

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 γ -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

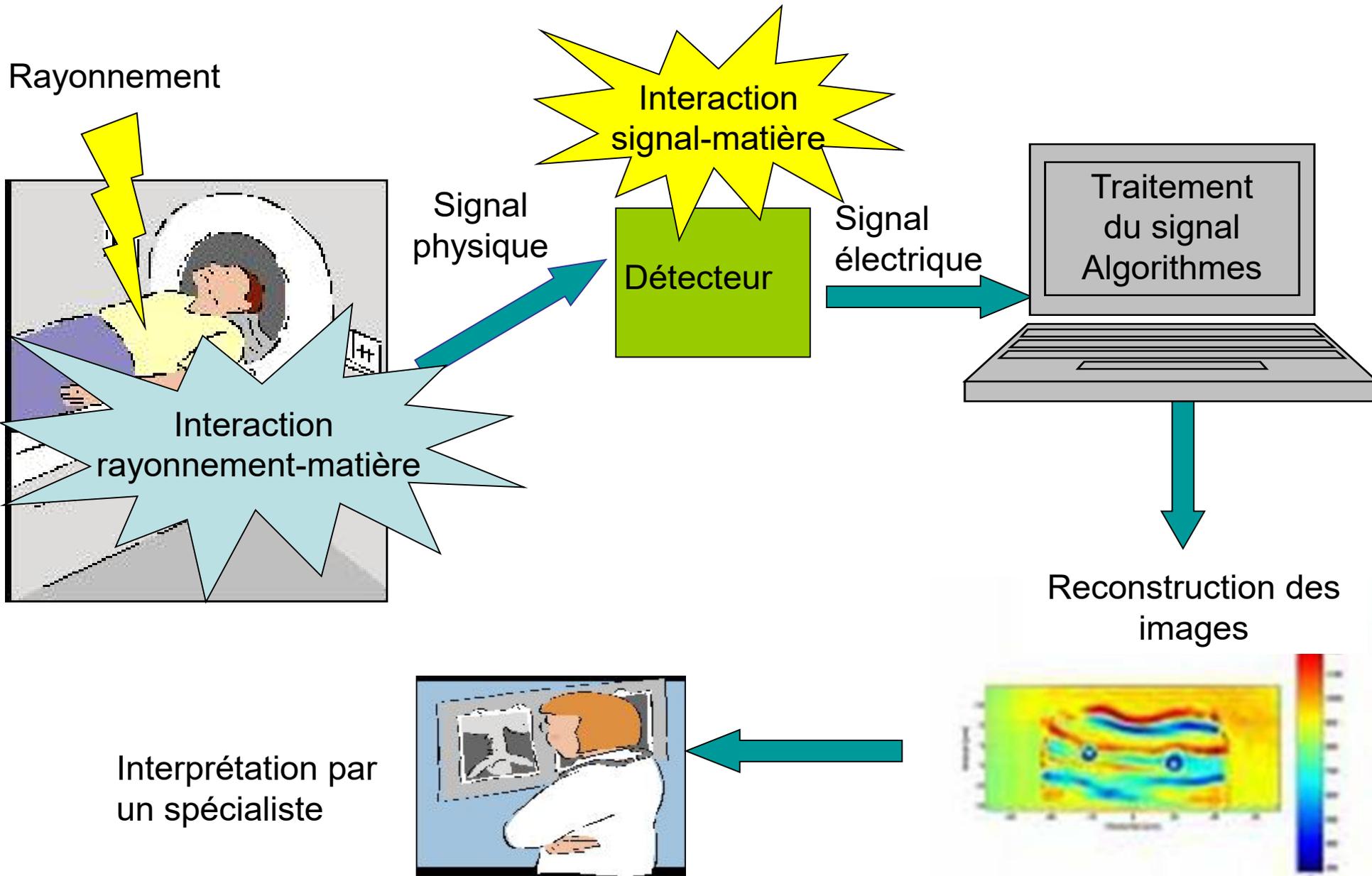
On distingue :

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

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

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

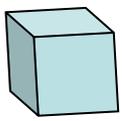
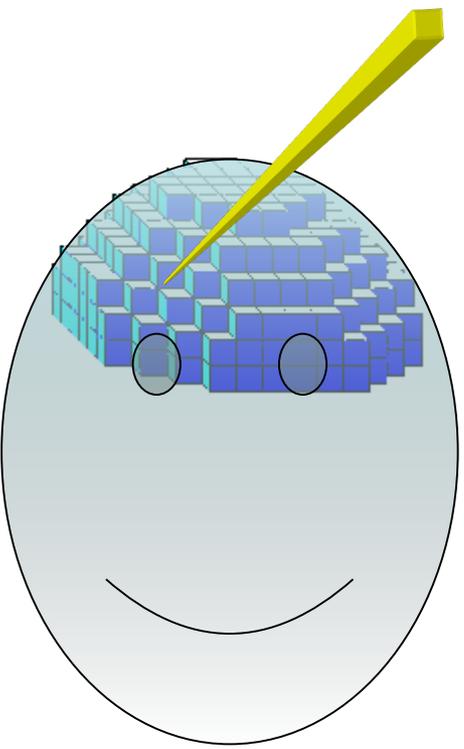
Représentation schématique du processus d'imagerie



IV. Reconstruction des images

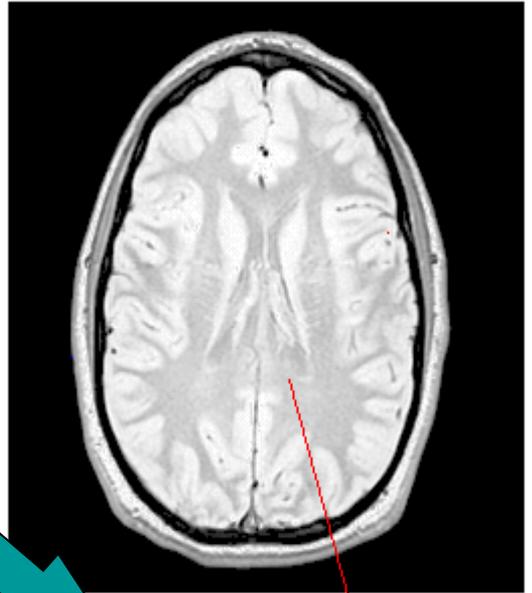
IV.1 Caractéristiques des images

- **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

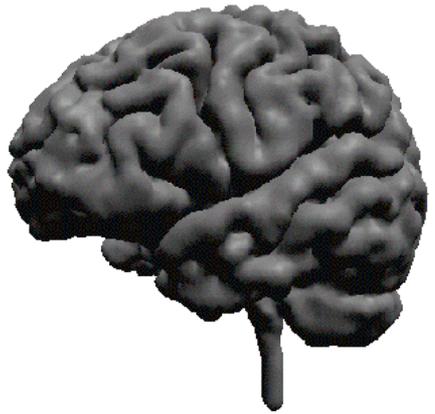
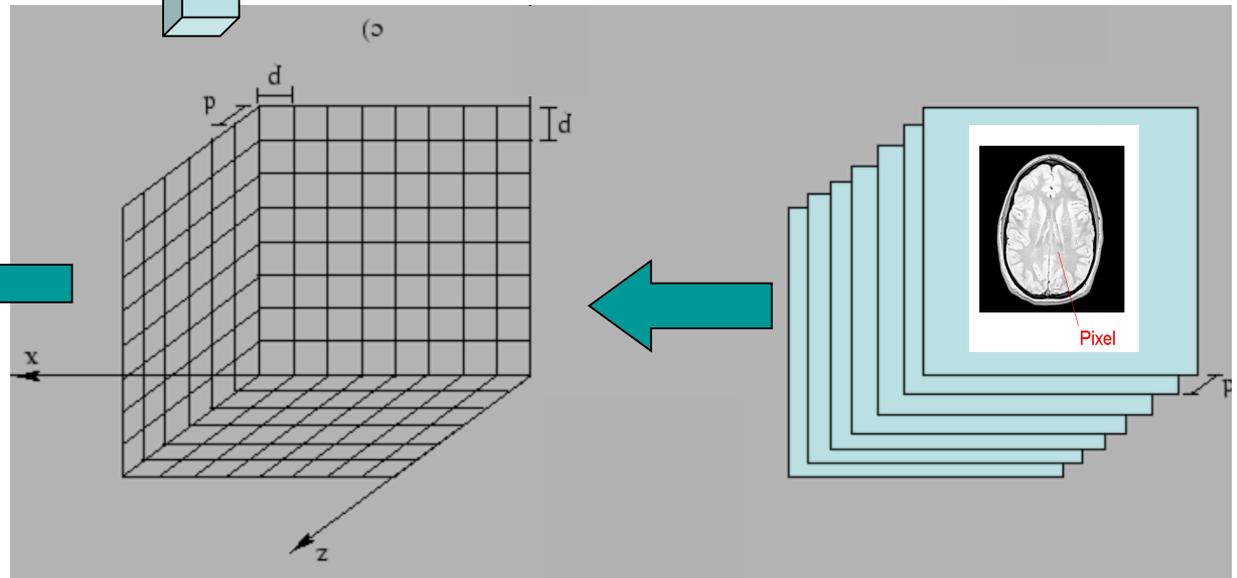
Image 2D



Pixel



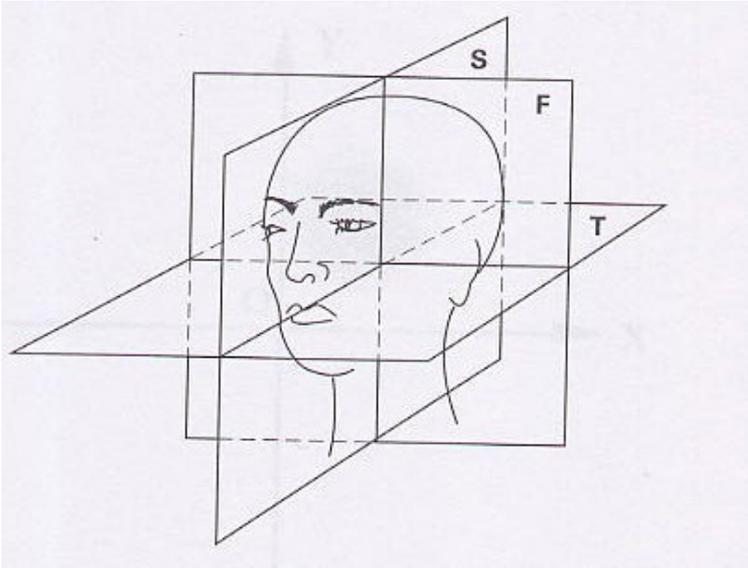
Voxel



Reconstruction 3D

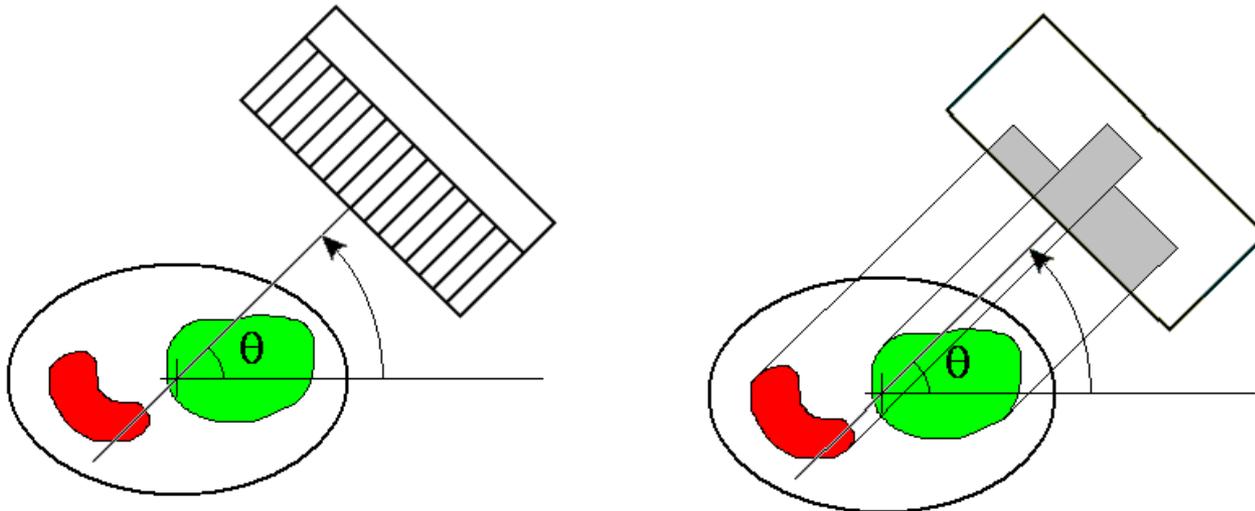
IV.2 La tomographie

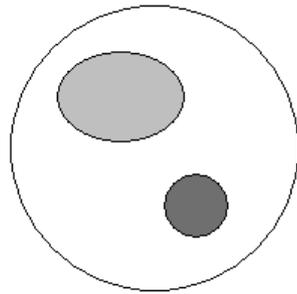
A. Les différentes coupes

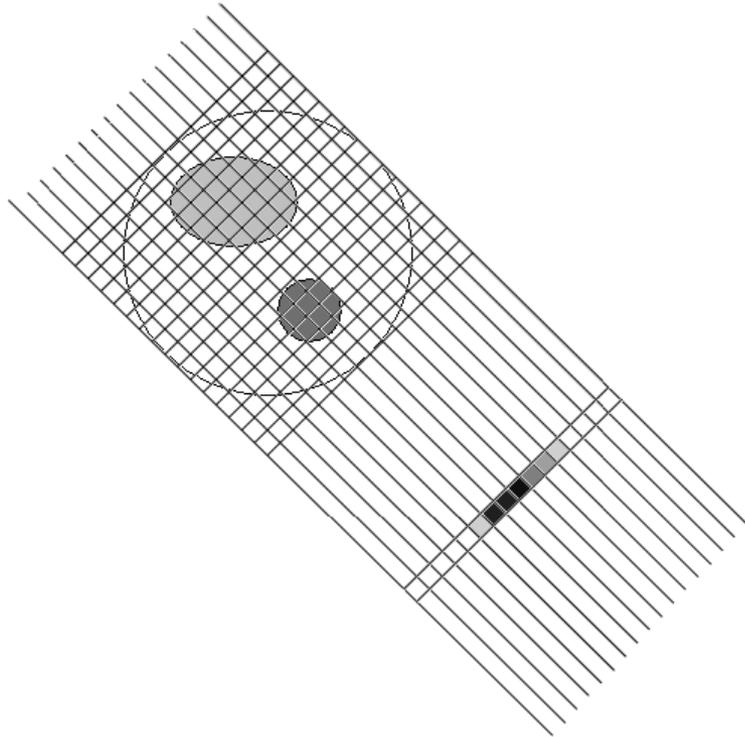


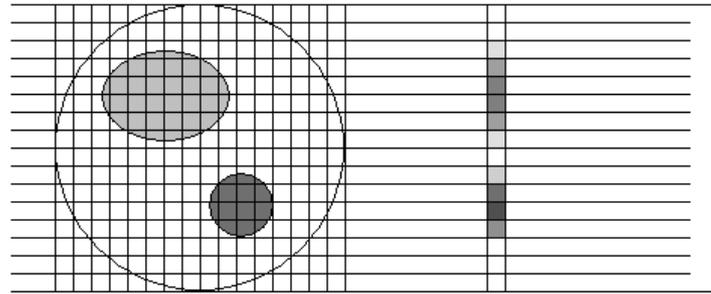
Coupes :
transversales (T)
frontales (F)
sagittales (S)

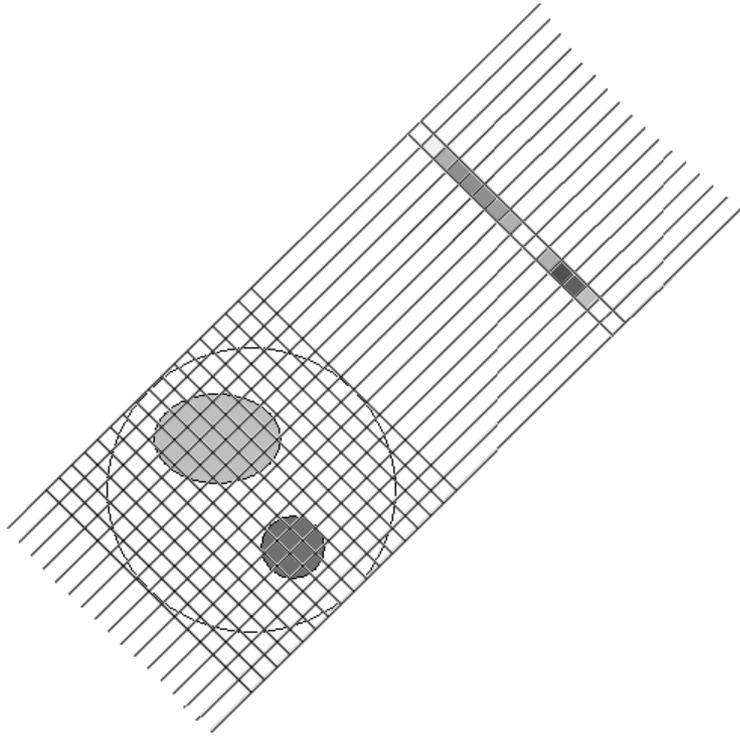
B. Reconstruction des images à partir des projections de Radon

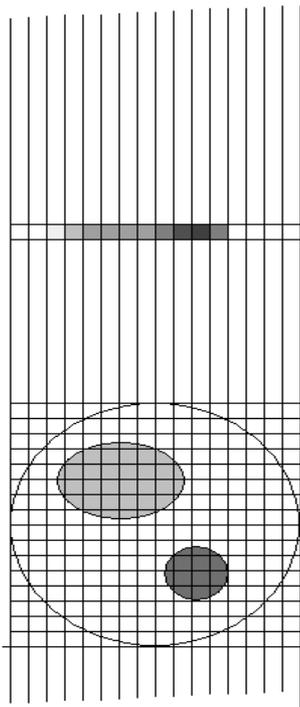


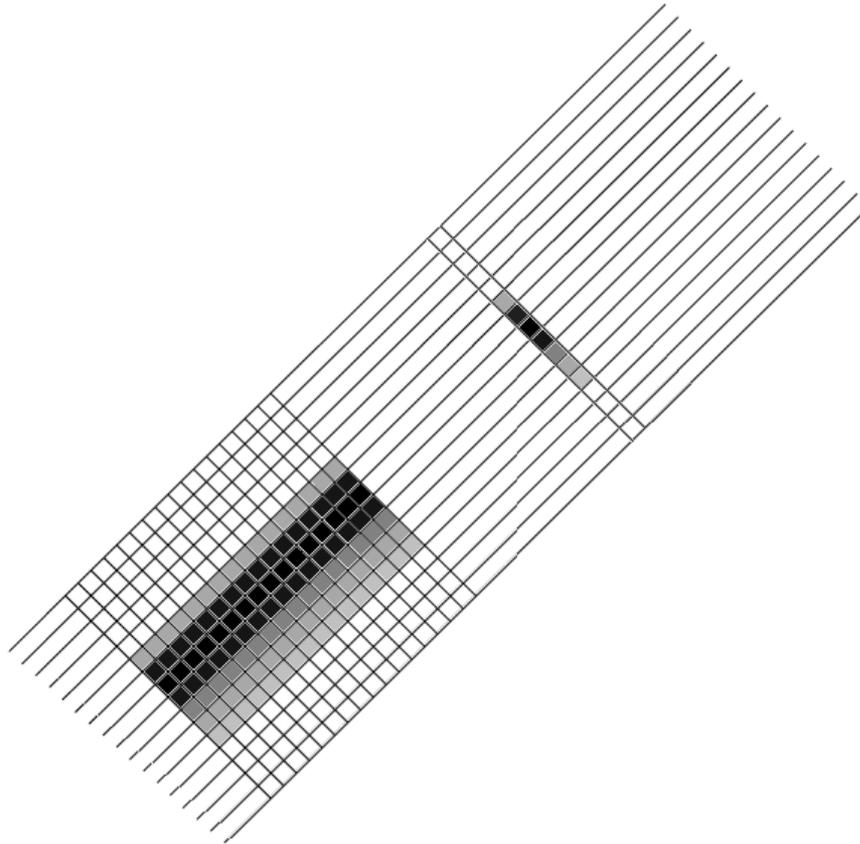


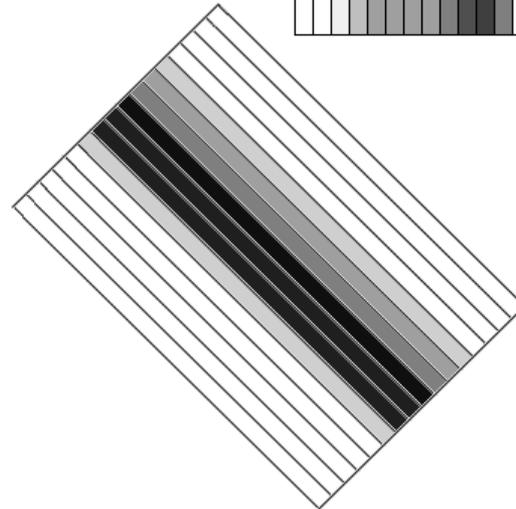
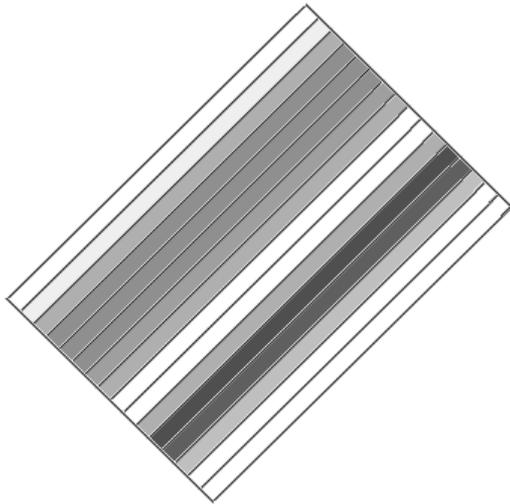
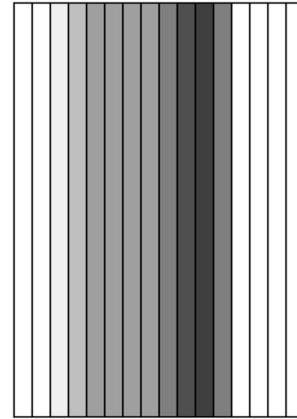
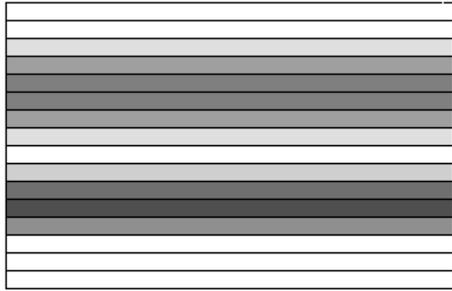


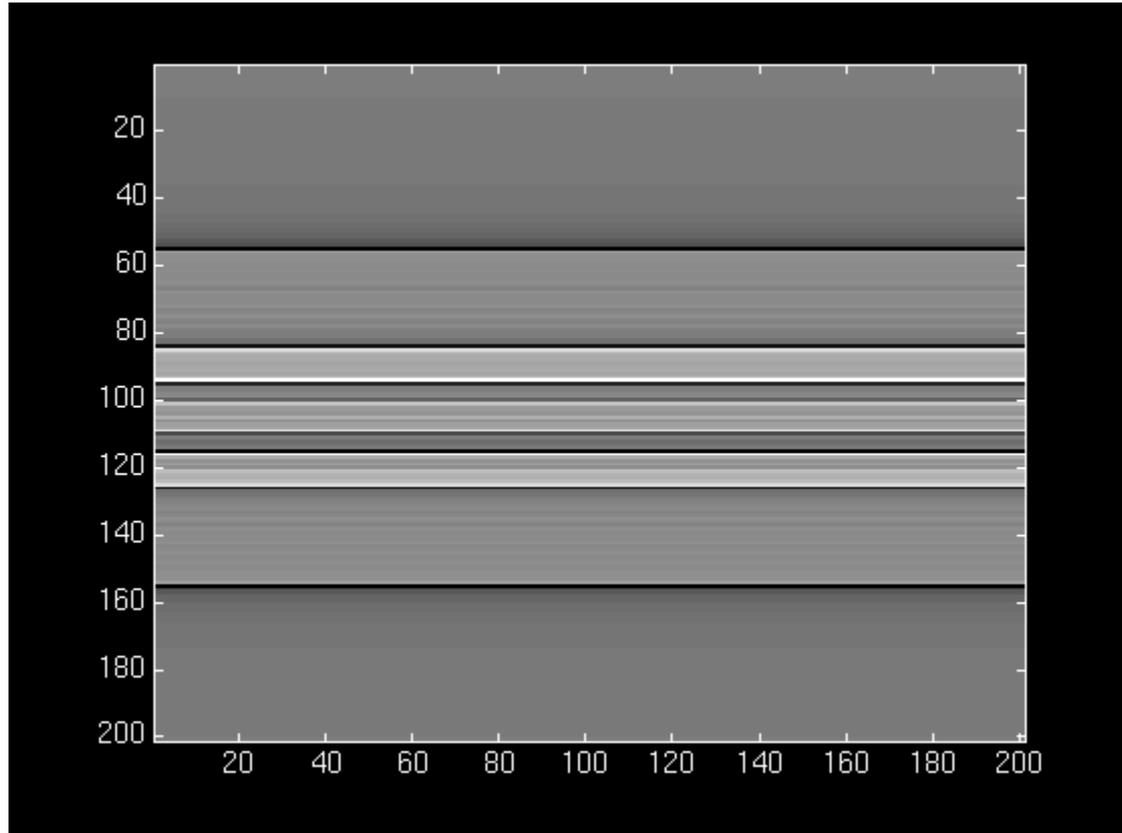




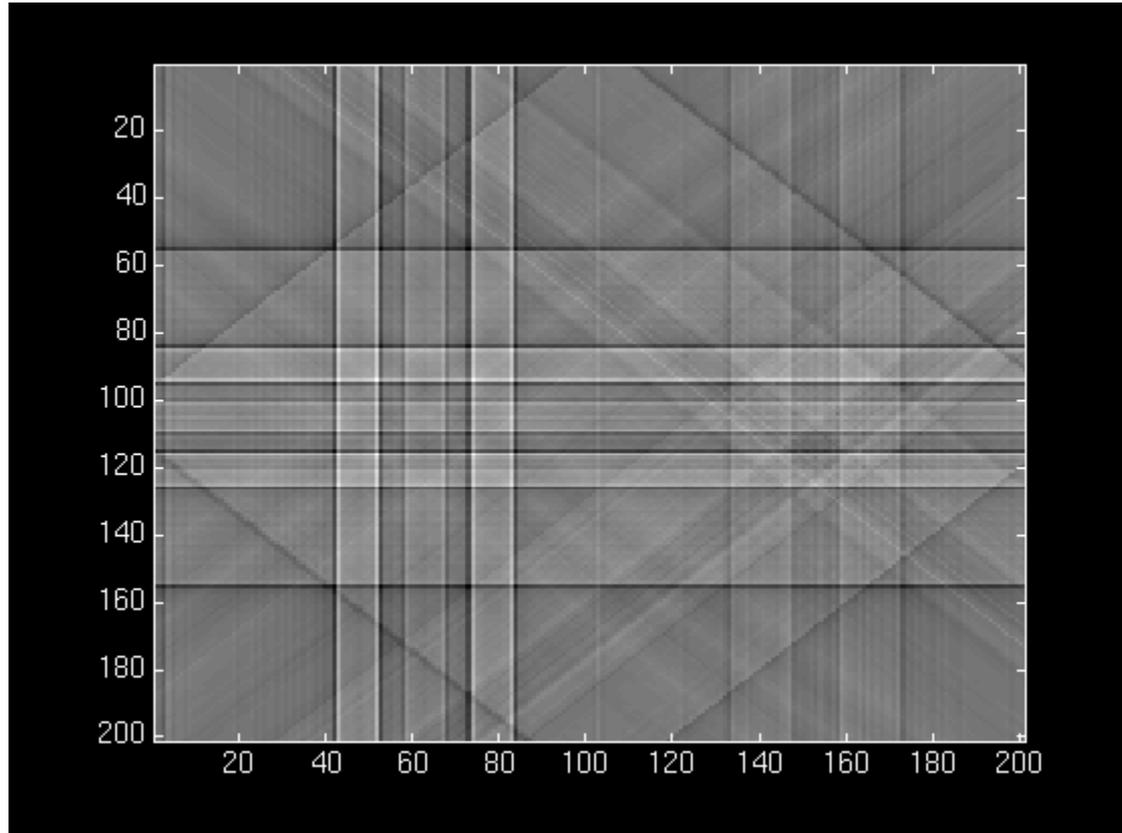




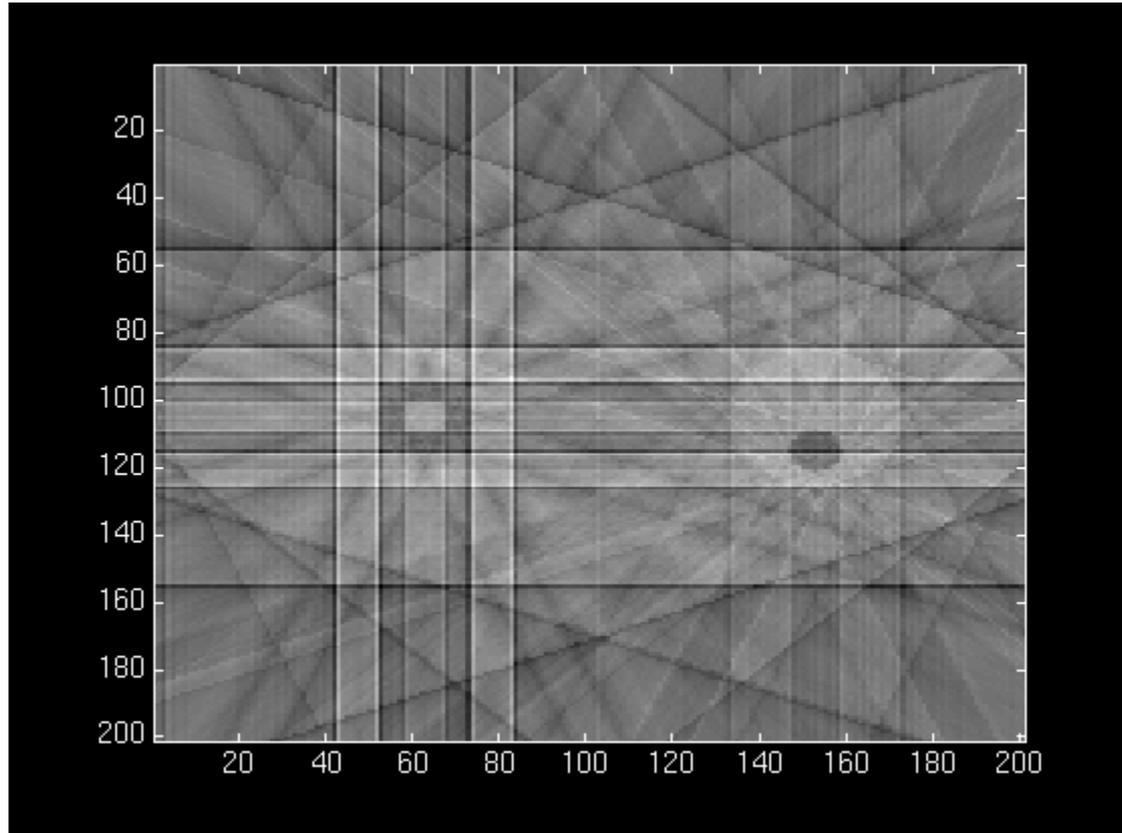




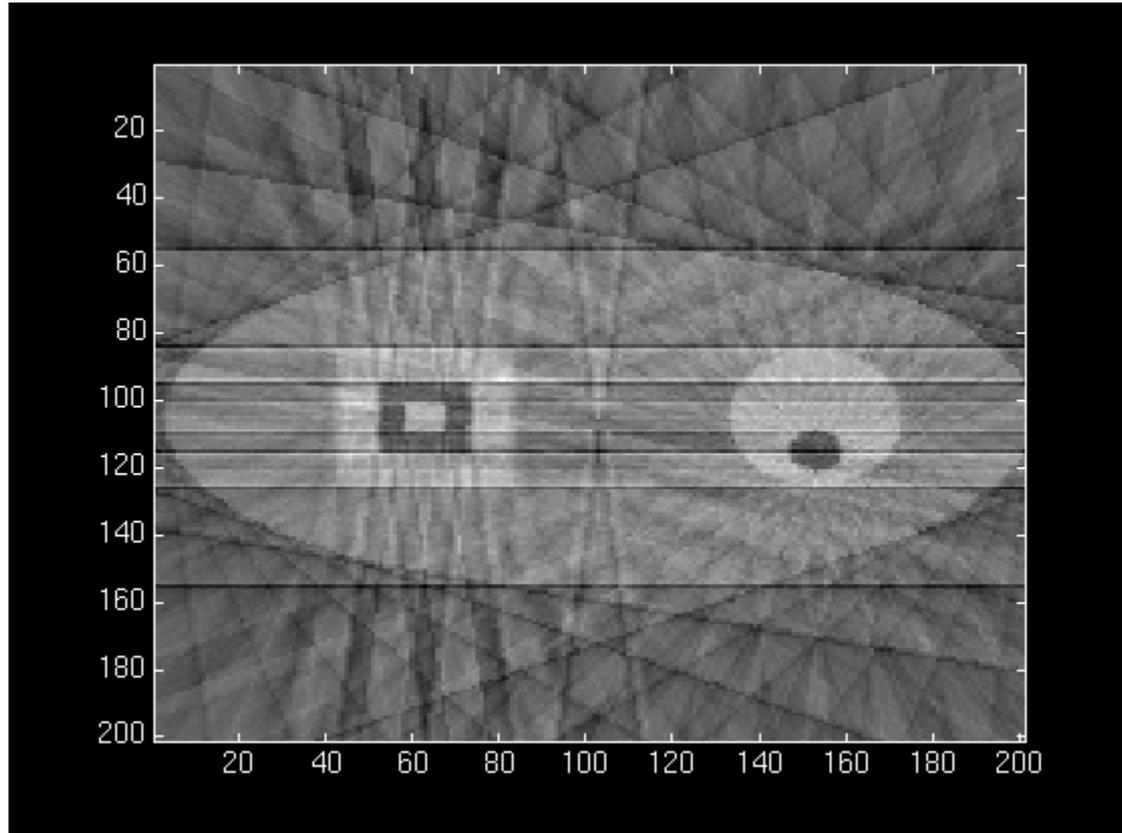
1 rétroprojection



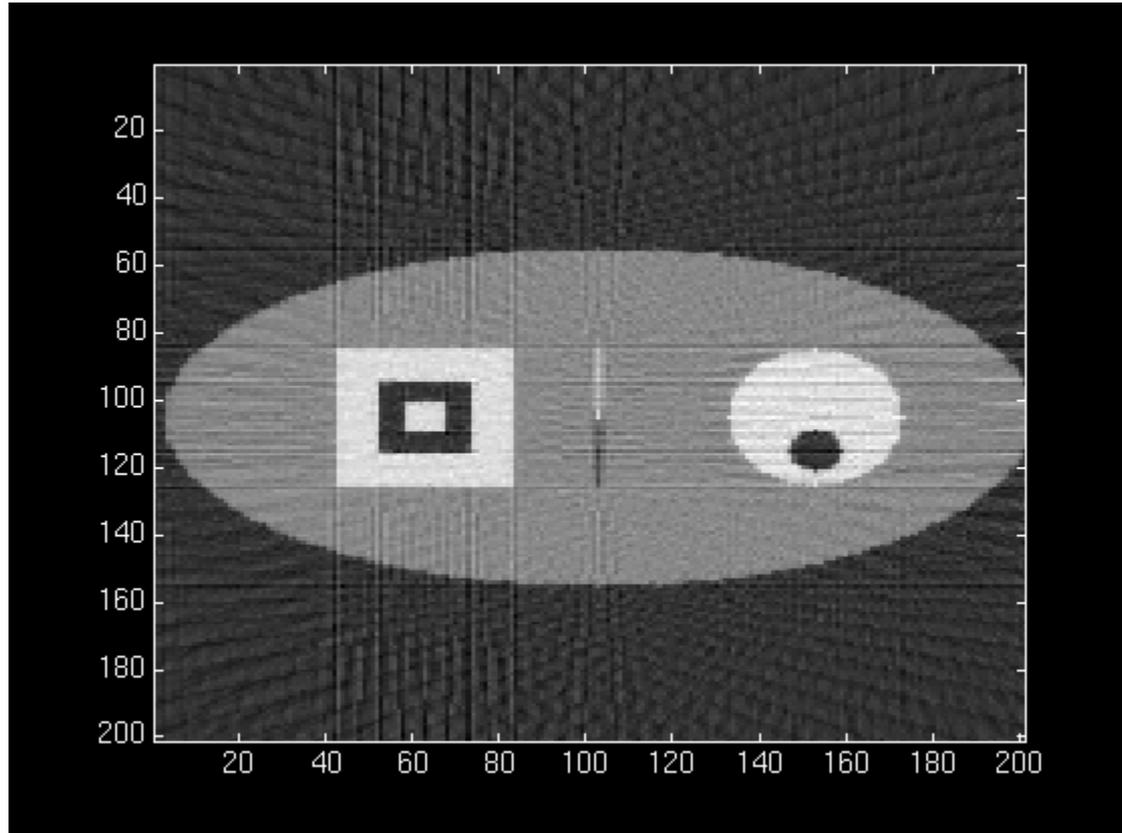
4 rétroprojections



8 rétroprojections



15 rétroprojections

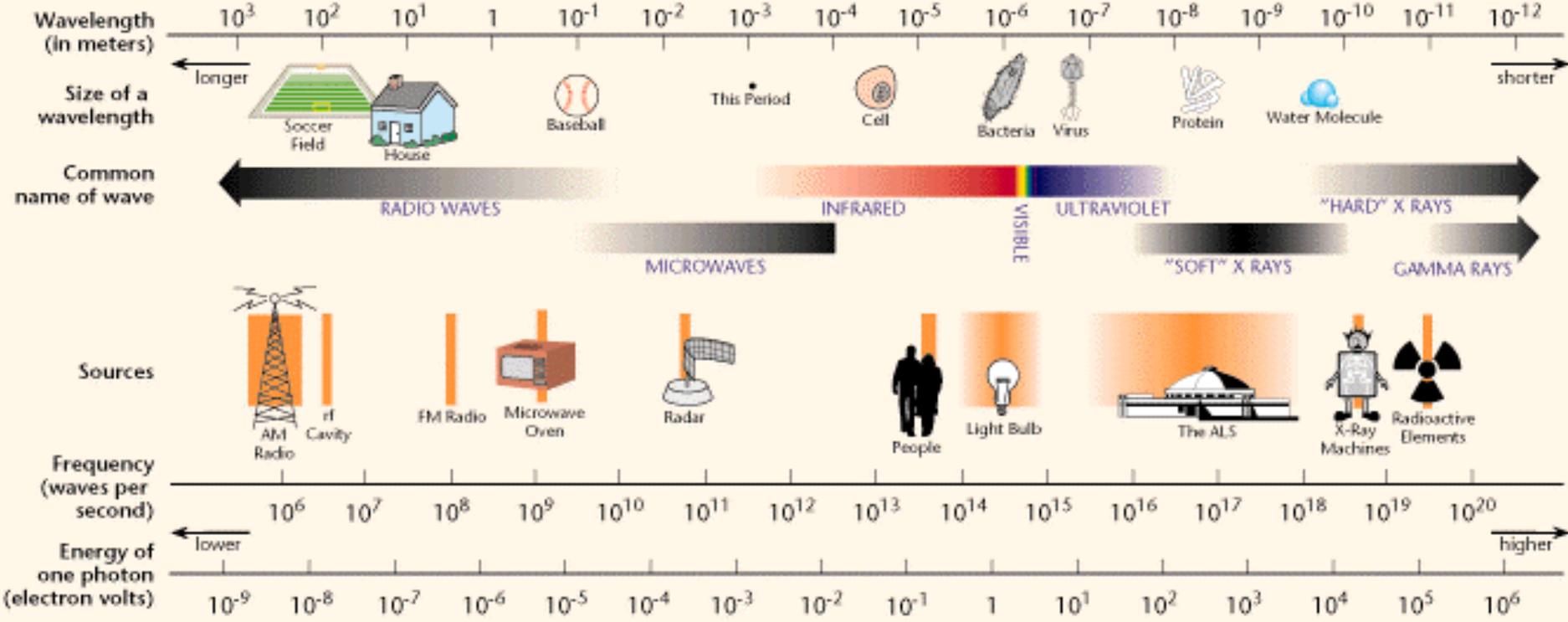


60 rétroprojections

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 γ	SPECT	Densité des molécules marquées
Rayons γ	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

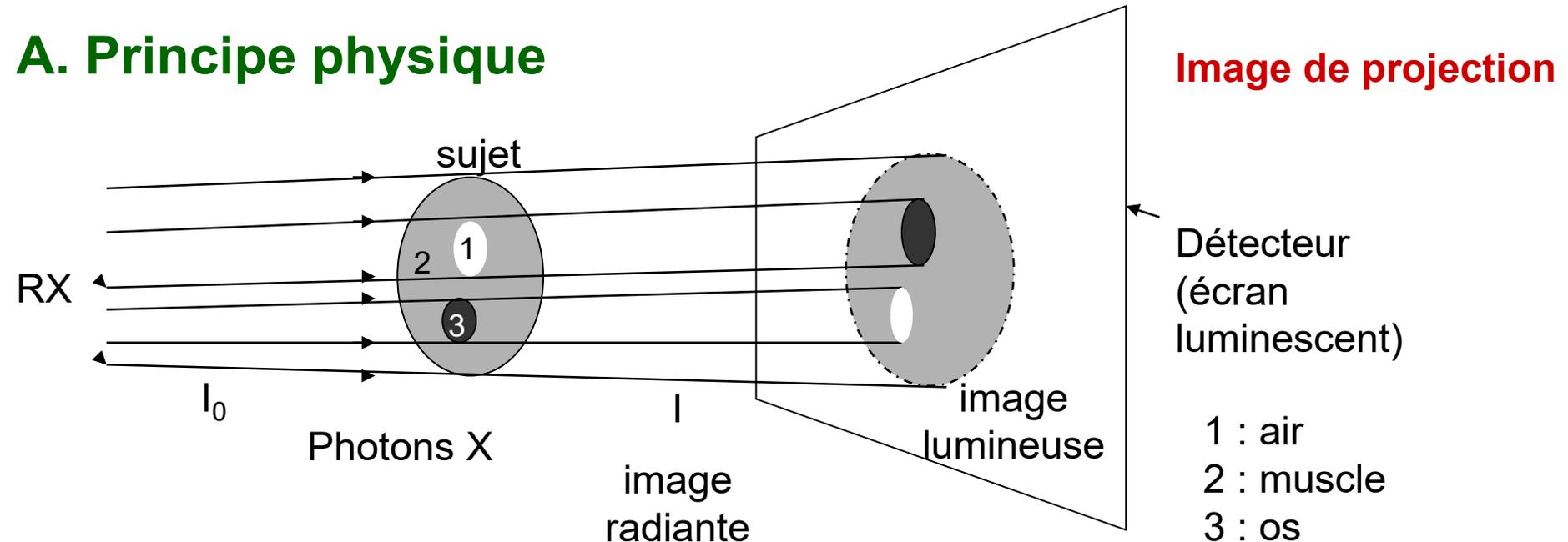
Techniques d'imagerie utilisant des rayonnements ionisants (X et γ)

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

I. L'imagerie radiologique

I.1 La radiographie standard

A. Principe physique



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

μ : 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 atténuateurs (radio-opaques)
Ex : sulfate de baryum, sels d'iode
 - ↳ Produits de contraste négatifs : composés peu atténuateurs
Ex : air, CO₂, N₂



B. Exemples d'applications médicales



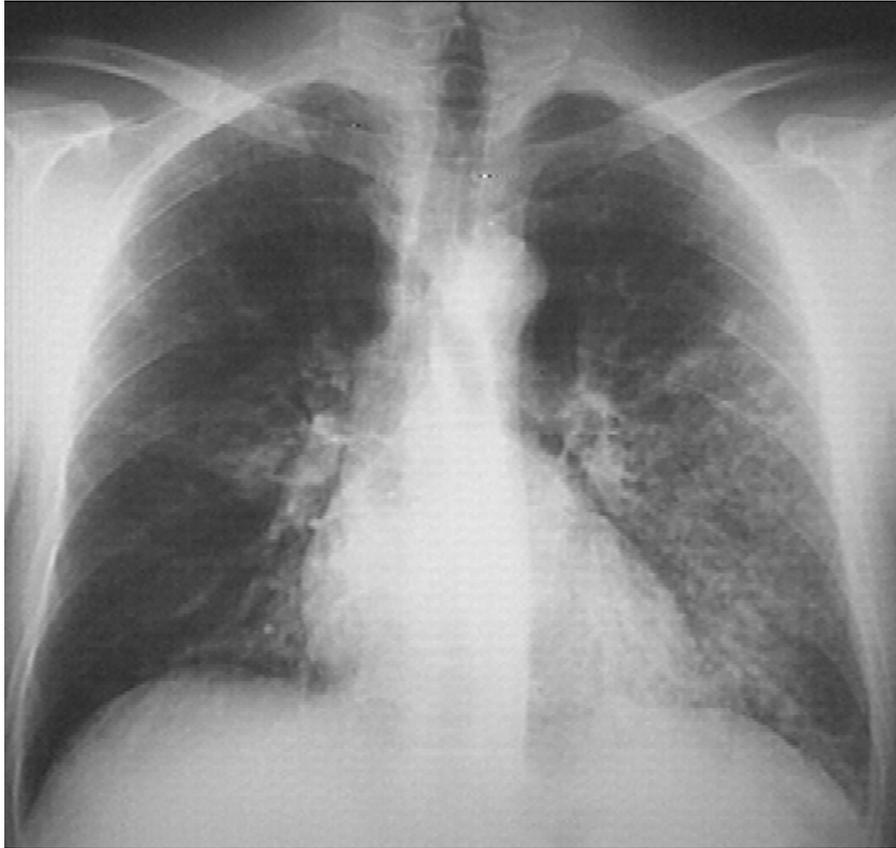
Radiographie thoracique de face



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

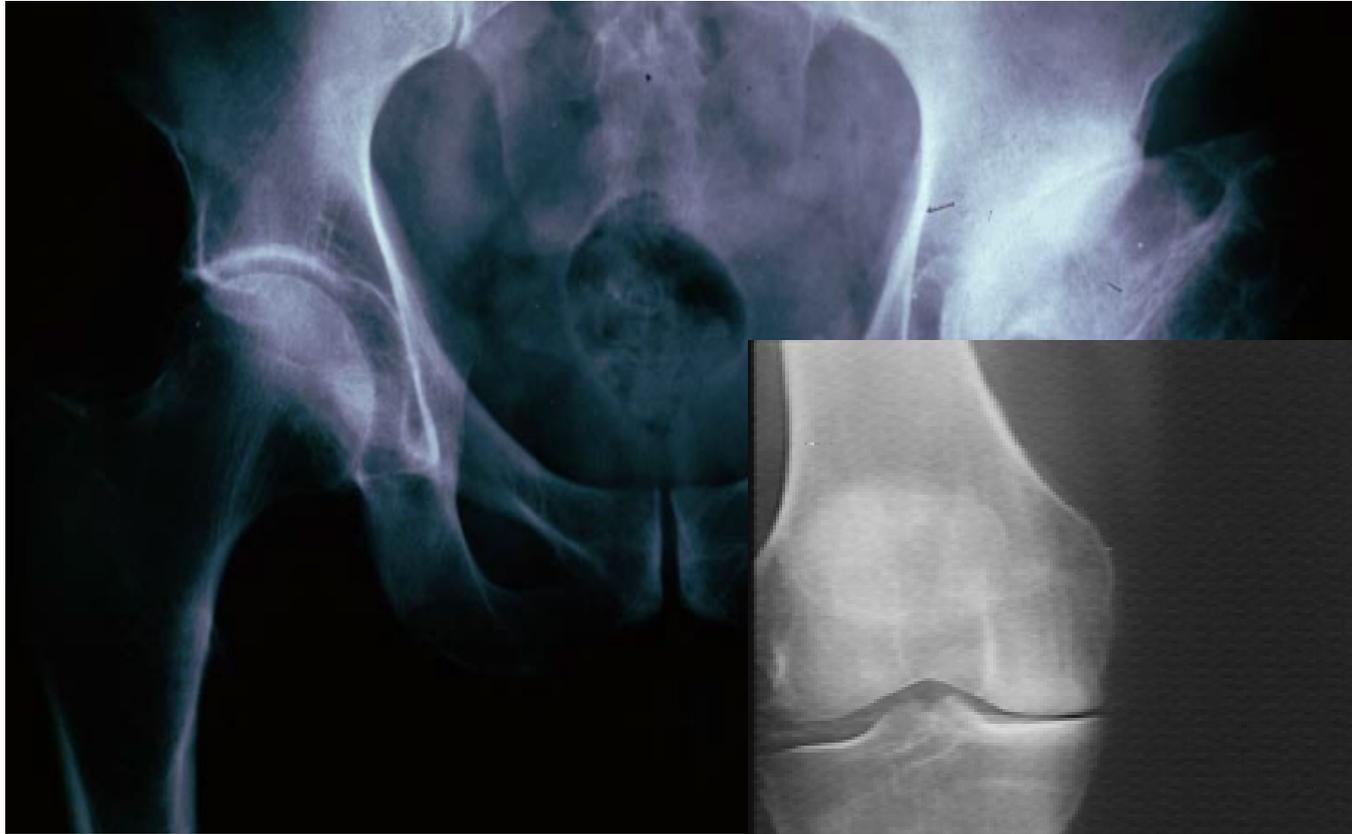


Métastase

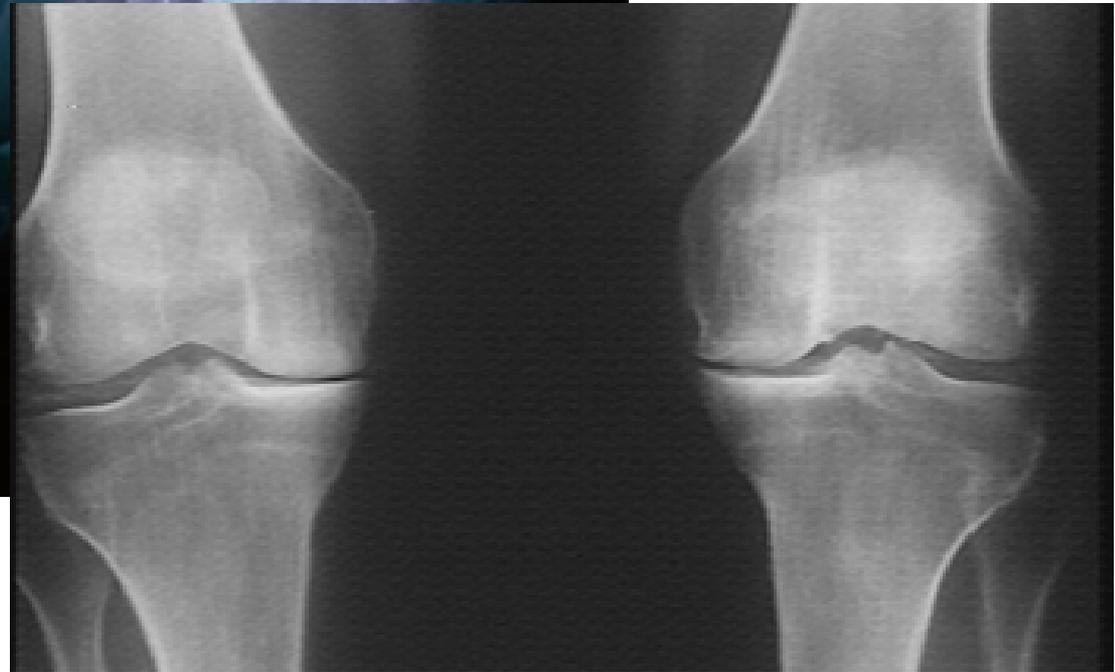
Cancer broncho-pulmonaire

B. Exemples d'applications médicales

Os et articulations



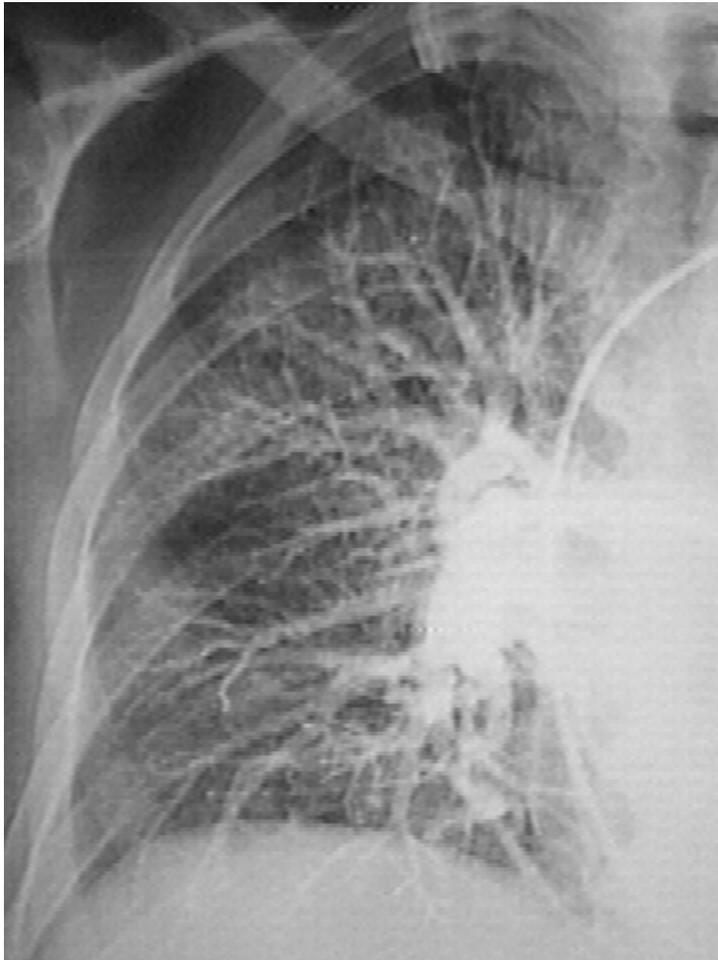
Arthrose de la hanche



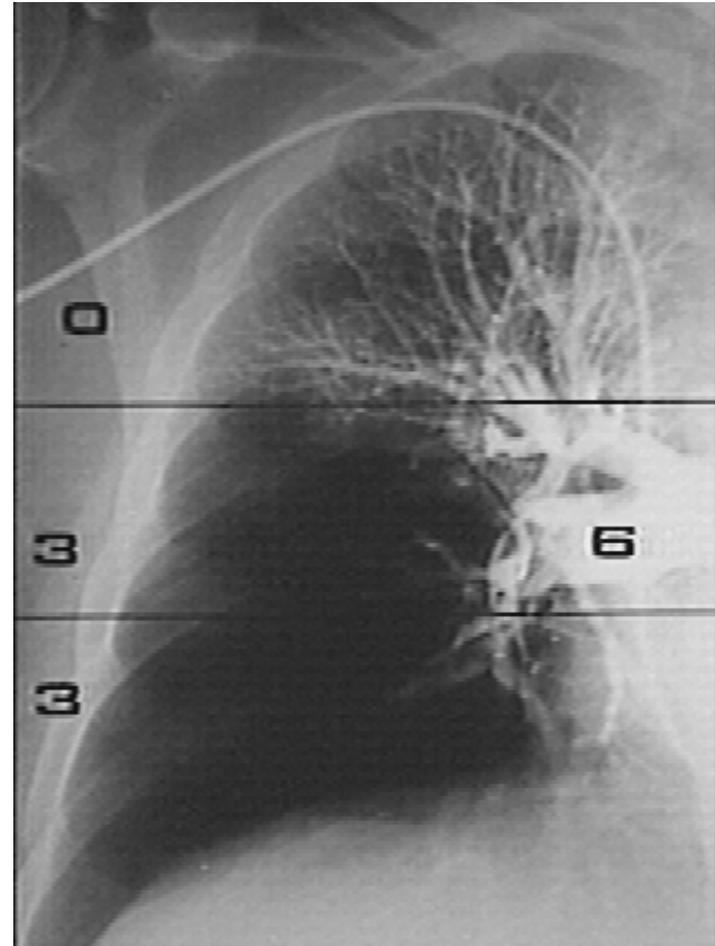
Arthrose du genou

B. Exemples d'applications médicales

Angiographie pulmonaire : thromboembolie pulmonaire aiguë



Angiographie normale



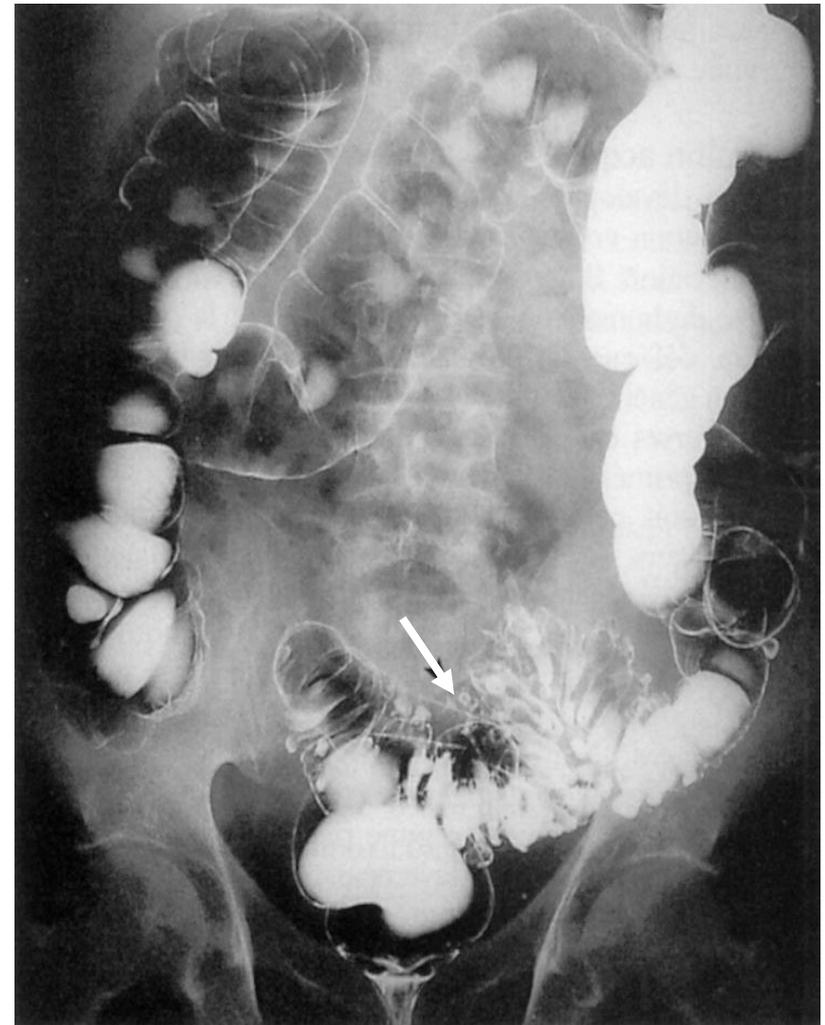
Embolie pulmonaire

B. Exemples d'applications médicales

Radiographie du côlon avec milieu de contraste



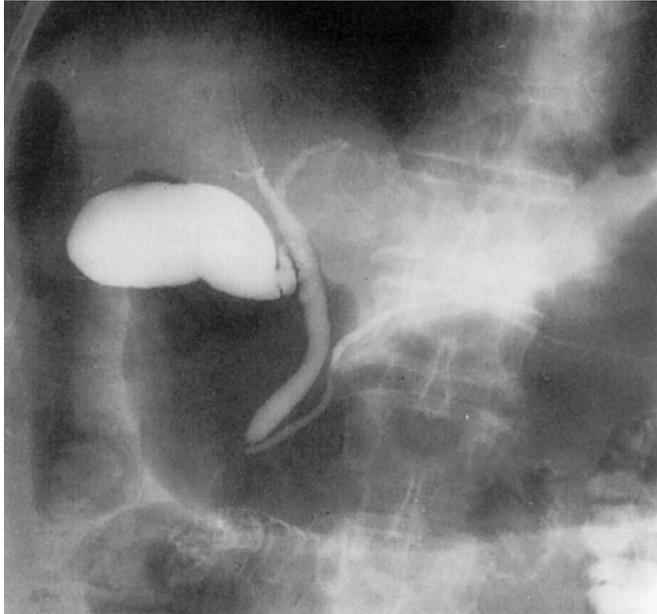
Maladie de Crohn



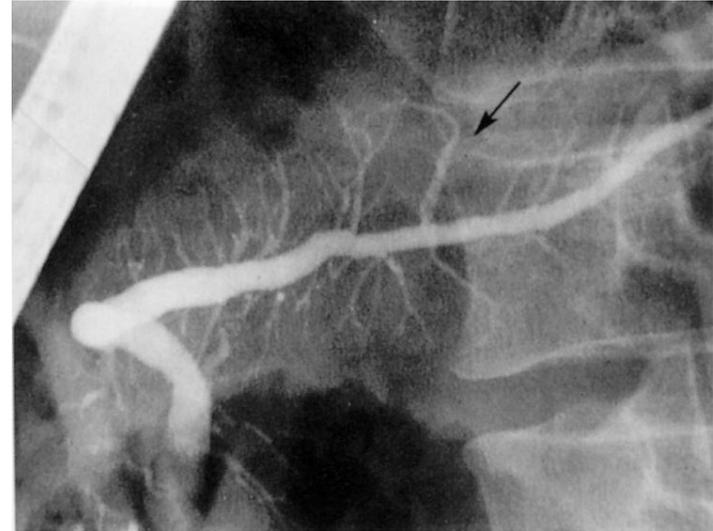
Diverticulose

B. Exemples d'applications médicales

Cholangio-pancréatographie rétrograde endoscopique : CPRE



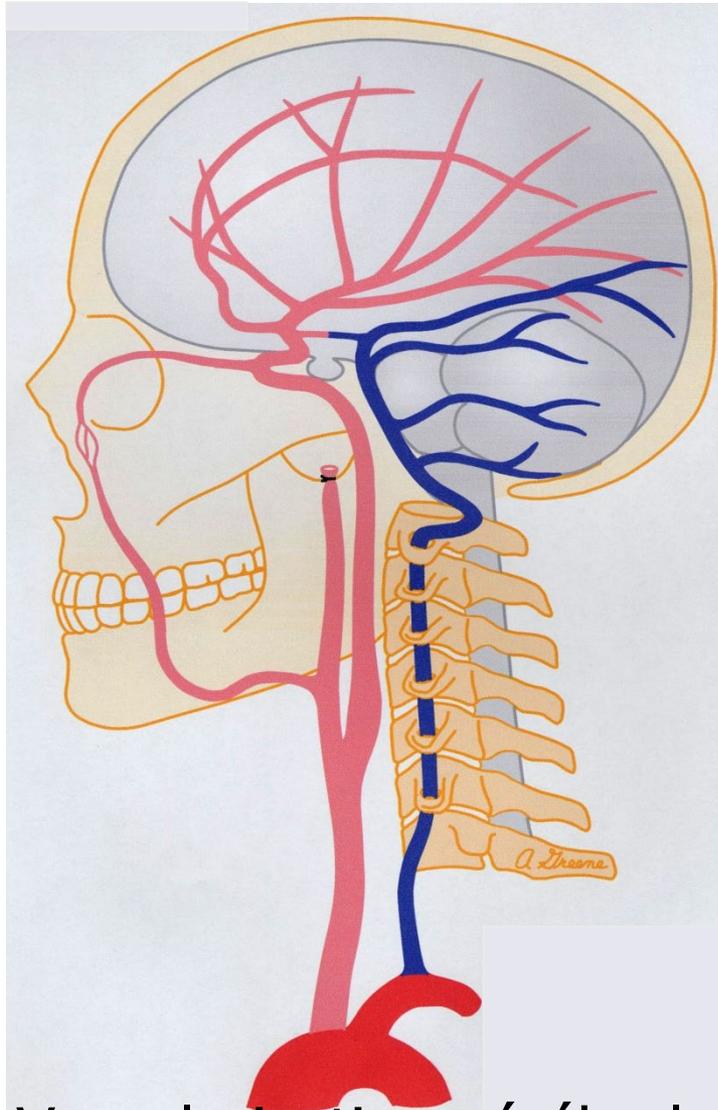
CPRE : système canalaire biliaire et pancréatique normal



CPRE : pancréatite chronique, stade précoce

B. Exemples d'applications médicales

Angiographie des vaisseaux cérébraux



Vascularisation cérébrale



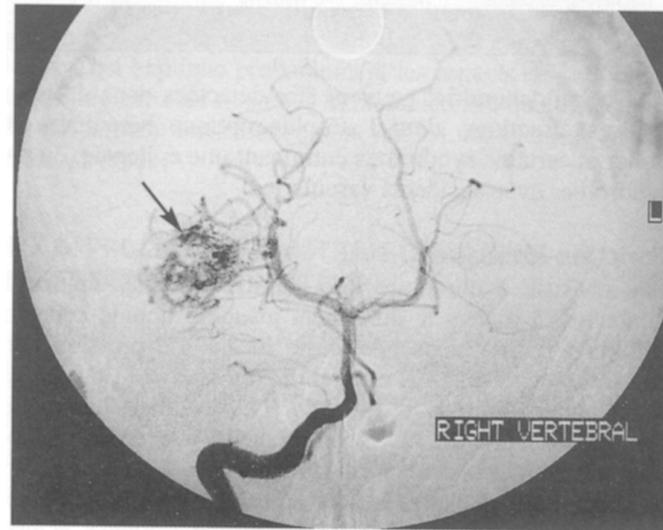
Hémorragie de l'artère
vertébrale

B. Exemples d'applications médicales

Angiographie des vaisseaux cérébraux



Anévrisme de l'artère
cérébrale latérale



Comblement de l'anévrisme

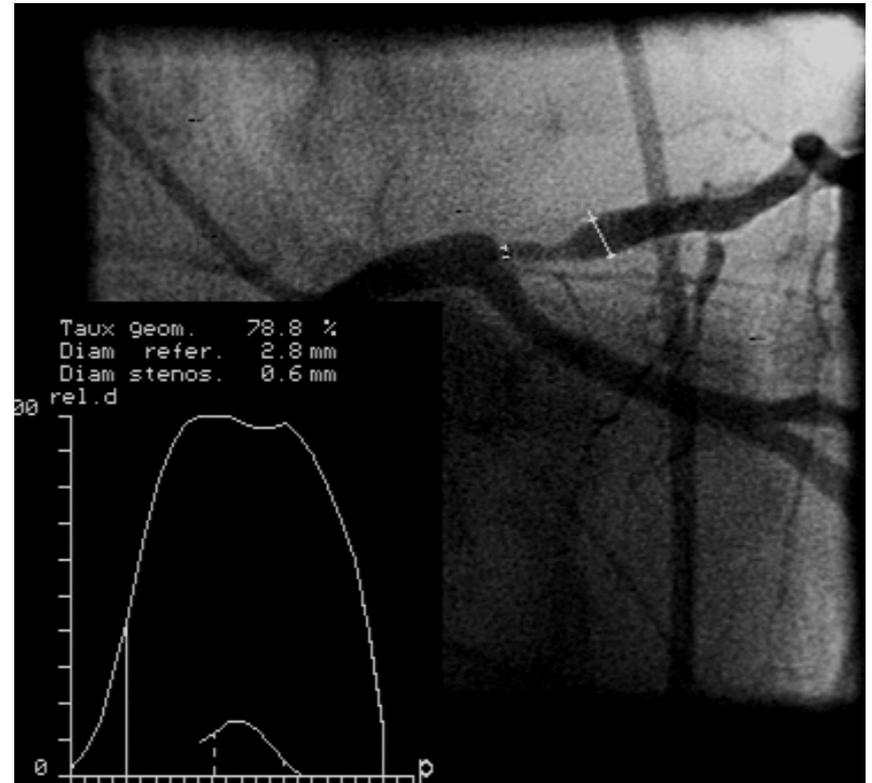
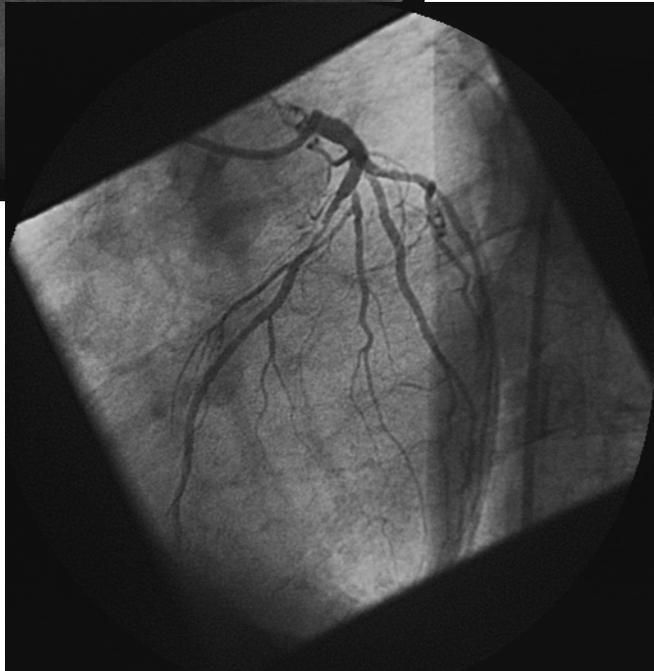
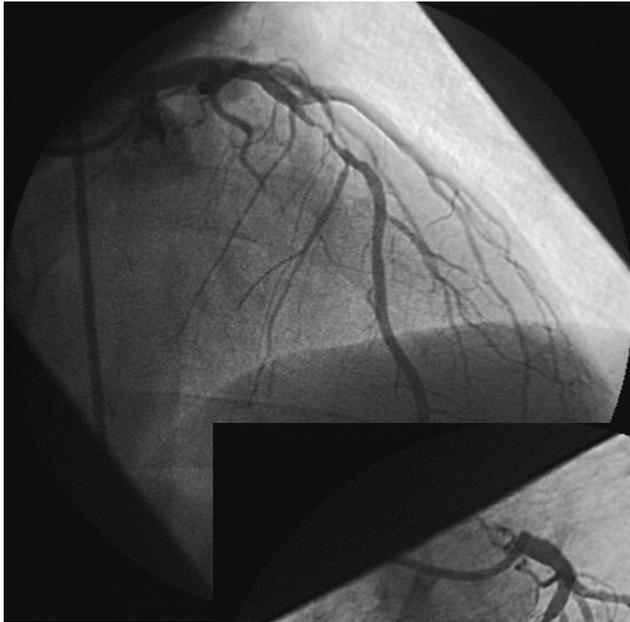
B. Exemples d'applications médicales

Angiographie coronaire : coronarographie



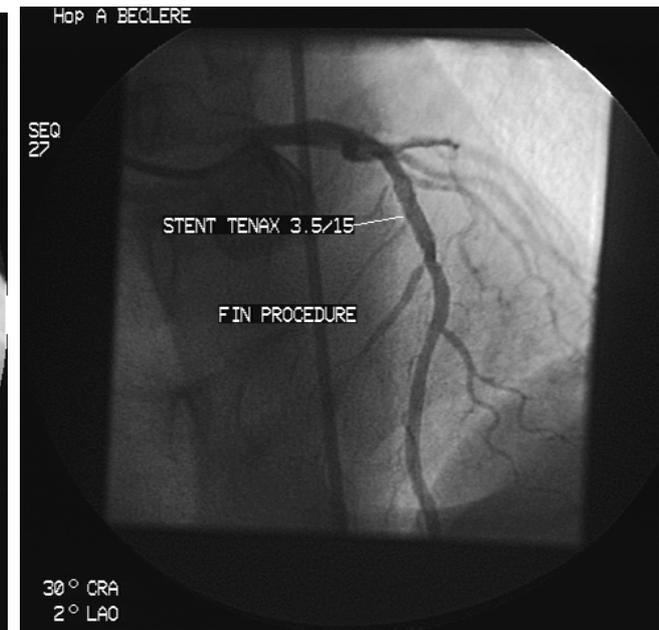
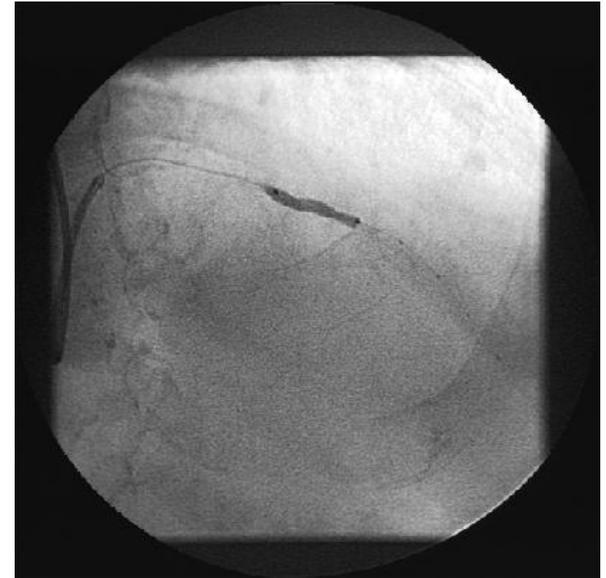
B. Exemples d'applications médicales

Angiographie coronaire : coronarographie



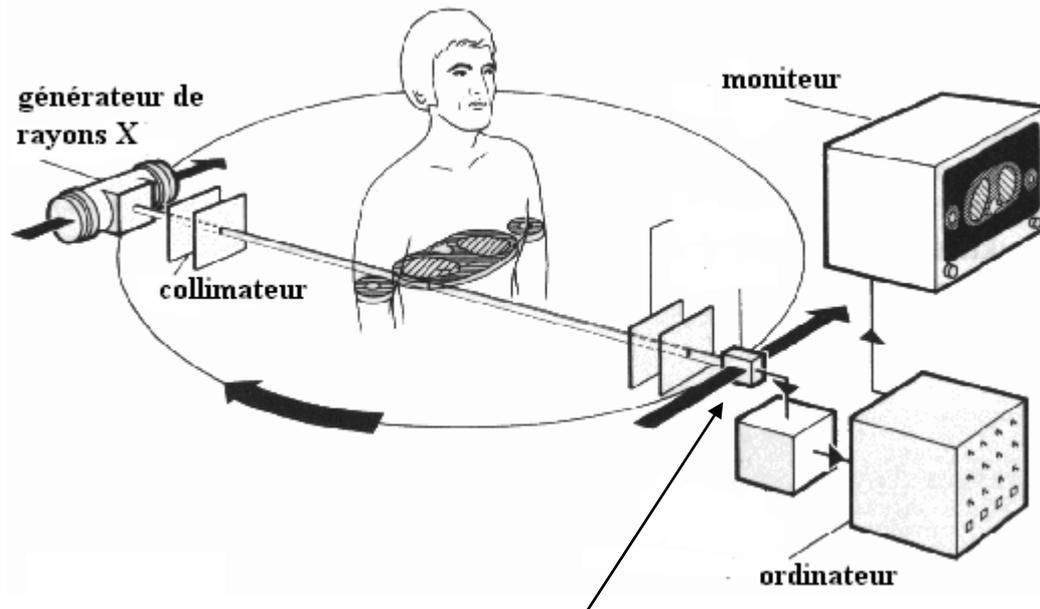
B. Exemples d'applications médicales

Coronarographie et pose d'un stent



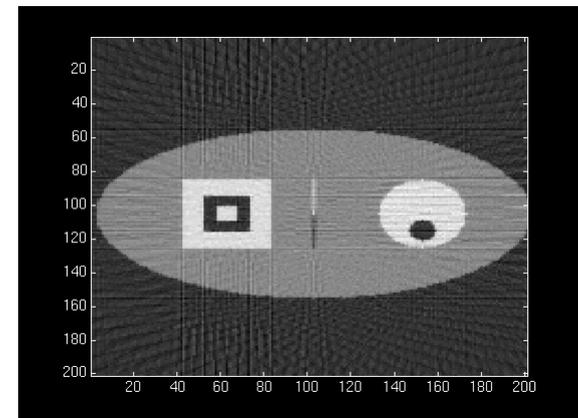
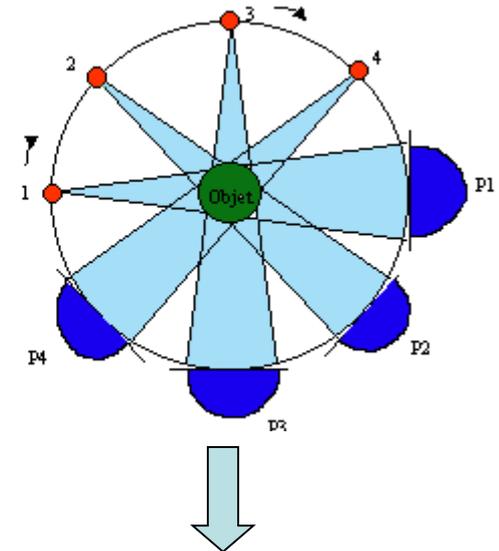
I.2 Le scanner X (tomodensimétrie X)

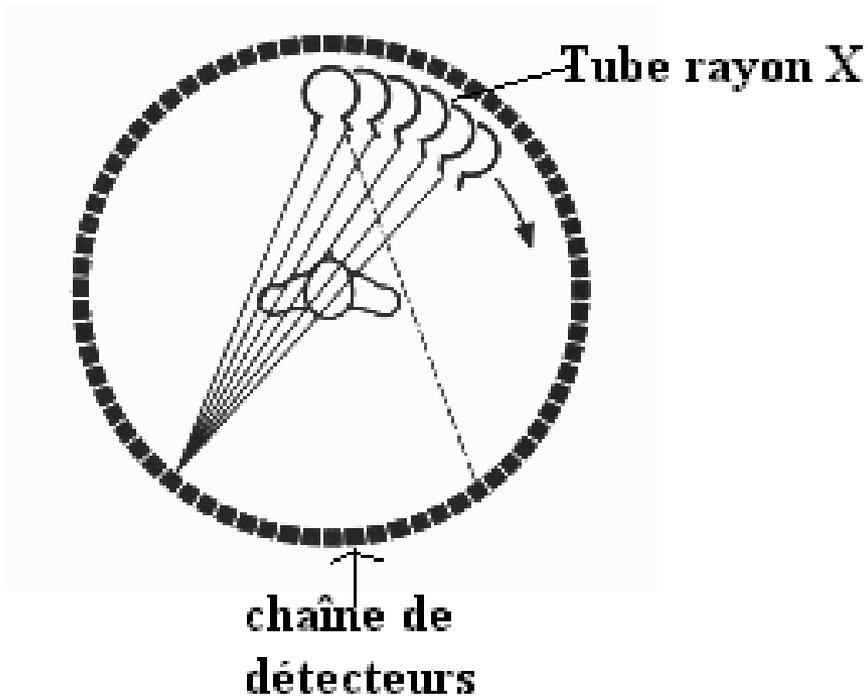
A. Principe physique



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

Tomographie : coupes





Scanner X de 4^{ème} 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

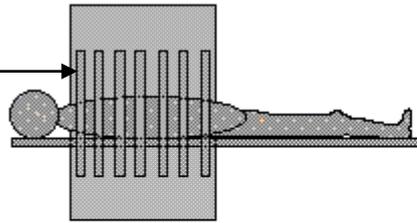
Coefficients d'atténuation linéaires exprimés en Unités d'Hounsfield (semi-arbitraires mais cohérentes)

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

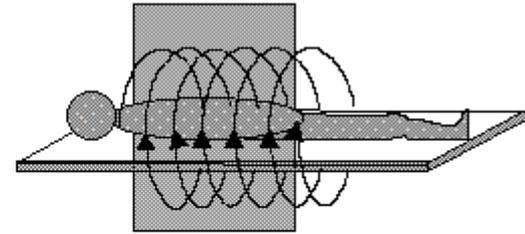


Valeurs de base

Épaisseur des coupes
entre 1 et 10 mm



a) Les coupes séquentielles d'un scanner



b) Les coupes hélicoïdaux (ou spiralée)

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



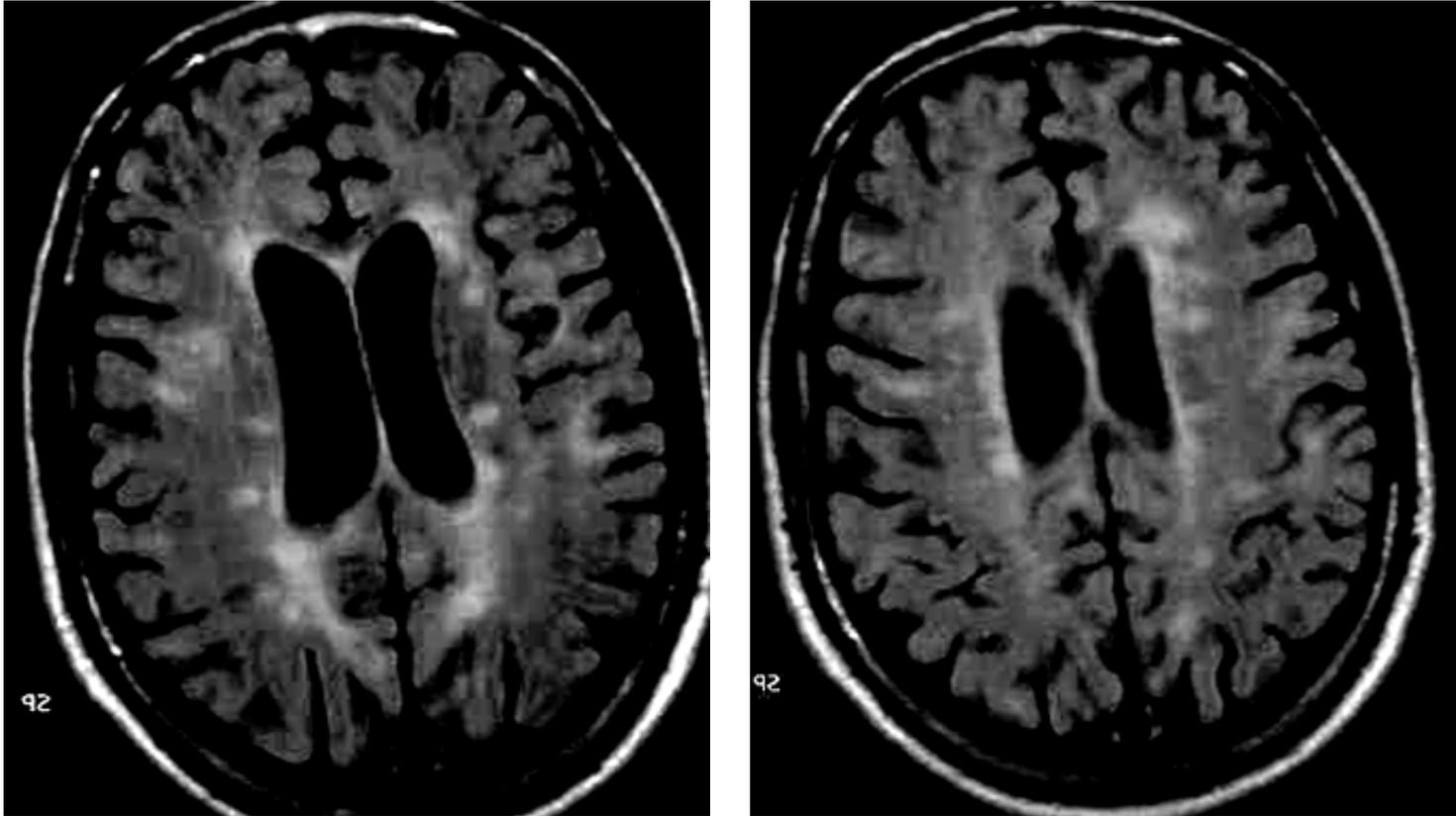
**Lésion hypodense :
Infarctus cérébral**



**Lésion hyperdense :
Hémorragie cérébrale**

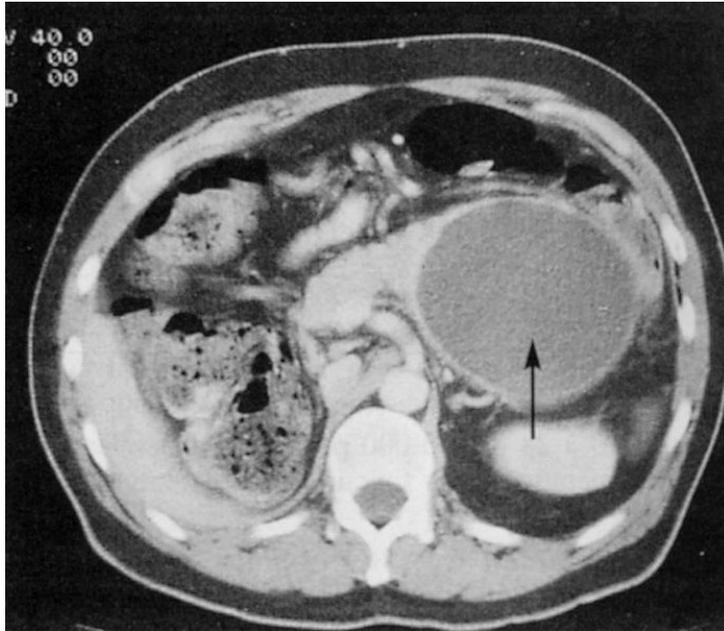
B. Exemples d'applications médicales

TDM du crâne



Lésions hyperdenses de démyélinisation cérébrale

B. Exemples d'applications médicales

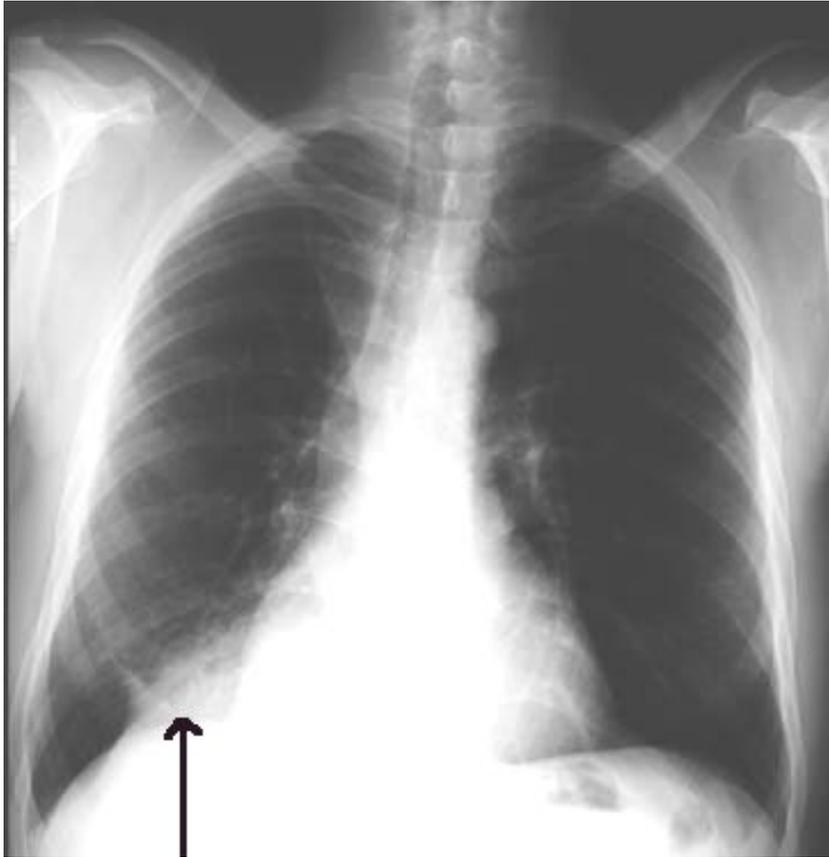


TDM : pseudokyste pancréatique



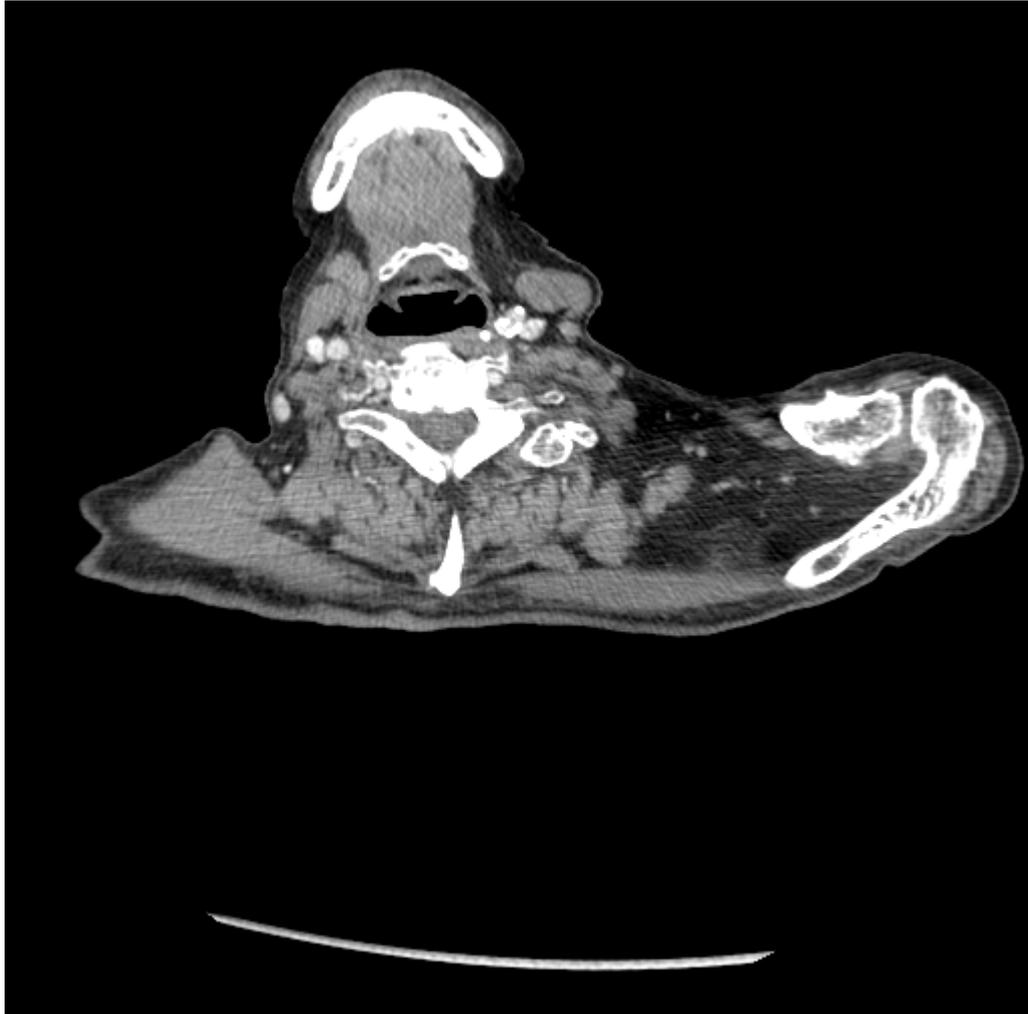
TDM : métastases hépatiques multiples

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

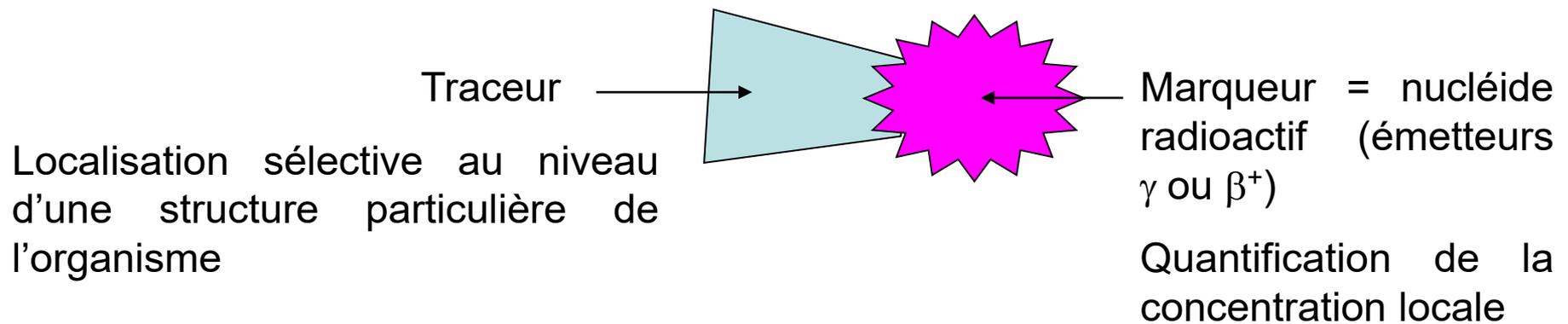
Irradiation par les photons diffusés

- ↪ 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 γ -caméras ou des γ -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)

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

➤ Utilisation d'émetteurs β^- , γ

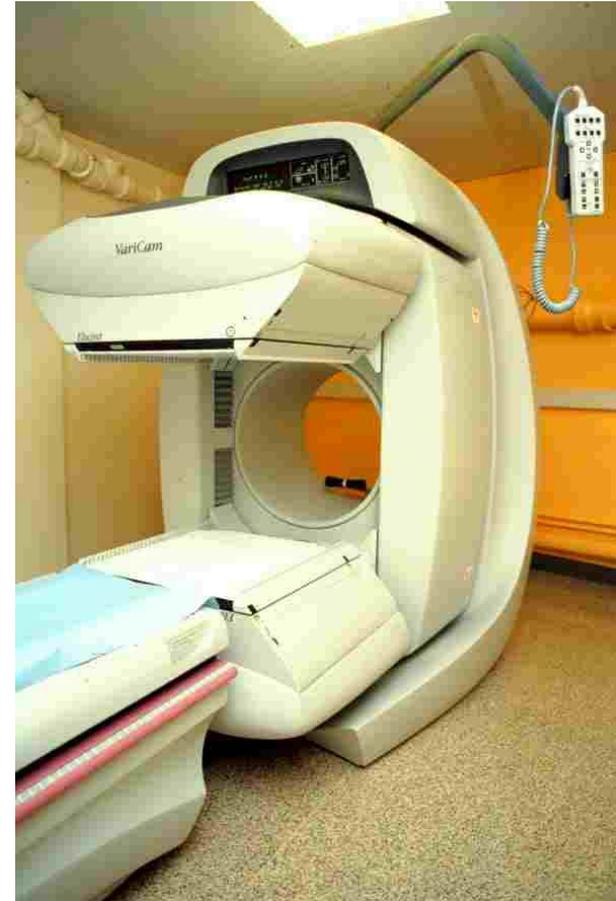
Ex : ^{131}I , ^{133}Xe

mais émission β^- ne peut pas être détectée

↪ augmentation inutile de la dose d'irradiation

➤ Utilisation d'émetteurs γ purs

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

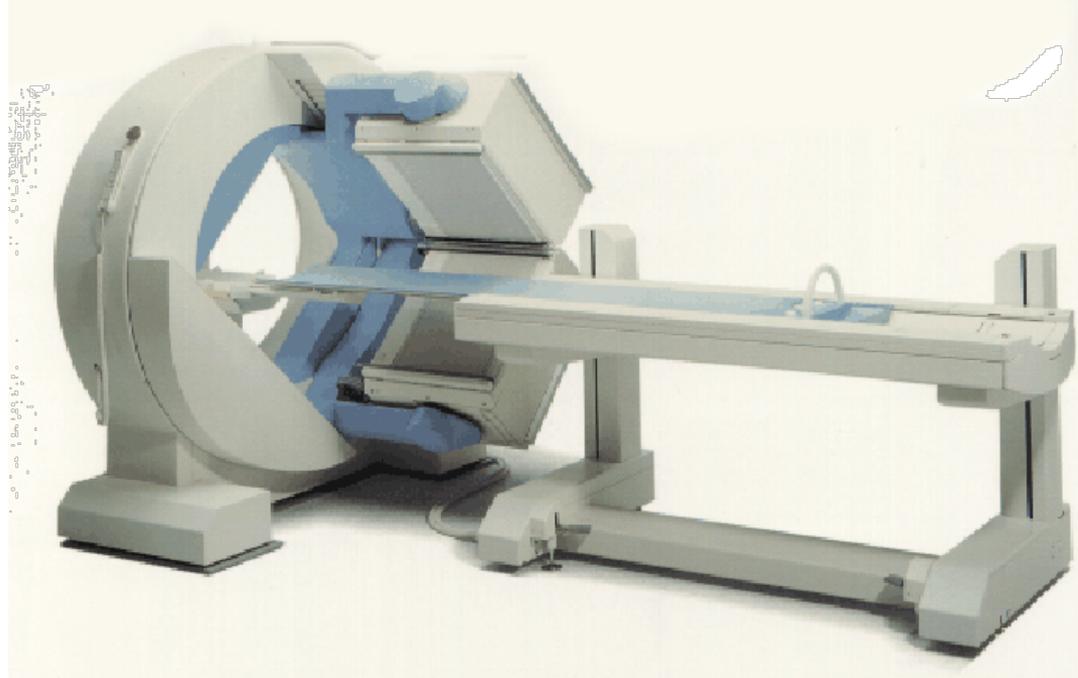


En 2016, 450 γ caméras en France dont 55 % couplées à un scanner 53

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

(SPECT : Single Photon Emission Computed Tomography)

- γ 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

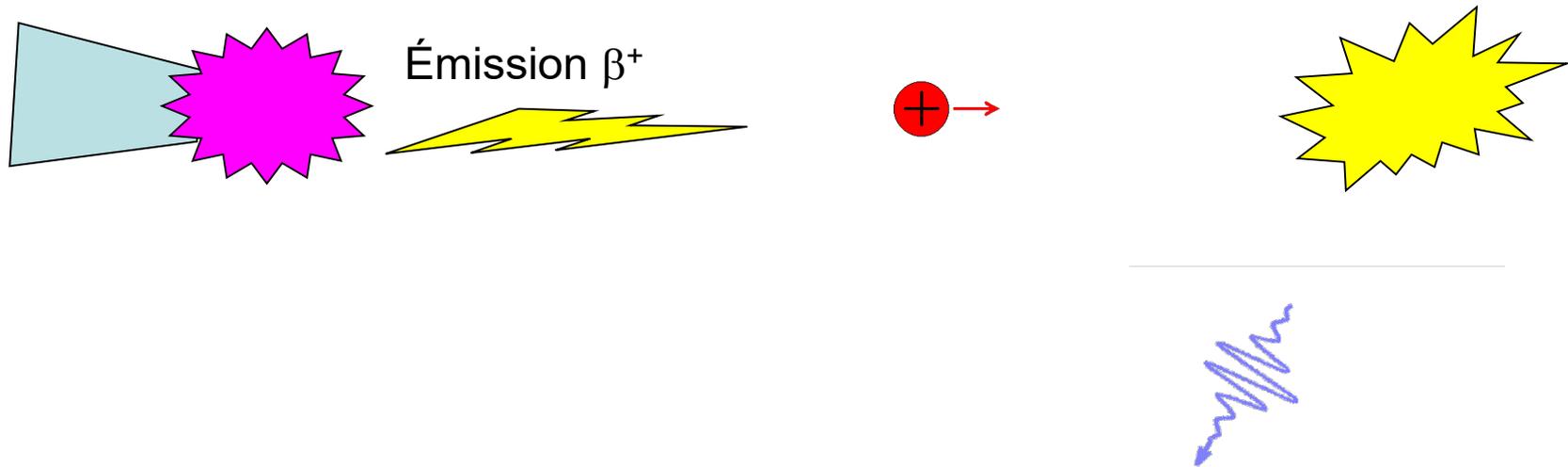
II.4 La tomographie d'émission de positons (TEP)

(PET : Positron Emission Tomography)

➤ Utilisation d'émetteurs β^+

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

↪ Pour ^{11}C , ^{13}N , et ^{15}O nécessité d'un cyclotron à proximité

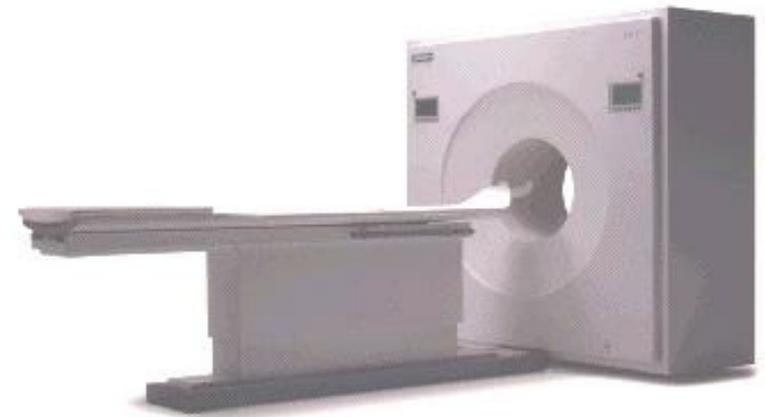
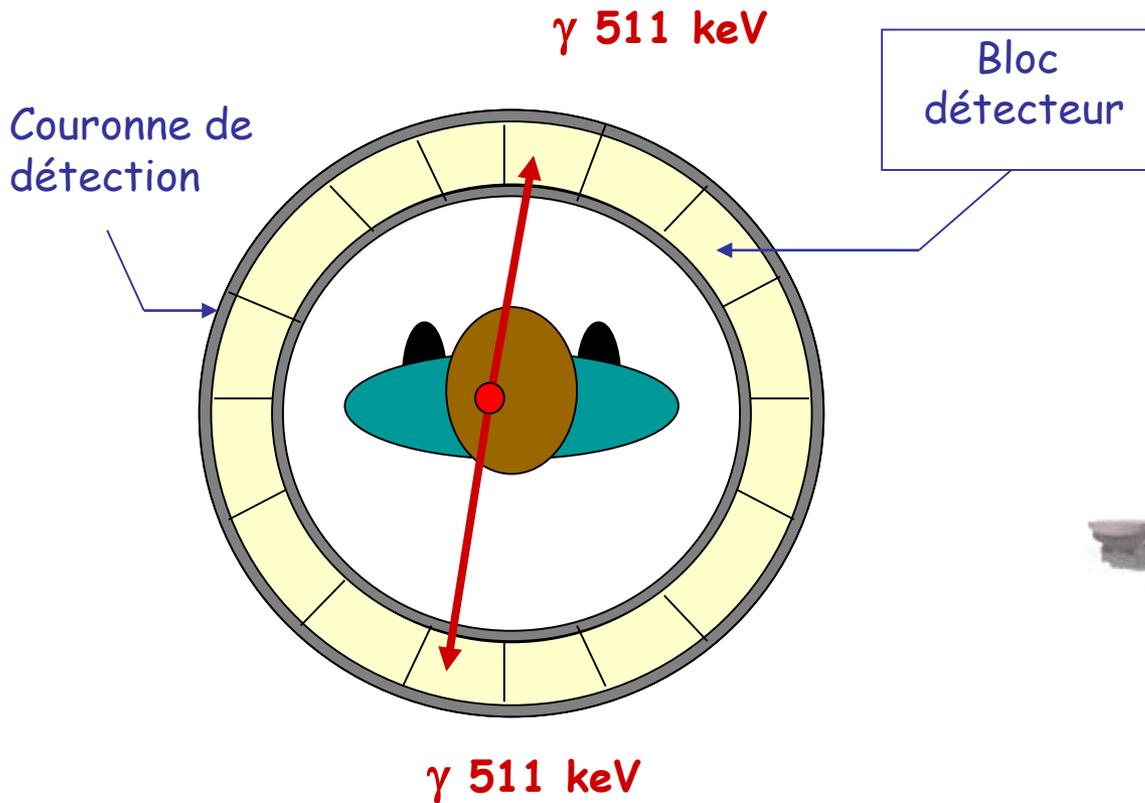


➤ Collision entre le positon émis et un électron

↪ Annihilation des 2 particules en formant 2 photons γ de 511 keV chacun émis dans des directions opposées

- Détection des photons γ en coïncidence avec deux γ -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 β^+ 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

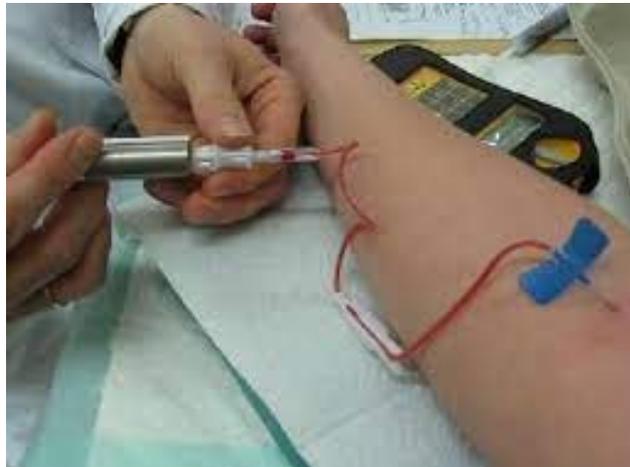
Préparation :

- 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



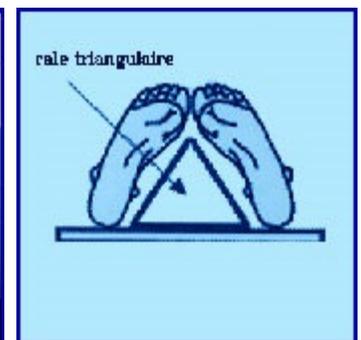
Scintigraphie du corps



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

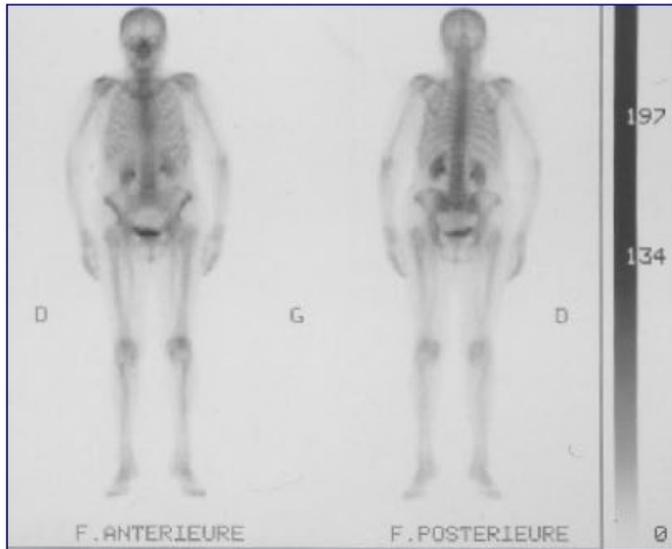
Fixation du produit :

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

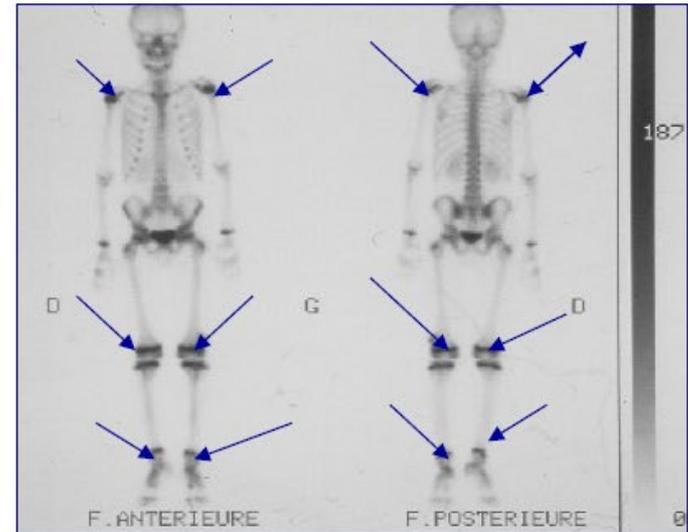
Résultats :

- 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.

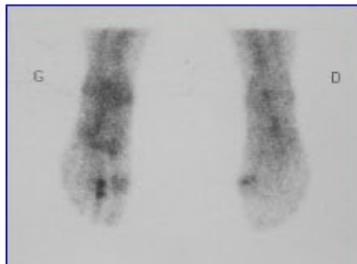
La scintigraphie osseuse



Scintigraphie osseuse normale



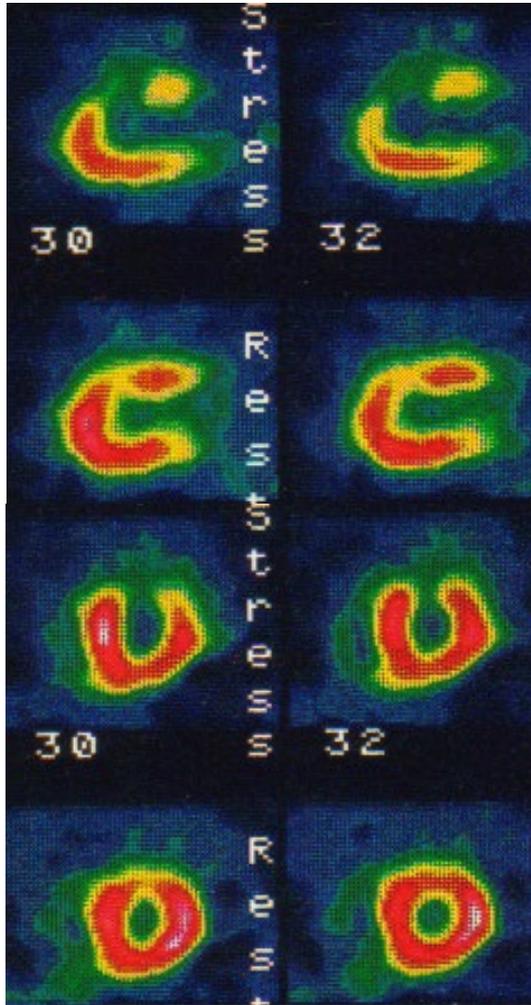
Scintigraphie d'un enfant présentant des carences osseuses.



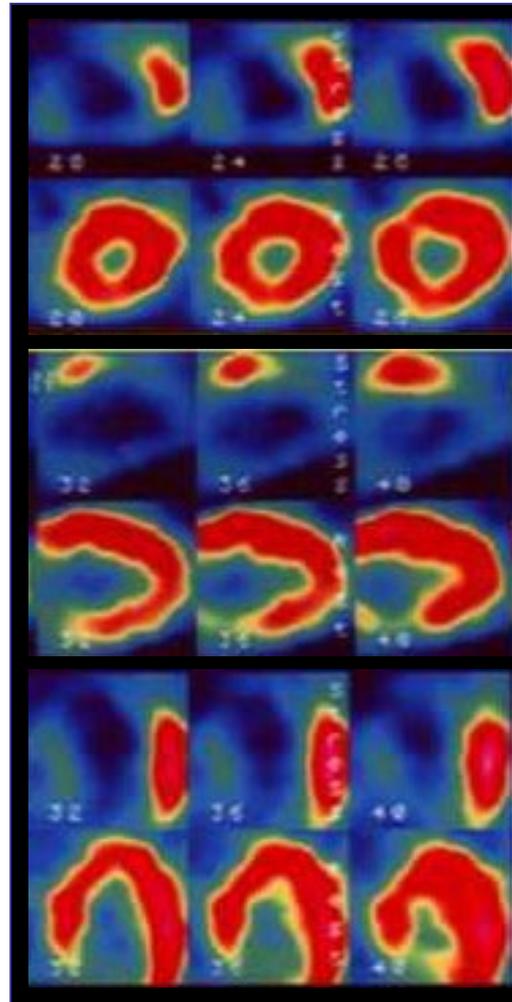
Scintigraphie osseuse des pieds

La scintigraphie cardiaque (coronarienne)

Scintigraphie au thallium (^{201}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 nyctéméral 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

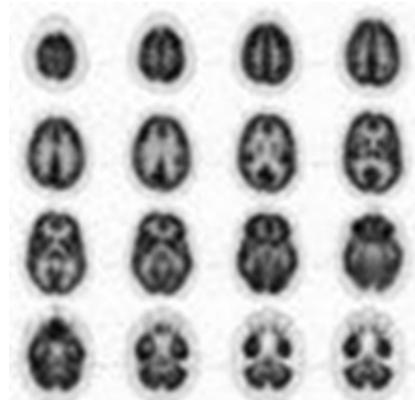
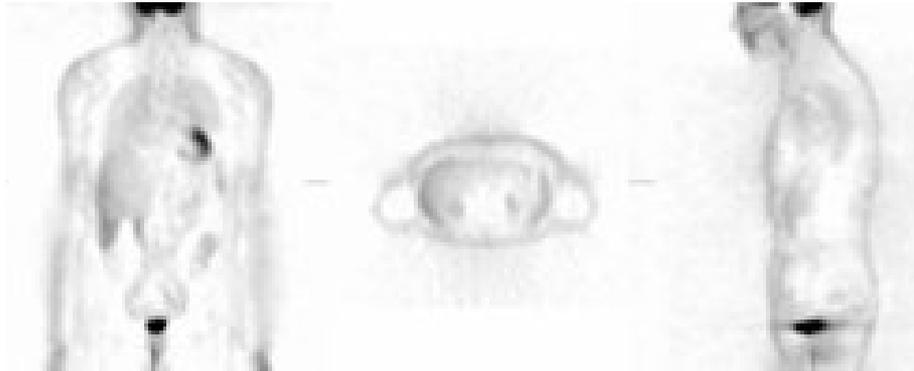
A l'arrivée dans le service :

- 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 !

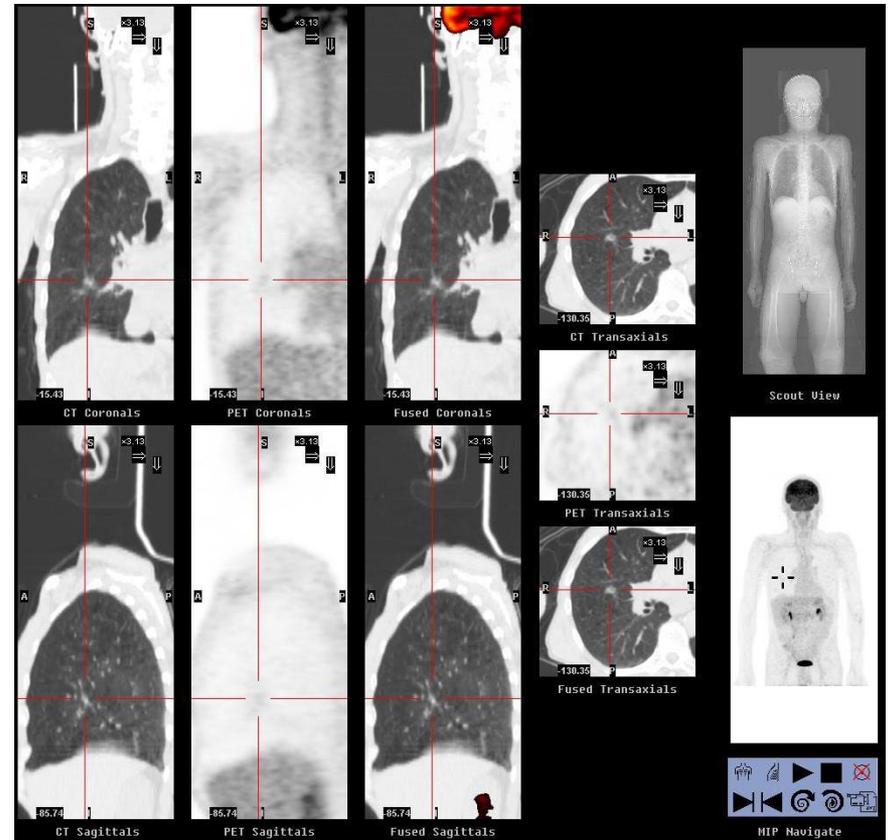
Le produit doit aller se fixer au niveau de l'organe à étudier, et non pas au niveau des muscles !

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

Le PET-Scan

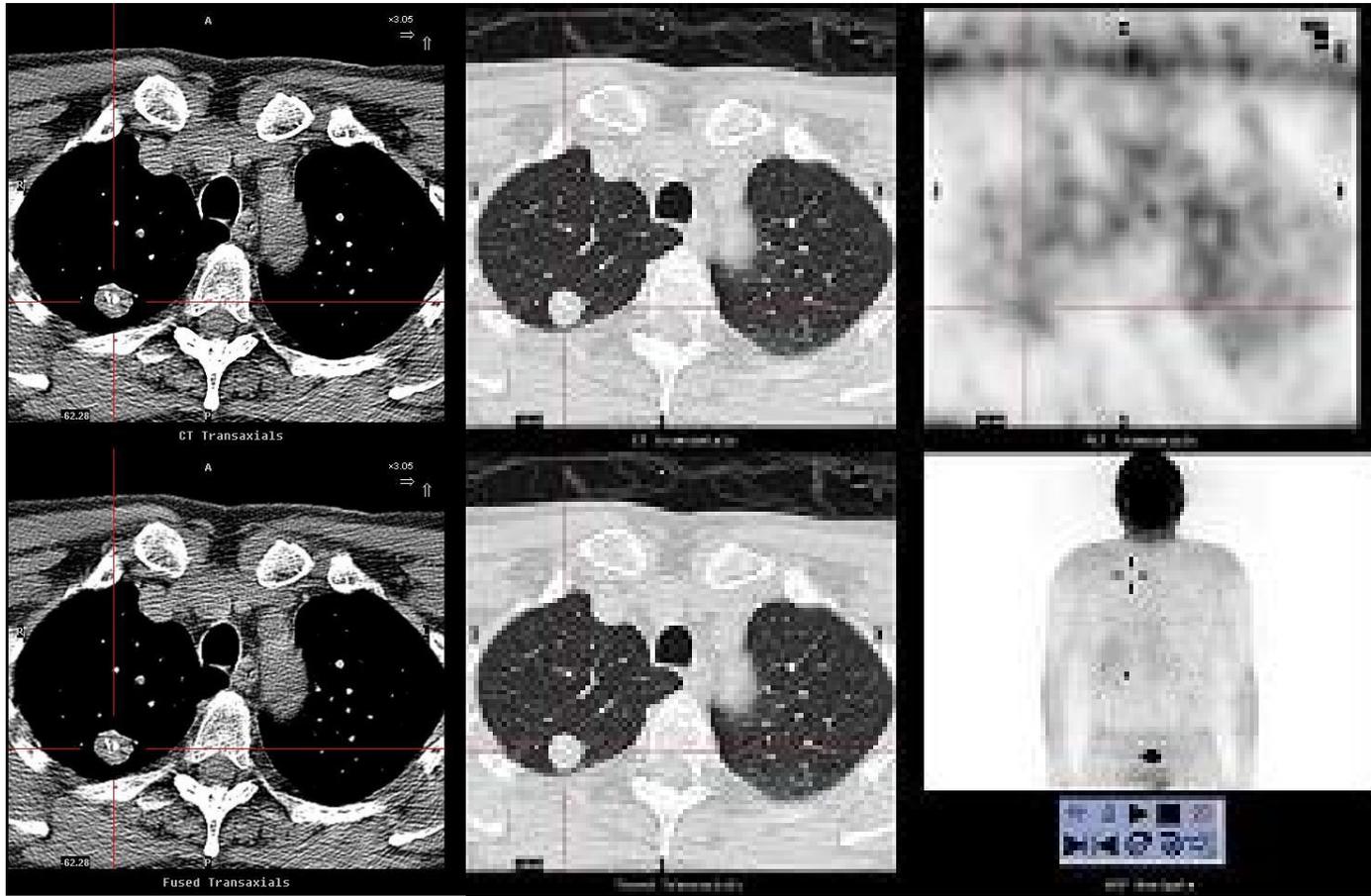


Nodule négatif au PET-scan : valeur prédictive négative



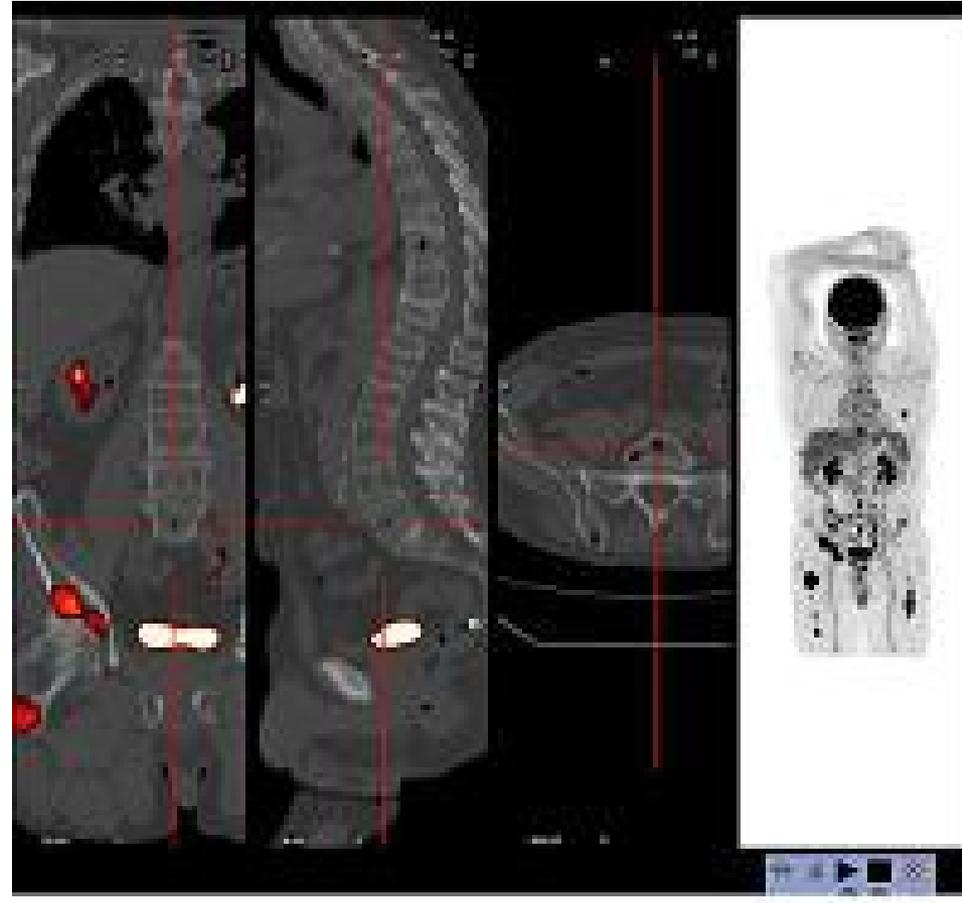
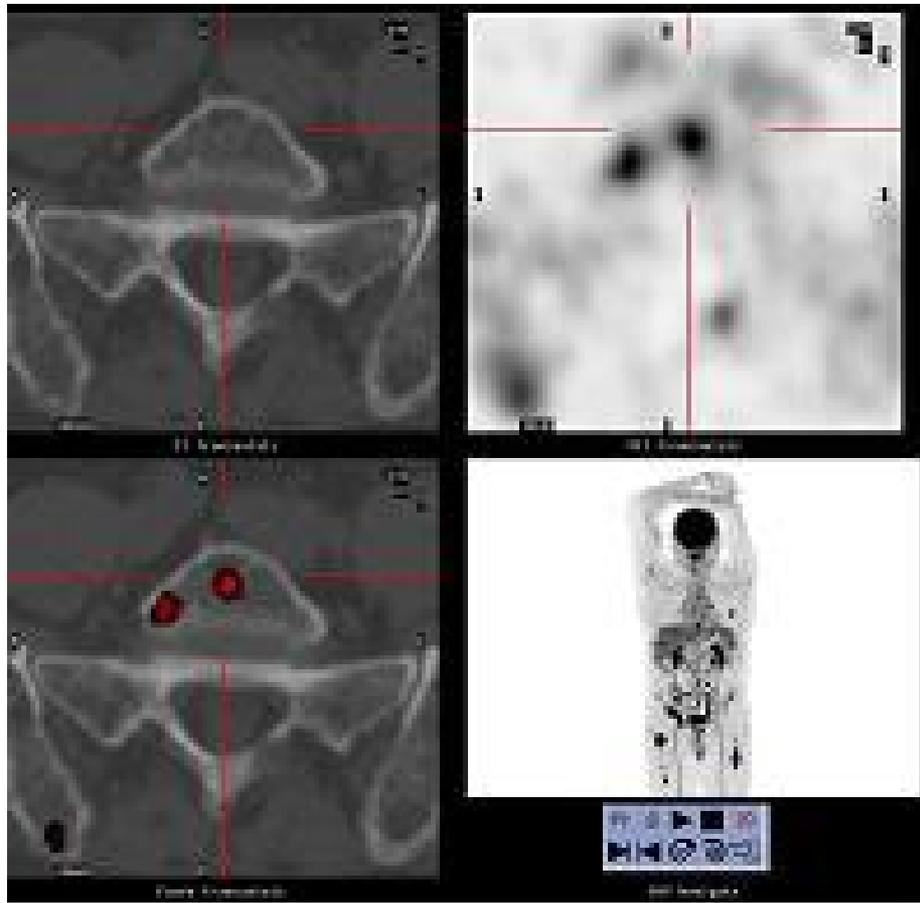
Le PET-Scan

Nodule pulmonaire négatif au PET-scan : valeur prédictive négative



Le PET-Scan

Myélome



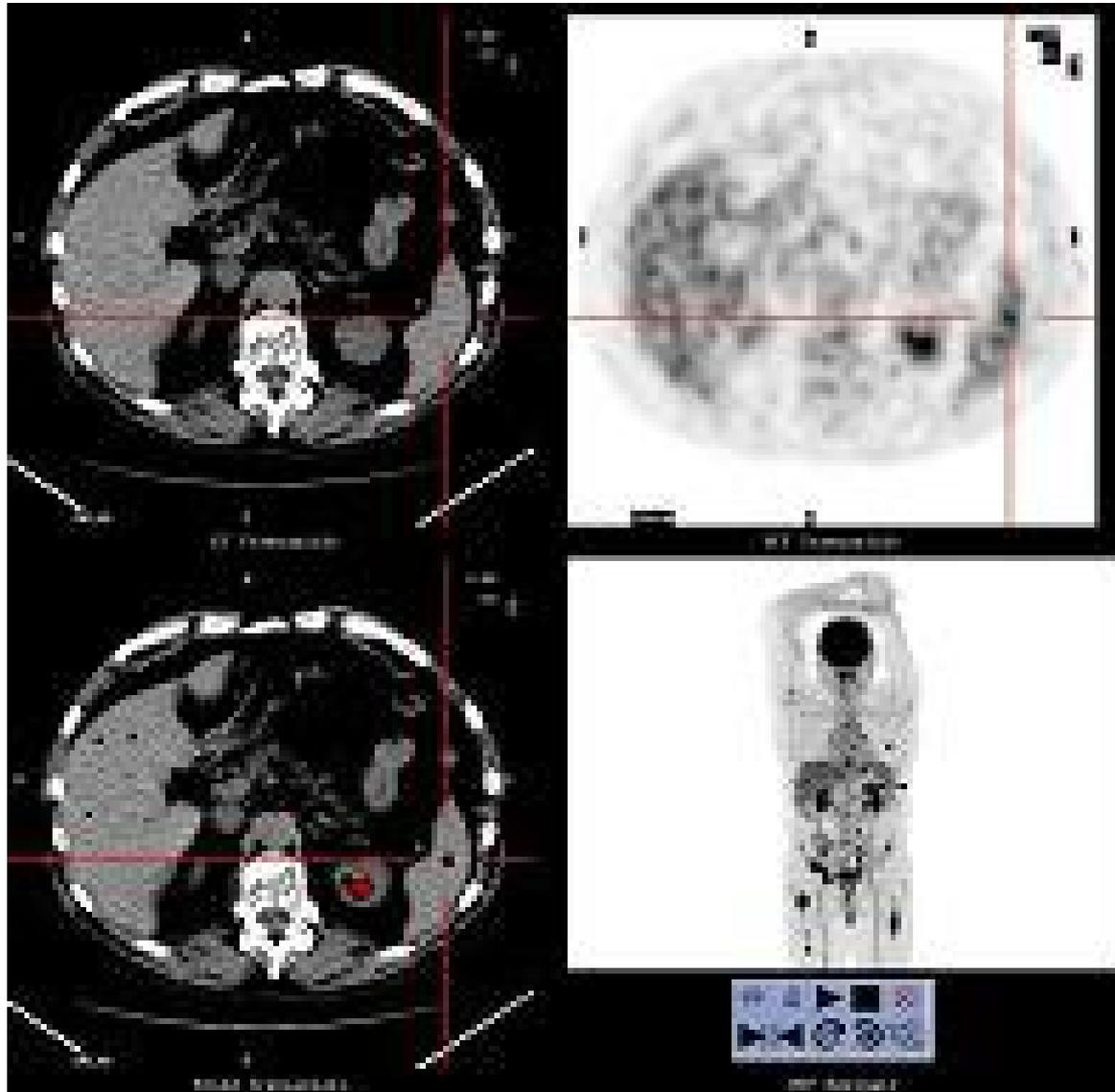
Le PET-Scan

Myélome

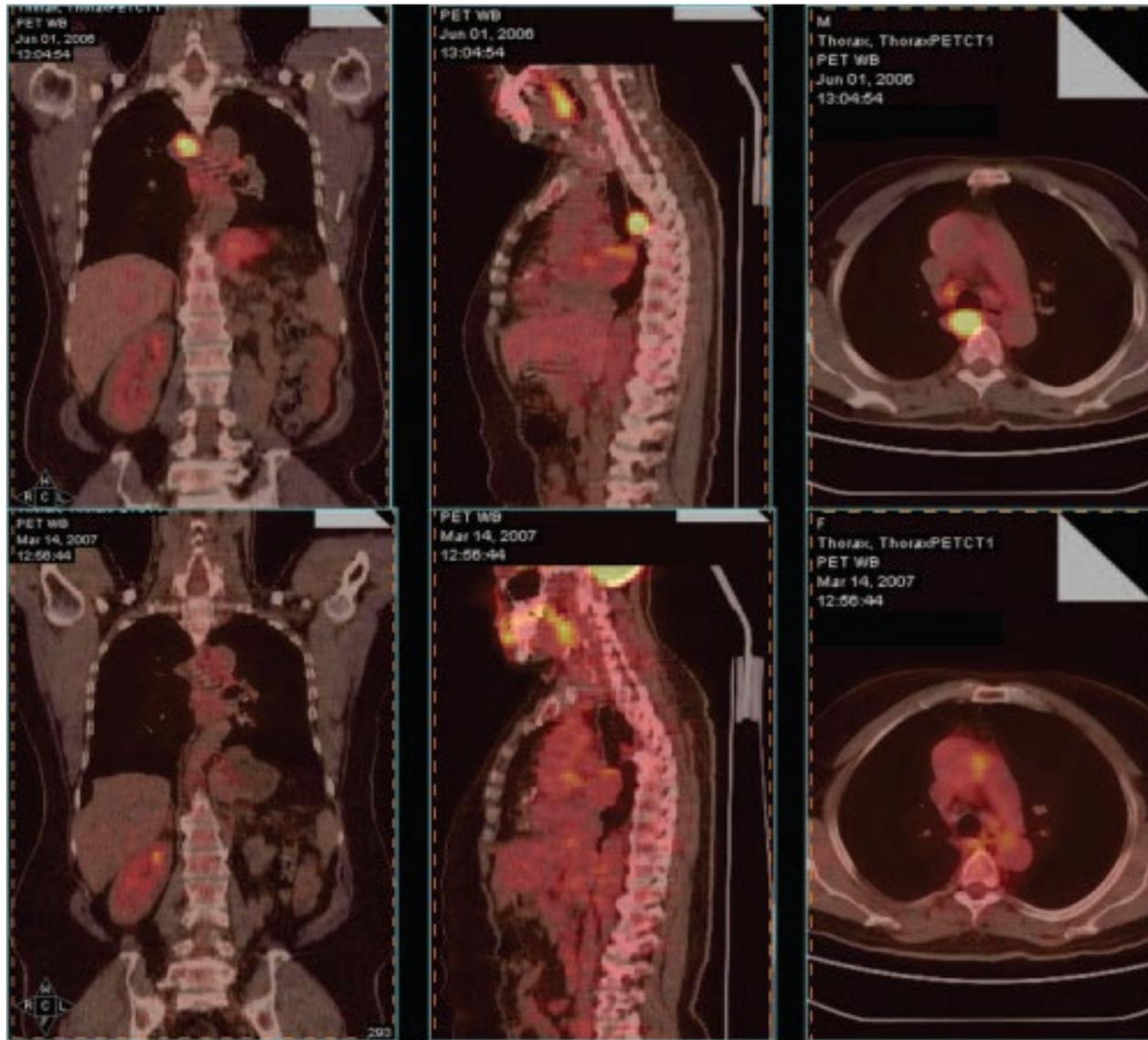


Le PET-Scan

Myélome

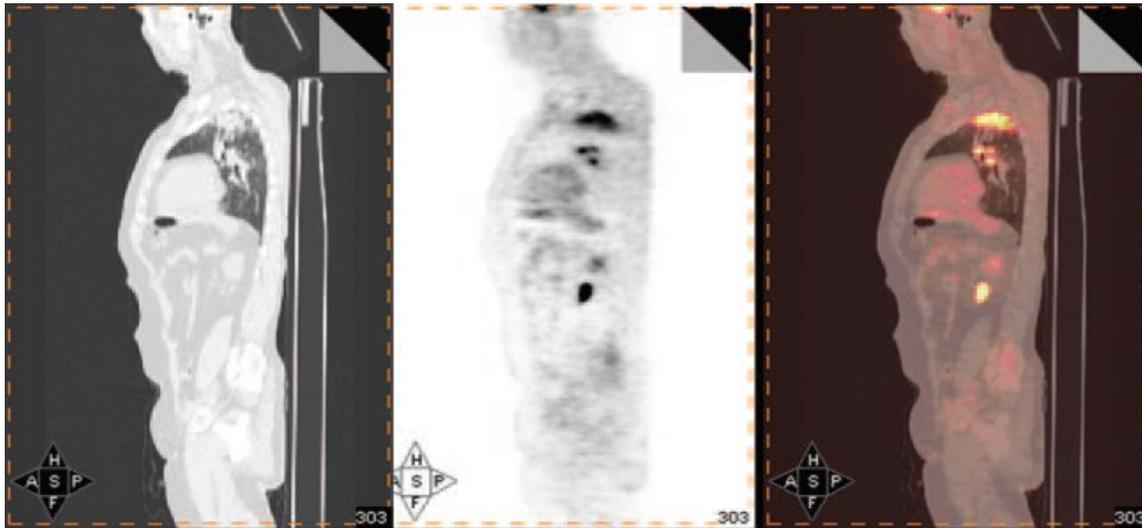


Le PET-Scan

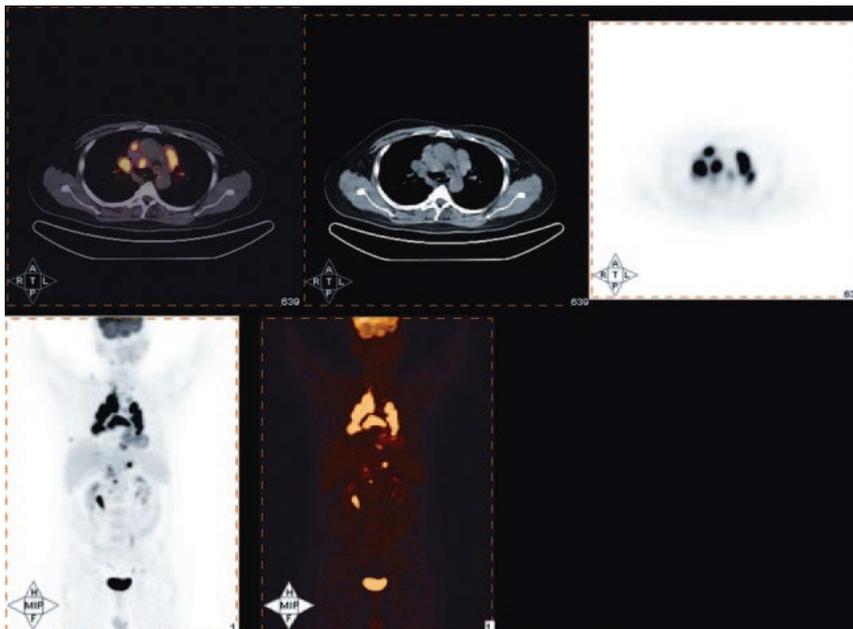


FDG-PET : Tuberculose, avant et après traitement

Le PET-Scan

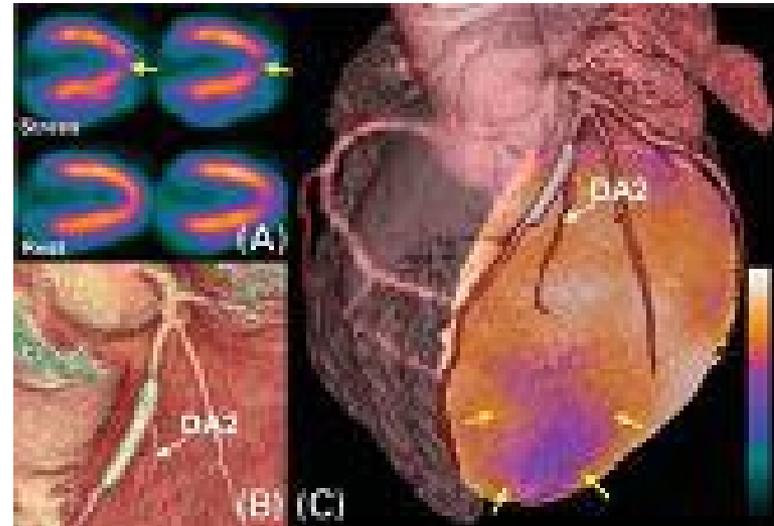
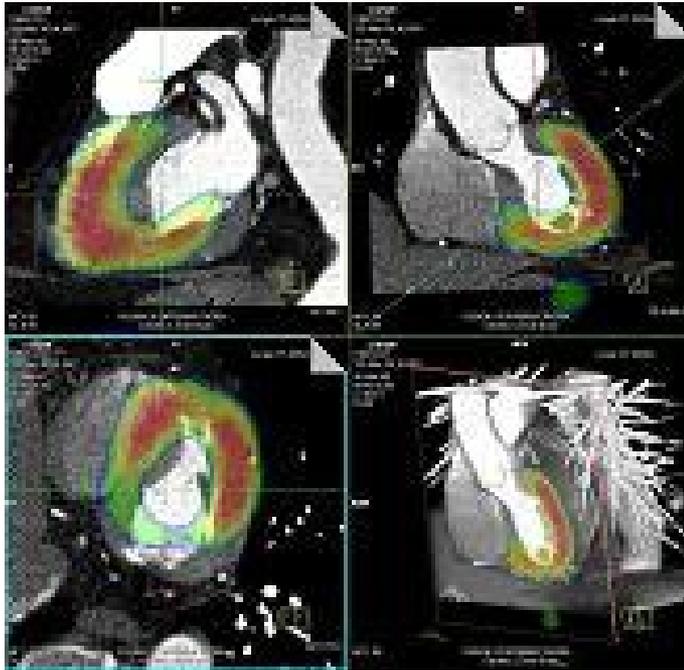


FDG-PET : Tuberculose

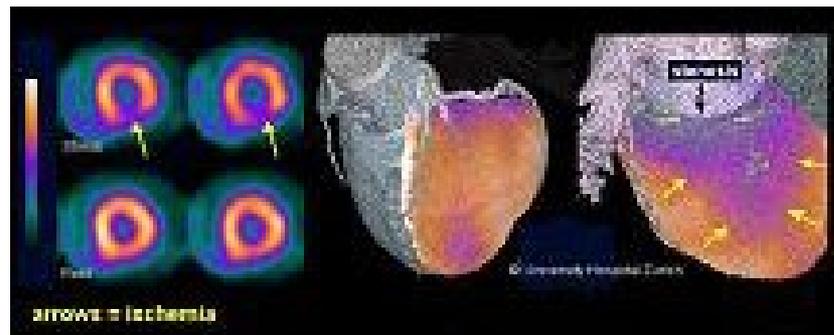


FDG-PET : sarcoïdose

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

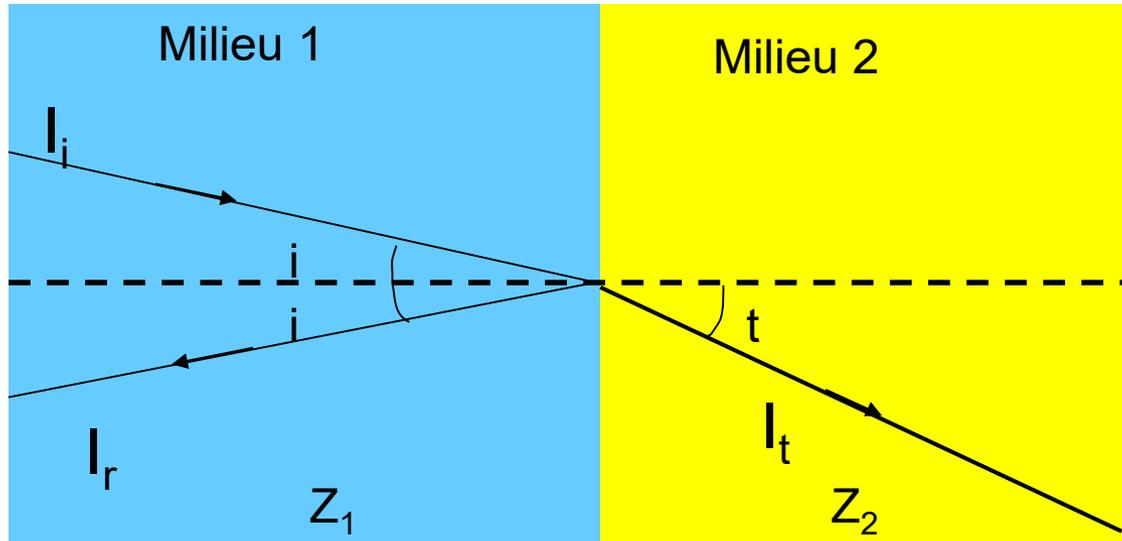
Techniques d'imagerie utilisant des ultrasons (échographie et Doppler)

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

$$Z_i = \rho_i C_i$$

ρ_i : masse volumique du milieu i

C_i : célérité du son dans le milieu i

R : coefficient de réflexion

Conservation de l'énergie :

$$I_i = I_r + I_t$$

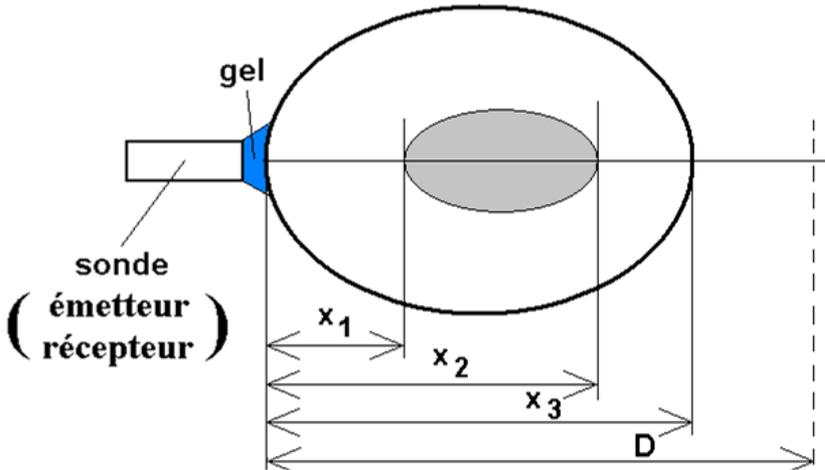
$$\frac{I_r}{I_i} = R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

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

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

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

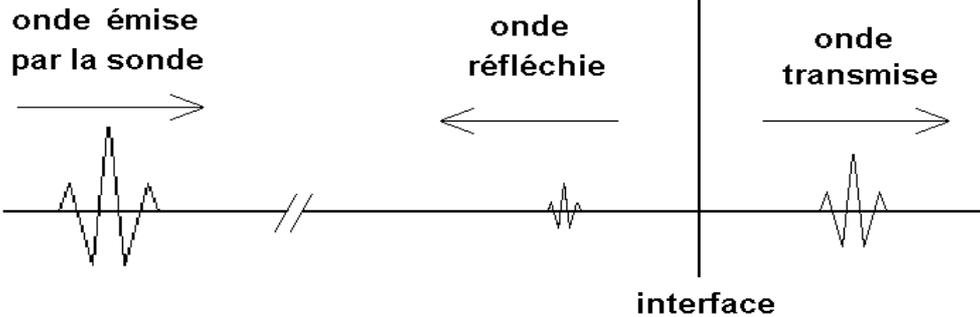
II. Principe de l'échographie



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

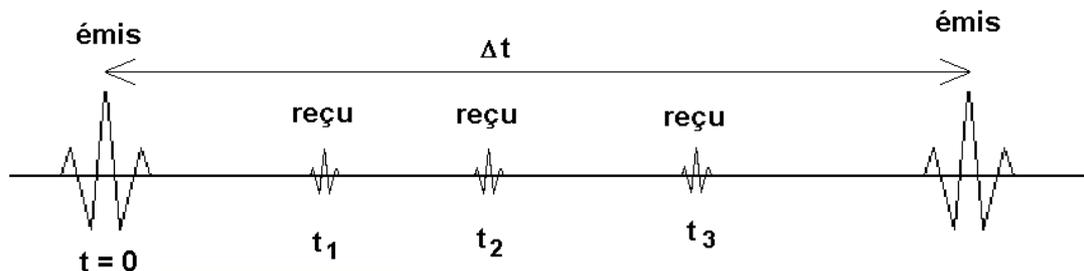
↳ Le même matériau peut servir de source d'US et de détecteur de signal réfléchi

↳ Impulsions sonores de 1 à 15 MHz



C : célérité du son

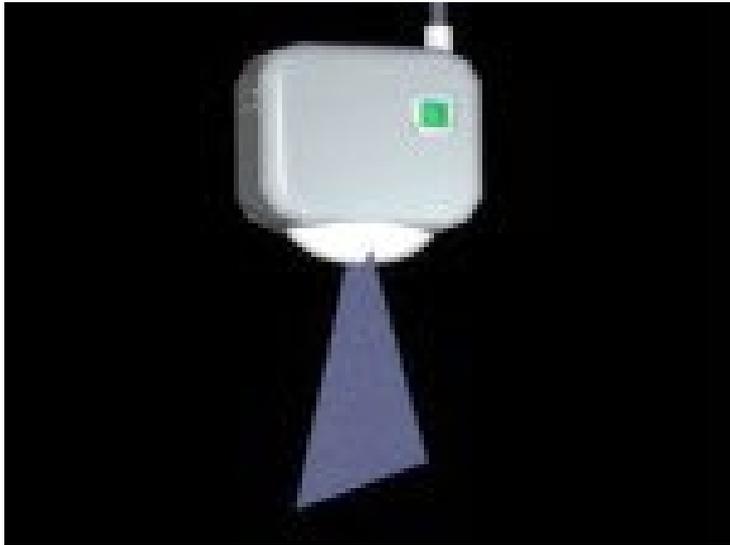
milieu	Célérité du son (m/s)
Air	343
Tissus mous	1540 (moyenne)
Os	2100-4080



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

↳ 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

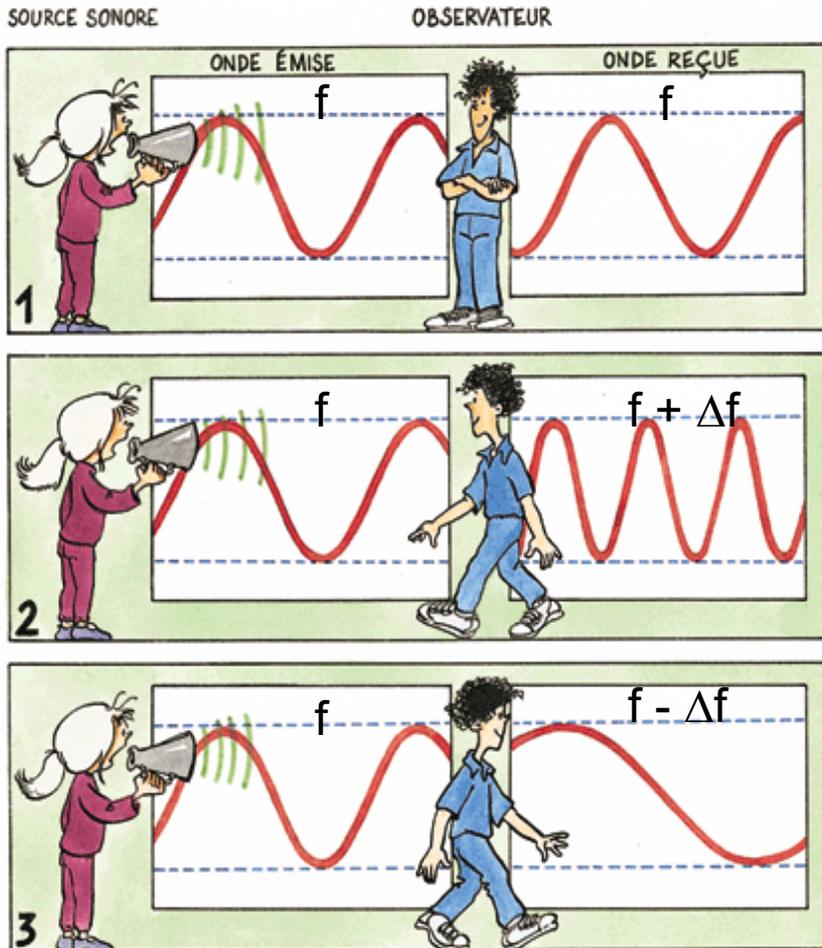


Résolution spatiale : de l'ordre de $50 \mu\text{m}$

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

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

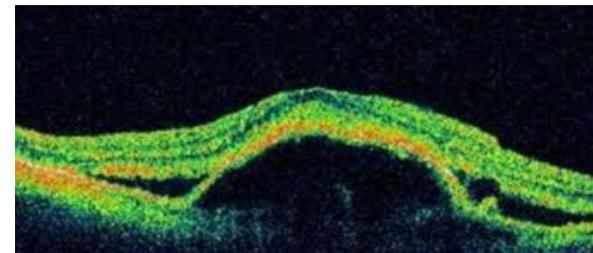
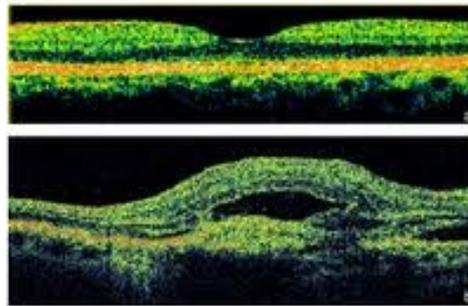
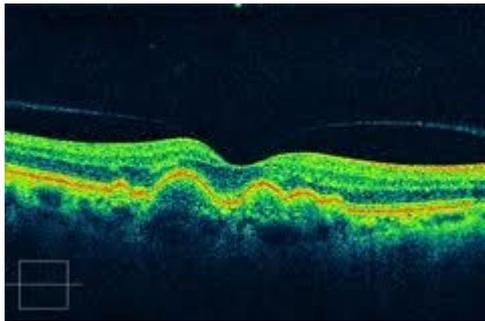
Résolution spatiale : de l'ordre de 1 à 15 μm

Résolution temporelle : de l'ordre de quelques ms

II. Exemples d'applications médicales

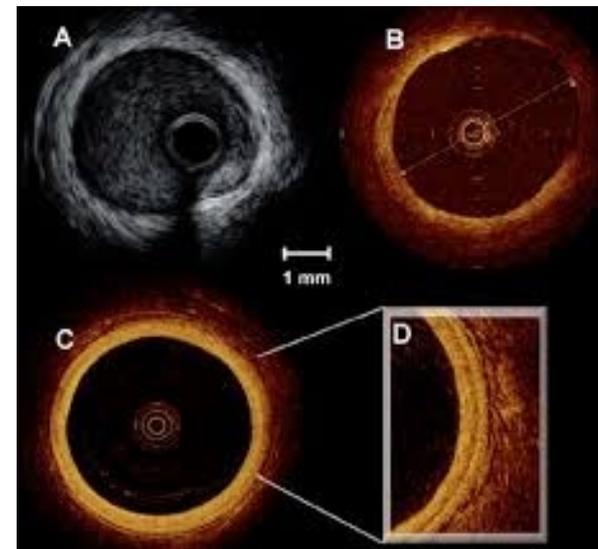
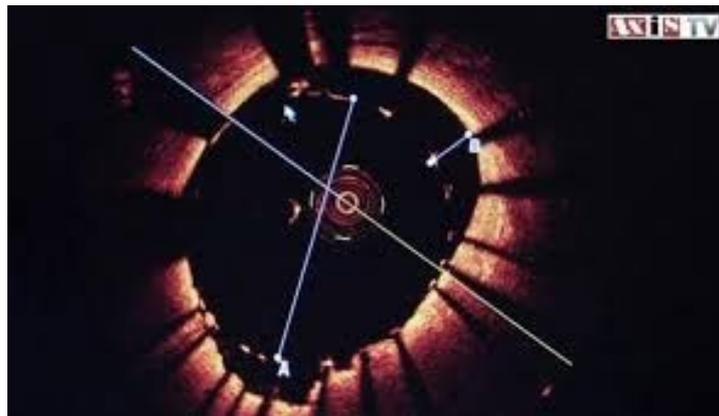
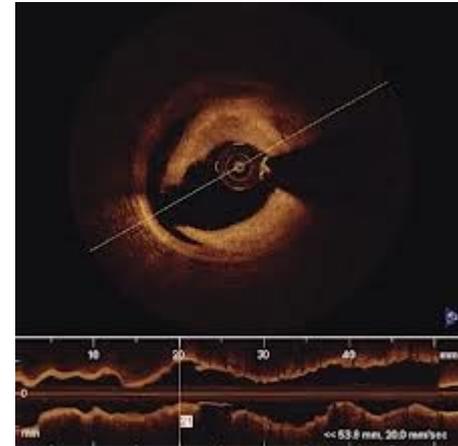
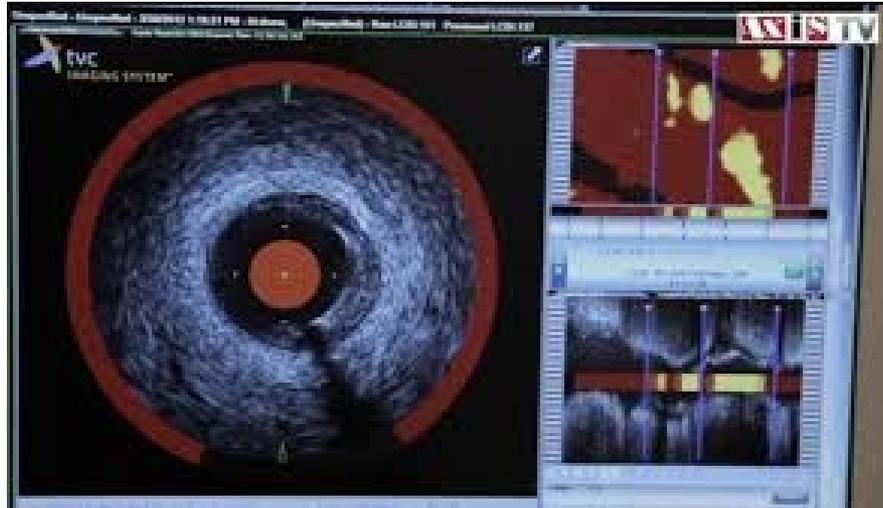
La tomographie par cohérence optique (OCT)

Pathologie oculaire (DMLA)



La tomographie par cohérence optique (OCT)

Pathologie coronarienne



Chapitre V

Techniques d'imagerie utilisant des radiofréquences (IRM)

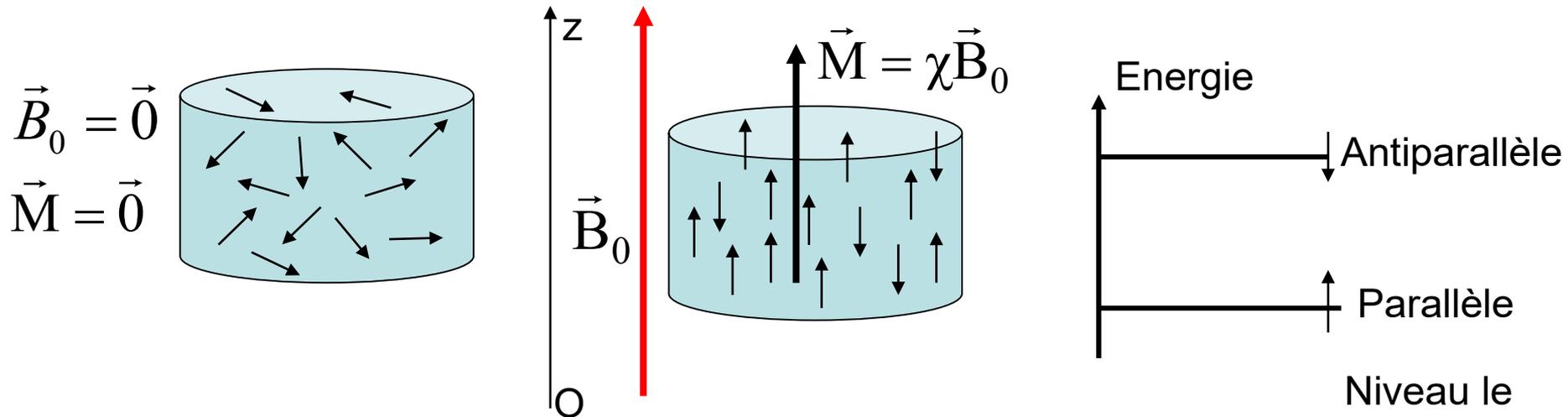
I. Phénomène de résonance magnétique et paramètres physiques importants

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

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

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

En imagerie médicale on utilise essentiellement ^1H



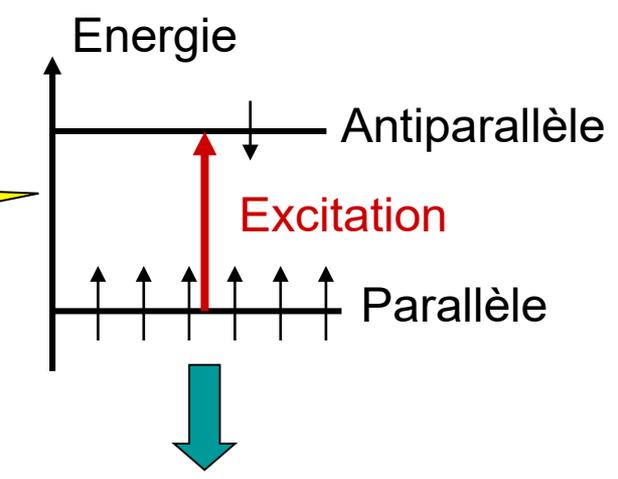
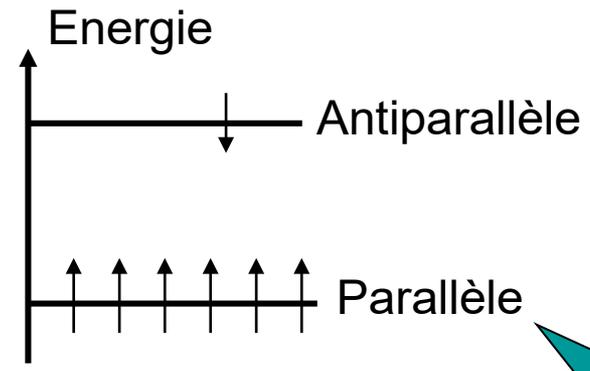
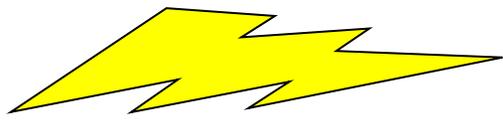
\vec{M} : aimantation macroscopique

χ : susceptibilité magnétique du milieu

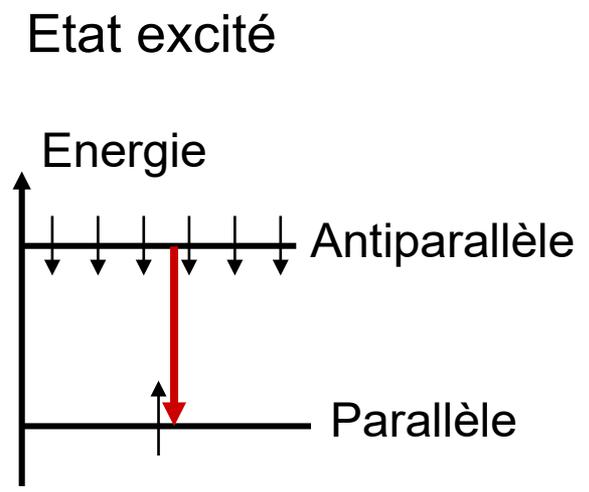
En présence de \vec{B}_0

\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 (\parallel 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 :

ρ : 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

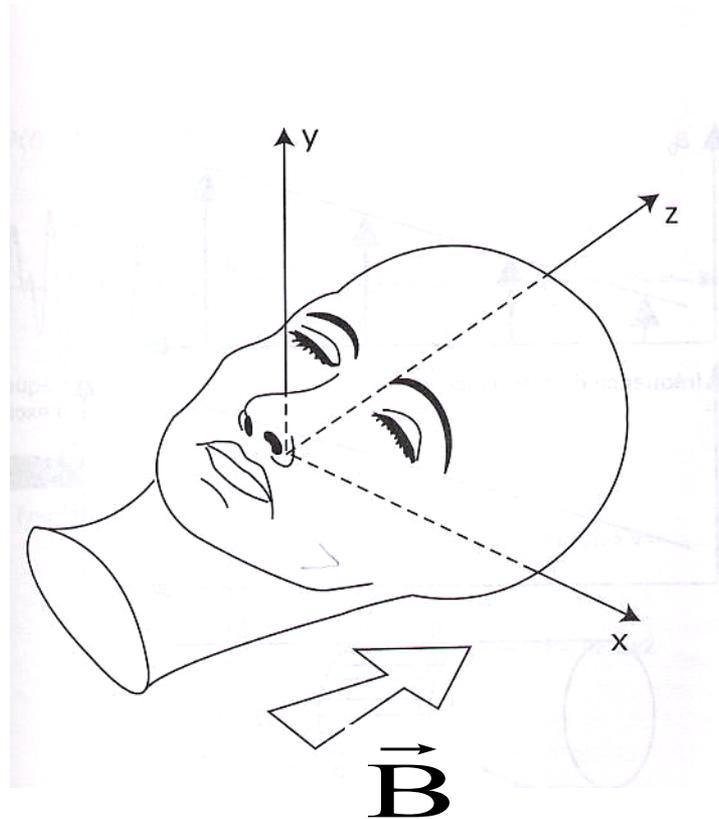
↪ Le contraste provient essentiellement des valeurs de T_1 et T_2

➤ 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)



Résolution spatiale : de l'ordre du mm
Inférieure à 100 μm avec les IRM à haut
champ magnétique (7-18 T)

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

En 2016, 3 PET-IRM en France

IRM anatomique



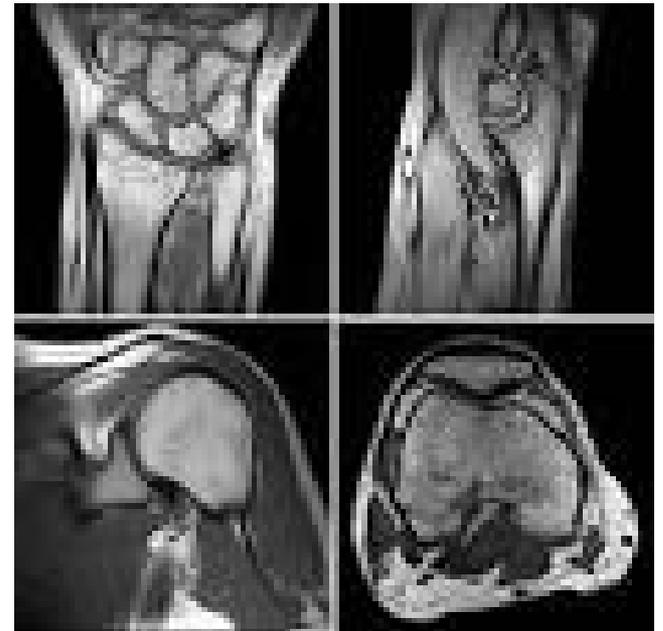
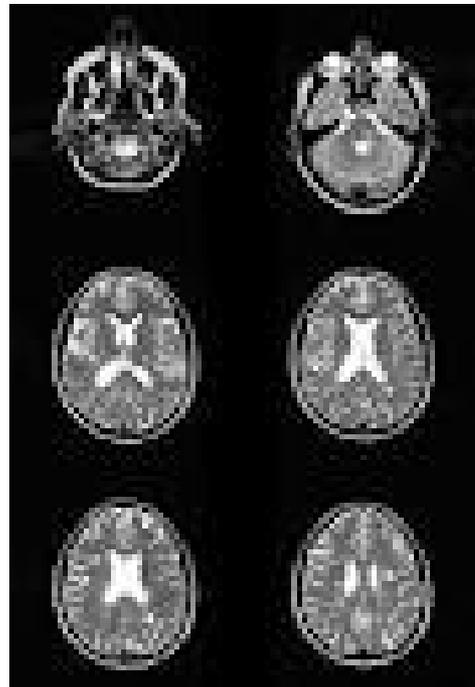
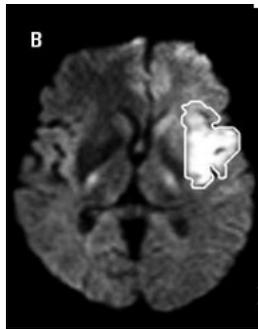
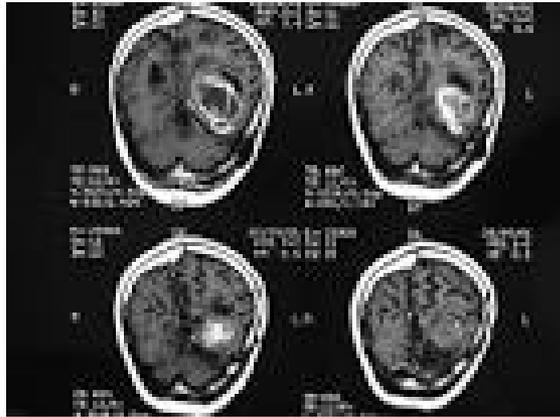
Applications de l'IRM de diffusion (avec produit de contraste)

- 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

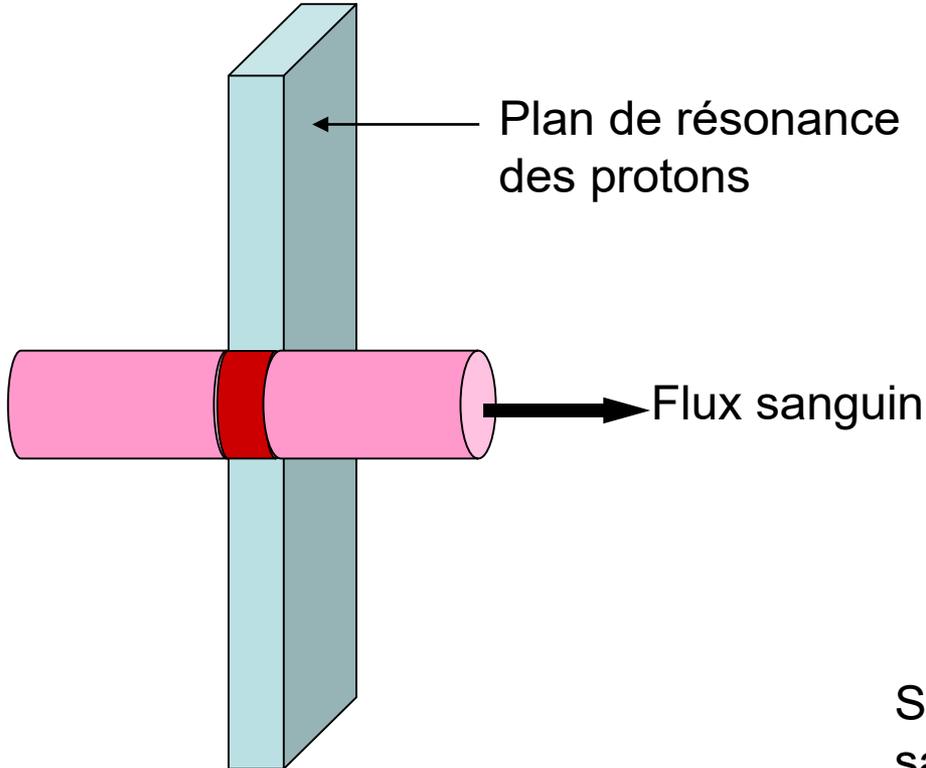
- Tumorale : lymphome cérébral, kystes épidermoïdes et cholestéatomes (hypersignal en diffusion).
- Infectieuse : abcès cérébraux à pyogènes (ADC diminué, permettant le diagnostic différentiel avec une tumeur nécrotique dont l'ADC est augmenté), encéphalite herpétique .
- Dégénérative : Maladie de Creutzfeldt-Jakob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

L'IRM

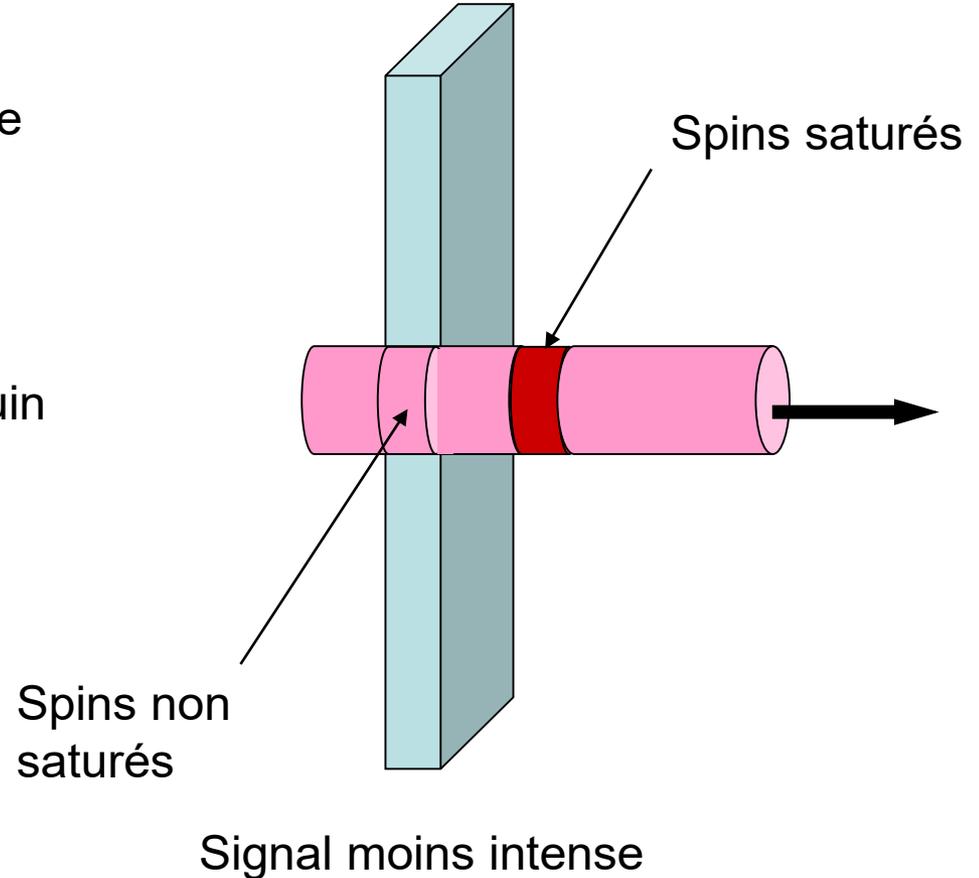


III. Principe et applications de l'IRM des flux

Au temps t



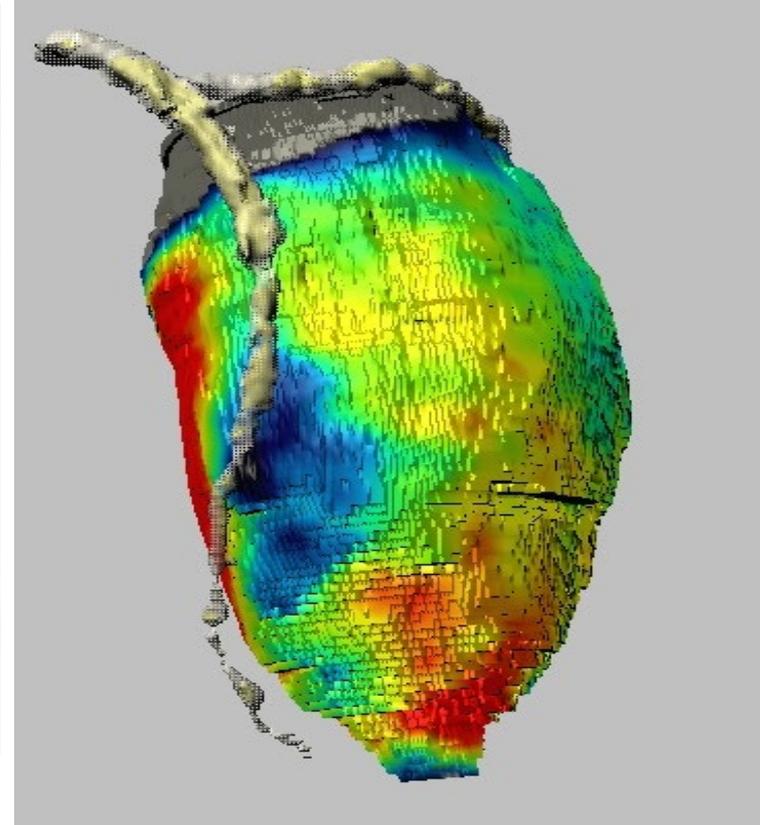
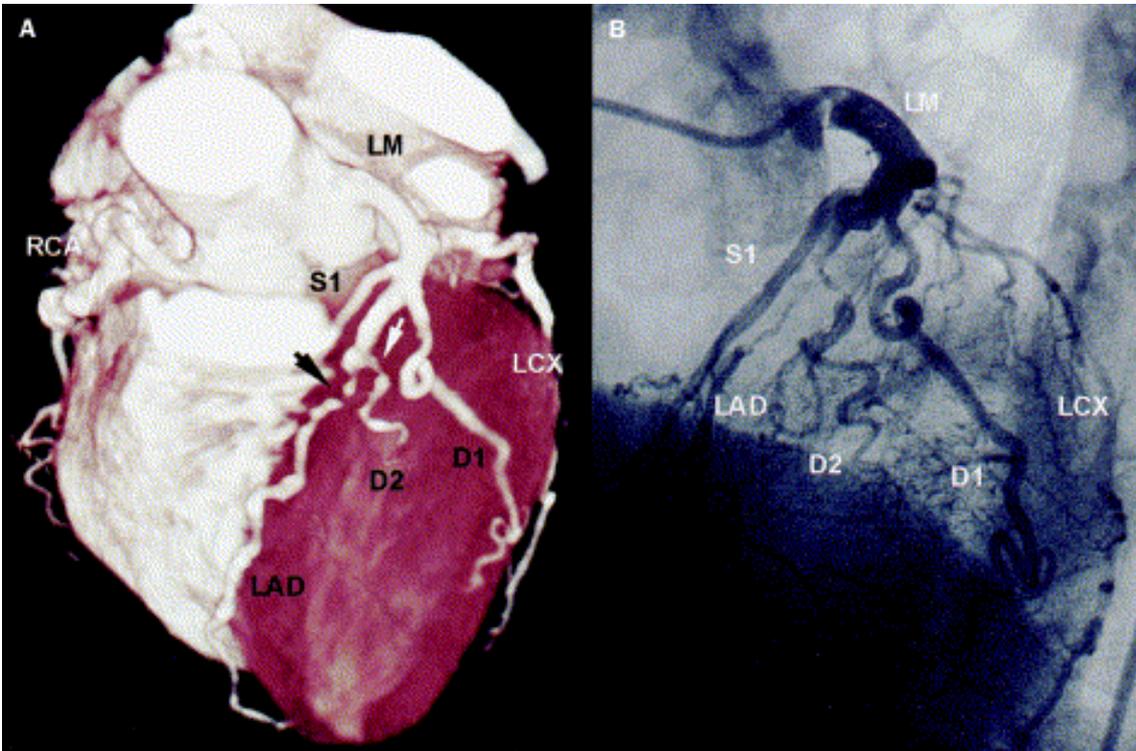
Au temps $t + \Delta t$



↪ On peut suivre le déplacement des protons

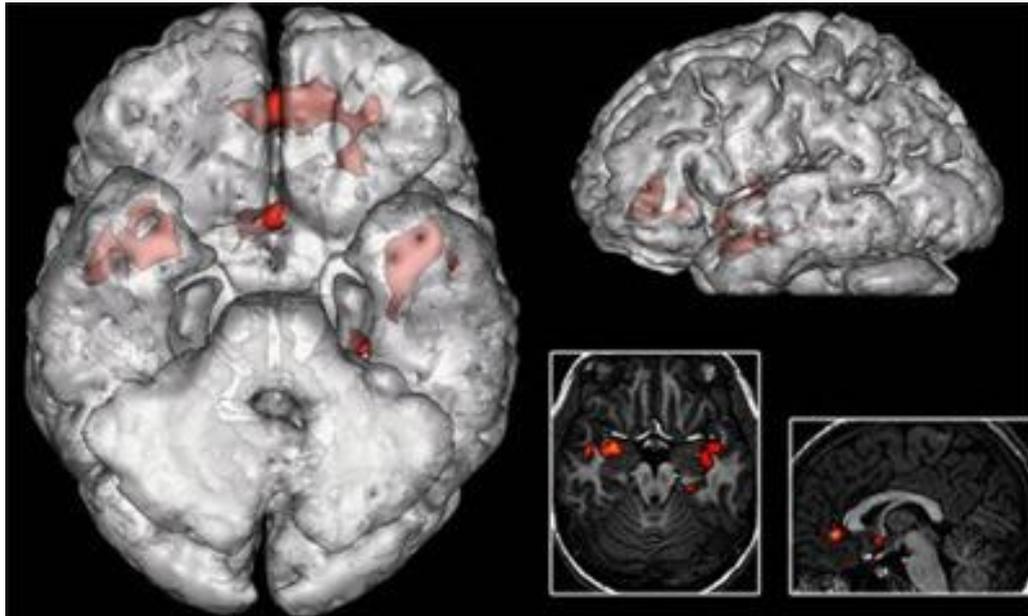
Résolution temporelle : de l'ordre de quelques ms

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

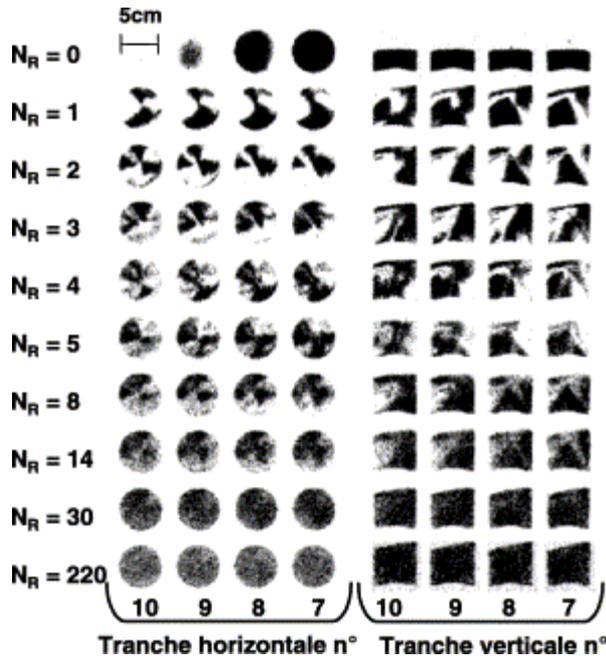
Conclusion

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 γ	SPECT	Densité des molécules marquées	~ 5-10 mm	~ 1 à 40 minutes	oui
Rayons γ	PET	Densité des molécules marquées	~ 5 à 2 mm	~ 2 minutes	oui
Ultrasons	Échographie	Localisation des interfaces	~ 50 μ m	~ quelques ms	oui
Proches IR	OCT	Localisation des interfaces	~ 1 à 15 μ 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)
 - ...

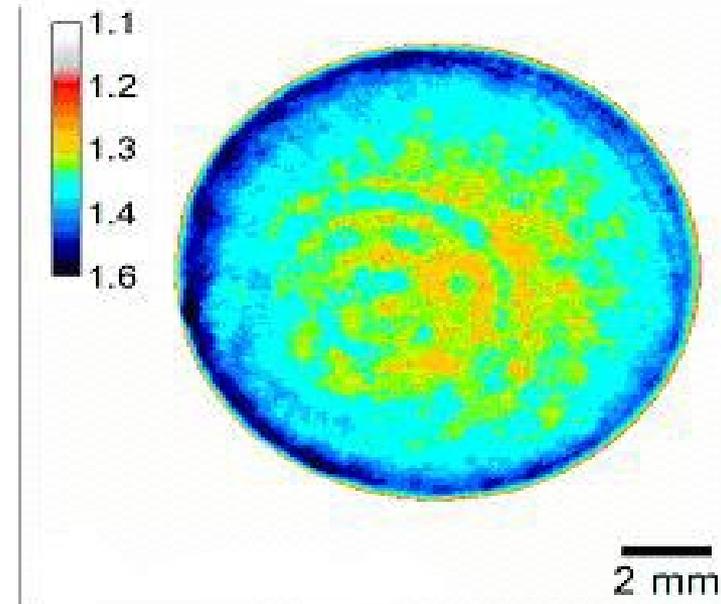
- Dans ce cours, applications médicales de l'imagerie
Mais aussi utilisation dans d'autres domaines et en particulier en recherche :
recherche clinique chez l'animal, recherche en pharmacotechnie...

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



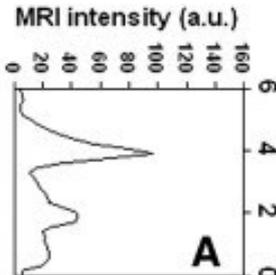
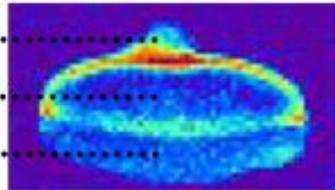
V. Busignies et *al.* 2006

Etude par IRM du gonflement de comprimés osmotiques

MRI monitoring after

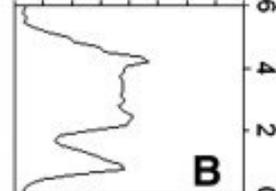
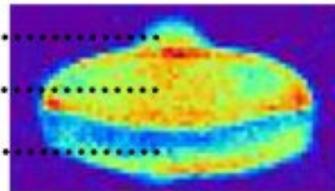
2 hr dissolution

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



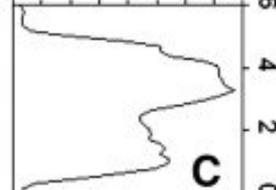
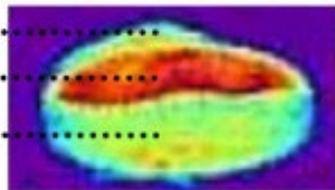
4 hr dissolution

Released material
Uniformly hydrated DL
Hydrated PL closed to membrane



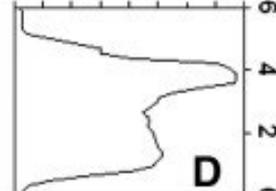
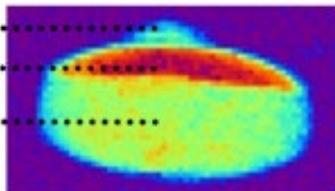
8 hr dissolution

Released material
Highly hydrated DL
Uniformly hydrated PL which swells



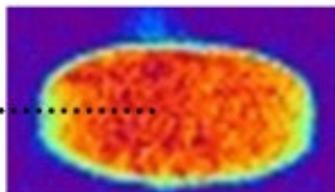
12 hr dissolution

Released material
Highly hydrated DL
Swelling of the PL



16 hr dissolution

Fully hydrated PL



Distance (mm)

V. Malaterre et al. 2009