

# CHAPITRE I

## PRINCIPE DE BASE DE L'IMAGERIE ULTRASONORE

Un transducteur en contact acoustique avec un milieu génère, lorsqu'il est excité par une brève impulsion électrique (impulsion de tir ou impulsion d'émission), une vibration mécanique qui est à l'origine d'une onde acoustique. Cette onde, en se propageant dans le milieu à une célérité  $C$ , forme un faisceau acoustique qui représente la zone insonifiée. L'axe du faisceau, qui est l'axe de propagation, est aussi appelé ligne de tir. Des échos sont produits aux interfaces des différentes structures traversées par l'onde. Une partie de ces échos est renvoyée vers le transducteur qui les convertit en un signal électrique utilisé pour afficher une courbe ou une image.

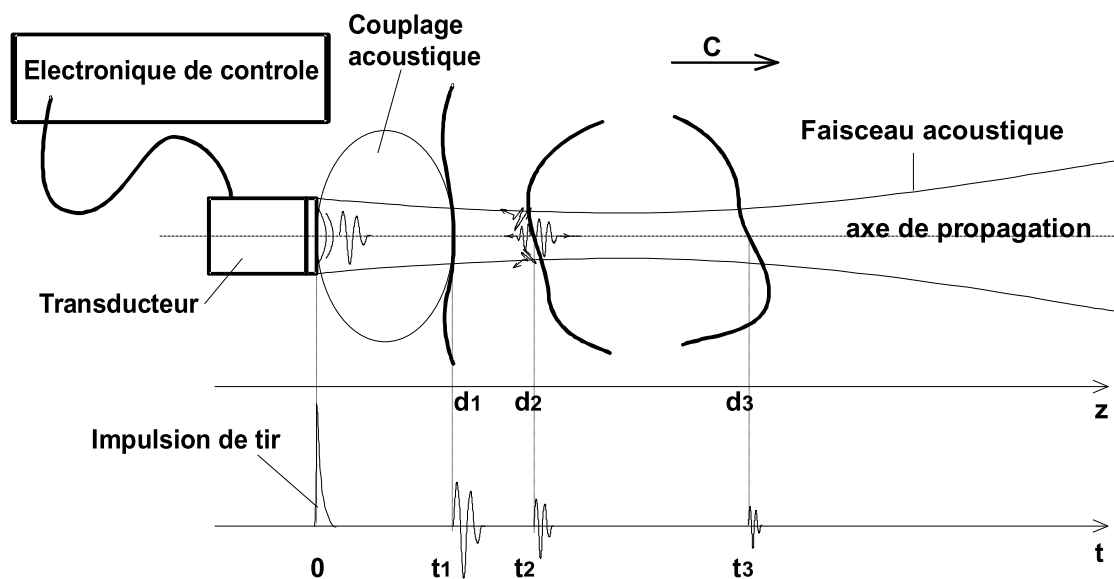


Figure 1. 1 : principe de l'échographie.

Il existe de nombreux modes de représentation de l'information échographique, mais nous ne nous intéresserons uniquement qu'aux deux modes utilisés par l'imager qui a été développé au Laboratoire.

## 1.1. - REPRÉSENTATIONS [10]

### 1.1.1. - Mode A (Mode Amplitude )

C'est la représentation d'une ligne de tir sous forme d'un graphique.

L'écho est représenté en ordonnée par un pic de hauteur proportionnelle à l'amplitude en valeur absolue du signal. Sur l'axe des abscisses, sont marquées les distances **d** appréciées par le temps **t** compris entre l'impulsion d'émission et la réception de l'écho tel que :

$$d = \frac{C \cdot t}{2} \quad \text{éq 1. 1}$$

ou C est la célérité du milieu

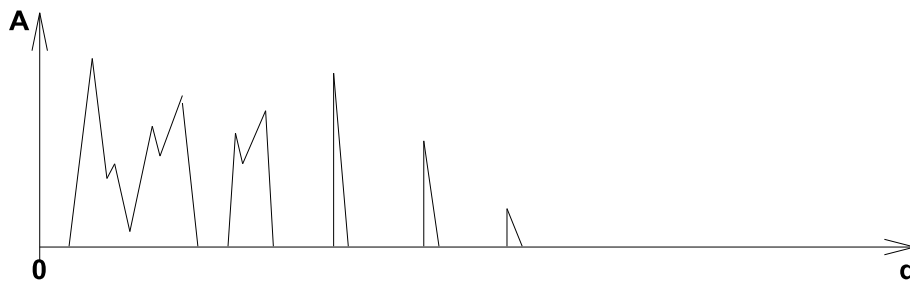
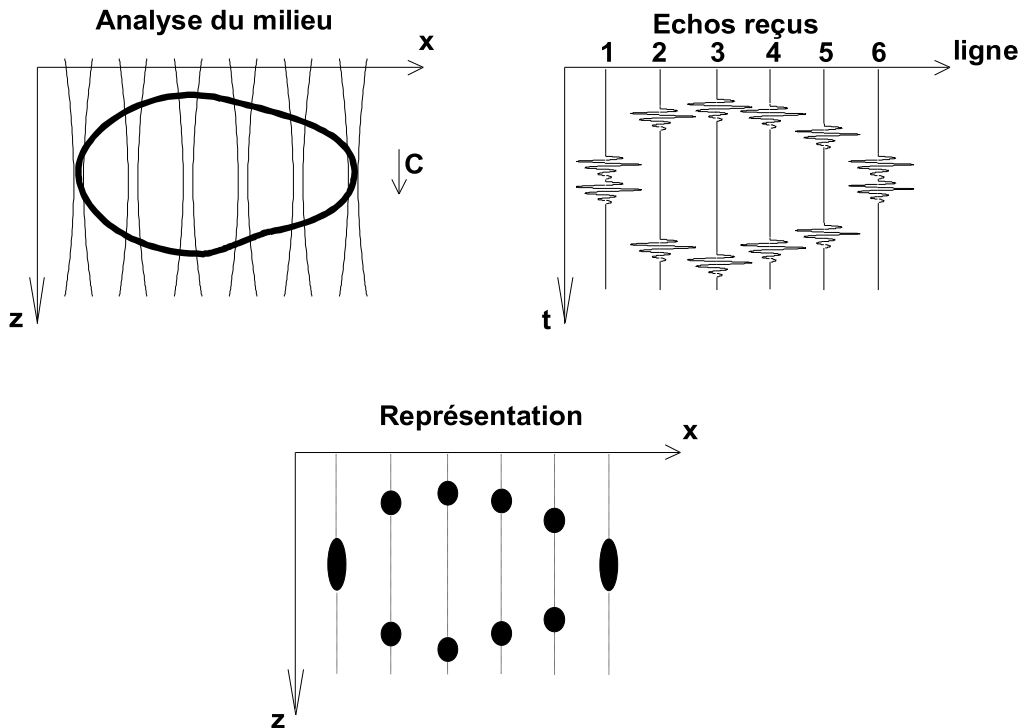


Figure 1. 2 : représentation mode A.

### 1.1.2. - Imagerie bidimensionnelle mode B (mode brillance)

C'est le mode de représentation échographique le plus communément utilisé pour le diagnostic.

L'image affichée est obtenue à partir de plusieurs faisceaux ultrasonores émis successivement en différents points d'une génératrice. On parle alors de balayage du faisceau ultrasonore.



**Figure 1. 3 : représentation mode B bidimensionnelle.**

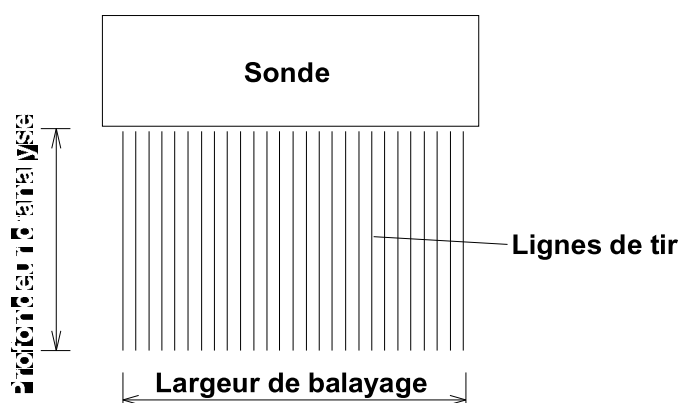
Pour chaque faisceau, l'onde ultrasonore qui se propage dans le milieu à explorer est représentée à l'écran par une ligne dont l'intensité lumineuse des points est proportionnelle à l'amplitude des échos reçus. L'ensemble des lignes ainsi obtenues, est positionné à l'écran pour permettre une représentation dimensionnelle la plus fidèle possible de la zone insonifiée.

## **1.2. - MODES DE BALAYAGE**

La forme de l'image dépend du type de balayage utilisé pour analyser la zone d'exploration. Les balayages sectoriels et linéaires sont actuellement les plus utilisés pour présenter des images échographiques bidimensionnelles. Il existe d'autres types de balayages plus spécifiques comme le balayage 360° utilisé entre autres pour l'exploration intravasculaire haute résolution. Pour notre application, nous ne ferons que les analyses des balayages linéaire et sectoriel qui semblent les plus appropriés.

### **1.2.1. - Balayage linéaire**

Toutes les lignes de tir sont parallèles et forment une image rectangulaire. L'amplitude du balayage donne la largeur de l'image. Ceci impose que la dimension de la partie de sonde en contact soit au moins identique à celle du balayage. Pour les faibles profondeurs d'exploration l'image est large.



**Figure 1. 4 : balayage linéaire.**

La matrice d'affichage correspond directement à la matrice d'analyse.

### **1.2.2. - Balayage sectoriel**

Chaque faisceau subit une déflexion angulaire autour d'un point situé au niveau de la sonde. L'image obtenue a une forme de secteur tronqué caractérisé par son angle d'ouverture  $\alpha$  et la position  $r$  de la fenêtre d'entrée. La largeur  $s$  de la fenêtre d'entrée est donnée par :

$$s = 2 \cdot r \cdot \sin \frac{\alpha}{2} \quad \text{éq 1. 2}$$

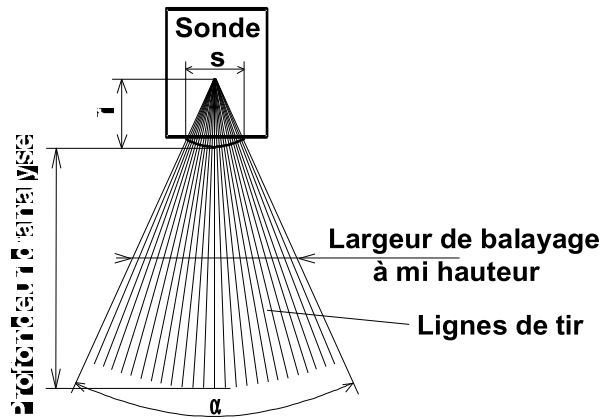


Figure 1. 5 : balayage sectoriel.

La largeur de l'image dans la zone proche de la sonde est beaucoup plus étroite qu'en zone lointaine. Il est donc nécessaire de bien choisir  $\alpha$  et  $r$  si l'on désire faire des observations proches de la sonde. La partie de la sonde en contact peut avoir une dimension plus petite que la largeur moyenne de la zone d'exploration. Il est nécessaire d'appliquer à la matrice d'acquisition un traitement (Interpolation) pour pouvoir afficher l'image.

### 1.2.3. - Balayage Temps Réel

On parle de balayage temps réel ou d'imagerie dynamique lorsque la vitesse de rafraîchissement des images permet de visualiser les différentes phases des structures en mouvements. En pratique, ceci correspond à un affichage des images au rythme de 10 à 15 images par seconde pour les organes à mouvements lents.

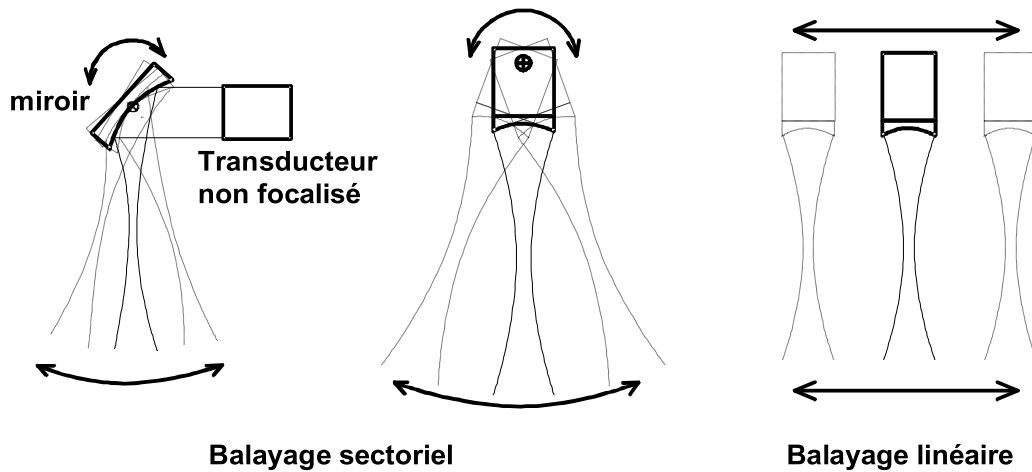
## 1.3. - RÉALISATION TECHNIQUE

Il existe deux types de sondes qui permettent de réaliser une image bidimensionnelle :

- les sondes mécaniques
- les sondes électroniques

### 1.3.1. - Les sondes mécaniques

Un transducteur génère un faisceau ultrasonore dont le balayage est réalisé mécaniquement soit par réflexion sur un miroir mobile, soit par la mise en mouvement du transducteur.

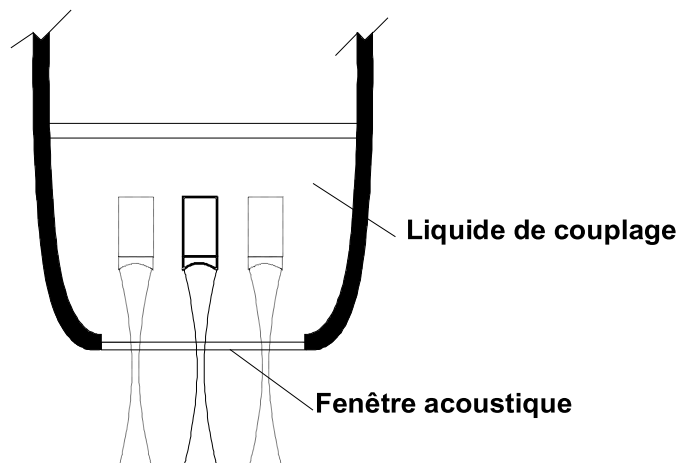


**Figure 1. 6 :** balayages mécaniques.

La focalisation du faisceau peut être faite par le miroir ou par une lentille acoustique ou électronique (sonde annulaire) couplée au transducteur.

Ce type de sonde permet de disposer d'une électronique de commande du transducteur simple. Le séquençage des tirs doit tenir compte de la position du faisceau, ce qui nécessite un dispositif de contrôle du mouvement (asservissement + capteur de position)

Afin d'assurer la bonne transmission des ultrasons vers le milieu d'exploration, le transducteur est situé dans un compartiment étanche qui contient un liquide de couplage acoustique. La zone où le faisceau ultrasonore traverse ce compartiment est appelée fenêtre acoustique. Le liquide de couplage et la fenêtre acoustique doivent présenter une faible atténuation aux ultrasons pour la fréquence de fonctionnement de la sonde. Il existe toujours un écho de réflexion à l'interface entre le liquide de couplage et la fenêtre acoustique.



**Figure 1. 7 :** liquide de couplage.

### 1.3.2. - Les sondes électroniques

Pour ce type de sonde, le mouvement mécanique est supprimé. Le balayage ou la déflexion sont assurés par des moyens purement électroniques.

Pour se faire, on utilise des transducteurs constitués d'une barrette découpée en  $n$  éléments. Il est courant de trouver des barrettes comportant plus de 256 éléments pour des fréquences ultrasonores comprises entre 3 et 7 MHz.

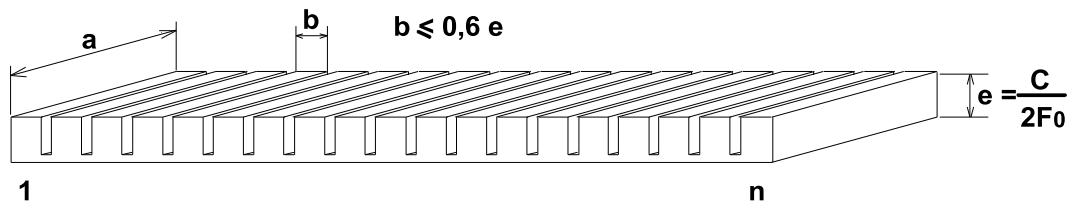


Figure 1. 8 : barrette d'une sonde électronique.

Chaque élément est relié à l'électronique de contrôle qui gère les commutations et les retards pour permettre la focalisation, la déflexion ou le déplacement des faisceaux. Si une sonde électronique peut être réduite en dimension et en poids par rapport à une sonde mécanique, par contre, l'électronique de contrôle est plus complexe. Ces sondes permettent d'obtenir des images d'une excellente stabilité avec de nombreuses possibilités de balayages et de focalisations.

Pour des fréquences élevées ( $>10$  Mhz), la réalisation en série de barrettes est complexe et coûteuse en raison des faibles dimensions des éléments ; de même pour l'électronique qui doit traiter des signaux de haute fréquence

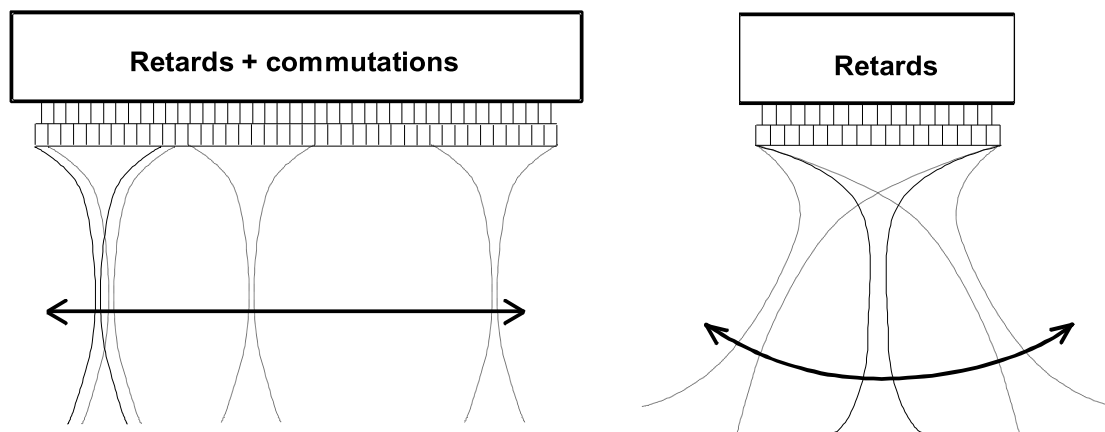


Figure 1. 9 : balayage électronique.

Pour explorer les zones superficielles, la barrette doit être éloignée pour permettre la focalisation du faisceau.

## 1.4. - RÉSOLUTION SPATIALE

La résolution spatiale est la capacité à distinguer des points rapprochés dans l'espace.  
Elle s'exprime par :

- la résolution axiale (Rsa) ou résolution longitudinale ou résolution en profondeur
- la résolution latérale (Rsl) ou pouvoir séparateur

### 1.4.1. - Résolution axiale (Rsa) [10]

Elle représente la distance minimum entre deux cibles situées sur l'axe du faisceau que peut discerner l'appareil.  
Elle dépend essentiellement de la réponse impulsionnelle du transducteur ultrasonore et peut s'exprimer sous la forme suivante :

$$R_{sa} = \frac{n\lambda}{2} = \frac{nC}{2F} \quad \text{éq 1.3}$$

C : célérité du milieu  
F : la fréquence ultrasonore  
 $\lambda$ : la longueur d'onde  
n : est un coefficient qui peut être approximativement assimilé au nombre de périodes contenues dans la réponse impulsionnelle du transducteur.

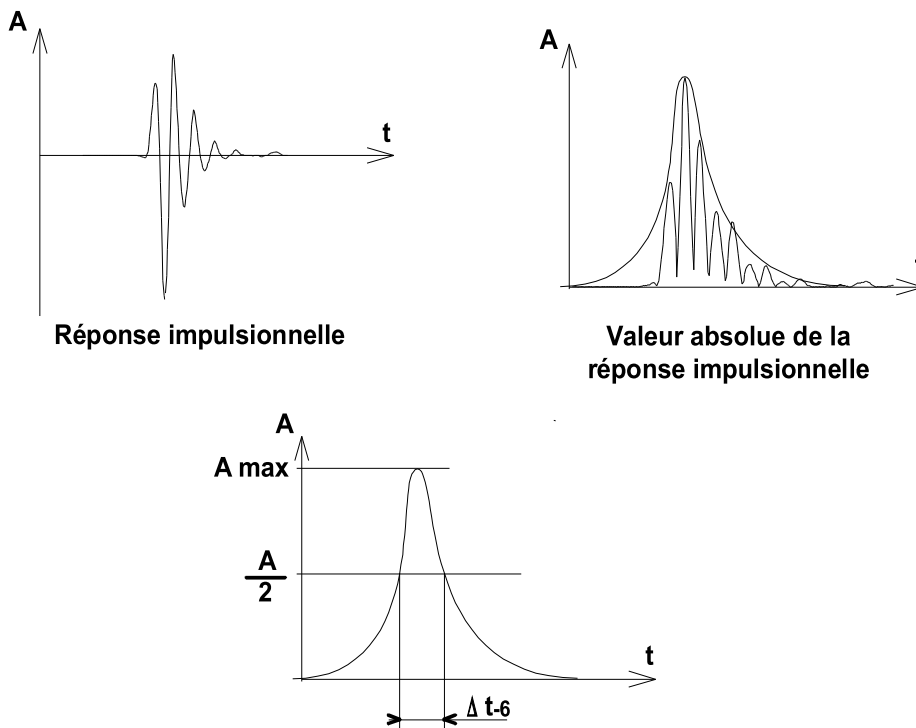
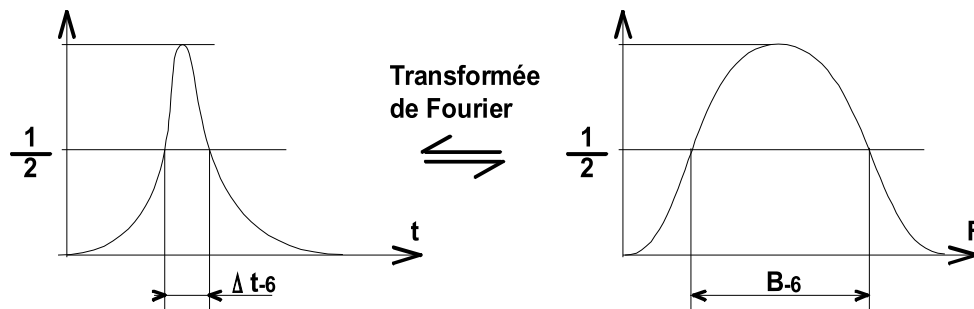


Figure 1.10 : résolution axiale.

La résolution axiale est inversement proportionnelle à la fréquence ultrasonore. Il faut aussi que le transducteur ait une réponse impulsionnelle courte, donc, que sa bande passante  $B_{-6}$  soit la plus large possible. Si l'enveloppe de la réponse impulsionnelle du transducteur est une gaussienne, alors sa réponse en fréquence est aussi une gaussienne.



**Figure 1. 11** : correspondance entre réponse impulsionnelle et réponse fréquentielle.

La relation entre la largeur  $\Delta t_{-6}$  de la réponse impulsionnelle à - 6 dB et la bande passante à - 6 dB  $B_{-6}$  est :

$$\Delta t_{-6} \times B_{-6} = \frac{4}{\pi} \text{Ln}2 \cong 0.88 \quad \text{éq 1. 4}$$

En pratique, à cause des phénomènes d'atténuation, pour résoudre deux échos avec un contraste suffisant, il faut que l'écart temporel  $\Delta t_{-6}$  corresponde à la moitié de la résolution axiale  $R_{sa}$  tel que :

$$\Delta t_{-6} = \frac{R_{sa}}{2} \times \frac{2}{C} = \frac{R_{sa}}{C} \quad \text{éq 1. 5}$$

La bande passante à - 6dB du transducteur peut alors être estimée par la formule suivante :

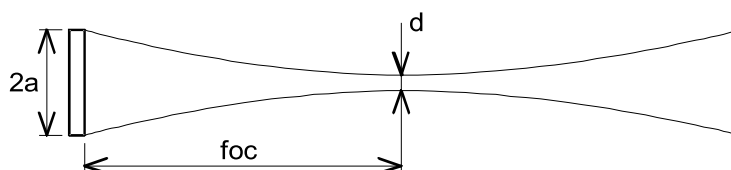
$$B_{-6} = \frac{4}{\pi} \text{Ln}2 \times \frac{C}{R_{sa}} \cong \frac{C}{R_{sa}} \quad \text{éq 1. 6}$$

- $B_{-6}$  : Bande passante en Hz
- $C$  : Célérité des ultrasons dans le milieu en m/s
- $R_{sa}$  : Résolution axiale en m

### 1.4.2. - Résolution latérale

Elle exprime la capacité du système à pouvoir distinguer deux cibles proches situées sur une ligne perpendiculaire à l'axe de propagation. Elle est fonction de la géométrie du faisceau. En pratique, pour obtenir une bonne résolution latérale dans la zone d'exploration, le faisceau ultrasonore est focalisé.

La résolution latérale est définie à la distance focale comme la largeur du faisceau à - 6dB.





### Figure 1. 12 : résolution latérale.

Pour les céramiques disques, on définit cette largeur de la façon suivante :

$$d - \delta = 1.2 \frac{\lambda \text{foc}}{2a} = 1.2 \frac{C \text{ foc}}{F 2a} \quad \text{éq 1. 7}$$

Remarque : la focalisation ne peut avoir lieu que dans le champ proche dont la limite **L** est donnée par

$$L = \frac{a^2}{\lambda} \quad \text{éq 1. 8}$$

## 1.5. - ATTÉNUATION [21]

En se propageant dans un milieu, une onde ultrasonore perd peu à peu de son énergie. Ceci se traduit par une diminution de son intensité à l'origine **I<sub>0</sub>** en fonction de la distance parcourue **x** tel que:

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\alpha x} \quad \text{éq 1. 9}$$

$\alpha$  est le coefficient d'absorption qui dépend essentiellement des caractéristiques du milieu traversé par l'onde. L'absorption est un phénomène complexe qui est fortement influencé pour les milieux liquidiens (milieux biologiques), par des phénomènes de viscosité de conduction thermique et les effets de relaxation. Le coefficient  $\alpha$  dépend de la fréquence **F** de l'onde ultrasonore et peut s'écrire de la façon suivante:

$$\alpha = \alpha_0 \cdot F^\beta \quad \text{éq 1. 10}$$

avec  $1 < \beta \leq 2$  pour les tissus biologiques

Ces équations nous amènent à constater que plus la fréquence de l'onde est élevée moins il sera possible de pénétrer en profondeur. Cet effet est encore plus prononcé lorsque le milieu est atténuant.

# CHAPITRE II

## DEFINITION DE LA SONDE