

# Bases physiques de l'échographie

## I- Introduction

Les ultrasons sont des ondes vibratoires mécaniques au même titre que les ondes sonores. On les distingue par leur fréquence qui est plus élevée ( $> 20$  KHz).

Ces ondes ultrasonores ne sont pas audibles par l'être humain, par contre elles le sont pour certains animaux tel que les chiens et les chats. D'autres animaux sont en plus capable d'émettre des US (exemple : les chauves-souris).

Les ultrasons ont été utilisés par l'homme dans diverses domaines. On les utilise dans la navigation sous marine, dans les radars routiers pour le calcul des vitesses.

Les applications médicales sont plus nombreuses, on en distingue :

Imagerie ultrasonore : échographie +++

Technique d'imagerie médicale, non invasive, non irradiante, rapide, peu coûteuse. C'est une technique basée sur l'émission et la réception d'ondes ultrasonores.

Physiothérapie

Utilisation des ultrasons pour la relaxation tissulaire et la stimulation de la circulation sanguine locale.

Destruction tumorale

Basée sur les propriétés chauffantes de US (hyperthermie)

Lithotripsie

C'est une technique basée sur l'usage des US afin de détruire des lithiases rénales par onde de choc (depuis l'extérieur du corps)

## II- notions de physique acoustique

### 1- nature des ondes acoustiques

Onde vibratoire mécanique longitudinale qui se propage de proche en proche dans un milieu matériel. L'oscillation des molécules du milieu est obtenue sous l'effet de l'énergie de l'onde, et c'est cette énergie qui se transmet aux molécules voisines entraînant leur oscillation.

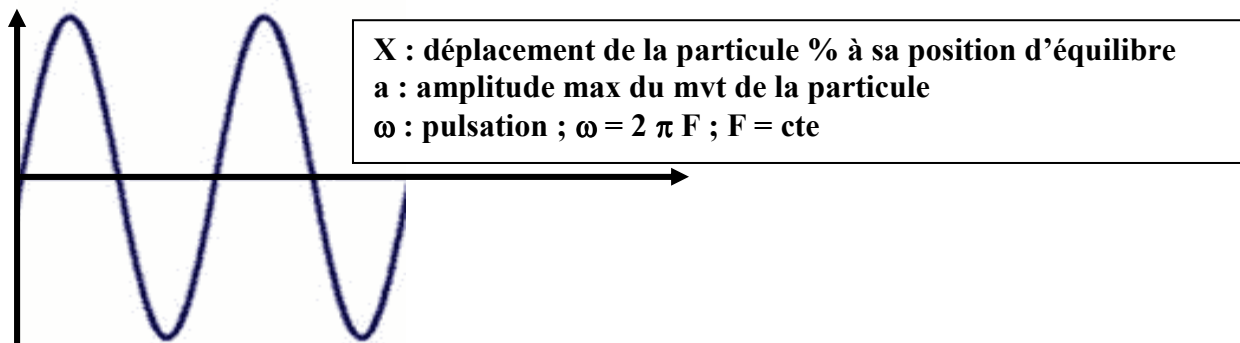
Leur nature est identique à une onde sonore et donc comme toute onde sonore, leur propagation ne peut se faire dans le vide

En traversant un milieu matériel, l'onde US cède une partie de son énergie au milieu. Cette absorption d'énergie est proportionnelle à la viscosité du milieu de propagation et la dissipation de l'énergie se fait sous forme de chaleur.

Cet affaiblissement de l'énergie de l'onde entraîne une diminution de l'amplitude de vibration des molécules, contrastant avec une conservation de la fréquence de l'onde US.

**Considérons une onde sonore correspondant à un son pur. Cette onde est une onde sinusoïdale, d'équation :**

$$X = a \cdot \sin(\omega t)$$



F : la fréquence du son ou de l'ultrason est caractéristique du son, indépendante du milieu de propagation. Ainsi la FREQUENCE ne change pas lors de la propagation

## 2- classification des ondes acoustiques

Selon leurs fréquences on distingue

Les infrasons :  $F < 20$  Hz

Les sons ou ondes audibles :  $20 \text{ Hz} < F < 20\,000$  Hz

Les Ultrasons :  $20 \text{ KHz} < F < 200$  MHz

Les fréquences de ultrasons utilisées en médecine sont entre 1 et 10 MHz

## 3- célérité et propagation

La vitesse de déplacement de la particule au cours de son oscillation est donnée par la formule :

$$v = \frac{dx}{dt} = a \cdot \omega \cdot \cos(\omega \cdot t)$$

Cette vitesse est à distinguer de la vitesse de propagation de l'onde acoustique encore appelée célérité C.

La célérité est indépendante du son mais dépend des propriétés mécaniques du milieu, à savoir :

- Densité :  $\rho$
- Compressibilité

La célérité augmente avec l'augmentation de l'incompressibilité et la densité du milieu.

Dans le tissu mou, cette célérité varie peu

Dans le tableau suivant sont présentés les valeurs des célérités des ondes acoustiques en fonction des caractéristiques de chaque milieu de propagation :

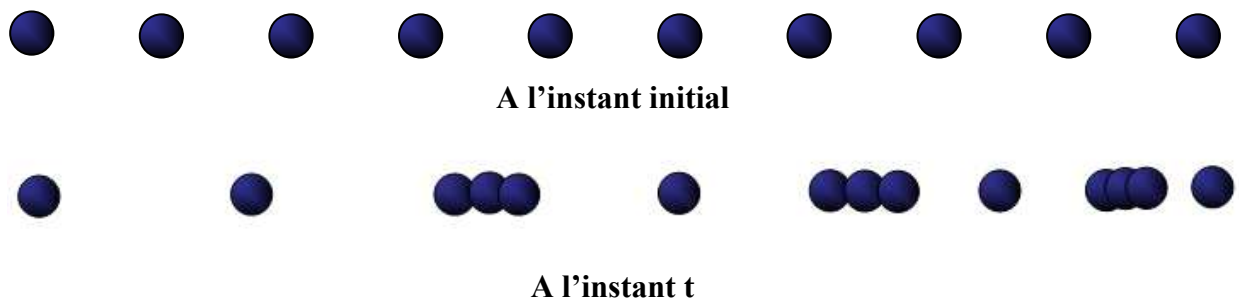
milieu	densité	compressibilité	Célérité (m/s)
air	+	+++++	343
graisse	++	+++	1410-1470
foie	+++	+++	1535-1580
muscle	+++	++	1545-1631
os	+++++	+	2100-4080

La différence des célérités est expliquée par une résistance qu'oppose le milieu à la propagation des ondes acoustiques : c'est l'impédance acoustique  $Z$

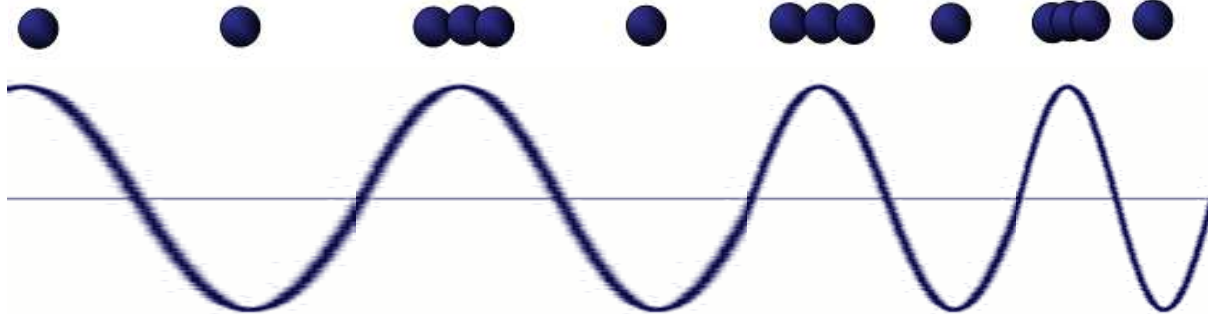
$$Z = \rho \times C$$

#### 4- notion de pression acoustique

La propagation de l'onde sonore entraîne un mouvement oscillatoire des particules du milieu. Ce mouvement oscillatoire entraîne des regroupements intermittents de particules dans certaines zones contrastant avec un évidement de certaines autres zones comme illustré par la figure suivante :



Ce mouvement est à l'origine d'une onde de pression et la répartition des particules n'est que le reflet indirect de cette onde de pression.



On démontre que

$$p = \rho \cdot C \cdot v = Z \cdot v$$

$p$  varie entre  $2 \cdot 10^{-5}$  et  $20$  Pas ( $\lll 10^5$  Pas)

### 5- notion de puissance acoustique

L'onde acoustique conduit à un transfert d'énergie au milieu de propagation. La puissance acoustique surfacique peut être définie par l'énergie de mise en mouvement par unité de surface et par unité de temps. Cette puissance acoustique surfacique est donnée par la formule :

$$W = \frac{E_{acoustique}}{S \cdot dt} \quad (\text{watt} / \text{m}^2)$$

Les valeurs de puissances surfaciques présentent de grandes variations (domaine très large)

Soit  $W_0$  : le minimum audible pour  $F = 1000$  Hz : la puissance acoustique correspondante est de  $10^{-12}$  watts /  $\text{m}^2$ . Ce son est considéré comme son de référence.

Si on veut comparer un son quelconque au son de référence de puissance  $W_0$  et au lieu de chercher le rapport  $\frac{W_1}{W_0}$  qui varie de 1 à  $10^{12}$ , On considère le logarithme décimal de ce rapport.  $\text{Log}_{10} \frac{W}{W_0}$  (varie de 0 à 12)

On définit donc des niveaux de puissances acoustiques « I » au lieu des puissances surfacique « W »

$$I = 10 \cdot \text{Log}_{10} \frac{W}{W_0}$$

Le niveau de puissance acoustique n'a pas d'unité physique. On lui attribue donc une unité artificielle qui est le décibel (dB)

Attention : les calculs sur des niveaux de puissances acoustique diffère de celui des puissances acoustiques ; en effet, si on considère deux sources d'ondes acoustiques de puissances  $W_1$  et  $W_2$ , émettant simultanément, la puissance acoustique globale est :

$$W = W_1 + W_2$$

En ce qui concerne les niveaux de puissances acoustiques, on ne peut pas écrire  $I_T = I_1 + I_2$ .

En effet :

$$I_1 = 10 \cdot \text{Log}_{10} \frac{W_1}{W_0}$$

$$I_2 = 10 \cdot \text{Log}_{10} \frac{W_2}{W_0}$$

$$I_T = 10 \cdot \text{Log}_{10} \frac{[W_1 + W_2]}{W_0} \neq I_1 + I_2$$

**Remarque :** comme pour l'électricité, des lois comparables s'appliquent à l'acoustique. On peut donc trouver une analogie entre ceux de l'électricité et ceux de l'acoustique :

### Électricité

$$\text{ddp} = U$$

$$\text{Intensité} = I$$

$$\text{Résistance} R$$

$$\text{Loi d'ohm } U = R \cdot I$$

$$\text{Puissance } P = U \cdot I = R \cdot I^2$$

### Acoustique

$$\text{Pression acoustique } p$$

$$\text{vitesse des particules } v$$

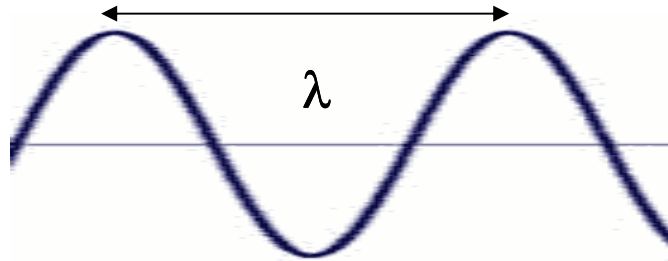
$$\text{impédance } Z$$

$$p = Z \cdot v$$

$$W = p \cdot v = Z v^2$$

### 6-longueur d'onde

La longueur d'onde est la distance entre deux particules au même état vibratoire. C'est donc la distance qui sépare deux milieux de même pression.



La longueur d'onde dépend :

Des caractéristiques du son : sa fréquence

Du milieu de propagation : la célérité de l'onde acoustique dans ce milieu

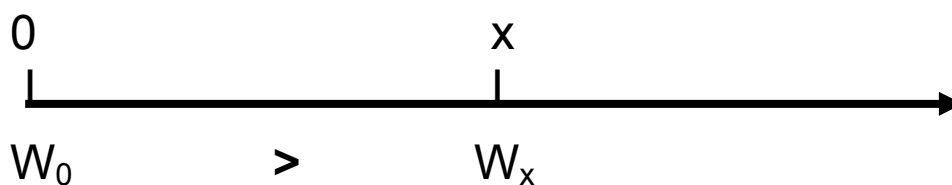
$$\lambda = C \cdot T = \frac{C}{F}$$

Pour un son donné de fréquence  $F$  connue,  $\lambda$  dépend des caractéristiques du milieu traversé. Donc ce son en passant d'un milieu à un autre ne change pas de fréquence comme nous l'avons vu plus haut, mais change de longueur d'onde.

### III- interaction des ultrasons avec la matière

#### 1- absorption des ultrasons dans un milieu homogène

Le milieu traversé absorbe une partie de l'énergie de l'onde. Cette absorption de l'énergie dépend de la viscosité du milieu traversé. La dissipation de l'énergie se fait sous forme de chaleur et conduit donc à une diminution progressive de la puissance acoustique.



La puissance acoustique au point  $x$  est donnée par la loi

$$W_x = W_0 \cdot e^{-kx}$$

$k$  : coefficient d'absorption

Le coefficient d'absorption  $k$  dépend de la fréquence,  $k = \alpha \cdot F^2$

Une augmentation de la fréquence  $F$  entraîne une augmentation de l'atténuation et donc une diminution de la profondeur de pénétration.

En résumé :

L'atténuation dépend de deux facteurs : la fréquence du son et de la viscosité du milieu traversé. Si on considère le milieu biologique comme milieu de propagation, le choix de la fréquence est déterminant de la profondeur de pénétration des ultrasons : l'exploration des structures profondes impose l'usage de fréquences faibles alors que l'exploration des structures superficielles, l'usage des hautes fréquences est également possible. Nous verrons par la suite que le choix de la fréquence est dicté par un compromis entre la profondeur de la structure à explorer ( basses fréquences pour les structures profondes ) et la résolution de l'image (meilleure avec les hautes fréquences).

A titre d'exemple, l'échographie thyroïdienne se fait avec des ultrasons de fréquence 7 à 10 MHz et l'échographie abdominale ne se fait qu'avec des ultrasons dont la fréquence est comprise entre 1 et 3 MHz

## 2- interaction des ultrasons aux interfaces

**Rappel :** l'impédance acoustique  $Z$  est la résistance à la propagation de l'onde acoustique.

$$Z = \rho \cdot C$$

On appelle donc interface acoustique, toute zone de séparation entre deux milieux d'impédances acoustique  $Z$  différentes

Le devenir des US dépend de :

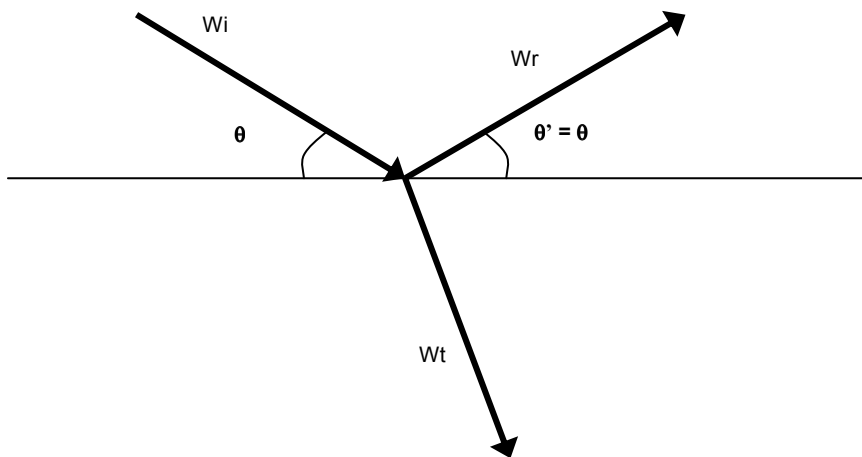
L'importance de la différence des  $Z$

La forme et la taille de l'interface

L'orientation du Fx US

### Transmission et réflexion :

Considérons un Fx d'US incident ( $W_i$ ), l'angle d'incidence est  $\theta$ . Au niveau de l'interface, une partie du fx US sera réfléchi ( $W_r$ ), l'autre partie sera transmise au second milieu ( $W_t$ ) comme illustré par la figure suivante



On démontre que  $W_i = W_r + W_t$

Soit R le Coefficient de réflexion

$$R = \frac{I_r}{I_i}$$

On démontre que :

$$R = \left| \frac{(Z_2 - Z_1)}{(Z_2 + Z_1)} \right|^2$$

### En échographie

La première interface que rencontre l'ultrason est l'interface : air / peau. Il s'agit de deux milieux d'impédances acoustiques très différentes, le coefficient de réflexion est très élevé, ainsi pratiquement toute la puissance incidente sera réfléchi.

Cette interface s'oppose à l'usage des US dans l'exploration des structures situées après cette interface. Afin de résoudre ce problème, on interpose entre la sonde d'échographie et la peau un adaptateur d'impédances acoustiques : le gel. Ce dernier doit vérifier une condition :

$$Z_3 = \sqrt{Z_1 \cdot Z_2}$$

Le gel permet de chasser les bulles d'air interposées dans cette interface en plus de sa fonction d'adaptateur d'impédance acoustique.

Cette solution n'est valable que pour cette interface, pour les autres interfaces : tissu mou / poumon et tissu mou / os, aucune solution ne peut être proposée, ce qui constitue la limite de cette technique d'exploration.



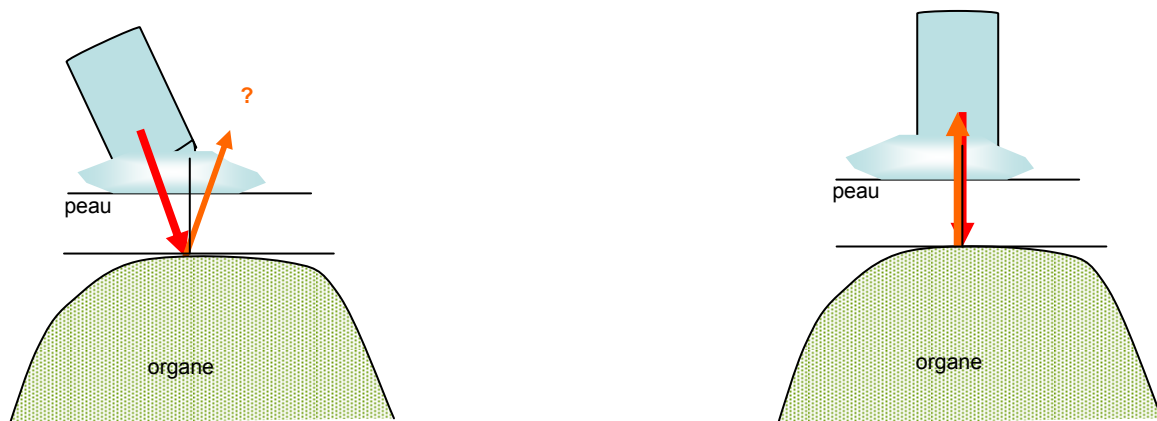
**Diffusion :**

Si la taille de l'obstacle est très petite par rapport à la longueur d'onde, l'obstacle se comporte comme une source  $\Pi^{\text{aire}}$  d'ultrasons. C'est le cas des Globules Rouges.

Au total, l'image échographique résulte de la détection de deux types d'ondes d'ultrasons :

- Les ondes réfléchies au niveau des interfaces
- Les ondes diffusées (étude de la vascularisation des organes+++)

Remarque : Pour voir le contour de l'organe, il faut placer la sonde perpendiculaire à l'interface afin de pouvoir récupérer par la même sonde l'ultrason réfléchi

**IV- émission et détection des ultrasons****1- introduction à l'échographie**

L'échographie est basée sur une bonne directivité du faisceau ultrasonore, ainsi que sur le pouvoir de réflexion du Faisceau à l'interface de deux milieux d'impédances acoustiques  $Z$  différentes.

L'onde réfléchi est appelée écho d'où le nom d'échographie attribué à cette technique d'imagerie. Les puissances acoustiques utilisées sont très faibles  $10^{-12}$  Watt /  $\text{cm}^2$ . Les fréquences utilisées varient entre 2 et 15 MHz

**2- principe de la piézoélectricité**

Le mot piézo-électricité est un nom composé qui regroupe deux termes :

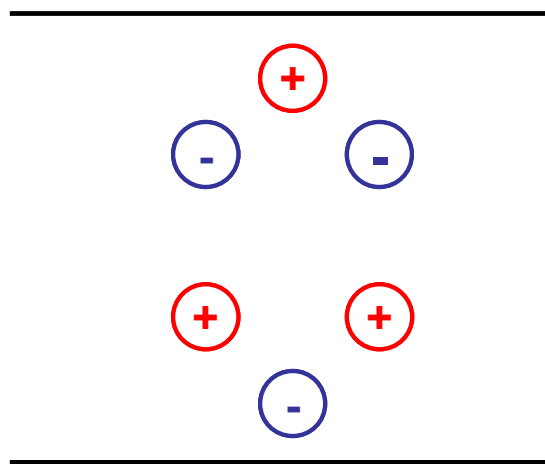
- Le terme piézo qui signifie pression
- Le terme électricité qui signifie charges électriques

La piézo-électricité est une propriété que possède certains cristaux à exprimer des charges électriques à leurs surfaces lorsqu'ils sont soumis à des contraintes mécaniques et inversement : une DDP  $\Rightarrow$  déformation mécanique

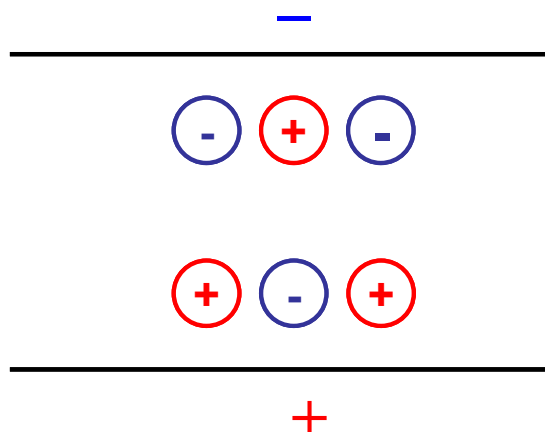
L'usage d'une DDP alternative est primordial permettant plusieurs émissions d'US, espacées de temps. Entre ces émissions le cristal piézoélectrique jouera le rôle d'un récepteur. La

réception d'un US se traduit par une modification du potentiel à la surface du cristal, ce potentiel est recueilli par des électrodes et constitue le signal obtenu traduisant la réception d'un US.

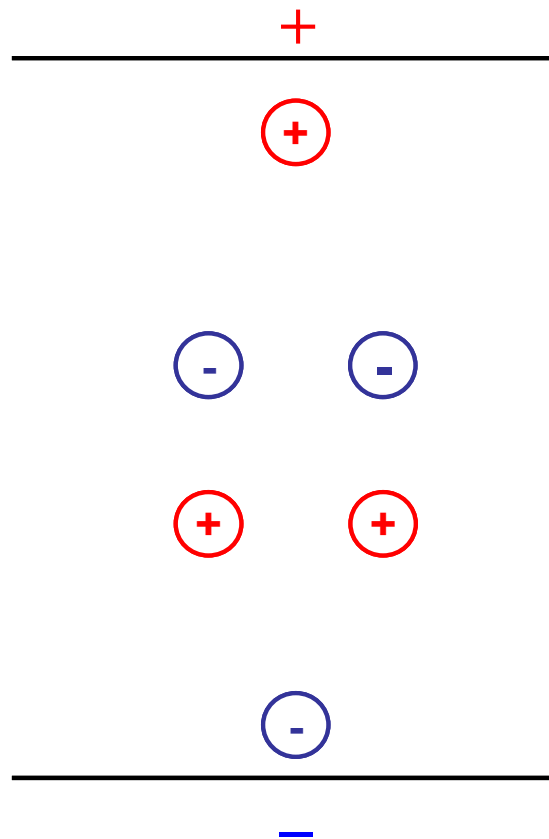
Le cristal pyzéoelectrique d'atomes de silice et d'oxygène, l'ion silice est chargé positivement et l'ion oxygène est chargé négativement. L'agencement de ces atomes est représenté par le schéma suivant :



Lors d'une réception d'une onde de pression cette onde entraîne la compression du cristal comme illustré par la figure suivante



A l'opposé, une dilatation du cristal est à l'origine d'une inversion des charges de surfaces comme illustrée par la figure suivante :



### 3- description d'une sonde échographique

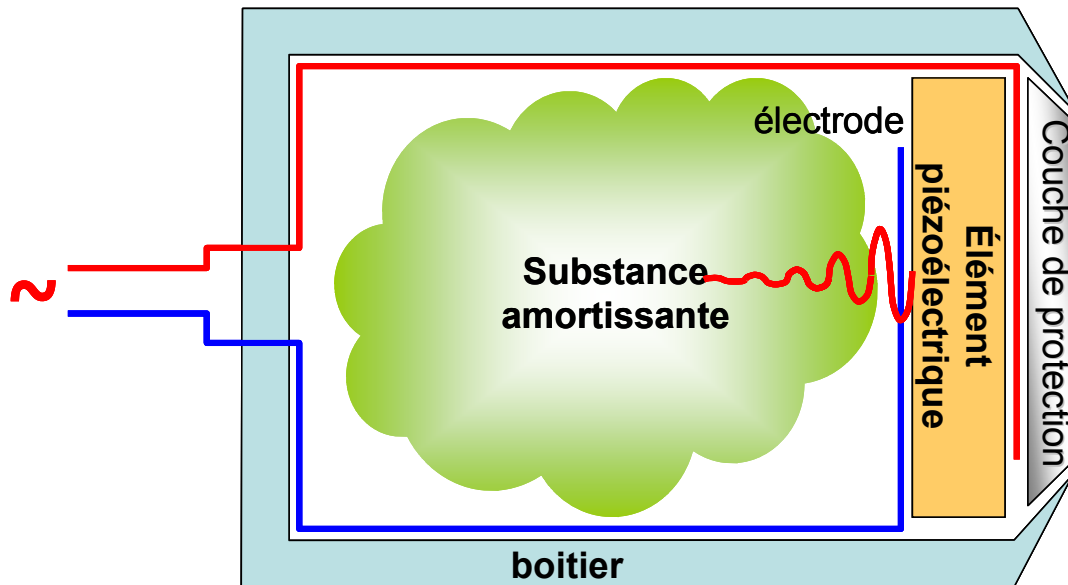
Une sonde d'échographie est constituée d'un boîtier protecteur dans le quel est logé le cristal piézoélectrique.

Ce cristal est bordé en avant et en arrière par deux électrodes permettant l'excitation du cristal permettant l'émission des US et le recueil du signal après excitation du cristal par un US réfléchi.

Le cristal piézoélectrique est protégé en avant par une couche de protection. Cette dernière joue également un rôle dans la transmission des US sortant du cristal en évitant leurs atténuations : il joue donc le rôle d'un adaptateur d'impédance acoustique.

Derrière le cristal est placée une couche amortissante permettant de réduire au minimum le temps de vibration et réduisant ainsi la durée d'émission de l'US émis.

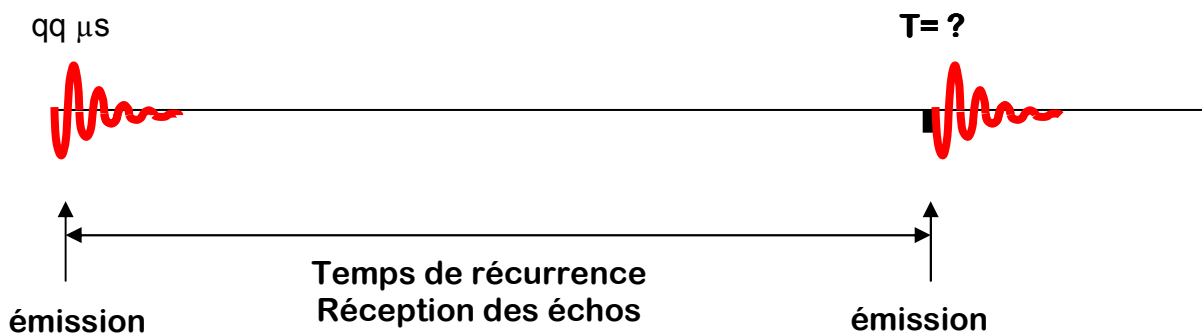
Cette substance amortissante absorbe tout US émis vers l'arrière évitant ainsi des échos parasites. Ces données sont résumées pas la figure suivante



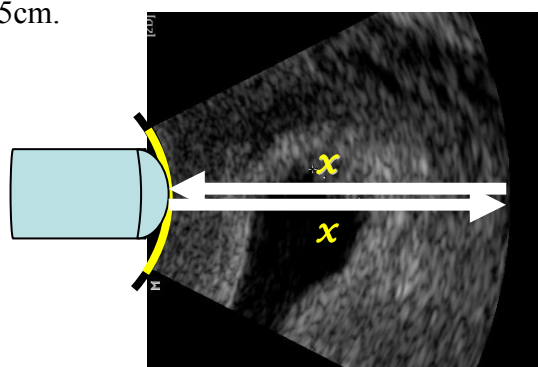
Ce dispositif permet d'avoir des émissions d'US avec des temps d'émission très bref (de l'ordre de quelques  $\mu\text{s}$ ). Cet amortissement rapide et important permet d'obtenir rapidement un silence, ce dernier servira de temps d'écoute.

L'impulsion suivante aura lieu a la fin du temps d'écoute.

Question : quelle est le temps de récurrence ou de répétions des échos T?



La détermination du temps de récurrence est primordiale car conditionne la profondeur maximale au dela de la quelle on ne détecte aucun écho. En effet, cette profondeur varie habituellement entre 10 et 25cm.



La distance parcourue par l'onde depuis son émission jusqu'à sa réception par la sonde pendant le temps d'écoute est égale à  $2x$ ,  $x$  étant la profondeur de pénétration. Pour qu'un écho soit recueilli il faut qu'il retourne à la sonde pendant le temps d'écoute et pas après.

$$C = 1500 \text{ m/s} ; \text{ et } C = \frac{d}{t} ; \text{ comme } d = 2x \text{ (un aller-retour)} ; t = \frac{d}{C} = \frac{2 \cdot x}{C}$$

$$\text{Si } x = 10 \text{ cm} ; d = 0,2 \text{ m} ; t = 0,2 / 1500 = 266 \text{ } \mu\text{s} \quad \Rightarrow \quad \text{FR} \approx 3,5 \text{ KHz}$$

$$\text{Si } x = 25 \text{ cm} ; d = 0.5 \text{ m} ; t = 0.5 / 1500 = 333 \text{ } \mu\text{s} \quad \Rightarrow \quad \text{FR} \approx 3,0 \text{ KHz}$$

Cette fréquence de récurrence est à distinguer de la fréquence d'émission des US

### V- Principe de l'échographie

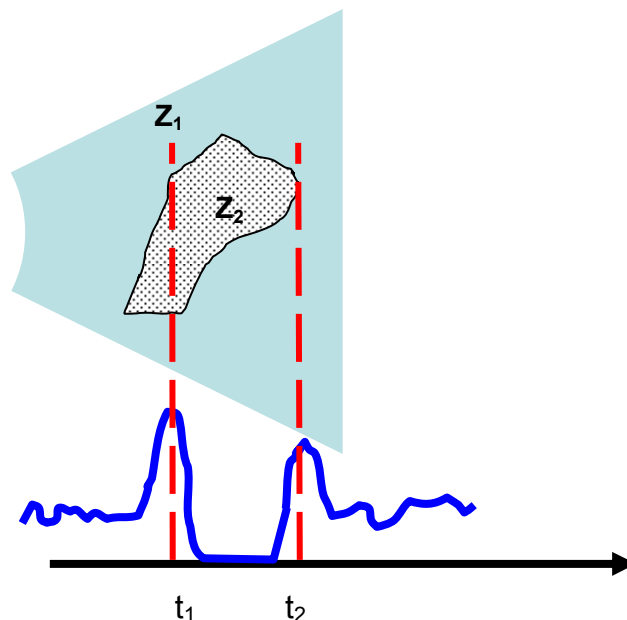
L'image échographique traduit l'existence et la position des interfaces réfléchissantes au sein de la structure traversée. Deux informations capitales sont véhiculées par l'écho réfléchi :

Le temps d'arrivée de l'écho  $\Rightarrow$  coordonnées spatiales de l'interface

L'intensité de l'écho  $\Rightarrow$  coefficient de réflexion de l'interface

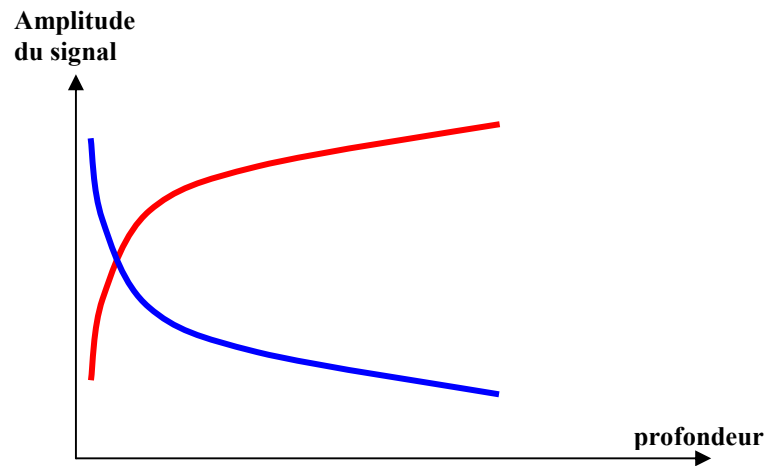
Le signal électrique obtenu présente donc des accidents, chaque accident correspond à une interface. L'amplitude de l'accident nous informe sur l'importance de cette interface et le temps de survenu de cet accident renseigne sur l'emplacement de l'interface correspondante

$$\text{puisque } x = \frac{C \cdot t}{2}$$



$$x_1 = \frac{C_1 t_1}{2} \quad x_2 = \frac{C_2 t_2}{2}$$

Remarquons qu'à  $t = t_2$  : amplitude réfléchie est moindre et pour cause une atténuation du faisceau d'US qui est – comme spécifié plus haut – est une fonction exponentielle décroissante. La solution serait de corriger artificiellement cette décroissance — en amplifiant de façon logarithmique ce signal —



Le procédé de correction de l'atténuation est appelé : Gain

### Qualité de l'image échographique

#### Résolution longitudinale

C'est la distance minimale séparant deux points situés sur l'axe du Fx US, et qui soit perceptible sur l'image. Cette distance est de l'ordre de la longueur d'onde  $\lambda$

Pour un milieu donné - ou la célérité est constante - la longueur d'onde et la fréquence sont inversement proportionnelles : Si  $F \uparrow$ ,  $\lambda \downarrow$

Afin d'avoir une meilleure résolution, on a intérêt à diminuer  $\lambda$  donc augmenter la fréquence de l'ultrason. ( $F = 10$  MHz meilleure que  $F = 2$  MHz)

Mais attention : Si  $F \uparrow$ , atténuation augmente.

Ainsi lors d'une échographie, le choix de la fréquence est primordial, conditionnant à la fois la profondeur à explorer et la résolution de l'image.

**Les hautes fréquences sont réservées**

**À l'exploration des structures superficielles**

#### Résolution latérale

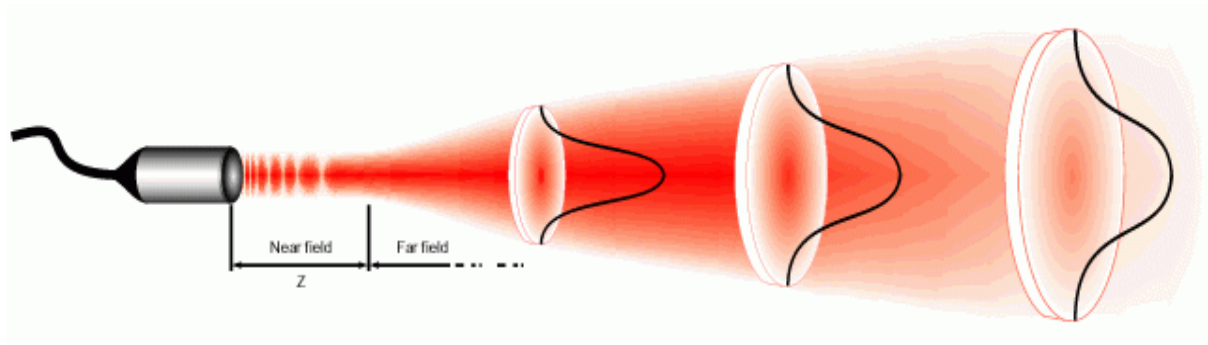
La distance minimale séparant deux points situés dans un plan perpendiculaire à l'axe du Fx US, qui soit perceptible sur l'image.

Si les échos de A et de B reviennent sur la sonde en même temps, on ne les distingue pas

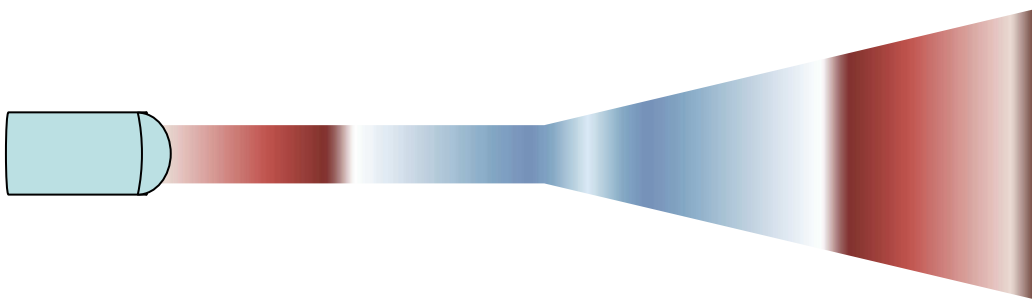
La résolution latérale dépend :

- de la finesse du Fx ultrasonore
- de la fréquence des US : si  $F \uparrow$ , le faisceau d'US devient plus fin mais la profondeur d'exploration diminue si on augmente la Fréquence des US.

Or le fx d'US est directif à son émission, puis devient divergent. Donc on peut subdiviser notre faisceau d'US en deux parties : une partie proximale (directive) et une partie distale (divergente). La partie du Fx d'ultrasons qui offre la meilleure résolution latérale est la partie proximale.

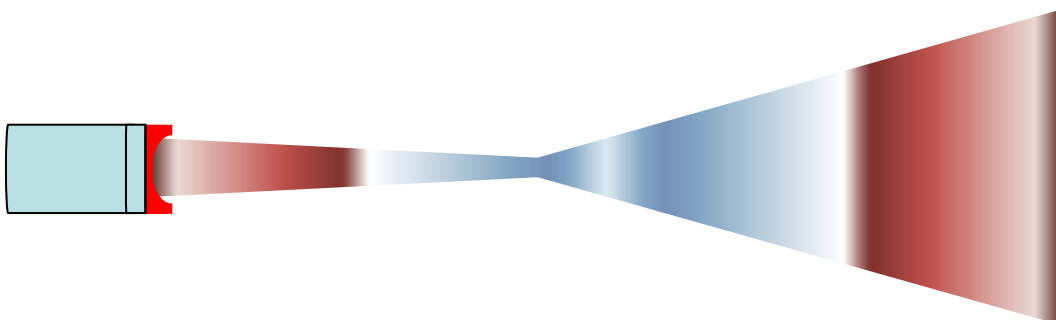


Pour améliorer d'avantage cette résolution latérale on fait appel à la focalisation. Ce procédé devrait permettre de réduire d'avantage la finesse du faisceau d'ultrasons.

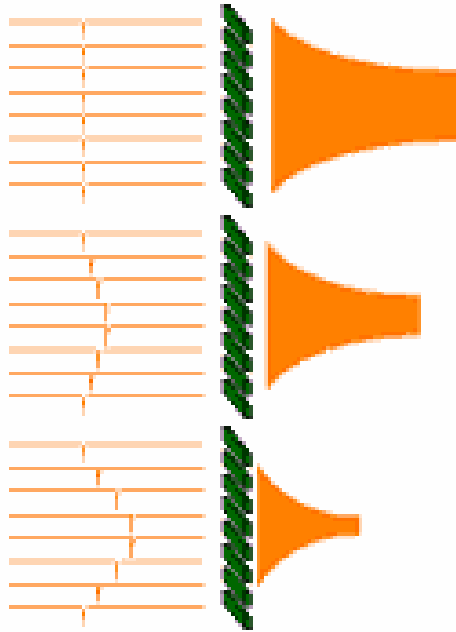


Les techniques de focalisation actuellement utilisées sont de deux types

- Focalisation par des lentilles acoustiques  : comme en optique les lentilles acoustiques permettent de focaliser le Fx d'US



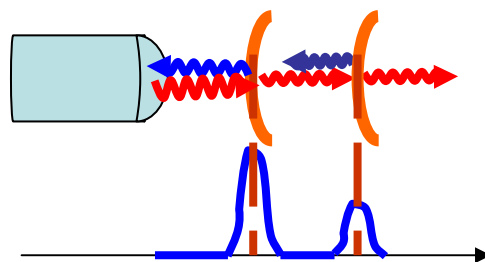
- Focalisation électronique : ce procédé est valable pour les sondes multiéléments c'est-à-dire que la sonde contient plusieurs éléments piézoélectriques. Ces derniers ne sont pas actionnés tous simultanément mais par petits groupes. Pour assurer une bonne focalisation du Fx d'ultrasons, les impulsions sont envoyées avec un retard. Ainsi l'impulsion centrale précède les impulsions périphériques, et plus ce décalage est important plus la focalisation est meilleure. Mais attention, ce retard doit respecter la durée totale de l'impulsion qui devrait être de l'ordre de la  $\mu\text{s}$ .



## VI- les modes échographiques et leurs applications

### Mode A ou modulation d'amplitude

C'est de l'échographie à une dimension, le faisceau d'ultrasons émis rencontre une ou plusieurs interfaces et chaque fois où le Fx rencontre une interface, il envoie un écho et un pic est obtenu





La hauteur du pic nous renseigne sur le caractère réfléchissant de l'interface. Et plus ce pic est important plus l'interface est importante (réfléchissante) c'est-à-dire que l'écart d'impédance acoustique est important.

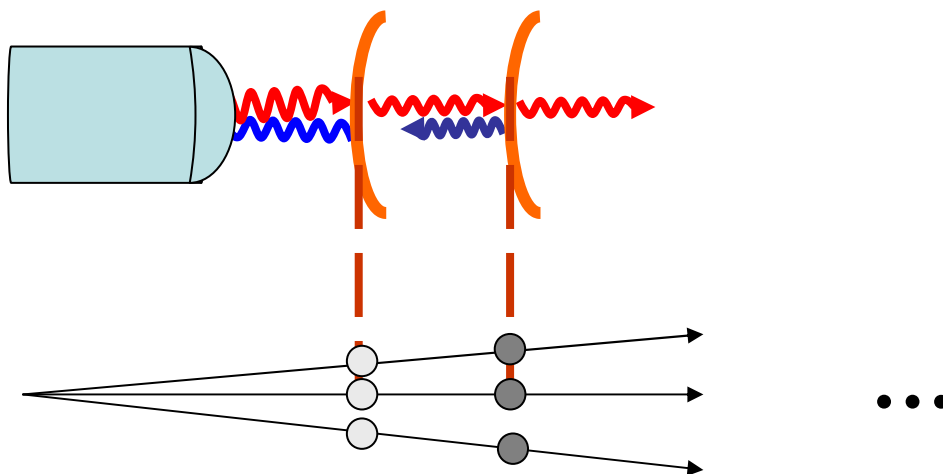
Le délai d'apparition du pic après l'émission de l'US nous renseigne sur l'emplacement des interfaces puisque la profondeur de cette interface est donnée par la formule :

$$d = \frac{C_1 t_1 - C_2 t_2}{2}$$

### Mode B ou modulation de brillance

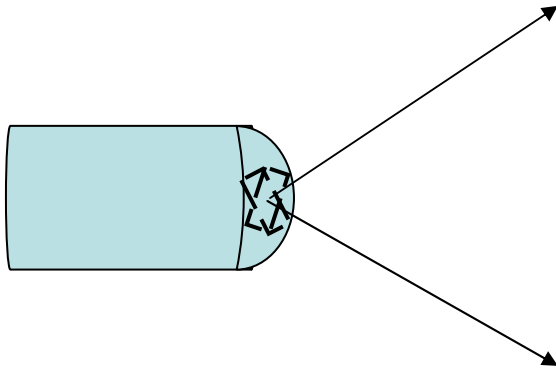
C'est une technique d'échographie qui est plus utilisée que le mode A. Le mode B diffère du mode A par le fait qu'il s'agit d'une technique échographique à 2D

Le mode de fonctionnement ressemble à l'échographie 1D ou mode A, sauf que l'amplitude des échos est transcrite en niveau de brillance. En effet à chaque pic obtenu on fait correspondre un point de la droite de tir dont le niveau de brillance est proportionnel à l'importance du pic et dont l'emplacement sur cette droite est dicté par la distance séparant la sonde à l'écho considéré. Tout ce procédé permet l'obtention d'une seule ligne. Pour avoir les autres lignes du plan de coupe, un balayage automatique est réalisé.



Ce balayage automatique est fait soit mécaniquement soit électroniquement

Le balayage mécanique est réalisé au moyen d'une rotation du cristal autour de son axe sur un angle donné limitant le champs balayé par la sonde



Le balayage électronique peut se faire pour des sondes multiéléments. Elle se fait par excitation successive de petits groupes de cristaux. Cette excitation se déplace par la suite de proche en proche en excitants des groupes voisins. Chaque faisceau envoyé permet d'avoir une ligne de l'image.

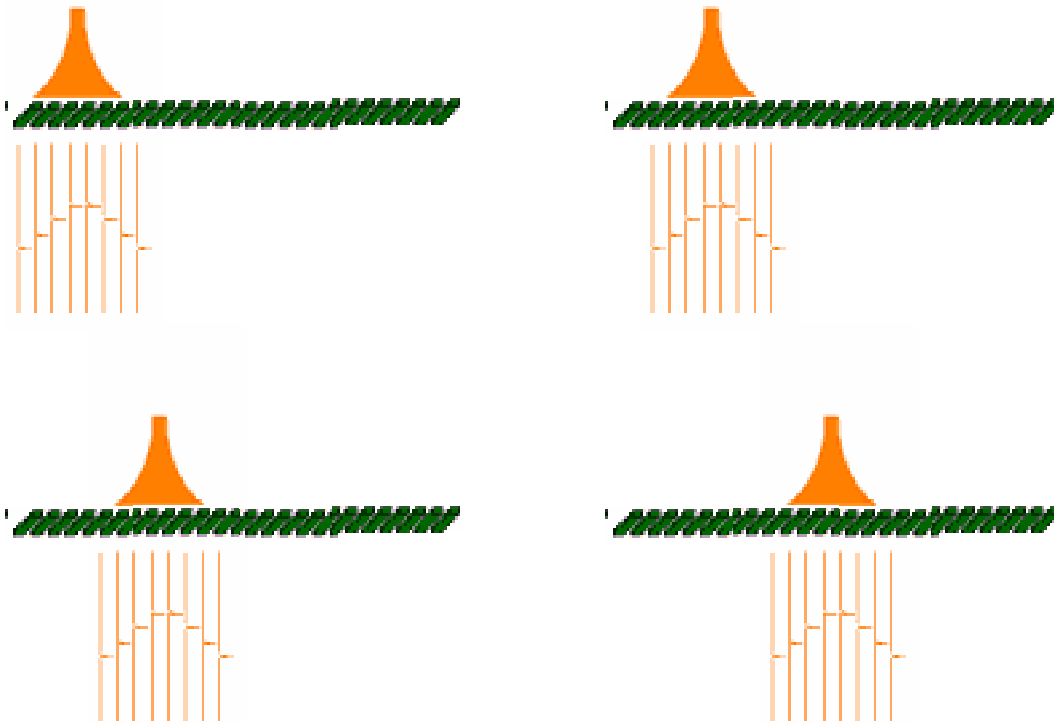
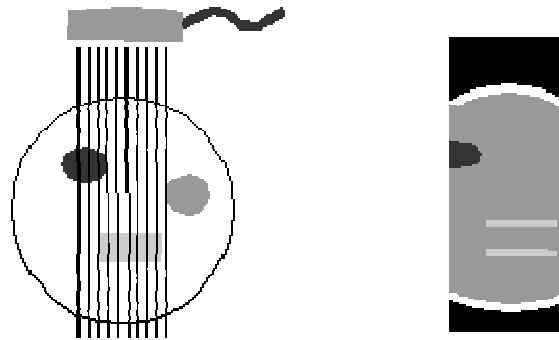


Figure -- : Déplacement progressif de l'excitation des cristaux avec comme conséquence un déplacement progressif du Faisceau d'ultrasons permettant un balayage de la tranche de coupe.

Lorsque plusieurs faisceaux ultrasonores parallèles les uns aux autres sont utilisés (**sonde linéaire**) ou lorsque le même faisceau ultrasonore est orienté dans des directions différentes (**sonde sectorielle**) on obtient une image en 2 dimensions (**Bidimensionnelle**) qui représente une **coupe** de la structure explorée :



Les principaux avantages du mode B sont :

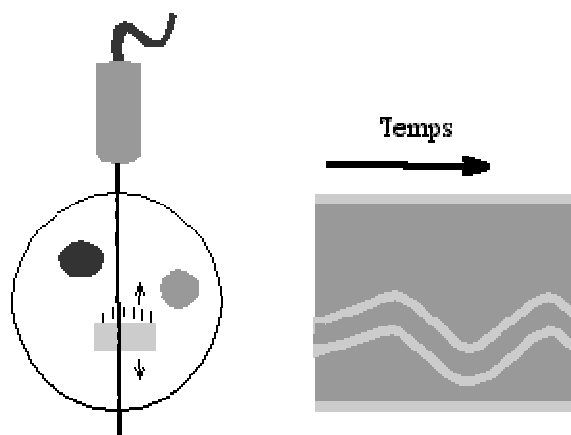
Une constitution instantanée de l'image (en 2D)

Le changement de coupe se fait en continue (temps réel) puisque le temps nécessaire à l'obtention d'une coupe est très court

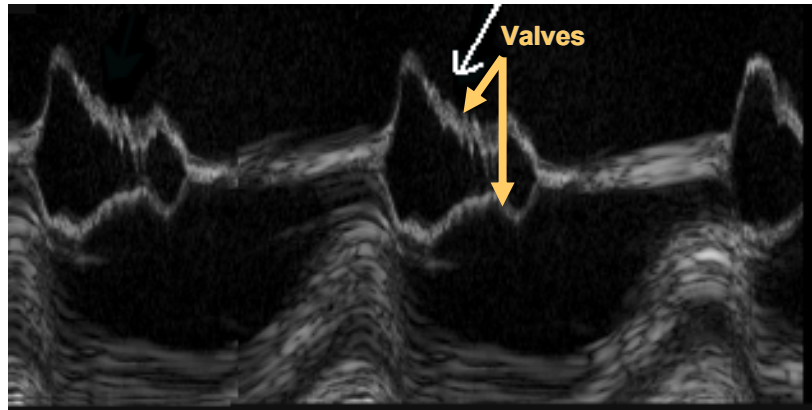
L'observation des mouvements anatomiques devient possible grâce à cette vitesse de balayage.

#### Mode TM :

Lorsqu'un même faisceau ultrasonore est observé en continu, les mouvements des objets traversés par le faisceau font varier la position et l'intensité des ultrasons recueillis par la sonde au cours du temps. La représentation des **variations de la position et de la brillance des échos en fonction du temps**, constitue le mode M (mouvement) ou TM (temps-mouvement). Ce mode permet d'obtenir une **résolution temporelle** supérieure au mode B et de pouvoir observer des événements très rapides.



Le mode TM est uniquement utilisé en **échocardiographie** pour observer les mouvements des parois et des valvules cardiaques.



**Échographie cardiaque mode TM**

### **Mode 3D ou mode volumique :**

L'échographie tridimensionnelle a maintenant dix ans d'existence, particulièrement en obstétrique, et occupe actuellement une place diagnostique importante aux côtés de l'échographie 2 D temps réel.

Après la sélection d'une zone d'intérêt par l'opérateur en échographie 2D, l'acquisition du volume peut se faire, soit avec des sondes spécifiques volumiques, soit avec des sondes classiques.



Figure 2 - sonde classique



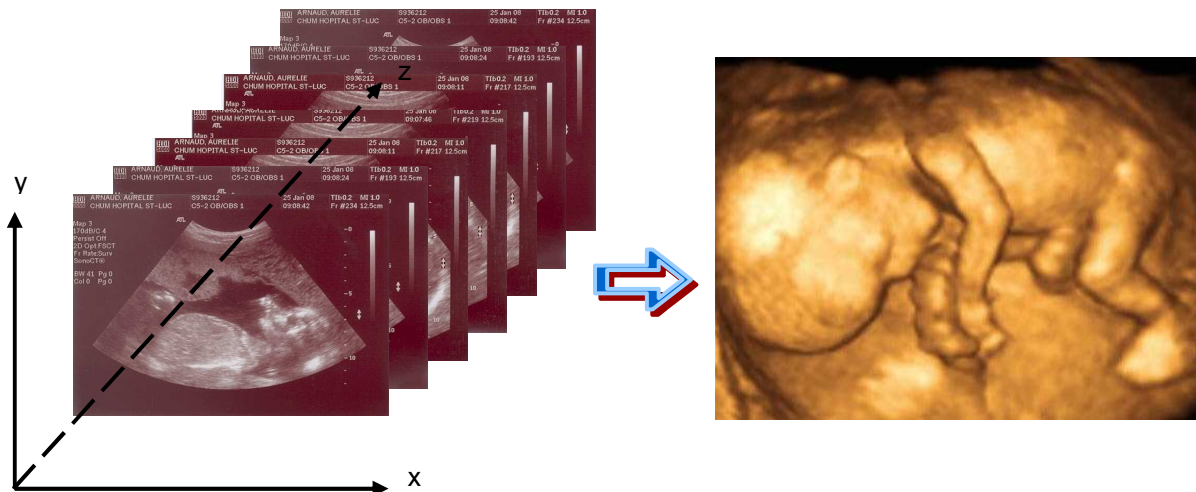
Figure 3 - sonde volumique

Les sondes volumiques réalisent automatiquement un balayage de la zone d'intérêt, grâce au déplacement mécanique du cristal. Le temps de balayage varie de 3 à 10 secondes en fonction de la taille de la zone d'intérêt explorée, et du nombre de plans de coupes désiré.

Avec des sondes classiques, le balayage se fait manuellement, à partir d'un échographe standard. La succession des plans de coupes ainsi obtenue, est enregistrée dans une unité informatique, attenante à l'échographe. La qualité de cette acquisition implique un balayage régulier et suffisamment lent de la zone d'intérêt, nécessitant une formation des opérateurs plus longue et plus fastidieuse qu'avec les sondes volumiques automatisées. La succession des

plans de coupes ainsi acquis (que ce soit par les sondes classiques ou par les sondes volumiques) est chargée dans la mémoire de la station de travail pour être exploitée.

L'objectif de la constitution d'une matrice volumique 3D est de transformer une succession de plans de coupes en une matrice cohérente et calibrée. Schématiquement, celle-ci se présente sous la forme d'un parallélépipède dont l'image d'acquisition élémentaire constitue les axes X et Y, et dont l'empilement des images d'acquisition constitue l'axe Z



## VII- Les produits de contraste en échographie

Les produits de contraste en échographie sont caractérisés par une impédance acoustique  $Z$  très différente des tissus explorés (tissu mou)

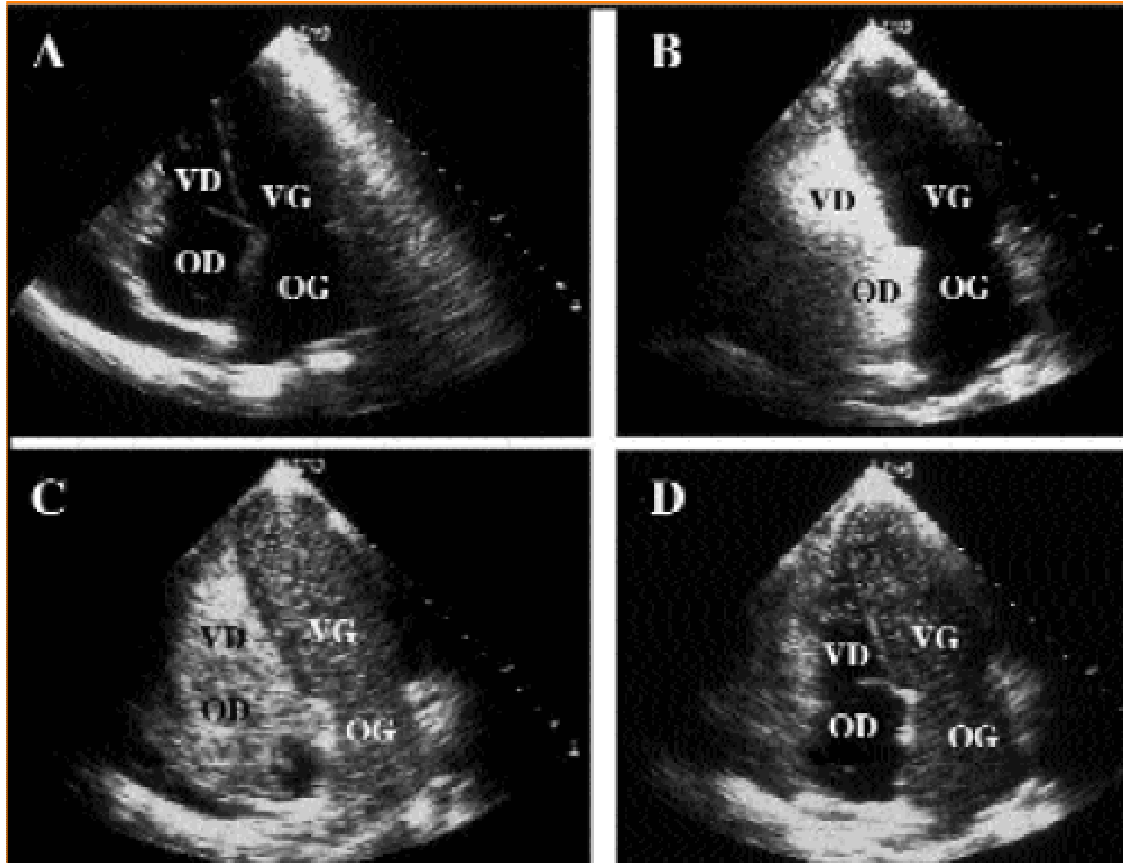
Exemple : air

En échographie de contraste, on peut utiliser un produit de contraste qui se compose d'un liquide éjecté par voie sanguine. Celui-ci contient de très petites microbulles stabilisées par une paroi biocompatible tels que les protéines, les lipides ou les polymères. Elles sont généralement inférieures à  $8 \mu\text{m}$  de diamètres.

Ces microbulles vont créer une différence d'échogénicité, à l'origine d'un artéfact (artéfact d'interface), entre le sang (devenant hyperéchogène) et les parois des vaisseaux sanguins normalement indifférenciable en échographie.

Certains autres produits de contraste (exemple : Sonovist®) sont capables de passer en extra-vasculaire pour être phagocyté par les cellules Kupffer révélant ainsi un contraste foie sain/tumeurs hépatiques.

Plusieurs produits de contraste sont commercialisés. Leur différence réside principalement dans la paroi qui encapsule la microbulle. On trouve le Sonovue® en Europe, le Definity® aux États-Unis et le Sonozaïd® au Japon.



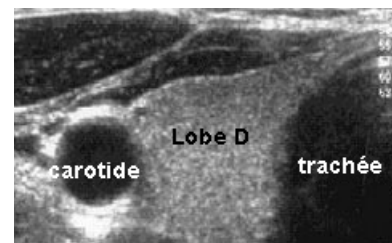
Ces produits de contraste peuvent être utilisés dans l'opacification vésicale permettant la recherche de reflux vésico rénal ou dans l'opacification utérine permettant d'étudier la perméabilité tubaire.

### VIII- Sémiologie échographique élémentaire

L'évaluation de l'importance de l'interface est jugée par l'échogénéicité. Une structure échogène est une structure réfléchissante et qui apparaît donc en blanc sur l'image échographique.

Des structures échogènes : Une structure est dite échogène lorsqu'elle contient des échos. Ces structures peuvent être soit homogènes soit hétérogènes

Des structures anéchogène : ce sont des structures qui ne contiennent pas d'échos. On les appelle également structure trans-sonore. Exemple : vésicule biliaire, vessie, kyste,...

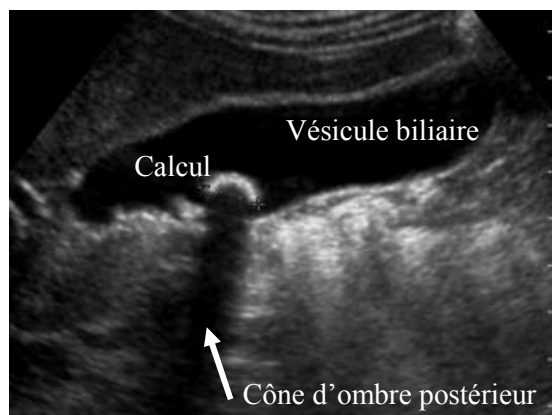


Il s'agit de structure liquidienne pure. L'aspect trans-sonore est toujours associé à un renforcement postérieur.



Aspect échographique de la vésicule biliaire  
Structure anéchogène avec renforcement postérieur

Des structures hyperéchogène : ces structures sont particulièrement réfléchissantes et les échos en provenance de ces structures sont donc intenses. Cet aspect se voit essentiellement lors des calcifications dans les tissus mous. Exemple : lithiase. Cet aspect hyperéchogène s'accompagne souvent d'un cône d'ombre postérieur (le faisceau d'ultrasons ne passe pas au delà de la lithiase).



### IX- échographie Doppler

L'échographie Doppler est un examen échographique en deux dimensions non invasif qui permet d'explorer les flux sanguins intracardiaques et intravasculaires. Elle est basée sur un phénomène physique des ultrasons, l'effet Doppler.

L'échographe Doppler est constituée d'un échographe classique couplée à une sonde Doppler. Lorsqu'un faisceau d'ultrasons traverse les cavités cardiaques ou les vaisseaux, l'écho renvoyé par les éléments figurés du sang (qui deviennent des émetteurs) aura une longueur d'onde plus

longue (son plus grave) s'ils s'éloignent du capteur, et une longueur d'onde plus courte (son plus aigu) s'ils se dirigent vers le capteur.

La sonde Doppler recueillera donc un écho dont la fréquence (longueur d'onde) sera différente de la fréquence d'émission.

La différence des fréquences d'émission et de réception :  $F - F'$  ou  $F' - F$  permet de calculer la vitesse et la direction des globules rouges. Cette différence de fréquence est donnée par la relation :

$$\Delta F = F_{\text{Reçue}} - F_{\text{émise}} = 2 \cdot F_{\text{émise}} \cdot \frac{v}{C} \cdot \cos \theta$$

Avec :

$v$  : vitesse de déplacement du réflecteur ( GR )

$\theta$  : angle entre le Fx US et la direction du mouvement

$C$  : célérité des US dans ce milieu

En pratique médicale  $\Delta F$  est compris entre 20 et 50 Hz : il s'agit de fréquences audibles

Il existe 2 modes de Doppler :

### **1- doppler a émission continue**

La sonde émet des ultrasons en permanence et les fréquences réfléchies par les globules rouges sont analysées continuellement. On recueille ainsi un spectre de vitesses correspondant à toutes les zones traversées par le faisceau. Il permet d'enregistrer des flux de très haute vitesse, sans limitation de vitesse mesurable, il permet ainsi d'analyser la vitesse maximale avec une grande précision. Son inconvénient est une moins bonne localisation du flux analysé.

### **2- doppler mode pulsé ( discontinu)**

La sonde fonctionne alternativement comme émetteur et comme récepteur. Il est possible de régler la période de la pulsation ce qui permet de sélectionner la profondeur de la zone explorée. Le flux enregistré est donc mieux repéré sur l'image. Par contre, les flux très rapides, au-delà d'une vitesse maximale mesurable, ne peuvent pas être enregistrés en Doppler pulsé.

Les échographes Doppler actuels permettent un codage couleur des flux sanguins. Par convention, les flux positifs qui s'approchent de la sonde sont codés en rouge, les flux qui s'en



éloignent sont codés en bleu. Il permet ainsi une visualisation directe des flux sanguins qui se superposent à l'image en échographie bidimensionnelle en échelle de gris.

Il se pratique en général en remontant depuis les veines des membres inférieurs jusqu'aux veines iliaques et caves inférieures.

L'échographie Doppler est utilisée dans le diagnostic des pathologies des vaisseaux et du cœur.

Cœur : cardiopathies congénitales, valvulopathies, péricardites.

Artères : sténoses, thromboses ( athérosclérose), anévrysmes, claudication intermittente, ischémie aiguë.

Veines : thromboses veineuses profondes, varices.

L'échographie Doppler est souvent un examen de première intention. En effet, il est relativement peu coûteux et il possède une grande sensibilité, en particulier pour le diagnostic des thromboses veineuses profondes.

### **X- Risques et dangers des ultrasons**

L'échographie est un examen non invasif, c'est-à-dire qui ne nécessite pas d'effraction de la barrière que constitue la peau. Cela permet d'éviter les risques d'infections.

De plus, cet examen est indolore et a-traumatique, les ultrasons étant sans danger pour les tissus. Il peut donc être répété autant de fois que nécessaire.

Une utilisation trop prolongée de la sonde doppler au niveau du cœur d'un nourrisson ou d'un cœur d'un fœtus chez une femme enceinte peut provoquer un échauffement des tissus.

Enfin il n'existe aucune contre-indication à ces examens, il peut être pratiqué sur des femmes enceintes ou des enfants en bas âge.

Bonne lecture et bonne chance