

Physique pour la médecine

Imagerie médicale

Processus ionisants

- Radiologie (conventionnelle, scanner)
- TEP (Tomographie par émissions de positrons)

Non ionisants :

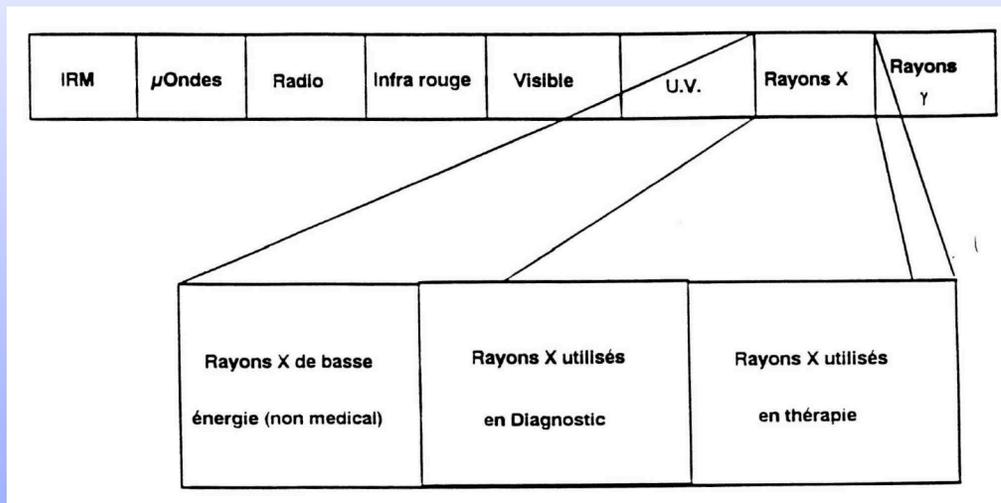
- Echographie
- IRM (Imagerie par Résonance Magnétique)

Rayons X

Découverts par Röntgen en 1895 : rayonnement
Pouvant traverser des corps opaques à la lumière.

$$\lambda = 10^{-12} \text{m} / 10^{-8} \text{m}$$

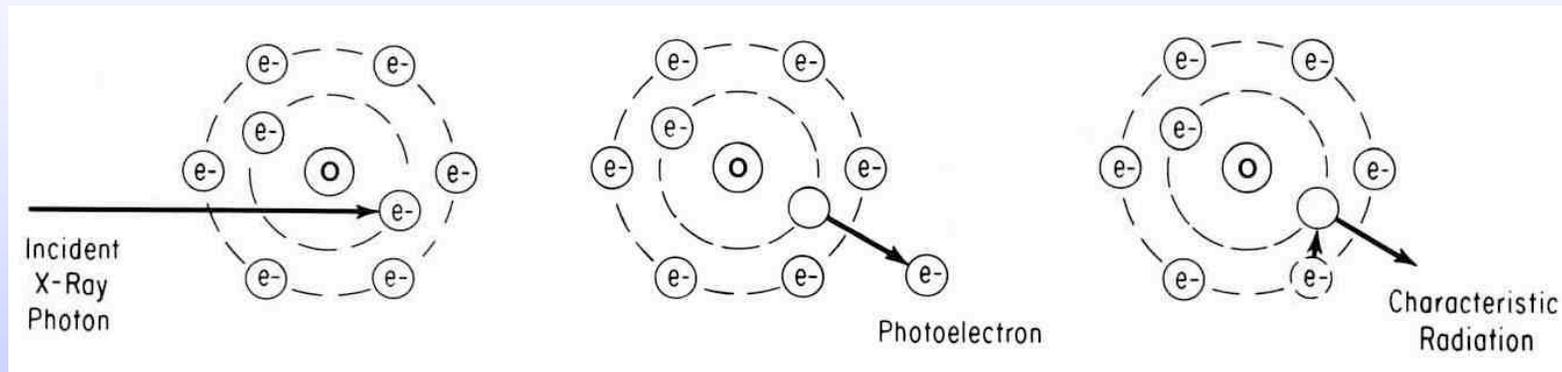
$$E = h\nu : \text{de } 10 \text{eV à } 1 \text{MeV}$$



L'image radiographique résulte de la différence
d'atténuation des rayons X dans les milieux traversés

Interaction avec la matière

Effet photoélectrique :



Probabilité de l'interaction photoélectrique proportionnelle au cube du nombre atomique.

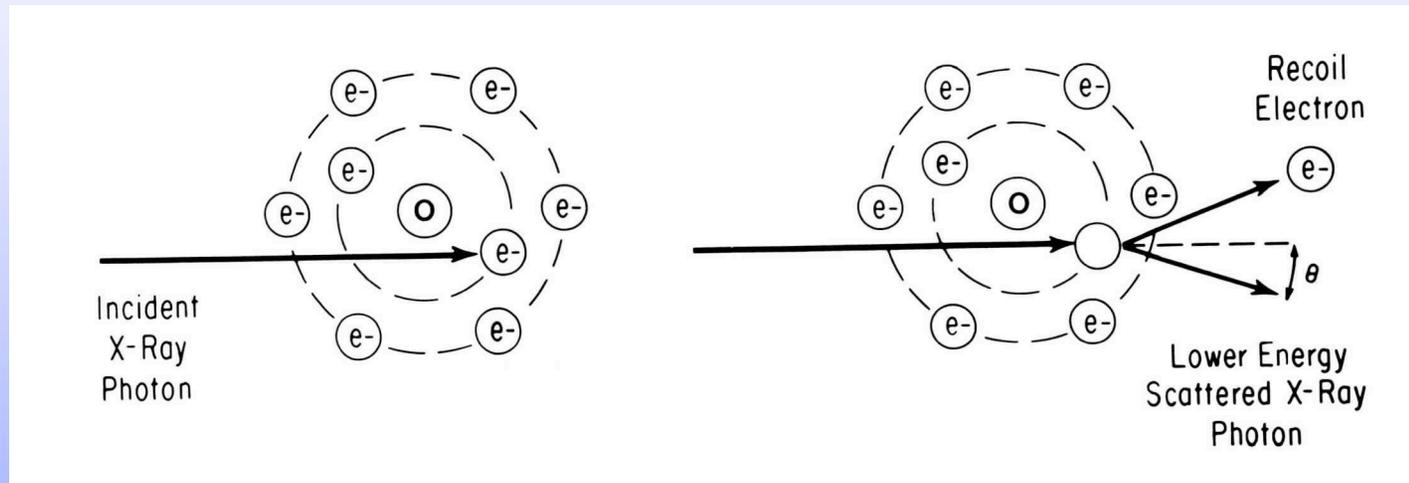
↔ Différence des probabilités entre les différents éléments, c'est-à-dire différence d'absorption des différents tissus.

Par exemple, la probabilité d'interaction par un effet photoélectrique est $(53/16)^3 = 36$ fois plus grande pour un atome d'iode ($Z = 53$) que pour un atome d'oxygène ($Z = 16$). Ceci explique pourquoi la protection contre les rayons x est souvent réalisée par du plomb ($Z=82$) : quelques millimètres de plomb suffisent à arrêter une grande proportion de RX

L'effet photoélectrique est l'effet principal dans les matières organiques lorsque les rayons x sont de relativement faible énergie. On considère que l'effet photoélectrique est l'effet majeur pour des énergies inférieures à 70keV

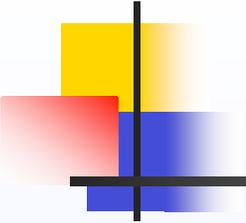
Interaction avec la matière

Effet Compton (diffusion)



Effet prépondérant dans les tissus organiques avec des rayons x de **forte énergie** (tension > 100 kV). La probabilité de l'évènement dépend de la densité électronique du matériaux.

--> responsable de la baisse du contraste



Rayons X : dangerosité

Rayonnements électromagnétiques $> 10 \text{ KeV}$ sont **ionisants**
→ considérés comme **dangereux**.

Les examens d'imagerie utilisant les rayons x (radiographie et tomographie) accompagnés de mesures de précautions et sont encadrés par une réglementation limitant les risques

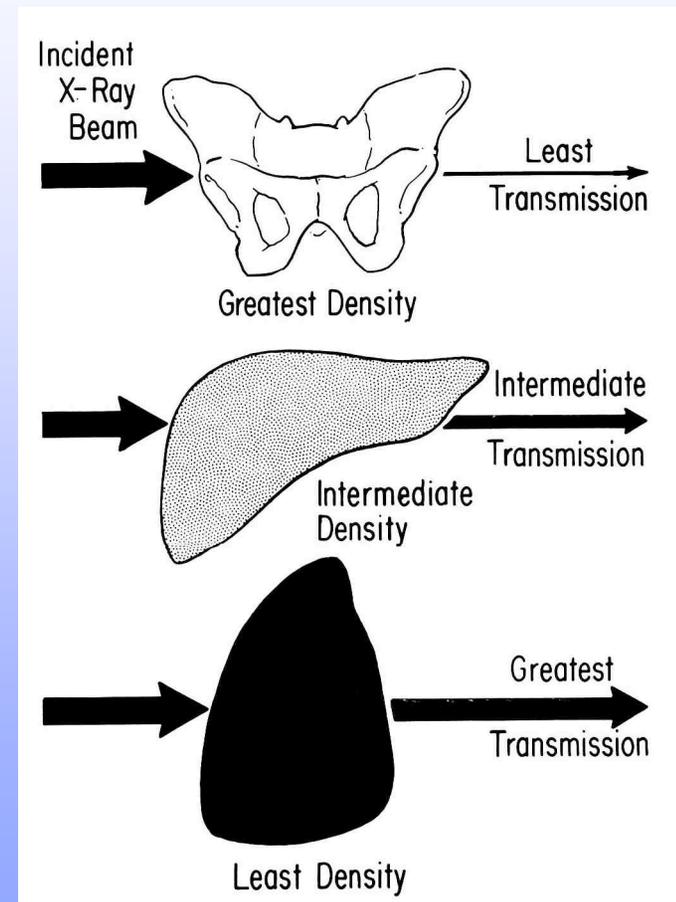
Rayons X : atténuation

Atténuation, en prenant en compte les deux types d'interaction rayonnement-matière :

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

μ : coefficient linéaire d'atténuation, fonction de l'énergie des photons, du nombre atomique et de la densité électronique de la substance.

(Equation vrai en monochromatique : filtrage du faisceau nécessaire)



Rayons X : production

Émission générale (ou bremsstrahlung) et **l'émission caractéristique**.

Dans les 2 cas, les rayons x issus de l'interaction d'un flux d'électron lancé à grande vitesse sur une cible

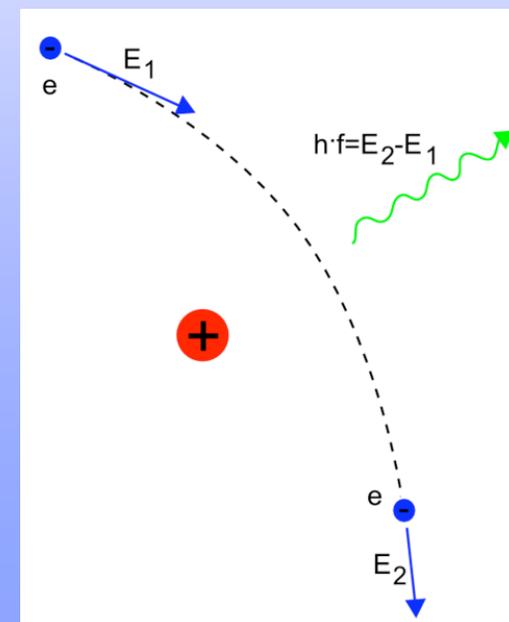
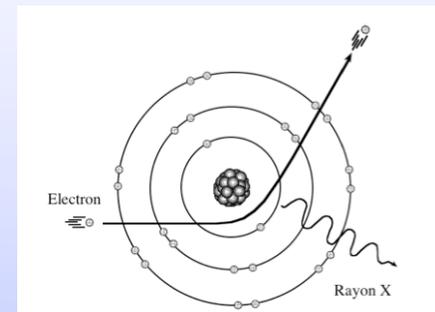
L'émission générale (rayonnement continu de freinage) : mode principal de production en radiologie :

l'électron passe à proximité du noyau et se trouve attiré par sa charge. L'électron est dévié et ralenti.

--> flux de photons avec spectre en énergie continu

Energie max. des photons = Energie cinétique initiale E_1 des électrons.

Le spectre en énergie s'arrête donc à E_1 .

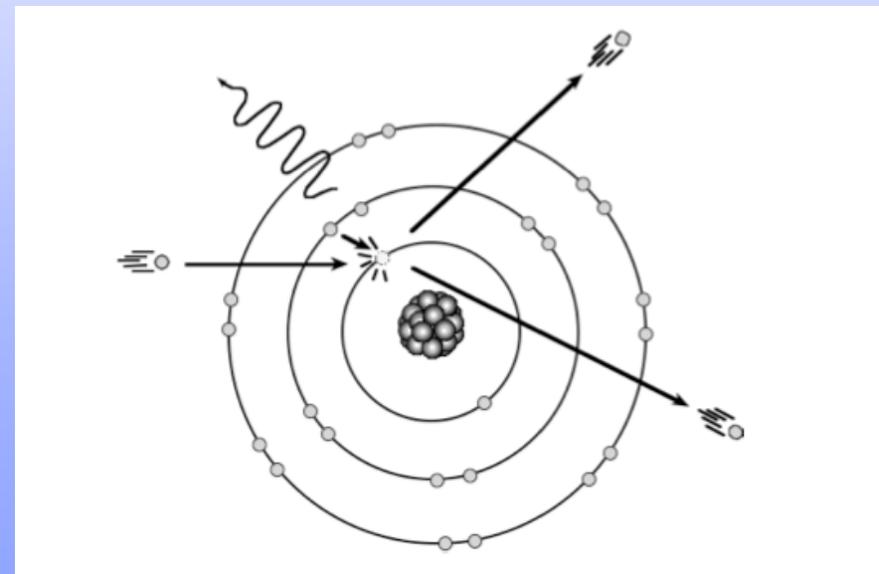


Rayons X : production

Emission caractéristique : mineur dans la production
Mais utilisé dans la détection et dosage de certains atomes
(fluorescence X)

Energie de l'électron $>$ Energie d'ionisation

Différence d'énergie entre
les couches :
Rayonnement, dont
l'énergie ne dépend que de
l'atome



Rayons X : Tubes radiogènes

Haute tension électrique (20 à 400 kV) entre deux électrodes. Il se produit alors un courant d'électrons de la cathode vers l'anode (appelée « anticathode » ou « cible »).

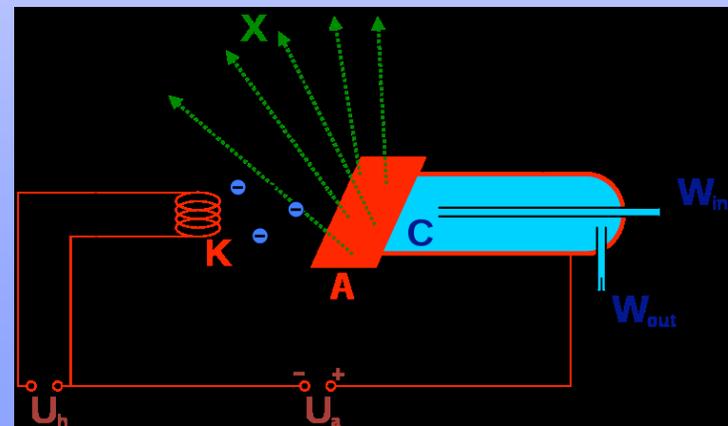
Rayonnement continu de freinage avec les atomes de la cible
+ fluorescence X

Pertes thermiques : 99% --> refroidissement

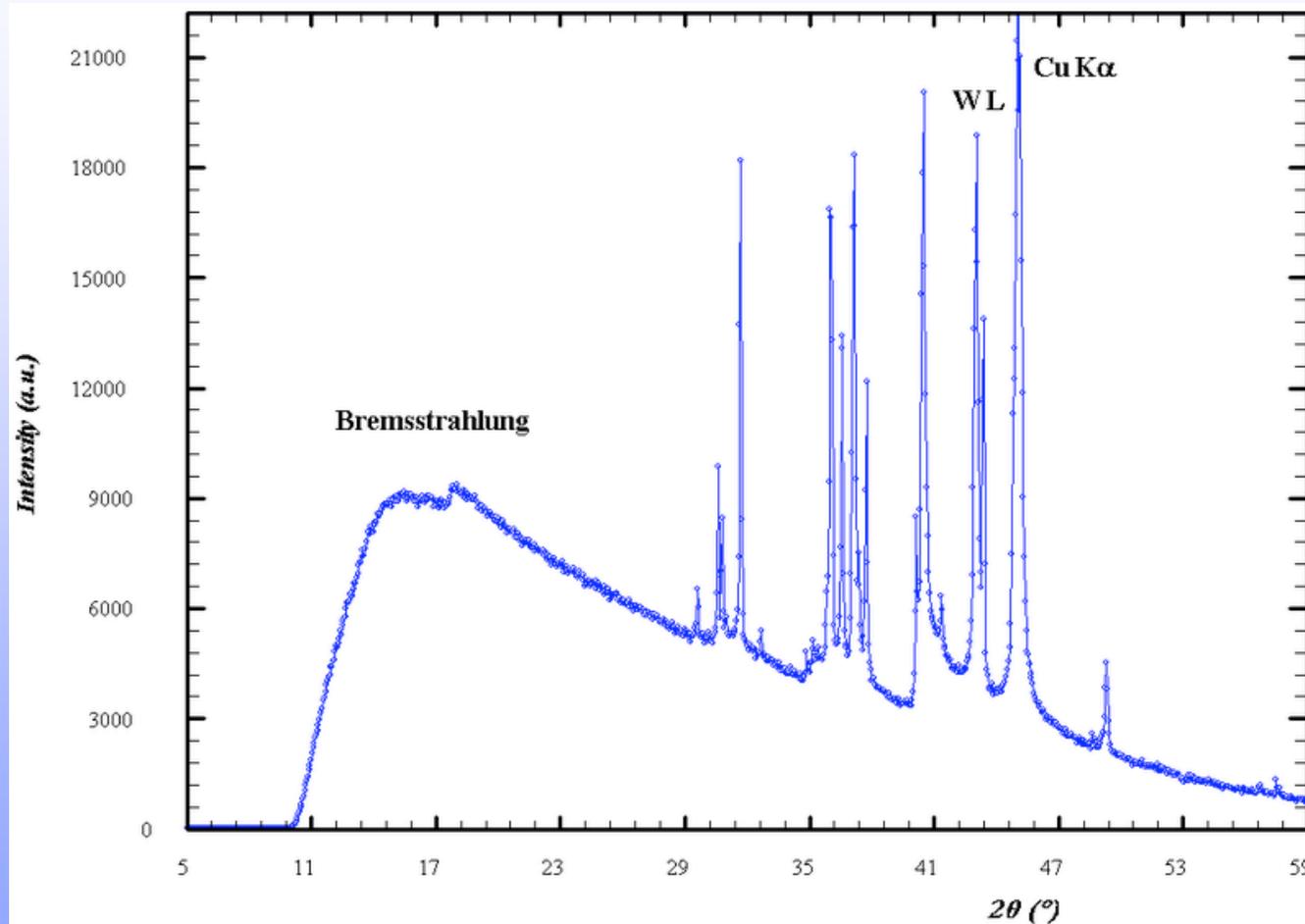
Tube Coolidge :

Sous vide (10^{-4} Pa)

cathode=filament Tungstène:



Rayons X : production

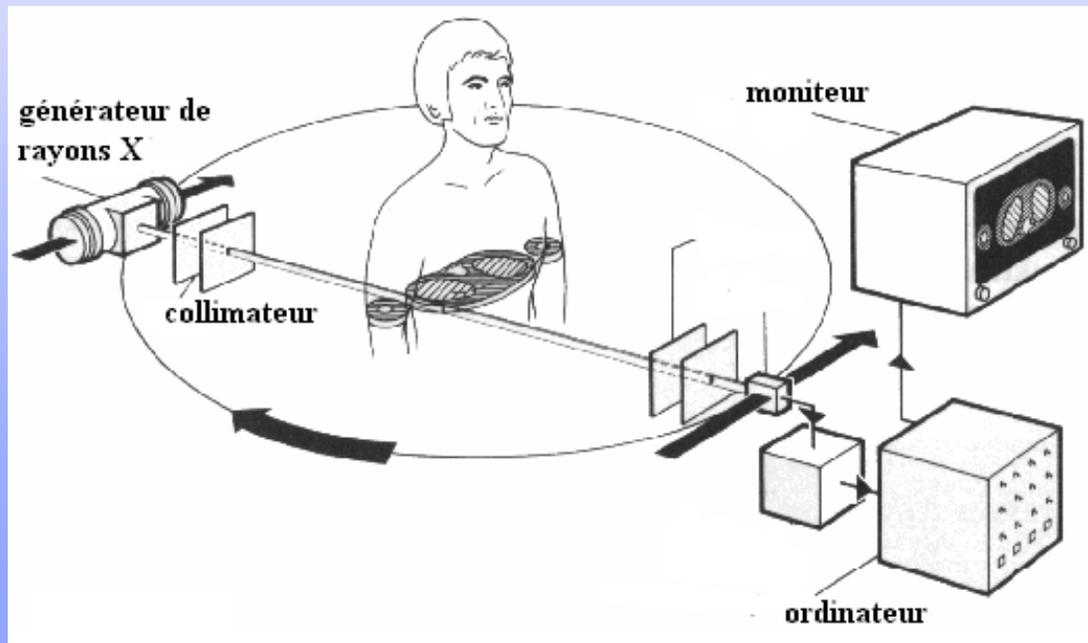


Scanner - CT Scan

La scanographie / tomographie par rayons X assistée par ordinateur/
tomodensitométrie. Idée : Dr Oldendorf et Dr Ambrose, 1er prototype
1968 par G .N. Hounsfield, prix Nobel en 1979

système de « coupes » successives

reconstruction en 3D permet ensuite d'obtenir des volumes à partir de coupes.



Analyse multi-
angulaire

Scanner - CT Scan

But : construire un tableau de chiffres représentant les coefficients d'atténuation des rayons X (dépendant de la nature des tissus) dans un petit élément volumique (voxel).

3 phases :

- 1- rotation d'un tube à rayon X autour du patient pour obtenir différentes projections ("analyse multi-angulaire").
- 2- traitement informatique des données (algorithmes de reconstructions)
- 3- représentation matricielle des valeurs calculées..

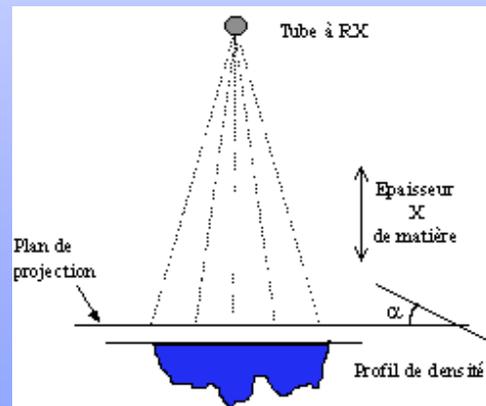


Figure 2.2 : Profil de densité

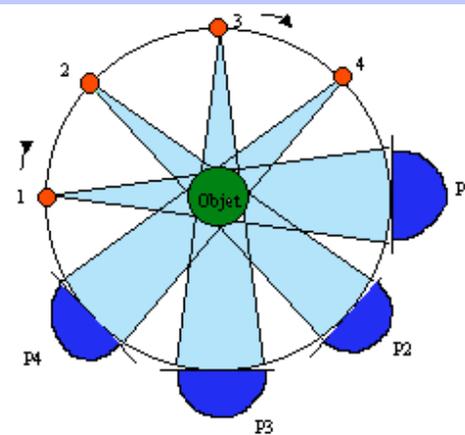
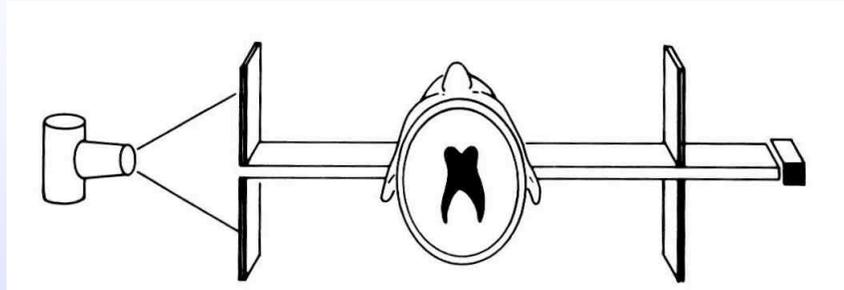


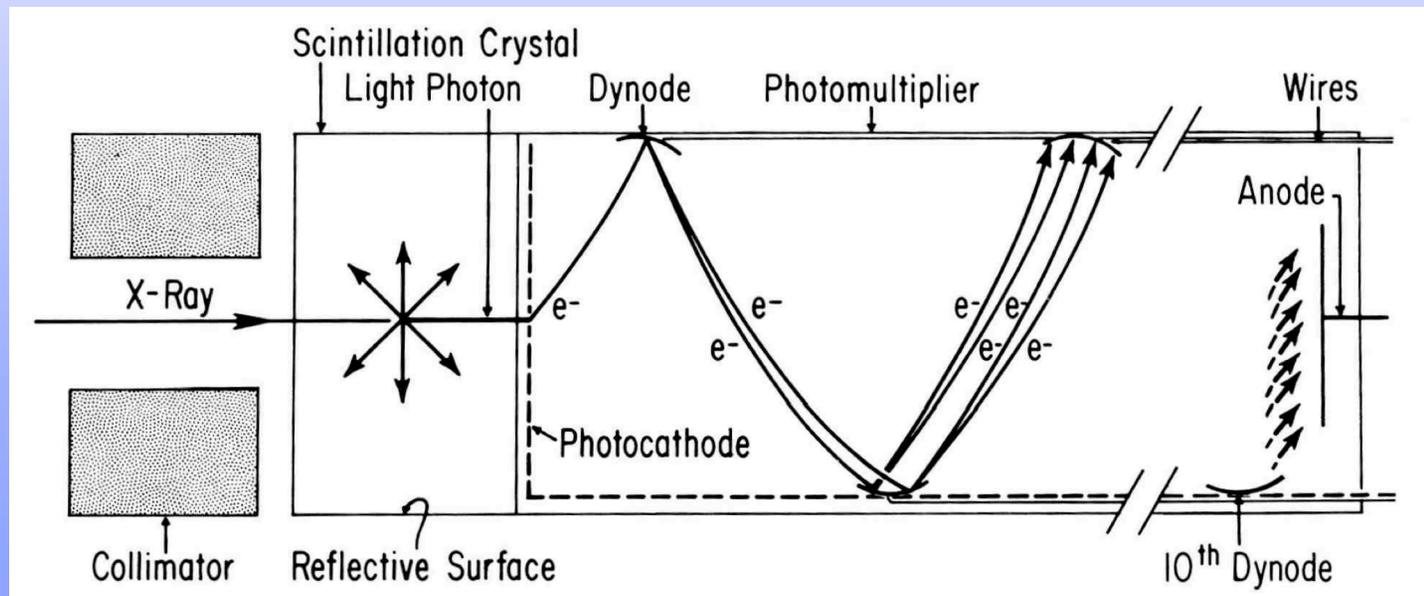
Figure 2.3 : Profil de densité sur plusieurs plans

Scanner - CT Scan

Double collimation :



Détecteur : cristal scintillateur (iodure de sodium NaI) qui émet dans le visible, couplé à un photomultiplicateur.

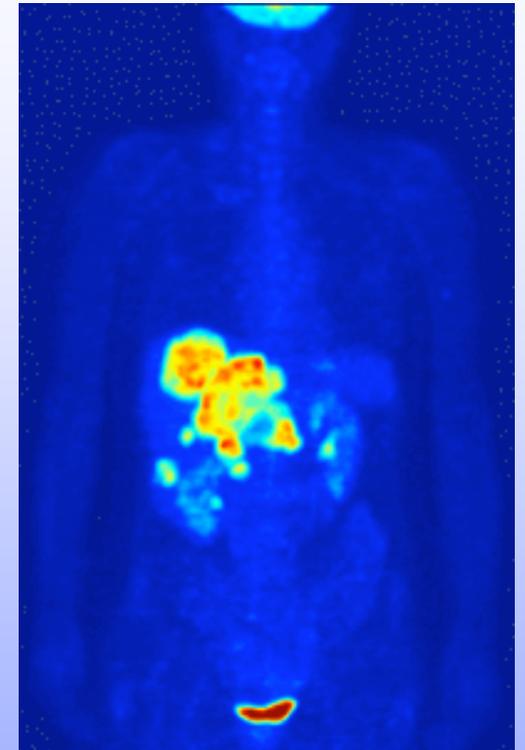


Tomographie par émission de positrons (PET scan)

Imagerie nucléaire mesurant en 3D
l'activité métabolique d'un organe

Principe général :

- toute cellule qui travaille consomme du glucose
- mesure de la consommation de glucose --> mesure de l'activité (cellules tumorales grandes consommatrices)
- incorporation d'un atome radioactif ^{18}F (traceur) au glucose émettant un signal mesurable à l'extérieur (via une désintégration β^+)



Tomographie par émission de positrons (PET scan)

Désintégration β^+ : $^{18}\text{F} \rightarrow ^{18}\text{O} + e^+ + \text{énergie}$ (1 proton \rightarrow 1 neutron)
(demi-vie : 2h)

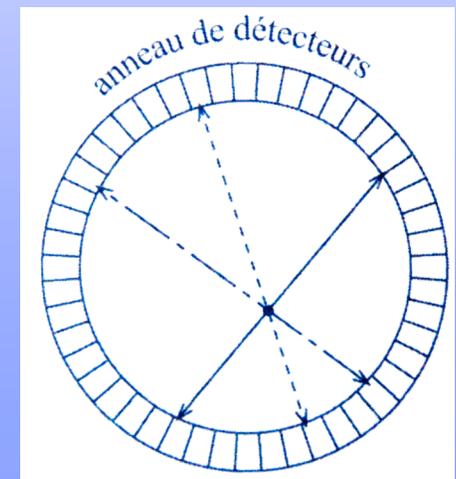
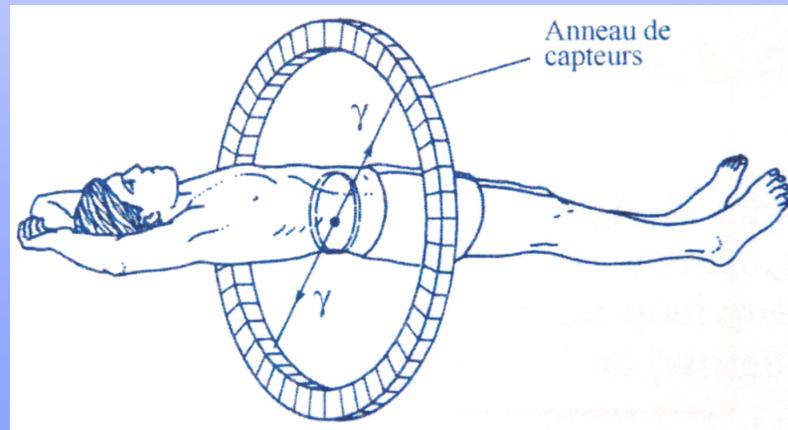
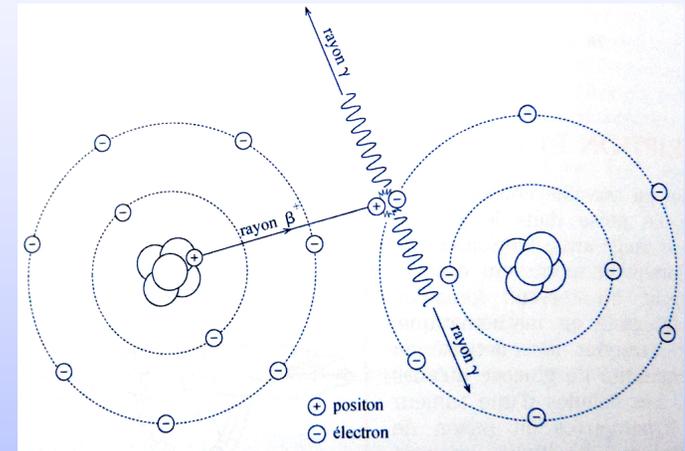
Propagation dans la matière : $e^+ + e^- \rightarrow \gamma + \gamma$

Equivalence masse-énergie : émission de 2 photons simultanément dans des sens opposés

$E=511 \text{ keV}$

Détection par caméra TEP en coïncidence permet de déduire le lieu d'émission

Acquisition : 30 min
60 Go de données à traiter en coïncidences



Tomographie par émission de positrons (PET scan)

Précautions :

En 12h, presque plus d'activité, contre-indication pour les femmes enceintes

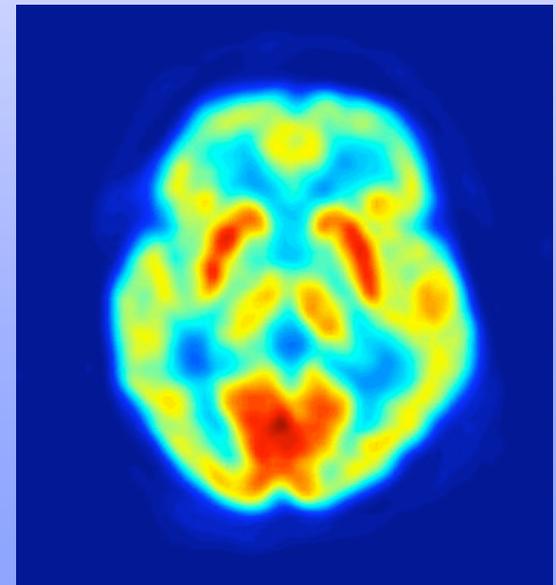
Corrections d'atténuation : couplage avec Scanner X

Utilisation en imagerie cérébrale et neurologie

lien indirect entre l'activité des neurones et l'accumulation d'un radiotracer. Le radiotracer le plus couramment utilisé est ^{15}O dont l'accumulation est due à la augmentation locale du débit sanguin cérébral qui se produit lorsqu'une région du cerveau voit son activité augmenter. L'imagerie cérébrale TEP reflète donc l'apport d'énergie plutôt que l'activité cérébrale proprement dite.

Avantage : utilisation de traceurs spécifiques de certains neurorécepteurs

-->analyse de mécanismes très spécifiques

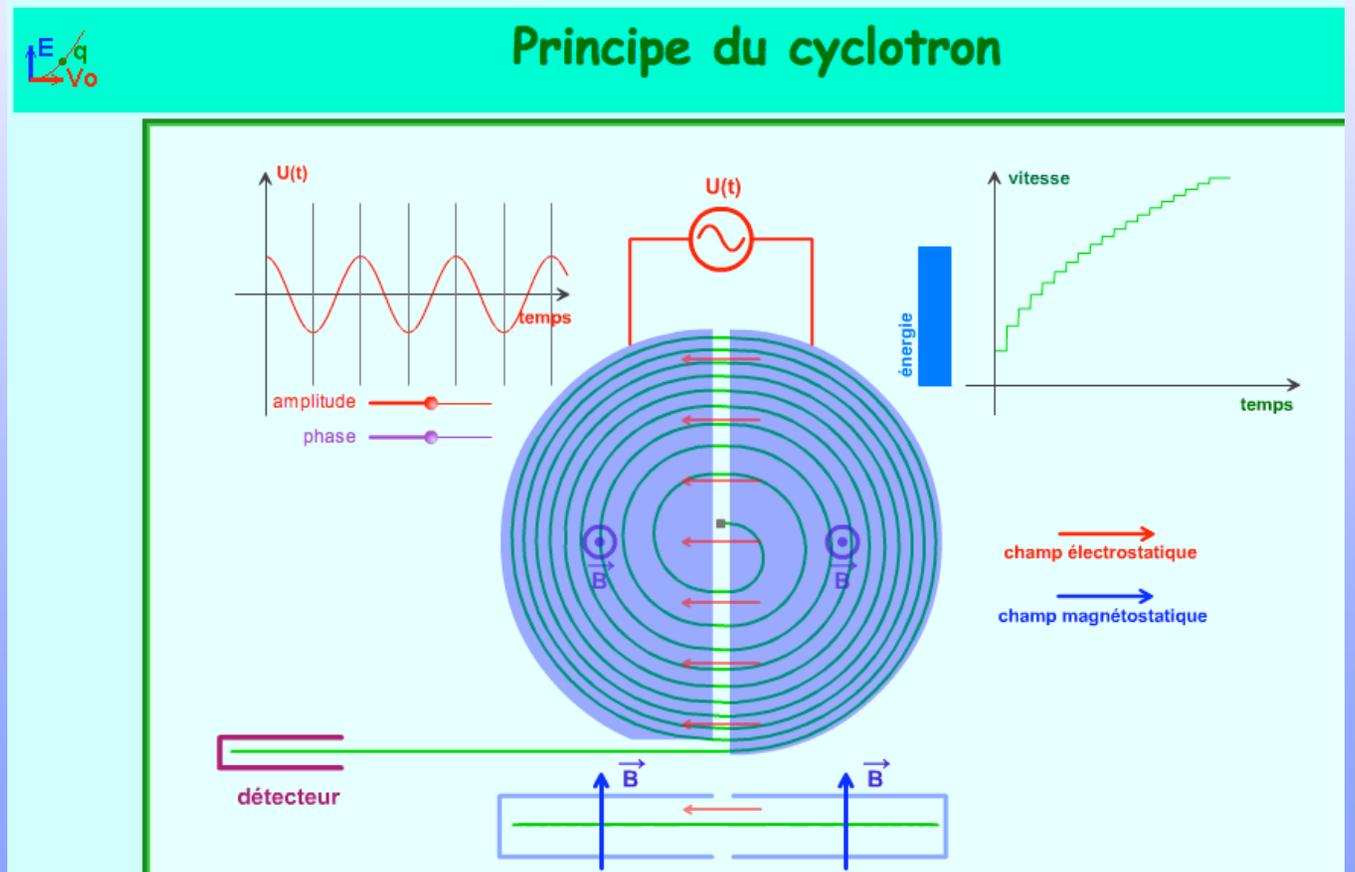


Production d'isotopes

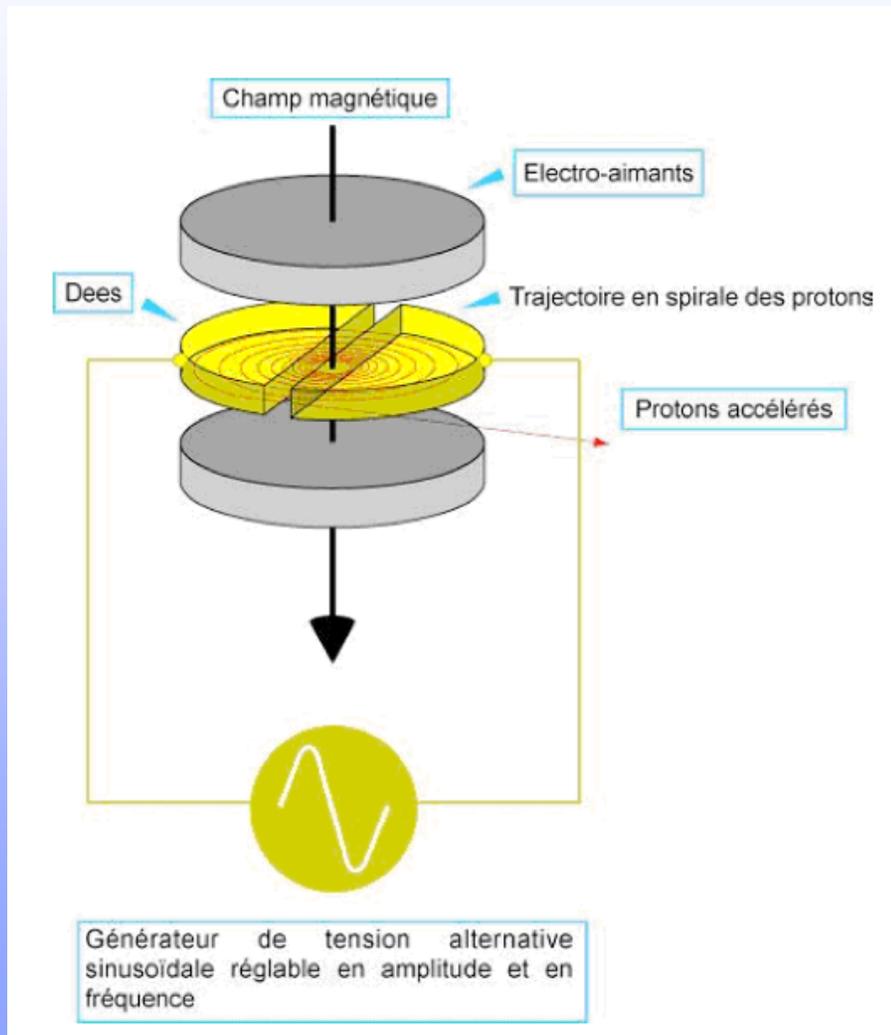
Production d'isotopes à demi-vies courtes : cyclotron

Accélérateur circulaire **Lawrence** en 1931.

Force de Lorentz -->
force centripète
+ tension alternative aux
électrodes en D (gain
d'énergie)



Production d'isotopes



Bombardement d'une cible proche du Fluor (Oxygène, Néon) avec proton ou deuton (p+n)

- ^{20}Ne avec deuton

-Eau enrichie avec ^{18}O + proton

Cyclotron

$$m v^2/r = B q v$$

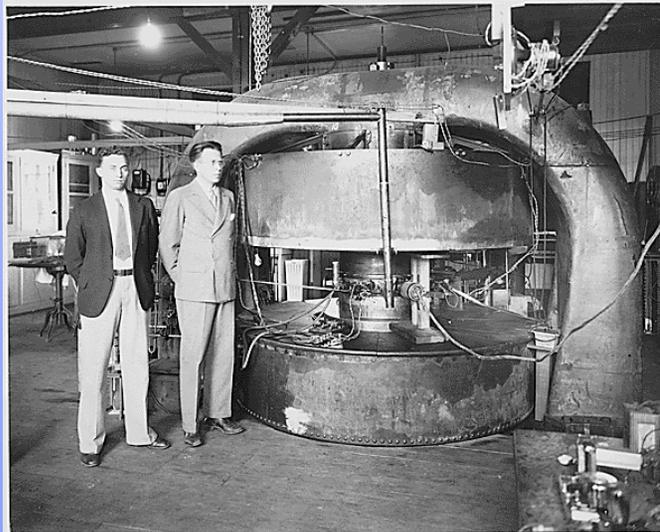
$$\omega = B q/m$$

$$f = B q/(2 \pi m)$$

la **fréquence** ne dépend pas du rayon de l'orbite de cette particule

(Correction relativiste avec un synchrocyclotron)

Permet la production de l'oxygène 15 (^{15}O), le carbone 11 (^{11}C), l'azote 13 (^{13}N), et le fluor 18 (^{18}F)
Energies "petites" : 10-16MeV



Echographie : principe

Coefficient de réflexion des ultrasons variable selon la nature du milieu rencontré : à chaque interface entre 2 tissus différents, il y a réflexion partielle.

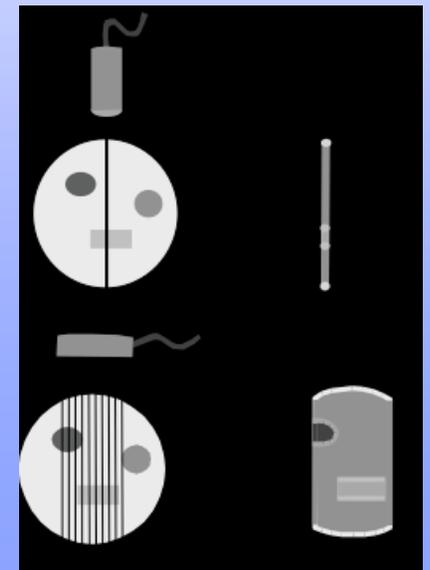
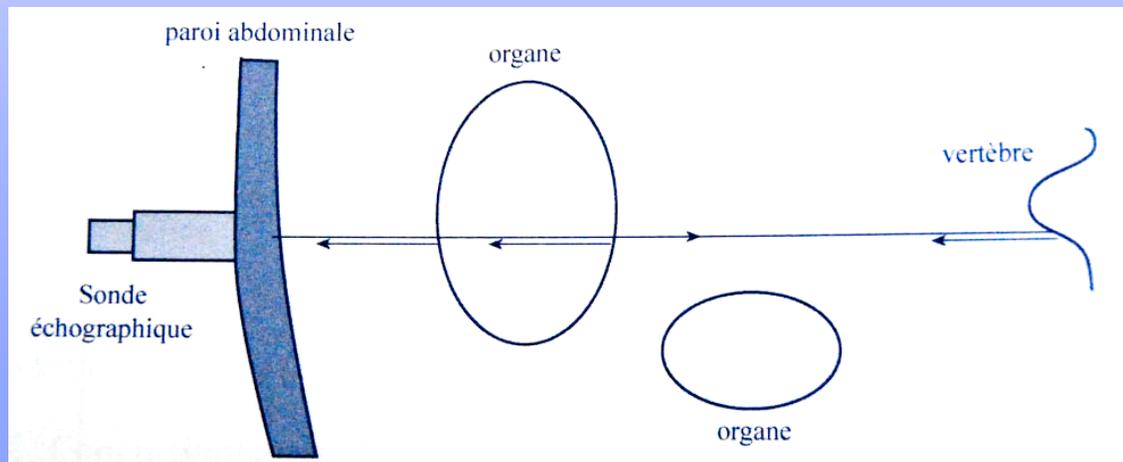
Fréquence : entre 2 et 40 MHz

Un émetteur produit un signal pendant quelques μs

Le récepteur détecte les éventuelles réflexions pendant $250\mu s$

Fréquence de répétition de l'ordre du kHz (temps-réel)

Vitesse de propagation dans les tissus mous : **1540 m/s**

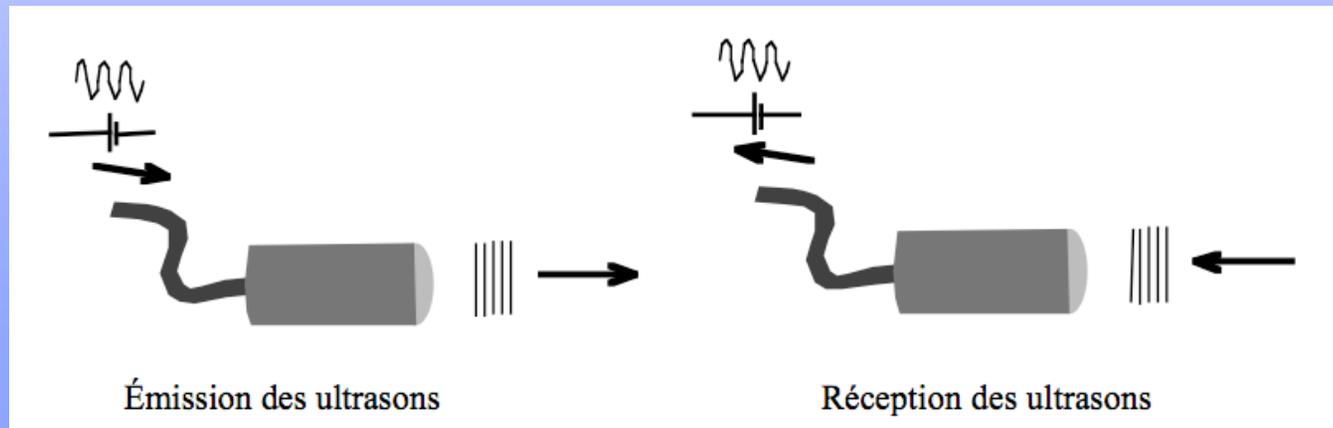
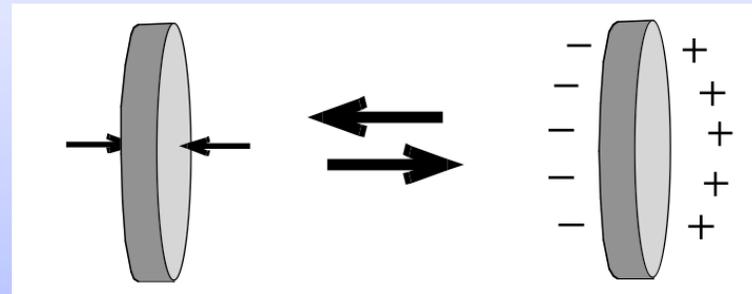


Echographie : sonde

Sonde basée sur l'effet piézoélectrique (1880 P. et J. Curie)

Certains matériaux, comme les cristaux de quartz, ont la propriété de se charger lorsqu'ils sont comprimés et, inversement, de se déformer (comprimer) lorsqu'ils sont chargés

Courant alternatif --> son



Echographie : propagation des ondes

Atténuation importante, augmentant avec la fréquence

(exploration max. de 3 cm à 10MHz)

Paramètres déterminants dans la propagation des sons dans les différents milieux :
la densité ou masse volumique (d) et la vitesse de propagation des sons (v).

L'impédance acoustique : $Z = d \cdot v$

v dépend de la compressibilité. L'impédance acoustique dépend donc essentiellement de la compressibilité.

$$r = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad \text{coefficient de réflexion en amplitude des ondes}$$

Problème d'interface air-peau : Utilisation d'un gel

$$Z_a = \rho_a c_a = 1,204 \times 343,4 = 413,5$$

$$Z_p = \rho_p c_p = 1047 \times 1570 = 164,4 \cdot 10^4$$

$$T = 4 \frac{Z_a Z_p}{(Z_a + Z_p)^2} \simeq 10^{-3}$$



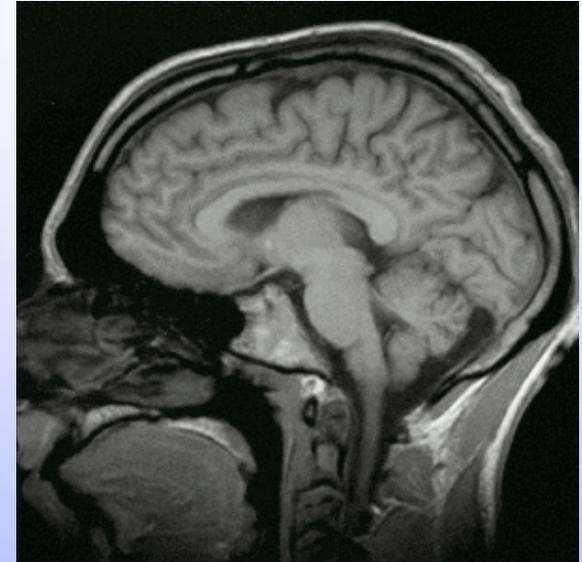
IRM

Imagerie par Résonance Magnétique : Début des années 80, 2D ou 3D

Basé sur la RMN : résonance des noyaux d'hydrogène, placés dans un champ magnétique, excités par une onde radiofréquence --> composition chimique et donc la nature des tissus biologiques en chaque point du volume imagé.

Non invasif, n'irradie pas

Utilisé en neurosciences

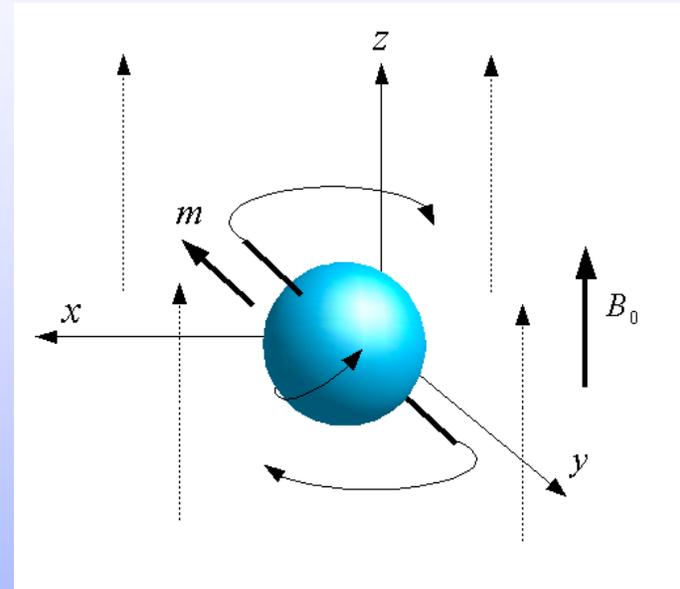


Résonance magnétique nucléaire

Spin de H = Spin du proton = 1/2 --> 2 niveaux possibles

Précession dans un champ

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 \quad (\text{Larmor})$$

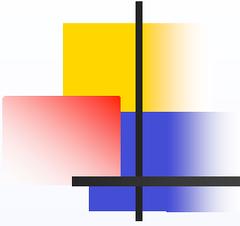


Principe : modification du spin, en appliquant des champs magnétiques. Lorsque l'énergie des photons constituant le champ magnétique correspond à l'énergie de transition d'un niveau d'énergie à l'autre, il y a *résonance*. De façon imagée, on peut se représenter la résonance comme si les photons faisaient « basculer » le spin du noyau d'une orientation à une autre.

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

où γ est le rapport gyromagnétique caractéristique du noyau.

Pour H, $\gamma = 42,58 \text{ MHz/T}$

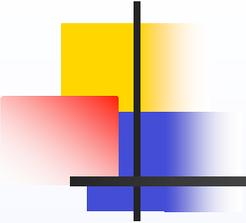


modèle quantique : 2 niveaux d'énergie, différence ΔE . Absorption d'un photon d'énergie ΔE
Retour à l'état fondamental : émission d'un photon à la même fréquence

$$E_1 = -\frac{1}{2} \cdot \gamma \cdot \frac{h}{2\pi} \cdot B_0 \quad \text{parallèle}$$

$$E_2 = +\frac{1}{2} \cdot \gamma \cdot \frac{h}{2\pi} \cdot B_0 \quad \text{Anti-parallèle}$$

$$\left(\Delta E = \gamma \cdot \frac{h}{2\pi} \cdot B_0 \right)$$



Résonance magnétique nucléaire

- Champ statique : seulement 0,001% des spins s'alignent dans la direction longitudinale de B_0
 - Champ oscillant : fait basculer les spins dans un plan perpendiculaire à B_0
- La composante longitudinale diminue avec le temps d'excitation.
- Interruption du champ oscillant : retour dans la direction longitudinale sans cesser de tourner
- > détection d'un signal à la même fréquence (précession)

$$M_z(t) = M_z(0) \cdot (1 - e^{-\frac{t}{T_1}})$$

Relaxation longitudinale. Temps T_1 dépend de l'agitation moléculaire, donc du tissu

Si l'agitation des molécules d'eau est très forte, (liquides comme le liquide céphalo-rachidien), T_1 est grand. Par contre, si l'agitation est modérée (graisse ou dans la substance blanche), alors T_1 est relativement court