

# PRINCIPE DE L'ECHOGRAPHIE

---

## Bases physiques

Dr A . AIT HAMI

# HISTORIQUE

- Piézo-électricité :
- 1880 frères Pierre et Jacques Curie
- Phénomène fondamental de transduction électromagnétique pour la production et la détection des ultrasons
- Naufrage du Titanic 1912: idée de l'application des ultrasons pour la détection des obstacles

- 1<sup>ère</sup> guerre mondiale : mise en pratique des méthodes « d'écho-location »
- 1916 LANGEVIN 1<sup>er</sup> transducteurs ultrasonore à quartz pour la détection sous marine
- DUSSIK 1930 psychiatre autrichien : 1<sup>ière</sup> utilisation diagnostique des ultrasons , détection des tumeurs cérébrales
- Après 2<sup>ième</sup> guerre mondiale au Japon : technique de débitmètre utilisant l'effet Doppler
- 1952 aux états unis HOWRY à Denver , WILD et REID (Minneapolis ) pionniers de l'imagerie échographiques

- Fin des années 60 échographes de 1<sup>ière</sup> génération ( lenteurs de l'obtention de l'image , flou cinétique , deux niveaux de luminosités affichées silhouette des organes )
- Années 70 échographes à balayage mécanique , rapide ; obtention en temps réel des tissus en mouvements
- Apparition des convertisseurs d'images : images en échelles de gris
- Technique de vélocimétrie par effet doppler; études de l'écoulement des flux sanguins
- Les années 1980 : sondes barrettes : focalisation du faisceau ultrasonore à plusieurs profondeurs

- Mémoires numériques : optimisation des échelles de gris
- Haute fréquence , sonde miniature , endocavitaire ( endo rectale , endo vaginale , trans œsophagienne, et même endo vasculaire )
- Produit de contraste , imagerie harmonique , imagerie 3D  
.....

# PRINCIPE PHYSIQUE

- Les ultrasons : nature d'une onde sonore : vibration mécanique , se propage dans les liquides et les solides
- Fréquence des vibration trop élevée inaudible par l'oreille humaine
- Fréquence: nbre de cycle de vibration /seconde 1 MEGA HERTZ= 1 MILLION de vibrations par seconde
- Fréquences utilisées en imagerie ultrasonore médicale varie entre 2 et 15 MHZ
- Fréquence élevée possible peau (20MHZ) endovasculaire (20 à 30 MHZ) et cornée et segment antérieur de l'œil 50 MHZ

- Ultrason : onde de pression qui se propage en provoquant des variations de pression et des vibrations de la matière
- A la manière d'une vague dans un étang lorsqu'on y jette un caillou
- Vitesse de propagation de l'onde  $C$  en m/s dépend de la densité  $P$  et de l'élasticité  $E$  du milieu  $C = \sqrt{E/P}$  elle est caractéristique du milieu de propagation.
- La longueur d'onde: étendue spatiale d'un cycle de vibration
- Analogie avec la distance qui sépare deux crêtes ou deux creux de vagues
- Fréquence et longueur d'onde sont reliées par la relation  $\lambda = c/f$

EXEMPLES DE VALEURS DE VITESSE DE PROPAGATION, IMPÉDANCE ACOUSTIQUE ET COEFFICIENT D'ATTÉNUATION RENCONTRÉS DANS LES TISSUS BIOLOGIQUES POUR DES TEMPÉRATURES COMPRIS ENTRE 20 ET 37 °C.

TISSU	VITESSE DE PROPAGATION DES ULTRASONS $c$ (m/s)	IMPÉDANCE ACOUSTIQUE $Z$ ( $N s m^{-3}$ )	PENTE DU COEFFICIENT D'ATTÉNUATION $\beta$ ( $dB cm^{-1} MHz^{-1}$ )
Eau	1 480 (20 °C)	$1,48 \cdot 10^6$	
Air	340 (20 °C)	440	
Sang	1 566	$1,66 \cdot 10^6$	0,2
Os spongieux	1 450-1 800		10-40
Os cortical	3 000-4 000	$4 106-8 \cdot 10^6$	5
Graisse	1 450	$1,38 \cdot 10^6$	0,8
Foie	1 560	$1,65 \cdot 10^6$	0,6-0,9
Muscle	1 550-1 630	$1,65 \cdot 10^6-1,74 \cdot 10^6$	0,5-1,5
Peau	1 600		2-4



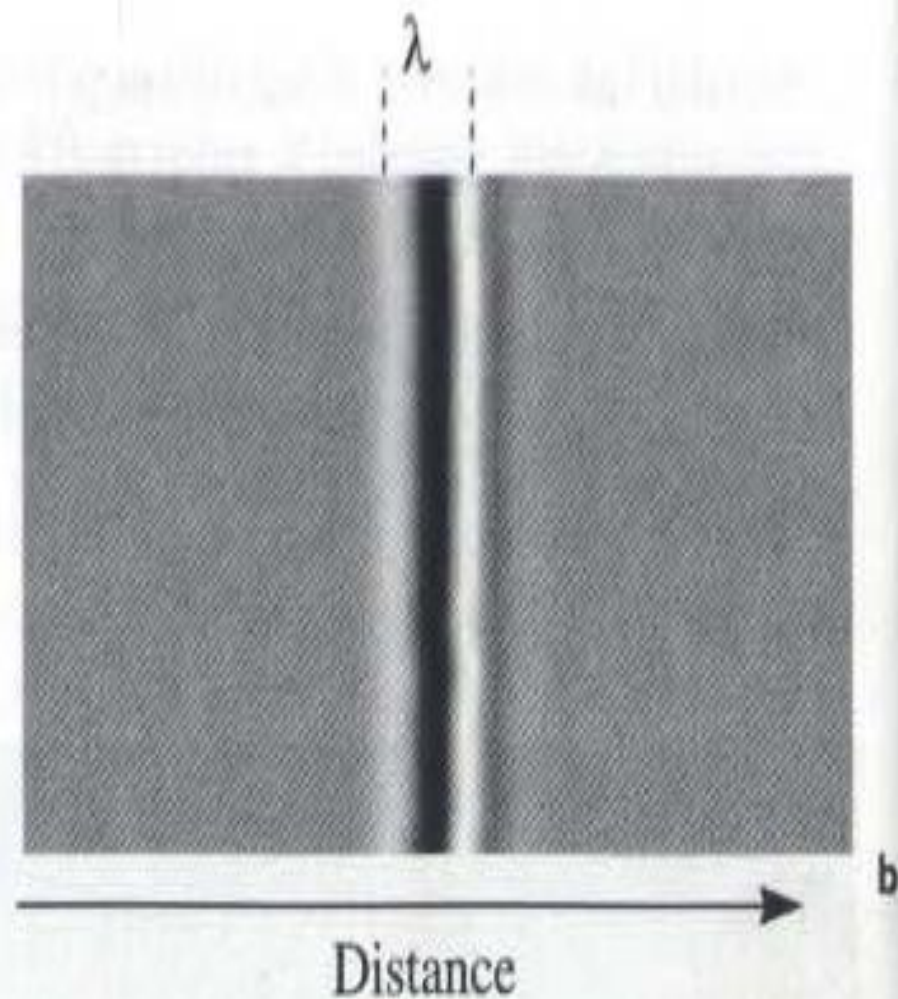
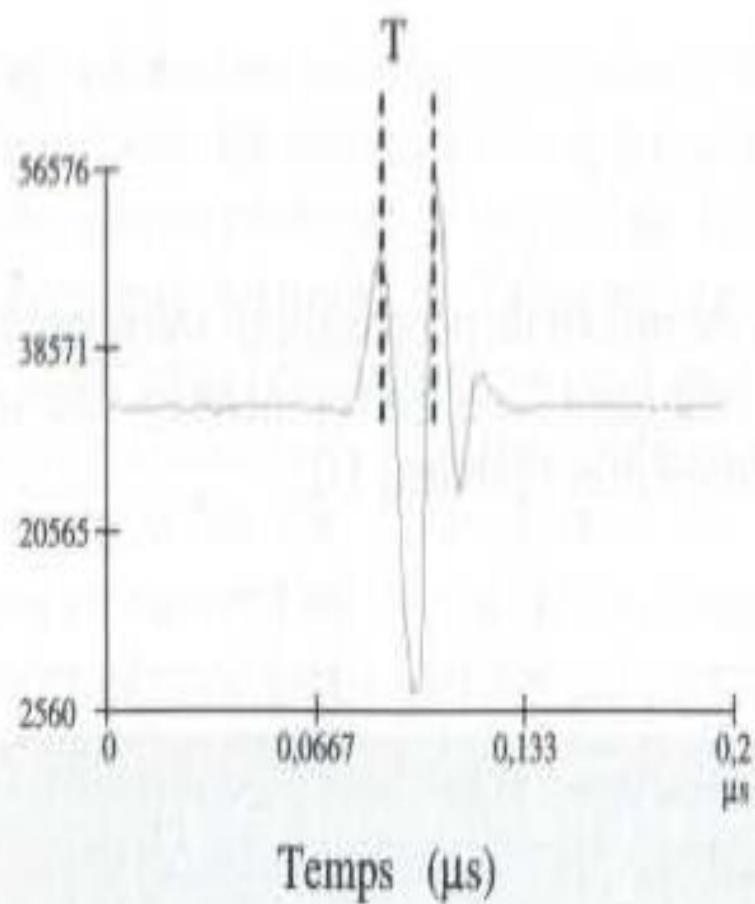


Figure 1-1.

Variations temporelles (a) et locales (b) de pression au passage de l'onde.

La période  $T$  correspond à la durée d'un cycle complet de vibration. Les zones de compression sont claires et les zones de raréfaction sombres. La longueur d'onde  $\lambda$  est la distance qui sépare deux maxima de pression.

- la Résolution spatiale (RS) permet de déterminer la dimension du plus petit détail observable
- C'est la capacité de discerner deux structures proches
- Cette résolution spatiale, dépend directement de la taille du voxel.
- Le voxel ( représentation 3D du pixel )est ce cube formé par un pixel
- La RS augmente quant la taille du pixel diminue
- $RS = 1.54/freq$
- Elle augmente avec la fréquence , 0.3 à 5Mhz et 75  $\mu m$  à 20 Mhz

- REFLEXION –REFRACTION

- Lorsqu'une onde ultrasonore passe d'un milieu à un autre une partie de l'énergie incidente est réfléchi à l'interface qui sépare deux milieux , le faisceau réfléchi par l'interface repart avec un angle identique à l'angle d'incidence
- Le faisceau transmis dans le second milieu garde sa direction initiale si l'incidence est perpendiculaire à l'interface , dans les autres cas le faisceau est dévié = c'est la réfraction
- La transmission de l'intensité ultrasonore à l'interface de deux milieux dépend de la différence des impédances acoustiques des deux milieux
- Impédance  $Z = \text{densité } (\rho) \times \text{vitesse de propagation } (c)$

Onde incidente

Onde réfléchie

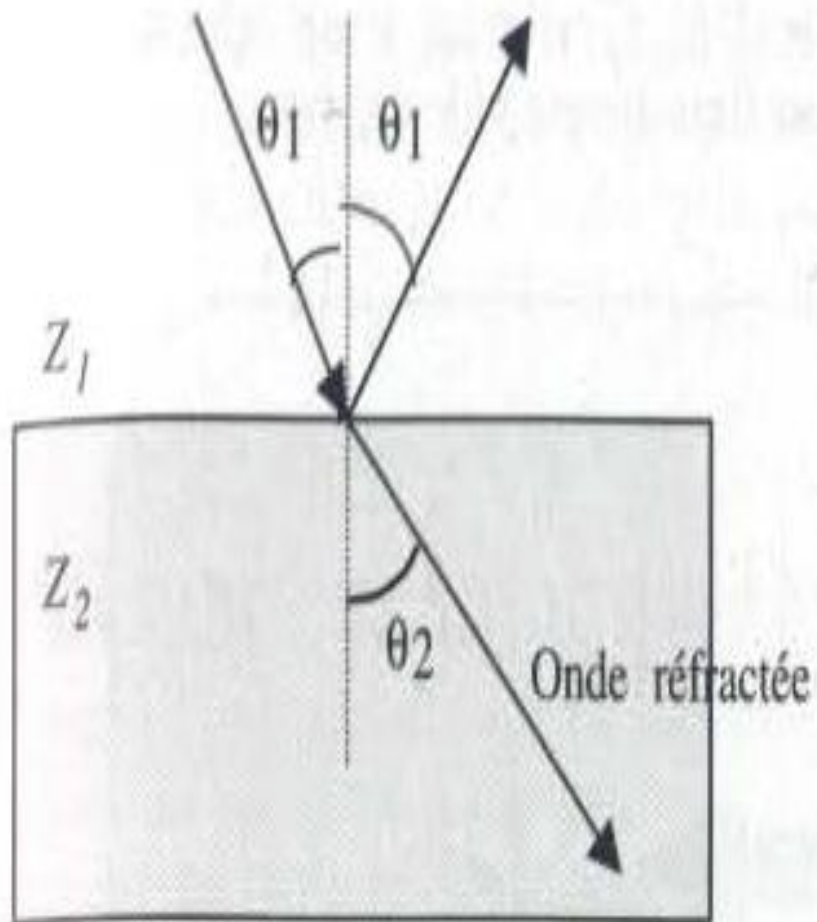


Figure 1-2.

Réflexion et réfraction à l'interface entre deux milieux différents.

- Plus la différence d'impédance entre deux milieux est élevée plus la réflexion est intense
- La réflexion aux interfaces contribue à la formation de l'image échographique en révélant les contours anatomiques des organes
- La réflexion est faible à une interface tissus mous-tissus mous, l'énergie est en grande partie transmise aux structures plus profondes
- En revanche la rupture d'impédance tissus mous –air entraîne une réflexion totale
- Les ultrasons ne pénètrent pas les structures remplies d'air (poumons, tube digestif)
- Les os sont également fortement atténuants

- LA DIFFUSION
- C'est la réémission dans toutes les directions de l'espace d'une fraction de l'énergie ultrasonore par des cibles dont les dimensions sont petites devant la longueur d'onde
- L'image des frontières et contours des structures anatomiques est liée à la réflexion aux interfaces l'échostructure des organes est due aux échos diffusés par les multiples hétérogénéités diffusantes de petites tailles ( capillaires , tissus conjonctifs îlots cellulaires ...)

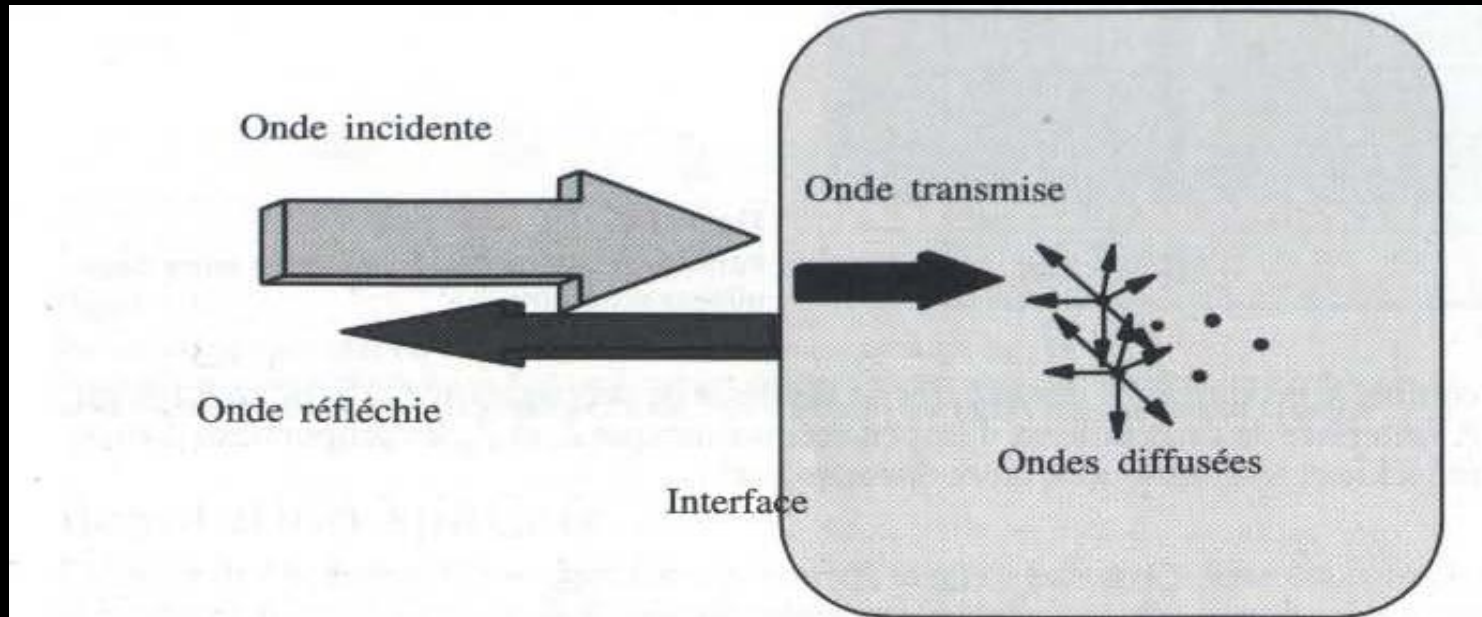


Figure 1-3.

L'interaction entre le faisceau ultrasonore incident et les tissus biologiques donne naissance à des ondes réfléchies et diffusées.

- ATTENUATION
- Atténuation de l'énergie au cours de la propagation dans les tissus ( par réflexion , réfraction ou diffusion ) ou par absorption de l'énergie sous forme de chaleur ( élévation de température des tissus )

- **EFFET DOPPLER**

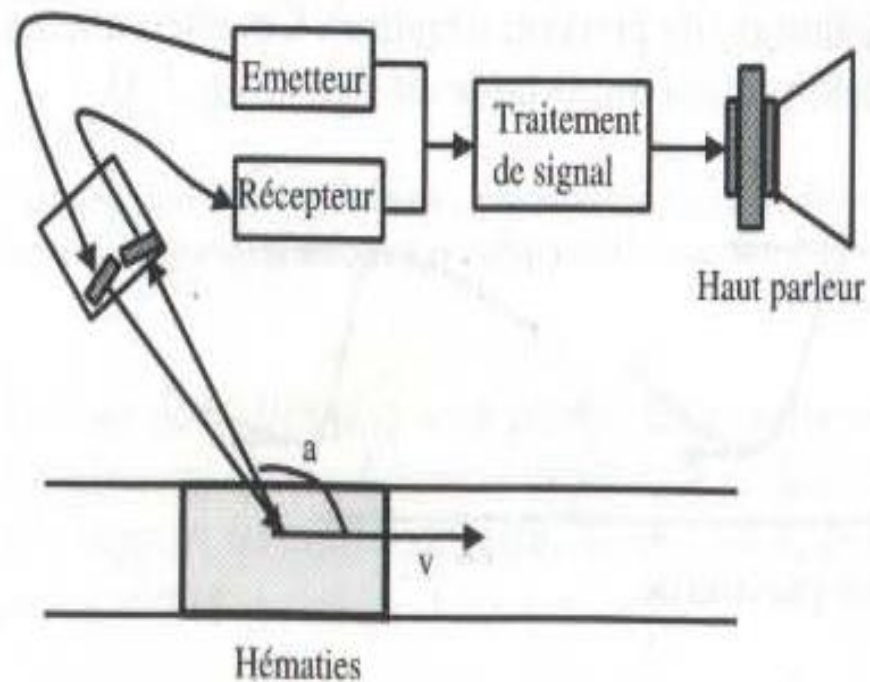
- S'observe lorsqu'un émetteur et un récepteur sont en mouvement l'un par rapport à l'autre
- Se traduit par un changement de fréquence de l'onde reçue par rapport à la fréquence d'émission
- Cet effet permet d'étudier le flux sanguin en mesurant le décalage en fréquence des échos diffusés par les globules rouges en mouvements dans la circulation
- Ce décalage en fréquence est appelé fréquence doppler , proportionnel à la vitesse de déplacement des globules rouges

- Donné par la relation suivante :

$$\delta f = \frac{2v}{c} f_i \cos \alpha$$

- V et C sont respectivement la vitesse des globules rouges et la vitesse de propagation des ultrasons  $\alpha$  angle que fait le faisceau avec la direction de l'écoulement sanguin





Emission  $f_i$

Réception  $f_i + \delta f$

Signal Doppler  $\delta f$

Figure 1-5.

Principe de l'effet Doppler.

Le changement de fréquence de l'onde réfléchie est provoqué par le mouvement de la cible par rapport à la source ultrasonore.

- La fréquence de l'onde reçue est plus grande que la fréquence de l'onde incidente lorsque les globules rouges se rapprochent de la source ultrasonore , elle est plus petite si les globules rouges s'en éloignent
- La fréquence doppler varie en fx de l'angle  $\alpha$
- Si  $\cos \alpha = 0$  pour  $\alpha = 90$  aucun effet doppler
- La fréquence doppler appartient au spectres des fréquences audibles
- Il est possible d'apprécier les vitesses d'écoulement du sang par simple audition du signal doppler

# • IMAGE ÉCHOGRAPHIQUE

- Transducteur :
  - se trouve au cœur de la sonde échographique un matériau piézoélectrique
  - Un matériau est dit piézoélectrique lorsqu'apparaissent des charges électriques sur ses faces en réponse à une pression mécanique
  - Effet piézoélectrique inverse caractérise les même matériaux qui se déforment sous l'effet d'un champ électrique
  - La déformation sous pression entraîne un déplacement en sens opposé de ions positifs et négatifs et l'apparition de charges électriques
-

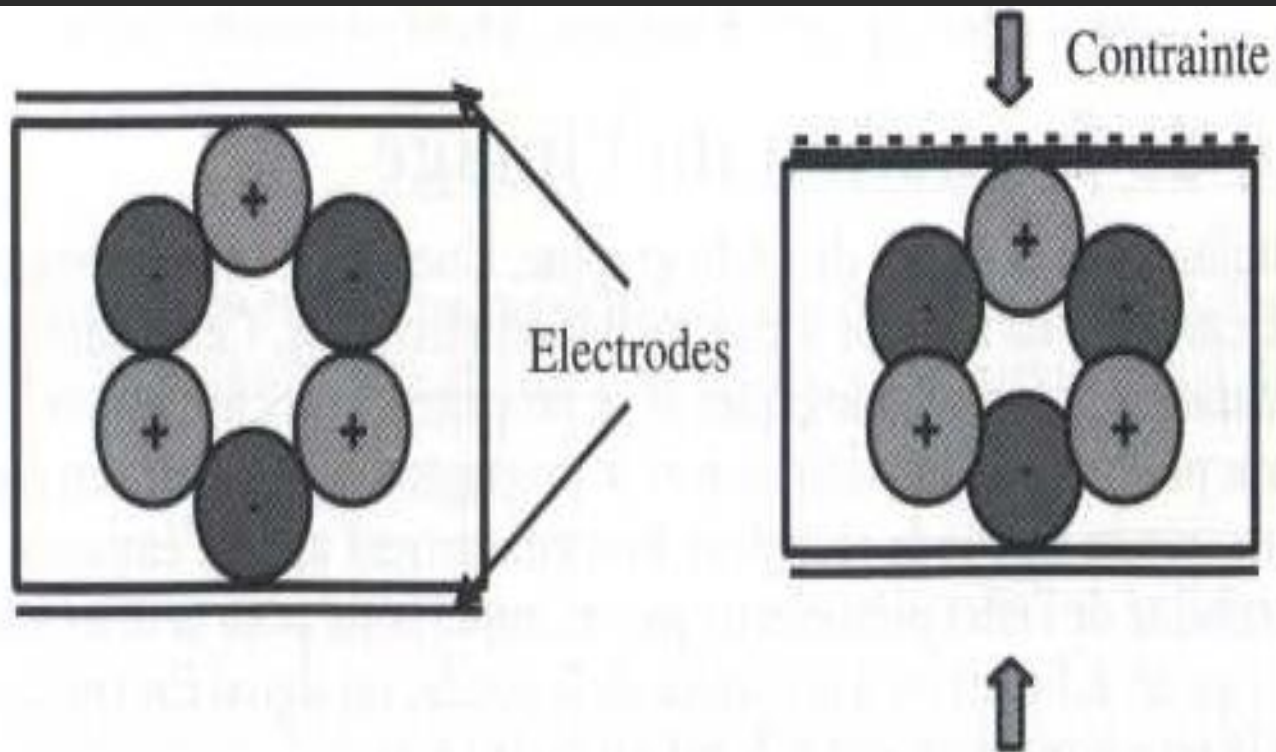


Figure 1-6.

### Effet piézoélectrique.

En l'absence de contrainte, les centres de gravité des charges électriques positives et négatives sont confondus (gauche). La déformation du matériau sous l'effet d'une contrainte extérieure produit un déplacement des centres de gravité électriques en sens inverse et la polarisation du matériau (droite).

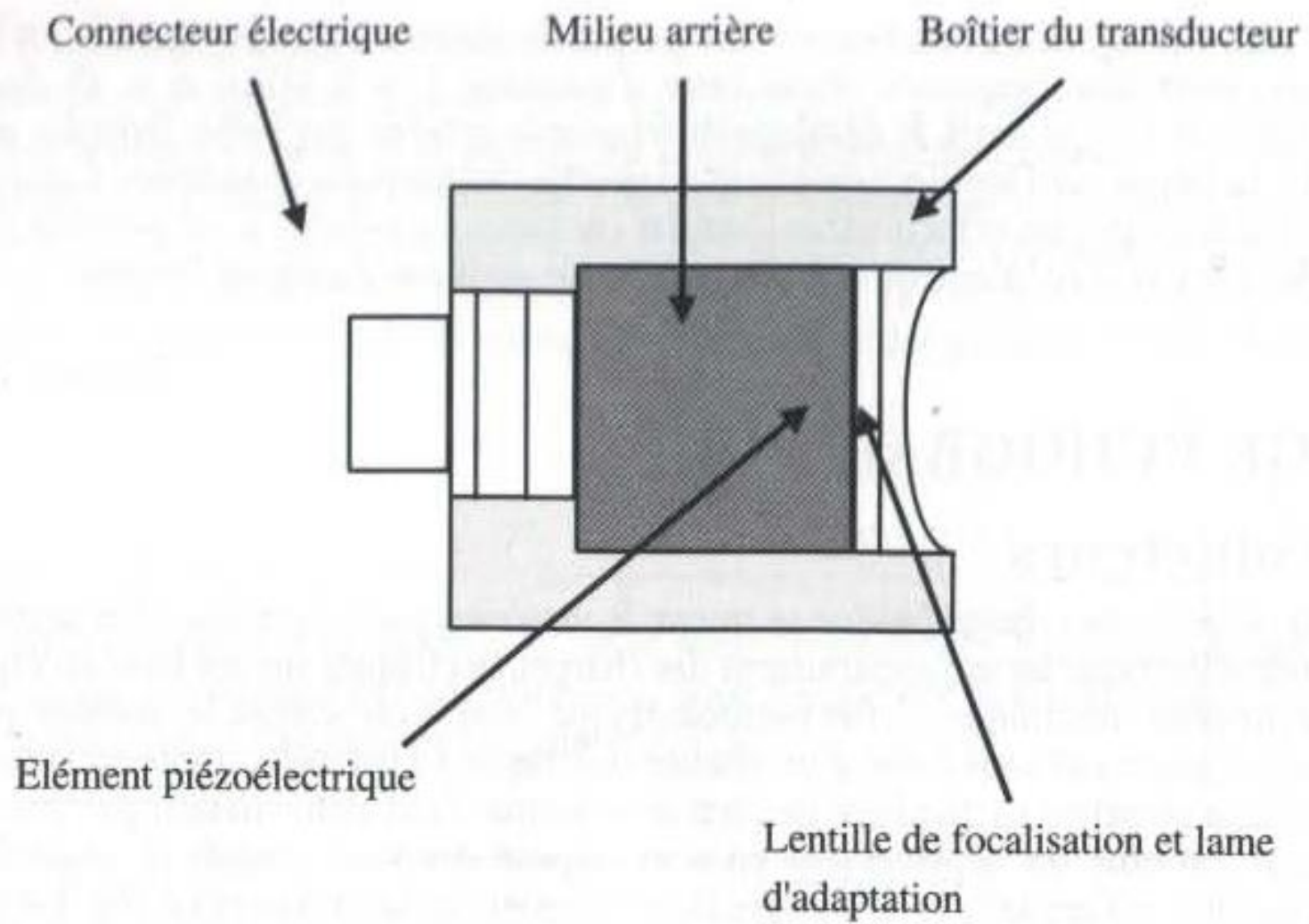


Figure 1-7.  
Schéma de principe d'un transducteur ultrasonore.

- **PRINCIPE DE FORMATION DE L'IMAGE**
- Emission d'une impulsion ultrasonore par une sonde échographique en réponse à une impulsion électrique
- Impulsion transmise aux tissus biologiques , se propage de proche en proche
- Echos engendrés par réflexion ou diffusion en direction de la sonde ( en mode récepteur )
- Détection de l'échos par la sonde ( réversibilité de l'effet piézoélectrique) ,
- Production d'un signal électrique dont l'amplitude est proportionnelle à l'amplitude de l'écho
- Le signal vidéo est obtenu par la détection de l'enveloppe du signal radiofréquence délivré par le capteur ultrasonore

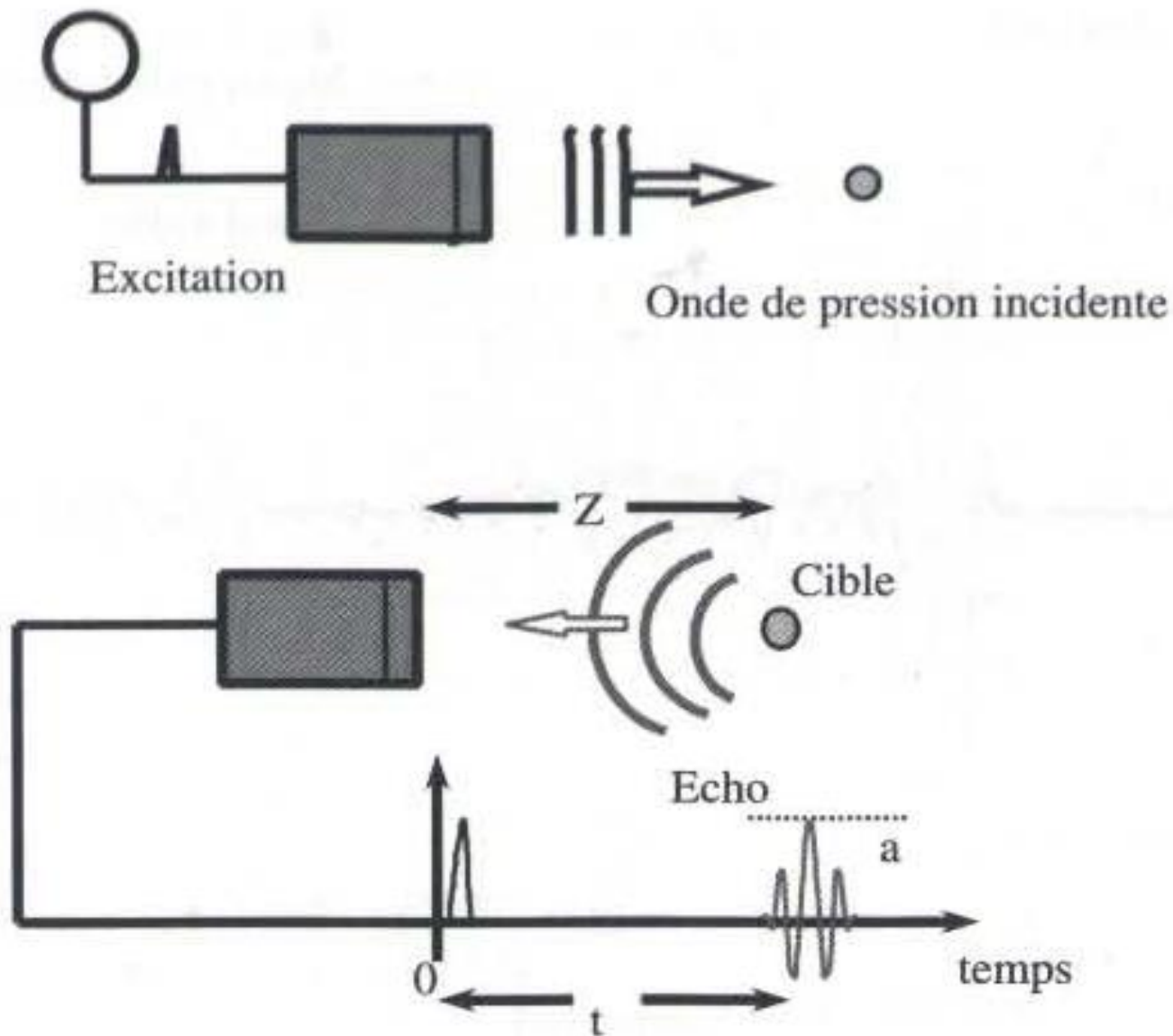


Figure 1-8.

Principe de l'échographie.

En haut : émission ; en bas : réception des échos (a : amplitude de l'écho et t : temps de vol).

- MODES D’AFFICHAGE DU SIGNAL
- Mode A mode échographique A : Amplitude
- Représente l’amplitude du signal en ordonnées en fonction du temps posté en abscisses et indique la profondeur  $z$  à laquelle se trouve les structures réfléchissantes ou diffusantes
- L’amplitude de l’écho traduit à la fois la réflectivité des cibles et l’atténuation des tissus
- Mode A n’est plus utilisé ( mesure des distance en ophtalmologie et dermato



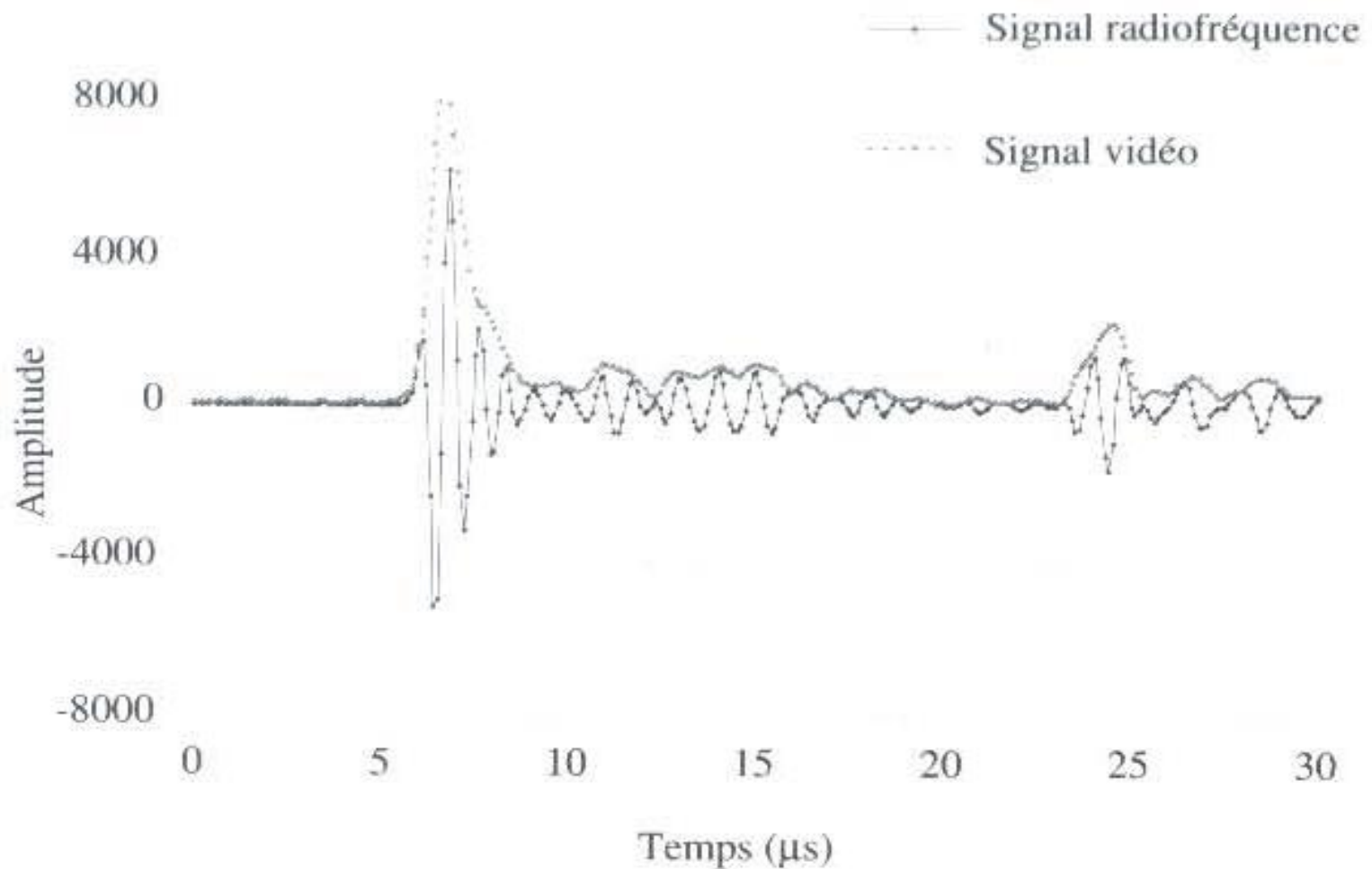


Figure 1-9.

Signal échographique radiofréquence à la sortie du capteur ultrasonore et signal vidéo. Le mode A est une représentation du signal vidéo.

- MODE M (MOUVEMENT)
  - Mode d'examen unidirectionnel permettant l'analyse du mouvement tissulaire
  - Fait défiler sur un moniteur vidéo les signaux échographiques successifs correspondant à une même direction de tir
  - L'amplitude du signal est codée en niveau de gris
  - Utilisé en cardiologie pour l'analyse des mouvements de valves cardiaques
-

- **MODE B**

- Mode B (brillance) : le plus couramment utilisé en pratique médicale
  - L'amplitude de l'écho va moduler le niveau de gris d'un moniteur vidéo
  - Représentation dans un plan de coupe ( échotomographie)
  - Effectuer un grand nbre de tir ultrasonore en décalant l'axe de tir à chaque fois
  - Processus d'acquisition de l'image rapide : 20 à 30 images /seconde à raison de 100 à 200 lignes par images
-

- MODE 3D
- Le faisceau balaie un plan :écho bidimensionnelle , structures visualisées sont celles se trouvant dans le plan de coupe du faisceau
- Si balayage d'un volume :écho tridimensionnelle  
( logiciel de reconstruction pour obtention d'image 3D )

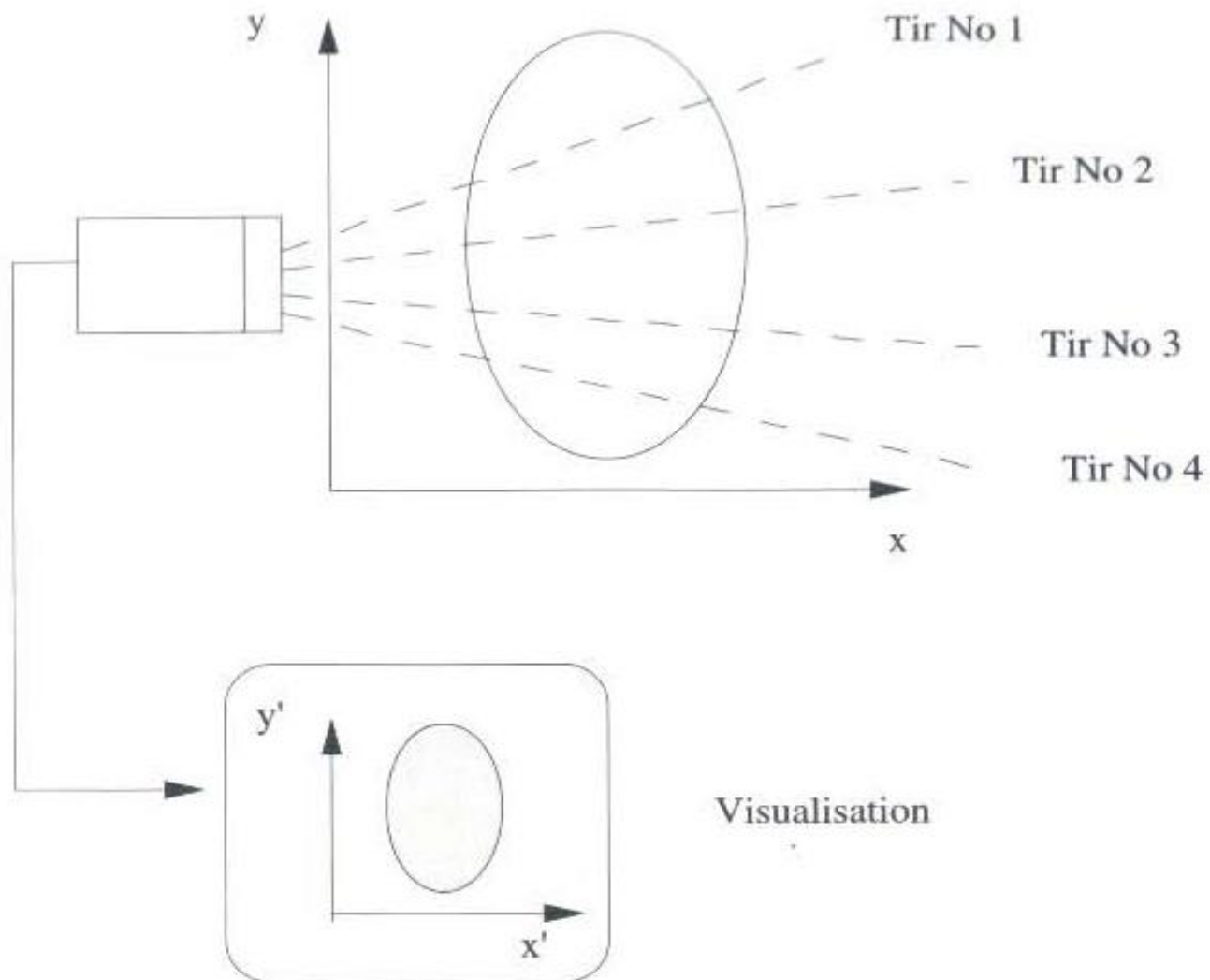


Figure 1-10.

Principe de formation de l'image échographique d'un plan de coupe.

- PRISE EN MAIN DE L'APPAREIL
- Sélectionner la sonde de fréquence adaptée à l'examen
- Gel de contact entre la peau et la sonde assure la bonne transmission des ultrasons
- Données échographiques détectées sous forme numérique sont stockées dans une mémoire avant d'être affichées en échelle de gris
- Possibilité de régler la courbe de gains en fonction de la profondeur : TCG : time gain compensation , compense l'effet de l'atténuation



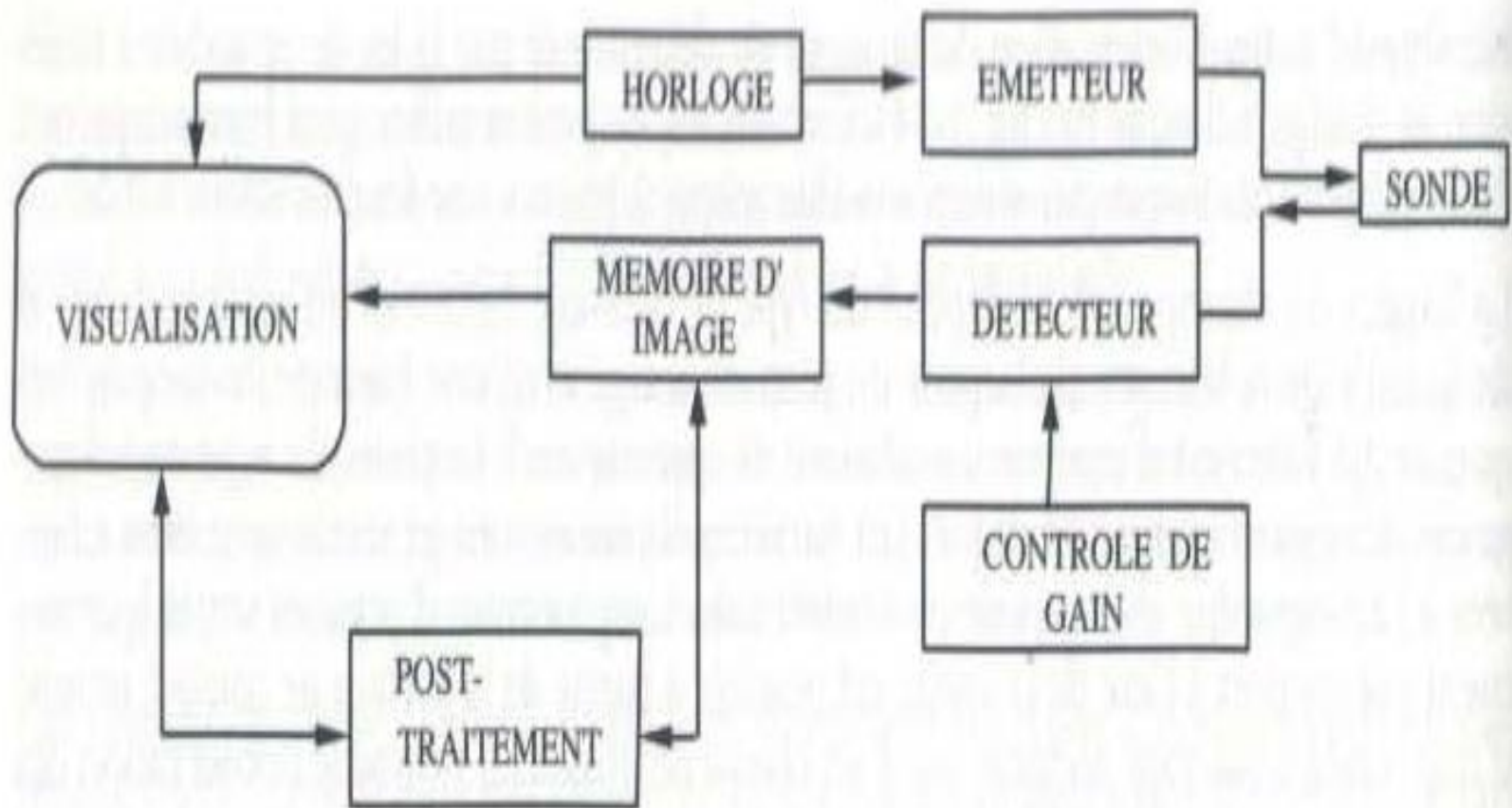


Figure 1-16.

Schéma synoptique d'un échographe.

- **ARTEFACTS**

- Artéfacts liés à un mauvais réglage de l'appareil ; exp niveau d'amplification excessif qui peut engendrer des échos disséminés dans une structure liquidienne ( vessie , artère)
- **Ombre acoustique** : faisceau intercepté par une structure très réfléchissante os , gaz digestifs calculs : cône d'ombre postérieur
- **Renforcement postérieur** : en présence de zones liquidienne (kystes) : zone hyperechogène en arrière de la structures liquidienne qui traduit l'amplification des echos





- RENFORCEMENT POSTERIEUR



**Figure 4-3.**

**Lithiase vésiculaire non compliquée.**

**a) Calcul unique de 4 mm avec cône d'ombre postérieur.**

**b) Diagnostic différentiel : polype cholestérolique (non mobile).**

- CONE D'OMBRE ACCOUSTIQUE POSTERIEURE





Figure 4-4.

Lithiase intrahépatique.

Formation hyperéchogène avec cône d'ombre postérieur dans une voie biliaire intrahépatique segmentaire dilatée (maladie de Caroli).

- VELOCIMETRIE ULTRASONORE
- DOPPLER CONTINU
- Complément indispensable à l'imagerie morphologique échographique
- Etude des flux sanguins en temps réel
- Mesure des vitesses d'écoulement par effet doppler
- Emission continue d'une onde à la fréquence  $f_1$ , diffusée par les GR en mouvements revient avec une fréquence  $f + \delta f$  vers le récepteur
- Traitement de signal et extraction du signal à la fréquence doppler  $\delta f$  et le sens de l'écoulement ( vers la sonde en en direction opposée )
- Résultat sous forme d'un signal audio à la sortie d'un haut parleur ou sous forme de courbe de vitesse en fonction du temps
- Perméabilité des vaisseaux , fonction cardiaque foétale
- DOPPLER PULSÉ
- DOPPLER COULEUR ...DOPPLER ENERGIE

