

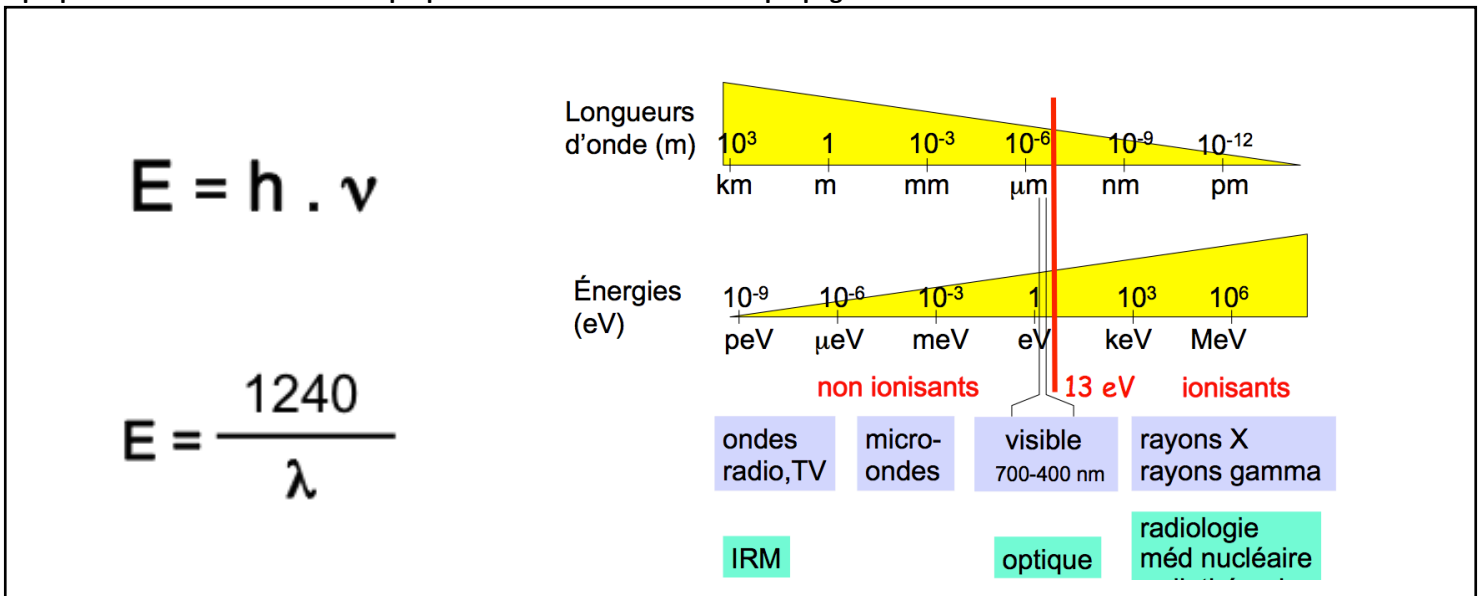
L'imagerie médicale

I. Introduction à l'imagerie médicale

Le vecteur de l'information en imagerie est **une onde** :

- Sonore pour l'échographie
- **Electromagnétique** pour l'IRM
- **des Rayons X** pour la tomodensitométrie
- des **photons Gamma** pour la scintigraphie
- Des positons, ensuite anihilés (en rencontrant un électron) pour la TEP

Rappels physiques : Le rayonnement EM est **un champ magnétique + un champ électrique qui vibrent en phase** et sont **perpendiculaires l'un à l'autre et perpendiculaires à la direction de propagation**.



L'ionisation c'est l'exclusion d'un électron, elle peut entraîner des lésions de l'ADN et des effets biologiques comme des cancers, des mutations...

RX : Proviennent **du cortège électronique**

R Gamma : Proviennent **du noyau**

Energie de liaison des électrons de l'eau : **13,6 eV**

Le VECTEUR DE L'INFORMATION : UNE ONDE

Cette **INFORMATION** c'est **LE CONTRASTE** = «**opposition entre 2 choses**». «Une lésion dans un organe (ex. tumeur) ne se verra en imagerie que si dans la modalité choisie, elle s'oppose aux tissus normaux environnants, c.a.d. s'il y a un **contraste** entre la tumeur et le tissu sain.»

L'existence d'un contraste est intimement liée **aux principes physiques de la modalité d'imagerie choisie**.

IMAGE PLANAIRE / IMAGE EN COUPE

Planaire : On regarde le patient **devant soi** (le patient est de face ou de dos)
=> Radiographies conventionnelles, scintigraphie planaire

En coupe : On regarde le patient **par les pieds**
=> IRM, TDM, TEMP, TEP **Echographie**

Les spécialités médicales :

Radiologie : * Imagerie: radiographie, tomodensitométrie (scanner X) IRM, échographie ! * Thérapie : radiologie interventionnelle (angioplastie, ...)

Médecine nucléaire : * Imagerie: scintigraphie conventionnelle, TEMP, TEP (β+) * Thérapie : radiothérapie interne vectorisée (β-)

Radiothérapie : Thérapie : irradiation externe par des rayonnements électromagnétiques ou des particules (α, β -, ...)

II. Imagerie par transmission aux Rayons X

A. Principe de base

Mesure de la **distribution spatiale de l'intensité des RX** qui ont traversé le patient. C'est une **IMAGERIE PAR TRANSMISSION**

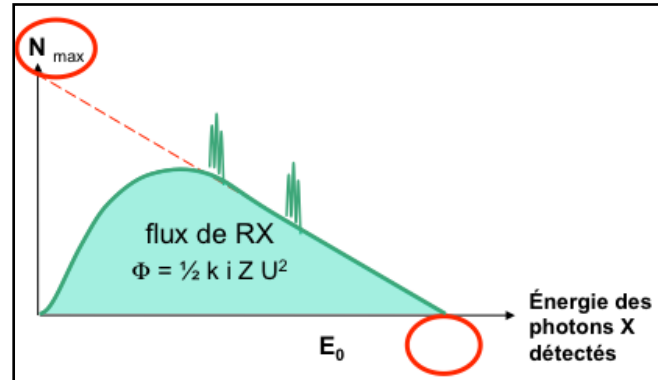
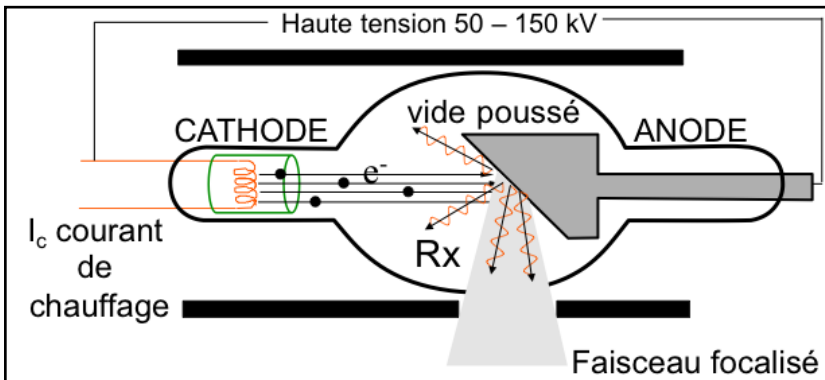
$$I = I_0 e^{-\frac{\mu}{\rho} X}$$

On mesure l'intensité des RX après la traversée :

Le contraste est du à une différence de coefficient d'atténuation et/ou d'épaisseur ce qui engendre le contraste et donc l'information.

B. La chaîne de l'image radiologique

1. La source de rayons X



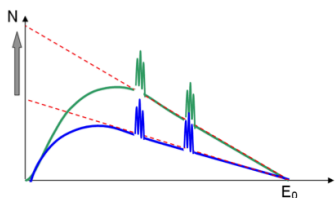
Les électrons (formés par chauffage du filament) accélérés interagissent avec le tungstène de la cible.

- Rayonnement **de freinage** = déviation des électrons et émission de photons : Composante CONTINUE
- Rayonnement **caractéristique** = Interaction entre électrons du tube et électrons du cortège électronique.

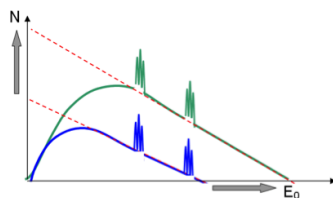
→ E0 : Dépend de la tension accélératrice

→ Nmax : (Nombre maximal de photons X) dépend du Z de la cible, de E0 (tension accélératrice) et du nombre d'électrons émis.

Intensité du courant (mA)



Tension du tube (kV)



- Augmentation de l'intensité du courant de chauffage : **le milliampérage** (augmentation du flux de RX produit) : augmentation de Nmax, mais PAS de E0 ni de l'énergie moyenne du faisceau
 - Augmentation du **kilovoltage** : augmentation de Nmax ET de E0 + énergie moyenne du faisceau
- NB : L'énergie moyenne des photons : $U/3$

On peut jouer sur :

→ **Le KILOVOLTAGE :**

25-30 kV = Basse tension = Mammographie

110-130 kV = Haute tension = Scanner

→ **Le MILLIAMPERAGE :**

5 - 50 mA en radiographie standard

→ **Le TEMPS DE POSE**

En secondes, pour augmenter le flux de photons irradiant le patient.

Combiné avec le milliampérage : nombre de **mAs (milliampère / temps)**

→ **LE FILTRE**

qui permet d'éliminer les photons de faible énergie (en aluminium)

2. La formation de l'image radiante

IMAGE RADIANTE : Image virtuelle en négatif des variations spatiales des intensités des faisceaux de RX qui ont traversé le milieu inhomogène => distribution conséquente de l'interaction des photons avec la matière.

La formation de l'image radiante est à l'origine des contrastes en radiologie.

$$C = \left| \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} \right|$$

Contraste entre un tissu 1 et un tissu 2 d'épaisseur X et de coefficient d'atténuation différents.

$$C \approx \frac{1}{2} (\mu_2 - \mu_1) X$$

Effet photoélectrique	Facteur DE QUALITE DE L'IMAGE	$\tau = k \cdot \rho \cdot \frac{Z^3}{E^3}$	interaction TOTALE entre le photon X et l'électron	Très dépendant du Z et de l'énergie (kilovoltage).
-----------------------	-------------------------------	---	--	--

Augmenter le kilovoltage DIMINUE L'EFFET PHOTOELECTRIQUE, donc diminue la qualité de l'image

Effet Compton	Facteur de DEGRADATION DE L'IMAGE	$\sigma = k' \cdot \rho \cdot \frac{1}{E}$	Une partie de l'énergie est absorbée + diffusion	
---------------	-----------------------------------	--	--	--

Coefficient massique d'atténuation $\mu/\rho = \tau/\rho + \sigma/\rho$

Si on augmente le kilovoltage, on DIMINUE L'ATTENUATION. MAIS, on diminue encore plus l'effet photo électrique (et pas beaucoup l'effet Compton) => image moins atténuée mais floue
L'atténuation dépend de x, de E, de Rho, de Z (densité électronique)

L'atténuation dépend de :

- l'épaisseur traversée (elle augmente lorsque l'épaisseur augmente)
- l'énergie des photons incidents (elle diminue lorsque l'énergie des photons incidents diminue, cependant, la diminution de l'intensité augmente l'effet Compton et donc la diffusion des photons).
- la nature du tissu biologique (densité électronique du tissu) : Lorsque Z augmente, l'atténuation par effet photoélectrique augmente beaucoup.

Les RX ne sont pas adaptés à l'observation des **viscères** car les différences de u sont minimales, à part les **POUMONS**.

=> LA DIMINUTION DU KILOVOLTAGE AUGMENTE LE CONTRASTE ENTRE 2 STRUCTURES (AUGMENTE L'EFFET PHOTOELECTRIQUE) MAIS AUGMENTE L'IRRADIATION DU PATIENT.

$$\mu_2 - \mu_1 \approx k \frac{(\rho_2 Z_2^3 - \rho_1 Z_1^3)}{E^3}$$

Le contraste dépend essentiellement de l'épaisseur de la structure que l'on veut observer et de la **différence d'atténuation** entre la structure et le milieu environnant.

Pour augmenter le contraste on peut :

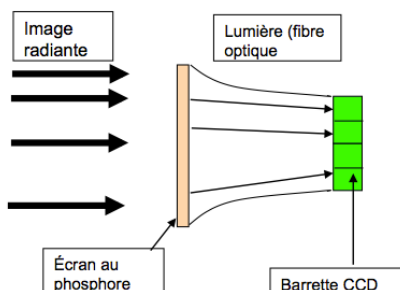
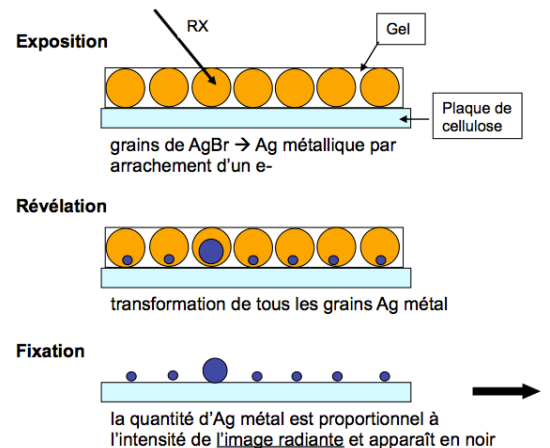
- Diminuer la tension accélératrice : mais on augmente l'irradiation en augmentant l'effet photoélectrique : C'est ce qu'on fait en **mammographie** pour rechercher des **micro-calcifications**.
- Utiliser des **produits de contrastes** au Z élevé (Iode ou haut poids moléculaire)

3. Les détecteurs à RX

Film radiologique : Plaque en Bromure d'Argent, qui se **transforme en Ag** lorsque les photons X arrachent les électrons.

=> Plus il y a de photons, plus ça devient NOIR

On utilise **UNE ECHELLE DE GRIS** la quantité d'Ag métal est proportionnel à l'intensité de l'image radiante et apparaît en noir. Cette technique n'existe plus. On utilise la **numération grâce à un écran phosphore** qui transforme les RX en lumière.



C. Les domaines d'application

1. La radiologie conventionnelle

L'image est en **projection CONIQUE déformée**, les organes sont **superposés**, La résolution est d'environ **0,5 mm (facteurs limitants : flou cinétique, diffusion Compton)**.

La **source** : émet un faisceau uniforme pendant un court instant

Atténuation : Elle est fonction de la composition et de l'épaisseur des tissus

Réception : par un film ou détecteur sensible aux rayons X

Astuce pour savoir qu'un sujet est debout : Poche d'air en haut de l'estomac.

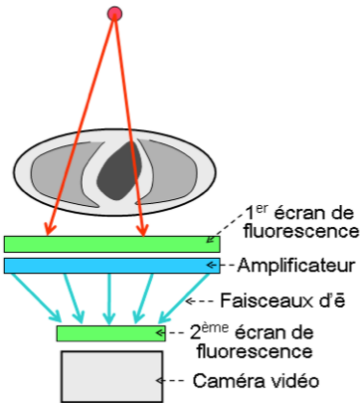
En imagerie par les photons X on parle **D'HYPODENSITE (Noir)** et **d'HYPERDENSITE (Blanc)**

2. Radioscopie

Imagerie en temps réel, en continu. Analyse de la cinétique d'organes, progression de cathéters, passage d'un produit de contraste.

On utilise des **écrans de fluorescence** (transformation RX -> lumière) et des **amplificateur** (réduction de l'irradiation).

Exemple : Ventriculographie ou Coronarographie, cathétérisme cardiaque



D. Les particularités de la TOMODENSITOMETRIE

C'est une image **EN COUPE**, une image reconstruite d'une coupe située dans le plan des rayons X.

Radiographie standard	TDM
Image planeaire = projection sur un écran de la distribution spatiale de l'intensité des RX qui ont traversé le thorax	Image tomographique = image reconstruite d'une coupe située dans le plan du faisceau de rayons X
<p>Radiographie du thorax</p> <p>1 détecteur (film ou écran sensible)</p>	<p>Tomodensitométrie du thorax</p> <p>Même principe mais détecteur EN COURONNE = une barrette. Chaque détecteur est constitué de sous-récepteurs. 512 barrettes d'1 mm = 50 coupes en 1 tour. Le patient est couché dans l'appareil et l'appareil tourne. L'acquisition peut être spiralée</p>

Chaque voxel = une valeur de coefficient d'atténuation.

**L'image tomодensitométrique est une représentation, sur une échelle de gris, des valeurs des coefficients d'atténuation linéaire (μ) pour chaque voxel de l'image.
En radiographie standard, on mesure l'intensité des RX**

Les coefficients d'atténuation s'expriment en **unité Hounsfiel (UH)**

$$C_{UH} = 1000 \times \frac{\mu - \mu_{eau}}{\mu_{eau}}$$

$C_{uh\ eau} = 0$ $C_{uh\ air} = -1000$ $C_{uh\ os} = +1000$

W = largeur de fenêtrage (la largeur de l'échelle, le maximum étant 2000 = 2000 valeurs de gris)
Si on choisit $W = 200$, pour des valeurs supérieures à 100 -> BLANC, inférieures à 100 -> GRIS

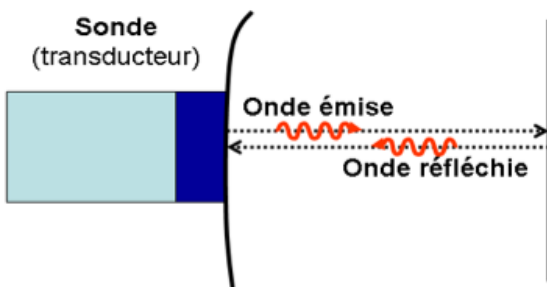
L = Level = Centre de la fenêtrage. On choisit le centre de la fenêtrage sur le coefficient d'atténuation du tissu qu'on veut observer.

On peut faire des coupes de scanner selon le plan **transversal, frontal, sagittal.**
=> Les **CALCIFICATIONS** ne se voient pas en IRM mais sont faciles à détecter en TDM.

MIP = Maximum Density Projection = Reconstitution 3D
Exemple de l'angioscan pour la visualisation des artères rénales
Coroscan pour l'observation des artères coronaires

III. L'imagerie par ultrasons

A. Généralités



Le vecteur de l'information en échographie est **une onde acoustique**. Elle est envoyée et recueillie sur les tissus par un émetteur appelé **transducteur** et réfléchi en fonction de la différence d'impédance des tissus.

Définition : Technique d'imagerie basée sur la réflexion d'ondes ultrasonores au niveau de l'interface de milieux ayant des impédances acoustiques différentes.

C'est une technique d'imagerie **en coupe, non ionisante, rapide et peu coûteuse**.

B. Propriétés physiques des ultrasons

Un ultrason est une onde acoustique dont la fréquence est comprise entre 20 KHz et 200 MHz

Une onde acoustique est un **transport d'énergie** sous forme de **vibrations** (compression - relaxation périodiques des molécules) qui se propagent de proche en proche dans un **milieu matériel élastique (pas dans le vide !)**.

On utilise en échographie clinique des fréquences entre 1 et 10 MHz.

célérité $c = \sqrt{E / \rho} = \sqrt{1 / K \cdot \rho} \text{ (m. s}^{-1}\text{)}$

Avec E = L'élasticité, K = La compressibilité. L'élasticité est l'inverse de la compressibilité.

L'air est très compressible = peu élastique. L'os est peu compressible = très élastique. L'air **a donc une vitesse de propagation des ultrasons plus lente que l'os.**

V(ultrasons) air < V(ultrasons) eau < V(ultrasons) tissus mous < V(ultrasons) os

La vitesse de propagation ne dépend que des caractéristiques du milieu, et pas de l'énergie et la fréquence de l'onde.

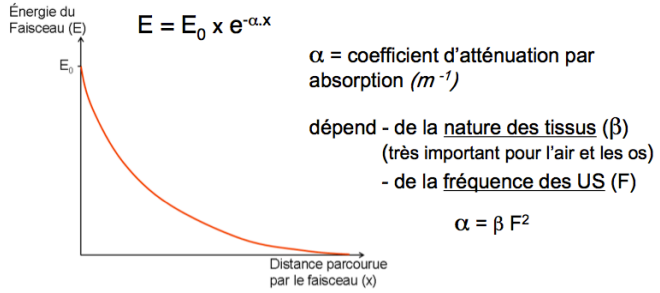
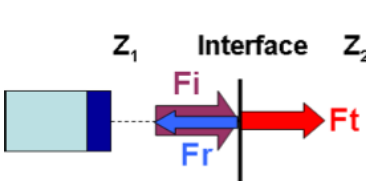
impédance acoustique $Z = \rho \cdot c \text{ (Rayleigh)}$

L'impédance caractérise la **résistance du milieu au passage de l'onde sonore**. Les milieux avec une impédance élevée auront peu d'US mais très rapide

longueur d'onde $\lambda = c / F \text{ (m)}$

Elle détermine la **résolution spatiale**. La résolution est d'autant plus petite que la longueur d'onde est proche de la dimension qu'on veut mesurer.

C. L'atténuation du faisceau d'US

1. L'absorption	
 <p>$E = E_0 \times e^{-\alpha \cdot x}$</p> <p>$\alpha$ = coefficient d'atténuation par absorption (m^{-1})</p> <p>dépend - de la <u>nature des tissus</u> (β) (très important pour l'air et les os) - de la <u>fréquence des US</u> (F)</p> <p>$\alpha = \beta F^2$</p>	<p>C'est la diminution exponentielle de l'énergie du faisceau : dissipation sous forme de chaleur. $E = E_0 \times e^{-\alpha \cdot x}$</p> <p>Plus Alpha est grand (air, os) plus l'atténuation se fait. La fréquence élevée entraîne une grande absorption.</p> <p><u>La résolution spatiale</u> : distance minimale séparant 2 points pour que leurs images soient séparées.</p> <p>La limite théorique de la résolution spatiale est donnée par la</p> <p style="text-align: center;">$\lambda = c / F \text{ (m)}$</p> <p>longueur d'onde :</p> <p>Plus la fréquence est grande, plus la longueur d'onde est petite et donc plus la résolution est petite (= bonne)</p> <p>Donc : Fréquence élevée = bonne résolution ET grande absorption, il faut trouver un compromis (profondeur/résolution)</p>
2. La réflexion	
 <p>Z_1 Interface Z_2</p> <p>F_i (incident), F_r (reflected), F_t (transmitted)</p> <p>$R = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2}$</p> <p>$T = \frac{4 Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$</p>	<p>Le faisceau arrive perpendiculairement à l'interface</p> <p>Elle se produit au niveau d'une interface entre 2 milieux d'impédance acoustique différente. Le coefficient de réflexion R est essentiel. Il y a peu de réflexion entre tissu mou/tissu mou. Il y en a 99 % entre tissu mou / air. On ne verra donc pas ce qui se</p>
<p>passer derrière.</p> <p>Plus la <u>différence d'impédance</u> est grande, plus il y a de réflexion</p> <p>Le coefficient de réflexion R est le déterminant du contraste en échographie.</p> <ul style="list-style-type: none"> * <u>Zone hypoéchogène</u> : Renvoie peu d'écho. * <u>Zone anéchogène</u> : Ne renvoie pas d'écho * <u>Ombre acoustique</u> = zone hyperéchogène : il n'y a plus d'écho derrière. * <u>Renforcement postérieur</u> : en cas de zone d'hypo-atténuation (kyste liquidien au niveau du sein) <p>C'est le faisceau réfléchi (« écho ») qui sera capté par la sonde et qui permettra de définir les limites des structures imagées.</p>	

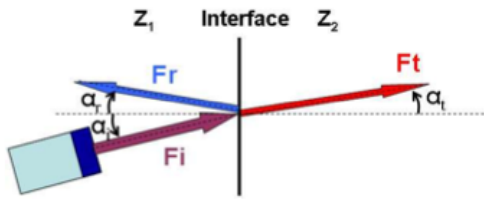
3. La réfraction

➔ Le faisceau n'est pas perpendiculaire à l'interface

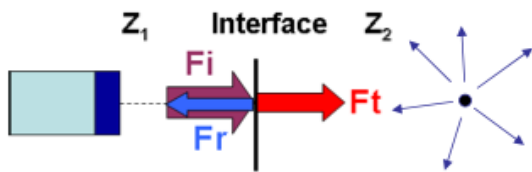
- le signal réfléchi (écho) ne peut être directement détecté par la sonde

- le faisceau transmis est **dévié** (faisceau réfracté) et perdu pour l'imagerie.

=> En échographie le faisceau d'US doit être strictement perpendiculaire à la structure que l'on souhaite imager.



4. La diffusion



Les **microstructures** (innervation, vaisseaux, fibres, ...) vibrent sous l'effet des US transmis et ré-émettent les US dans toutes les directions. Une partie est rétro-diffusée et captée par la sonde. L'atténuation par diffusion est responsable du signal échographique observé **au sein** des organes (grain de l'image).

Absorption

chaleur

thérapie

Réflexion-réfraction

échos réfléchis

Diffusion

échos rétrodiffusés

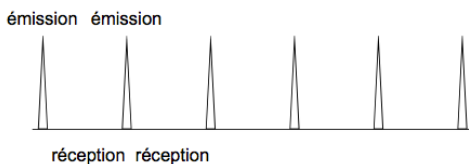
image

=> La réflexion et la diffusion sont responsable de la formation de l'image. L'absorption, de part la production de chaleur peut être utilisée en thérapie.

D. Production et réception des US

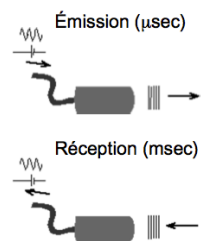
Production : Des cristaux (quartz, céramique) produisent des US à une fréquence F lorsqu'ils sont déformés par une DDP alternative de fréquence F.

Réception : L'écho reçu entraîne la formation d'une onde acoustique aussi.

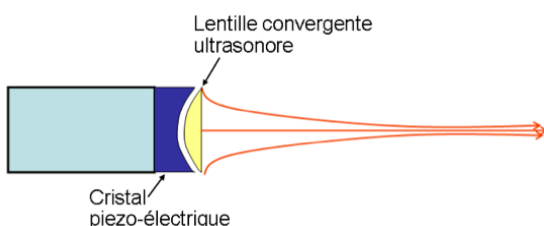


Le transducteur ultrasonore transforme une énergie électrique en une onde US grâce au cristal piezo-électrique. L'émission est très courte (le cristal entre en résonance), la réception est plus longue (le cristal est en attente et attend de recevoir les US réfléchis).

La fréquence de répétition est de l'ordre du KHz.

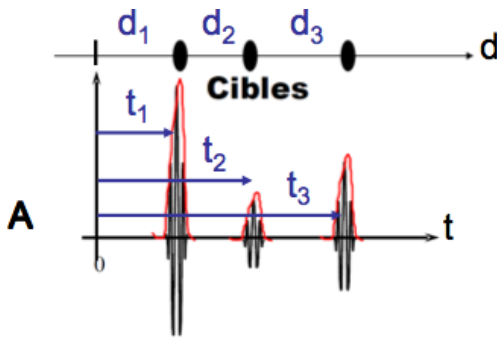


On utilise un gel pour éliminer l'air (qui réfléchirait immédiatement le faisceau, et une lentille convergente.



E. Les modes d'échographie :

1. Mode A : Echographie d'amplitude



En calculant le **temps nécessaire au retour de l'onde**, on peut retrouver **la distance** car la célérité des US est à peu près la même dans les différents tissus mous. Le délai émission-réception est appelé « temps de vol » => tailles des organes ...

2. Mode B

On enregistre des **points lumineux** dont l'intensité lumineuse est proportionnelle à l'amplitude obtenue en mode A.

Plus le coefficient de réflexion est grand plus le point lumineux est d'intensité importante.

Le mode B donne lieu à : l'imagerie bi-dimensionnelle et le mode TM.

a. Mode 2D

On déplace le faisceau, c'est comme en B mais on effectue une succession de lignes dans **un plan**.

Le déplacement du faisceau peut être mécanique (on fait bouger le cristal) ou électronique (les cristaux émettent les uns après les autres).

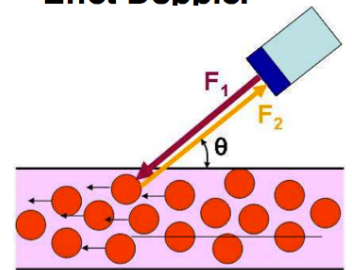
L'effet **Doppler** : Il se fait par **un changement de fréquence de l'onde US** par les **interfaces mobiles**.

Cette différence de fréquence permet de calculer **la vitesse de déplacement**.

Va vers la sonde : Rouge

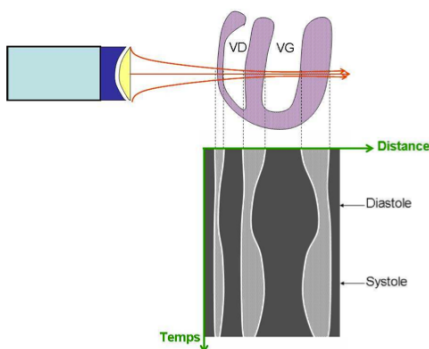
S'écarte de la sonde : Bleu

Effet Doppler



b. Mode TM

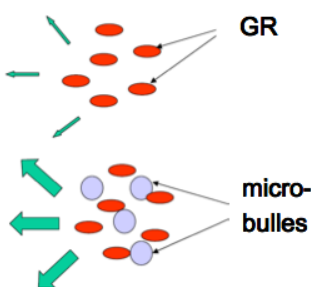
Le faisceau d'US est laissé **immobile**, on enregistre les variations de distance à l'endroit où on s'est focalisé **au cours du temps**.



Contraste Ultrasonore :

Il peut se faire par des **micro-bulles** injectées par voie veineuse et qui ont des propriétés de diffusion différentes de celles du sang.

Pour étudier **la perfusion du myocarde**, on peut utiliser un faisceau énergétique qui va détruire toutes les microbulles localisées dans le faisceau. On observe la réapparition de ces bulles (ou pas dans les zones mal irriguées).



3. Mode 3D

Ce sont des sondes spécialement conçues pour obtenir plusieurs coupes réalisées simultanément : plusieurs plans de coupe sont réalisés régulièrement espacés et traités informatiquement.

IV. L'imagerie par Radio-isotopes

L'imagerie **scintigraphique** consiste à **injecter un radio-pharmaceutique** qui va diffuser et on pourra observer **des mécanismes fonctionnels** et non anatomiques grâce à une caméra à scintillation. C'est une **imagerie par émission** et non par transmission (comme la TDM).

Un radiopharmaceutique est :

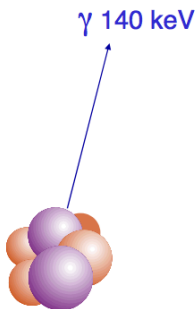
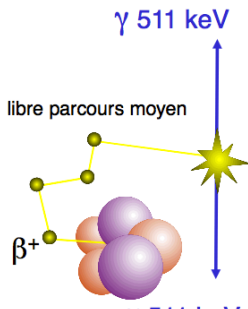
- **Un traceur** (ou vecteur): qui se distribue de manière sélective dans un tissu spécifique de l'organisme. Il **n'a pas de propriétés pharmacologiques** et a une masse négligeable, il diffuse dans l'organisme de façon **mécanique, métabolique, excrétoire ...**
- **Un marqueur** : Un atome **radioactif** qui permet de suivre le traceur. Il peut être le traceur lui même **ou être fixé au traceur** (substitution ou chélation). Le marqueur idéal est **non toxique** chimiquement, a une **période suffisamment longue (fixation à l'organe cible) et suffisamment courte (dosimétrie)**. **La nature du rayonnement doit permettre une acquisition** (Photons Gamma ou positons (β+) les électrons ne permettent pas de faire de l'imagerie). On détecte toujours les photons Gamma, mais on utilisera pas les mêmes caméras (énergies différentes). Il doit être facilement disponible.

La distribution du traceur peut se faire selon :

- Ses propriétés physiques (taille de la molécule) comme pour l'albumine (scintigraphie pulmonaire)
- Ses propriétés métaboliques (scintigraphie thyroïdienne par l'iode ou scintigraphie de perfusion myocardique par le Thallium)
- Ses propriétés excrétoires : scintigraphies rénales (DTPA), ou des voies biliaires (HIDA)
- Ses propriétés de reconnaissance antigène-anticorps : anticorps Fab anti granulocytaire

$$\frac{1}{T_E} = \frac{1}{T_R} + \frac{1}{T_B}$$

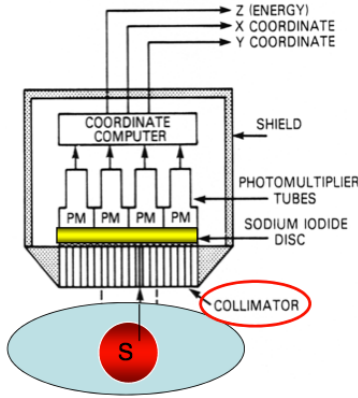
A RETENIR : Avec T_E la période **effective**, T_R la période **radioactive** et T_B la période **Biologique** C'est la durée au bout de laquelle l'activité effectivement présente dans l'organisme a diminué de moitié.

<p>rayonnement γ</p>  <p>Technétium 99m (<i>métastable</i>)</p> <p>GAMMA CAMERA</p>	<p>rayonnement $\beta +$</p>  <p>Fluor 18</p> <p>CAMERA A POSITONS</p>	<p>Emetteurs γ</p> <p><i>métastable</i> : ^{99m}Tc (γ 140 keV ; T = 6 h)</p> <p><i>par capture électronique</i> : ^{123}I (γ 159 keV ; T = 13 h)</p> <p>^{111}In (γ 171-245 keV ; T = 67 h)</p> <p>^{201}Tl (γ 69-83 keV et 167 keV ; T = 73 h)</p> <p>Emetteurs γ et $\beta -$</p> <p>^{131}I (γ 364 keV ; $\beta -$ 610 keV ; T = 8 j) (irathérapie)</p> <p>Emetteurs $\beta +$ => 2 γ 511 keV</p> <p>^{15}O (2 min) ; ^{13}N (10 min) ; ^{11}C (20 min) ; ^{18}F (112 min) ; ^{124}I (4,2 j)</p>
--	--	--

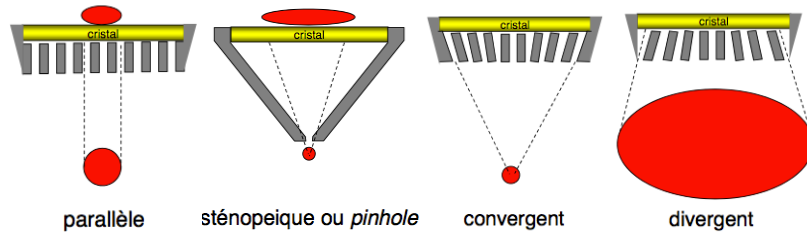
On utilise surtout le ^{99m}Tc . Le problème des $\beta+$ est leur courte période.

Pour produire les radioéléments utilisés en scintigraphie on utilise **des réacteurs nucléaires pour des atomes avec excès de neutrons (¹³¹I)** **des cyclotrons pour des atomes avec excès de charges + (¹¹C, ¹³N, ¹⁵O, ¹⁸F, ¹²⁴I)** et des **générateurs** (comme pour le ^{99m}Tc).

La **gamma caméra** fournit une **représentation bi-dimensionnelle** de la répartition du marqueur radioactif au sein de l'organisme.



- Le collimateur est un bloc formé de milliers de canaux qui permettent de ne laisser passer **que les photons qui se propagent dans la bonne direction** (parallèle, sténopéique, convergent, divergent)

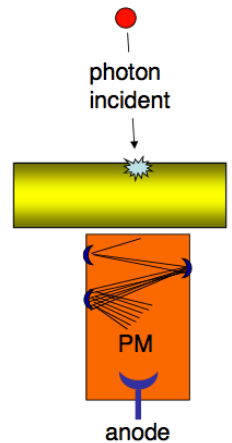


- Le **détecteur** est un cristal de NaI dopé au Thallium, avec derrière un photomultiplicateur.

- Le photon Gamma donne naissance à un photon de scintillation qui est reçu par un **photomultiplicateur qui donne**

naissance à des électrons.

- Cette quantité d'électricité sera utilisée pour déterminer l'énergie (Z) transférée au cristal et calculer les coordonnées X,Y du point d'impact.

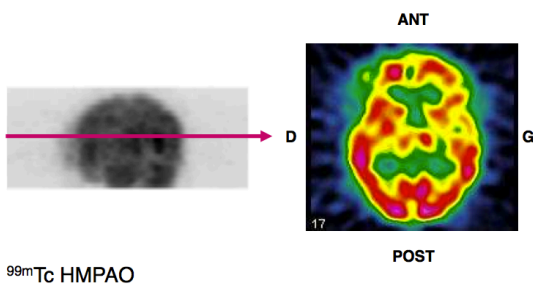


La scintigraphie est une imagerie **PLANAIRE OU EN COUPE**

- On peut faire un **néphrogramme isotopique : scintigraphie dynamique**, avec le DTPA comme traceur et le ^{99m}Tc. On fait une multitude d'image pour déterminer l'évolution dynamique de la concentration en radiopharmaceutique.
- Un balayage corps entier : scintigraphie osseuse
- Des images synchronisées à un signal physiologique (avec l'ECG par exemple)

- Des images **Tomodensitométriques**

(représentation 3D : EN COUPE) par exemple la **scintigraphie de perfusion cérébrale**. Pour faire de la Tomographie, on fait **tourner la caméra autour de la personne**, on a donc une idée de la profondeur (on parle de **retroprojection filtrée** ou **méthode itérative**).



Vocabulaire à connaître : Transversal, Sagittal, Frontal

ATTENTION.

Pour les émetteurs **GAMMA** on parle de **TEMP** : Tomographie par Emission Mono Photonique ou **SPECT**

Pour les émetteurs **β+** on parle de **TEP ou PET** : Tomographie par Emission de **Positons**

Le couleur ou la qualité de l'image ne permet pas de distinguer TEMP de TEP, seulement le marqueur.

Caméra à Positons :

On tourne autour de la tête du patient et on **détecte les photons de 511 keV réceptionnés à 180°** en même temps (marge si il n'est pas au milieu). Une acquisition nous donne une «ligne» où se trouve l'atome émetteur. On tourne et on fait des milliers d'acquisition

LE FDG

Très utilisé en oncologie, c'est du glucose avec un atome de fluor à la place d'un OH. Ça ressemble au glucose mais pas le même métabolisme, peut emprunter les transporteurs GLUT.



distribution normale du FDG

Il faut savoir reconnaître l'image de la distribution normale du FDG.

Le cerveau consomme le glucose, le coeur ça dépend de la période (jeune, post-prandial...). En quantité dans la vessie et les uretères (éliminé par les reins, c'est un **analogue**).

Des foyers d'hyperfixation sont des dissémination de **métastases**.

On peut aussi faire de l'imagerie hybride (TEP + TDM)

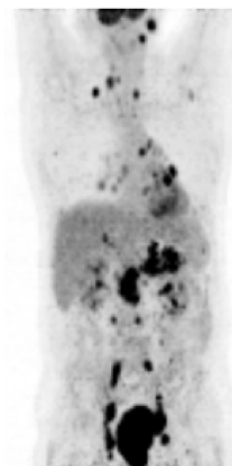
FDG -> Oncologie

MIBI -> Perfusion myocardique

Iode 123 -> Thyroïde

DTPA -> Rein

MDP -> Os



multiples métastases