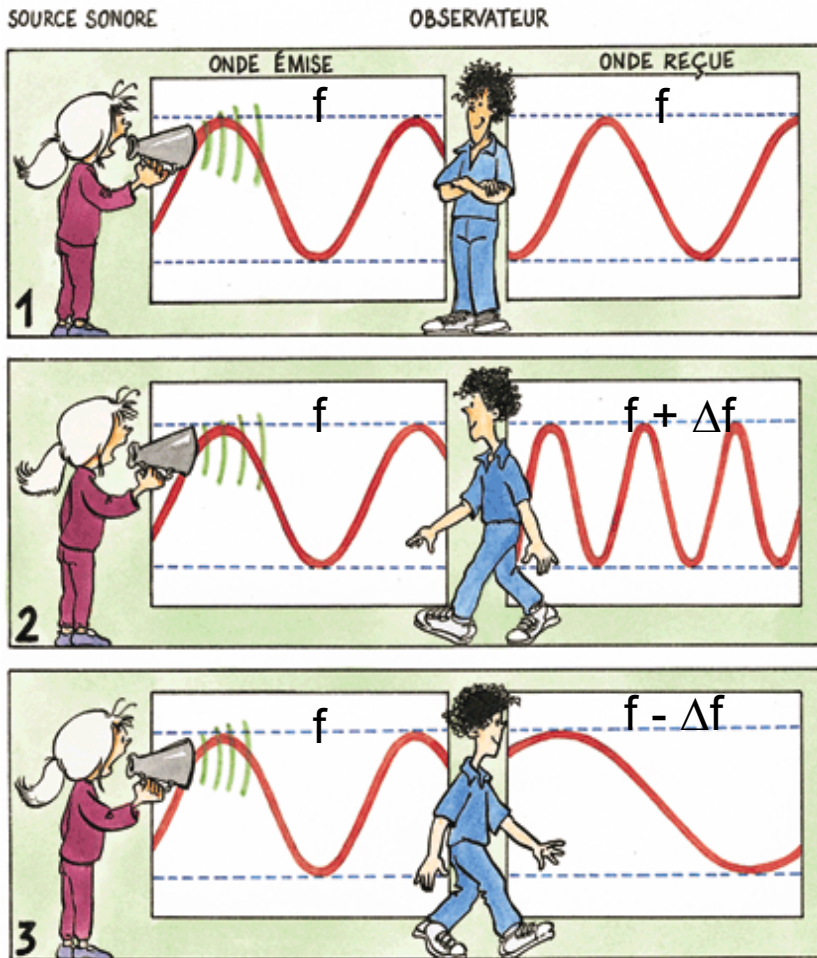


Résolution spatiale : de l'ordre de  $50 \mu\text{m}$

Résolution temporelle : de l'ordre de quelques ms

# III. Principe de l'échographie Doppler

## L'effet Doppler dans la vie quotidienne



Source immobile et observateur immobile

↳ l'observateur reçoit un son de fréquence inchangée

Source immobile et observateur se rapprochant de la source

↳ l'observateur reçoit un son de fréquence plus élevée (plus aigu)

Source immobile et observateur s'éloignant de la source

↳ l'observateur reçoit un son de fréquence plus faible (plus grave)

D'après JP Benot (CNES) et B. Nicolas (illustration)

↳ L'analyse des différences de fréquence permet de remonter à la vitesse de déplacement

# L'échographie Doppler

- Globules rouges = obstacles mobiles
- La sonde Doppler recueille un écho dont la fréquence est différente de la fréquence d'émission
- ↪ Calcul de la vitesse et de la direction des globules rouges

## A. Doppler continu

- Emission et détection des US en continu par la sonde
- ↪ Spectre de vitesses
- ↪ Le signal alimente un haut parleur

## B. Doppler pulsé

- Emission et détection de brèves impulsions US par la sonde
- Codage couleur des flux sanguins :

 flux qui s'approchent de la sonde

 flux qui s'éloignent de la sonde

- ↪ Visualisation directe des flux sanguins qui se superposent à l'image en échographie 2D en échelle de gris <sup>84</sup>

# IV. Danger de l'imagerie ultrasonore

- Les ultrasons ne sont pas ionisants
- Dissipation thermique dans les tissus mais pendant l'examen échauffement local négligeable
- Effet de cavitation pour des intensités très supérieures à celles utilisées en imagerie
- Pas d'effet cancérigène ou tératogène connus
  - ↳ Examen considéré comme d'une "totale" innocuité
  - ↳ Largement utilisé en obstétrique pour le suivi de la grossesse et le diagnostic prénatal des anomalies

# V. Exemples d'applications médicales

# Chapitre 4

## Technique d'imagerie utilisant de la lumière

(OCT : tomographie par cohérence optique)

# I. Principe de l'OCT

- L'OCT est analogue à l'imagerie ultrasonore si ce n'est qu'elle utilise des ondes lumineuses à la place d'ondes sonores.
- La vitesse de la lumière est très élevée  $\Rightarrow$  le temps pour obtenir l'écho ne peut pas être mesuré directement.

↳ Utilisation de l'interférométrie de faible cohérence (interféromètre de Michelson)

↳ Utilisation de longueurs d'onde dans le proche IR pour limiter la diffusion

$\lambda \approx 800 \text{ nm}$        $\lambda \approx 1300 \text{ nm}$        $\Rightarrow$  rayonnements non-ionisants

↳ Profondeur de pénétration 2-3 mm (comparable aux profondeurs auxquelles sont réalisées les biopsies) mais plus faible que celle des ultra-sons

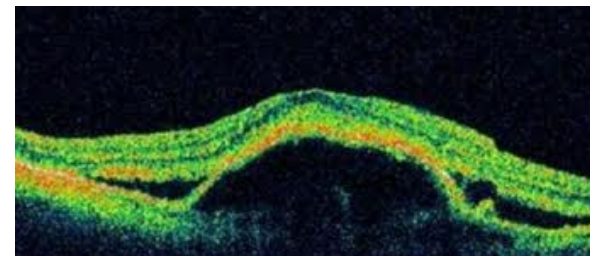
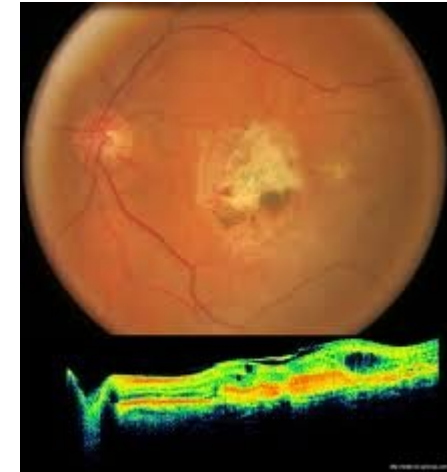
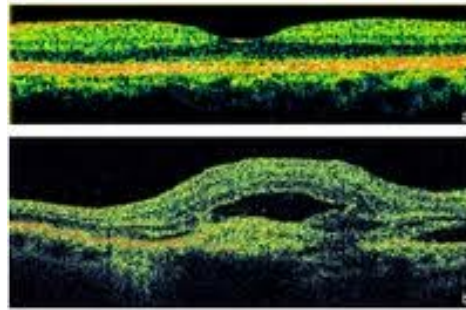
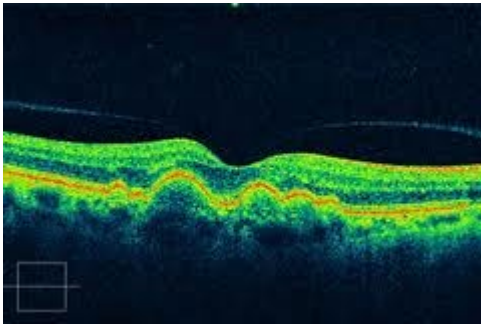
Résolution spatiale : de l'ordre de 1 à 15  $\mu\text{m}$

Résolution temporelle : de l'ordre de quelques ms

# II. Exemples d'applications médicales

## La tomographie par cohérence optique (OCT)

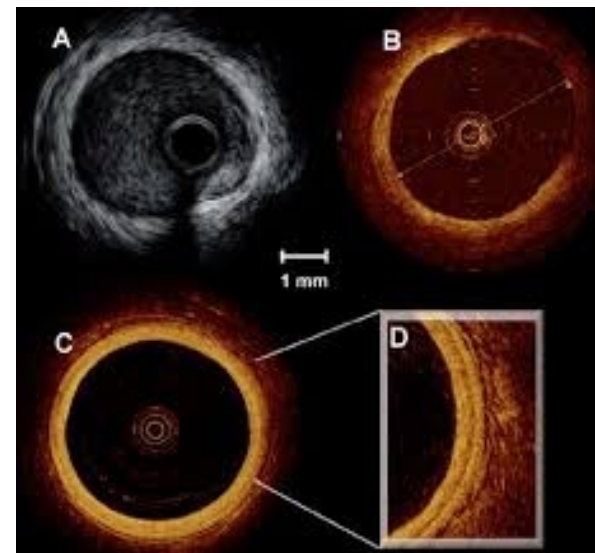
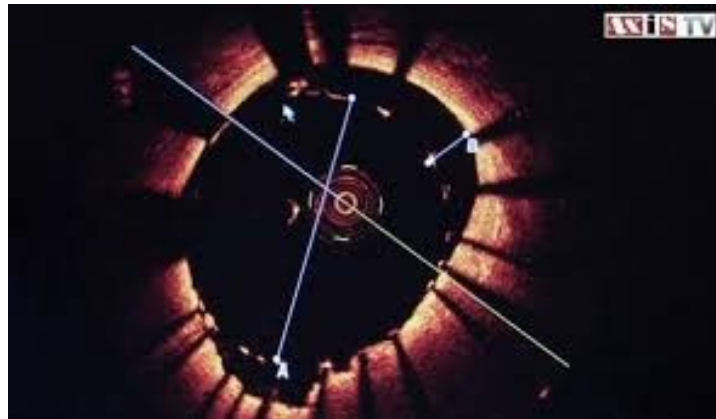
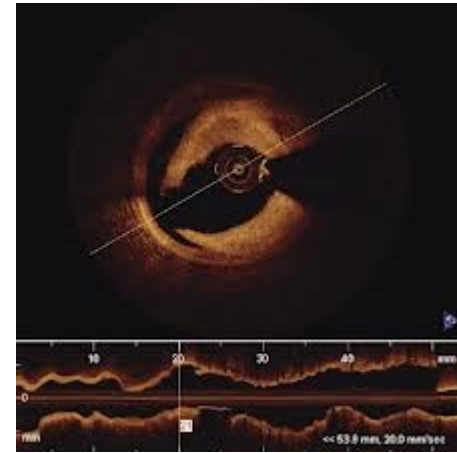
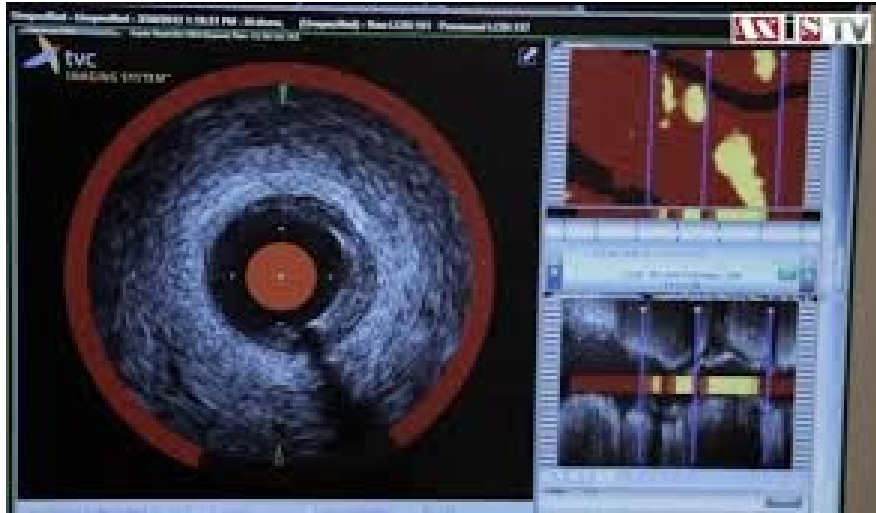
### Pathologie oculaire (DMLA)





# La tomographie par cohérence optique (OCT)

## Pathologie coronarienne



# Chapitre V

## Techniques d'imagerie utilisant des radiofréquences (IRM)

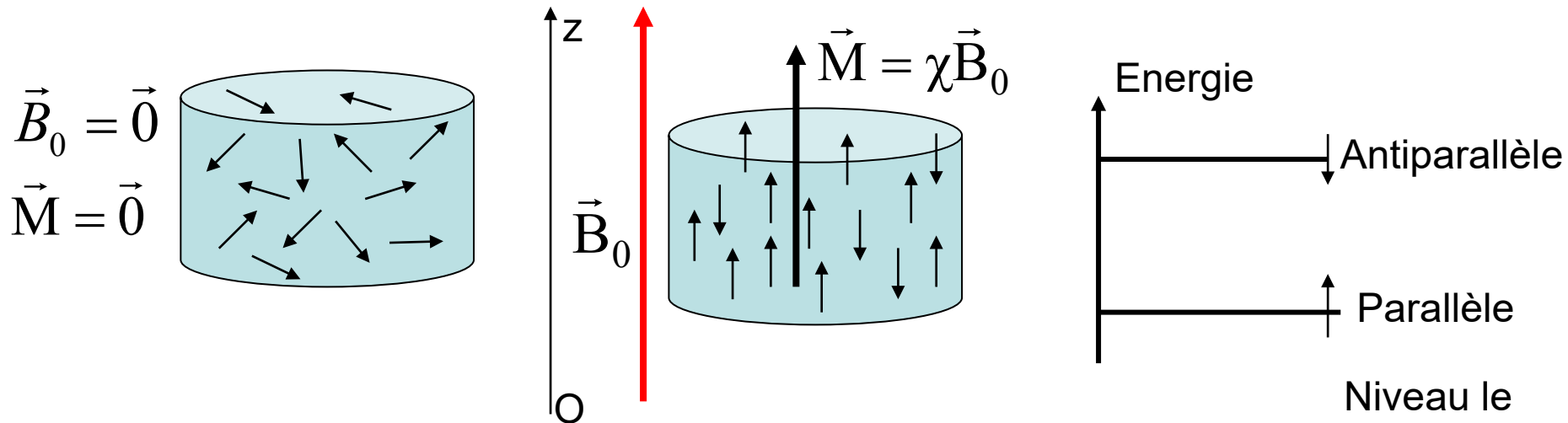
# I. Phénomène de résonance magnétique et paramètres physiques importants

Les noyaux des atomes sont caractérisés par leur nombre quantique de spin  $I$ .

Si  $I \neq 0$ , le noyau possède un moment magnétique.

Exemples :  $^1\text{H}$ ,  $^{31}\text{P}$ ,  $^{19}\text{F}$ ,  $^{13}\text{C}$ ,  $^{23}\text{Na}$

En imagerie médicale on utilise essentiellement  $^1\text{H}$



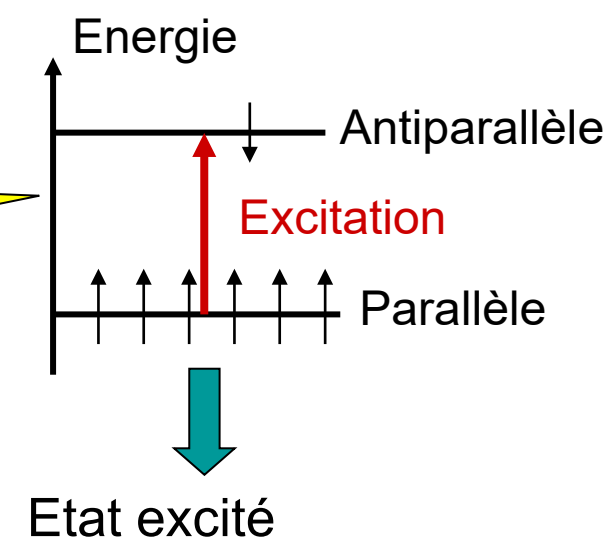
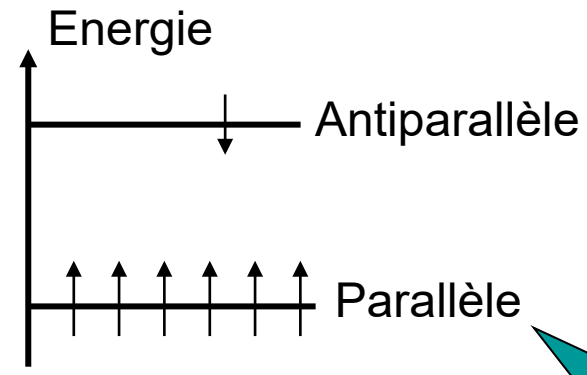
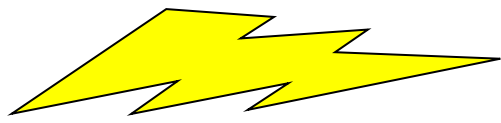
$\vec{M}$  : aimantation macroscopique

$\chi$  : susceptibilité magnétique du milieu

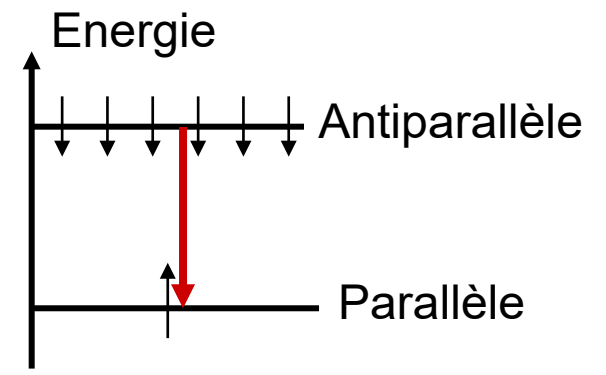
En présence de  $\vec{B}_0$

$\vec{B}_0$  + champ de radiofréquences  
(fréquence de résonance de Larmor

$$\nu_0 = \frac{\gamma}{2\pi} B_0$$



Retour à l'équilibre



↳ On mesure le retour à l'équilibre de l'aimantation

## Retour à l'équilibre de l'aimantation macroscopique

Suivant l'axe Oz (// à  $\vec{B}_0$ )

$$M_z(t) = M_0 \left( 1 - \exp\left(-\frac{t}{T_1}\right) \right)$$

$T_1$  : temps de relaxation spin-réseau ou temps de relaxation longitudinal

Relaxation avec échanges d'énergie avec l'extérieur ou réseau

transfert d'énergie sous forme thermique avec les molécules environnantes

Dépend en particulier de la viscosité du milieu

Dans le plan perpendiculaire à  $\vec{B}_0$

$$M_{xy}(t) = M_0 \exp\left(-\frac{t}{T_2}\right)$$

$T_2$  : temps de relaxation spin-spin ou temps de relaxation transverse

Relaxation sans échange d'énergie avec l'extérieur

Dépend de l'environnement moléculaire et de la mobilité des protons

➤ IRM : protocole d'impulsions de radiofréquences précis

↳ Suivi de l'aimantation

➤ Influence de 3 paramètres fondamentaux :

$\rho$  : nombre de noyaux d'hydrogène par unité de volume  
(approximativement proportionnel au contenu en eau)

$T_1$  : temps de relaxation spin-réseau

$T_2$  : temps de relaxation spin-spin

➤ Les valeurs de  $T_1$  et  $T_2$  reflètent l'organisation moléculaire de l'eau dans les tissus.

Tissus	$T_1$ (ms) B = 1 T	$T_2$ (ms)	Teneur en eau (%)
muscles	730	50	79
foie	420	45	71
rein	590	60	81
matière blanche	680	90	84
matière grise	810	80	72

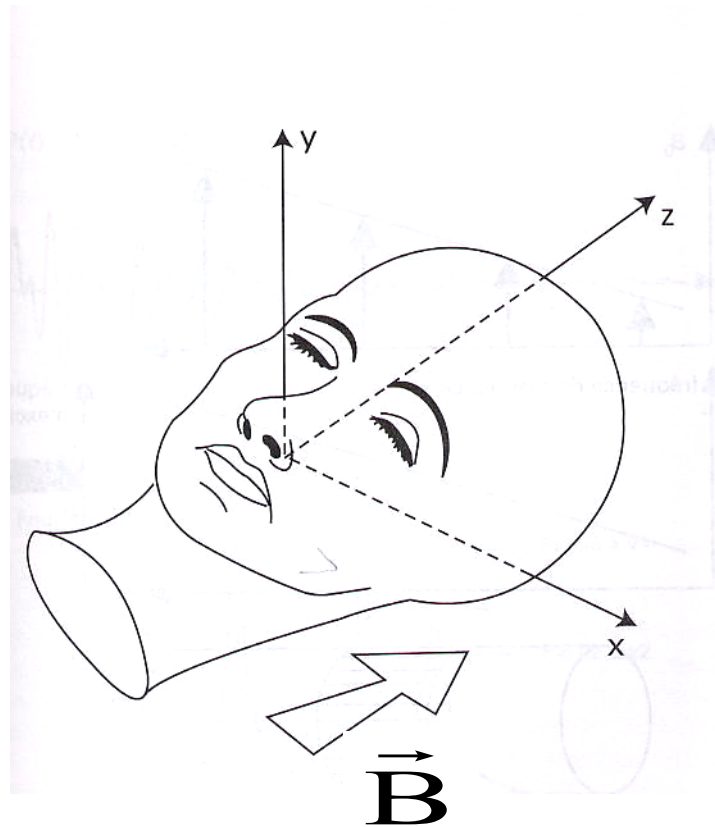
↪ Le contraste provient essentiellement des valeurs de  $T_1$  et  $T_2$

➤ Utilisation de produits de contraste

Ex : le gadolinium (7  $e^-$  non appariés, effet paramagnétique, diminution considérable de  $T_1$ )

⚠ Gadolinium libre très toxique ⇒ utilisation de complexes stables

# II. Principe et applications de l'IRM anatomique



$$\mathbf{B} = \mathbf{B}_0 + kz$$

$$\nu = \frac{\gamma}{2\pi} B$$

La fréquence de Larmor va dépendre de z

↪ Seuls entrent en résonance les protons d'un plan z parallèle à (xOy)



# IRM anatomique



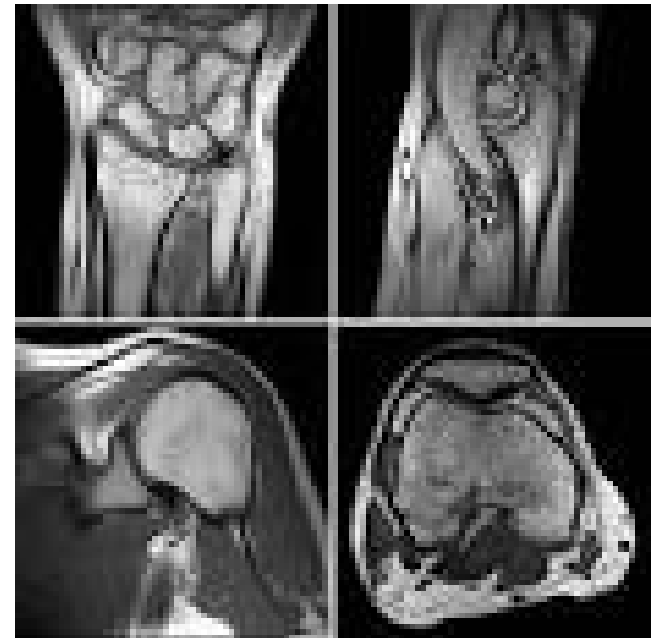
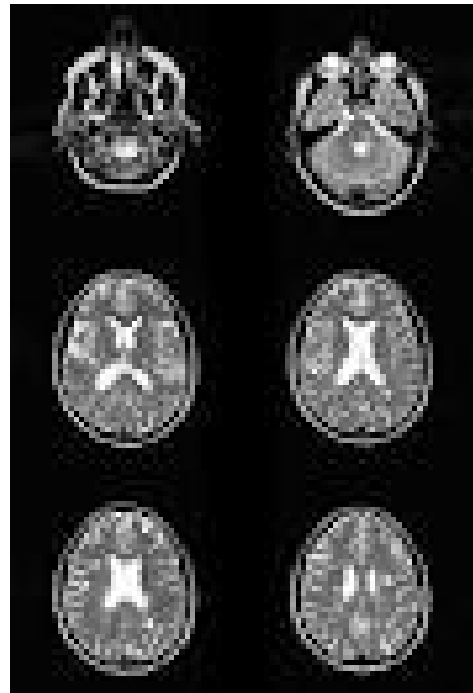
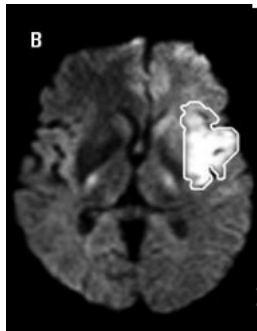
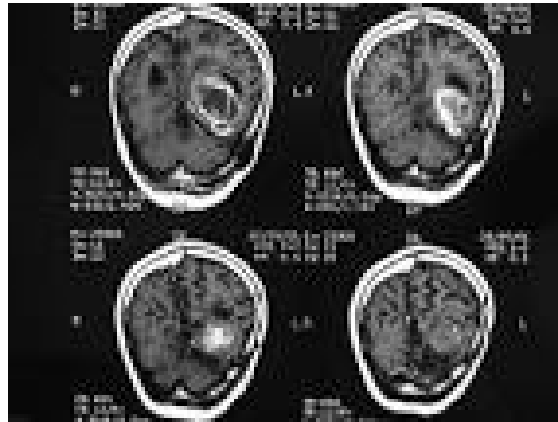
# Applications de l'IRM de diffusion (avec produit de contraste)

- L'accident ischémique cérébral a été la première application de l'imagerie de diffusion.
- Méthode la plus sensible et précoce pour le diagnostic d'accident ischémique cérébral (< 1 heure) => œdème cytotoxique ischémique.
- Permet également de dater l'évènement ischémique et de distinguer les accidents aigus et subaigus.

## Pathologie cérébrale

- Tumorale : lymphome cérébral, kystes épidermoïdes et cholestéatomes (hypersignal en diffusion).
- Infectieuse : abcès cérébraux à pyogènes (ADC diminué, permettant le diagnostic différentiel avec une tumeur nécrotique dont l'ADC est augmenté), encéphalite herpétique .
- Dégénérative : Maladie de Creutzfeldt-Jakob (aide au diagnostic précoce)
- Inflammatoire : SEP
- Traumatique

# L'IRM



## Carte 2 Nombre d'IRM par département en 2016

Guadeloupe



Martinique



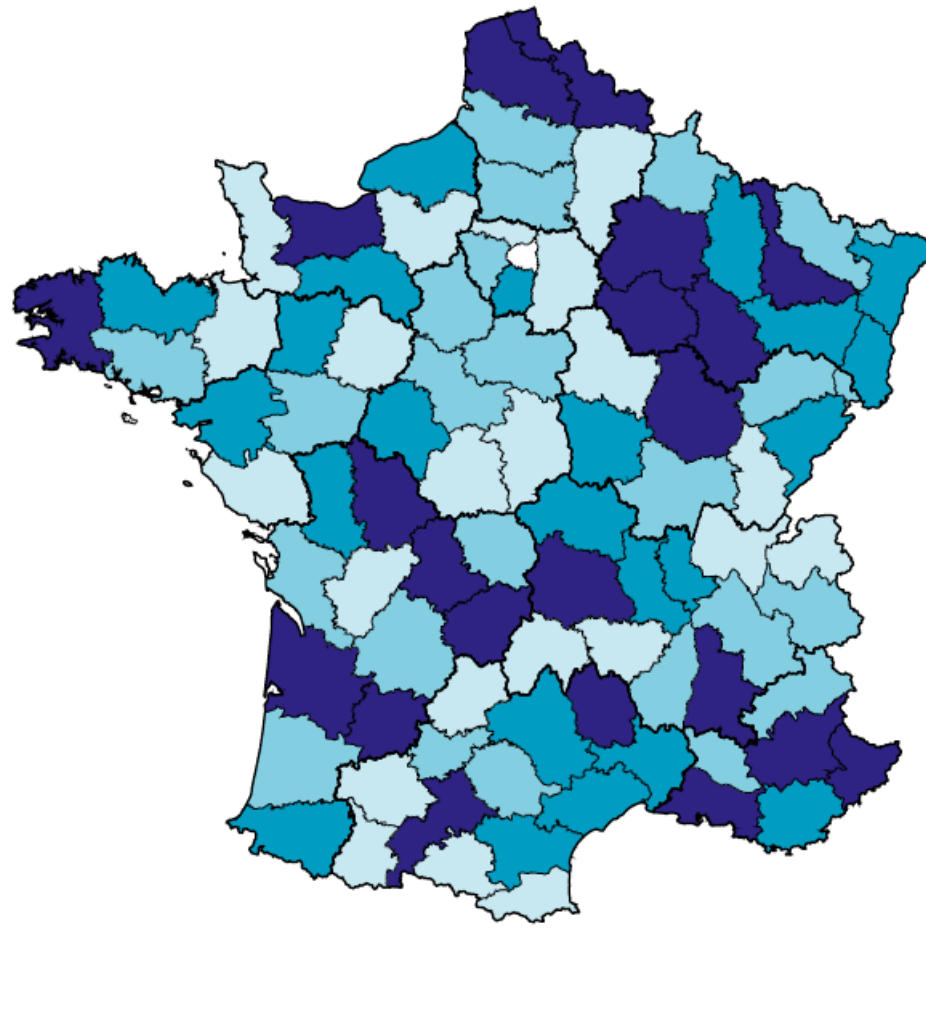
Guyane



La Réunion



Mayotte



Paris et petite couronne



Pour 200 000 habitants

[ 0,5 ; 1,4 [

[ 1,4 ; 1,9 [

[ 1,9 ; 2,4 [

[ 2,4 ; 3,7 ]

**Note** > Les bornes correspondent à une répartition en quartiles.

**Champ** > France métropolitaine et DROM (y compris Saint-Martin, Saint-Barthélemy et Mayotte), y compris le SSA.

**Sources** > DREES, SAE 2016, traitements DREES ; Insee, estimation de la population au 1<sup>er</sup> janvier 2016.



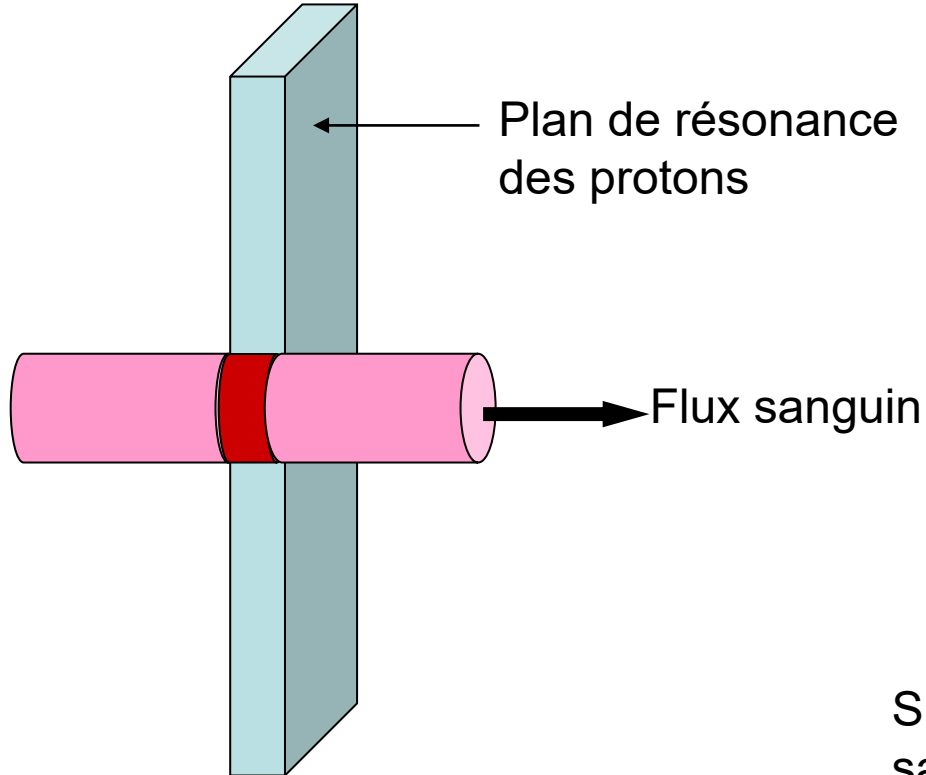
Résolution spatiale : de l'ordre du mm  
Inférieure à 100  $\mu\text{m}$  avec les IRM à haut  
champ magnétique (7-18 T)

↪ Couplage IRM – PET : IRM image anatomique , PET image fonctionnelle

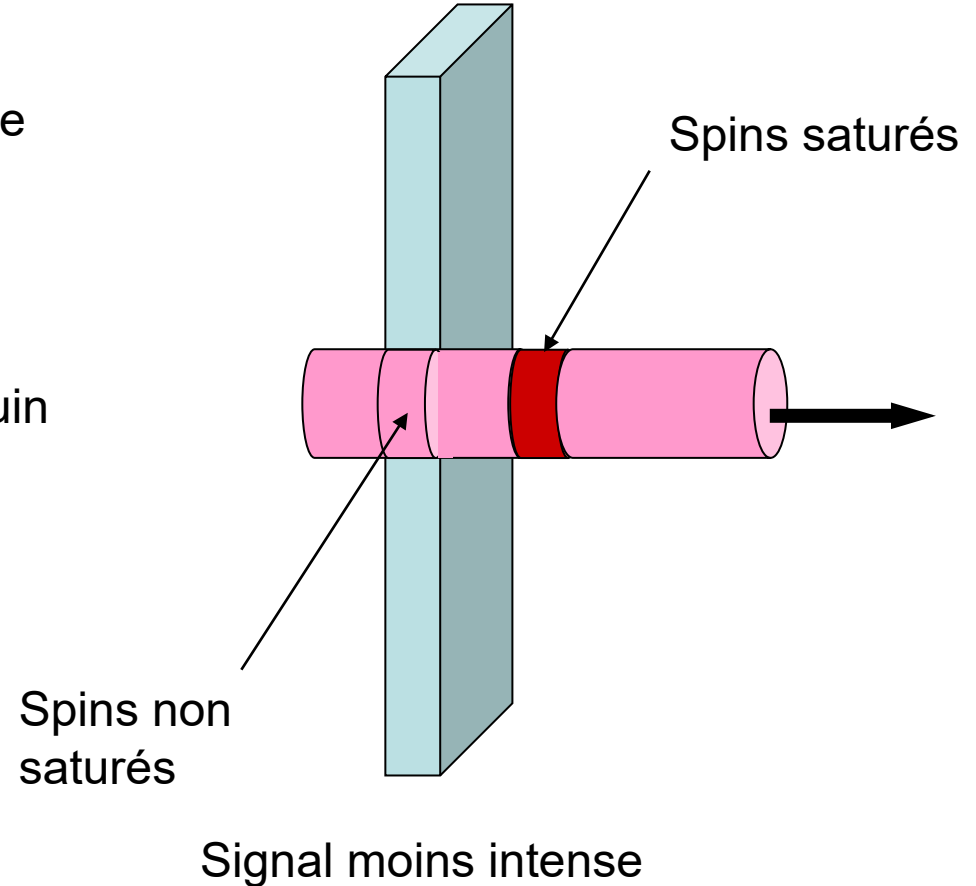
En 2021, 6 PET-IRM en France

# III. Principe et applications de l'IRM des flux

Au temps  $t$



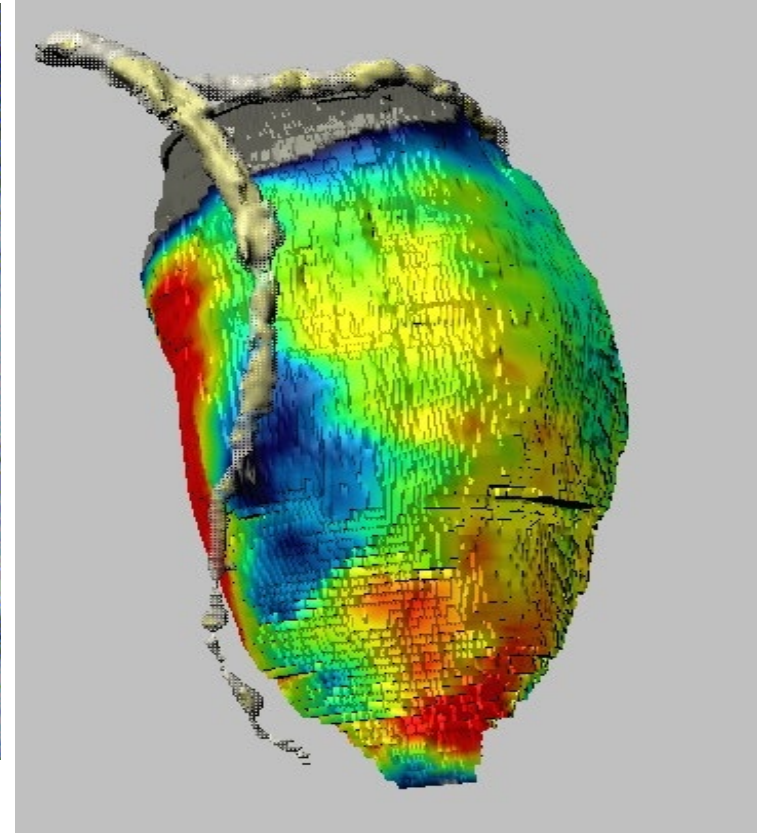
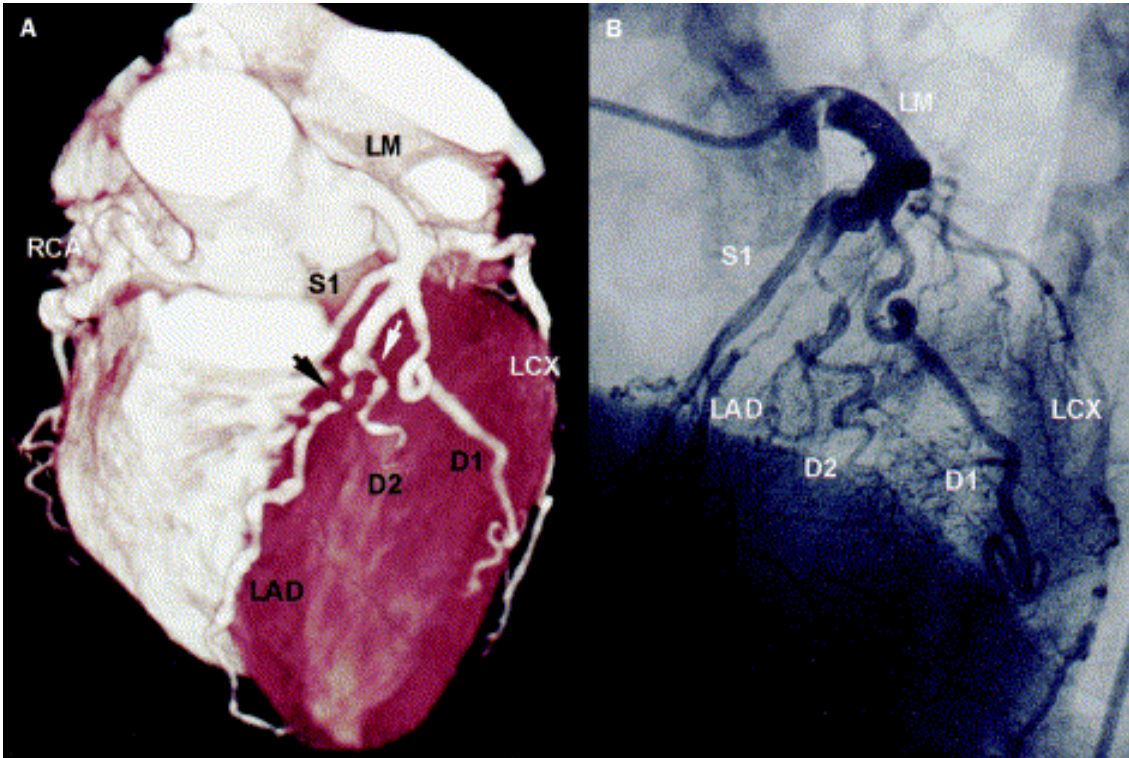
Au temps  $t + \Delta t$



↪ On peut suivre le déplacement des protons

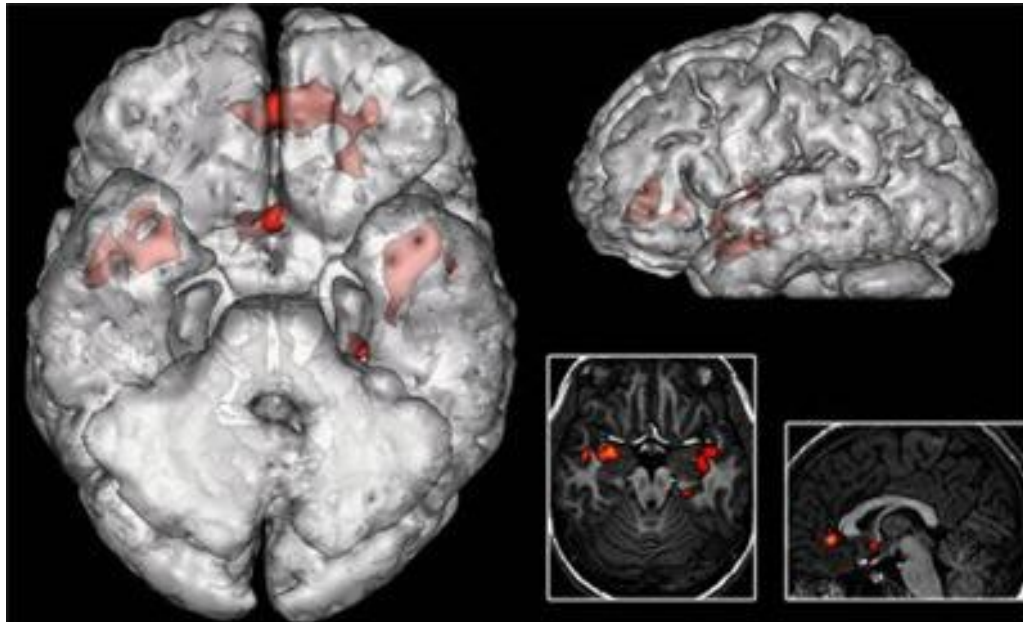
Résolution temporelle : de l'ordre de quelques ms

# En cardiologie...



# IV. Principe et application de l'IRM fonctionnelle

- Hémoglobine non oxygénée : paramagnétique  $\Rightarrow$  augmente localement  $B_0$
- Hémoglobine oxygénée : non paramagnétique
- ↪ Possibilité d'identifier les zones corticales activées



Utilisation en recherche



# V. Danger et précautions

- Rayonnement non ionisant
- Nécessité d'un environnement particulier : pas de masses métalliques en mouvement à proximité (ascenseurs, trains), cage de Faraday pour protéger contre les rayonnements électromagnétiques extérieurs
- Création de potentiels transmembranaires mais sans danger pour les champs magnétiques utilisés actuellement
- Dissipation thermique dans les tissus actuellement sans danger

# Conclusion

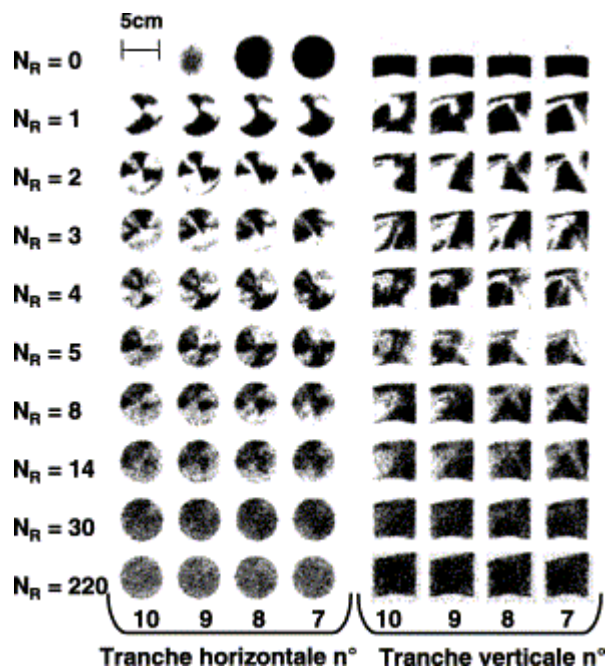
Nature du rayonnement	Technique	Grandeur visualisée	Résolution spatiale	Résolution temporelle	Imagerie fonctionnelle
Rayons X	Radiographie	Coefficient d'absorption des RX	~ 0,1 mm	~ 100 ms	non
Rayons X	Scanner X	Coefficient d'absorption des RX	~ 1 mm	~ quelques s à quelques ms	oui
Rayons $\gamma$	SPECT	Densité des molécules marquées	~ 5-10 mm	~ 1 à 40 minutes	oui
Rayons $\gamma$	PET	Densité des molécules marquées	~ 5 à 2 mm	~ 2 minutes	oui
Ultrasons	Échographie	Localisation des interfaces	~ 50 $\mu$ m	~ quelques ms	oui
Proches IR	OCT	Localisation des interfaces	~ 1 à 15 $\mu$ m	~ quelques ms	oui
Radiofréquences	IRM	Densité des atomes d'hydrogène Organisation moléculaire de l'eau	~ 1 mm ou moins	~ quelques ms	oui

- Imagerie : domaine très riche et multidisciplinaire (prix Nobel de physique, de chimie, de médecine)
- Techniques nées de découvertes de la physique fondamentale et de l'essor de l'informatique
- Aide précieuse au diagnostic médical
- "Belles images" mais attention aux artefacts et à l'interprétation
- Domaine en pleine évolution : de nouvelles techniques utilisées en recherche voient actuellement ou verront peut-être un développement dans le domaine médical
  - élasticité des tissus par imagerie ultrasonore ultra-rapide ou par IRM
  - imagerie térahertz (cancer de la peau, caries)
  - ...

Utilisation de l'intelligence artificielle

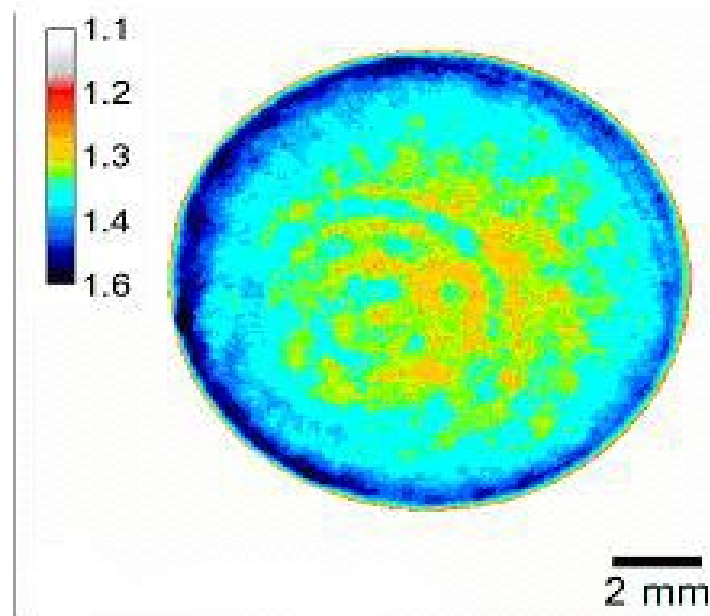
- Dans ce cours, applications médicales de l'imagerie  
Mais aussi utilisation dans d'autres domaines et en particulier en recherche :  
recherche clinique chez l'animal, recherche en pharmacotechnie...

Etude par IRM des phénomènes de mélange/ségrégation dans un mélangeur pharmaceutique



N. Sommier et *al.* 2001

Etude des hétérogénéités de densité au sein d'un comprimé par tomographie X



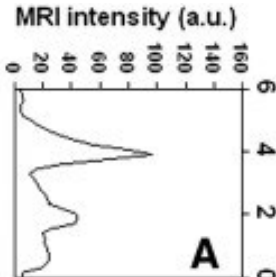
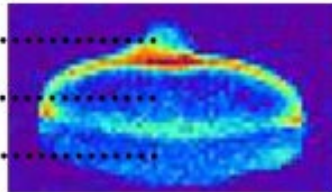
V. Busignies et *al.* 2006

# Etude par IRM du gonflement de comprimés osmotiques

MRI monitoring after

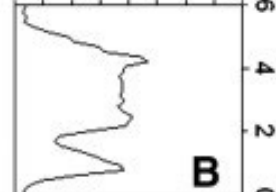
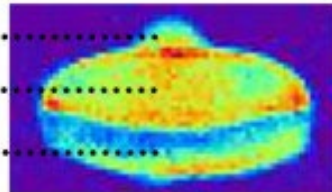
**2 hr dissolution**

Released material  
Drug layer (DL)  
Push layer (PL)



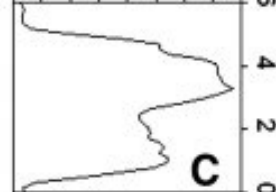
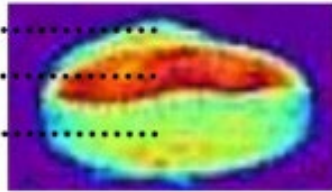
**4 hr dissolution**

Released material  
Uniformly hydrated DL  
Hydrated PL closed to membrane



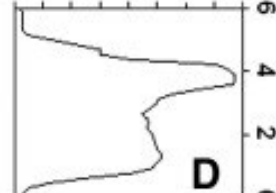
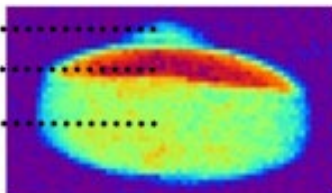
**8 hr dissolution**

Released material  
Highly hydrated DL  
Uniformly hydrated PL which swells



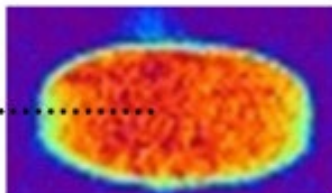
**12 hr dissolution**

Released material  
Highly hydrated DL  
Swelling of the PL



**16 hr dissolution**

Fully hydrated PL



Distance (mm)

V. Malaterre et al. 2009