

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE



وزارة التعليم العالي و البحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche
Scientifique



– جامعة أبي بكر بلقايد – تلمسان

Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –

كلية التكنولوجيا

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Polycopié de Cours & Travaux Dirigés

Pour les étudiants de 1^{ère} Année Master

Option : IMAGERIE MEDICALE de la

filière nationale de Génie Biomédical

intitulée : Ultrason et Echographie

"BM 851"

Préparé par :

Mr /BOUKLI HACENE Ismail

Courriel: ismail.bouklihacene@univ-tlemcen.dz

Année universitaire : 2021 – 2022

Avant-propos

Ce polycopié s'adresse en premier lieu aux étudiants MASTER en IMAGERIE MEDICALE de la filière nationale en Génie Biomédical. IL concerne la matière intitulée : ULTRASON & ECHOGRAPHIE (BM 851). Il est destiné aussi aux étudiants en physique médicale, radiologue, ainsi aux médecins et infirmier dans le but de familiariser les notions de base en ultrason et échographie .

L'échographie est l'objet d'un intérêt grandissant dans la pratique clinique. Elle connaît un déploiement massif poussé par un coût en chute libre, un matériel plus pratique et une utilité médicale de plus en plus démontrée, notamment aux urgences. L'échographie se fait en temps réel, c'est-à-dire qu'on obtient instantanément sur l'écran l'image provenant de la région sur laquelle on positionne la sonde, cette image étant «rafraîchie » en temps réel, elle est non irradiante, rapide, facile à mettre en œuvre, elle permet de guider aisément une ponction diagnostique, et fournit une information vasculaire originale par le doppler.

Ce polycopié est articulé autour de quatre chapitres à travers lesquels les objectifs cités ci-dessus sont étudiés. La particularité dans la présentation des contenus des chapitres est que chacun d'eux est terminé par une série de travaux dirigés. Des exercices avec solutions ont été choisis de telle manière que l'étudiant puisse assimiler facilement les chapitres.

Les points que nous abordons dans le premier chapitre rappellent quelques notions de base sur la théorie des ultrasons ainsi l'interaction des ondes ultrasonore avec la matière.

Dans le deuxième chapitre, nous présentons par la suite l'effet piézoélectrique qui est l'élément principal à la production des ultrasons par la sonde qui constitue le maillon essentiel dans l'échographe. La conception de base d'une sonde échographique ainsi les différents types de transducteurs utilisés à cet effet, ces avantages, inconvénients et ces applications ont été présentés dans ce chapitre.

Nous abordons dans le chapitre trois, le principe de L'effet Doppler qui permet d'étudier un corps en mouvement et par les modifications de l'onde sonore induites par le déplacement, d'étudier certaines caractéristiques de ce déplacement (vitesse, direction) à travers les tissus et le sang ou la naissance de la vélocimétrie doppler. Différents mode d'acquisition du doppler avec ces avantages et inconvénients ont été présentées tel que le doppler continu, pulsé, duplex, couleur, énergie ...etc

Dans le dernier chapitre, nous présentons le principe de l'échographie avec les différents modes (A,B,M,TR, échographie 3D).Par la suite, nous décrivons la chaîne de formation de l'image échographique avec les différentes propriétés des images en se concentrant sur le contraste ,la résolution spatiale de celles-ci, ainsi que les différents artefacts qui créent des fausses structures anatomiques avec une mauvaise qualité d'image échographique. Afin d'obtenir une bonne qualité d'image, nous décrivons à la fin de ce chapitre les réglages de base de l'échographe et leur impact sur l'image.

Objectifs de l'enseignement

- Connaître les caractéristiques physiques des Ultrasons et Décrire l'interaction des ondes acoustiques avec la matière: réflexion++, transmission, diffusion, absorption et atténuation.
- Définir la piézoélectricité et Connaître les différents types de sondes (transducteurs) avec leurs applications
- connaître l'effet doppler et le principe de l'imagerie doppler mono et bidimensionnelle
- Décrire les principes de bases de la formation de l'image échographique et ses différentes représentations.
- Connaître les réglages de base de l'échographe pour avoir une bonne qualité d'image.
- Connaître les premiers pas de la maintenance de l'échographe ainsi la sonde échographique.

Remerciements

Je remercie tout d'abord **ALLAH** le tout puissant de m'avoir donné le courage, la patience et surtout la volonté de mener à bien ce polycopie de cours.

Mes vif remerciement à mon directeur de thèse de doctorat Monsieur le Pr **BESSAID Abdelhafid** enseignants chercheurs au département de Génie Biomédical, responsable de master en imagerie médicale , faculté de Technologie, Université Aboubekr Belkaid-Tlemcen .

C'est grâce à ces conseils et orientations que ce polycopie de cours a été élaboré. A cet effet, il m'est agréable de leur présenter mes remerciements ainsi que l'expression de mon plus profond respect.

Je tiens à exprimer toute ma reconnaissance à Monsieur le Pr **MESSADI Mohammed** enseignants chercheurs au département de Génie Biomédical, Faculté de Technologie, Université Aboubekr Belkaid-Tlemcen d'avoir pris de leurs temps pour lire ce polycopié et pour tout l'intérêt qu'il à témoigné pour examiner ce travail.

J'exprime également mes sincères remerciements à Madame **FEROUI AMEL**, maitre de conférences , département de Génie Biomédical, Faculté de Technologie, pour s'être intéressée à examiner ce polycopie de cours .Je lui adresse toute ma gratitude.

Je tiens aussi à les remercier d'y avoir mis leurs longues expériences dans le domaine de l'imagerie médicale, traitement d'image médicale en général et le Génie biomédical en particulier et d'avoir apporté des recommandations que je considère pertinentes sur plusieurs aspects pédagogiques et didactiques du document.

Je remercie tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'aboutissement de ce travail.

Glossaire

Lorsque vous apprenez une nouvelle technique en médecine, on vous inonde de nouveaux termes. J'inclus ce vocabulaire de base pour vous permettre de naviguer assez facilement dans les textes d'échographie.

J'ai essayé de maintenir le vocabulaire de ce cours aussi simple que possible en faisant suivre souvent le terme échographique d'une expression plus descriptive.

Échogénique: (TON DE GRIS) Une substance qui produit des échos (c.-à-d. sur laquelle les ondes d'écho sont réfléchies). Plus une substance est échogénique, plus l'image produite sur l'écran est *blanche*.

- Réfléchit plus ou moins les ultrasons - Petit échos
- Liquides avec particules en suspension (sang, mucus)

HYPERéchogène - CLAIR ou BLANC

- Réfléchit une grande partie des ultrasons - Échos
- Tissus mous en contact avec de l'air (poumon, tube digestif)
- Structures minéralisées (os, calculs)

Écholuicide: Une substance qui ne produit pas d'écho (c.-à-d. les ondes d'écho passent au travers d'elle). Plus une substance est écholuicide, plus l'image produite sur l'écran est *foncée*.

Hyperéchoïque: (CLAIR ou BLANC)

Plus échogénique (« plus blanc ») que le tissu environnant.

- Réfléchit une grande partie des ultrasons – Échos
- Tissus mous en contact avec de l'air (poumon, tube digestif)
- Structures minéralisées (os, calculs)

Hypoéchoïque: Moins échogénique (« plus noir ») que le tissu environnant.

Isoéchoïque: Aussi échogénique que le tissu environnant (donc indiscernable de celui-ci).

Anéchoïque ou Anéchogène: Ne produisant aucun écho 'Laisse traverser les ultrasons'. L'image sera donc entièrement *noire*. Comme par exemple Espace liquidien (kyste) : c'est un vide d'échos (anéchogène) ou les Liquides sans particules en suspension (urine)

In-vivo : toute application médicale ou clinique effectuée sur le patient même. Et on dit *invitro* qui est toute expérience médicale ou clinique effectuée à titre d'expérience au laboratoire.

Echotomographie: c'est une succession d'échographie par déplacement de la sonde.

Ambiguïté spatiale : risque de réception de signaux tardifs dans la fenêtre Doppler.

PRF : Pulse Repetition Frequency

Théorème de Shannon : la fréquence d'échantillonnage d'un signal doit être supérieure au double de la fréquence maximale de ce signal (fréquence de Nyquist)

Champ rapproché: La partie de l'écran qui représente la zone la plus proche de la sonde.

Champ éloigné: La partie de l'écran qui représente la zone la plus éloignée de la sonde.

Scan : Un examen sonographique, dans l'argot de l'ultrason. Cause de la confusion initialement car ce terme est souvent confondu avec le CT. Dans ce cours, le terme «scan» fait référence exclusivement aux études sonographiques. On peut aussi l'utiliser comme un nom (*Ce gars a besoin d'un scan*), un verbe (*Peux-tu scanner mon patient?*), ou encore un adjectif (*La dame n'était pas scannable*).

Table de matières

Avant-propos

Objectifs de l'enseignement

CHAPITRE1 : Théorie sur les ultrasons

Section 1 : Notions de base sur les US

1. Introduction	03
2. Éléments de base de la physique acoustique	03
a. Définition des ultrasons	03
b. Nature de l'onde ultrasonore :	04
c. La vitesse et l'accélération du mouvement vibratoire :	05
3. Caractéristiques d'une onde ultrasonore	06
3.1. Domaine temporel : fréquence (f) et période (T)	06
3.2. Domaine spatial : longueur d'onde (λ)	07
3.3. Célérité (c)	08
3.4. Impédance acoustique (Z)	10
3.5. Pression acoustique, intensité acoustique et décibels (dB)	10
4. UTILISATION DES ULTRASONS EN MEDECINE	12
4.1. Imagerie Médicale	12
4.2. Thérapie par ultrasons	13
5. Les normes actuelles	14
6. conclusion	15

Section 2 : Interactions des ultrasons avec les milieux Biologiques

1. Introduction	16
2. Conditions de pénétration des Ultrasons	16
3. Interaction des ultrasons dans un milieu homogène	16
3.1. Qu'est-ce qu'une interface acoustique ?	17
3.2. Réflexion et transmission :	17
3.3. Diffusion et interférences	21
3.4. Absorption des ultrasons dans un milieu homogène	23
3.5. Atténuation d'une onde US dans le corps	24
4. Effets des ultrasons sur la matière biologique	27
4.1. Effet mécanique	27
4.2. Effet thermique	27
4.3. Effet antalgique	28
4.4. Effet destructeur	28
5. Conclusion	29

Série de TD N°1

30-36

CHAPITRE II : Les sondes en échographie

1. Introduction	37
2. Production d'ultrasons	38
2.1. Effet piézo-électrique	38
2.1.1. Effet piézo-électrique directe	38

2.1.2. Effet piézo-électrique inverse	39
2.2. MATERIAUX PIEZO-ELECTRIQUES	40
2.3. Recueil des ultrasons	41
3. Conception de base d'une sonde échographique	41
3.1. Céramique	41
3.2. Electrodes :	42
3.3. Amortisseur	42
3.4. Adaptateur d'impédance	43
3.5. Lentille	43
3.6. Blindage Radiofréquence	43
4. Faisceau émis par la sonde	43
4.1. Direction du faisceau	43
4.2. Géométrie du faisceau	44
4.2.1. Faisceau d'une onde plane	44
4.2.2. Rayonnement en champ lointain	45
4.2.3. Rayonnement en champ proche	46
4.2.4. L'intensité ultrasonore	47
5. Différents types de sonde	48
5.1. Sondes Linéaires Et Linéaires Courbes	48
5.2. Sondes à balayages	49
5.2.1. Sondes à balayage mécanique	49
5.2.1.1. Balayage sectoriel	49
5.2.1.2. Focalisation	50
5.2.1.3. Avantages et inconvénients	50
5.2.2. Sondes à balayage électronique	51
5.2.2.1. Sondes à balayage linéaire (linear array)	51
5.2.2.2. Sondes à balayage sectoriel (phased array)	52
5.2.2.3. Sonde Convexe *(curvilinear or convex array)	53
5.2.2.4. Sonde Endocavitaire	54
5.2.2.5. Les sondes miniaturisées	54
6. Conclusions	56
	58-59

Série de TD N°2

CHAPITRE 3 : La vélocimétrie Doppler

1. Introduction	60
2. Principe de l'Effet doppler	61
2.1. Problème d'angle	62
2.2. Calibration	63
3. Méthodes d'acquisition	64
3.1. Doppler continu	64
3.1.1. Traitement du signal appliqué à l'écho	66
3.2. Doppler pulsé	68
3.3. Systèmes duplex	73
3.4. Doppler bidimensionnel ou Doppler couleur	74

3.4.1. Traitement du signal appliqué à l'échographie couleur	75
3.5. « Doppler Énergie » : (Power Doppler ou Doppler Puissance)	76
3.6. Triplex	77
3.7. Doppler tissulaire ou Tissue Doppler Imaging (TDI)	77
3.8. L'échographie CIV	77
3.8.1. Principes du CVI (Color Velocity Imaging)	77
4. Conclusion	81
<i>Série de TD N°3</i>	
	82-85
Chapitre 4 : L'échographie et la formation de l'image échographique	
1. introduction	86
2. Différents modes d'échographie	87
2.1. ECHOGRAPHIE MODE A (Amplitude)	87
2.2. ECHOGRAPHIE MODE B (Brillance)	88
2.2.1. Compound (image statique)	88
2.2.2. Temps Réel	89
2.2.3. Mécanisation du mode B avec « Doppler »	90
2.3. ECHOGRAPHIE MODE M (Mouvement) ou TM (Temps-mouvement)	91
2.4. ECHOGRAPHIE 3D	92
2.4.1. Le balayage électronique 3D	92
2.5. Formation de l'image échographique	95
2.5.1. Amplification, Démodulation et Redressement	97
2.5.2. NUMERISATION	97
2.5.3 Traitement de l'image	97
2.5.3.1. REGLAGE DU GAIN	97
2.5.3.2. INTERPOLATION	98
2.5.3.3. LISSAGE	98
2.5.3.4. Compression Logarithmique	99
2.5.3.5. ZOOM	99
2.5.4. Post-Traitement	101
2.5.5. Qualité de l'image	101
2.5.5.1. Résolution spatiale	102
2.5.5.2. RESOLUTION EN CONTRASTE	105
3. Principaux artefacts échographiques	105
3.1. ECHOS ABSENTS et les renforcements postérieurs:	106
3.2. ECHOS ABSENTS	106
3.2.1. Cônes d'ombre de séparation	106
3.2.2. Cônes d'ombre des parois latérales	107
3.3. DEFORMATION DE L'IMAGE :	108
3.3.1. Les artefacts de vitesse	108
3.3.2. Les images de dédoublement	108
3.4. ECHOS SUR AJOUTES	108
3.4.1 Les échos retardataires	108
3.4.2. Les artefacts des lobes secondaires	108

3.4.3. Les artéfacts en miroir	109
3.5. Volume partiel	109
4. Réglages de base de l'échographe	109
5. CONCLUSION	114
<i>Série de TD N°4</i>	115-117
<i>ANNEXE 1</i>	118-120
<i>ANNEXE 2</i>	121-126
<i>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUE</i>	127

CHAPITRE1 : Théorie sur les ultrasons

Section 1 : Les notions de base sur les US

1. Introduction :

Le principe de l'échographie repose sur l'exploration du corps humain à l'aide d'onde ultrasonore. Les ultrasons sont caractérisés par leur fréquence. Plus elle est basse, plus la capacité de pénétration des ultrasons est élevée et moins la résolution est bonne. On essaie donc toujours d'utiliser les fréquences les plus élevées possibles, relativement à la profondeur des tissus. Dans le cadre de l'imagerie échographique du corps humain, les fréquences sont en général comprises entre 1 et 20MHz et sont de l'ordre de 3.5 à 5MHZ dans le cas de l'échographie abdomino-pelvienne, ce qui explique la faible résolution des images.

Le professeur de sciences naturelles à Modène « Lazzaro SPALLANZANI (1729-1799) » qui s'intéressa le premier au vol des chauves-souris et à leur faculté d'écholocation, de se déplacer en l'absence totale de lumière, allant même jusqu'à leur crever les yeux pour constater qu'elles pouvaient toujours se mouvoir sans la vue.

L'utilisation de l'ultrasonographie pour le diagnostic médical remonte au médecin autrichien Karl Dussik et à son frère physicien Friederick, qui en 1947, l'adoptèrent pour visualiser les contours de tumeurs cérébrales en enregistrant, dans deux dimensions, l'atténuation d'ultrasons émis continûment à travers la tête d'un patient.

En cardiologie, les Suédois Hertz et Edler visualisent en 1953 des sténoses mitrales et l'Allemand Effert parvient même à faire un diagnostic de tumeur intra-auriculaire. Puis les Américains Wild et Reid adaptent la technique des échos d'impulsions à l'examen des structures biologiques.

L'échographie et le sonar sont deux techniques rigoureusement identiques sur le plan théorique, seules changent les dimensions des capteurs et les ordres de grandeur des fréquences utilisées. Pour le sonar la profondeur d'exploration peut atteindre plusieurs milliers de mètres, celle-ci ne dépasse guère quelques dizaines de centimètres en échographie. En contrepartie les cibles à détecter sont, elles, beaucoup plus petites, de l'ordre du millimètre. v L'échographie est une technique d'exploration du corps humain récente.

2. *Éléments de base de la physique acoustique*

a. *Définition des ultrasons*

Les ultrasons (US) sont des vibrations mécaniques provoquant des variations de pression dans les milieux traversés. L'onde sonore nécessite un milieu moléculaire pour se propager (pas d'onde sonore dans le vide). L'ultrason ne fait pas partie du spectre EM

Les ultrasons sont émis à une fréquence élevée ($f > 20$ KHz) par des cristaux piézo-électriques contenus dans une sonde. Ils sont inaudibles pour l'organisme. Le son, qui se propage à 330 m/sec dans l'air, se déplace à 1500 m/sec dans le corps en moyenne. Lorsqu'ils rencontrent une zone de transition entre deux éléments d'impédance acoustique différente, une partie de ces ondes ultrasonores est réfléchi. Cela constitue un écho qui est capté par la sonde, maintenant réceptrice. Ce signal est interprété par l'échographe qui affiche un point à l'écran. Sur un temps court l'ensemble de ces signaux réalise une image.

b. Nature de l'onde ultrasonore :

C'est une onde sonore ou onde acoustique, c'est-à-dire un mode de propagation de l'énergie dans un milieu matériel sans transport de matière.

Par définition, Un phénomène périodique est un phénomène qui se reproduit dans le temps en restant identique à lui-même.

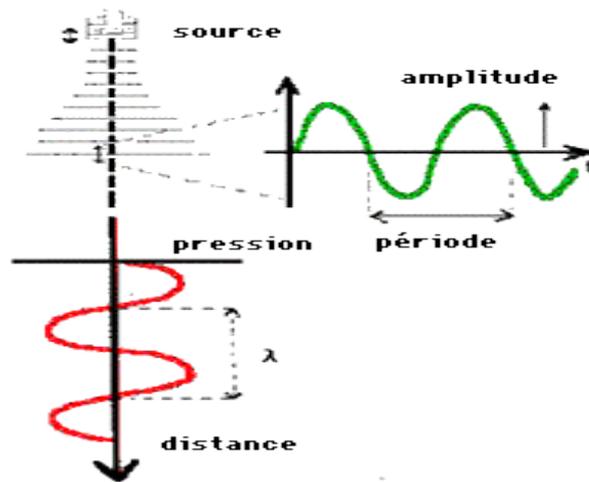


Figure I.1 : Représentation de l'onde ultrasonore en fonction du temps et de la distance

L'onde ultrasonore est une onde de pression se propageant dans un milieu élastique : variation de pression qui se déplace. Il s'agit de la propagation d'une énergie mécanique dans un milieu matériel : ce déplacement ne peut se faire dans le vide (à la différence des ondes électromagnétiques). Le milieu de propagation de l'onde ultrasonore est soumis à une succession de surpressions et de dépressions et ses particules constitutives sont alors animées d'un mouvement de va-et-vient dans l'axe de déplacement des ultrasons, de type sinusoïdal. Une comparaison peut être faite avec un ressort que l'on comprime à une extrémité à une cadence donnée : ces compressions engendrent des déformations qui se propagent le long du ressort (figure I.3).

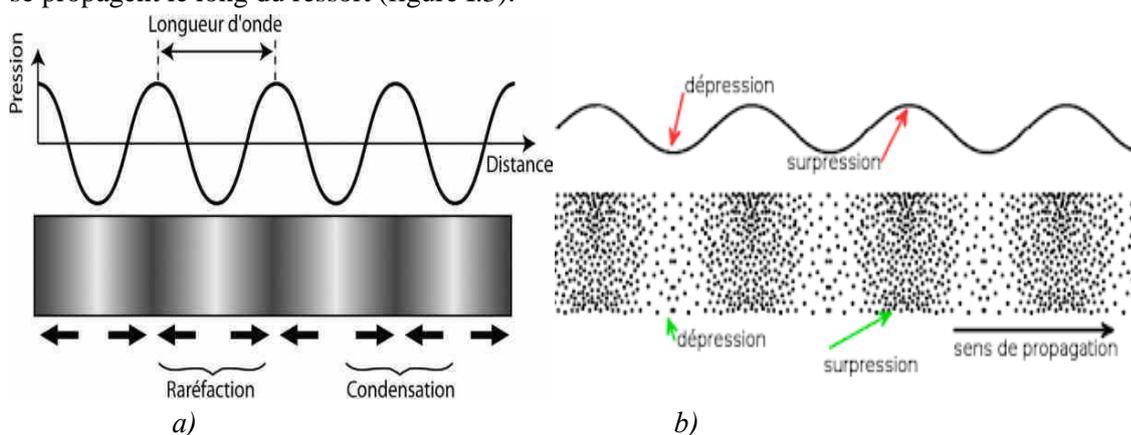


Figure I. 2. Illustration de la propagation linéaire d'une onde (ultra)sonore.
a) Déplacement longitudinal et b) transversal engendré par l'onde ultrasonore

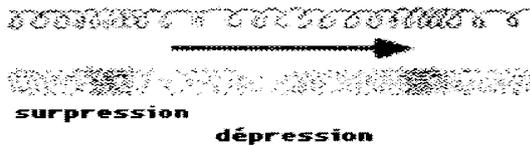


Figure I.3 : Analogie avec un ressort

Il s'agit d'une vibration longitudinale des molécules, phénomène prédominant lors de la propagation des ultrasons dans les tissus mous (figure I.2).

Le front de l'onde ou surface d'onde est une surface telle qu'en tous points la vibration sonore est la même.

Mais dans les milieux solides, comme l'os il se forme en plus une vibration transversale (déplacements de cisaillement) perpendiculairement à l'axe de propagation des ultrasons.

Cette propriété est utilisée en densitométrie ultrasonore.

I. La vitesse et l'accélération du mouvement vibratoire :

La vitesse de propagation ou célérité c , c'est la vitesse de déplacement de l'onde dans le milieu

Ce sont les phénomènes vibratoires les plus simples et les plus fréquents. Ils répondent à l'équation suivante: $U(x, t) = A \sin(\omega t)$, avec u = élongation ; A = amplitude et ω = pulsation du mouvement, exprimée en radian s^{-1}

La période de la fonction sinus est 2π , la période T du mouvement sinusoïdal est telle que :

$$\omega T = 2\pi \text{ d'où } : \omega = 2\pi / T = 2\pi v \quad \text{I.1}$$

a) La vitesse v du mouvement vibratoire sinusoïdal peut se calculer :

$$V = du/dt \text{ et } u = A \sin(\omega t) \\ V = d(A \sin(\omega t))/dt \text{ donc } \quad V = A\omega \cos(\omega t) = A\omega \sin(\omega t + \pi/2) \quad \text{I.2}$$

$$\text{Et comme : } \omega T = 2\pi, \pi = \omega T/2$$

$$\text{Donc : } V = A\omega \sin(\omega t + \pi/2) \quad \text{I.3}$$

b) l'accélération γ du mouvement vibratoire sinusoïdal peut se calculer:

$$\gamma = dv/dt \text{ et } V = A\omega \cos(\omega t) \\ \gamma = d(A\omega \cos(\omega t))/dt \text{ donc } \quad \gamma = -A\omega^2 \sin \omega t = -\omega^2 u \\ \text{Et comme : } \sin(t + \pi) = -\sin t \text{ ----- } \gamma = A\omega^2 \sin(\omega t + \pi) \quad \text{I.4}$$

$$\text{Donc : } \gamma = A\omega^2 \sin(\omega t + \pi/2) \quad \text{I.5}$$

c) Notion de phase et de déphasage

Le mouvement ($u = A \sin \omega t$) passe la valeur 0 au temps $t=0$ par choix arbitraire de l'origine des temps .

Si un 2^{ème} mouvement u' parfaitement identique au 1^{er} est généré avec un déphasage dans le temps ϕ , alors ce mouvement s'écrit : $U' = A \sin(\omega t + \phi)$

Si ϕ est positif, on parle d'avance de phase

Si ϕ est négatif, on parle de retard de phase .

Si $\phi = 0$ ou $k2\pi$ les mouvements sont en phase ou synchrones

Si $\phi = \pi$ ou $(k2 + 1)\pi$ les mouvements sont en opposition de phase

Si $\phi = \pi/2$ ou $(k2 + 1)\pi/2$ les mouvements sont en quadrature.

3. Caractéristiques d'une onde ultrasonore

Plusieurs paramètres sont nécessaires pour caractériser cette onde ultrasonore.

3.1. Domaine temporel : fréquence (f) et période (T)

La fréquence (f) est le nombre de fois où un phénomène périodique se reproduit par unité de temps ; c'est le *nombre de variations de pression par seconde*.

La **fréquence** d'un son correspond au **nombre de vibrations par seconde** de la source sonore. Elle s'exprime en hertz ou en s⁻¹. (1 HZ = 1 cycle/seconde)

La période (T) C'est le temps au bout duquel le phénomène de propagation se reproduit .Elle représente la durée d'un cycle. $T [\text{en s}] = 1/f$

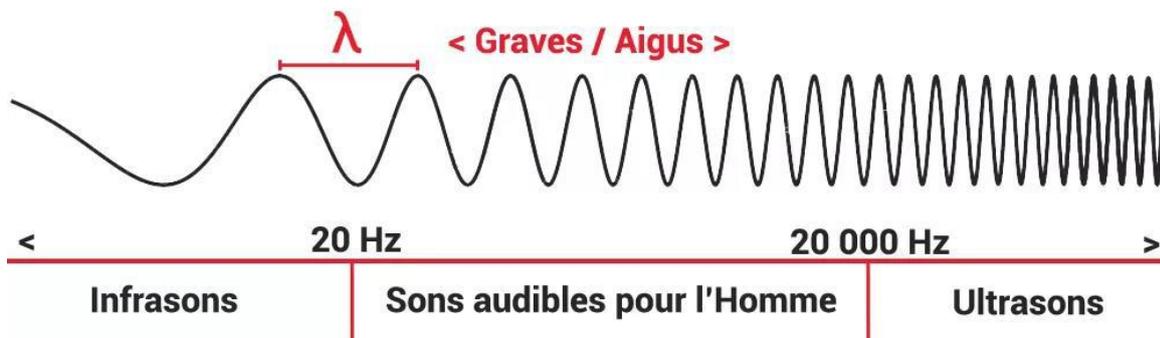
I.6

Les sons sont classés en fonction de la vitesse de propagation des vibrations dans le milieu et de la détection possible par l'oreille:

- *infra-sons, (0 à 20 Hz),inaudibles, vitesse de propagation lente*
- *sons audibles,(20Hz à 20kHz), vitesse de propagation intermédiaire*
- *ultrasons, (20kHz à 1GHz), inaudibles, vitesse de propagation rapide*
- *Hypersons, > 1 GHz, vitesse de propagation rapide*

Les ultrasons sont des ondes sonores longitudinales de haute fréquence. A l'exception de leurs fréquences élevées, ils ne diffèrent en rien, d'un point de vue physique, avec les ondes acoustiques de fréquences audibles.

Onde sonore selon la longueur d'onde et la fréquence



λ : longueur d'onde : distance entre deux crêtes. Plus l'onde fait de crête-à-crête par seconde, plus le son est aigu.
Le dessin et l'échelle en Hertz ne sont pas à l'échelle.

Figure I.4. Représentation d'une onde sonore selon la longueur d'onde et la fréquence

Remarque : les fréquences utilisées en médecine sont comprises entre 1 et 30 MHz

Les ultrasons utilisés dans le diagnostic médical ont une fréquence comprise entre 1 et 12 MHz. La longueur d'onde représente le « pouvoir de résolution de l'image ». En échographie, les résolutions sont de l'ordre du millimètre.

La limite supérieure entre 10^{12} Hz et 10^{13} Hz pour les cristaux et les liquides, et 10^9 Hz (appelées ondes hypersonores) pour les gazs correspond à des longueurs d'ondes voisines de la distance intermoléculaire.

En mode échographique, les fréquences ultrasonores les plus élevés permettent d'obtenir la meilleure résolution spatiale. La résolution spatiale augmente Mais la profondeur d'exploration diminue avec la Fréquence d'émission.

Cependant, la profondeur accessible diminue lorsque la fréquence ultrasonore augmente.

Par conséquent, les basses fréquences, offrant une moindre résolution spatiale, sont nécessaires pour les examens nécessitant une grande profondeur d'exploration : la cardiologie, l'examen Doppler trans-crânien (où il est nécessaire de franchir la barrière osseuse temporale).

Des fréquences intermédiaires sont nécessaires pour l'exploration abdominale chez l'adulte et l'obstétrique. Des fréquences un peu plus élevées sont utilisées en pédiatrie ainsi que pour les muscles et tendons.

Les fréquences élevées sont applicables aux vaisseaux périphériques et aux organes superficiels. Des fréquences très élevés sont utilisables dans des applications spécialisées comme l'échographie endovasculaire, l'échographie de la peau, et le segment antérieur de l'oeil.

Dans ce tableau N°I.1 : présenté ci-dessus, nous citons les différentes applications médicales avec leurs fréquences convenables.

Fréquence	Application
0.5 MHz	Osteodensitometrie
1 MHz	Echoencéphalographie Mode A
2.25 MHz	Echo abdominale (sujets corpulents), Doppler trans-crânien
3.5 MHz	Echo abdominale, Echo cardiaque
4 MHz	Doppler vaisseaux périphériques
5 MHz	Tissus superficiels, Echo abdominale (sujet minces), Thorax, seins, testicules, Gynécologie, thyroïde, cerveau de nouveau-nés ...
7.5 -- 10 MHz	Tissus très superficiels, œil, hanche du nouveau-nés, sien, thyroïde...
12 -- 20 MHz	Biométrie en Mode A (Ophtalmologie)

3.2. Domaine spatial : longueur d'onde (λ) :

La longueur d'onde : est la *distance* séparant, à un instant donné, deux points du trajet de l'onde où la pression est identique. Pour un milieu donné, la longueur d'onde diminue quand la fréquence augmente

$$\lambda = c/f \text{ [en m].}$$

I.7



Figure I.5. la longueur d'onde en fonction de fréquence dans les différentes applications échographiques

Nous résumons dans ce tableau I.2, la relation entre la longueur d'onde et la fréquence :

$\lambda = c/F$	F=400 Hz	F=4000 Hz	F=40 10 ⁶ Hz
T=1/F	2.5 10 ⁻³ Sec	2.5 10 ⁻⁴ Sec	2.5 10 ⁻⁷ Sec
Cair =300m/s	$\lambda = 0.750 \text{ m}$	$\lambda = 7.50 \text{ cm}$	$\lambda = 75 \mu\text{m}$
Ceau =1540m/s	$\lambda = 3.85 \text{ m}$	$\lambda = 38.5 \text{ cm}$	$\lambda = 0.385 \text{ mm}$

Nous constatons que plus λ est petite, plus la fréquence est grande, donc la résolution spatiale est bonne.

La résolution spatiale se définit la distance minimum séparant deux points distinguables l'un de l'autre. La résolution étant de l'ordre de la longueur d'onde elle est meilleure pour des fréquences de 10 MHz (0.15mm) que pour 1MHz (1.5mm) dans l'eau ou pour les tissus assimilés à de l'eau.

3.3. Célérité (c) :

La vitesse de propagation ou célérité du son dépend de la nature du milieu (solide, liquide ou gazeux), de la température et de la pression du milieu.

Dans le vide le son ne se propage pas, car il n'y a pas de matière pour transporter les ondes.

$$C = \sqrt{1/\rho} \quad \text{I.8}$$

Elle dépend uniquement du milieu.

Avec x : Coefficient de compressibilité (raideur). $x = 1/K$. avec k : Module de compressibilité.

Raideur= grandeur physique caractérisant la force de rappel exercée par le milieu pour ramener à sa position d'équilibre tout élément ayant été déplacé, ρ = masse volumique.

Elle lie le domaine spatial (longueur d'onde) au domaine temporel (période).

$$c \text{ [en m/s]} = \lambda/T = \lambda \cdot f \quad \text{I.9}$$

Dans les tissus mous, la célérité variant peu, on considère qu'elle a une valeur moyenne de 1540 m/s : les faibles différences ne sont pas utilisées pour l'imagerie (voire le tableau...). Au niveau de l'os, la charge calcique modifie grandement la célérité ce qui autorise une approche densitométrique.

Tableau I.3 : Célérité du son dans l'air en fonction de la température

Température (C)	Vitesse du son (m/s)
-10°C	325
0	330
10	337
20	343
30	349

Tableau I.4 : dépendance entre la célérité, la fréquence et la longueur d'onde en fonction du milieu

TISSU	Célérité (m/s)	Fréquence F (MHZ)	Longueur d'onde λ (mm)
Muscle	1540	5	0.308
Muscle	1540	10	0.154
graisse	1450	5	0.290
Os	4080	5	0.816

NB/ La célérité varie avec le milieu, la fréquence reste constante

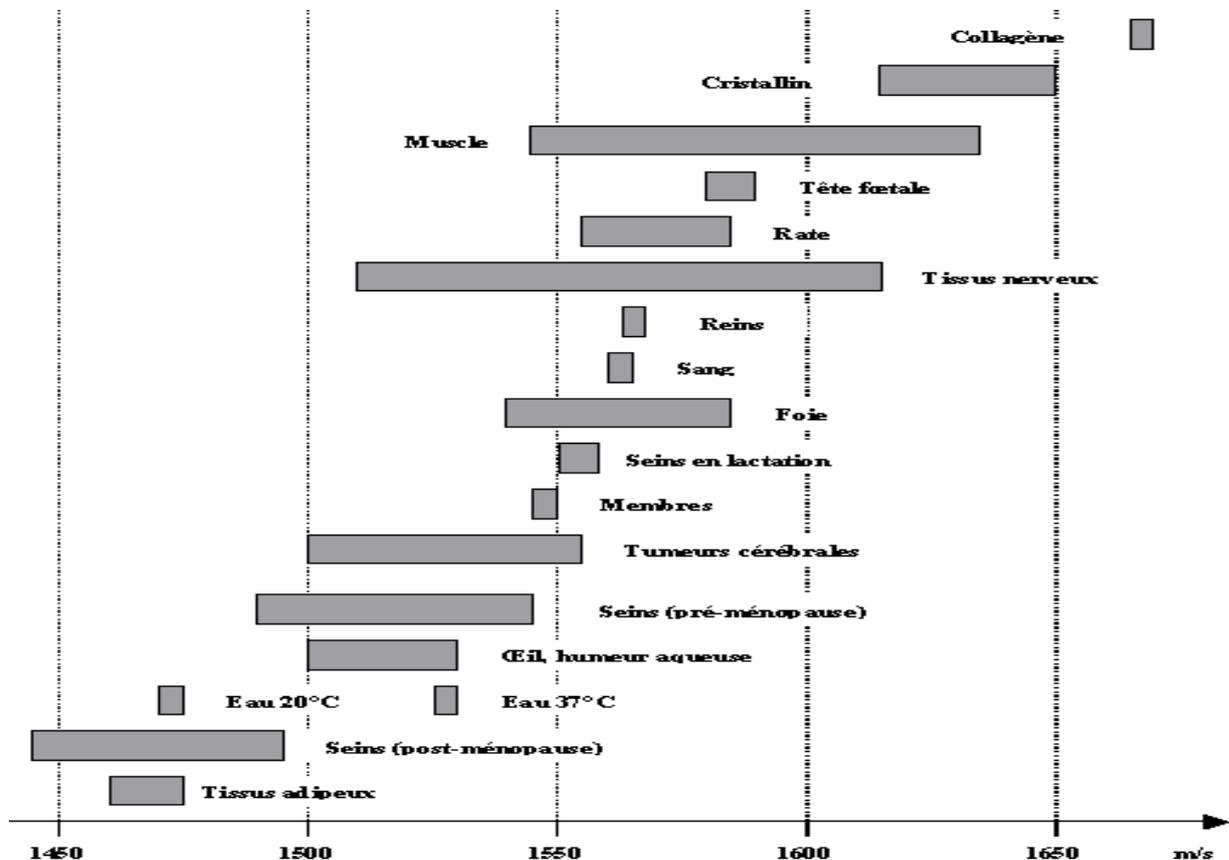


Figure I.6. Célérité acoustique en fonction des milieux observés

3.4. L'impédance acoustique (Z)

L'impédance acoustique **Z** est une grandeur très importante pour **caractériser** un **milieu**. Elle présente la **résistance** à la **propagation** de l'onde sonore et est donnée par :

$$Z = \sqrt{\rho / \kappa} \quad \rho \times c \quad \text{I.10}$$

Avec Z : impédance acoustique, κ : compressibilité du milieu, ρ : masse volumique ; c = célérité .

L'impédance acoustique s'exprime en **Kg/m²s⁻¹** soit en **Rayleigh (Rayls)**.

On remarque que L'impédance acoustique (Z) est indépendante de la fréquence, elle dépend de la masse volumique et de la compressibilité du milieu, c'est-à-dire de son aptitude à reprendre sa forme originale après déformation.

Plus Z est élevée et plus la variation de pression acoustique p doit être grande pour obtenir un déplacement équivalent des particules

Elle est d'autant plus grande que la densité est importante et que la compressibilité est faible.

Elle traduit la plus ou moins grande aptitude d'un milieu donné à la pénétration des ultrasons. Elle est faible pour l'air et très élevée pour l'os .

En effet, les ultrasons se propagent bien dans le corps mais on remarque que dans cet organisme l'impédance acoustique est très élevée aussi ce qui signifie une forte résistance des tissus donc une bonne aptitude à renvoyer les ultrasons.

Plus l'impédance est grande, plus la célérité de l'onde ultrasonore est grande exprimée en m/s :

Tableau I.5 : Célérité de propagation de l'onde acoustique en fonction de la masse volumique et de l'impédance acoustique de différents milieux.

Matière	c : célérité (m/s)	ρ : masse volumique (kg/m ³)	Z : impédance acoustique $\times 10^{-6}$ kg/(m ² .s ⁻¹)
Air	330	1,2	0.0004
Graisse	1446-1459	920-952	1,34
Eau distillée	1480	1000	1,48
Sang	1575	1057	1,62
Muscle	1542-1626	1070-1080	1,65-1,74
Corticale, Os	2070-5350	1380-1912	3,75-7,8
Foie	1566	1060	1,66
Rein	1567	1040	1,62
Poumon	650	400	0.26

3.5. Pression acoustique, intensité acoustique et décibels (dB)

a/ La pression acoustique :

La pression acoustique instantanée (P) correspond à la différence entre la pression absolue (P_{abs}) et la pression ambiante (P_0) supposée constante. Ainsi la pression P.

En chaque point, la pression acoustique **P** varie selon la fréquence de l'onde ultra sonore. L'énergie délivrée au tissu dépend de ces variations de pression qui soumettent les particules du milieu à des mouvements vibratoires.

La pression acoustique correspond à la variation de la pression de l'air au passage de l'onde sonore, qui crée des **compressions** et **dilatations** du milieu.

$$P_t(\text{acoustique}) = \Delta p = p(t)_{(\text{absolue})} - p_{\text{atm}} \quad \text{I.11}$$

Avec : $P_{\text{atm (ambiante)}} = 1,013 \text{ } 10^5 \text{ Pa (Pascal)}$.

En cas de propagation libre sans obstacle la pression acoustique « p » est définie par :

$$P = v \times \rho \times c \quad \text{I.12}$$

avec : v = vitesse , ρ = masse volumique et c = célérité.

Pour des sons très intenses **p** peut entraîner une cavitation.

Les **pressions acoustiques** (en **pascal**) est en avance de T/4 sur les déplacements des particules .elles sont comprises entre **20 micro Pa (seuil d'audibilité)** et **20 Pa (seuil de douleur)**.

On distingue deux valeurs remarquables :

- **Pc : la pression de crête** est la pression acoustique maximale sur la durée de l'échantillon étudié.

- **Peff : la pression efficace**, elle se calcule par la formule $p_{\text{eff}} = \frac{pc}{\sqrt{2}} = 0.7pc$ I.13

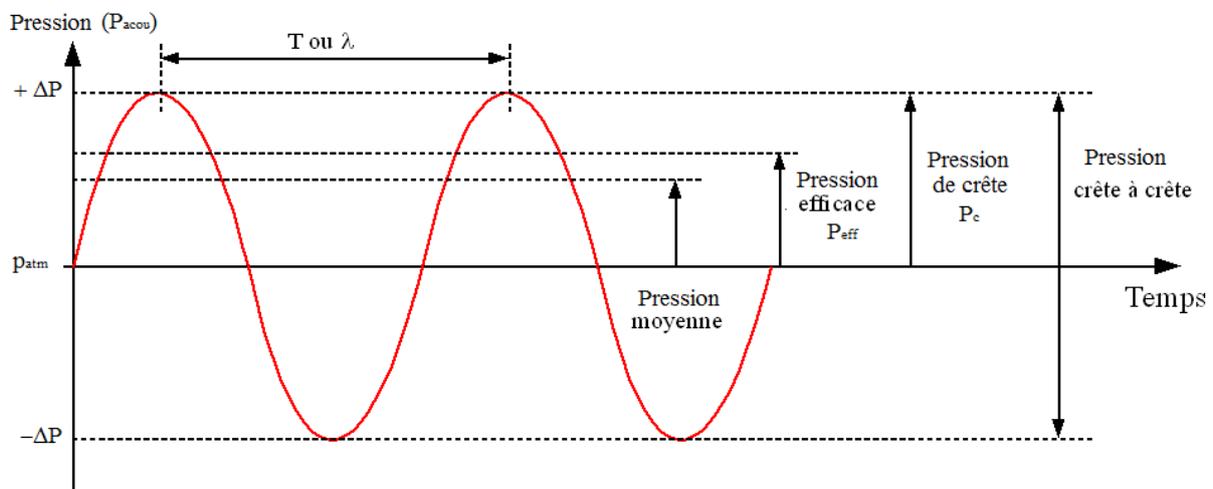


Figure I.7 : présentation les différentes variations de pression acoustique

• **puissance surfacique ou la densité de puissance (watt.m⁻²)** : C'est la quantité de puissance reçue par unité de surface. Elle dépend de la pression acoustique et de la vitesse de vibration .

$$W = PV \cos(\theta) \quad \text{Avec } \theta \text{ le déphasage entre V et P introduit par un obstacle.} \quad \text{I.14}$$

$$\text{Sans obstacle : } W = PV = P^2 / \rho c \quad (\text{ exprime en } Wm^{-2}) \quad \text{I.15}$$

• **Puissance acoustique** c'est **énergie sonore** traversant une surface par unité de temps :

$$P = p^2 \times \frac{S}{\rho c} = v \times \rho \times c \quad (\text{ Exprime en Pa}) \quad \text{I.16}$$

p : Pression acoustique efficace (Pa) ; ρ : masse volumique du milieu propageur (Kg/m³)

c = célérité du son dans le milieu propageur (m/s)

- On appelle **intensité ultrasonore** l'énergie qui traverse perpendiculairement l'unité de surface pendant l'unité de temps. Elle est reliée à la pression acoustique par la formule

$$I = \frac{P^2}{2\rho c} \quad \text{I.15}$$

avec P = pression acoustique ; ρ = masse volumique ; c = célérité

Elle s'exprime en W/cm^2 et a une valeur moyenne en échographie (échelle de gris) de $94 mW/cm^2$ alors qu'elle est de l'ordre de 1 à $3 W/cm^2$ en physiothérapie.

Les différences d'intensité s'expriment en décibels (unité relative) : si deux ondes ultrasonores ont des intensités absolues I_1 et I_2 , on dit que la différence de leurs niveaux d'intensité est de D décibels avec $D = 10 \log I_2 / I_1$. Ainsi si $I_2 = 4I_1$, donc , $D = 6,02$ dB.

- L'intensité relative de 2 sons = la différence de leurs intensités absolues
Ex : un son de 25 dB absolus est de 10dB supérieur à un son de 15 dB

Quelques valeurs pour se repérer :

0 dB = limite d'audibilité

20 dB = chuchotement

50 à 60 dB = conversation normale

80 dB = rue bruyante

130 à 140 dB = réacteur d'avion

Quelques Remarques :

- Plus l'aire diminue, plus l'intensité augmente.
- Dans Ultrasonographie Diagnostique : $I =$ quelques mW/cm^2 à quelques dizaines de mW/cm^2
- L'apparition des Effets Biologiques à partir de : $I > 1 W/cm^2$.
- Les conditions usuelles d'utilisation de l'échographie impliquent des intensités acoustiques \ll au seuil d'apparition d'effets biologique

4. UTILISATION DES ULTRASONS EN MEDECINE :

1. IMAGERIE MEDICALE :

D'un point de vue général, on entend par l'imagerie médical l'ensemble des techniques permettant de visualiser une partie du corps humain ou d'un organe et d'en conserve une image, dans l'objectif de réaliser un diagnostic, de guider un geste thérapeutique tel qu'une ponction, ou de suivre à moyen terme les résultats d'un traitement.

Dans le domaine de l'imagerie médicale, deux facteurs ont considérablement contribué à développer les procédés : la mise en œuvre d'un grand nombre de traitements divers et ensuite l'évolution des techniques de l'instrumentation, due aux progrès de la micro-électronique, ce qui entraîné :

- ✓ L'amélioration de l'image.
- ✓ L'amélioration du rapport signal/bruit.
- ✓ Des facilités d'extraction de l'information.
- ✓ Une meilleure reconnaissance des formes.

L'échographie utilise la réflexion des ultrasons par les organes. Lorsque les ondes ultrasonores atteignent un tissu, elles sont réfléchies en fonction de la densité et de l'élasticité du tissu. Le plus souvent, il s'agit d'échotomographie, fournissant des images en coupe. Avec un scalpel ultrasonique, un chirurgien peut pratiquer une incision plus fine qu'avec un scalpel conventionnel. De telles techniques sont utilisées pour la chirurgie du cerveau et de l'oreille.

4.2. THERAPIE PAR ULTRASONS :

Du point de vue thérapeutique, on peut retenir deux applications principales des ultrasons :

- La première, peu originale constitué une thérapie qui se distingue de celle produite par les infrarouges et même par les ondes électromagnétiques, par une profondeur d'action plus grande. La thérapie par ultrasons, également thérapie par conversion, présente la forme la plus profonde d'application de chaleur.

- La seconde propriété, tout à fait spécifique des ultrasons, est représentée par son action fibrolytique, qui résulte de ce micro-massage profond exercé dans les milieux biologiques. L'affinité particulière des ultrasons pour les processus inflammatoires ou dégénératifs péri-articulaires, tendineux ou aponevrotiques, relève probablement de cette propriété.

1. **Hyperthermie** : Utilisation de la chaleur émise lors de l'absorption des US par les tissus pour:

- ✓ Traiter les rhumatismes
- ✓ Traiter les inflammations (ex. entorses, tendinites etc.)
- ✓ Traitement des escarres
- ✓ Traitement complémentaires dans certains cancers

2. **Vibrothérapie** : Utilisation du côté vibratoire des ondes US pour:

- ✓ Casser calculs rénaux ou biliaires
- ✓ Action antalgique: douleurs et contractures para-vertébrales ou péri-articulaires, pathologies post-traumatiques

3. **Cavitation** : Utilisation pour nettoyer du matériel médical dans des cuves remplies de liquide
Evidage de grosses tumeurs cérébrales

5. Définition des principaux paramètres utilisés pour le contrôle des effets biologiques des ultrasons

1. La vibration ultrasonore est définie par sa fréquence F en Mégahertz, par sa longueur d'onde L et sa vitesse de propagation c ($L=c/F$) **I.16**
2. L'énergie transportée par cette onde est caractérisée par la valeur du flux ultrasonore W/s (W =énergie émise par la source, s = la surface à travers laquelle est reçu ce flux)

L'intensité : est définie comme l'énergie par unité de surface et par unité de temps

- Ispta est l'intensité du pulse, moyennée sur la durée du pulse ou sur une période au niveau du point de focalisation (w/cm^2).
 - Isata représente l'énergie moyennée dans le temps (une période) et sur toute la section du faisceau (watts).
 - Isppa est la valeur instantanée de l'intensité moyennée sur le pic seulement (w/cm^2)
3. L'impédance acoustique est définie comme le produit de la densité du milieu par la vitesse des ultrasons dans ce milieu: $Z = \rho \times V$ **I.17**
 4. T.I. (Thermal index) Rapport de la puissance acoustique totale à celle nécessaire pour élever la température de 1 degré.
 5. M.I. (Mechanical index) Pression de raréfaction maximum divisée par la racine carrée de la fréquence. Ce paramètre est directement lié à l'intensité ultrasonore et donc prédictif de la survenue de phénomènes de cavitation.

6. Les normes actuelles

L'extrême diffusion de l'échographie dans tous les secteurs de la médecine, son utilisation de plus en plus fréquente comme méthode de dépistage imposent de connaître les risques biologiques liés à l'exposition aux ultrasons afin que des mesures de prévention puissent être établies.

A ce jour aucun effet biologique indésirable imputable aux ultrasons n'a été mis en évidence chez l'humain. Des études sur l'animal ont montré l'apparition de lésions organiques, mais pour des intensités ultrasonores de dix fois supérieures à celles utilisées en diagnostic.

La FDA (Food & Drug Administration) a proposé la norme 510.K dans le but de réduire au minimum les risques de survenue d'effets biologiques indésirables tout en préservant les capacités diagnostiques des explorations par ultrasons. Dans le cadre de cette norme les méthodes ultrasonores continuent d'être considérées comme sans danger même pour le fœtus.

La norme 510.K limite l'intensité ultrasonore (Ispta) pour différentes applications:

1. L'intensité ultrasonore est limitée à 100 mw/cm^2 pour l'exploration du fœtus au Doppler pulsé.
2. L'intensité ultrasonore est limitée à 450 mw/cm^2 pour le Doppler pulsé cardiaque et périphérique; et à 720 mw/cm^2 pour le Doppler continu.
3. L'intensité ultrasonore est limitée à 800 mw/cm^2 en transosseux et une réduction de 90% est recommandée en transorbitaire et en transfontanéllaire.
4. Pas de limitation d'intensité pour le Doppler abdominal (artères rénales, hépatiques, mésentérique ..)
5. Les intensités ultrasonores utilisées doivent demeurer inférieures: à 50 mw/cm^2 en mode imagerie "B" et Doppler Couleur transabdominal, et à 30 mw/cm^2 en mode "B" transvaginal.
6. L'intensité utilisée en échographie "échelle de gris" est de 94 mW/cm^2 et l'émission est pulsée : l'énergie déposée est très faible.
7. En écho-doppler couleur, l'intensité est plus forte, 720 mW/cm^2 , la cadence des pulses est nettement augmentée (15 à 40 tirs /ligne) et la focalisation du faisceau concentre l'énergie (rapport des sections=10) : l'intensité atteint plusieurs W/cm^2 !!!

Il apparaît donc que plusieurs facteurs (fréquences, temps d'exposition, site d'exploration) ne sont pas pris en compte dans la norme 510.K actuellement en vigueur aux Etats Unis.

Le principe ALARA

Les études ont démontrés un lien direct entre la survenance d'effet biologique et le temps d'exposition. L'échographeur doit donc avant tout savoir concilier la durée de l'exposition et la qualité des images diagnostiques. Le réglage de certains paramètres ont une influence directe sur les index thermique et mécanique:

- ✚ Plus la puissance est faible, plus les index seront bas
- ✚ Une cadence d'image basse réduit l'index thermique. La cadence de l'image est influencée par la zone focale, par l'utilisation d'un agrandissement de type zoom, et par le depth range
- ✚ Un mode à balayage comme le mode 2D a des index plus bas qu'un mode stationnaire, comme les modes couleur.
- ✚ Les modes combinés (couleur, doppler pulsé) additionnent leurs index.

7. Conclusion

Les ultrasons sont des Techniques non dangereuse et non ionisante ; ils sont applicables à presque tous les organes à l'exception du poumon (air).Les examens ultrasonores représenteront à terme 60 à 80% de l'ensemble des examens tomographiques des organes mous.

Dans ce chapitre, nous avons vu les Propriétés des ondes sonores ou acoustiques, la nature des ondes ultrasonore, les paramètres qui sont nécessaires pour caractériser cette onde ultrasonore. Ainsi les Mécanismes physiques des effets biologiques des ultrasons.

CHAPITRE I : Théorie sur les Ultrasons

Section 2 : Interactions des ultrasons avec les milieux Biologiques

1. Introduction :

Lorsqu'un son audible rencontre un obstacle à sa propagation, il est réfléchi et une onde de retour de **même fréquence** revient sous la forme d'un écho. Cet écho sera perçu par le système acoustique de l'oreille ou tympan. La distance qui sépare la source émettrice du son de l'obstacle peut être déterminée à partir de la vitesse de propagation du son audible dans l'air (330 m/s).

De façon analogue, lorsqu'un ultrason qui se propage dans un tissu rencontre une interface tissulaire, une partie de l'ultrason est réfléchi et retourne aux cristaux de la sonde. Les cristaux déformés par l'écho ont la propriété de générer un courant qui sera enregistré.

Le cristal est donc à la fois l'émetteur et le récepteur. Le délai entre la propagation de l'ultrason et la réception de son écho va permettre de déterminer la distance entre les cristaux et la surface réfléchissante. L'analyse des ultrasons modifiés après leur passage dans un milieu permet d'en extrapoler la structure, d'où l'intérêt de comprendre le comportement des ultrasons à la traversée des tissus.

Dans un milieu comme le corps humain, un faisceau ultrasonore se propage de manière complexe en subissant, essentiellement une **absorption** dans les milieux homogènes, **des réflexions, réfraction, et diffraction (ou diffusion)** dans les milieux hétérogènes. L'ensemble de ces mécanismes est responsable de **l'atténuation globale du faisceau**.

2. Les conditions de pénétration des Ultrasons :

La pénétration des ultrasons dans les tissus dépend de deux éléments :

- ✓ *La fréquence des ultrasons* : Aux fréquences élevées, la pénétration est moins profonde. A une fréquence de 1GHz, la demi-distance de pénétration dans les tissus (distance parcourue par le rayonnement pour prendre la moitié de son intensité) est d'environ 5 cm contre 1,5 cm pour une fréquence de 3 GHz.
- ✓ *La perméabilité ou l'impédance acoustique des tissus* : La perméabilité aux ultrasons diffère d'un milieu à un autre. Les ultrasons traversent mieux les tissus cutanés tels que les **muscles**, qui les absorbent davantage. Cette perméabilité musculaire est liée à leur structure et à leur contenu protéique. Les muscles bénéficient donc d'un réchauffement privilégié.

3. Interaction des ultrasons dans un milieu homogène

Les ondes ultrasonores, concentrées sous forme de faisceaux vont interagir avec la matière qu'elles traversent. Il se produit plusieurs phénomènes qui aboutissent à leur atténuation :

- des réflexions, réfractions et diffusions aux changements de milieux
- une absorption dans les milieux homogènes

Dans un **milieu hétérogène** trois **mécanismes** distincts sont **responsables de l'atténuation** globale du faisceau. Transmission -**Réflexion-réfraction**, **diffusion**. Avant d'entamer ces différents phénomènes, nous allons tout d'abord expliquer qu'est-ce qu'une interface acoustique ?

3.1. Qu'est-ce qu'une interface acoustique ?

Une interface acoustique correspond à une frontière entre deux milieux d'impédance acoustique (Z) différente. Elle est caractérisée par :

- sa « hauteur » : plus la différence d'impédance acoustique (Z) entre les milieux formant l'interface est importante, plus l'interface sera élevée. On cite les interfaces de faible valeur entre deux tissus mous (exemple interface foie-rein) et les interfaces très marquées entre tissus mous et air, tissu mou et os ou air et tissus mous.
- sa *forme* (plane, courbée, etc.) ;
- son orientation par rapport à l'axe du faisceau ;
- sa *taille* par rapport à la longueur d'onde (λ) du faisceau ultrasonore incident.

La frontière entre deux milieux d'impédances acoustiques différentes porte le nom d'*interface acoustique*. Cela ne correspond en rien à une quelconque membrane ou paroi.

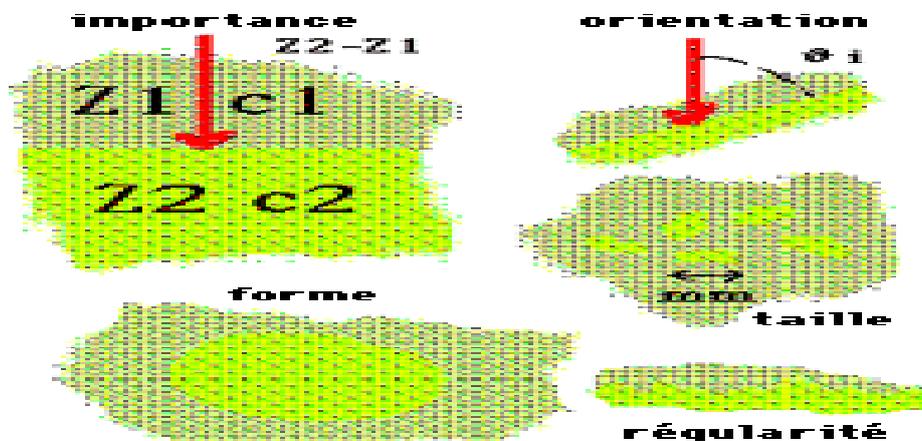


Figure II.1 : Caractéristiques des interfaces

3.2. *Réflexion et transmission* : lorsqu'une **onde acoustique** rencontre **l'interface séparant** deux milieux **d'impédances** acoustiques **différentes**, une partie de l'onde est **transmise** dans l'autre milieu (elle subit une **réfraction**) tandis qu'une autre partie se **réfléchit** sur l'interface (elle subit une **réflexion**). La **notion d'impédance** acoustique permet **d'étudier** complètement et quantitativement ce **phénomène** et **d'estimer** les **quantités d'énergie** acoustique **transmises** et **réfléchies**

Lorsqu'une onde ultrasonore atteint *perpendiculairement* une interface, une partie de son énergie est **réfléchie** c'est-à-dire renvoyée vers la source: formation d'un *écho ultrasonore*.

Par contre, quand le faisceau d’ultrasons rencontre une interface avec un angle oblique, une partie du signal est réfléchi avec un angle de réflexion égal à l’angle incident, alors que le reste est réfracté (voir figure 3) L’angle de l’onde transmise est donné par la loi de Snell Descarte:

$$\frac{\sin \theta_t}{\sin \theta_i} = \frac{c_2}{c_1} \quad \text{I. 18}$$

Avec c_1 et c_2 la vitesse de l’onde dans le milieu M1 et le milieu M2 et θ_i l’angle d’incidence ; et θ_t l’angle de l’onde transmise.

Si θ_i et θ_t sont petit ($< 10^\circ$), $\sin \theta = \theta$, donc : $\theta_i \cdot c_2 = \theta_t \cdot c_1$ I. 19

L’importance relative de l’intensité de cet écho par rapport à l’onde incidente dépend de la valeur de l’interface .

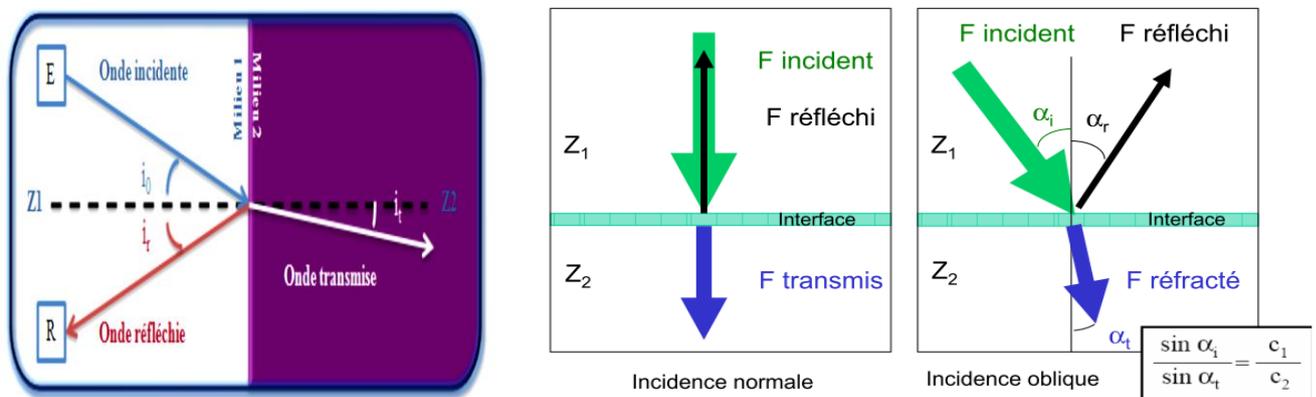


Figure II.2 : réflexion & Transmission

Comme les rayons lumineux, ces deux phénomènes (**réflexion-réfraction**) obéissent aux **lois de Descartes**, les différents angles étant mesurés par rapport à la normale de l’interface : l’amplitude du signal reçu par le récepteur est maximale lorsque l’angle d’incidence égal l’angle de réflexion ($i_0=i_r$), et le faisceau transmis est dévié selon un angle t qui dépend des célérités c_1 et c_2 de l’onde avant et après son passage à travers l’interface (c_1 et c_2 étant fonction des impédances respectives des milieux 1 et 2).

En échographie (sauf Doppler), on travaillera **en incidence normale** ($i_1 = i_2 = r = 0$) et on comparera les intensités sonores incidente, réfléchi et transmise.

L’énergie du faisceau incident se divise entre le faisceau réfléchi et le faisceau transmis.

Le rapport entre l’énergie réfléchi et l’énergie incidente s’appelle le coefficient de réflexion R

R dépend de l’angle d’incidence, si θ_i est proche de 90° (faisceau incident tangentiel à l’interface) alors R est maximum (tout le faisceau est réfléchi, il n’y a pas de transmission)

Pour une incidence normale (perpendiculaire à l’interface)

Pour cela, on étudie le rapport des intensités sonores et on définit alors deux coefficients :

→ **Coefficient de réflexion** sous incidence normale:

$$R = \frac{I_{reflechie}}{I_{incidente}} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad \text{I. 20}$$

Le rapport entre l'énergie transmise et l'énergie incidente s'appelle le coefficient de transmission T

→ **Coefficient de transmission** sous incidence normale:

$$T = \frac{I_{transmise}}{I_{incidente}} = \frac{4Z_2 \times Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad \text{I. 21}$$

Z1=impédance proximale et Z2 = impédance distale

Ces deux formules donnant R et T sont symétriques, elles caractérisent l'interface quel que soit le sens de propagation de l'onde .

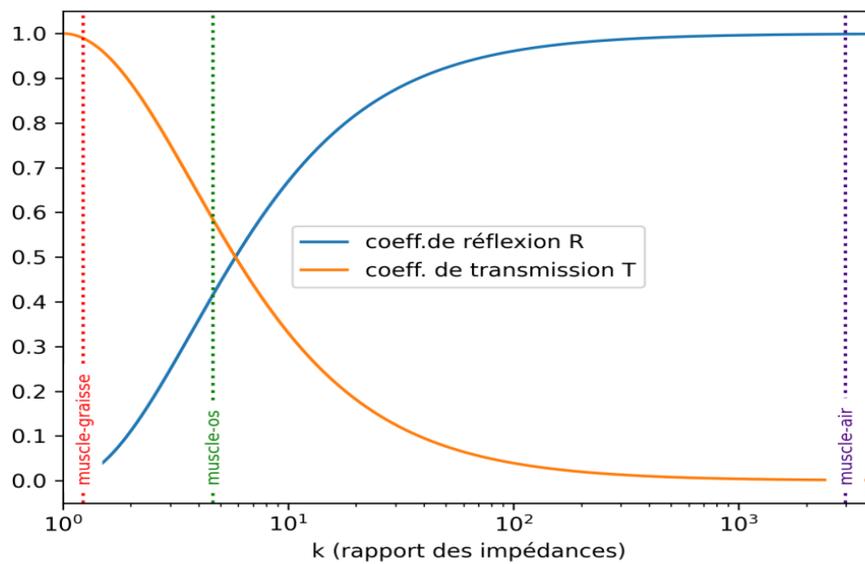


Figure II.3 : Influence du rapport des impédances

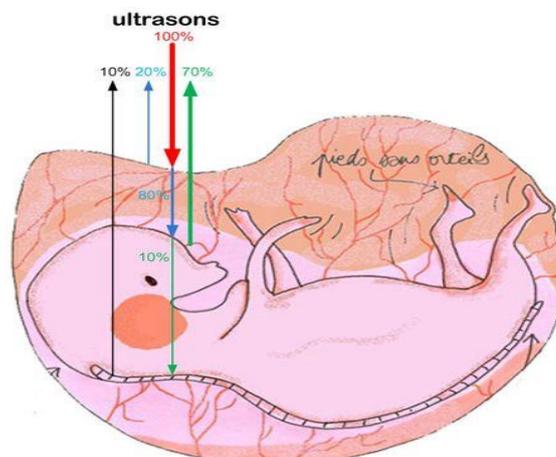


Figure II.4 Réflexions des ultrasons aux interfaces des milieux traversés

Cette propriété de réflexion des ultrasons qui est exploitée en imagerie avec l'échographie est importante, ou nous pouvons citer les différents cas :

1) Si Z_1 et Z_2 sont proches le faisceau est principalement transmis (le cas de l'interface **foie-rein**) Dans l'interface graisse-muscle : $R = 1,1 \%$ et $T = 98,9 \%$ ou dans l'interface Rein –graisse : $R=0.01$, dans ces cas on dit que *l'interface est peu visible*. Le faisceau incident ne subit quasiment pas de réflexion. La plus grande partie de l'onde est transmise et l'onde ultrasonore pourra continuer son chemin pour atteindre de nouvelles interfaces plus profondes. C'est la raison pour laquelle *l'imagerie échographique est particulièrement bien adaptée à l'étude des tissus mous*

- Dans l'interface muscle-os : $R = 42 \%$ et $T = 58 \%$: interface est visible.

Ex : $R_{os/tissus\ mous} \sim 0,3$: *L'os constitue un obstacle à l'échographie et ne peut être correctement étudié*. Il s'ensuit la formation en arrière d'une structure osseuse d'un phénomène *d'ombre acoustique*.

- 2) Si Z_1 et Z_2 sont très différents le faisceau est principalement réfléchi (le cas de l'interface tissu **mous-air** ou air-muscle) ou la quasi-totalité de l'énergie est alors réfléchie ($R = 99,9 \%$ et $T = 0,1 \%$). L'interface **muscle – air** possède un rapport très élevé (3000 environ), ce qui produit une **forte réflexion** de l'onde

Ce cas de figure se rencontre en échographie lorsque l'onde parvient aux poumons. C'est la raison pour laquelle il faut interposer une substance entre la peau et la sonde : le gel utilisé possède une impédance acoustique intermédiaire Z_3 telle que : $Z_3 = \sqrt{Z_2 Z_1}$ **I. 22**

Cette *adaptation d'impédance* améliore grandement la pénétration de l'énergie ultrasonore (gel adaptateur d'impédance). Le corollaire de ce phénomène de réflexion est que l'onde *transmise* est d'intensité moindre que celle de l'onde incidente.

$$I_t = I_r - I_i \quad \text{I. 23}$$

Avec I_i : intensité incidente, I_r : intensité réfléchie, I_t : intensité transmise .

On peut donc voir le gel échographique comme un milieu choisi pour son **impédance voisine de celles des tissus mous**, afin de favoriser la transmission de l'onde ultrasonore à travers la peau.

Derrière une interface de grande valeur, il n'y a pratiquement pas d'énergie transmise et l'exploration ultrasonore est impossible : nécessité d'utiliser des *fenêtres acoustiques* libres de structures osseuses et aériques. *La présence d'air gêne considérablement l'imagerie échographique*. C'est particulièrement le cas de l'air contenu dans les poumons ou le tube digestif. Par conséquent, il n'est pas possible d'effectuer d'échographie pulmonaire et l'air alvéolaire peut gêner l'échographie cardiaque (patient anéchogène).

L'onde transmise se propage dans un milieu ayant une célérité différente si bien qu'elle fait avec l'interface un angle différent de l'angle d'incidence : elle est *réfractée*. L'angle de réfraction est plus petit que l'angle d'incidence si la célérité du deuxième milieu (c_2) est plus faible que dans le premier (c_1), on appelle ceci la focalisation. A l'inverse il est plus grand si c_2 est supérieur à c_1 d'où la divergence (Figure II.5).

Quand la différence de célérité des milieux est grande, l'angle de réfraction est important et l'axe de propagation de l'énergie s'écarte trop de celle du faisceau pour qu'il puisse y avoir analyse des structures profondes.

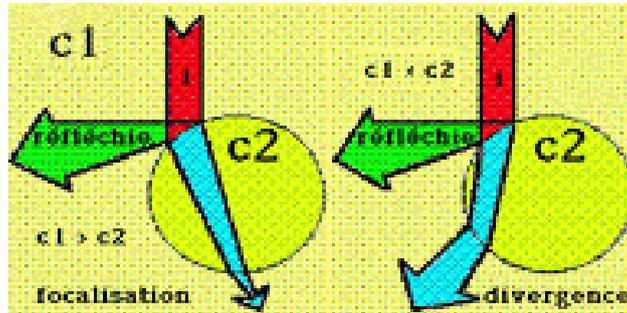


Figure II.5: Influence de la forme de l'interface sur l'angle de réfraction

Quand l'interface est convexe (paroi d'un kyste), le faisceau transmis est non seulement réfracté mais également *focalisé*. En effet la célérité y est inférieure ($J_t < J_i$) et le front de l'onde devient concave (retard des points latéraux).

Ce phénomène est comparable à la déviation de la lumière par un prisme. Cette incurvation du faisceau est à l'origine du non réception de l'écho par la sonde et contribue ainsi à l'**atténuation**. Ce phénomène est fréquent lors de l'examen de l'appareil génital à cause de la présence de structures sphériques (follicules, vésicules embryonnaires, kystes). Le phénomène de réfraction est à l'origine d'images artéfactuelles avec l'apparition d'une ombre au-dessous du bord de la structure contenant le liquide.

3.3. Diffusion et interférences

Diffusion : Elle se produit lors de l'interaction d'une onde de longueur d'onde λ et :

- Un petit obstacle de dimension plus petit que la longueur d'onde ($d < \lambda$), ce petit objet vibre et réémet dans toutes les directions de l'espace une fraction de l'énergie contenue dans l'onde incidente.
- Une interface rugueuse et très irrégulière.

On peut citer par exemple le cas des globules rouges ayant une taille de l'ordre de 7 μm , bien plus petite que la longueur d'onde (440 μm), c'est la diffusion multidirectionnelle qui se produit (phénomène de RAYLEG-TINDALL).

Lorsque l'interface est de petite taille par rapport à la longueur d'onde, l'énergie de l'onde ultrasonore est diffusée c'est-à-dire réfléchiée dans de multiples directions. L'écho-structure des tissus est due aux échos diffusés par les petites cibles diffusantes.

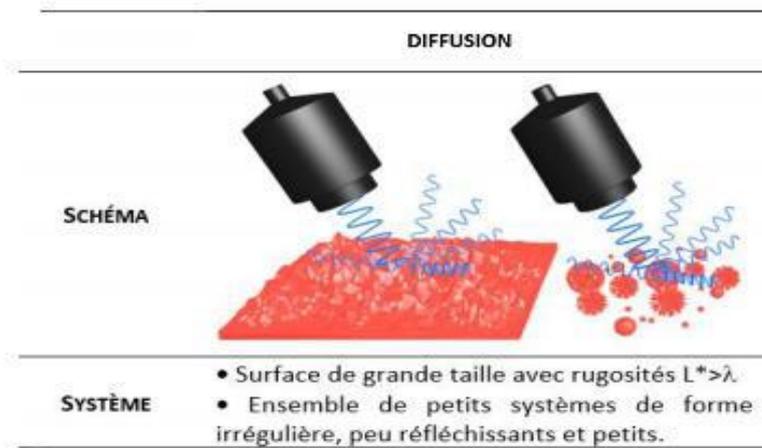


Figure II.6. Phénomène de Diffusion

L'intensité du signal diffusé dépend de la taille, du nombre de diffuseurs et de leur variation de densité et compressibilité. En fonction du rapport longueur d'onde (λ) / taille de l'interface (d), il est possible de définir trois types de diffusion : (Figure II.7)

- $d \gg \lambda$: rétro-diffusion

- $d = \lambda$: diffusion antégrade

- $d \ll \lambda$: diffusion multidirectionnelle

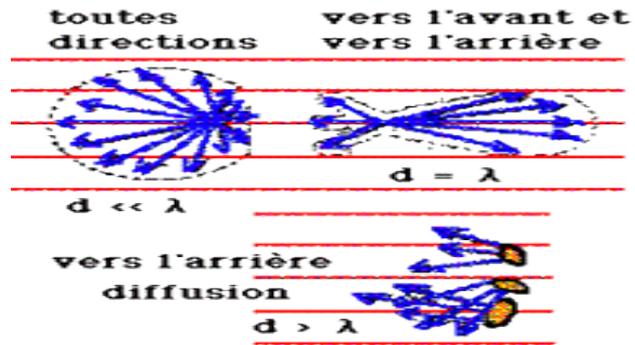


Figure II.7 : Les différents types de diffusion

Ces trois types de diffusion s'observent lorsque les ultrasons traversent des tissus finement hétérogènes comme le foie, la rate, le pancréas etc...

Compte tenu du fait que les échos sont renvoyés dans de nombreuses directions, l'orientation de la sonde a beaucoup moins d'importance pour l'étude de la structure des organes que pour l'étude de leurs contours : pour bien délimiter un organe, le faisceau doit être le plus **perpendiculaire** possible à ses limites alors que ce n'est pas le cas pour la visualisation de sa structure. Les tissus peuvent donc être assimilés à de multiples diffuseurs distribués de manière aléatoire et entraînant la formation d'un ensemble d'ondelettes ultrasonores interférant entre-elles. Ces *interférences* peuvent être constructives (renforcement de l'énergie), destructives (diminution de la pression ultrasonore) ou aboutir à la formation d'ondes stationnaires.

Ce phénomène d'interférence aléatoire provoque des fluctuations statistiques qui ne reflètent pas réellement la distribution des diffuseurs dans le tissu s'appelle : le "moucheté" ou speckle dû à la

juxtaposition des pixels sombres et clairs qui n'est donc pas la reproduction fidèle des points de diffusion mais correspond au bruit d'interférence. Ce bruit participe à la médiocrité de la résolution spatiale : une petite structure peut être noyée dans le speckle

- Se réfère aux interférences des ondes ultrasonores provenant des différents diffuseurs.
- Aspect dual car mesure du milieu
- Statistique dépend du nombre de diffuseurs par cellule de résolution et de l'espacement entre les diffuseurs.

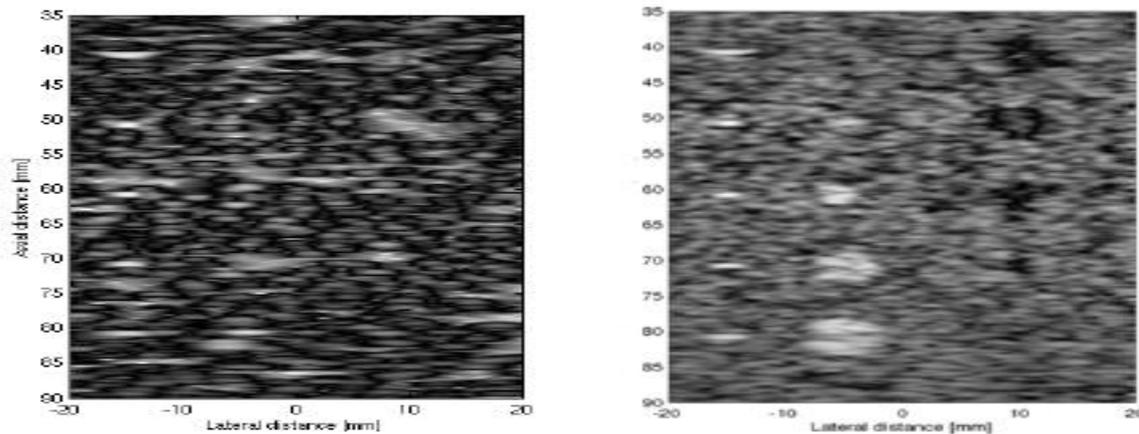


Figure II.8. Influence du nombre de diffuseurs sur le résultat final : 1000 diffuseurs

3. 4. Absorption des ultrasons dans un milieu homogène

Définition l'Absorption : Lors de la propagation de l'onde, une partie de l'énergie ultrasonore est absorbée par le milieu, et conduit à une diminution de l'**intensité acoustique**. Elle dépend de :

- ✚ **la fréquence**: le transfert d'énergie vers les tissus augmente avec la fréquence, le coefficient d'absorption (α) qui définit le pouvoir de pénétration des ultrasons est à peu près proportionnel au carré de la fréquence ultrasonore qui est donné par la relation avec f = fréquence ultrasonore et K = constante

$$\alpha = K \cdot f^2. \quad \text{I. 24}$$

Il apparaît donc que plus la fréquence des ultrasons est grande plus le phénomène d'absorption (donc d'atténuation) est important et par conséquent plus la profondeur maximale pouvant être visualisée est faible.

- ✚ **la distance parcourue par l'onde** (loi exponentielle décroissante), L'intensité ultrasonore décroît plus rapidement dans les premiers centimètres qu'en profondeur. Elle obéit à une *loi exponentielle décroissante*: $I(d) = I_0 e^{-\alpha d}$ **I. 25**

Avec I = intensité à la distance x , I_0 = intensité initiale, e = base des logarithmes Népériens

α = coefficient d'absorption, d = distance à la source

L'onde ultrasonore, en se propageant cède une partie de son énergie au milieu : il y a *absorption de l'énergie ultrasonore* et l'intensité du faisceau diminue. Cette diminution est totalement différente de

celle due à l'augmentation de surface de l'onde ultrasonore et elle intervient même pour les ondes planes.

En pratique, le choix de la fréquence utilisée est en grande partie guidé par la profondeur de la zone que l'on souhaite explorer, dont nous pouvons la sélectionner de la manière suivantes :

- **Basses fréquences pour l'exploration des organes profonds**
- **Hautes fréquences pour l'exploration des organes superficiels**

Les sons de fréquences basses s'affaiblissent nettement moins vite dans un milieu donné, que les sons de fréquences hautes. C'est la raison pour laquelle, comme nous le verrons dans le chapitre suivant, les sondes d'exploration abdominale utilisées en échographie sont à fréquences plus basses que les sondes d'exploration de vaisseaux superficiels.

3.5. Atténuation d'une onde US dans le corps

Atténuation : est définie par la réduction de l'intensité d'un faisceau des ultrasons au cours de sa propagation dans un milieu qui dépend de la nature et la profondeur du milieu traversé et de la fréquence de faisceau.

Cette atténuation des ultrasons est due aux multiples interactions vues précédemment (réflexion, réfraction, diffusion et absorption) qui diminuent l'intensité du faisceau lorsque celui-ci pénètre dans les tissus. Cette diminution obéissant à une loi exponentielle décroissante

Le coefficient d'atténuation α exprimé en dB/cm est donnée par :
$$\alpha = \frac{10 \log_{10} \left(\frac{P_s}{P_e} \right)}{L} \quad \text{I. 26}$$

Avec P_s puissance de sortie ; P_e : puissance d'entrée ; L : distance parcourue par les U.S.

L'énergie portée par un faisceau s'atténue au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la sonde émettrice. Cette atténuation est de type exponentiel (si l'énergie est de 100 à la sortie de la sonde, elle est de 50 à la distance 1, de 25 à la distance 2 et de 12,5 à la distance 3) et résulte de l'inertie et du frottement des particules entre elles ainsi que de la non-élasticité des chocs. La valeur du coefficient d'atténuation α [dB/cm] dépend de la fréquence émise et du milieu de propagation.

Deux notions importantes résultent des considérations précédentes:

- doubler la fréquence pour étudier un même milieu, multiplie par deux le coefficient d'atténuation, ce qui réduit la portée du faisceau de moitié;

- l'eau est un bon conducteur du son, alors que les tissus, par leur coefficient d'atténuation plus élevé sont de moins bons conducteurs et justifient l'intervention d'un système d'amplification pour la détection des échos éloignés.

Au total, l'énergie du faisceau ultrasonore s'épuise rapidement dans les milieux traversés et ce d'autant plus qu'ils sont hétérogènes. Cette atténuation est bien sûr le fait de l'absorption mais aussi des réflexions itératives et de la diffusion.

Alors que l'absorption obéit à une loi exponentielle décroissante, l'atténuation décroît par paliers irréguliers beaucoup plus rapidement. Il faut de plus rajouter le fait que les échos que l'on cherche à recueillir doivent parcourir la même distance et aborder le même nombre d'interfaces. Si bien que les échos distaux qui reviennent sur la sonde sont particulièrement faibles.

Phénomène d'atténuation : Absorption + Diffusions + Réflexions = Atténuation

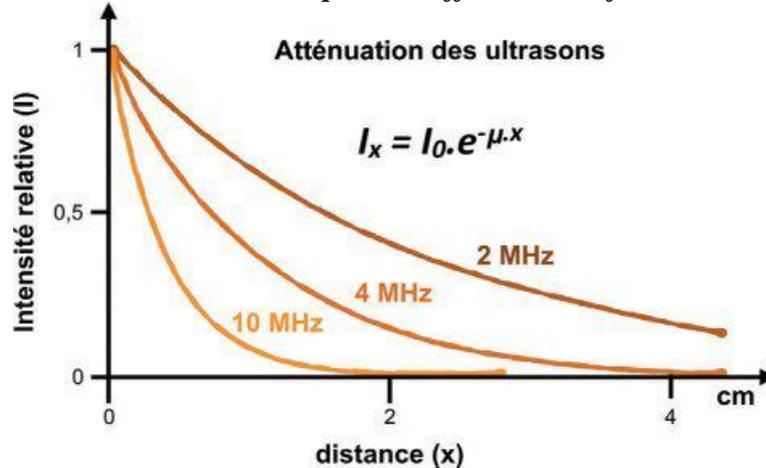


Figure II.9 : Influence de la fréquence d'émission sur l'atténuation du faisceau ultrasonore.

Règles importantes :

- ✓ La fréquence de l'onde n'est pas modifiée par le changement de milieu, Mais la célérité change donc la longueur d'onde change.
- ✓ Ainsi quand la fréquence augmente, l'absorption croit : pour explorer des régions profondes telles que l'abdomen, il est nécessaire d'utiliser des fréquences basses (3 à 5 MHz).
- ✓ Le coefficient d'absorption pour les tissus mous est en moyenne de 0.5dB/cm/MHz.
- ✓ $I_0 = 94\text{mW/cm}^2$ en échographie classique (échelle de gris)
- ✓ $I_0 = 720\text{mW/cm}^2$ en échographie Doppler. La cadence des tirs ultrasonores est plus rapide et le faisceau est fortement focalisé, ce qui fait passer l'intensité à plusieurs W/cm^2 . C'est la raison pour laquelle l'échographie Doppler est déconseillée aux femmes enceintes avant trois mois de grossesse.

Remarque : pendant une échographie on ne pourra pas visualiser avec la même résolution et la même intensité des objets situés loin de la peau, que les objets proche de la peau. Car les effets de résolution et d'absorption évoluent en sens contraire en fonction de la fréquence. Il faut donc choisir dès le départ entre une image nette avec peu d'intensité et une image flou et intense.

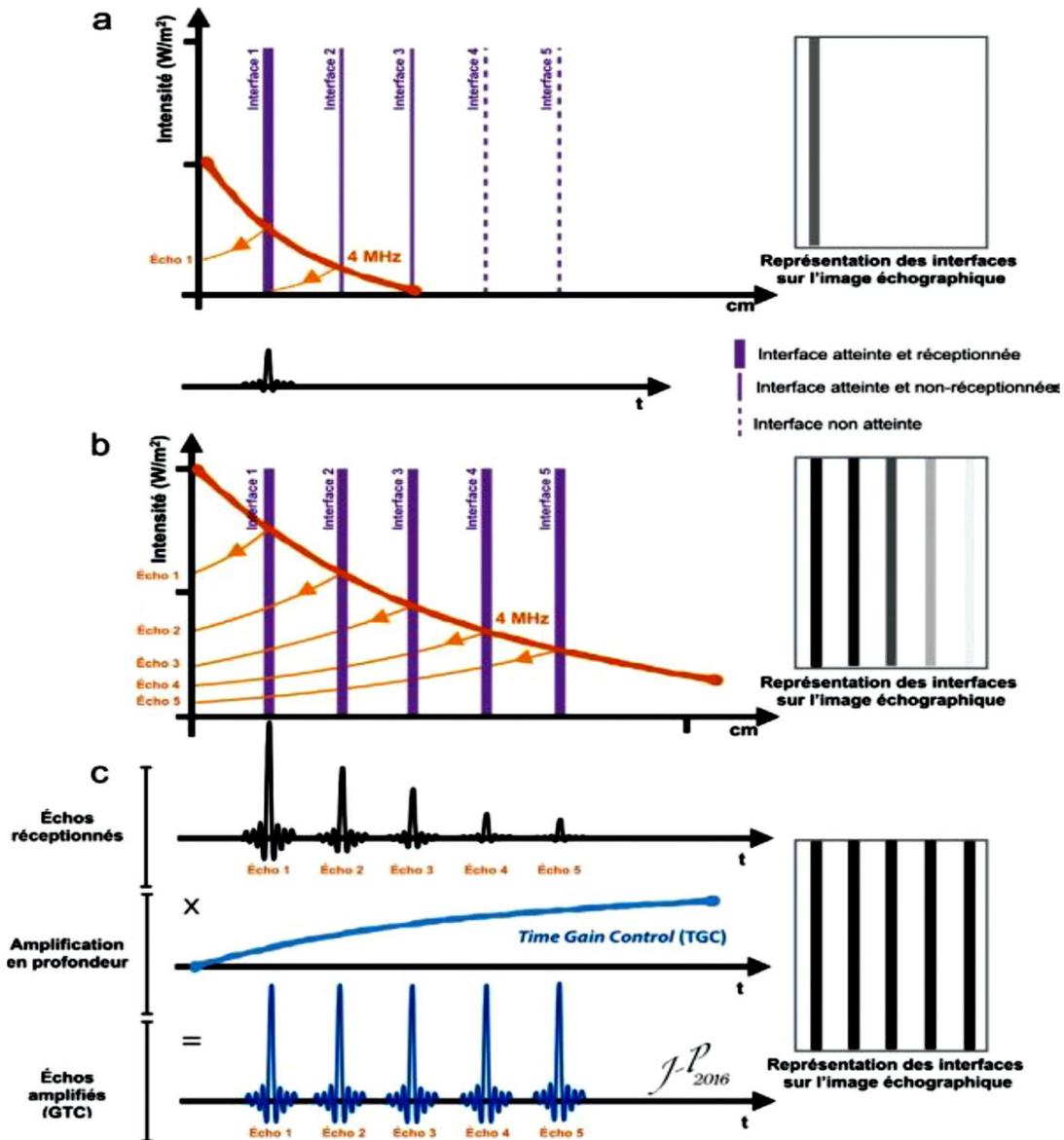


Figure II.10 : Une intensité faible ne permet pas d'atteindre des couches profondes et ne permet aux échos de revenir à la sonde (a). Une intensité élevée permet d'atteindre des couches profondes (b). Les échos en provenance de couches profondes sont peu intenses. Une amplification en profondeur (TGC) est donc nécessaire pour avoir un résultat homogène sur l'image (c).

Dans le milieu hétérogène : le niveau de gris sur l'image diminue avec la profondeur en fonction de l'atténuation. Ainsi, comme l'atténuation est décroissante, il convient alors de mettre en place une amplification afin de compenser cette atténuation. Cela revient à mettre en place une amplification linéaire.

Cette amplification porte le nom de *Time Gain Compensation* (TGC) et équipe tous les échographes/Doppler médicaux ou nous allons voir dans le chapitre 5.

4. Les effets des ultrasons sur la matière biologique :

Les ondes ultrasonores ne sont pas ionisantes dans la mesure où l'énergie qu'elles déposent dans les tissus est insuffisante pour entraîner l'apparition d'ions. Leur action sur la matière vivante est le fait de deux phénomènes :

- élévation thermique des tissus par absorption de l'énergie acoustique
- cavitation par création de bulles de gaz ou de vapeur.

Les effets des ultrasons ne sont pas encore complètement élucidés mais il est clair, cependant, qu'ils ont des effets sur les tissus organiques. On remarque que l'énergie mécanique est convertie en énergie thermique.

4.1 Effet mécanique :

Les vibrations provoquent dans les tissus des compressions alternées à des expansions selon une périodicité correspondant à leur fréquence, ce qui cause des variations de pression. Cet effet mécanique provoque de véritables micro-massages qui peuvent aboutir à une dilacération des fibres du tissu conjonctif. Cet effet est appelé, effet fibrolytique ou scérolitique, mis à profit dans le traitement des adhérences et des cicatrices.

4.2. Effet thermique :

La mesure de la température de la peau et du tissu sous-jacent montre qu'elle augmente au niveau du territoire soumis aux vibrations ultrasonores. Elle s'accompagne évidemment d'une vasodilatation c'est-à-dire d'une augmentation du calibre des vaisseaux sanguins.

Simultanément à cette augmentation de la température, se produit une modification de la perméabilité des membranes. L'effet thermique résulte perméabilité des membranes s'explique par ces mobilisations moléculaires.

Les réactions thermiques se produisent essentiellement aux sites de réflexion (C'est-à-dire aux niveaux des plans de séparation). Du fait des différences de coefficient d'absorption, des réflexions et des interférences.

La production de la chaleur dans le champ d'action des ultrasons n'est pas homogène. On compense cette absence d'homogénéité par un déplacement continu du projecteur. Il y a production de chaleur en particulier dans le tissu osseux, les cartilages, les tendons, le tissu musculaire et la peau.

Les tissus étant absorbants, il y aura une génération de chaleur dans toutes les parties du champ ultrasonique au sein de ces tissus. Le champ est essentiellement celui d'une onde progressive.

L'augmentation de température est proportionnelle à l'intensité ultrasonore et au temps d'exposition. Il est à noter, que pour une même exposition, l'élévation de la température sera plus forte dans les os que dans les tissus mous.

* Pour 1 Mhz et pour une intensité de 1 w/cm² on obtient une élévation de la température de 0.8°C/mn, ce qui est assez habituel en physiothérapie. « Création d'œdèmes et d'hémorragies

4.3 **Effet antalgique :**

La conductibilité nerveuse peut subir un ralentissement voire une interruption momentanée. Ceci s'expliquerait par une dépolarisation de la fibre nerveuse afférente due à l'effet thermique. Par contre l'effet des ultrasons sur le système nerveux central est assez néfaste. Il apparaît que le système nerveux central est très sensible aux ultrasons, On peut observer des lésions allant jusqu'à destruction complète.

4.4 **Effet destructeur :**

L'application des ultrasons, non plus sur un tissu humain, mais in vitro, fait apparaître, à condition d'augmenter considérablement la puissance par cm², un effet destructeur important, avec libération de bulles gazeuses dans le tissu : c'est le phénomène de cavitation.

Phénomènes de cavitation:

Ces phénomènes concernent l'interaction entre un faisceau ultrasonore et des corps hautement compressibles composés de gaz et/ou de vapeur.

Lorsque l'amplitude de l'onde ultrasonore augmente, il peut arriver que la dépression au sein d'un milieu liquide soit plus grande que la force de cohésion de celui-ci, le réseau liquide se déchire alors et il forme des cavités (bulles). La durée de vie des cavités est courte et uniquement déterminée par la fréquence de l'onde ultrasonore. La cavitation diminue lorsque la fréquence augmente.

*** Remarques :**

- Ces phénomènes sont mis à profit en physiothérapie pour des traitements antalgiques et anti-inflammatoires : les intensités utilisées sont de l'ordre de 1 à 4 W/cm² en émission continue.
- Des effets néfastes in vivo ont été rapportés par des auteurs anglo-saxons dans les années 70 concernant l'utilisation à visée diagnostique des ultra-sons. Ces derniers étaient accusés de léser l'oreille interne fœtale. Des expérimentations ont infirmé cette assertion.

5. Conclusion :

Les interactions physiques des ondes ultrasonores sont à l'origine d'informations distinctes sur l'image échographique reconstruite :

- ❖ *Les ondes réfléchies* qui reviennent à la sonde échographique apportent des informations concernant les interfaces acoustiques et ainsi seront à l'origine de l'étude des *contours* des organes sur l'image échographique ;
- ❖ Les ondes formées par *diffusion* apportent des informations sur la *structure interne* des organes qui donneront leur « couleur » en niveau de gris sur l'image finale.

Plus la longueur d'onde est faible, c'est-à-dire plus la fréquence US est élevée, plus on a la possibilité de visualiser des interfaces proches et donc d'augmenter la résolution spatiale, en revanche on ne peut pas atteindre des organes profonds.

L'échographie est une imagerie par réflexion, c'est-à-dire que des échos du signal sont enregistrés après avoir traversés différentes interfaces dans les tissus, c.a.d. la détection de la fraction réfléchi (écho) est à l'origine de la formation de l'image. L'échographie est différente de l'imagerie par transmission (scanner) ou par émission (médecine nucléaire). L'échographie est utilisée dans de nombreuses spécialités médicales car elle présente de nombreux avantages :

- Absence d'effets indésirables : Pas de rayonnement ionisant ; Pas d'effets biologiques aux puissances utilisées en imagerie
- Faible encombrement : utilisable au lit du patient
- Faible coût

Cependant, l'échographie présente une grande limite : elle est opérateur-dépendant. La bonne acquisition des images nécessite de bonnes connaissances théoriques et pratiques ; si les images ne sont pas bien prises, elles sont illisibles. La sonde en échographie c'est l'élément central pour la qualité et la résolution de l'image d'où nous allons entamer dans le chapitre suivant.

Série de TD N°1

Exercice 1.

1.1. Les ondes sonores et ultrasonores sont des ondes mécaniques. Définir ce qu'on appelle une onde mécanique.

1.2. Les ondes ultrasonores sont des ondes longitudinales. Donner la définition d'une onde longitudinale.

1.3 Compléter les cases blanches du tableau avec les expressions suivantes : Onde sonore, onde le long d'une corde, onde lors de la compression-dilatation d'un ressort, onde à la surface de l'eau

	Ondes à une dimension	Ondes à deux dimensions	Ondes à trois dimensions
Ondes longitudinales			
Ondes Transversales			

Solution :

1.1. Une onde mécanique est la propagation de proche en proche d'une perturbation dans un milieu matériel sans transport de matière mais avec transport d'énergie.

1.2. Une onde est longitudinale si la direction de la perturbation est parallèle à la direction de propagation de l'onde.

1.3	Ondes à une dimension	Ondes à deux dimensions	Ondes à trois dimensions
Ondes longitudinales	onde lors de la compression-dilatation d'un ressort		Onde sonore
Ondes Transversales	onde le long d'une corde	onde à la surface de l'eau	

Exercice 2 : application des US pour le nettoyage

On plonge une pièce dans un bac à ultrasons. L'intensité de ces US est de quelques dizaine de $W.cm^{-2}$. Les ondes produisent des bulles qui décollent les saletés de la surface de la pièce. Calculer la suppression dans l'eau a une intensité $I = 10 W.cm^{-2} = 10^5 W.m^{-2}$?

Solution :

Série de TD N°1

On admettra que : $I = dp/ds = p^2/2 * \rho * v$; p est la surpression, ρ est la masse volumique du liquide, V la vitesse des US dans ce liquide.

$$P = (2I * \rho * v)^{1/2} = (2 * 10^5 * 1000 * 1500)^{1/2} = 5,45 \text{ bar}$$

Exercice 3 : Pouvez vous me déduire que la célérité c'est la vitesse ? Sachant que la célérité dans les fluides est donnée par : $\sqrt{\frac{E}{\rho X}}$

ρ : Masse volumique ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)

X : coefficient de compressibilité adiabatique (Pa^{-1}) (X des gaz \gg X des liquides.)

Et la célérité dans les solides : $c = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$ E : module de Young (Pa) correspond à la contrainte mécanique qui doublerait la longueur du matériau.

Solution :

Nous allons raisonner par unité pour chaque définition de la célérité dans les fluides et les solides ou :

✓ dans les fluides : $\sqrt{\frac{E}{\rho X}} \xrightarrow{\text{Unité}} \sqrt{\frac{\text{m}^3 \text{Pa}}{\text{Kg}}} \quad \text{avec } \rho \text{ (kg} \cdot \text{m}^{-3}) \text{ et X (Pa}^{-1})$

✓ dans les solides : $\sqrt{\frac{E}{\rho}} \xrightarrow{\text{Unité}} \sqrt{\frac{\text{m}^3 \text{Pa}}{\text{Kg}}} \quad \text{avec E(Pa)}$

Nous savons que Pa c'est une force par unité de surface ,donc Pa : N/m^2

Et on peut définir une Force en fonction d'une accélération comme suit :

N: $F = M \gamma \quad \text{soit } \text{Kg} \frac{\text{m}}{\text{s}^2}$

Donc : $\sqrt{\frac{\text{m}^3 \text{Pa}}{\text{Kg}}} : \sqrt{\frac{\text{m}^3 \text{N}}{\text{Kg m}^2}} : \sqrt{\frac{\text{m}^3 \text{kg m}}{\text{Kg m}^2 \text{s}^2}} : \sqrt{\frac{\text{m}^3}{\text{m s}^2}} : \sqrt{\frac{\text{m}^2}{\text{s}^2}} : \frac{\text{m}}{\text{s}} \quad \text{'est la vitesse}$

Exercice 4: sur la Mesure de l'intensité acoustique

Justifier ces affirmations par des calculs :

1. Lorsque la puissance double, le niveau acoustique augmente de 3 dB
- $10 \log W_2/W_1 = 10 \log 2W_1/W_1 = 10 \log 2 = 10 \times 0,301 = 3$
2. La juxtaposition de 2 sources de niveaux identiques entraîne un doublement de puissance donc une augmentation de niveau de 3 dB.
3. Lorsque la puissance est divisée par 2, le niveau acoustique varie de -3 dB
- $10 \log 0,5 = 10 \times -0,301 = -3$.
4. Lorsque la puissance acoustique est multipliée par 10, le niveau acoustique augmente de 10 dB

Série de TD N°1

• $10 \log W_2/W_1 = 10 \log 10W_1/W_1 = 10 \log 10 = 10 \times 1 = 10$

5. Lorsque la puissance acoustique est multipliée par 4, le niveau acoustique augmente de 6 dB

• $10 \log W_2/W_1 = 10 \log 4W_1/W_1 = 10 \log 4 = 10 \times 0,602 = 6$

6. Un faisceau ultrasonore d'intensité $I_0 = 1 \text{ watt/cm}^2$ traverse :

✓ 3 cm de téguments où $\alpha_1 = 1 \text{ dB/cm}$

✓ puis 8 cm de foie où $\alpha_2 = 2 \text{ dB/cm}$

Quelle est l'intensité (I) de l'onde en provenance du point le plus profond du foie?

L'atténuation totale est $(3 \times 2 \times 1) + (8 \times 2 \times 2) = 38 \text{ dB}$

$10 \log(I_0/I) = 38 \quad \log(I/I_0) = -38/10 \text{ donc } I/I_0 = 10^{-3.8} \quad I = 10^{-3.8} I_0$

$I = 0.00016 I_0 \quad I = 1.6 \times 10^{-4} \text{ Watt/cm}^2$

Exercice 5 : Calculer le rapport P_s/P_e , pour une atténuation à une fréquence de 2MHz pour un aller retour à une profondeur de 30 cm de tissu ? Le coefficient d'absorption pour les tissus mous est en moyenne de 0.5dB/cm/MHz.

Solution :

Le coefficient d'atténuation α exprimé en dB/cm est donnée par
$$\alpha = \frac{10 \log_{10} \left(\frac{P_s}{P_e} \right)}{L}$$

On prend $\alpha = 0.5 \text{ dB/cm/2MHz}$ pour les tissus mous

$$\alpha = \frac{10 \log_{10} \left(\frac{P_s}{P_e} \right)}{L} \Rightarrow \left(\frac{P_s}{P_e} \right) = 10^{-\alpha L} / 10 \Rightarrow \left(\frac{P_s}{P_e} \right) = 10^{-3}$$

Ou, on va calculer l'intensité ultrasonore (db) comme suit : $I(\text{db}) = 0,5 \times 2 \times 60 = 60 \text{ Db}$

$$I(\text{db}) \quad 20 \log \left(\frac{P_s}{P_e} \right) \Rightarrow \left(\frac{P_s}{P_e} \right) = 10^{-I/20} \Rightarrow \left(\frac{P_s}{P_e} \right) = 10^{-3}$$

Exercice 6 : Une sonde envoie des ultrasons qui traversent les tissus corporels.

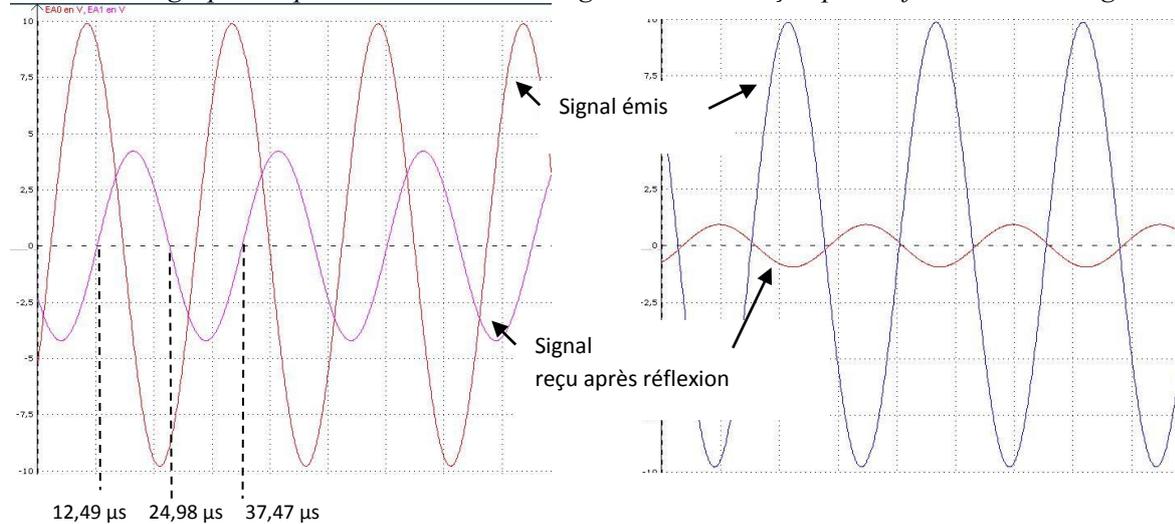
Lorsque les ultrasons rencontrent un organe, certains sont réfléchis sous la forme d'un écho. Un récepteur recueille les échos, les transmet à un ordinateur qui traite les données et construit une image de l'organe en 2 dimensions.

Avant de pratiquer une échographie, il est nécessaire de passer un gel sur la région à observer afin de favoriser la pénétration des ultrasons dans les tissus.

Série de TD N°1

Les organes contenant de l'air (poumons et tube digestif), les os, les muscles sont repérés sur l'échographie par des zones sombres appelées « ombres ultrasonores ».

Ci-dessous 2 graphes représentant chacun les signaux émis et reçu après réflexion sur un organe.



Organe 1

Organe 2

- Déterminer la période de l'onde émise.
- Calculer la fréquence de l'onde.
- Justifier, d'après le résultat précédent, le terme « ultrasons ».
- La réflexion agit-elle sur la fréquence des ultrasons ? Justifier la réponse.
- Lequel des 2 organes absorbent davantage les ultrasons ? Justifier la réponse.
- Expliquer l'existence des « ombres ultrasonores ».

Solution :

a. Déterminer la période de l'onde émise. La période T représente la durée minimale pour laquelle le signal se reproduit identique à lui-même.

$$T = 37,47 - 12,49 = 24,98 \mu\text{s} = 24,98 \times 10^{-6} \text{ s}$$

b. Calculer la fréquence de l'onde. $f = 1/T$; AN : $f = 1 / (24,98 \times 10^{-6}) = 4,003 \times 10^4 \text{ Hz}$

c. Justifier, d'après le résultat précédent, le terme « ultrasons ».

Les fréquences sonores audibles sont comprises entre 20 et 20000 Hz ; au-delà de 20 000 Hz on utilise le terme d'ultrasons.

Série de TD N°1

d. La réflexion agit-elle sur la fréquence des ultrasons ? Justifier la réponse.

La réflexion n'agit pas sur la fréquence des ultrasons : on voit sur les deux graphes que la période du signal reçu est identique à celle du signal émis.

e. Lequel des 2 organes absorbe davantage les ultrasons ? Justifier la réponse.

C'est l'organe 2 car le signal reçu après réflexion a une valeur maximale plus faible. Le signal émis est donc davantage absorbé.

f. Expliquer l'existence des « ombres ultrasonores ».

L'air laissant passer quasi-totalement le son, les organes contenant de l'air laissent passer les ultrasons sans les réfléchir : il n'y a pas d'onde réfléchi captée par le récepteur échographique, il ne « voit » pas de signal réfléchi (= ombre=rien).

Exercice 7 : Transmission, réflexion et absorption des ultrasons

Placer l'émetteur **E** et le récepteur **R** de façon à ce que les courbes observées à l'oscilloscope soient en phase (**R** doit être suffisamment proche de **E**). On intercale un matériau entre l'émetteur **E** et le récepteur **R**. on change ce matériau à chaque fois et nous visualise la valeur d'amplitude dans l'oscilloscope.

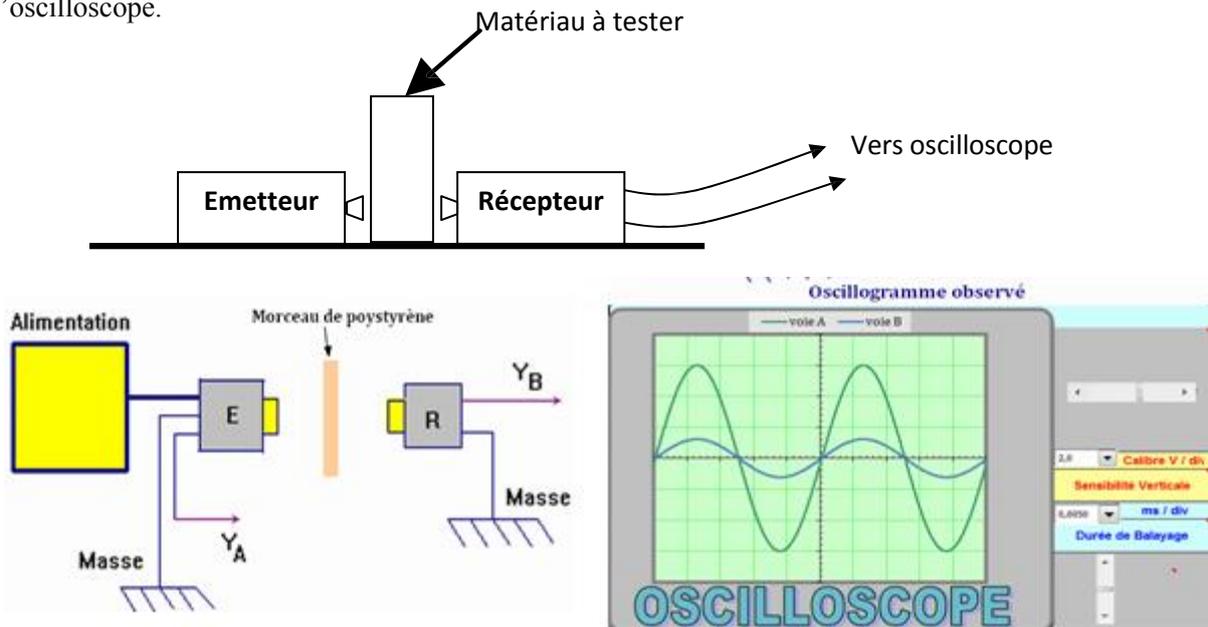


Tableau 1 :

Matériau	Air	1 épaisseur de polystyrène	2 épaisseurs de polystyrène	Carton de ramette	bois	Votre main	Mousse de polyuréthane expansé	Laine de roche	métal
Amplitude (mV)	1600	220	54	18	105	20	20	340	100

Série de TD N°1

1) D'après ces résultats obtenus, quels sont les paramètres qui influence sur la transmission des ondes Ultrasonore ?

Rep : 1) Les 2 paramètres dont dépend la transmission des ondes ultrasonores sont :

- **La nature du matériau et L'épaisseur**

Réflexion des ondes ultrasonores

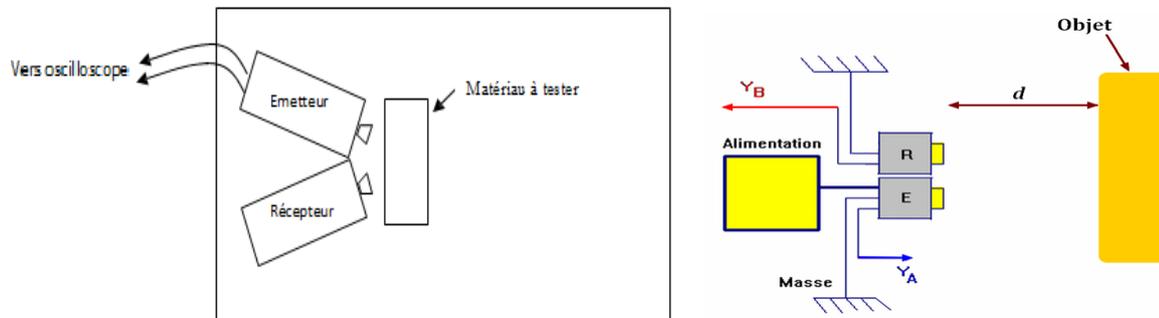


Tableau 2

<i>Matériau</i>	Carton	Laine de roche	polystyrène	Mousse de polyuréthane expansé	Verre	métal	Votre main
Amplitude (mV)	200	44	640	30	1000	1500	1000

L'émetteur **E** émet une salve qui se propage vers l'objet, puis est réfléchi par l'objet et revient vers le récepteur **R**. L'onde parcourt un aller-retour.

2) Détermination de la valeur de la distance **d** sachant que la durée de parcours donné $\Delta t = 1 \text{ ms}$?

Rep 2) La relation suivante permet de déterminer la valeur de la distance **d** :

$$2d = v \cdot \Delta t \quad \text{ou} \quad 2d \approx 340 \times 1,00 \times 10^{-3}$$

$$2d \approx 3,40 \times 10^{-1} \text{ m} = 34,0 \text{ cm} , \text{ donc } d \approx 1,70 \times 10^{-1} \text{ m} = 17,0 \text{ cm}$$

3) D'après les résultats obtenus dans le tableau 2 , quels est le paramètre qui influence sur la réflexion des ondes Ultrasonore ?

Rep 3) Le paramètre essentiel dont dépend la réflexion des ultrasons est **la nature du matériau**.

4) Nous allons maintenant faire une étude comparatif d'après les deux tableaux 1 et 2 du comportement de différents matériaux face aux ultrasons

4.1. Quel est le matériau le plus réfléchissant et le moins réfléchissant ? Pourquoi (justifié votre réponse)?

Le matériau **le plus réfléchissant** est le **métal** car c'est avec lui qu'on observe **la plus grande amplitude** lorsqu'on étudie la réflexion

Le moins réfléchissant est la **mousse de polyuréthane expansé** car c'est avec elle qu'on observe **la plus faible amplitude** lorsqu'on étudie la réflexion.

4.2. quel est le matériau qui transmet le mieux et le moins les ultrasons? Pourquoi (justifié votre réponse)?

Le matériau qui **transmet le mieux les ultrasons** est **l'air** car c'est avec lui qu'on observe **la plus grande amplitude** lorsqu'on étudie la transmission

Celui qui **transmet le moins les ultrasons** est le **carton de ramette** mais aussi **la main ou la mousse de polyuréthane expansé** car c'est avec eux qu'on observe **la plus faible amplitude** lorsqu'on étudie la transmission.

4.3. quel est le matériau le plus et le moins absorbant? Pourquoi (justifié votre réponse)?

Le matériau **le plus absorbant** correspond à celui qui est **le moins réfléchissant ET celui qui ne transmet pas bien les ultrasons**. C'est donc la **mousse de polyuréthane expansé**.

Le moins absorbant correspond donc à **celui qui est le plus réfléchissant ET celui qui transmet bien les ultrasons**. C'est donc le **métal**.

CHAPITRE II : Les sondes en échographie

1. Introduction :

Grâce à la découverte en 1880 par les frères Pierre et Jacques Curie sur l'effet piézo-électrique. Après le naufrage du Titanic en 1912, le physicien Paul Langevin développa en 1915 le premier sonar, et il fabriqua en 1916 les premiers transducteurs ultrasonores à quartz pour la détection sous-marine. Ces découvertes marquèrent le début du développement des applications ultrasonores dans le domaine du contrôle industriel non destructif, des télécommunications, de l'acoustique sous-marine et de l'imagerie médicale.

La sonde constitue le maillon essentiel de la chaîne échographique : elle conditionne en effet la qualité de l'image. Elle est la source des ondes ultrasonores dans l'échographe, et elle convertit les échos en signaux électriques, un transducteur.

Elle offre la particularité remarquable d'être à la fois un émetteur et un récepteur : elle transforme l'impulsion électrique en onde ultrasonore puis convertit les informations ultrasonores en signaux électriques. C'est un transformateur d'énergie, un transducteur. Alors un transducteur est un élément qui transforme une forme d'énergie en une autre. Un transducteur ultrasonore est un matériau piézo-électrique dont sa fonction est d'émettre et de recevoir les ondes ultrasonores.

Les sondes ont bénéficié récemment de nombreuses évolutions techniques et plusieurs types sont actuellement proposés sur le marché, ce qui rend leur choix très difficile.

L'échographe comporte un module électronique de base auquel sont reliées une ou plusieurs sondes.

Chaque sonde ou transducteur porte sur sa face de travail une ou plusieurs céramiques à effet piézo-électrique (figure.II.1), L'application d'une différence de potentiel électrique alternative entre les faces d'une céramique provoque une variation de son épaisseur. Cette déformation cyclique induit la vibration du milieu de propagation; c'est l'émission de l'onde sonore,

Réciproquement l'ébranlement des céramiques frappées par une onde sonore (un écho par exemple constitué par le retour vers la sonde du faisceau émis engendre une différence de potentiel électrique entre les faces de cette céramique, proportionnelle à l'énergie acoustique reçue; la détection de cette impulsion électrique constitue la réception

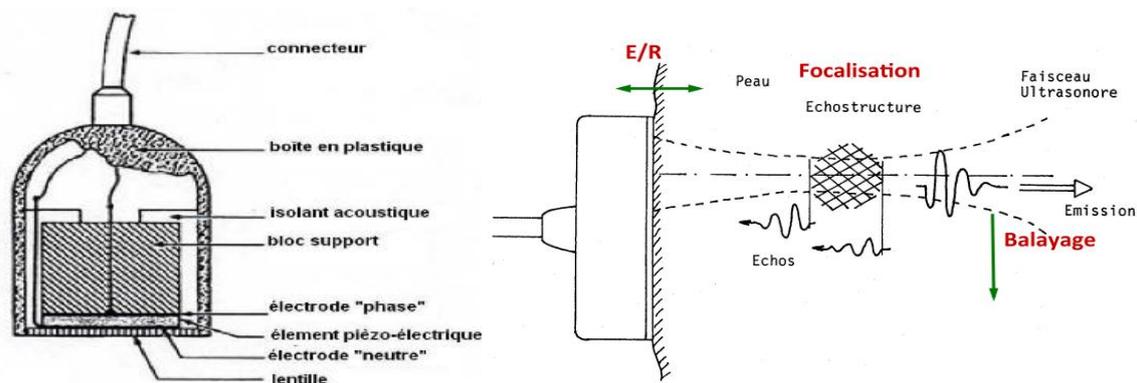


Figure II.1.a) Sonde échographique ; b) les fonctions d'un transducteur US

Chaque élément piézo-électrique fonctionne donc alternativement et rapidement en émetteur puis récepteur. Entre chaque émission l'appareil écoute le milieu sondé à la recherche d'échos.

La fréquence de l'onde ultrasonore émise est définie par l'épaisseur de la céramique. Ainsi pour changer de fréquence d'émission il faut en général changer de céramique donc de sonde. Cette fréquence nominale n'est cependant que la fréquence dominante de la sonde qui émet aussi sur les fréquences adjacentes mais d'autant plus faiblement que l'on s'éloigne de la fréquence nominale. Cette émission en relative large bande permet à certains appareils de sélectionner par filtrage à la réception la fréquence d'écoute souhaitée ce qui contribue à améliorer les caractéristiques de résolution si la fréquence augmente ou de pénétration du faisceau acoustique si la fréquence baisse.

2. Production d'ultrasons

De nombreux systèmes sont susceptibles de produire des ultrasons. Un appareil produisant des ultrasons est communément appelé transducteur ou convertisseur Ultrasonore.

Les transducteurs ultrasonores utilisent l'effet piézo-électrique. La technologie des transducteurs peut être basée sur des générateurs pneumatiques (sifflets, sirène...), électrodynamiques (haut-parleur) ou électriques. Dans ce dernier cas, on utilisera les propriétés des matériaux piézo-électriques pour convertir l'énergie mécanique ultrasonore.

Les matériaux les plus utilisés actuellement sont les matériaux piézo-électriques. Ces matériaux ont l'avantage par rapport aux autres systèmes, de présenter de bonnes performances et d'être disponibles dans des géométries très diverses. *Un matériau est piézoélectrique lorsqu'il apparait des charges à sa surface en réponse à une pression mécanique .Inversement une différence de potentiel électrique à la surface du matériau va induire des déformations mécaniques*

2.1. Effet piézo-électrique (Pierre et Jacques Curie, 1880)

La piézo-électricité est l'application d'une force sur un matériau piézo-électrique (comme le cristal de quartz) entraîne une déformation qui se manifeste sous forme d'une charge électrique et vice versa. Transformer une impulsion électrique en déplacement .Puis réciproquement, transformer l'onde acoustique retour en signaux électriques. 'Piézo' C'est-à-dire pression, donc piézo-électricité signifie :

- ✓ Une pression générée lorsqu'un champ magnétique est appliqué.
- ✓ Une énergie électrique est générée lorsqu'une pression est appliquée.

Ainsi nous pouvons créer des vibrations mécaniques d'une certaine fréquence, si le courant appliqué est alternatif dont la fréquence est du même ordre que la fréquence de résonance du transducteur.

2.1.1. Effet piézo-électrique directe

C'est l'apparition d'un courant électrique, lorsqu'on applique une force mécanique sur un matériau piézo-électrique. Cette caractéristique est utilisée pour mesurer des pressions (la pression génère une contrainte mécanique sur un quartz, qui génère une charge, amplifiée par la suite). Une autre utilisation de cet effet est la création d'horloges : le quartz soumis à une charge à une certaine fréquence vibre à la fréquence propre du cristal, qui est utilisée comme référence de pulsation.

C'est un Phénomène caractérisé par l'apparition de charges électriques sur les faces d'un matériau dit piézo-électrique, lorsque ses faces sont soumises à une contrainte mécanique (effet direct). Ce même matériau voit son épaisseur se modifier lorsque ses faces sont soumises à une différence de potentiel (effet piézo-électrique indirect).

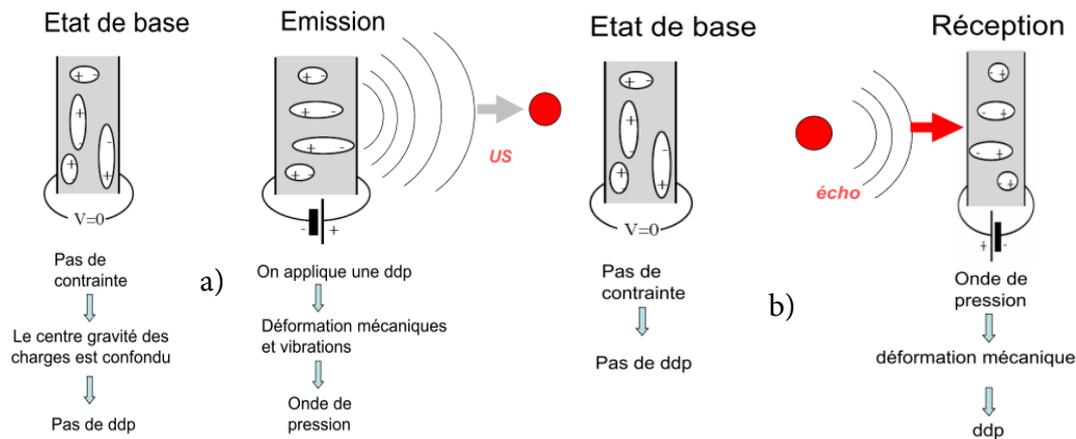


Figure II.2 : Effet piézo-électrique :a) émission des US , b) Réception des US

2.1.2. Effet piézo-électrique inverse : Lorsqu'on applique un champ électrique aux bornes d'un cristal, ceci va se contracter et se détendre, il crée des vibrations mécaniques (comme un ressort) et émet un faisceau ultrasonore synchrone constitués de fréquences centrées autour de f résonance.

« A l'inverse, **un effet piézo-électrique indirect** apparaît lorsque le matériau est soumis à une ddp entre les faces d'une céramique provoque une variation de son épaisseur. Cette déformation cyclique induit la vibration du milieu de propagation (l'apparition à la surface d'une onde mécanique) ».

L'effet inverse est utilisé pour commander certains systèmes mécaniques, comme des injecteurs à commande piézo-électrique en automobile (les premiers arrivent chez siemens en 2004). Lorsque le déplacement est de l'ordre de quelques nanomètres, il permet des nano-manipulations en nanotechnologie.

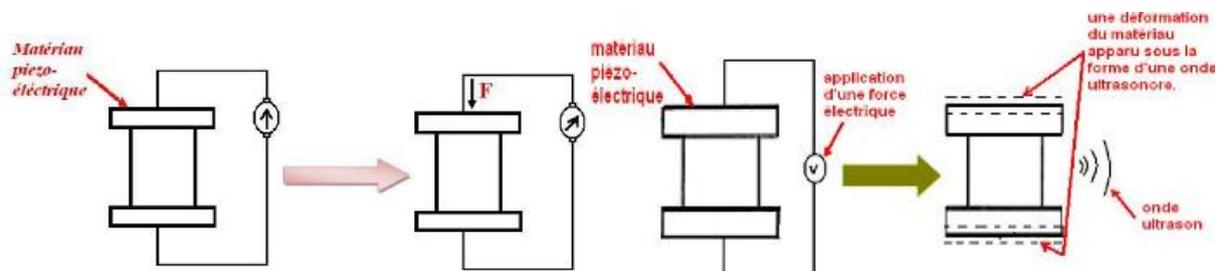


Figure.II.3: Effet piézo-électrique a) directe & b)inverse

L'épaisseur de la lame et la vitesse du son dans le matériau vont fixer la fréquence de résonance. Epaisseur de la lame choisie à $\lambda/2$ pour éviter les interférences destructives.

Exemple : épaisseur de lame d'un transducteur en céramique (C=4400m/s)

Fréquence (MHz)	1	4	10
Epaisseur (mm)	2.2	0.55	0.22

Il y a deux types de piézo-électricité

1. piézo-électricité naturelle : Certaines cristaux tel que le quartz, sont naturellement piézoélectriques.
2. piézo-électricité artificielle : la majorité des matériaux piézo-électriques utilisés dans la fabrication des transducteurs sont au départ des matériaux ferroélectrique.



Remarque: Un quartz de 1cm³ soumis à une force de 2KN peut produire environ 12500V. C'est un capteur de pression avec les caractéristique suivants: Quartz (C=5760m/s;F0=10MHZ ,e=0.3mm)

2.2. MATERIAUX PIEZO-ELECTRIQUES :

Ces matériaux se présentent le plus souvent sous forme d'un disque ou d'un anneau sur les faces duquel sont déposées deux électrodes métallisées. Lorsqu'une tension électrique est appliquée sur ces deux électrodes, le matériau se dilate ou se comprime selon l'orientation de la tension par rapport à la polarisation.

Ces matériaux sont classés en quatre classes principales : les cristaux qui possèdent une piézoélectricité naturelle, les céramiques, les polymères et les composites qui doivent être polarisés. Avant de les comparer il est nécessaire de définir les deux principales grandeurs physiques qui vont caractériser ces différents matériaux :

- ✓ Z : impédance acoustique qui doit être la plus proche possible de celui des tissus biologiques, afin que les ultrasons se transmettent bien de la sonde au corps humain.
- ✓ K_t : le coefficient de couplage électro-acoustique. Ce paramètre compris entre 0 et 1, caractérise l'aptitude du matériau à fin de convertir l'énergie électrique en une énergie mécanique ou inversement. Il doit être le plus élevé possible.
- Dans un matériau solide cristallin, les charges positives et négatives sont harmonieusement réparties au repos. Une compression entraîne une polarisation par dédoublement des centres de gravité électrique, préalablement confondus.

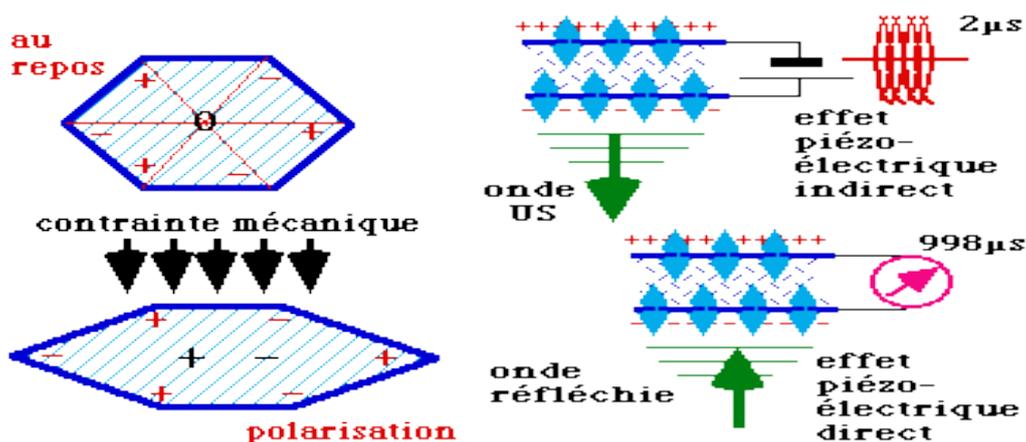


Figure.II.5: Comportement physique du matériau piézo-électriques

Le quartz (SiO_2) et surtout certaines céramiques ont des propriétés piézo-électriques. Chaque élément piézo-électrique fonctionne donc alternativement et rapidement en émetteur puis récepteur.

Tableau II.1:Caractéristique des matériaux piézoélectrique

Matériau	Coef.de couplage	Impédance acoustique (Mray)
Quartz	0.01	15
Céramiques (PZT)	0.45-0.5	32
Polymères	0.25	44
Piezo-composites	0.5-0.7	8-12
Eau	/	1.5

Rupture d'impédance importante
(Mauvaise transmission dans les tissus)

2.3. Recueil des ultrasons

Les contraintes mécaniques dues aux variations de pression des ondes réfléchies dans l'organisme, font apparaître à la surface de la céramique de la sonde, des différences de potentiel dont la fréquence correspond à celle de l'onde réfléchi et dont l'intensité dépend de l'intensité de l'écho.

Si la sonde est émettrice, pendant 2msec, elle est réceptrice le reste du temps soit 998msec par seconde.

On peut noter les Conditions nécessaires pour que l'échographe enregistre des échos après une émission :

- le faisceau doit atteindre la zone à étudier (milieu 2);
- Il faut qu'il y ait réflexion au passage d'un milieu 1 dans un milieu 2 ce qui est d'autant plus important que la différence d'impédance entre les deux milieux soit importante
- la réflexion doit se faire en direction de la sonde donc la surface de la cible doit être perpendiculaire à l'axe de propagation du faisceau.
- l'énergie du signal réfléchi doit être suffisante pour parvenir à la sonde.

3. Conception de base d'une sonde échographique :

Quel que soit le type de sonde, logés au sein d'un boîtier isolant, se trouvent trois éléments principaux :

- la céramique
- les électrodes
- l'amortisseur
- l'adaptateur d'impédance
- Lentille

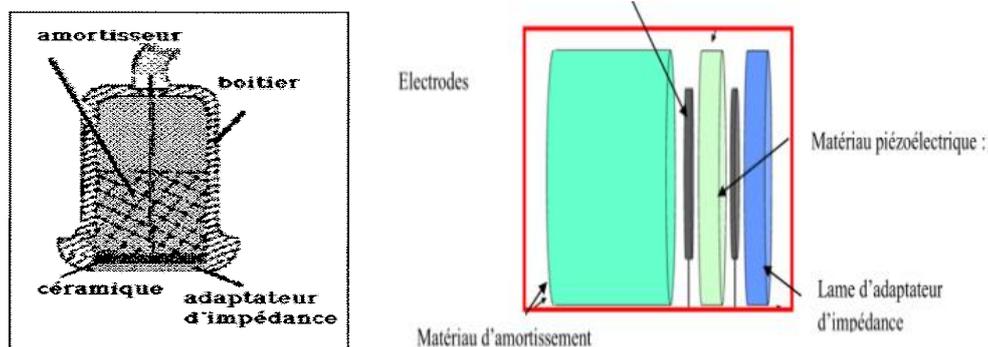


Figure.II.6: Schéma général d'une sonde

4.1. La céramique

Élément actif de la sonde, sa forme et sa structure varient considérablement d'une sonde à l'autre mais le principe reste le même.

Elle est constituée, le plus souvent de plomb ; zirconite ou de titanate (PZT) aux fortes propriétés piézo-électriques et qui compte à elle seule cinq à six compositions différentes et qui est la plus utilisée, *les titanates de plomb* qui tendent de plus à concurrencer les PZT et enfin les métaniobates de plomb utilisés pour l'imagerie haute résolution. ($C=4400\text{m/s}$; $F_0=3\text{MHZ}$, $e=0.7\text{mm}$)

Chaque céramique se caractérise par une fréquence de résonance conditionnée par la nature du matériau et par son épaisseur :

$$f = k/E$$

Avec : f : fréquence de résonance, E : épaisseur, K : constante.

II.1

Cette céramique est faite d'un ou de plusieurs éléments placés côte à côte et isolés acoustiquement les uns des autres. Leur taille est de 1 mm environ et ils sont séparés par une distance de 0,6 l.

Épaisseur de cristal doit être accordée à F_0 pour une amplitude maximum de vibration du cristal. La fréquence F_0 de l'émetteur c'est la fréquence propre du cristal.

La face avant et la face arrière sont recouvertes d'une couche métallique : l'électrode antérieure est mise à la masse alors que l'électrode ou les électrodes postérieures sont connectées à un générateur de courant électrique de haute fréquence.

Notons que les céramiques sont des poly cristaux qui sont fabriqués par frittage d'un mélange d'oxyde et que leurs performances diélectriques, mécaniques et piézo-électriques. Certains polymères tels que le PVDF (Poly Vynil Di Fluorure) peuvent acquérir des propriétés piézo-électriques.

Leur origine provient du constat selon lequel aucun matériau existant n'avait à la fois une impédance acoustique assez faible pour bien transmettre son énergie aux tissus biologiques et une valeur de Kt élevé.

En effet, les céramiques souffrent d'une impédance acoustique trop élevée et les polymères d'une valeur de Kt trop faible. L'idée est donc née qu'il fallait utiliser à la fois une céramique à Kt élevé, associée à un matériau passif de faible impédance acoustique de sorte que le matériau résultant ait une impédance acoustique plus faible tout en gardant un Kt comparable avec celui d'une céramique.

4.2. Les électrodes :

Elles couvrent la face de la céramique. L'électrode antérieure est mise à la masse. Alors que les électrodes postérieures sont reliées au générateur de courant électrique de haute fréquence d'impulsion pendant la phase d'émission et au circuit de traitement du signal pendant la phase de réception.

4.3. Amortisseur

Placé en arrière de la céramique, afin d'absorber l'énergie US émise en arrière. Il est constitué par de l'*araldite chargée d'une fine poudre de plomb ou de tungstène* et maintient le ou les éléments piézo-électriques en place.

Cet amortissement permet de déterminer la bande passante de la fréquence d'émission qui correspond à l'ensemble des fréquences émises situées de part et d'autre de la fréquence de résonance. Pour une fréquence d'émission donnée (inférieure à 6 db):

- ✓ Un amortissement élevé génère une bande passante large, ce qui permet d'atteindre une résolution axiale supérieure au prix d'une pénétration en profondeur plus faible;
- ✓ Un amortissement plus faible réduit la bande passante d'émission, ce qui améliore la pénétration en profondeur.

N.B/ Une longueur d'impulsion plus courte améliore la sensibilité (augmentation de la bande passante)

$$\text{Facteur de qualité : } Q = F_0/BP$$

II.2

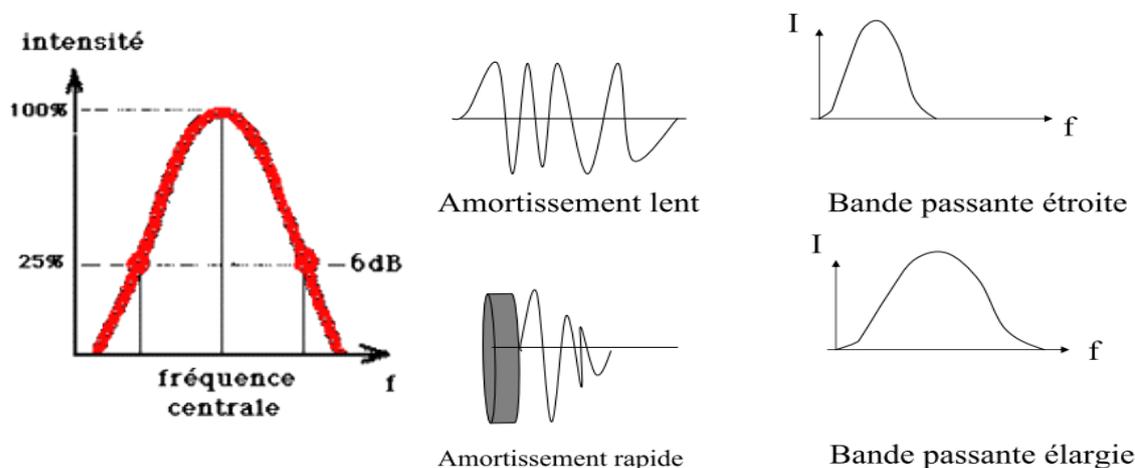


Figure.II.7 : Bande passante

4.4. Adaptateur d'impédance

Réalisé en matériau non conducteur, il *isole la peau* du sujet de l'électrode antérieure est *protège la céramique*.

Mais surtout, il est chargé d'éviter une trop grande réflexion du faisceau ultrasonore compte tenu de la forte différence d'impédance de la céramique et de la peau : il possède une *impédance intermédiaire*.

$$L_{\text{Lame}} = \sqrt{Z_{\text{Tissu}} Z_{\text{Piezzo}}} \quad \text{II.3}$$

Afin d'améliorer la sensibilité de la sonde, son épaisseur doit être égale au quart de la longueur d'onde :

$$E = \lambda/4 \quad \text{II.4}$$

Avec E = épaisseur, λ = longueur d'onde

Cela assure l'équivalent optique d'un *traitement antireflet*.

De plus, la vitesse de propagation des ultrasons y étant différente de celle observée dans le corps humain, cet adaptateur d'impédance assure également la protection des cristaux :

- Pour une meilleure sensibilité, son épaisseur doit être égale au quart de la longueur d'onde.
- En fonction de sa forme, cette couche peut modifier la géométrie du faisceau et assurer une focalisation mécanique (lentille acoustique).

4.5. Lentille : Focaliser (concentrer) l'énergie ultrasonore a une profondeur de tissu donnée, dépendante de l'application.

4.6. Blindage Radiofréquence

C'est un boîtier métallique placé autour du cristal et de l'élément amortisseur.

Il permet de réduire le niveau du bruit afin de maximiser la détection des échos à faibles amplitudes.

Les capteurs d'imagerie ultrasonore sont d'application médicale large à l'heure actuelle en raison de la performance dans la conception de ceux-ci, pour cela une grande variété de sonde est développée.

Ils sont de différente configuration géométrique, de taille et de fréquence adaptée aux différents tissus biologiques.

Pour répondre aux nombreuses applications diagnostiques des US dans le domaine médical, plusieurs modalités de sondes sont d'usage :

- ✓ externe : abord trans cutané (pubien, abdominal, thoracique, fontanelle)
- ✓ interne : abord endo-cavitaire ou orificiel ou intra-cavitaire.

Ce sont des capteurs en miniatures dont les diamètres vont de 10 à 20mm et de fréquence élevée car la distance est très réduite vue leur contact avec la zone à explorer afin de gagner en résolution et éviter de traverser les structures osseuses ou gazeuses.

5. Faisceau émis par la sonde

Ils existent plusieurs éléments qui caractérisent émission des ultrasons par la sonde, tels que: la direction du faisceau, la fréquence ultrasonore, la géométrie du faisceau et l'intensité.

5.1. Direction du faisceau

En cas de céramique mono-élément ou lorsque plusieurs éléments sont excités simultanément, le front de l'onde est parallèle à la face avant de la sonde et la direction du faisceau lui est alors *perpendiculaire*.

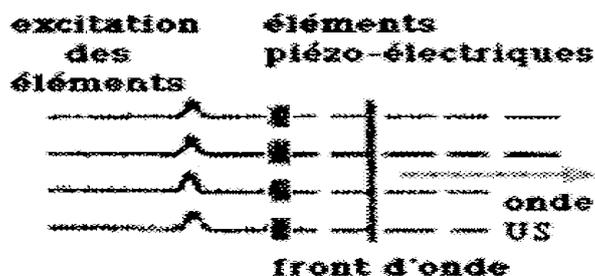


Figure II.8 : Front d'onde parallèle à la face avant de la sonde

Lorsque plusieurs éléments piézo-électriques sont excités de manière décalée, notion de *décalage de phase*, le front de l'onde fait avec la face avant de la céramique un *angle J*. En jouant sur l'importance de ces retards à l'excitation, on oblique plus ou moins le faisceau par rapport à la surface de la sonde.

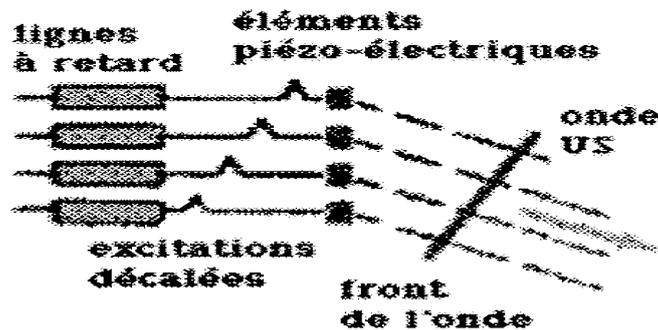


Figure II.9: Front d'onde oblique : "phased array"

5.2. Géométrie du faisceau :

L'onde ultrasonore peut se déplacer dans toutes les directions de l'espace (sifflet à ultrasons) : le front de l'onde est alors sphérique et l'on parle d'*onde sphérique*.

Plus on est éloigné de la source ultrasonore, plus l'intensité est faible car l'énergie se répartit, la distance augmentant, sur une surface plus grande. L'intensité ultrasonore décroît donc, dans un milieu homogène comme l'inverse du carré de la distance.

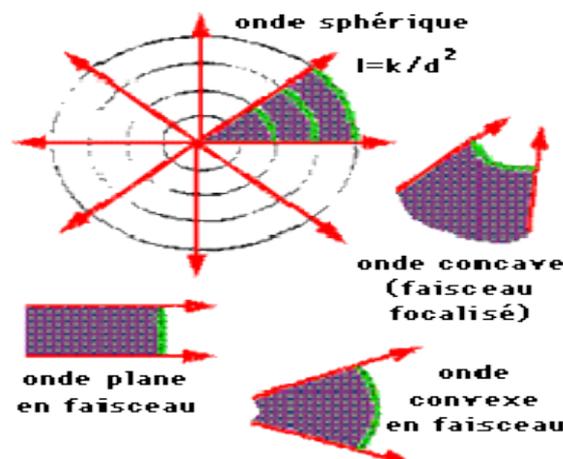


Figure II.10: Faisceau ultrasonore

Mais les grandes fréquences des ultrasons autorisent la création de *faisceaux*, c'est-à-dire d'une onde directionnelle.

- ✓ Pour obtenir un faisceau ultrasonore, il faut que la **longueur d'onde** soit inférieure à la source : notion de longueur d'onde maximale et donc de fréquence minimale ultrasonore en dessous de laquelle on ne peut produire de faisceau (1 MHz).
- ✓ Lorsque la source est plane, le front de l'onde est plan et l'on parle d'*onde plane*.
- ✓ La surface n'augmente pas avec la distance et donc l'intensité ne décroît pas en s'éloignant de la source : ceci permet d'améliorer la pénétration des ultrasons en concentrant l'énergie dans une direction.

Il est possible également de modifier le front d'onde afin d'obtenir une surface d'onde concave: cela permet une *focalisation* du faisceau.

5.2.1. Faisceau d'une onde plane (figure II.11)

La géométrie du faisceau dépend de la distance à laquelle on se place de la source, ainsi que de sa forme : il est possible de définir deux zones différentes.

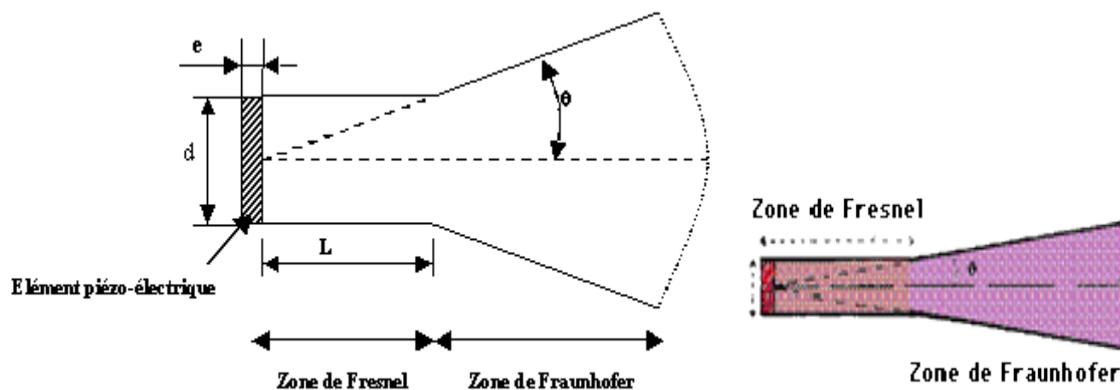


Figure II.11. Géométrie d'un faisceau ultrasonore d'une onde plane

Le faisceau créé par un élément piézo-électrique (non focalisé) de dimension d (ouverture), est constitué d'une zone de champ proche (zone de Fresnel) et d'une zone de champ lointain (zone de Fraunhofer). (Figure II.11)

- **la zone de FRESNEL** : si la source est circulaire, toute l'énergie est concentrée dans une zone cylindrique. Son diamètre d est celui de la source D : ($d = D$) et sa longueur l est donnée par la formule : $l = \frac{D^2}{4c}$ II.5

Avec d : diamètre de la zone, l : longueur de la zone, D : diamètre de la source, c : célérité et f : fréquence

Autrement dit, la longueur de cette zone augmente quand la fréquence augmente et quand son diamètre est majoré. C'est la partie utile du faisceau ultrasonore et l'idéal serait une grande longueur et un petit diamètre (notion de compromis).

- **La zone de FRAUNHOFER** : elle est plus éloignée de la source et sa forme est conique. Le faisceau va en s'élargissant selon un angle de divergence θ qui est constant. Cette divergence est inversement proportionnelle à la fréquence et au diamètre de la source : $\sin\theta = \frac{1.22 c}{df}$ II.6

Avec θ : angle de divergence, d : diamètre de la source, c : célérité et f : fréquence ultrasonore

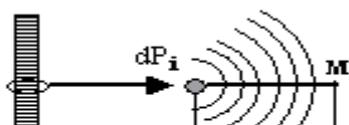
Le front d'onde est convexe dans cette zone et il y a diminution rapide de l'intensité car la surface sur laquelle elle se répartit augmente.

Deux paramètres conditionnent donc la géométrie du faisceau ultrasonore, la fréquence et le diamètre de la source : quand ils augmentent, la zone de FRESNEL s'allonge (augmente) et la divergence de la zone de FRAUNHOFER diminue, ce qui améliore la géométrie du faisceau.

La largeur du faisceau dépend de la longueur d'onde (fréquence) ; le diamètre du transducteur et la distance focale

5.2.2. Rayonnement en champ lointain

Un élément piézo-électrique peut être décomposé en une somme d'éléments infinitésimaux ponctuels. (Figure II.12)



Si la source ponctuelle émet un signal : $v_i(t) = A \cdot \cos(\omega \cdot t)$ avec

$$\omega = 2\pi f$$

Le signal reçu au point M est déphasé: $v_{iM}(t) = A_M \cdot \cos(\omega t + \phi_i)$ II.7

avec $\phi_i = 2\pi \cdot d_i / \lambda$

Figure II.12. Source Ponctuelle

L'énergie acoustique résultante au point M est la somme calculée par intégrale des différentes contributions de toutes les sources ponctuelles.

Lorsque M est situé loin et sur l'axe de propagation, le déphasage ϕ_i varie peu.
 Les contributions des différentes sources ponctuelles arrivent quasiment en même temps au point M.
 (Figure II.13 a) .La situation est différente lorsque M s'écarte de l'axe OX (Figure II.13 b)

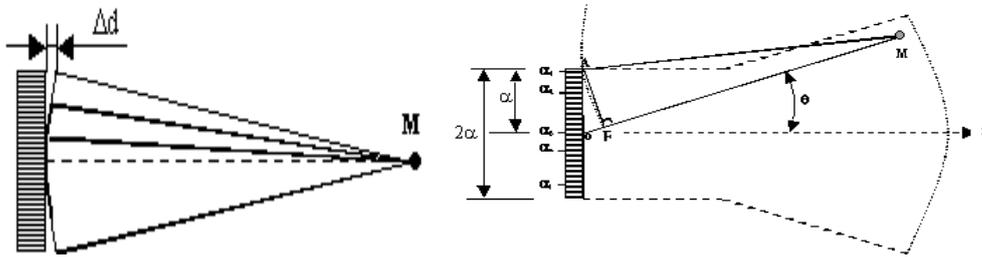


Figure II.13 : Contributions en : a) un point de l'axe de propagation ; b) un point écarté de l'axe de propagation

Le point M est écarté de l'axe de propagation OX d'un angle θ
 Considérons les éléments infinitésimaux α_1 et α_3 écartés de la distance.

La différence $OM - AM = OB = \alpha \cdot \sin \theta$

Si $OB = n \cdot \lambda / 2$ avec $n = 1, 3, 5, \dots$

Les ondes issues des sources ponctuelles α_1 et α_3 arriveront en M en opposition de phase.

Il en sera de même pour α_2 et α_4 et tous les éléments α_i écartés de α

Ce qui se traduit globalement par une énergie nulle en M

$$OB = \alpha \cdot \sin \theta_1 = \lambda / 2 \text{ pour } n = 1 \quad \sin \theta_1 = \lambda / 2 \alpha$$

Ce phénomène d'annulation se produit pour plusieurs valeurs de n.

5.2.2. Rayonnement en champ proche

Les interférences constructives destructives se succèdent rapidement et le champ est très hétérogène.

La longueur de la zone de Fresnel est: $L = \frac{\alpha^2}{\lambda}$

II.8

Pour une fréquence donnée, la longueur de la zone de Fresnel s'allonge et la directivité s'améliore lorsque l'ouverture augmente. (Figure II.14)

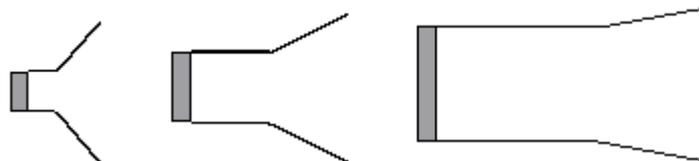


Figure II.14 : Influence de la dimension de l'élément piézo-électrique sur le faisceau

Si l'on représente l'amplitude du signal en tous points suivant l'axe de propagation, on obtient un diagramme de directivité constitué d'un lobe principal et de plusieurs lobes secondaires.

90% de l'énergie est comprise dans le lobe principal dans un cône d'angle θ tel que: $\sin \theta = 1,22 \lambda / 2 \alpha$

II.9

En première approximation on peut écrire :

$\theta \approx \theta_1$ et si $2 \alpha \gg \lambda$ $\sin \theta \approx \theta$ donc : θ (rads) $\approx \lambda / 2 \alpha$

A fréquence donnée, la directivité est d'autant meilleure que

l'ouverture d est grande.

Pour une ouverture donnée, on sera d'autant plus directif

que la fréquence est grande.

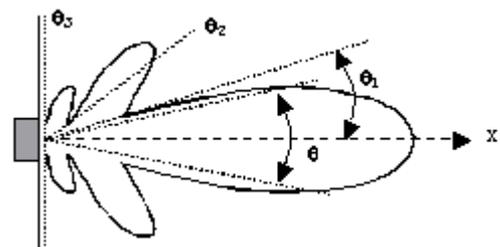


Figure II.15 Diagramme de directivité d'un élément piézo-électrique

Le faisceau n'est pas parfait, il possède des lobes latéraux qui vont générer des échos de cibles sur les côtés. Si ces cibles sont fortement échogènes, ces lobes latéraux peuvent entraîner des *erreurs d'interprétation* des images échographiques (Figure II.15).

Application numérique

Pour un élément piézo-électrique d'ouverture $2\alpha = 2\text{mm}$ et de fréquence de résonance

$$F = 3,85\text{MHz}$$

$$\lambda = c/F = 0,4\text{mm} \text{ avec } c = 1540\text{m/s} \text{-----} \lambda / 2\alpha = 0,2$$

$$\sin \theta = 1,22 \lambda / 2\alpha \Rightarrow \theta = 14^\circ$$

$$\sin \theta_1 = \lambda / 2\alpha \Rightarrow \theta_1 = 11,5^\circ$$

$$\sin \theta_2 = 3 \lambda / 2\alpha \Rightarrow \theta_2 = 37^\circ$$

$$\sin \theta_3 = 5 \lambda / 2\alpha \Rightarrow \theta_3 = 90^\circ$$



La longueur de la zone de Fresnel est: $L = \alpha^2 / \lambda = 2,5\text{mm}$

Figure II.15 *Le faisceau idéal*

- Pour obtenir une résolution spatiale importante, l'idéal serait de disposer d'une source ultrasonore de faible ouverture disposant d'un faisceau étroit, ce qui est physiquement impossible. (Figure.II.15) D'où la nécessité de focaliser le faisceau.

Le diamètre du faisceau dans la zone de FRESNEL est égal au diamètre du céramique mono-élément ou au nombre des céramiques excitées lors de la sonde multi-éléments.

Afin de diminuer le diamètre du faisceau pour améliorer la résolution transversale, une focalisation est réalisée. Elle peut être de plusieurs types :

- ✓ l'utilisation d'une *céramique à face avant concave* selon un ou deux axes permet d'obtenir un front d'onde concave; c'est la *focalisation mécanique*. Le même résultat est atteint avec une *lentille acoustique convexe* à faible vitesse de propagation des ultrasons : la partie centrale du faisceau est ralentie par rapport à la partie périphérique. Cette focalisation est fixe, non modifiable par l'échographiste mais elle se révèle très efficace.
- ✓ la *focalisation électronique* consiste à donner au front d'onde une forme concave en jouant sur des retards à l'excitation des éléments piézo-électriques : on utilise pour cela des "*lignes à retard*", circuits électroniques interposés entre le générateur HF et les éléments.

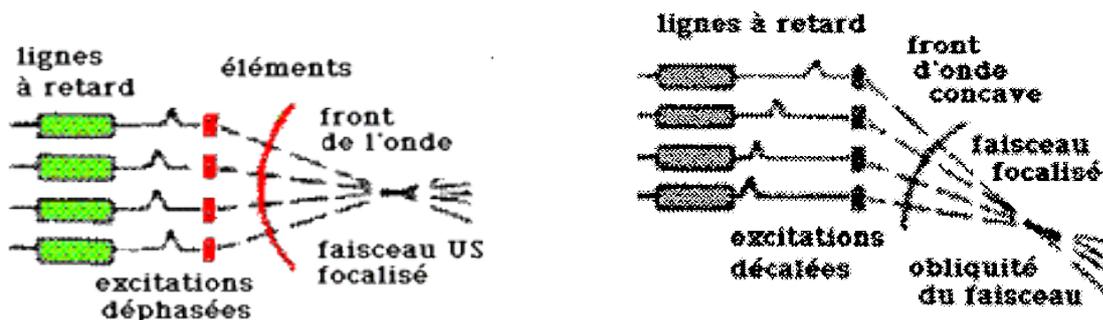


Figure II.16.a) Focalisation électronique ; b) Focalisation électronique avec "phased array"

Cette focalisation possède l'avantage d'être modulable par simple réglage de ces lignes retard. Il est important de noter que cette focalisation électronique peut être associée à un décalage de phase assurant l'obliquité du tir ultrasonore.

1.3.4. L'intensité ultrasonore

Elle n'est *pas distribuée de manière homogène* sur la section du faisceau : son homogénéité est maximale à la fin de la zone de FRESNEL alors qu'en proximal elle est hétérogène.

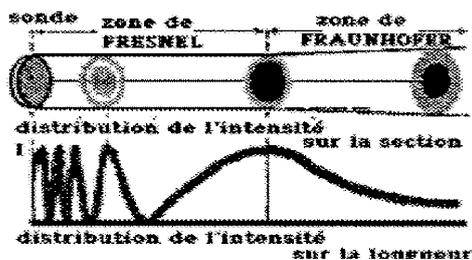


Figure II.17.a : Répartition de l'intensité dans le faisceau

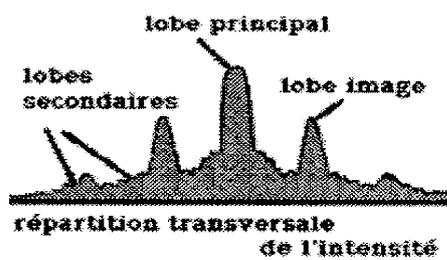


Figure II.17.b : Les lobes du faisceau

Lorsque l'obliquité du faisceau par rapport à la surface de la sonde est grande, la répartition de l'intensité sur la section est très hétérogène et il y a même apparition de *lobes parasites*: *lobe image et lobes secondaires*. Cela est dû au fait que chaque élément a un rayonnement normal non défléchi par le décalage en plus de celui incliné dans la direction voulue. Cela altère grandement la résolution spatiale et la résolution en contraste.

1.5. Les différents types de sonde

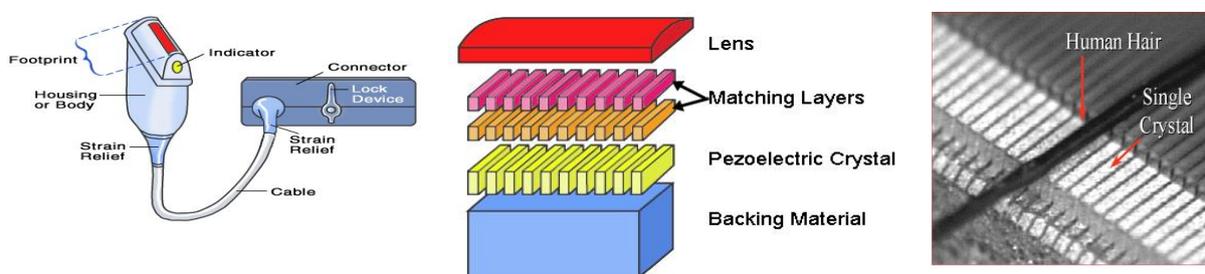


Figure II.17.c : Différents types de sonde

On distingue 2 grandes types de sonde d'échographie :

- Les sondes pour lesquelles chaque cristal ou groupe de cristaux émet des ultrasons toujours dans la même direction. L'image est formée par la juxtaposition des lignes formée par l'excitation successive de chaque cristal ou groupe de cristaux.
- Les sondes pour lesquelles les ultrasons sont envoyés dans une direction différente à chaque impulsion au moyen d'un balayage mécanique ou électrique : on les classe en fonction du procédé utilisé pour lire le plan de coupe : balayage de la coupe par le faisceau ultrasonore réalisé mécaniquement ou électriquement.

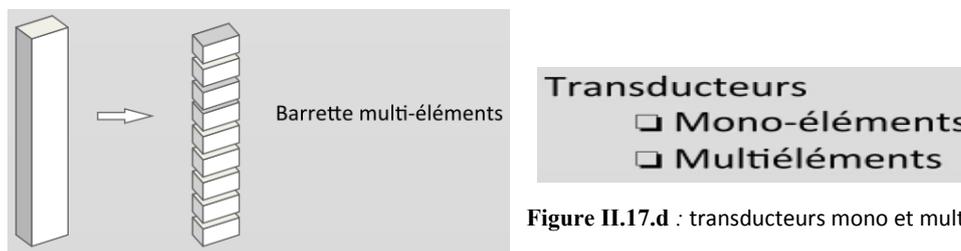


Figure II.17.d : transducteurs mono et multiéléments

I.5.1. Sondes Linéaires Et Linéaires Courbes :

Les sondes linéaires et linéaires courbes sont des sondes constituées de plusieurs cristaux alignés en rangée linéaire ou légèrement courbées. L'image reconstituée est de forme rectangulaire (linéaire) ou cône (linéaire courbe).

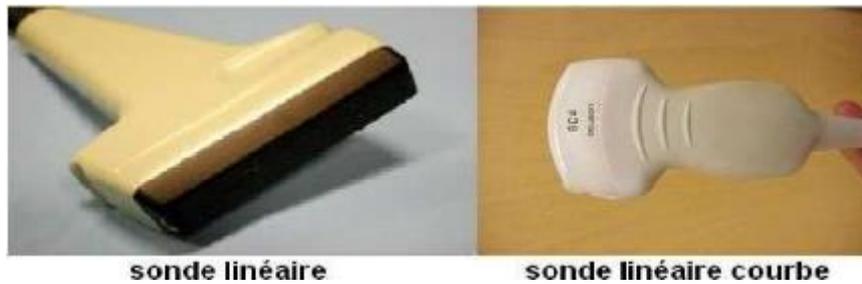


Figure II 18 : Sondes linéaire et linéaire courbe

I.5.2. Sondes à balayages :

Les sondes à balayage sont des sondes constituées d'un ou de plusieurs cristaux pour lesquelles la direction du faisceau ultrasonore varie afin de balayer la zone à explorer. Ce balayage n'est pas directement visible sur l'image reconstituée, car il est trop rapide pour l'être. Il existe deux grands types de balayage : le balayage mécanique et le balayage électronique :

1.5.2.1. Sondes à balayage mécanique :

Le déplacement de la sonde à la main n'était pas assez rapide pour former une image en 1/20e de seconde, une possibilité est de faire déplacer la sonde par un moteur. Dans ce cas, la sonde tourne ou oscille autour d'un axe et les lignes ultrasonores balayent un secteur angulaire dont le centre est l'axe de rotation de la sonde, il s'agit donc d'un balayage sectoriel mécanique.

1.5.2.1.1. Balayage sectoriel

Il a la forme d'un secteur d'angle et il est obtenu par la mise en mouvement de pièces mécaniques placées dans un bain d'huile :

- *roue tournante* actionnée par un moteur sur laquelle sont fixés trois ou quatre éléments piézo-électriques espacés de 90° ou 120°. Le faisceau ultrasonore émerge de la sonde par une fenêtre acoustique et un commutateur géré par un microprocesseur active l'élément lorsqu'il est en regard de la fenêtre.

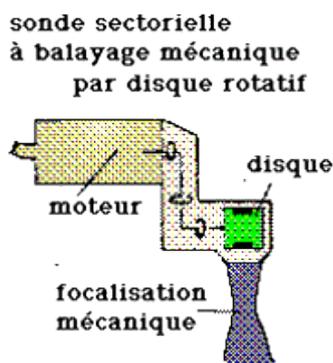


Figure 19.a : Sonde mécanique sectorielle par disque

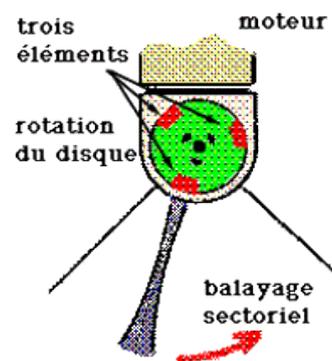


Figure 19.b : Disque rotatif et ses céramiques

- *céramique oscillante* placée sur une demi-roue montée sur pivot dont le balancement est assuré par un électroaimant piloté par un microprocesseur
- *miroir acoustique* oscillant assurant la déflexion du faisceau placé devant la céramique qui reste fixe.

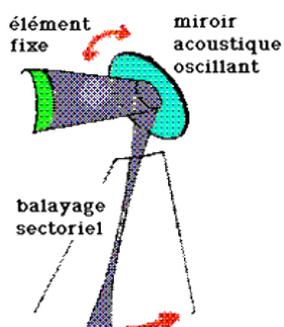


Figure 20.a. Sonde à miroir oscillant

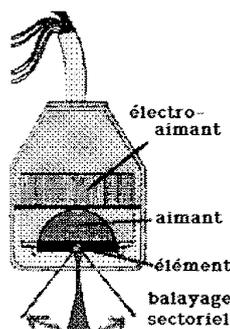


Figure 20.b. Sonde à céramique oscillante

1.5.2.1.2. Focalisation

La plupart de ces sondes sont *mono-élément* et la focalisation y est fixe, de type mécanique à la fois transversalement et latéralement.

Certaines sondes ont une céramique constituée d'éléments piézo-électriques en forme d'anneaux concentriques. La focalisation y est à la fois mécanique (concavité de la face avant) et électronique autorisant un réglage précis à l'émission et à la réception : il s'agit des *sondes à focalisation annulaire*.

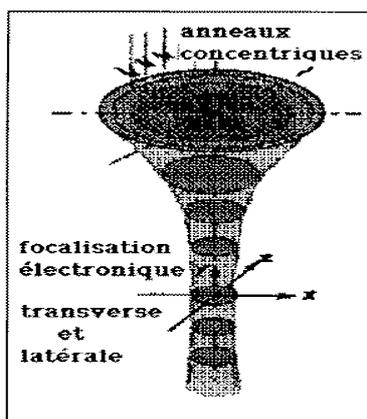


Figure II.21 : Sonde annulaire

Pour que cette focalisation soit efficace, le diamètre de la sonde doit être suffisant, les anneaux doivent avoir une épaisseur identique (pas constant) et être nombreux (minimum 4).

1.5.2.1.3. Avantages et inconvénients

- ❖ Elles se contentent d'une *petite fenêtre acoustique* ce qui autorise l'exploration d'organes d'accès difficile (abord intercostal aisé).
- ❖ Possibilité de réaliser des sondes de *grande fréquence avec une bonne pénétration* grâce à l'efficacité de la focalisation mécanique : 21 cm d'étude à 5 MHz.
- ❖ La *cadence de renouvellement de l'image ou taux de renouvellement image (TRI) est limitée* (car il faut que le faisceau ait le temps d'effectuer un aller-retour lors du déplacement de la céramique : 30 images/sec au maximum).
- ❖ La *fiabilité de la sonde à long terme est médiocre* à cause de l'utilisation de pièces en mouvement et du bain d'huile.

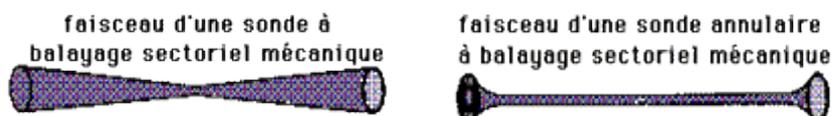


Figure II.22: Faisceaux de sondes à balayage sectoriel mécanique

- ❖ La *résolution latérale* est médiocre en dehors de la zone de focalisation pour les mono-éléments alors qu'elle est *excellente pour les sondes à focalisation annulaire qui ont de plus une excellente résolution transversale*
- ❖ Il faut signaler que la forme sectorielle du balayage comprime les informations en proximal et entraîne une *diminution de la résolution latérale en distal* à cause de la divergence des lignes ultrasonores.
- ❖ De plus, le fait que l'élément transducteur n'ait pas exactement la même direction de pointage à l'émission et à la réception entraîne une *ambiguïté azimutale*.
- ❖ La *résolution en contraste y est bonne* car le faisceau US est homogène. Elle est de plus améliorée par l'utilisation des sondes à focalisation annulaire à large ouverture. La présence d'un liquide dans lequel se fait le mouvement et d'une membrane plastique assurant le contact avec le patient est à l'origine d'artefacts de type échos multiples avec *aspect bruité du champ proche*.
- ❖ Enfin, elles présentent l'inconvénient de ne pas pouvoir travailler en Doppler.

1.5.2.2. Sondes à balayage électronique

Les sondes à balayage électroniques sont constituées de plusieurs cristaux arrangés en ligne ou en anneau. Des interférences entre les faisceaux ultrasonores des cristaux élémentaires peuvent faire changer la direction générale du faisceau. Ces interférences peuvent être utilisées avantageusement pour orienter le faisceau ultrasonore résultant dans une direction donnée en décalant très légèrement la mise en charge des différents cristaux de la sonde. Le changement de direction du faisceau ultrasonore est obtenu en modifiant le décalage de la mise en charge des différents cristaux par un décalage de phase de l'impulsion électrique. Le balayage est réalisé soit de manière linéaire, soit de manière sectorielle.

1.5.2.2.1. Sondes à balayage linéaire (linear array)

La première est la sonde linéaire appelée aussi « barrette droite » (figure II.23) car elle est composée de barrettes électroniques. Elles sont constituées d'un grand nombre d'éléments piézo-électriques (une centaine) de petite dimension, placés côte à côte sur une longueur de 5 à 15 cm : longue barrette.

Dans celle-ci, les ultrasons sont tous de la même direction car les barrettes sont alignées de façon linéaire ce qui diffuse une image rectangulaire.

Elle permet une image en haute résolution étant donné la haute fréquence à laquelle elle est utilisée (de 10 à 15 MHz), entre 128 et 256 éléments séparent de 1.5λ .

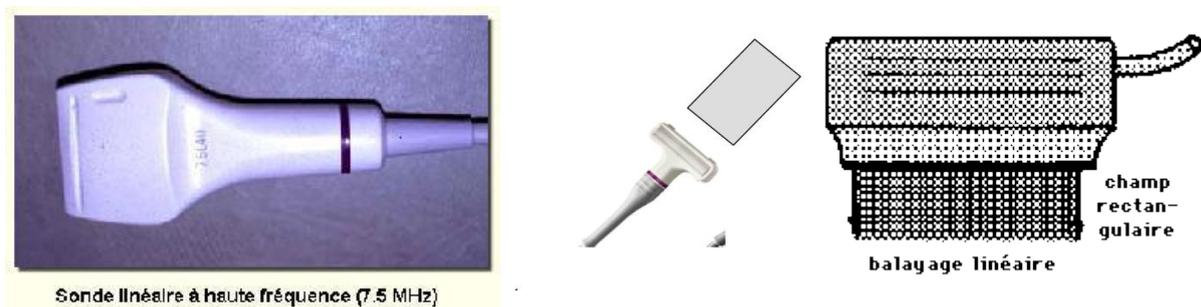


Figure II.23 : Sonde "barrette" à balayage linéaire

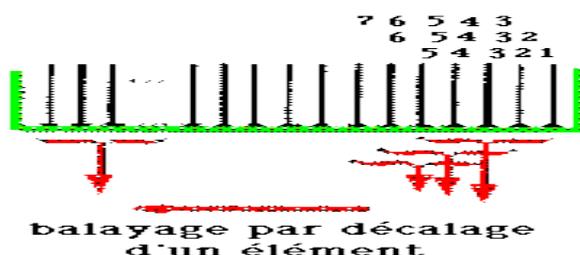


Figure II.24 : Principe du balayage linéaire électronique

L'ouverture à l'émission et à la réception est représentée par quelques éléments (12 à 24).

Le balayage est réalisé par une *translation de l'ouverture, élément par élément* après chaque exploration d'une ligne du plan de coupe, de sorte que l'espace entre deux lignes ultrasonore est de l'ordre du mm.

La focalisation est assurée de manière mécanique perpendiculairement au plan de coupe et de manière électronique à l'émission et à la réception, dans le plan de l'image obtenue avec une lentille cylindrique.

Son défaut majeur est représenté par son *encombrement* d'où la nécessité d'une fenêtre acoustique large (rarement rencontrée).

L'image obtenue est rectangulaire pouvant contenir jusqu'à 256 lignes et la cadence image (ou TRI) peut atteindre 100 images/sec ce qui est utile pour l'étude des organes mobiles (cœur fœtal).

Résume : sonde linéaire (7.5MHZ)

Avantages : bonne résolution spatiale ; haute fréquence

Inconvénients : peu de pénétration

Application : tissu mou ; organes en surfaces

1.5.2.2 Sondes à balayage sectoriel (phased array or sector scan)

C'est une sondes micro convexe, elle ressemble à la sonde convexe mais en beaucoup moins large. Elle sert donc à aller dans les zones plus réduites car elle à une surface de contact plus petite. Les sondes sectorielles sont particulièrement utiles lorsque le faisceau ultrasonore doit passer par un passage étroit (ex: entre 2 côtes). Avec la sonde sectorielle, le faisceau s'élargit après être passé par le passage étroit.

Le balayage est obtenu par décalage de phase et selon la forme de la sonde on distingue les barrettes planes et les barrettes radiales. Les sondes endocavitaires et les sondes peropératoires occupent une place à part compte tenu de leur "ergonomie" et de leur conception technique.

- a) **Barrettes planes à décalage de phase** : Elles utilisent plusieurs céramiques de petite taille (16 à 32) disposées côte à côte sur une petite longueur. La déflexion du faisceau est assurée par des décalages de phase (lignes à retard) pour obtenir une image sectorielle.

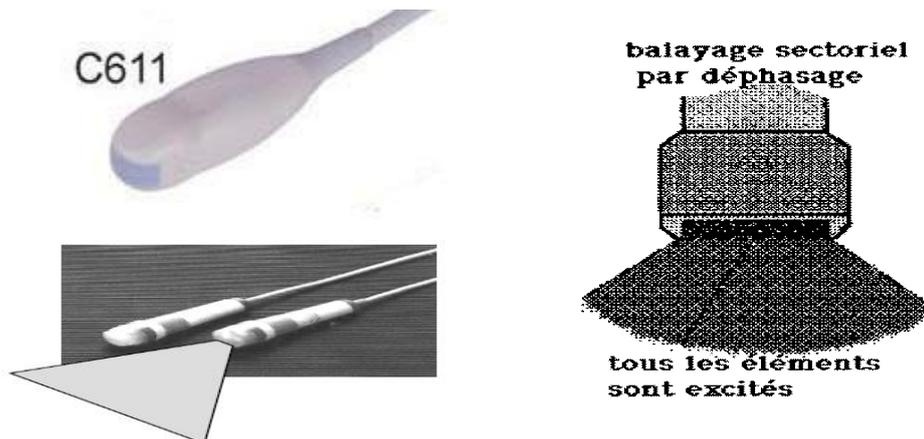


Figure II.25: Principe de la sonde plane à balayage sectoriel

Typiquement 128 éléments, séparés par $\lambda/3$

- Différence majeure entre sonde linéaire et sectorielle= déflexion du faisceau.
- L'ouverture active de la sonde sectorielle est toujours centrée sur le milieu de la barrette.
- L'empreinte de la sonde sectorielle est petite (cardiologie, tir, intercostal)

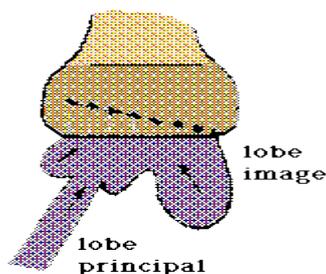


Figure II.26 : Distribution de l'intensité ultrasonore pour les sondes planes à balayage sectoriel

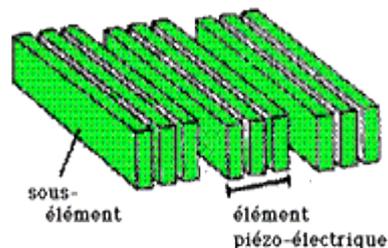


Figure II.27 : Réduction de taille des éléments de la céramique

La totalité des éléments participe à l'ouverture à l'émission et à la réception : seuls changent entre deux lignes les retards électroniques. La focalisation est assurée mécaniquement dans le plan transversal perpendiculaire à l'image et électroniquement dans le plan de l'image.

La résolution latérale y est médiocre à cause des lobes parasites et de la *petitesse de l'ouverture effective* (forte obliquité des lignes latérales).

Pour minimiser les lobes image et secondaires la taille des différents éléments est réduite et leur nombre augmenté (jusqu'à 192) sur certaines sondes.

Le taux de renouvellement image est bon (156 images/sec) et la fiabilité est bonne mais elles nécessitent une fenêtre acoustique d'une certaine dimension. L'utilisation d'importants décalages de phase nuit à l'incorporation d'un Doppler.

- b) **Barrettes radiales à décalage de phase** : Elles utilisent une disposition convexe des éléments piézo-électriques pour assurer le "dépointage", c'est-à-dire le balayage sectoriel du plan image. Compte tenu de la forme de la barrette, il n'est plus nécessaire de recourir à de longs retards à l'excitation et à la réception. Selon la courbure on distingue les sondes à très fort rayon et les sondes à moyen rayon de courbure. L'ouverture acoustique n'utilise que quelques éléments à l'émission et à la réception avec glissement d'un élément pour chaque nouvelle ligne. La focalisation est assurée par une lentille acoustique perpendiculaire au plan image et de manière électronique à l'émission et à la réception dans le plan du balayage.

Résumé : sonde sectorielle (2.5MHZ)

Avantages : champ large en profondeur, petite fenêtre d'entrée

Inconvénients : mauvaise résolution spatiale en surface

Application : entre les cotes / fontanelle

1.5.2.2.3. Sonde Convexe *(curvilinear or convex array)

Elle est appelée aussi « barrette courbe ». Elle utilise une disposition convexe des éléments piézo-électriques. Contrairement à la sonde linéaire elle est utilisée à basse fréquence (3-8 MHz) et elle a un grand champ de vision pour une faible surface de contact. On obtient une image en forme de cône (figure II.28).

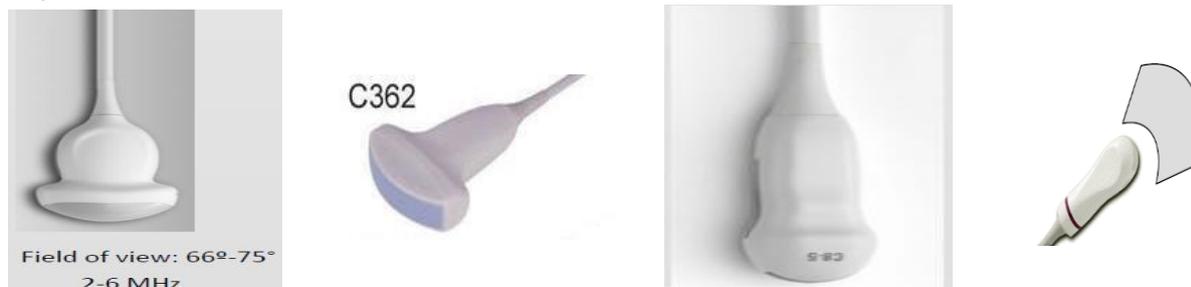


Figure II.28 Sonde convexe

Le faisceau est moins oblique à l'ouverture de la sonde que pour les barrettes planes à décalage de phase et l'ouverture effective correspond à l'ouverture réelle : les lobes parasites y sont moins importants et le lobe image est toujours placé dans la même position par rapport au lobe principal. Ceci autorise l'utilisation de *filtrations mathématiques* (convolution des ouvertures d'émission et de réception par une fonction d'apodisation après utilisation d'une transformée de FOURIER) : disparition des lobes parasites.

L'absence de longs retards électroniques fait que les distorsions de phase du signal sont modérées et autorise l'intégration d'un Doppler pulsé dans la sonde : utilisation d'une céramique pour réaliser le tir Doppler.

La fenêtre acoustique est de taille restreinte et la fiabilité de par l'absence de pièce en mouvement est excellente.

Si la résolution latérale est excellente grâce à la focalisation électronique, la résolution transversale est médiocre en dehors de la zone de focalisation. La profondeur d'exploration pour une fréquence donnée est grande que pour une sonde annulaire. Il est techniquement difficile de fabriquer des sondes de haute fréquence. Comme toutes les sondes à balayage sectoriel, il y a sur-échantillonnage du champ proche et sous-échantillonnage de la partie distale de la coupe

Résumé : sonde convexe (3.75MHZ)

Avantages : bonne résolution spatiale ; champ élargie en profondeur

Application : abdomen

L'imagerie échographique endo-cavitaire utilise des capteurs miniatures (10 à 20 mm diamètre) endo-oesophagien, endorectale ou endovaginale

1.5.2.2.4. Sonde Endocavitaire

Il existe aussi des échographies faites par voies internes. Sont introduites soit dans le vagin (échographie endovaginale pour explorer le petit bassin), soit dans le rectum (échographie endorectale pour explorer la prostate), soit dans l'œsophage (échographie endo-œsophagienne ou transœsophagienne pour explorer le cœur). Pour celles-ci on utilise des sondes endocavitaires (fig.29).



Figure II.29. Sonde Endocavitaire

➤ Sondes endo-cavitaires et per-opératoires:

Les sondes endocavitaires sont monoplan ou multi-plans :

- i. les sondes mono-plan utilisent un balayage mécanique transversal avec un secteur panoramique de l'ordre de 240 à 360deg. Les fréquences utilisées sont de l'ordre de 6 MHz (trans-vaginales) à 7,5 MHz (trans-rectales). Elles peuvent être équipées d'un guide à ponction.
- ii. les sondes bi ou multi-plans associent souvent un balayage mécanique panoramique transversal à un balayage longitudinal de type électronique à décalage de phase. L'association de deux balayages électroniques est également possible.

1.5.2.2.5. Les sondes miniaturisées : introduites par cathétérisme dans les vaisseaux, permettent l'échographie intravasculaire (figure II.30).

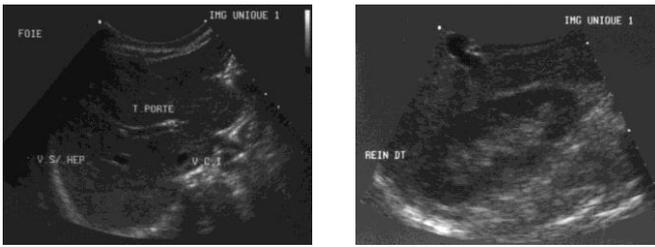
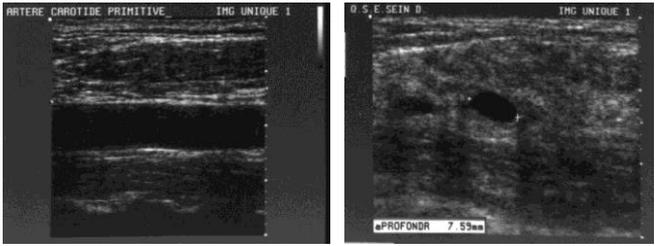


Figure II.30. sonde miniaturisées

Tableau II.2. : Comparaison des sondes échographique

Critères	classique	Annulaire	Linéaire	Plane	Radiale
Image	Secteur	Secteur	Rectangle	Secteur	Secteur
fréquence	3,5-10	3,5-10	3,5-10	≤ 5	≤ 7.5
TRI	30im/s	30im/s	150im/s	150im/s	150im/s
X à 5MHz	21 cm	21 cm	24 cm	18 cm	18 cm
Fenêtre	Petite	Petite	Tés large	Moyenne	Petite
Focalisation	Mécanique	electronique	Mécanique+ electronique	Mécanique+ electronique	Mécanique+ electronique
Fiabilité	+/-	+/-	++	++	++
Reso axiale	++	++	++	++	++
Reso latérale	-	++	+	-	++
Reso transv	+	++	+/-	-	++
DOPPLER	Non	Non	OUI	Non	OUI
Contraste	+	++	+/-	-	++

L'étude reprendra les sondes suivant leur fréquence d'utilisation. Les nouvelles sondes sont multifréquences aussi c'est la fréquence moyenne qui sera retenue comme référence.

Fréquence	Profondeur d'exploration maximum	Utilisation
(2,5-3,5MHz)	≥ 15 cm	Cette gamme de fréquence est utilisée en cardiologie et par les anciens appareils en mode A.
5 MHz	10 cm	
7.5 MHz	5-6cm	<p>Ces sondes sont adaptées à l'exploration abdominale.</p> 
Plus de 7.5 MHz (10-12 MHz)	2-3 cm	<p>C'est le domaine de l'exploration superficielle : peau, muscle, thyroïde, sein, vaisseau, oeil...</p> 

Conclusions

Les capteurs d'imagerie ultrasonore sont d'application médicale large à l'heure actuelle en raison de la performance dans la conception de ceux-ci, pour cela une grande variété de sonde est développée.

Nous avons présenté dans ce chapitre en détail les 3 fonctions essentielles des sondes tel que : transduction, focalisation et balayage ,ainsi les différentes types de sonde échographique

L'évolution du marché des sondes bénéficie très vite des progrès technologiques:
Electronique, matériaux et micromécanique

Ils sont de différente configuration géométrique, de taille et de fréquence adaptée aux différents tissus biologiques.

Pour répondre aux nombreuses applications diagnostiques des US dans le domaine médical, plusieurs modalités de sondes sont d'usage :

- ✓ externe : abord trans cutané (pubien, abdominal, thoracique, fontanelle)
- ✓ interne : abord endo-cavitaire ou orificiel ou intra-cavitaire.

Les sondes matricielles 1,5D et 2D connaissent des progrès remarquables

- La technologie « céramique découpée » a été affinée et reste une solution utilisée par de nombreux constructeurs
- Les technologies issues de la microélectronique font la preuve de leur applicabilité, elles présenteraient des avantages importants pour les usages uniques

La sonde échographique dispose d'un voyant lumineux qui s'allume de différentes couleurs:

- Rouge lorsque la distance mesurée entre la sonde et l'obstacle est supérieure à 30 cm.
- Orange lorsque la distance mesurée est comprise entre 10 et 30 cm.
- Vert lorsque la distance mesurée est inférieure à 10 cm.

La qualité et fiabilité des transducteurs a été et reste un facteur clé de l'évolution de l'échographie par sa Grande bande passante (harmonique), miniaturisation, et sa sensibilité à l'émission et à la réception.

Nous constatons une mauvaise résolution citée par le manipulateur du :

- 1- à la diminution de fréquence, qui est probablement causé par une défaillance totale de l'épaisseur de la céramique ,*
- 2- un amortissement plus faible , ou*
- 3- un problème dans la focalisation au niveau de lentille*

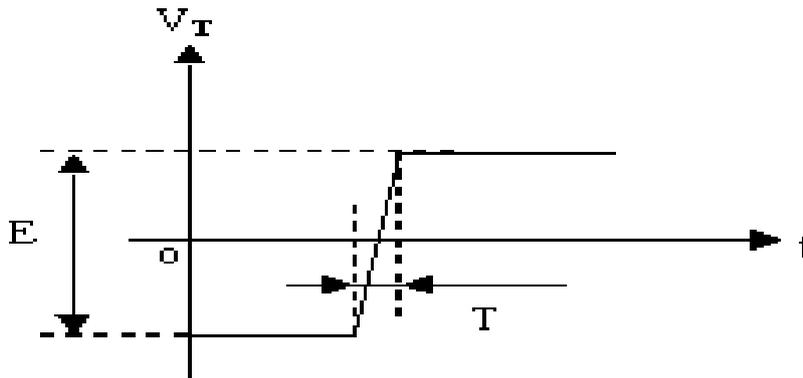
Exercice 1 : Caractéristiques acoustiques d'un matériau piézo-électrique

Type	ρ (kg.m ³)	Zt(Mrayl)	E(Epaisseur en mm)
Piézo –Composite IMA021	2895	10.7	2.56

- a) Calculer la vitesse de propagation du son dans le matériau piézo-céramique ci-dessus.
- b) Calculer la fréquence de résonance de ce matériau.
- c) On souhaite utiliser ce matériau pour concevoir un générateur de lithotritie.
Quel doit être le temps de montée T de la rampe de tension appliquée à ce matériau ?

Solution :

- a) Vitesse de propagation du son dans le matériau: $c = Z_T / \rho = 3696\text{m/s}$
- b) Fréquence de résonance: $e = c / (2.F) \Rightarrow F = c / (2.e) = 721,8\text{kHz}$
- c) Le temps de montée est égal au temps de vol des ultrasons: $T = e/c = 692\text{ns}$



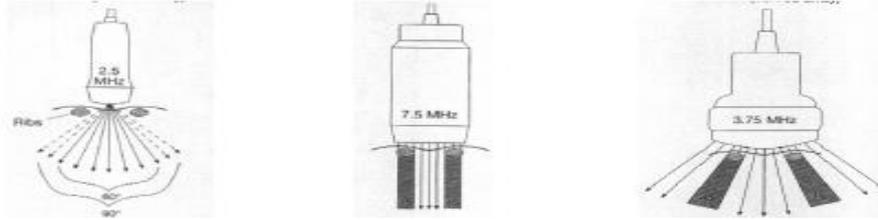
Exercice 2:

Calcul de la plus petite distance pouvant séparer 2 échos avec une sonde émettant dans un muscle à 5 MHz et proposant des impulsions à 3 cycles : $C(\text{muscle}) = 1\,580\text{ m/s}$, $\lambda = 0,31\text{ mm}$

Solution :

$SPL = 3 \times 0,31\text{ mm} = 0,93\text{ mm}$, donc la Distance minimale (RS axiale = $\frac{1}{2} SPL$) = $0,47\text{ mm}$

Exercice 3: donner les avantages et inconvénients de ces différents types de sonde avec leurs applications



Solution :

	Sectorielle (2.5MHz)	Linéaire (7.5MHz)	Convexe (3.75MHz)
Avantage :	<ul style="list-style-type: none"> ✓ champ large en profondeur ✓ petite fenêtre d'entrée 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Bonne résolution spatiale ✓ Haute fréquence 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Bonne résolution spatiale ✓ Champ élargi en profondeur
Inconvénient	* mauvaise Résolution Spatiale en surface	* peu de pénétration	/
Application :	- entre les cotes	-organes en surfaces	- Abdomen

Exercice 4 :

Calcul de l'épaisseur de la lame de PZT permettant l'obtention d'une onde US de 10 MHz

On sait que :

- $N = \lambda/2$
- $\lambda = c_{PZT}/f$
- $c_{PZT} = 4\,000\text{ m/s}$

D'où : $N = 1/2 \times c_{PZT}/f = 4\,000/(20 \times 10^6) = 2.10^{-4}\text{ m} = 0,2\text{ mm}$

Conclusions :

- * Pour émettre une onde US de 10 000 Hz, il faut un transducteur PZT d'une épaisseur de 0,2 mm.
- * Pour des fréquences plus élevées, il faudra une épaisseur inférieure à 0,2 mm et inversement.

QCM/ Pour explorer correctement un foie chez un adulte, il vaut mieux utiliser

- A. Une sonde convexe de 10 MHz -----NON
- B. Une sonde convexe de 3,75 Mhz -----OUI
- C. une sonde Endocavitaire de 6-30 Mhz -----NON
- D. Une sonde phased array de 3 MHz si le patient est très volumineux -----OUI

(Mais ce n'est pas miraculeux, et ce n'est pas le mode de balayage qui constitue alors un avantage mais simplement le fait que les sondes sectorielles dites « phased array » sont généralement de plus basse fréquence)

- E. Une sonde linéaire de 10 MHz -----NON

CHAPITRE 3 : La vélocimétrie Doppler

1. Introduction :

La mesure des vitesses sanguines ou du débit est un terme fondamental de toute étude hémodynamique en expérimentation ou en pratique clinique et médicale (débitmètre électromagnétique, anémométrie laser...etc)

La vélocimétrie Doppler est présentée comme une méthode semi-directe de la mesure de la vitesse du sang, mais avec une propriété très intéressante basé sur l'effet doppler ou les caractéristiques de propagation des ondes ultrasonores à travers les tissus et le sang permettent des mesures sans interférence avec l'écoulement sur des vaisseaux intacts et même dans nombre de cas, de façon transcutanée.

L'effet doppler correspond au fait qu'une personne vers laquelle se déplace une source sonore (par exemple une sirène de train), perçoit un son plus aigu que le son émis, alors qu'elle perçoit un son plus grave si la source s'éloigne. Ce phénomène a été initialement décrit par le Physicien autrichien « Johann Christian DOPPLER (1803-1853) » dans un article publié en 1842 où il explique comment la couleur d'une étoile dépend de sa vitesse par rapport à l'observateur : « plus elle s'éloigne vite, plus elle apparait rouge ».

Doppler étudie la modification apparente de la fréquence fixe émise par une source sonore, mobile par rapport à un observateur immobile, ou encore les modifications apparentes de la fréquence d'une source immobile lorsque l'observateur se déplace par rapport à cette source. Cet effet doppler apparait quand une onde ultrasonore rencontre un diffuseur en mouvement. L'onde reçut par ce dernier à une fréquence différente de celle de l'onde incidente. Le même phénomène apparait quand un capteur reçoit une onde émise par un diffuseur en mouvement. Ainsi, une onde ultrasonore émise par un capteur a vu sa fréquence modifié deux fois, au moment où elle revient vers ce dernier. Ce changement de fréquence est la conséquence de la longueur d'onde apparente résultant de la combinaison de la vitesse de l'onde avec celle de la cible et /ou celle de l'émetteur.

Une onde sonore de fréquence F , ponctuelle et immobile, se propage dans le plan sous forme de cercles concentriques séparés chacun d'une longueur d'onde. La longueur d'onde est identique quelle que soit la position de l'observateur. Celui-ci entendra donc un son de fréquence F constante.

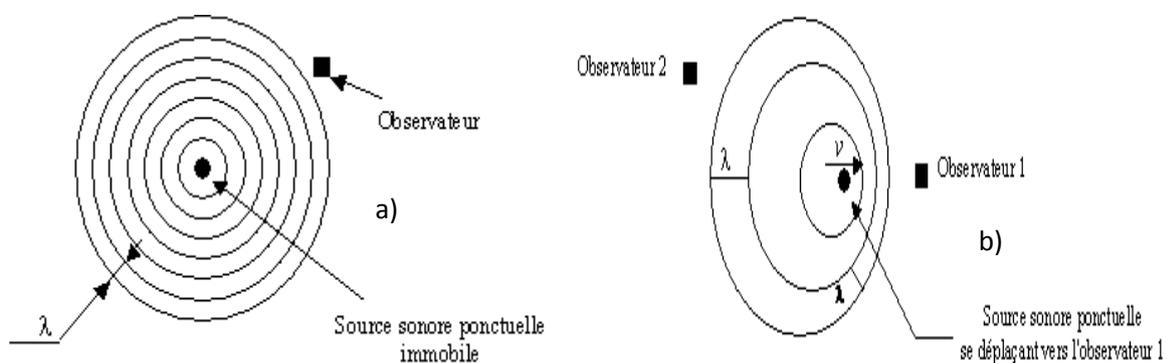


Figure. III.1. Source sonore ponctuelle a) fixe, b) en déplacement

Si la source sonore est en mouvement, la compression des couches d'air introduit une variation de la longueur d'onde. La source sonore est à vitesse v constante, comme $\lambda = v / F$ et donc $F = v / \lambda$. Une diminution de λ se traduit par une augmentation de F et inversement. L'observateur 1 entend donc un son plus aigu que l'observateur 2.

2. Principe de l'Effet doppler

Lorsqu'un faisceau ultrasonore (US), émis par une source, traverse des tissus biologiques, il rencontre un certain nombre de cibles, ou interfaces fixes. La fréquence réfléchi par ces cibles fixes est identique à la fréquence émise : on dit qu'il n'y a pas de différence entre la fréquence d'émission (F_0) et la fréquence de réception (F_r) (fig 3).

Si la cible se déplace, comme les globules rouges du sang circulant, il se produit une modification de la fréquence du faisceau réfléchi :

$$F_r = F_0 + \Delta F \quad \text{III.1}$$

La différence de fréquence ΔF est positive si la cible se rapproche de la source et négative si elle s'en éloigne. ΔF est appelé la *fréquence Doppler*. En exploration vasculaire, la valeur de ΔF se situe entre 50 Hz et 20 KHz ce qui, par chance, correspond à une gamme de fréquences perceptible par l'oreille humaine.

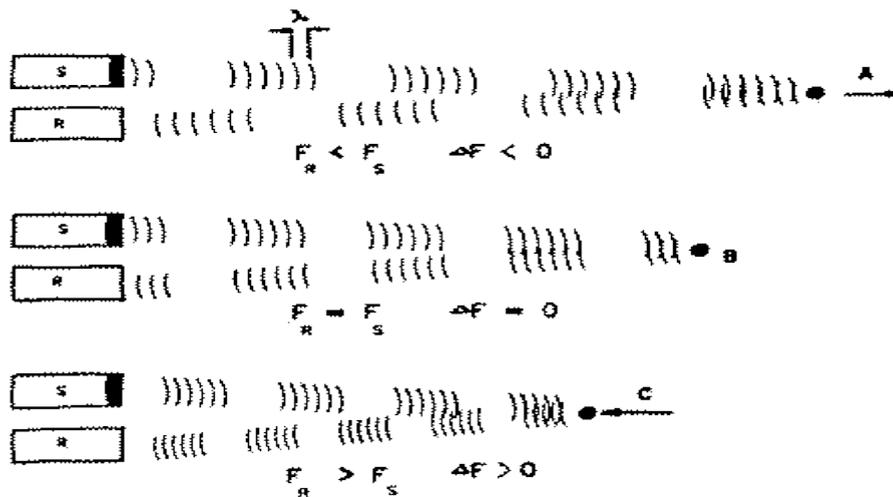


Figure III.2 : principe de l'effet Doppler

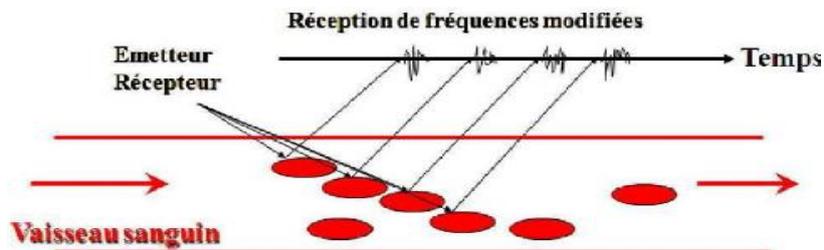


Fig. III.3 : Principes de l'effet doppler(vaisseau sanguin)

Si la cible est mobile dans l'axe du faisceau d'US (figure III.1) : $\Delta F = 2V \cdot F_0 / c$ III.2

où V = vitesse de déplacement de la cible et c = la vitesse de propagation des US dans les tissus biologiques (constante = 1540 m/s). Si la cible est mobile dans un axe différent, la vitesse mesurée est une vitesse relative, égale à la projection orthogonale du vecteur vitesse V sur l'axe du faisceau d'US, sachant que

$$v(\text{relative}) = V \cdot \cos(\Theta). \quad \text{III.3}$$

Θ est l'angle entre l'axe du faisceau et l'axe du déplacement de la cible ou angle Doppler. La valeur de la fréquence Doppler devient alors :

$$\Delta F = 2V \cdot F_0 \cdot \cos [\Theta] / c \quad \text{III.4}$$

On comprend ici que l'augmentation de l'angle Doppler s'accompagne d'une diminution de ΔF (la valeur de $\cos[\Theta]$ se rapprochant de zéro) qui s'annule totalement lorsque l'angle atteint 90° . ($\cos 90^\circ = 0$). Le calcul de la vitesse circulatoire nécessite donc la connaissance de l'angle Doppler. Pour calculer cette vitesse, la formule devient :

$$V = \Delta F \cdot c / 2F_0 \cdot \cos [\Theta]. \quad \text{III.5}$$

L'appareillage restitue donc le déplacement de la cible en terme de décalage de fréquence (ΔF) (mesuré en KHz). Ce décalage étant fonction de $V \cdot \cos[\Theta]$, il varie, pour une même vitesse de déplacement, selon la valeur de Θ .

L'extrapolation à la vitesse circulatoire (exprimée en cm/s) impose que l'angle Doppler soit connu et que sa valeur ait été fournie à l'appareillage par l'opérateur.

- **Exemple :** calcul de la variation de fréquence dans un vaisseau dont la vitesse d'écoulement est de $0,3 \text{ ms}^{-1}$, une fréquence d'émission de 3 MHz et un angle de 60° (n'est pas un "angle magique" en Doppler) :

$$\Delta F = 2 \frac{0,3}{1,5 \cdot 10^3} 3 \cdot 10^6 \cdot 0,5 = 600 \text{ Hz}$$

En pratique, il est possible d'apprécier la *vitesse d'écoulement*, d'où le terme de *vélocimétrie*, en fonction de la variation de fréquence observée, à condition de connaître la valeur de θ (la valeur fournie à l'appareillage par l'opérateur) et que cet angle ne soit pas nul ou 90° (*nécessité d'incliner la sonde*).

2.1. Problème d'angle :

Le facteur $\cos \theta$, à pour une vitesse donnée, une influence majeure sur la fréquence doppler et inversement, il affecte largement les mesures de vitesse à partir des fréquences doppler .en effet il varie de 0 ($\cos 90^\circ$) à 1($\cos 0$). La prise en compte de ce facteur est donc indispensable à toute mesure de vitesse.

Dans des segments vasculaires linéaires, on peut considérer que le flux sanguin est parallèle aux parois, son orientation, par rapport aux faisceaux ultrasonore, peut être connue grâce à

l'imagerie du segment vasculaire examiné, si cette dernière permet d'obtenir une coupe parallèle à l'axe du vaisseau. De même, au niveau des orifices, la réduction de diamètre induit des vitesses perpendiculaires au plan de l'orifice si bien que quand on parvient à déterminer, grâce à l'imagerie, l'orientation de l'orifice, l'orientation de la vitesse de sang est grossièrement connue et, par exemple, on peut s'aider de l'imagerie pour vérifier que l'alignement du faisceau ultrasonore avec un orifice aérotyque normal est satisfaisant. A l'opposé, dans la cavité, les filets liquidiens n'ont pas d'orientation déterminée par rapport aux parois et l'imagerie de ces dernières n'apporte aucun secours. Dans ces cas, l'imagerie Doppler couleur n'apporte qu'un secours insuffisant car elle n'explore que deux des trois dimensions de l'espace, si bien que les corrections d'angle doivent être proscrites en cardiologie. La seule solution acceptable reste la recherche empirique du meilleur alignement, éventuellement « dégrossie » par l'imagerie doppler couleur.

2.2 Calibration :

Quand les problèmes d'angles sont résolus, les fréquences Doppler permettent de calculer des vitesses : $V = \Delta F \cdot c / 2F_0 \cdot \cos [\Theta]$.

Le facteur "c / 2F₀" étant déterminé, essentiellement, par l'appareil. Ce facteur est une constante de calibration de l'instrument qui est prise en compte par les programmes de calcul. Quelques facteurs de calibration fréquemment utilisés méritent d'être cités :

Facteur d'émission(Khz)	2.0	2.25	2.5	3.0	3.5	5
Calibration (m/s/khz)	385	342	308	257	220	154

Ces valeurs démontrent l'intérêt des fréquences d'émissions basses lorsqu'on désire mesurer des vitesses élevées. Par exemple, une fréquence Doppler de 20Khz, qui est à la limite supérieure du domaine audible, permet de mesurer dans l'axe du capteur 7.7m/s avec une fréquence d'émission de 2Mhz mais seulement dans les mêmes conditions d'angle, 3.08m/s avec une fréquence d'émission de 5 Mhz.

Le cosinus de l'angle de tir permet de connaître le sens de déplacement du flux sanguin

SI $90^\circ < \Theta < 270^\circ$, alors $\cos \theta < 0$ et $\Delta F < 0$ donc le flux s'éloigne de la source

SI $-90^\circ < \Theta < 90^\circ$, alors $\cos > 0$ et $\Delta F > 0$ donc le flux vient vers la source

Note importante : Cette technique permet la mesure le gradient de pression

$$\Delta P = 4 V_{max}^2$$

III.6

pour :

1- la mesure de sténose ou on cherche à mesurer le degré de rétrécissement de la valve ou de l'artère

2-mesure la pression systolique de l'artère pulmonaire, reflet de la pression de remplissage du ventricule gauche.

3. Les méthodes d'acquisition

L'effet Doppler peut être utilisé en pratique clinique sous deux modes: le mode continu et le mode pulsé. Le Doppler bidimensionnel ou Doppler couleur repose sur le principe du Doppler pulsé mais le traitement du signal y est différent.

3.1. Le Doppler continu

Dans un Doppler continu (figure III.4), il existe deux cristaux au niveau du même capteur: l'un qui émet un faisceau d'US de façon continue et l'autre qui réceptionne le signal réfléchi, aussi de façon continue. L'appareillage effectue la comparaison des deux fréquences F_0 et F_r au niveau d'un démodulateur pour en extraire, en continu, la fréquence Doppler. Il s'agit d'appareillages légers et compacts, encore très utiles dans l'étude des vaisseaux superficiels.

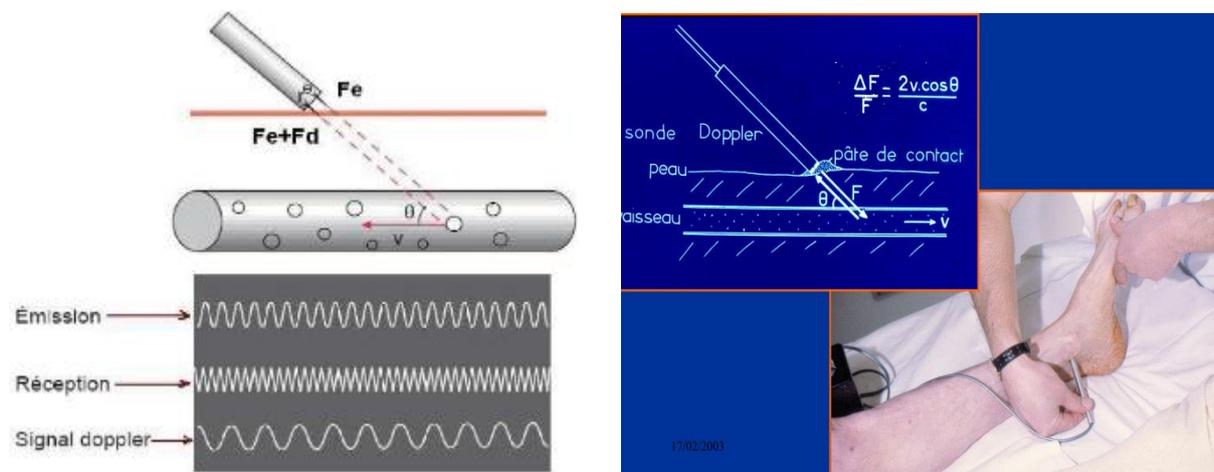


Figure III.4. Mode Doppler Continu

Le Doppler à émission continue est utilisé en vélocimétrie sanguine (Figure III.5). On s'intéresse dans ce cas à la vitesse du sang dans un vaisseau (artère) et non à la distance émetteur/cible.

Lorsqu'une artère est sténosée (obstruée), il se crée un phénomène de jet, identique à celui observé lorsque l'on pince un tuyau d'eau. Le sang circulant dans l'artère subit une accélération due au rétrécissement. Le flux sanguin, laminaire en amont de l'obstruction devient de plus, tourbillonnant.

La sonde est équipée de deux éléments piézo-électriques: un émetteur et un récepteur. L'opérateur choisit la sonde de fréquence F en fonction de la profondeur d'exploration. ($4\text{MHz} < F < 8\text{MHz}$).

En pratique, l'émission et la réception s'effectuent en permanence, ce qui impose la présence de 2 transducteurs distincts. Après réception, la fréquence des signaux émis et reçus est comparée par un circuit électronique chargé de déterminer la variation de fréquence.

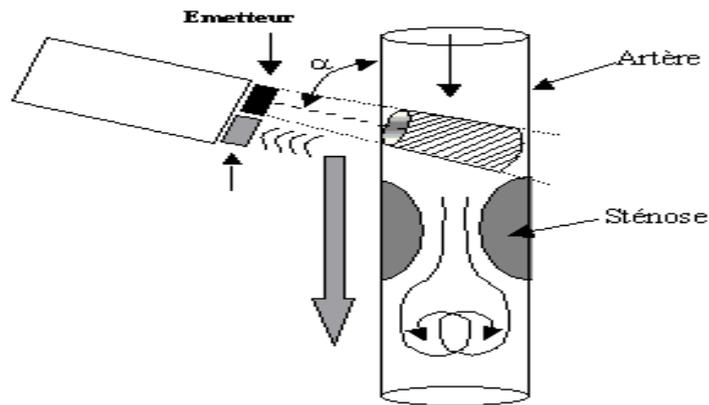


Figure III.5. Vélocimétrie sanguine

L'évolution dans le temps de cette variation de fréquence est ensuite reportée sur un diagramme : $v = f(\Delta v)$ artère fémorale primitive



Bases séméiologiques :

Sur le tracé Doppler enregistré au niveau d'une artère fémorale commune, pour chaque cycle cardiaque, on observe **l'augmentation rapide de flux secondaire à la systole ventriculaire suivi d'une onde diastolique légèrement négative** qui traduit un phénomène physiologique de reflux par dépression de la fermeture de la valve aortique.

Le signal étant audible, le système dispose également d'un haut-parleur qui permet d'apprécier l'écoulement directement à l'oreille.

Au niveau d'artères plus périphériques, le signal est moins intense, en raison de l'amortissement du flux. De même l'onde négative disparaît.

L'analyse des profils Doppler permet de définir un certain nombre de paramètres comme l'Indice de Résistance circulatoire :

$$IR = \frac{S - D}{S} \quad \text{III.7}$$

S et D représentent respectivement les vitesses systoliques et télé-diastoliques. Cet indice augmente lorsque la résistance circulatoire augmente.

L'un des principaux intérêts de la vélocimétrie Doppler est de mettre en évidence **une sténose ou une occlusion sur le trajet d'une artère ou une thrombose veineuse**.

Ce type de tracé ne permet pas de mesurer les vitesses d'écoulement car l'angle θ est difficilement mesurable. Or, le tracé est le reflet de la vitesse moyenne et ne tient pas compte de la dispersion des vitesses circulatoires comme c'est souvent le cas en pathologie.

Il est possible de mettre en évidence les différentes vitesses circulatoires en réalisant une analyse par analyse de Fourier des différentes variations de fréquence. C'est le principe de **l'analyse spectrale**. L'intensité lumineuse de chaque fréquence traduit son importance relative. L'analyse de la répartition des fréquences permet de détecter un état pathologique comme une sténose artérielle ou une thrombose veineuse.

3.1.1. Traitement du signal appliqué à l'écho

Le signal reçu de fréquence $F \pm \Delta F$ est démodulé de façon synchrone par deux signaux en quadrature permettant d'obtenir le signe de ΔF , représentant le sens de déplacement du sang dans l'artère. Le signal ΔF est ensuite filtré et échantillonné. L'échantillonnage peut s'effectuer de façon synchrone avec les contractions ventriculaires. La périodicité cardiaque est environ égale à 1 seconde. (Figure III.6 et III.7)

La zone systolique correspond à la montée en pression du ventricule et donc au maximum de vitesse du sang dans l'artère. Il est logique de penser qu'une sténose de faible amplitude est plus facilement décelable lorsque la vitesse du sang dans l'artère est élevée que lorsqu'elle est faible.

L'information vitesse ΔF (signal de fréquence basse audible) est restituée à l'opérateur par l'intermédiaire d'un haut-parleur. Le déplacement de la sonde le long de l'artère permettra de détecter une variation anormale de la vitesse du sang. L'angle α (inférieur à $\pi/2$) doit être le plus constant possible pendant le déplacement de la sonde.

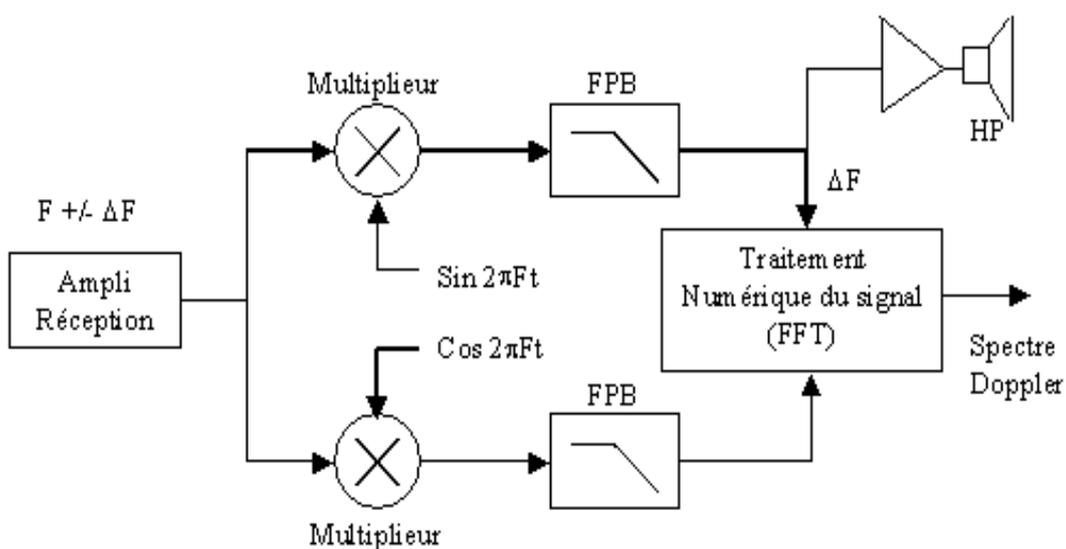


Figure III.6 Synoptique du traitement du signal Doppler en réception

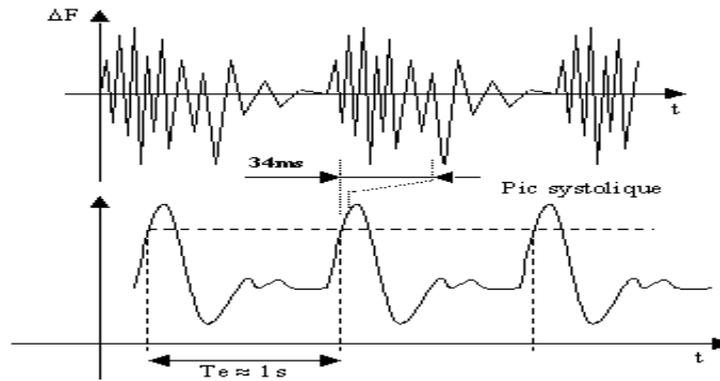


Figure III.7. Représentations temporelles des signaux en vélocimétrie Doppler

Si l'on échantillonne le signal Doppler avec une fréquence d'échantillonnage $F_e = 15\text{kHz}$ et que l'on calcule une FFT sur $N = 512$ points, la résolution fréquentielle est: $dF = F_e/N = 30\text{Hz}$

La durée de la prise d'échantillons est: $N.T_e = N/F_e = 34\text{ms}$

On prend donc sur chaque contraction cardiaque une tranche de 34ms du signal Doppler pour effectuer un calcul de spectre. Les spectres obtenus (Figure III.8) peuvent être moyennés de façon à pondérer les artéfacts. On constate:

- l'amplitude des composantes fréquentielles du spectre diminue en présence de sténose
- le spectre se déplace vers les fréquences élevées tout en s'élargissant

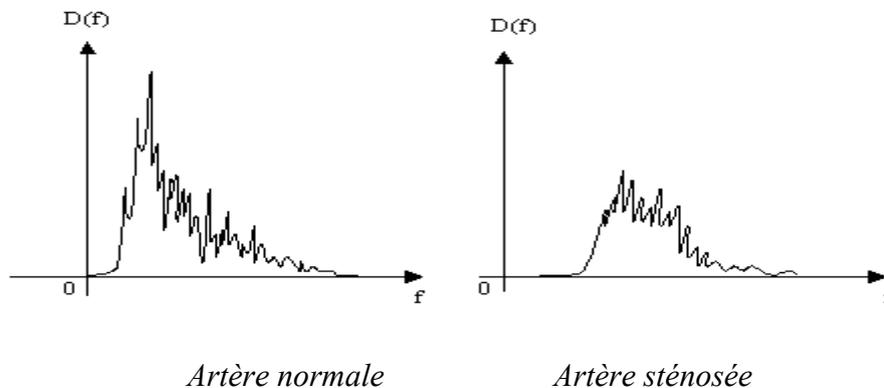


Figure III.8 Spectres fréquentiels des signaux en vélocimétrie Doppler

L'interprétation du signal sonore audible ΔF n'est pas aisée. L'artère n'est pas visible et la position de la sonde et donc l'angle Doppler α , est difficilement contrôlables. De plus le sang circulant dans une artère est pulsé au rythme des battements cardiaques. La vitesse du sang croît et décroît de façon normale pendant un cycle cardiaque. D'autre part, des accélérations du sang peuvent être dues à des rétrécissements normaux de l'artère (bifurcation).

L'analyse spectrale amène une information supplémentaire sur l'état de sténose d'une artère, bien que difficilement quantifiable.

La vélocimétrie sanguine Doppler continu est un appareil peu coûteux, accessible à tout médecin généraliste, permettant de détecter des sténoses artérielles supérieures à 30%, ce qui n'est pas un diagnostic très précoce. Application de « Doppler continu » : Analyse spectrale des vaisseaux en angiologie.

Tableau III.1 : Avantage et limite du doppler continu

Avantage	Inconvénient
<ul style="list-style-type: none"> ✓ sa grande sensibilité pour détecter des flux lents ✓ Grande précision pour situer une obstruction dans un vaisseau. 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Pas de visualisation du vaisseau et de ce fait aucune information sur son diamètre et sa profondeur. ✓ Demande beaucoup de temps, de patience et d'expérience. ✓ absence de résolution spatiale puisque le signal reçu est indépendant de la profondeur et la fréquence Doppler mesurée est la résultante des fréquences Doppler extraites du signal, moyenne des signaux venant de l'ensemble des vaisseaux traversé

3.2. Le Doppler pulsé

L'une des limites de l'émission continue est de ne pas discriminer l'origine des signaux en fonction de la profondeur, ce qui constitue une limite à l'étude de structures vasculaires complexes. La vélocimétrie à émission pulsée permet de résoudre ce problème. Son principe repose sur l'adaptation de la durée de l'émission et de la réception en fonction de la profondeur supposée du vaisseau à explorer :

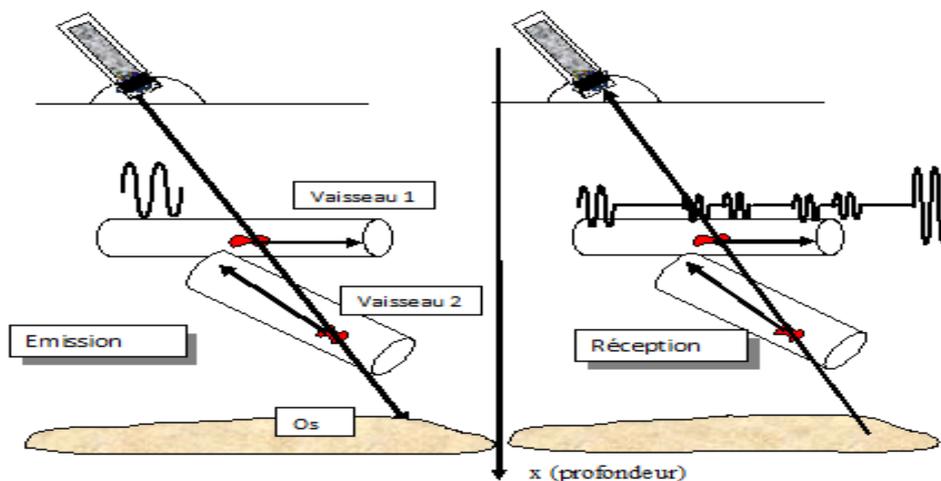


Figure III.9 .vélocimétrie à émission pulsée

La sonde possède un seul transducteur assurant à la fois l'émission et la réception. L'émission est à durée très courte (pulse) .Elle est suivie d'une réception qui enregistre successivement les échos émis par les différentes interfaces. Les échos correspondants aux interfaces les plus superficielles sont détectés avant ceux issus des interfaces profondes

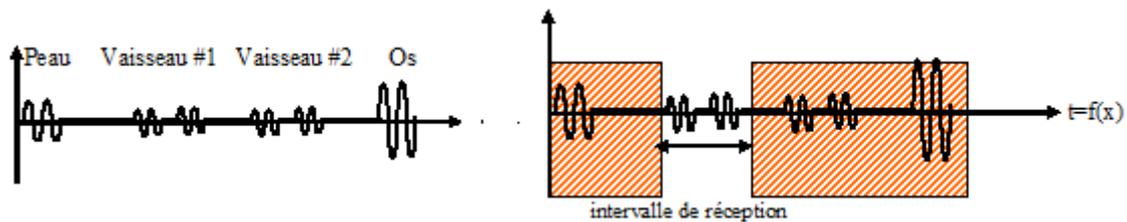


Figure III.10. Les échos correspondants aux interfaces les plus superficielles

Le moment où l'écho est détecté est lié à la profondeur par la relation : $t = \frac{2d}{c}$ **III.8**

Il est possible de distinguer les signaux en fonction de la profondeur en bornant le moment et la durée de l'enregistrement de la réception sur un intervalle dépendant de la profondeur du vaisseau étudié. Lorsque la dernière interface a été détectée, un nouveau pulse est émis puis de nouveaux signaux sont enregistrés sans risque de superposition.

La vélocimétrie pulsée est particulièrement bien adaptée à *l'étude des vaisseaux profonds* comme, par exemple, les artères rénales à la recherche de sténoses dans un contexte d'hypertension artérielle. Une application particulière du Doppler pulsé est le *Doppler transcrânien* qui consiste à étudier les vaisseaux intra-crâniens, le faisceau d'ultrasons étant émis à travers des fenêtres osseuses peu épaisses (exemple : fenêtre trans-temporale pour les artères du polygone de Willis et fenêtre trans-orbitale pour le siphon carotidien et l'artère ophtalmique...)

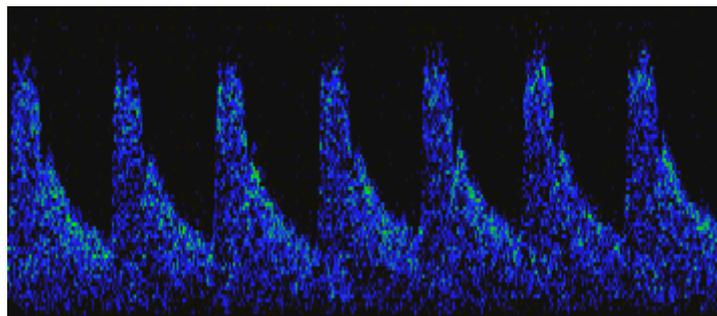


Figure III.11. Doppler transcrânien : artère ophtalmique normale

Le système de Doppler pulsé (figure III.12) est caractérisé par une sonde à cristal unique qui alternativement émet un faisceau d'ultrasons et reçoit le faisceau réfléchi. Le délai entre deux impulsions détermine la fréquence de répétition, encore appelée PRF (Pulse Repetition Frequency). Entre ces deux impulsions, le signal réfléchi est analysé pendant une durée très courte que l'on peut appeler la "fenêtre d'écoute". Le délai entre la fin de l'impulsion et le début de la "fenêtre d'écoute" détermine la profondeur sélectionnée d'analyse du signal Doppler (c'est la profondeur du volume d'échantillonnage).

Le temps d'analyse du signal réfléchi, c'est-à-dire la largeur de la "fenêtre d'écoute", détermine la taille du volume d'échantillonnage.

La PRF détermine la profondeur du champ d'exploration : pour explorer des champs profonds cette PRF doit être basse; pour explorer des champs superficiels on peut l'augmenter. Cette PRF détermine également la sensibilité aux flux: une sensibilité aux flux lents nécessite une PRF basse (environ 700 à 800 Hz pour les flux veineux et les petits flux parenchymateux). Avec une telle PRF basse, les flux artériels rapides seront également détectés mais ils ne pourront pas être quantifiés à cause d'un

phénomène d'ambiguïté fréquentielle, ou aliasing, sur lequel nous reviendrons; l'étude de ces flux rapides nécessite au contraire une PRF élevée (de l'ordre de 2 à 4 kHz).

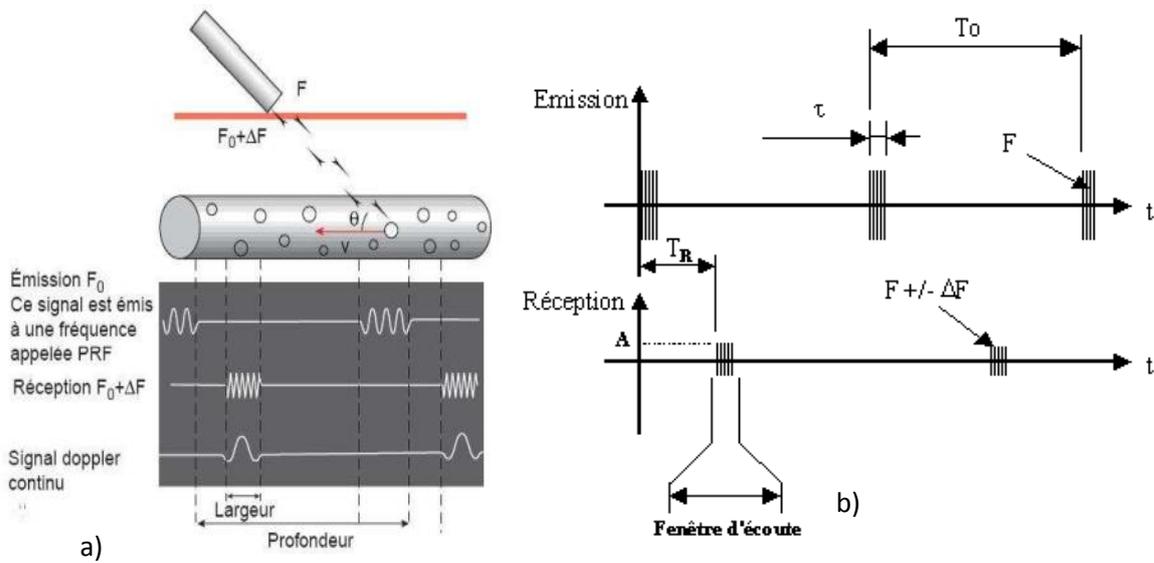


Figure III.12 : a) Doppler Pulsé b) Les signaux en échographie Doppler pulsée

L'opérateur a la possibilité de choisir la position et la taille de la fenêtre d'écoute (Figure III.12), en fonction de la profondeur et du volume à explorer, ce qui nécessite un repérage spatial morphologique sous forme d'une image échographique.

Cette technique permet d'étudier les signaux Doppler correspondant à une profondeur donnée. Pour cela, on sélectionne sur l'image échographique (provenant de la même sonde = duplex écho-Doppler), à l'aide d'un curseur, le vaisseau à étudier. Une fois la profondeur du vaisseau connue, on peut déduire la plage temporelle des «signaux Doppler» correspondants. Il suffit alors de ne retenir, pour l'étude Doppler, que les «échos» correspondant à cette plage temporelle : on parle alors de fenêtre d'intégration ou fenêtre électronique.

La fréquence de répétition des impulsions ultrasonores (PRF = Pulse Repetition Frequency) détermine, comme en échographie, la profondeur d'exploration (figure III.13) :

- ✓ une PRF faible allonge la profondeur d'exploration, ce qui permet d'étudier des vaisseaux profonds ;
- ✓ une PRF élevée limite la profondeur d'exploration, ce qui convient à l'étude des vaisseaux superficiels.

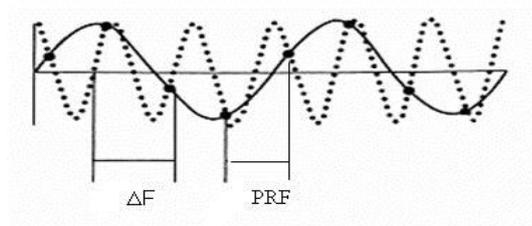


Figure III.13-A : la fréquence de répétition des impulsions ultrasonores (PRF)

Pour observer un phénomène répétitif fréquentiel, la fréquence de l'échantillonnage doit être supérieure ou égale à deux fois la fréquence de ce phénomène. La PRF détermine le seuil critique des fréquences, c'est à dire des vitesses maximales détectables.

Lorsque ce théorème n'est pas respecté, il se produit un phénomène de repliement spectral appelé « aliasing ».

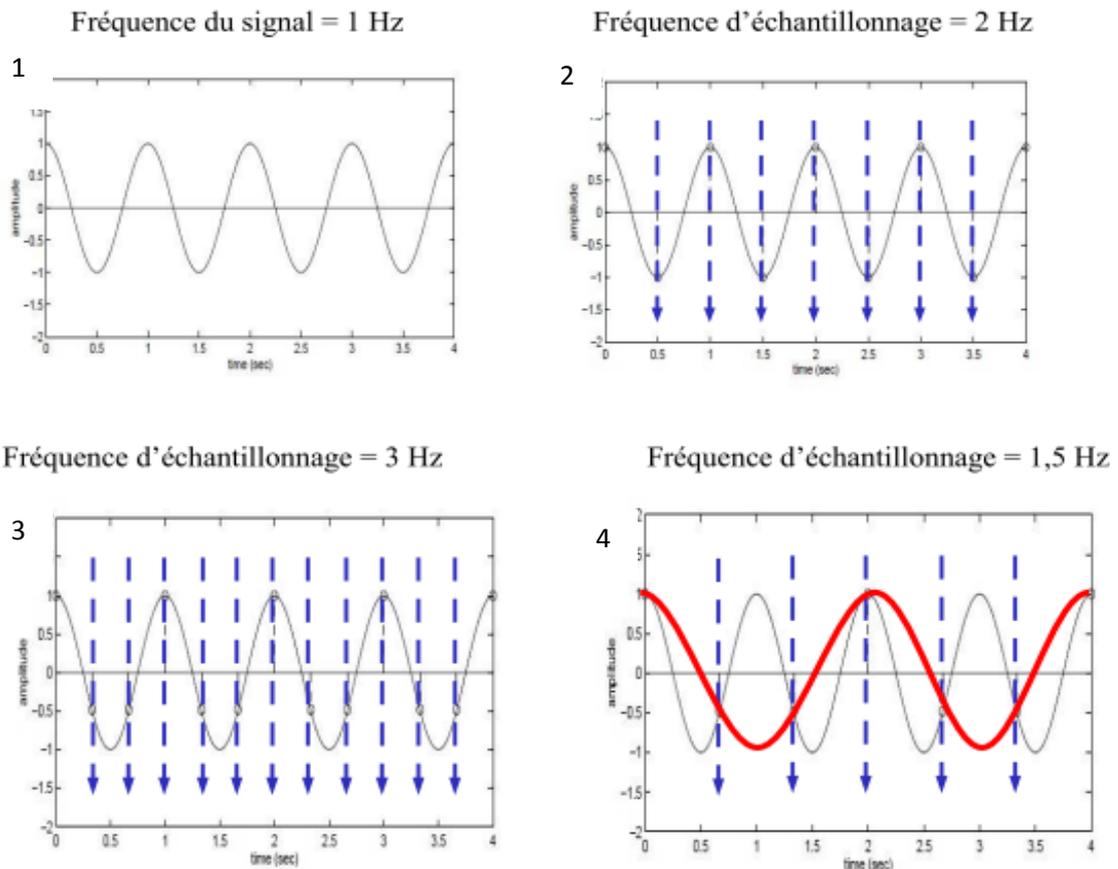


Figure III.13-B : Phénomène de repliement spectral (aliasing)

Dans le cas (1), si l'on échantillonne avec la même fréquence de 1Hz, on enregistre une onde stationnaire.

Dans le cas (2) la modélisation est rendue possible car on mesure les points maximum et minimum du signal. Dans le cas (3), on augmente la fréquence d'échantillonnage, le signal recueilli est de meilleure qualité. Par contre, dans le cas (4) si la fréquence d'échantillonnage n'est pas un multiple entier de celle du signal, on modélise un signal qui ne ressemble plus au signal périodique initial (sous-échantillonnage).

La fréquence mesurée est inférieure à celle du signal d'origine, on sous-estime la vitesse du flux et on obtient un changement de phase (inversion de la direction du flux).

Les conséquences de l'aliasing sont donc d'obtenir une fréquence plus faible que le signal d'origine et un changement de phase.

Une PRF faible laisse le temps aux échos de revenir à la sonde avant une nouvelle impulsion ; cela permet une étude en profondeur des structures. Une PRF élevée ne permet pas aux échos profonds de revenir à la sonde avant une nouvelle impulsion ; cela entraîne une erreur de localisation

spatiale (repliement spatial : une structure profonde sera considérée comme superficielle) ; ainsi une PRF élevée limite la profondeur d'exploration (figure III.13).

L'usage d'une PRF faible a pour avantage de permettre l'accès à des vaisseaux profonds, cependant un inconvénient majeur découle de l'usage d'une telle PRF.

En effet la valeur de la PRF impacte la vitesse maximale de flux interprétable selon la relation suivante :

$$V = PRF \cdot c / 4 F_0 \cdot \cos [\Theta]. \quad \text{III.9}$$

Un repliement fréquentiel (= interprétation d'une haute fréquence en basse fréquence) opère lorsque les fréquences (Δf) du signal échantillonné sont supérieures à la moitié de la PRF, la PRF est ainsi considérée comme la fréquence d'échantillonnage. Ainsi, pour éviter ce phénomène de repliement fréquentiel (aliasing), la PRF doit être au moins égale au double de la fréquence Doppler maximale (Δf_{max}) contenue dans le signal réceptionné. L'étude de flux rapides nécessite l'usage d'une PRF élevée.

$$\Delta F = PRF/2 = (2.F V \cos \alpha)/c \quad \text{III.10}$$

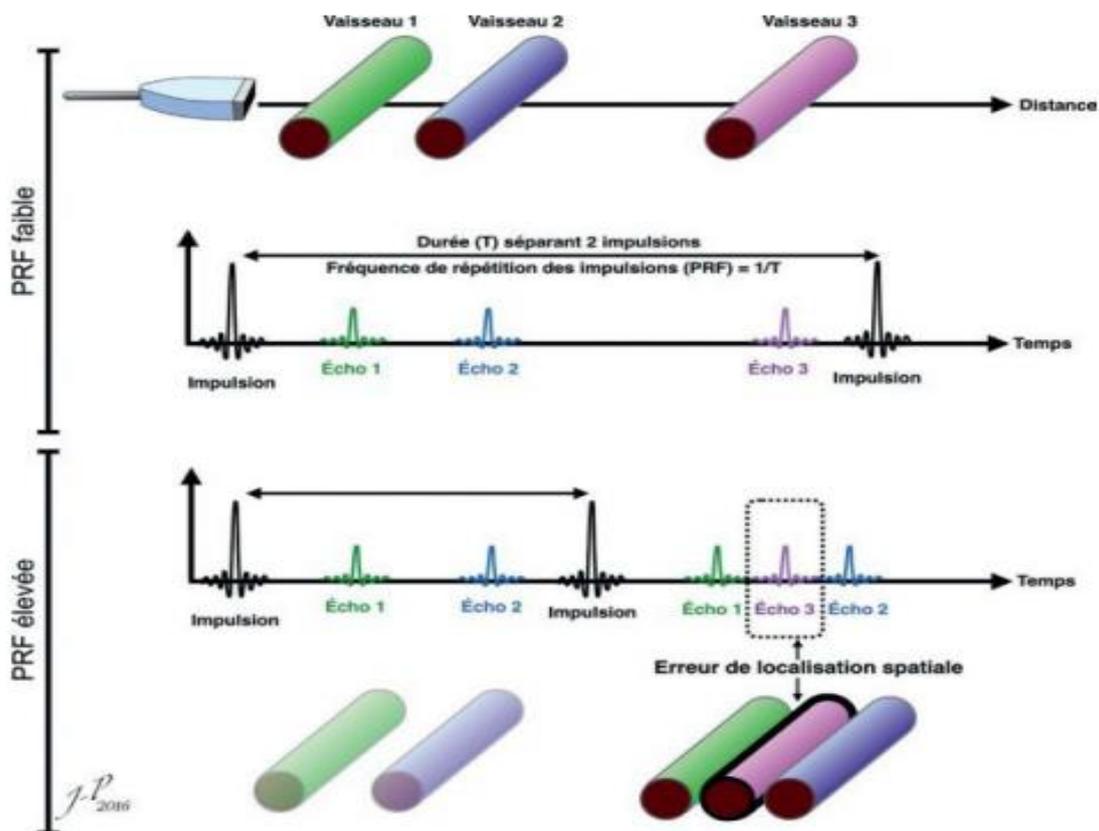


Figure III.13-C. PRF, profondeur d'exploration et erreur de localisation spatiale.

Une PRF faible laisse le temps aux échos de revenir à la sonde avant une nouvelle impulsion ; cela permet une étude en profondeur des structures. Une PRF élevée ne permet pas aux échos profonds de revenir à la sonde avant une nouvelle impulsion ; cela entraîne une erreur de localisation spatiale (repliement : une structure profonde sera considérée comme superficielle) ; ainsi une PRF élevée limite la profondeur d'exploration par :

$$max = c / 4\Delta F = c / 2PRF \quad \text{III.11}$$

Tableau III.2: Avantages et inconvénients du doppler pulsé

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Grande précision de tir due à la visualisation du vaisseau à explorer. ✓ Précision pour les mesures de vitesse. ✓ Identification précise du vaisseau sur une image échographique ✓ Possibilité d'effectuer d'autres mesures (index de résistance, accélération...) ✓ bénéficier d'une résolution spatiale qui permet de localiser l'enregistrement Doppler en profondeur ✓ évaluation au centre du vaisseau. 	<ul style="list-style-type: none"> – Plus faible sensibilité pour détecter les flux très lents – le risque d'ambiguïtés en fréquence (ou aliasing) et en profondeur, sur lesquelles nous reviendrons. – Difficulté pour trouver de petits vaisseaux. – Difficulté à mettre en évidence des vaisseaux à flux lent ou obstrués. – La limitation en profondeur : difficulté d'étude des vaisseaux profonds car une PRF trop basse fausse l'origine spatiale des fréquences doppler mesurées.(mauvaise évaluation de la vitesse Doppler) – Rapport signal /bruit moyen

L'intérêt du Doppler pulsé est de pouvoir focaliser l'examen en profondeur, ce qui nécessite bien sûr d'utiliser un repérage spatial morphologique, sous la forme d'une image échographique, pour donner ce qu'on appelle système duplex. L'acquisition du signal Doppler et de l'image échographique est faite de façon rapide et alternée.

3.3. Les systèmes duplex

Avec ces dispositifs, il est ainsi facile de repérer, à l'aide d'un index surbrillant, la position du prélèvement de vitesse par rapport aux structures anatomiques visualisées sur l'image. Ces dispositifs duplex permettent facilement sur la même image, de mesurer à la fois la vitesse moyenne de l'écoulement et la section du vaisseau, donc d'en déduire le débit (figure III.14).

Les systèmes duplex permettent l'acquisition alternée de l'image échographique et du signal Doppler, en combinant souvent les fréquences d'émission: on utilise en Doppler une fréquence plus basse que la fréquence nécessaire à l'acquisition de l'image.

L'optimisation des systèmes duplex résulte d'un compromis puisque la qualité de l'image ultrasonore est maximale lorsque les interfaces sont à 90° par rapport au faisceau d'ultrasons, alors qu'il faut un angle minimum pour le Doppler.

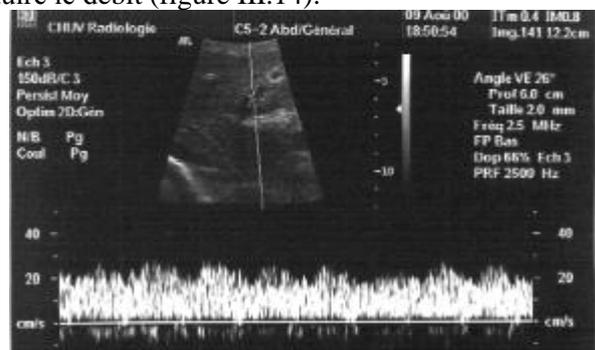


Figure III.14. le système duplex

Les systèmes duplex permettent de visualiser les vaisseaux, superficiels, ce qui facilite l'interprétation des signaux Doppler, et de repérer les lésions pariétales, ce qui permet de focaliser l'examen sur les zones pathologiques, en amont et en aval.

Les limites du système sont liées aux vaisseaux profonds, souvent non visibles, et pour lesquels on ignore la direction ou l'existence de lésions pariétales.

3.4. Doppler bidimensionnel ou Doppler couleur

Le Doppler couleur permet d'analyser le signal Doppler dans un plan et ceci presque simultanément dans tous les points de ce plan. Il pourrait être assimilé à un système Doppler pulsé multiporte et multiligne. En fait, grâce à un procédé d'analyse du signal appelé l'*autocorrélation*, il est possible d'obtenir l'information Doppler sur toute la longueur d'une ligne, après deux impulsions, en analysant les modifications de la phase entre les deux signaux. Cependant, le rapport signal/bruit est extrêmement faible, ce qui impose de répéter ces impulsions entre 16 et 32 fois pour chacune des lignes échantillonnées.

Ce procédé permet ainsi d'analyser, au niveau d'un ensemble de volumes d'échantillonnages disposés le long d'une ligne de tir, les trois paramètres du signal ultrasonore, à savoir : l'*amplitude*, qui permet de reconstituer l'image en échelle de gris, la *phase* qui détermine la direction du déplacement des structures circulantes et la *fréquence Doppler* qui traduit la vitesse circulatoire.

La résolution de l'image couleur dépend de la taille du volume d'échantillonnage sur chacune des lignes couleur et de la densité de lignes couleurs échantillonnées parmi l'ensemble des lignes échographiques de l'image noir et blanc. Le rapport signal/bruit (qui conditionne la qualité de l'information Doppler) dépend du nombre de tirs par ligne.

Le mode Doppler couleur se superpose à l'image 2D échographique des informations doppler ne se limitant plus à un tir linéaire mais intéressant une zone plus large .Il permet de codifier en couleur tout ce qui est en mouvement (sang, air, LCR, jet urinaire...).(figure III.15) .La principale difficulté réside dans le fait que pour obtenir une bonne image 2D le faisceau doit être orienté de manière perpendiculaire alors que pour mettre en évidence l'effet Doppler le même faisceau doit être tangentiel.

Donne une représentation du signal Doppler en temps réel selon un codage couleur :

- ✓ sens du flux : rouge lorsque le flux dirige vers la sonde ; bleu quand il s'éloigne de la sonde
- ✓ vitesse du flux : les vitesses élevées sont en teintes claires.

La couleur indique le sens du mouvement et la nuance de la couleur indique sa vitesse. L'échelle de couleur apparaît à gauche de l'image.

Dans le cas d'un vaisseau sanguin la couleur s'allume dans la lumière du vaisseau. La codification est une convention :

- ✓ Rouge pour les artères \Rightarrow le flux se déplace vers la sonde. Plus la couleur rouge se rapproche du jaune plus la vitesse du flux est élevée.
- ✓ Bleu pour les veines \Rightarrow le flux s'éloigne de la sonde. Plus la couleur bleu s'assombri plus la vitesse du flux est ralentie.
- ✓ L'absence de couleur dans un vaisseau peut être due à une absence de flux ou à un angle incompatible avec la mise en évidence de l'effet Doppler.
Une couleur qui vire au blanc peut être synonyme de turbulence ou d'aliasing.

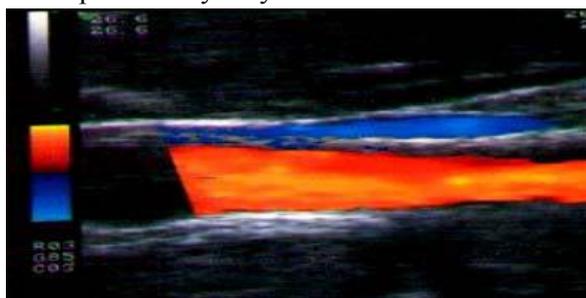


Figure III.15.*Doppler Couleur*

Tableau III.3: Avantages et inconvénients du doppler Couleur

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Visualisation rapide du vaisseau ✓ Permet une impression générale de la vascularisation d'un organe ✓ Détection du réseau sanguin d'une tumeur ✓ Permet de distinguer une structure vasculaire d'une autre structure anatomique 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ La qualité de remplissage d'un vaisseau dépend de l'angle formé entre le faisceau incident et le trajet du vaisseau. ✓ L'acquisition du Doppler couleur a une plus grande latence qu'en mode Doppler pulsé. ✓ Résolution spatiale limitée (pas utilisé pour mesurer un rétrécissement au niveau d'une valve, il faudra utiliser le doppler continu) ✓ Faible sensibilité pour les flux lents.

3.4.1. Traitement du signal appliqué à l'échographie couleur

L'échographie Doppler couleur permet d'obtenir pour chaque point de l'image échographique une information sur la vitesse des cibles, représentée par une couleur.

Afin d'étudier l'échographie doppler couleur, nous allons présenter dans la figure III.16 Allure des signaux en échographie couleur

$d_{maxi} = c/(2.Fo) = 20cm$,Avec $Fo = 4kHz$

La résolution axiale est dans ce cas:

$\Delta d = c.\tau / 2 \approx 2mm$

Il y a donc 100 T_{ir} possibles ($20/0.2=100$ T), correspondant chacun à un incrément de 2mm de distance radiale.

$|Vrmax| \leq (\frac{\lambda}{4}) . Fo = 0,4m/s$

$\Delta F_{Maxi} \approx 2000Hz$, Donc $N_T = Fo / \Delta F = 2$ tirs

Cet exemple représente la limite maximale respectant la vitesse de Nyquist au-delà de laquelle il y a un **repliement spectral**. Il y aura donc dans ce cas 200 informations Doppler à traiter pour une ligne d'exploration sur une profondeur de 20cm.

Si l'on veut analyser des cibles dont la vitesse est $v = 0,1m/s$, avec : $\alpha = 20^\circ$ $F = 4MHz$ $c = 1540m/s$

$\Delta F = (2.vF/c).\cos \alpha \approx 500Hz$, donc $N_T = Fo / \Delta F = 8$ tirs (Soit 800 informations Doppler à traiter par ligne).

Sur une image de 100 lignes, cela représente un nombre d'informations conséquent et au-delà d'une dizaines de tirs par ligne la cadence des images devient trop faible.

Les échos reçus pour un tir, sont répartis sur toute la profondeur et certains d'entre eux (les plus intenses) correspondent à des échos fixes. (Figure III.17)

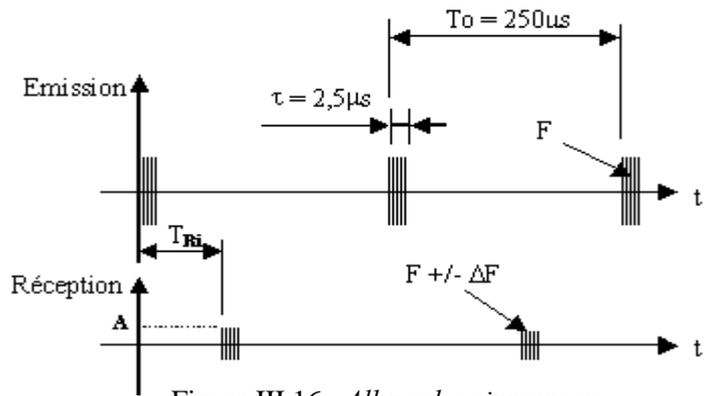


Figure III.16. Allure des signaux en échographie couleur

Il est donc nécessaire, dans un premier temps, de supprimer les échos de cibles fixes, pour ne conserver que les échos de cibles mobiles.

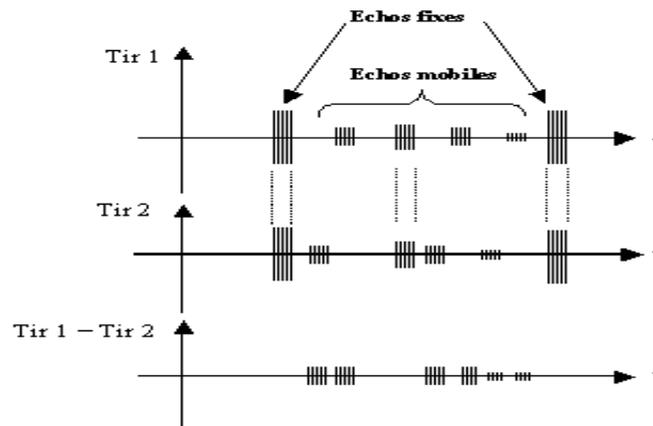


Figure III.17. *Suppression des échos fixes*

Les échos mobiles étant répartis de façon aléatoire en profondeur, si l'on soustrait les échos correspondants à deux tirs successifs, ne subsisteront que les échos mobiles, les échos fixes s'annulant entre eux.

Le calcul de la fréquence Doppler par Transformée de Fourier (FFT) n'est pas envisageable ici, compte tenu du nombre d'opérations à effectuer. Le procédé utilisé fait appel aux propriétés de la fonction de corrélation.

3.5. « Doppler Énergie » : (Power Doppler ou Doppler Puissance)

Ce mode permet la visualisation de la circulation sanguine indépendamment de l'angle incident du faisceau ultrasonore car il donne une information proportionnelle non pas à la vitesse d'écoulement du sang, mais au nombre d'hématies rétro-diffusant des ultrasons.

Il est utilisé en cancérologie afin d'obtenir des renseignements sur la perfusion de masses tissulaires. il donne une représentation monochromatique de la puissance du signal :

- Cette puissance (intensité du signal) est proportionnelle au nombre d'hématies en mouvements.
- Est indépendante de la vitesse du flux

Tableau III.4: *Avantages et inconvénients du doppler Energie*

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Visualisation de la vascularisation complète d'un organe ou d'une région ✓ Meilleure sensibilité aux flux lents ✓ Est indépendant de l'angle du faisceau incident ✓ Très Bon rapport Signal /Bruit 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Mauvaise résolution temporelle ✓ Sensibilité aux mouvements, même s'il ne s'agit pas de flux sanguin ✓ Absence d'information quantitative sur les flux (vitesse, sens) ✓ Tendance au « Blooming » = artéfact généré par un encodage couleur dépassant les limites de la lumière du vaisseau

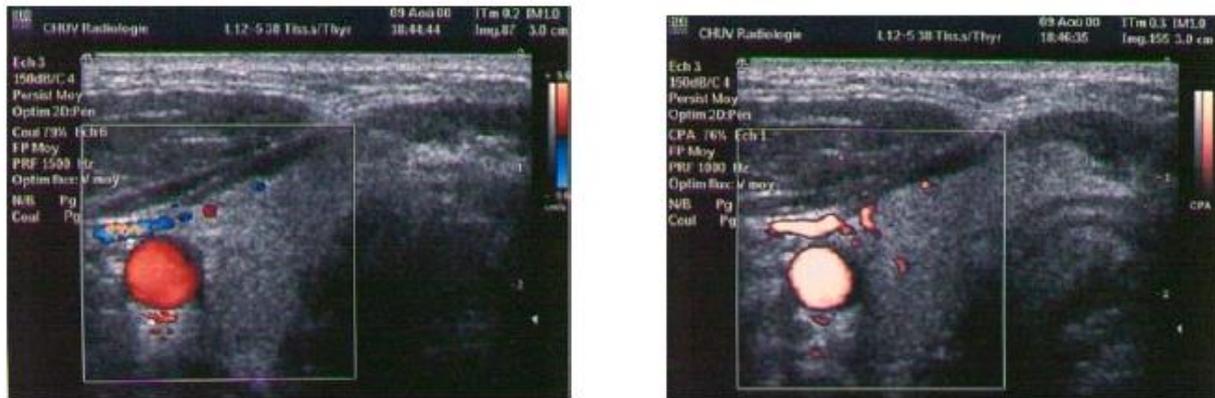


Figure III.18. Comparaison « Doppler Couleur » et « Doppler Énergie »

Les divers modes Doppler peuvent être complétés par un défilé spectral et par des mesures appropriées selon les indications cliniques (mesure de vitesse, index de résistance, temps d'accélération...)

3.6. Triplex :

Lorsque l'image Doppler couleur (ou Doppler Energie) combiné avec le défilé spectral s'affichent simultanément en temps réel on parle de « Triplex ».

3.7. Doppler tissulaire ou Tissue Doppler Imaging (TDI)

Comme tout mouvement donne lieu à l'effet Doppler, il est possible de tirer profit du mouvement de paroi dus aux pulsations du cœur ou d'un vaisseau. C'est un mode qui est adapté aux vitesses relativement lentes, pour le déplacement des tissus.

La difficulté majeure de cette technique réside dans le fait qu'il faut pouvoir différencier l'effet « Doppler » dû au flux sanguin d'une part et celui dû aux mouvements de la paroi d'autre part. Deux points les différencient :

- La vitesse du flux sanguin est nettement supérieure à la vitesse du mouvement tissulaire. Par conséquent il génère des fréquences Doppler plus élevées.
- L'amplitude du signal est plus forte dans les tissus.

Actuellement cette technique n'est utilisée qu'en échographie cardiaque.

3.8. L'échographie CIV

3.6.1. Principes du CVI (Color Velocity Imaging)

Le CVI est un procédé d'analyse du signal ultrasonore qui permet d'obtenir une imagerie couleur du flux sans utiliser le principe de l'effet Doppler. Comme un Doppler couleur, le CVI va comparer deux signaux ultrasonores obtenus successivement sur la même ligne. Au lieu d'effectuer une autocorrélation de la phase, le CVI effectue une corrélation simple en faisant glisser les deux signaux l'un par rapport à l'autre, jusqu'à retrouver au niveau de chacun des signaux la séquence qui correspond aux vaisseaux traversés et qui s'est déplacée entre les deux tirs. C'est ce que l'on appelle la *reconnaissance de signature* (figure III.19).

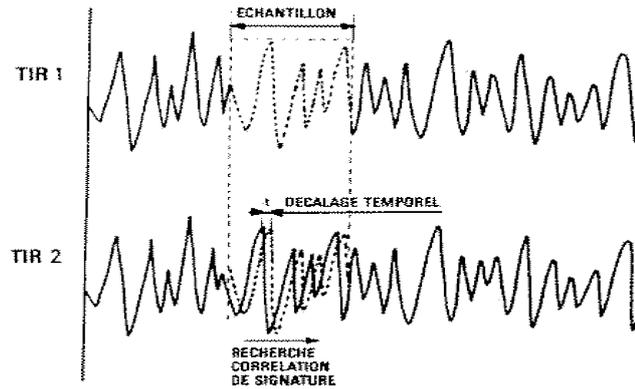


Figure III.19 : reconnaissance de signature

C'est donc une corrélation temporelle directe et non pas une corrélation fréquentielle. Alors qu'en Doppler couleur seulement une ligne sur quatre environ est utilisée pour l'analyse Doppler. Par contre, en CVI la corrélation est réalisée sur chaque ligne ultrasonore qui constitue l'image noir et blanc.

Le CVI ne passe donc pas par la mesure des fréquences: il mesure la distance parcourue par les globules rouges entre les deux tirs ultrasonores (figure III.20):

$$d = c/2 t \cos \theta \quad \text{III.12}$$

où c est la vitesse de propagation des ultrasons dans les tissus et t est le décalage.

On peut donc en déduire directement la vitesse de déplacement des globules rouges qui est :

$V = d/T$, avec d étant la distance parcourue par les globules rouges et t l'intervalle entre les deux tirs.

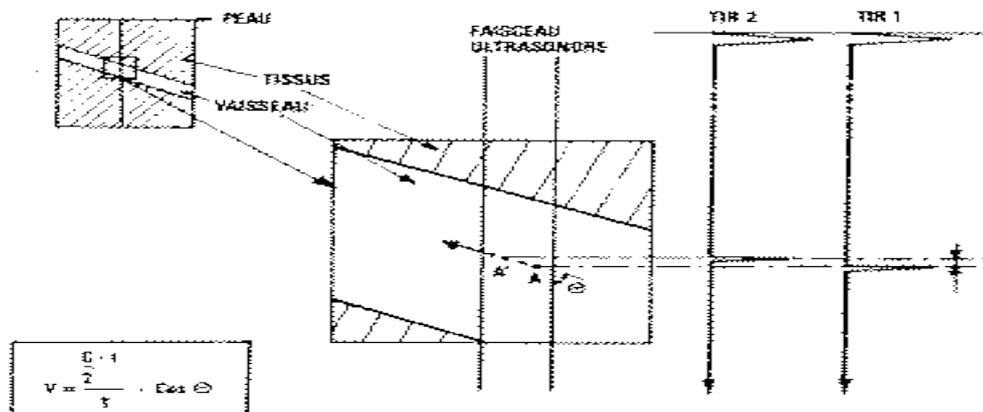


Figure III.20 : mesure la distance parcourue par les globules rouges entre les deux tirs ultrasonores

On a donc un calcul direct de la vitesse axiale des globules rouges. Cette technique demeure tout aussi dépendante de l'angle θ entre l'axe du vaisseau et le faisceau d'ultrasons.

Cette technique présente certains avantages par rapport au Doppler couleur qui sont :

- de pouvoir supprimer l'erreur de calcul de θ ; F (liée à des phénomènes de diffusion, d'atténuation et de speckle),

- de pouvoir augmenter la vitesse d'échantillonnage puisqu'on n'est pas obligé de répéter 16 à 30 fois la corrélation pour avoir un bon rapport signal/bruit: deux à quatre sommations sont généralement suffisantes,
- amélioration de la résolution spatiale puisque toutes les lignes échographiques sont analysées pour rechercher un flux,
- suppression théorique de l'aliasing puisqu'on n'effectue plus d'analyse fréquentielle.

Considérons deux échos ultrasonores obtenus après deux tirs successifs sur une même cible en mouvement. Puisque la cible se déplace entre les deux tirs, les échos correspondants sont décalés de la durée Δt . (Figure III.21)

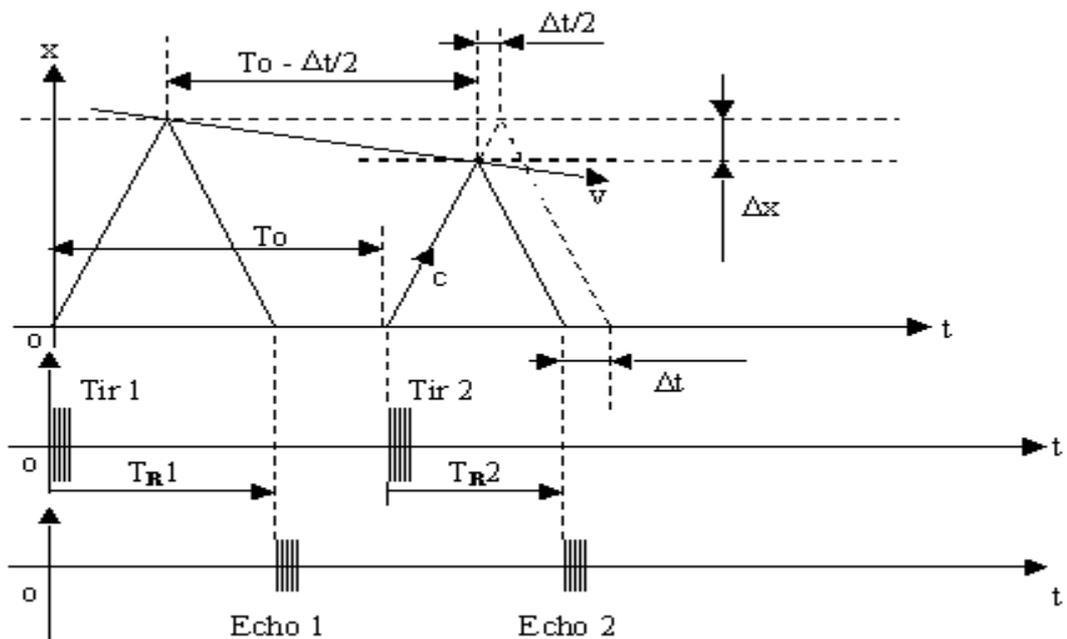


Figure III.21 Principe de l'échographie CVI

$$\Delta x = v.(T_0 - \Delta t/2) = c. \Delta t/2$$

III.13

$$2. v.T_0 = (c+v). \Delta t \approx c. \Delta t, \text{ donc } v \approx c. \Delta t / (2.T_0)$$

Il est possible, de déterminer la vitesse d'une cible connaissant le décalage $\Delta t = T_{R1} - T_{R2}$ entre deux échos consécutifs à deux tirs. (T_0 et c étant connus) (Cette méthode est également utilisée par les radars laser de contrôle routier)

La fonction d'intercorrélation permet de déterminer $\pm \Delta t$ et donc d'avoir une image de la vitesse de cette cible. Cette vitesse est obtenue pour un déplacement Δx dans l'axe du faisceau ultrasonore et doit donc être corrigée de l'angle Doppler α .

$$v \cdot \cos \alpha = c. \Delta t / (2.T_0)$$

III.14

Cette mesure, si elle est similaire à la mesure Doppler, est indépendante de la fréquence émise F et n'est donc pas soumise au problème du repliement spectral.

Une autre technique consiste à utiliser la fonction d'autocorrélation sur chaque écho reçu. Cette fonction permet d'obtenir un maximum pour $\tau = T$ période du signal analysé. $T = 1/(F+/-\Delta F)$

Pour chacun des signaux le long d'une ligne de tir, on obtient ainsi une estimation de la fréquence Doppler $F+/-\Delta F$, qui est fonction de la vitesse des cibles.

Cette mesure Doppler dépend de la fréquence F émise et est de ce fait, sujette au repliement spectral.

La fonction d'autocorrélation, permet également d'obtenir l'énergie du signal. Si l'on suppose que les échos fixes ont été supprimés, l'affichage de l'énergie permet de visualiser l'ensemble des flux circulants, indépendamment de la vitesse. Ce mode d'affichage est appelé ANGIOGRAPHIE .

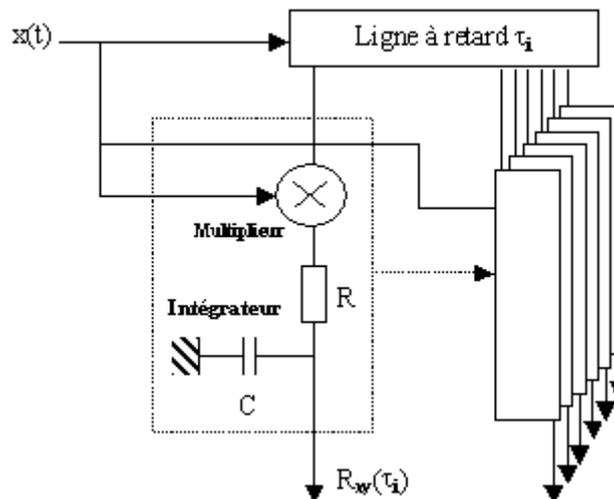


Figure III.22 Exemple d'implémentation de la fonction d'autocorrélation d'un signal Doppler

Quelle que soit la méthode employée, ce n'est pas tant la vitesse qui est intéressante en échographie couleur, que le sens de circulation des cibles. Par convention, la couleur rouge est affectée à une cible se rapprochant de la sonde et la couleur bleue à une cible s'éloignant. Le faible rapport signal sur bruit des échos de sang, nécessite en général de faire plusieurs tirs ultrasonores par ligne explorée, ce qui ralentit la cadence des images.

Des erreurs d'interprétation, dues à l'angle Doppler, peuvent apparaître lorsque le vaisseau observé est sinueux. Le changement de direction du vaisseau par rapport à la sonde va se traduire par un changement de couleur. L'utilisation d'une *sonde sectorielle à balayage* introduit une inversion des couleurs entre les deux demi-secteurs balayés par la sonde. (Fig. 29)

Cet angle Doppler n'est pas constant pendant le balayage, passant par une valeur égale à $\pi/2$ à la perpendiculaire de la sonde.

L'échographie couleur est en constante évolution. Les techniques utilisées deviennent de plus en plus complexes. Le caractère non agressif des ultrasons fait de ces appareils, des outils très prisés, pas seulement en obstétrique médicale. L'échographie couleur est également utilisée de façon courante en cardiologie.

Les transducteurs, de plus en plus miniaturisés et sensibles, ouvrent la voie à de nouvelles applications, comme l'imagerie de l'œil ou de la peau, avec des résolutions spatiales pouvant atteindre quelques dizaines de microns. L'image d'une empreinte digitale est actuellement possible en échographie.

Les zones encore non accessibles en échographie ultrasonore sont essentiellement les poumons (l'air est un écran pour les ultrasons) et les os, trop échogènes pour être observés en profondeur. Les résultats obtenus, en terme de sensibilité et de résolution d'images, diffèrent d'un appareil à l'autre, en fonction des procédés utilisés.

Le progrès, en matière de processeurs de traitement du signal, permet des acquisitions rapides de volumes en échographie 3D. Cette technologie est un axe de développement important, permettant des diagnostics précis en matière de malformations fœtales, face, mains et pieds.

Cette évolution technologique contribue à l'expansion du champ d'application des méthodes de diagnostics ultrasonores et de leurs utilisations par un nombre sans cesse croissant de spécialités médicales.

Conclusion :

L'échographie Doppler 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'infection. De plus, cet examen est indolore et traumatique, les ultrasons étant sans danger pour les tissus. Il peut être pratiqué sur des femmes enceintes ou des enfants en bas âge. Il peut donc être répété autant de fois que nécessaire.

Toutefois, comme pour toute exploration ultrasonore fœtale, l'échographie Doppler doit être réalisée avec les réglages appropriés tenant compte de la puissance acoustique émise afin d'éviter le risque de lésions fœtales potentielles.

La qualité de l'imagerie obtenue par écho doppler est très variable d'un patient à l'autre. L'obésité et les déformations thoraciques rendent parfois l'examen difficilement interprétable. La sonde étant manipulée manuellement, le plan de coupe de l'image obtenue peut varier. La qualité des résultats reste donc très dépendante de l'habileté et de l'expérience de l'opérateur.

L'examen écho-doppler en angiologie est devenu un examen indispensable et de première intention pour confirmer le diagnostic des lésions des vaisseaux et de guider le choix thérapeutique en fonction des lésions dépistées. Il est indispensable dans la surveillance de la thérapeutique médicale, chirurgicale et dans les suites d'une intervention radiologique interventionnelle.

Cette méthode d'exploration vasculaire est non traumatisante (pas de ponction, pas d'injection de produit iodé), et de réalisation rapide en ambulatoire.

Il existe d'autre type de mode écho doppler que nous n'allons pas discuter dans ce chapitre tel que imagerie harmonique, élastographie et imagerie de contraste.

Série de TD N°3:

Exercice 1

Lors d'un orage, un observateur mesure le temps t séparant l'éclair du tonnerre. Quelle distance sépare l'observateur du point d'impact de la foudre lorsque $t = 10\text{s}$?

La vitesse du son c_{Son} dans l'air est supposée égale à 343m/s .

La vitesse de la lumière c_{Lum} est, quant à elle, égale à $3 \cdot 10^8\text{m/s}$.

La vitesse de la lumière étant très supérieure à la vitesse du son, on peut négliger le temps mis par la lumière pour atteindre l'observateur.

La Solution :

La distance x parcourue par le son pendant le temps $t = 10\text{s}$ est: $x = c_{\text{Son}} \cdot t$, donc $x = 343 \cdot 10 = 3,43\text{km}$

Le temps mis par la lumière pour parcourir cette distance est: $t_L = x / c_{\text{Lum}} = 3430 / (3 \cdot 10^8) t_L = 11,43\mu\text{s}$

Donc, l'erreur sur la distance est donc égale à: $\Delta x = c_{\text{Son}} \cdot t_L \approx 4\text{mm}$!

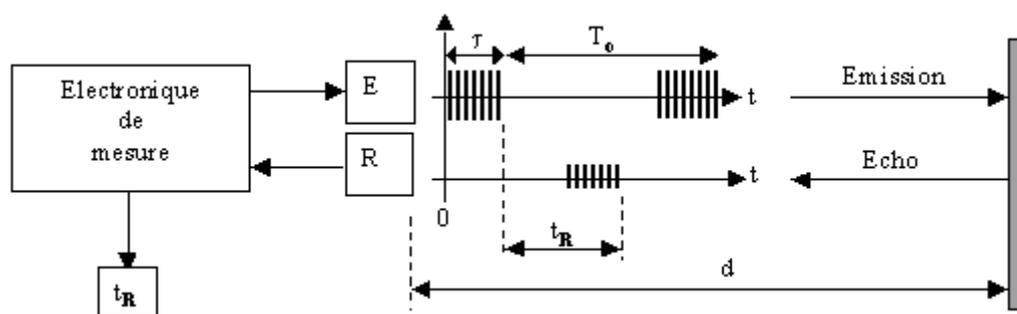
Exercice 2

Un dispositif de mesure à ultrasons (télémètre ultrasonore) est équipé d'un transducteur émetteur E et d'un transducteur récepteur R.

Le signal émis est constitué de trains d'ondes sinusoïdales de fréquence $F = 40\text{kHz}$, de durée $\tau = 100\mu\text{s}$ et de période de répétition $T_o = 100\text{ms}$.

Le dispositif électronique, associé à ces transducteurs, permet la mesure du temps t_R séparant l'envoi d'un train d'ondes ultrasonores de son écho issu d'une surface plane.

La vitesse de propagation c des ultrasons dans l'air est supposée égale à 340m/s .



Questions:

- De combien de périodes de sinusoïdes est constitué chaque train d'ondes ?
- Quelle est la distance maximale de mesure d_{Maxi} de ce télémètre ?
- Quelle est la distance minimale de mesure d_{Mini} de ce télémètre ?
- A quelle distance d correspond à un temps de retour $t_R = 30\text{ms}$?

Série de TD N°3:

Réponses:

a) La fréquence F des ondes ultrasonores sinusoïdales est égale à 40kHz.

La période de ces signaux est donc égale à: $T = 1/F = 25\mu\text{s}$

Le nombre de sinusoïdes comprises dans une impulsion de durée $\tau = 100\mu\text{s}$ est: $N = \tau / T = 4$

b) La distance maximale de mesure est fonction de la période de répétition des trains d'ondes.

$$d_{\text{Maxi}} = c \cdot T_0 / 2 = 340.50 \cdot 10^{-3} = 17\text{m}$$

c) La distance minimale de mesure est fonction de la durée τ des trains d'ondes.

$$d_{\text{Mini}} = c \cdot \tau / 2 = 170 \cdot 10^{-4} = 1,7\text{cm}$$

$d_{\text{Mini}} = \Delta d = 1,7\text{cm}$ est le plus petit intervalle de distance mesurable

d) Un temps de retour $t_R = 30\text{ms}$ correspond à une distance d égale à: $d = c \cdot t_R / 2 = 340.15 \cdot 10^{-3} = 5,1\text{m}$

Exercice 3 :

Un véhicule circulant en agglomération (vitesse limitée à 50km/h) est contrôlé par un radar Doppler de la gendarmerie de type Mesta 208, bande K ($F = 24,125\text{GHz}$). Au passage du véhicule l'onde écho est de fréquence $F' = F + 2500\text{Hz}$. L'angle de visée est égal à $\alpha = 25^\circ$.

1) ce véhicule est-il en infraction ? Réponse: Oui

$$F = 24,125\text{GHz} \Rightarrow \lambda = 3 \cdot 10^8 / 24,125 \cdot 10^9 = 1,24\text{cm}$$

$$\Delta F = 2500\text{Hz} ; \cos\alpha = 0,906 \text{ Donc } v = \lambda \cdot \Delta F / (2 \cdot \cos\alpha) = 17,1\text{m/s} = 61,6\text{km/h}$$

2. Quelle est la vitesse maximale $|V_{\text{Maxi}}|$ mesurable par ce radar ? sachant que ce radar émet des trains d'ondes avec une PRF (Pulse Repetition Frequency) $F_0 = 30\text{kHz}$.

La vitesse maximale mesurable est proportionnelle à la PRF.

$$|V_{\text{Maxi}}| = (\lambda/4) \cdot F_0 = (1,24/4) \cdot 10^{-2} \cdot 3 \cdot 10^4 = 93\text{m/s} = 334\text{km/h}$$

3) A quelle fréquence Doppler ΔF_1 correspond une vitesse mesurée égale à 130km/h ?

Une vitesse $v = 130\text{km/h} = 36,11\text{m/s}$ correspond à une fréquence Doppler égale à:

$$\Delta F_1 = (2 \cdot v / \lambda) \cdot \cos\alpha, \text{ donc } \Delta F_1 = 0,906 \cdot 7222 / 1,24 = 5277\text{Hz}$$

4) Le calcul de la vitesse est réalisé au moyen d'un algorithme de FFT sur un nombre $N = 256$ points. Quelle est la précision dv sur la mesure de la vitesse ?

La précision sur la mesure de la vitesse est fonction du nombre de points de la FFT.

$$dv = (\lambda \cdot F_0) / 2 \cdot N = 372 / 512 = 0,726\text{m/s} = 2,6\text{km/h}$$

Série de TD N°3:

La durée d'une mesure est égale à $N/F_0 = 256/(3 \cdot 10^4) = 8,5\text{ms}$

(Pendant cette mesure le véhicule circulant à 130km/h se déplace de 30cm)

II. si la durée τ des impulsions émises par ce radar est égale à $1\mu\text{s}$ et la période de répétition T_0 est de $100\mu\text{s}$.

1) Quelle est la longueur d'onde du signal émis ? Que vaut la PRF ?

$$\lambda = c/F = 3 \cdot 10^8 / 3 \cdot 10^9 = 10\text{cm}$$

La PRF F_0 est égale à: $F_0 = 1/T_0 = 10\text{kHz}$ avec $T_0 = 100\mu\text{s}$.

2) Quelle est la vitesse maximale ambiguë $|V_{\text{Maxi}}|$ mesurable par ce radar ?

$$|V_{\text{Maxi}}| = (\lambda/4) \cdot F_0 = 900\text{km/h}$$

3) Quelle est la distance maximale de mesure d_{Maxi} ? $d_{\text{Maxi}} = c / (2 \cdot F_0) = 1,5 \cdot 10^4 = 15\text{km}$

4) Quelle est la zone aveugle de ce radar ? Zone aveugle = $c \cdot \tau/2 = 150\text{m}$

5) Deux avions, en cours d'atterrissage, se suivent avec un écartement de 120m.

Que voit le contrôleur aérien sur son écran radar ? Pourquoi ?

Le radar ne peut distinguer deux échos qui ne seraient pas espacés dans le temps de la durée τ . Cet intervalle définit la résolution radiale Δd . $\Delta d = c \cdot \tau/2 = 150\text{m}$

Les deux avions étant alignés sur le même axe du faisceau radar et écartés de seulement 120m, le contrôleur aérien ne verra donc qu'un seul plot sur son écran au lieu de deux.

Exercice 4 : Echographie CVI (ColorVelocity Imaging)

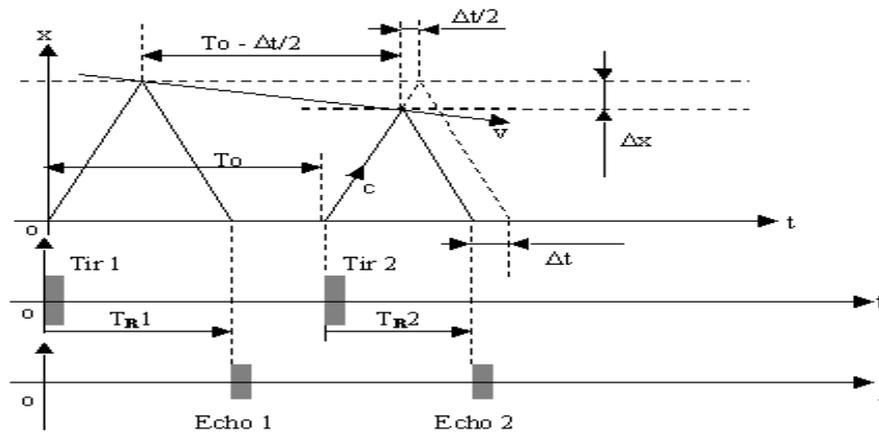
En échographie CVI, la vitesse d'une cible n'est pas obtenue par effet Doppler mais en calculant l'écart Δt entre deux échos successifs.

La vitesse de la cible est supposée constante pendant la mesure. L'angle Doppler α est connu et égal à 20° . La profondeur maximale d'exploration est fixée à 20cm. La vitesse de propagation c des ultrasons dans le milieu est égale à 1540m/s.

a) Quelle est la PRF dans ce cas ?

b) Calculer Δt pour une vitesse v de cible égale à 1m/s ?

Série de TD N°3:



Réponses:

a) La PRF est égale à: $d_{\text{Maxi}} = c / (2.F_0) = 0,2\text{m} \Rightarrow F_0 = c / (2. d_{\text{Maxi}}) = 1540/0,4 = 3,85\text{kHz}$

b) $v \cdot \cos\alpha = c \cdot \Delta t / (2.T_0) \cdot \cos\alpha = \cos 20^\circ = 0,94$

Donc; $\Delta t = 2.v \cdot \cos\alpha.T_0 / c = 2.v \cdot \cos\alpha / (c \cdot F_0) = 0,3\mu\text{s}$

Chapitre 4 : Mode d'échographie et formation de l'image échographique

1. Introduction : L'échographie est un terme constitué de deux mots : écho et graphie qui signifie « dessiner l'écho » (l'onde réfléchi), qui est une technique d'imagerie permettant de visualiser sur écran des structures du corps humain en utilisant les ondes ultrasonores dont la qualité des images échographiques dépend de plusieurs caractéristiques.

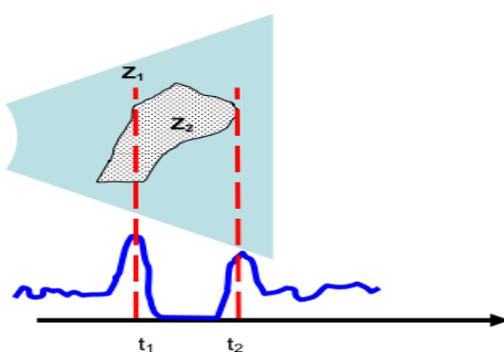
L'échographie utilise les ondes ultrasonores qui ont une très bonne directivité et le pouvoir de réfléchir à l'interface de milieu ayant des impédances acoustiques différentes, ces ondes sont envoyée par une sonde présentant des fréquences variables en fonction de l'organe analyser et réceptionné par cette même sonde. Le signal transmis correspond aux différentes structures rencontrées (écho) sera analysé par un ordinateur et restitué en temps réel sur l'écran.

L'échographe est constitué d'une sonde, du gel, d'un système informatique, d'une console de commande, d'un système de visualisation (moniteur) et d'un système d'enregistrement des données.

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 puisque $x=ct/2$



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

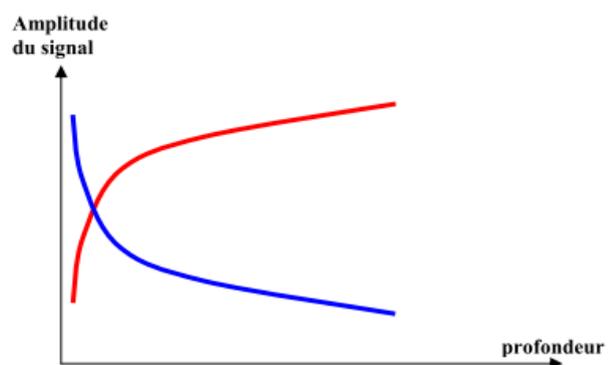


Figure IV.2 : relation entre amplitude du signal et la profondeur

Remarquons qu'à $t = t_2$: amplitude réfléchi 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 bleu) en amplifiant de façon logarithmique ce signal (en rouge).



figure IV.1 l'Échographe
Source : http://web-japan.org/nipponia/nipponia32/images/feature/16_4.jpg

2. Les différents modes d'échographie

Les modes d'utilisation des transducteurs permettent d'explorer les structures biologiques des organes in-vivo, l'échographie mode A, l'échographie mode B, l'échographie mode TM et l'échographie 3D.

2.1. ECHOGRAPHIE MODE A (Amplitude)

Ce mode de présentation de l'image est le mode le plus primitif car il a été le premier utilisé. Il consiste à afficher l'amplitude du signal recueilli par la sonde en fonction de la profondeur. L'échelle verticale correspond à l'amplitude des échos et l'échelle horizontale au temps qui s'écoule à partir de l'émission. Un seul faisceau ultrasonore de direction constante est utilisé, qui explore à la fois une seule ligne, les échos sont présentés sur l'écran d'un oscilloscope. La distance entre les 2 pics présente l'épaisseur d'une structure. S'il y a une absence d'échos entre les 2 pics signifie présence de liquide.

Ce mode est pratiquement abandonné à l'heure actuelle.

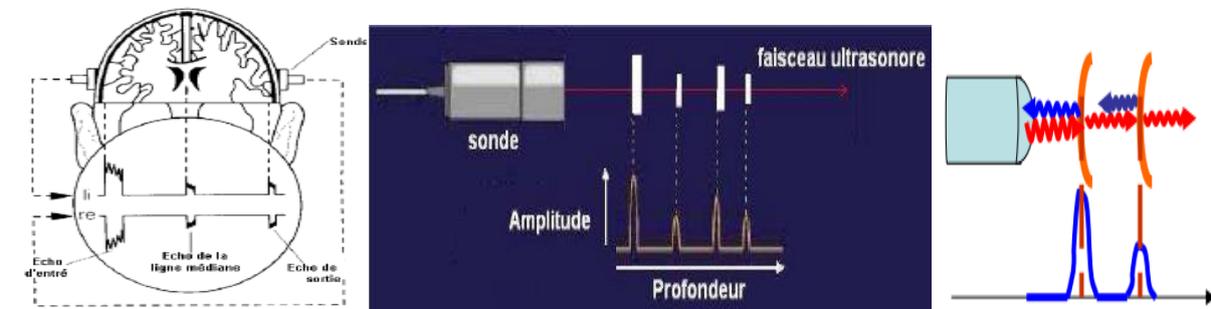


Figure IV.3 : Représentation de l'image échographique en mode A

Application du mode A :

- En neurologie ce mode permettait de détecter l'existence d'un épanchement intracrânien ou d'une masse en observant si l'écho de ligne médiane était déplacé.
- En ophtalmologie ce mode permettait de définir avec une bonne précision les dimensions du globe oculaire.

2.2. ECHOGRAPHIE MODE B (Brillance) :

Dans ce mode d'exploitation, les différents échos sont représentés, en fonction du temps, sous forme de points lumineux. D'autant plus brillants que le coefficient de réflexion qui est plus grand comme en échographie A, les structures peuvent être localisées à partir de la mesure du temps entre l'émission et la réception.

Lorsqu'on déplace la sonde de telle sorte que le faisceau ultrasonore explore un plan, on peut alors obtenir une représentation des différentes structures échogène sous forme de coupe : c'est l'échotomographie. Ceci suppose que, sur l'écran de visualisation, la droite où sont visualisés les échos se déplace de manière similaire au déplacement du faisceau ultrasonore.

Il faut, d'autre part, que lors des déplacements de la sonde, les échos précédents ne soient pas effacés de l'écran.

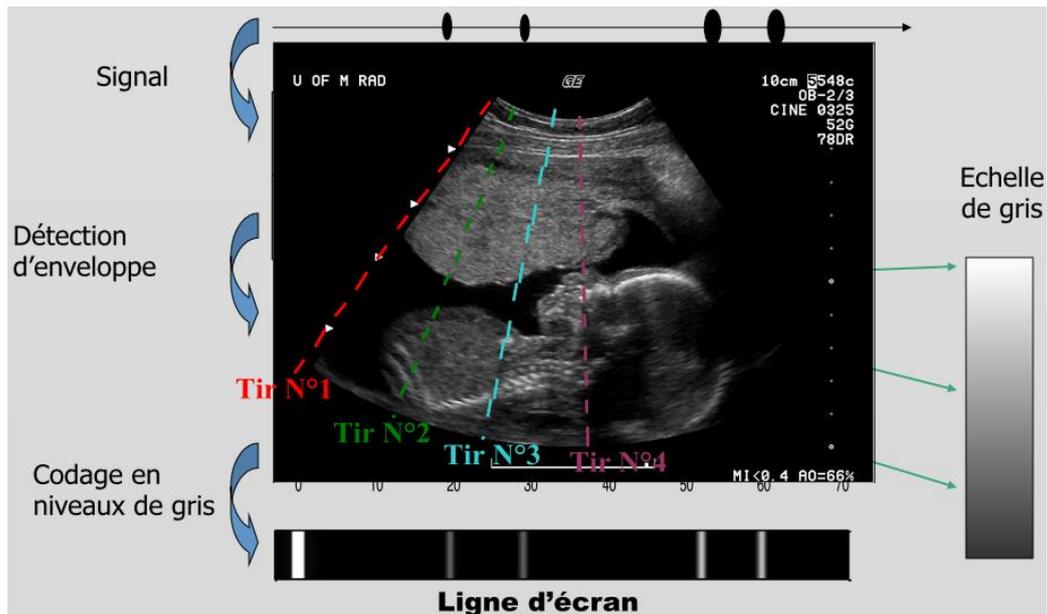


Figure IV.4: Principe et Représentation de l'image échographique en mode B.

❖ **Il existe deux types d'échographie B :**

- L'une est à faible vitesse, elle ne permet que des échographies d'objets quasiment statiques au cours du temps. Le procédé ne permet pas d'obtenir des images nettes de structures qui se modifient rapidement au cours du temps.

2.2.1. Compound (image statique)

Cette technique permet l'imagerie en 2D et est obtenue grâce à une sommation de plusieurs Mode A juxtaposés. La sonde est attachée à un bras articulé sur 3 points de jonction. Ce bras articulé peut être déplacé le long de l'axe choisi soit oblique, transverse ou sagittale

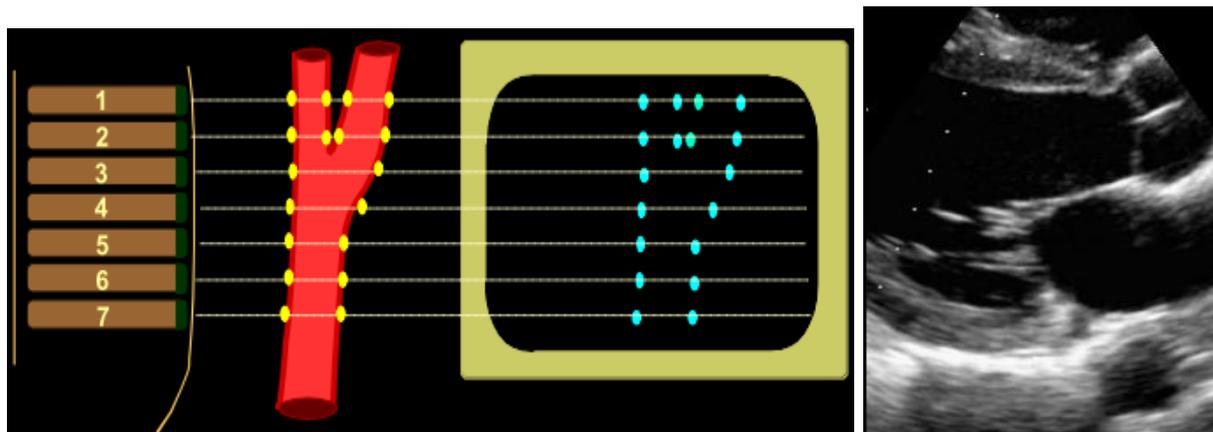


Figure IV.5: Mode B Compound

La sonde est déplacée manuellement et au fil du mouvement des points de brillance apparaissent et s'enregistrent sur un oscilloscope à l'aide d'une mémoire du convertisseur d'image.

Chaque ligne de l'image correspond au signal du mode A converti en point plus ou moins lumineux et variant de taille selon le temps de retour du signal. La valeur des points de brillance est répartie sur une échelle de gris. En admettant que l'absence totale d'écho est représentée par le noir et que la réflexion totale des échos est blanc, tous les échos intermédiaires sont répartis sur cette échelle de gris selon leur intensité.

L'acquisition des échos permet ainsi la formation d'une image bidimensionnelle appelée « coupe ». Cette technique portait aussi le nom d'échotomographie (analyse morphologique et dynamique).

Ce mode de représentation le plus utilisé ou :

- l'amplitude est traduite par le niveau de gris d'un point
- La profondeur du tissu est représentée sur l'axe des ordonnées et la position le long du transducteur sur l'axe des abscisses
- La résolution temporelle limitée par le débit d'images (autour de 20-30/s)

Exemples d'applications cliniques : Obstétrique ; Echographie abdominale, rénale

Application de la technique compound :

1. Vue d'ensemble des organes permettant de situer une masse par rapport à d'autres organes.
2. Petite sonde facilitant l'exploration des régions difficiles d'accès.
3. Reproduction précise d'une section pour comparaison
4. Image comportant les contours du corps

Défaut de la technique compound :

1. Le balayage doit être effectué manuellement par l'opérateur.
2. Vue statique
3. Cette technique demande beaucoup d'expérience et de dextérité

- Le 2^{ème} type est à grande vitesse, dite échographie en temps réel, parmi ses techniques, le second type utilise le balayage électronique linéaire permet d'obtenir une image en environ 1 / 100 de seconde, il est particulièrement bien adaptée à l'étude des organes à mouvements rapides, elle est idéale pour suivre le déroulement d'une grossesse.

2.2.2. Temps Réel :

La condition première permettant une imagerie en temps réel est le développement de sondes capables d'effectuer un balayage avec une cadence de 24 images par seconde. Grâce à cette technologie il est enfin possible d'avoir une vue instantanée de la morphologie des organes ainsi que des mouvements naturels dû à la respiration, à la circulation sanguine et au péristaltisme intestinal.

Pour documenter l'examen il est possible de l'enregistrer sur une bande vidéo, ou de geler une image avant de la mettre en mémoire afin de faire un traitement post acquisition et / ou de l'imprimer sur un support (film, papier...).

Afin d'exploiter au mieux cette technique, plusieurs types de sondes ont été développées : Sondes linéaires, sectorielles et convexes.

Différents types de sondes permettent le mode TR :

- les sondes mécaniques (ancien) à système rotatif et à miroir oscillant ;
- les sondes électroniques (actuelles) constituées d'un alignement (barrette) d'éléments piézoélectriques de petite taille (64 à 512 éléments).



Figure IV.6: Image échographique en mode Temps réel.

Avantage du temps-réel :

1. Permet de s'orienter rapidement et de voir directement l'action des déplacements de la sonde ainsi que des différents mouvements internes des organes.
2. Fiabilité pour visualiser une lésion dans le meilleur plan.
3. Rapidité d'exécution de l'examen.
4. Facilité à suivre des vaisseaux tortueux.
5. Plus de facilité pour examiner des patients non collaborants.
6. La mobilité de l'appareil d'échographie permet son déplacement au lit du patient.
7. Exige moins d'habilité de la part du manipulateur que le « compound ».

Inconvénients : Pas de vue d'ensemble en raison d'une petite fenêtre de balayage.

2.2.3. Mécanisation du mode B avec « Doppler »

Plusieurs sondes sont attachées à un bras mécanique en forme d'arc déplaçable sur plusieurs axes. Ce bras est immergé dans un bassin d'eau.

Par l'analyse de la différence de fréquence entre le signal émis et le signal de retours, le mouvement du sang dans les vaisseaux est détecté et l'on peut différencier une artère d'une veine et calculer leur débit.

Utilité de la mécanisation du mode B :

1. Vue d'ensemble des organes.
2. Précision du déplacement
3. Reproductibilité
4. Image entière des contours du corps
5. Possibilité de faire du « Doppler »

2.3. ECHOGRAPHIE MODE M (Mouvement) ou TM (Temps-mouvement) :

Ce mode sert à enregistrer le mouvement des structures situées sur une ligne d'exploration. Les échos de la ligne explorée sont représentés verticalement, la surface étant en haut de l'écran, la profondeur vers le bas. Les échos sont affichés en mode B.

Pour enregistrer les mouvements des structures situés sur cette ligne, nous la faisons défiler transversalement sur l'écran (écran à mémoire), la sonde reste en principe immobile.

Nous obtenons ainsi des courbes caractéristiques des structures situées sur cette ligne de tir. L'échelle verticale représente la profondeur.

Le mode TM est uniquement utilisé en échocardiographie unidimensionnelle « puisqu'il n'explore qu'une seule ligne » pour observer les mouvements des parois et des valvules cardiaques. Ce mode permet d'obtenir une résolution temporelle supérieure au mode B et de pouvoir observer des événements très rapides.

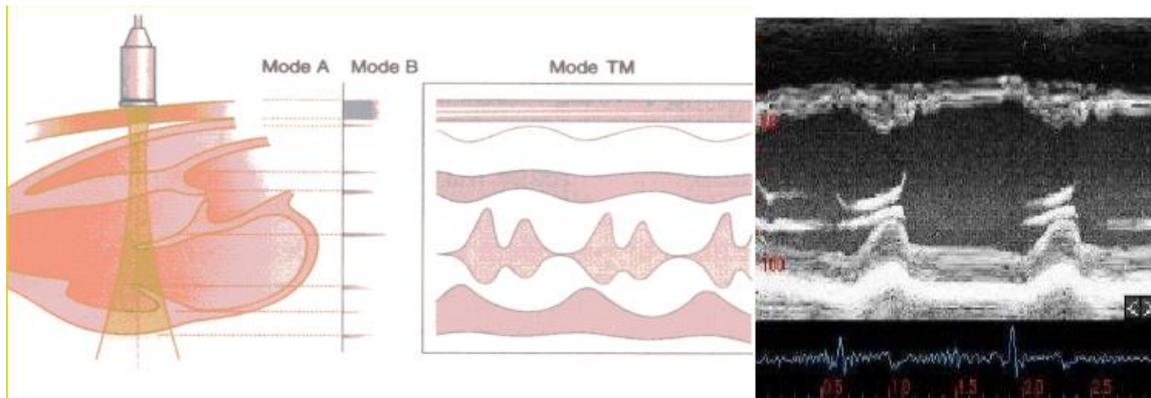


Figure IV.7: (A+B) A-Principe de représentation de B-image échographique typique du l'image échographique en mode TM. mode M de ventricule gauche.

Avantage du mode TM :

- Représente la distance entre la sonde et les structures échogènes en fonction du temps (mode unidimensionnel)
- Pas de visualisation en coupe
- Information unidimensionnelle.
- Très bonne résolution temporelle par rapport au mode B
- Pouvoir Observer des évènements plus rapide
- Moindre importance depuis l'apparition de l'imagerie Doppler

Application du mode T.M. Echocardiographie (examen des valves cardiaques..)

1. En cardiologie ce mode permet l'étude des ventricules et des valves.
2. Permet la mise en évidence de la compressibilité d'un vaisseau.
3. Met-en en évidence le mouvement diaphragmatique

2.4. ECHOGRAPHIE 3D :

L'échographie tridimensionnelle a maintenant dix ans d'existence, particulièrement en obstétrique, et occupe actuellement une place diagnostique importante aux cotés 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.

Lorsque le faisceau ultrasonore balaie un plan, l'échographie est bidimensionnelle et les structures visualisées sont celles qui se trouvent dans le plan de coupe balayé par le faisceau ultrasonore. Si le faisceau balaye un volume, l'échographie devient tridimensionnelle et on fait alors appel à des logiciels spécialisés dans la reconstruction d'image pour obtenir un rendu 3D de la surface ou du volume examiné ou pour sélectionner un plan de coupe d'orientation quelconque.

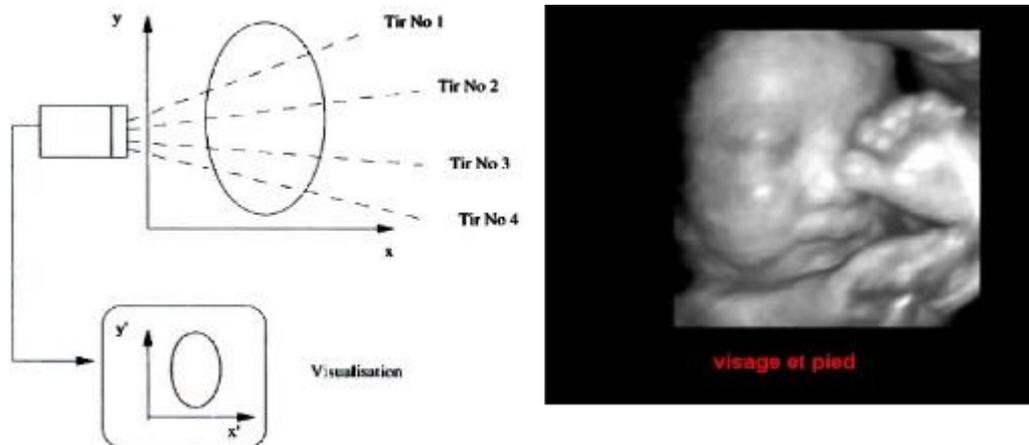


Figure IV.8: (A+B) A-Principe de formation de l'image B-image échographique en 3D. Échographique d'un plan de coupe.

2.4.1. Le balayage électronique 3D

L'imagerie tridimensionnelle ou volumique est un axe important de développement des échographes. Le développement de l'électronique numérique et la rapidité des microprocesseurs permet d'envisager l'acquisition relativement rapide d'images tridimensionnelles.

Dès 1994, certains constructeurs fournissaient sur certains équipements, des modules 3D. Ceux-ci ont progressé au rythme de l'évolution de l'informatique et des processeurs de traitement d'images.

L'imagerie tridimensionnelle regroupe trois fonctionnalités:

- Un système d'acquisition et l'archivage des plans de coupe
- Un système de reconstruction de l'image 3D
- Un système d'affichage

a) *L'acquisition du volume :*

L'acquisition du volume peut être réalisée à l'aide de sondes 2D classiques. L'opérateur déplace de façon libre la sonde et réalise ainsi l'acquisition de N plans de coupe. (Fig.5)

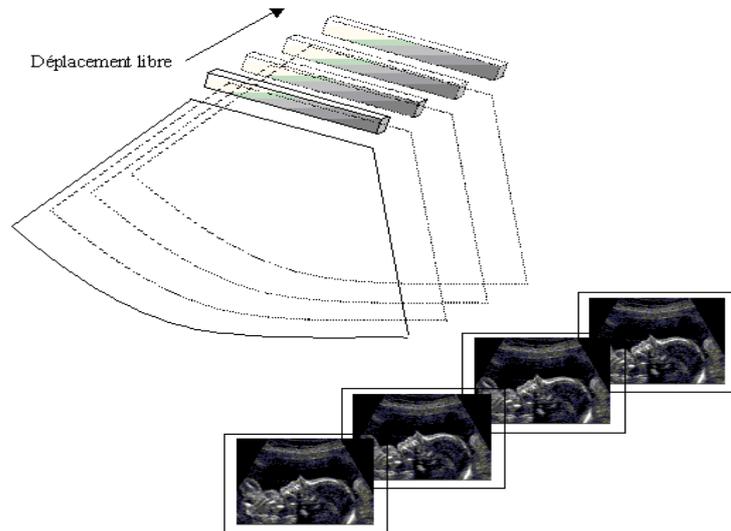


Figure IV.9: *Acquisition de volume en échographie 3D*

Le déplacement entre deux plans de coupe doit être constant si l'on veut obtenir un volume 3D respectant les dimensions réelles.

La deuxième technique consiste à utiliser des sondes volumiques réalisant automatiquement le balayage des plans de coupe par déplacements mécaniques de la tête de la sonde motorisée. Le volume a dans ce cas une forme pyramidale et le temps de balayage varie entre 3 et 10 secondes. (Figure.IV. 10)

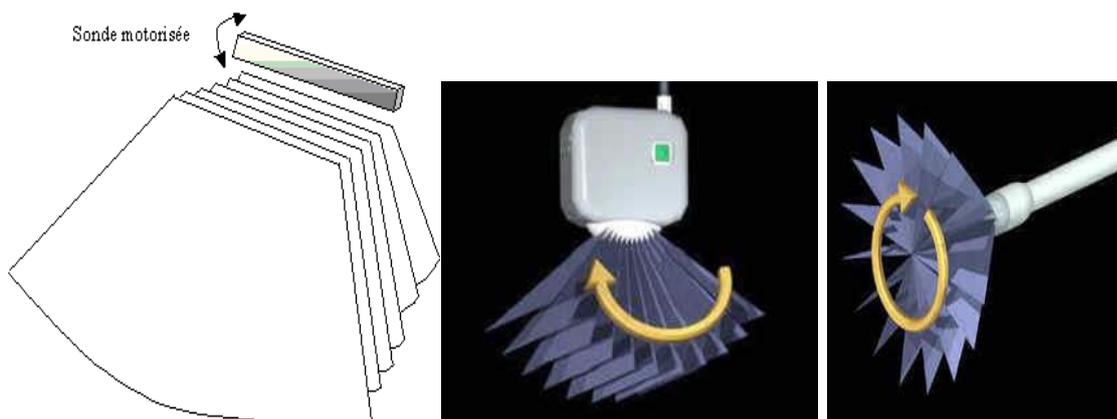


Figure IV.10: *Sonde volumique 3D motorisée*

b) *La reconstruction 3D :*

La reconstruction est l'opération qui permet d'obtenir une image 3D à partir de plans de coupe 2D. Des opérations de seuillage et de détermination de contours sont effectuées sur chaque

plan de coupe 2D. La reconstruction de l'objet 3D est effectuée en reliant les contours 2D dans l'espace.

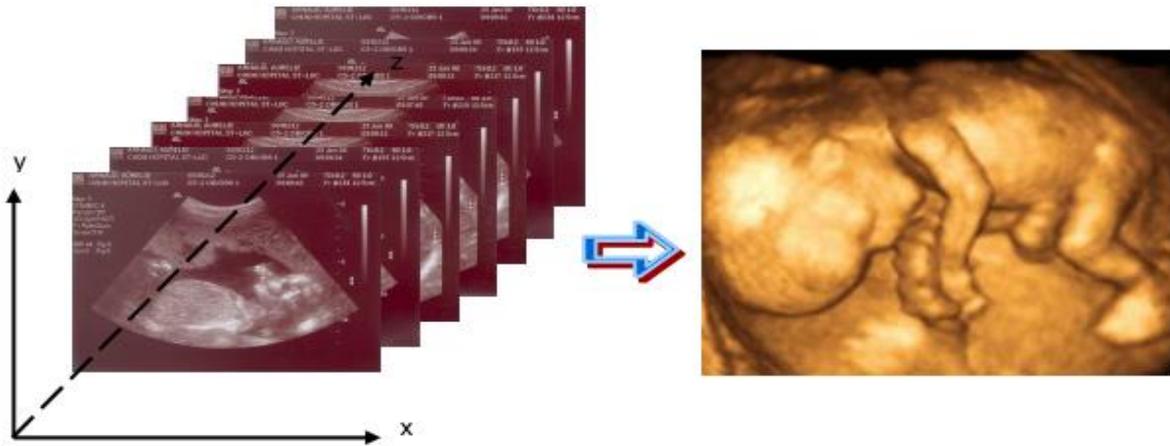


Figure IV.11: Reconstruction 3 D

c) L'affichage :

L'affichage d'une image 3D peut se faire sous forme d'une visualisation multiplans ou sous forme de rendu volumique.

En visualisation multiplans, l'opérateur définit de façon informatique, les plans de coupe qui interceptent le volume. Les projections de l'image 3D sur ces plans de coupe sont affichées à l'écran. Une représentation symbolique en fil de fer de la position des plans de coupe est associée aux images 3D pour faciliter leur positionnement. Cette représentation permet l'affichage de vues 3D normalement inaccessibles directement par la sonde.

Le rendu volumique par transparence attribue des propriétés de transparence aux pixels de l'image 3D. L'image est formée en appliquant des règles d'ombrage qui tiennent compte de l'angle de vue de l'opérateur par rapport à l'objet.

Le rendu surfacique permet d'extraire l'objet exploré de son environnement. L'objet dégagé est affiché en utilisant des techniques de rendu de surface tenant compte de l'angle de vue et permettant l'éclairage de l'objet par une source lumineuse virtuelle.

L'imagerie tridimensionnelle bien que très attractive à priori, permet d'obtenir des vues 3D très intéressantes dans certaines pathologies, comme les malformations fœtales des mains ou des pieds, mais doit être employée avec précautions. Certaines vues peuvent, même si elles sont normales, choquer voir traumatiser un observateur non averti.

Note : affichage de l'image et reprographie

- Dans un oscilloscope, matériel élémentaire de recueil du signal (point échos), le balayage électronique de l'écran est électrostatique.
- Dans un moniteur TV, le balayage électronique est obtenu par électromagnétisme ce qui permet une meilleure dynamique des gris.

- Enregistrement du document : photographie / caméra multi-images/ papier thermosensible en rouleau : système peu onéreux, peu encombrant mais image de qualité moyenne.

Un échographe possède une électronique complexe de traitement de l'image comportant plusieurs sous-ensembles :

- 1) Une amplification différentielle (Module TGC : time gain compensation)
- 2) Sélection de la gamme dynamique des échos
- 3) Détection et rectification : la partie négative du signal est redressée et affichée en Positif
- 4) Convertisseur AD et DA (analogique /digital et digital/analogique)
- 5) Une mémoire
- 6) Un post traitement
- 7) Un reformatage des données et synchronisation

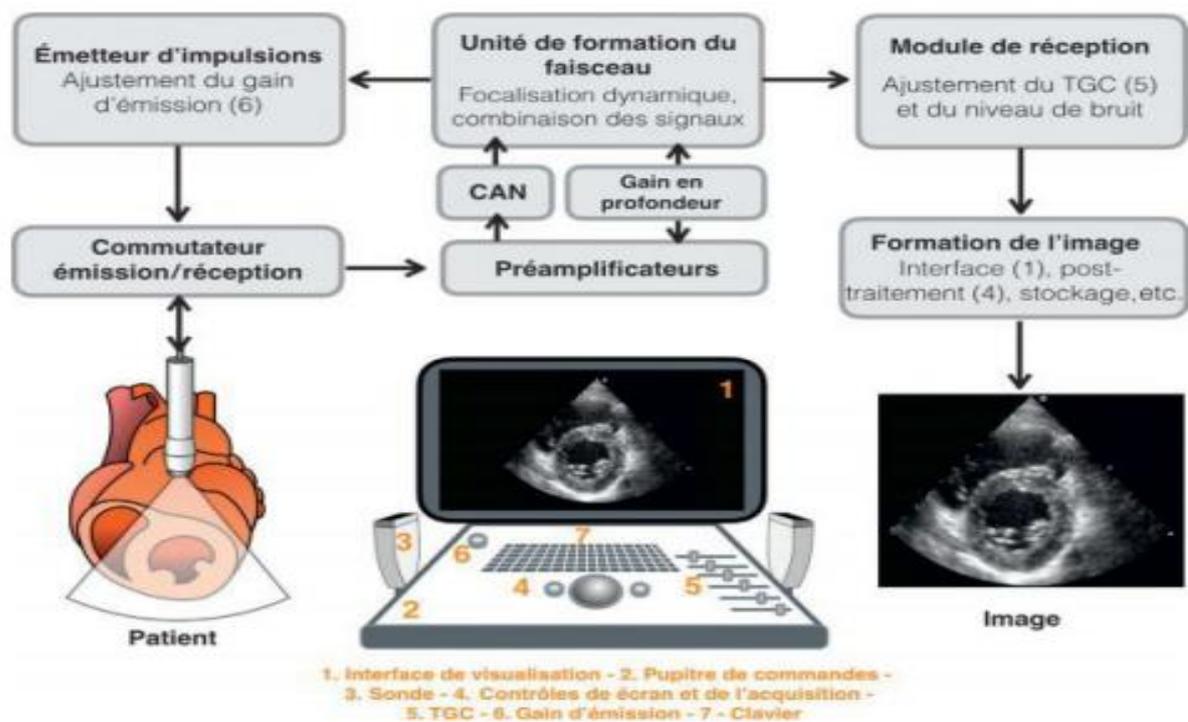


Figure IV.12: Schéma synoptique des éléments de la chaîne de formation de l'image échographique.

2.5. Formation de l'image échographique

L'image obtenue en échographie est celle d'une tranche d'un tissu dont la position et l'épaisseur sont déterminées par les caractéristiques de l'échographe. La position de la tranche est déterminée par le plan de balayage du faisceau ultrasonore utilisé.

Une image est constituée à partir d'une centaine de tirs ultrasonores. Pour remplir les 512 colonnes de la matrice on procède par interpolation des pixels les plus proches. Pour rendre moins brutales les variations de niveaux de gris, on effectue également un lissage de l'image.

L'amplitude de l'écho dépend de l'échogénicité de la cible mais aussi de la profondeur. Il faut compenser cette atténuation de profondeur pour homogénéiser le contraste en profondeur. L'opérateur applique donc un réglage de gain, fonction de la profondeur.

De plus, cette mémoire image peut être lue par un processeur indépendant, chargé de la convertir en un signal analogique compatible avec le format standard vidéo d'un téléviseur classique, disposant ainsi de tous les accessoires utilisant ce format (magnétoscope, vidéo-projecteur etc...).

2.5.1. AMPLIFICATION, DEMODULATION ET REDRESSEMENT :

Le signal électrique analogique très faible est immédiatement amplifié. La fréquence ultrasonore "porteuse" est ensuite supprimée puis un redressement est effectué.

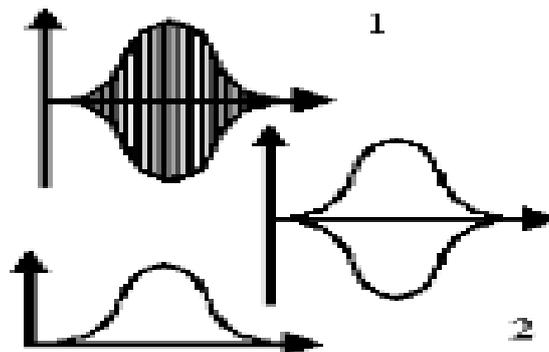


Figure IV.14: Démodulation du signal reçu.

2.5.2. NUMERISATION :

Un convertisseur analogique/numérique : la valeur d'amplitude de chaque écho convertie en valeurs binaires est également stockée dans la matrice selon l'axe z dont la profondeur dépend du nombre de bits: (6 bits = 64 niveaux de gris et 8 bits = 256 niveaux de gris)

Un convertisseur analogique/numérique assure ensuite sa numérisation comme suit :

- ✓ l'échantillonnage est adapté au remplissage d'une matrice habituellement de 512
- ✓ la quantification s'effectue sur 16, 64 ou 256 niveaux.
- ✓ l'adressage dans la matrice dépend de la ligne ultrasonore étudiée et du temps de retour de l'écho.

2.5.3 Traitement de l'image :

2.5. 3.1.REGLAGE DU GAIN : Une même interface donne un écho dont l'amplitude, à cause de l'atténuation, dépend de sa profondeur : les échos provenant de la profondeur sont plus faibles que les

échos superficiels. Pour homogénéiser le contraste en profondeur, il faut appliquer compensatrice de l'atténuation.

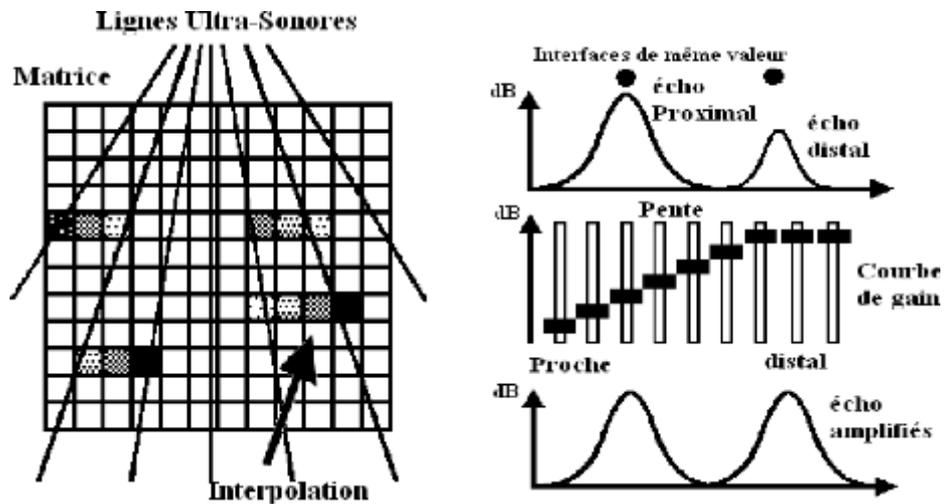


Figure IV.15:(A+B) A-Rôle de la courbe de gain. B -Remplissage de la matrice par Interpolation.

On distingue :

- ✓ Le gain général agissant de manière identique sur tous les échos.
- ✓ La pente d'amplification ou courbe de gain qui peut être linéaire ou modulable zone par zone grâce à des potentiomètres.
- ✓ Le gain proche atténuant de manière sélective les échos proximaux souvent saturés.

2.5.3.2. INTERPOLATION :

Le nombre de lignes de tir est de l'ordre de 100 : pour remplir les 512 colonnes de la matrice, une interpolation à partir des échos les plus proches est réalisée. Ceci est particulièrement nécessaire en distalité pour les balayages sectoriels.

2.5.3.3. LISSAGE :

Afin de rendre moins brutales les variations d'amplitude d'échos voisins, un "moyennage" est réalisé : **lissage spatial**.

De même, **un lissage temporel** est effectué entre deux valeurs successives d'un même point de l'image.

Moyennage : fait partie des traitements d'image en informatique. Il consiste à faire une moyenne entre plusieurs pixels d'une image. Cette opération rend par conséquent l'image plus floue. On peut notamment l'utiliser afin d'afficher en noir et blanc une image qui est à la base en couleur

2.5.3.4. COMPRESSION LOGARITHMIQUE :

Différence entre les échos utiles au diagnostic , entre les échos les plus faibles et les échos les plus forts il existe un rapport 100. **Comment représenter ces images (œil =64 niveau de gris) ?**

Sur une même image, des échos très forts des obstacles réfléchissants (os, gaz, ...), et des échos très faibles (échos de structure). Le signal RF a une dynamique de l'ordre de 100 dB (rapport 100000) et la dynamique des signaux que l'œil humain peut identifier est de l'ordre de 25 à 30 dB.

Afin de répartir ces échos sur une échelle de 16 niveaux de gris, une compression logarithmique est effectuée. La pente de cette correction gamma peut être choisie par l'opérateur.

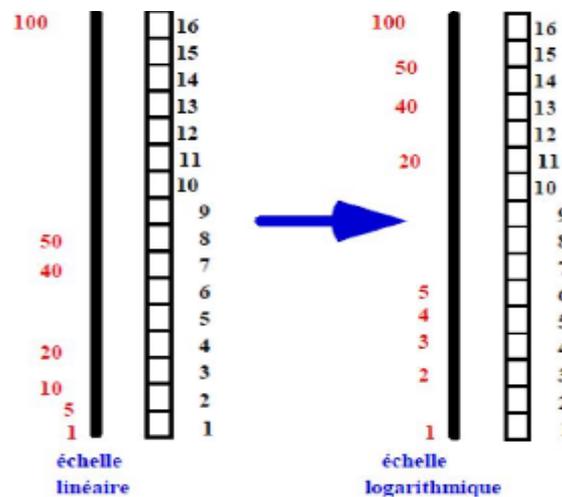


Figure IV.16 : Compression logarithmique.

2.5.3.5. ZOOM :

L'utilisation d'une mémoire image est intéressante pour plusieurs raisons:

- Une fois stockée, l'image peut être analysée finement. On peut faire un zoom et prendre des mesures sur les organes observés en positionnant des curseurs. Les dimensions entre curseurs sont converties directement en millimètres en fonction du zoom sélectionné.

- Il est possible de visualiser le tout ou une partie de la profondeur de l'image, ce qui réalise un effet d'agrandissement.

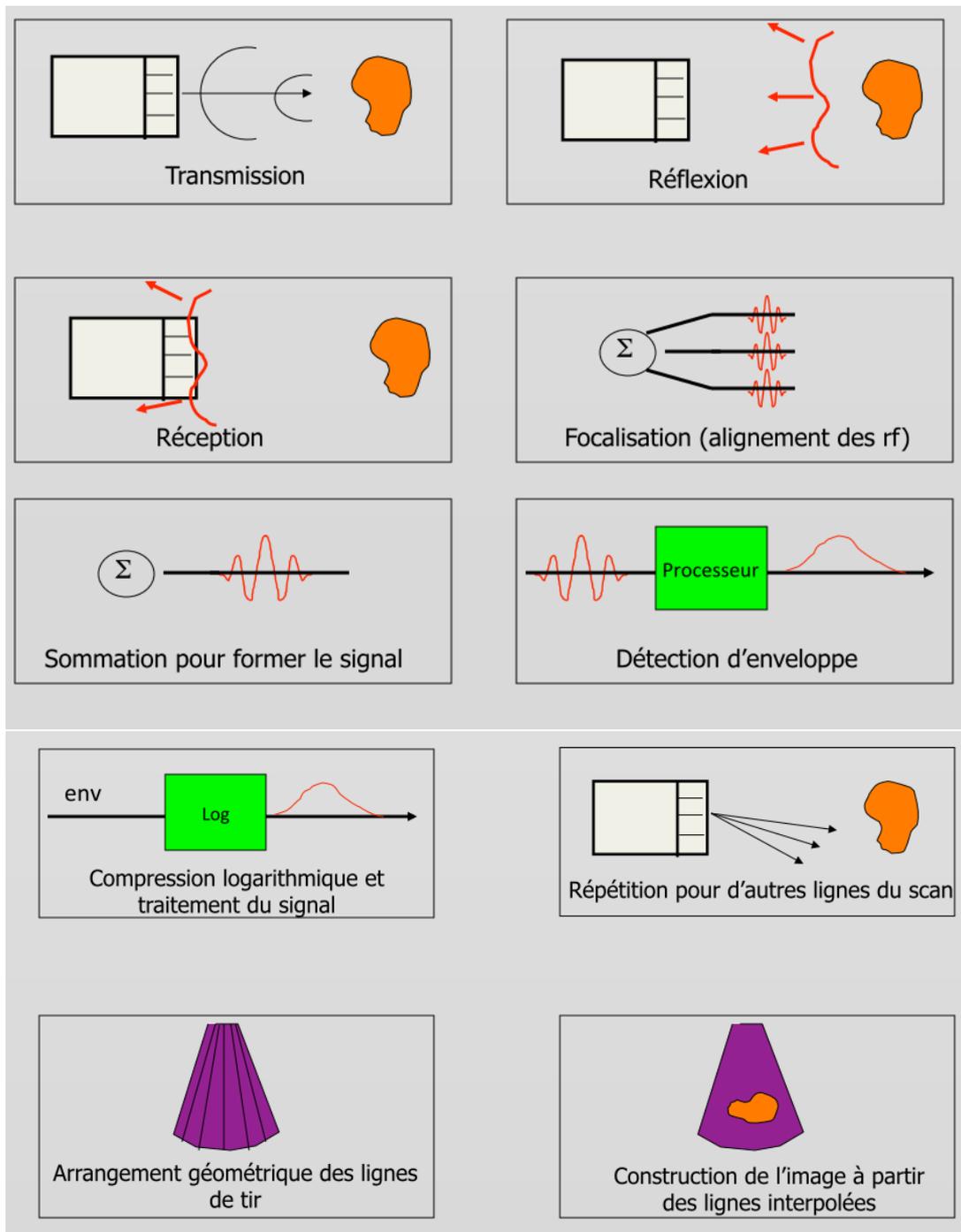


Figure IV.17:les étapes de formation d'image échographique

Prise en main de l'appareil

- ✓ Choix d'une sonde de fréquence adaptée à l'examen pratiqué.
- ✓ Utilisation d'un gel de contact entre la sonde et la peau pour assurer une bonne transmission des ultrasons.
- ✓ Réception, traitement et affichage des données échographiques en temps réel à l'écran.
- ✓ Réglage de la focalisation en profondeur (en mm).
- ✓ Réglage de la puissance d'émission (en dB).

- ✓ Réglage du gain global (en dB) agissant de façon identique à toutes les profondeurs.
- ✓ Réglage de la pente de gain qui fixe l'accroissement du niveau de l'amplification en fonction de la profondeur et qui compense l'effet de l'atténuation.
- ✓ Post-traitements sur l'image : fenêtrage, zoom régional, renforcement de contours, mesure de distance ou de surface.
- ✓ Enregistrement des images ou boucles cinétiques de référence.
- ✓ Transfert sur réseau radiologique (Picture Archiving and Communication System : PACS) et/ou impression.

2.5.4. post- traitement : Il s'agit de traitements réalisables sur la ou les dernières images numériques stockées : zoom à la lecture, modification de la gamme, mesure des distances, des surfaces ...etc.

2.5.5. Qualité de l'image

En imagerie échographique la qualité obtenue dépend beaucoup de l'échographeur. Ainsi, avant de commencer une investigation échographique, l'échographeur va être confronté à un certain nombre de choix techniques qui s'effectueront en fonction de la pathologie recherchée, de la morphologie du patient ainsi que de l'appareillage à disposition. L'expérience et l'habileté de l'échographeur jouent également un rôle primordial pour garantir une qualité optimale de l'examen.



La qualité d'une image peut être définie par son intérêt diagnostique, c'est-à-dire par la quantité d'informations qu'elle contient, leur pertinence et leur lisibilité.

Cette qualité d'image est souvent dégradée par la texture particulière: le "speckle". La résolution du système d'imagerie joue également un rôle primordial dans la qualité de l'image.

On peut différencier quatre moments:

- ✓ Lors du choix de la technique et du mode d'analyse de l'image.
- ✓ Lors du choix de la sonde.
- ✓ Lors de l'émission du faisceau ultrasonore
- ✓ Lors de l'adaptation des réglages.

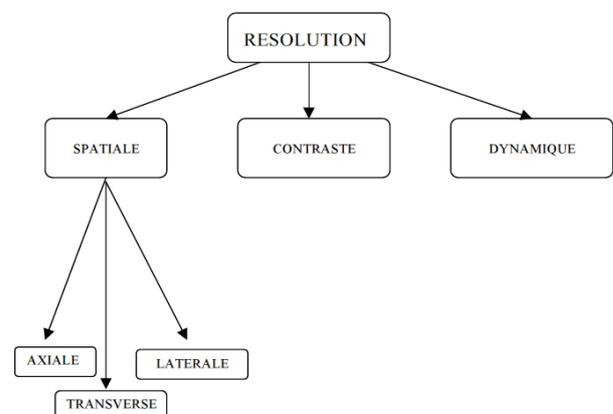


Figure IV.18: Différents types de RESOLUTION

2.5.5.1. RESOLUTION SPATIALE :

Elle correspond à la faculté qu'a un système échographique à distinguer deux cibles rapprochées, c'est-à-dire son pouvoir de discrimination spatiale. La résolution spatiale doit être évaluée dans les 3 directions de l'espace (fig. 12). On distingue alors : la résolution axiale ; la résolution latérale ; et la résolution verticale (épaisseur de coupe).

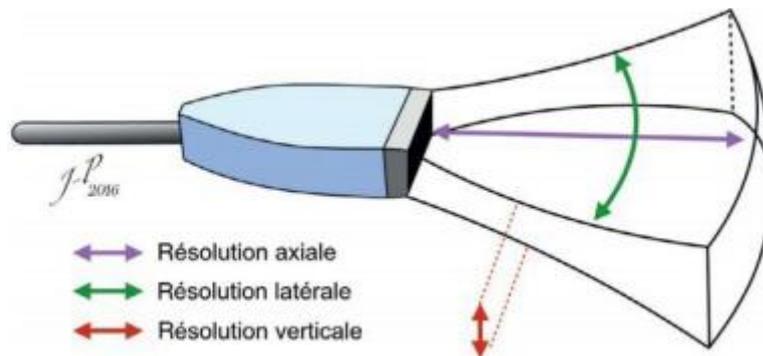
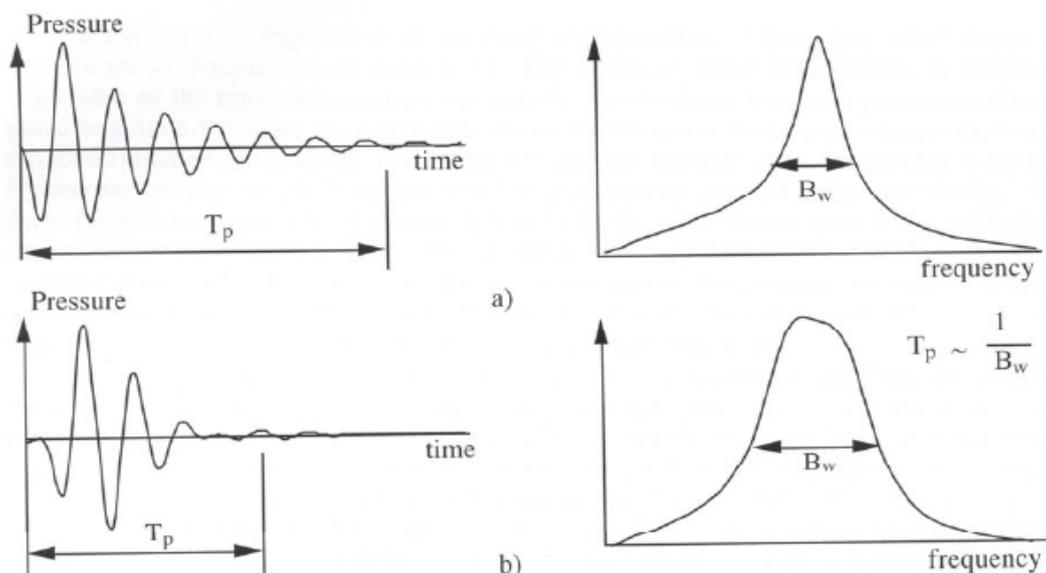


Figure IV.19: Différents axes d'analyse de la résolution spatiale en échographie

La résolution spatiale nécessaire en imagerie médicale est obtenue à partir de transducteur à large bande passante. Plus le pulse est court plus la BP est large est donc meilleure est la résolution.



Longueur du pulse ↓

Bande passante ↑

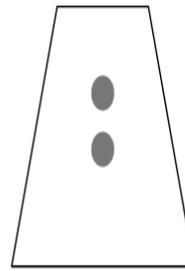
Figure IV.20: impact de la bande passante du transducteur sur la résolution spatiale

Cette résolution est différente en échographie selon les trois axes :

✓ **résolution axiale** (en profondeur): (0.1 à 1.1mm)

c'est l'aptitude à différencier des détails placés dans l'axe de propagation des ultrasons.

Elle correspond à la capacité qu'a la sonde à distinguer deux objets proches le long de l'axe du faisceau US. Pour cela, il faut que les échos qui retournent vers la sonde ne soient pas superposés. Cette résolution dépend de la forme et la durée de l'impulsion (importance de l'amortisseur) , de l'impédance de la sonde , de la bande passante de la sonde et par la longueur d'onde du faisceau ultrasonore (facteur de qualité Q –durée du train d'onde).



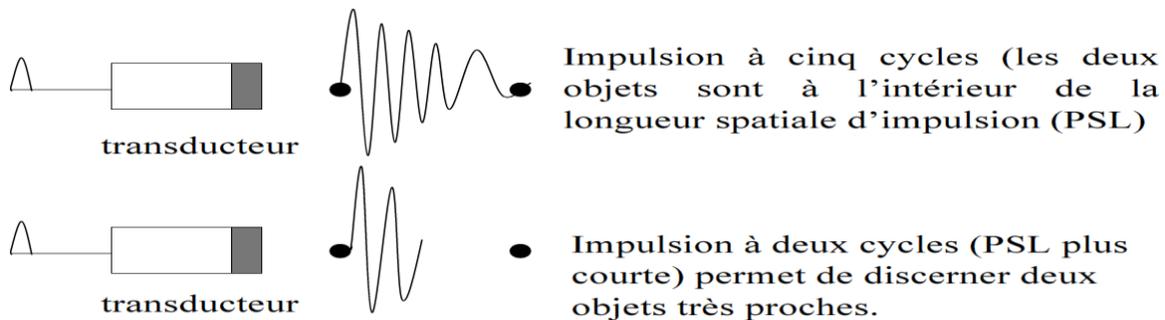
La **résolution axiale** est la capacité de visualiser deux structures placées dans l'axe du faisceau ultrasonore.

Figure IV.21-a :
Resolution axiale

Plus λ diminue (= plus f augmente) meilleure est la résolution axiale et si durée d'impulsion augmente, la résolution axiale diminue.

Cependant l'atténuation du faisceau augmente aussi avec sa fréquence, donc compromis entre résolution axiale et profondeur d'exploration

On peut ainsi décrire la longueur de l'impulsion (SPL : Spatial Pulse Length) qui correspond au produit entre la longueur d'onde et le nombre de cycles par impulsion. Ainsi plus l'écho est «court», meilleur sera la résolution axiale. On définit la résolution axiale maximale comme étant égale à la moitié de la SPL. Les objets espacés d'une demi-SPL ne pourront être séparés.



$$PSL = \text{Nombre de cycle} \cdot \lambda$$

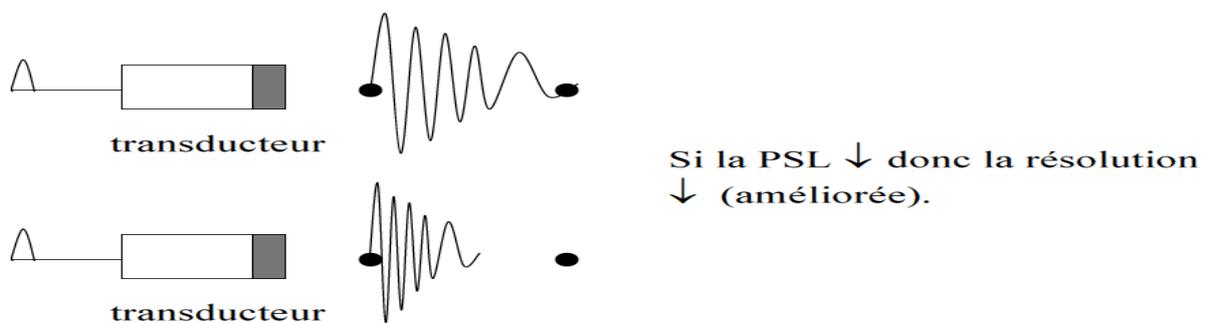
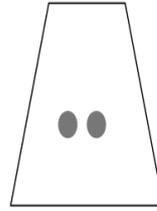


Figure IV.21-b: distinguer 2 cibles localisées le long de l'axe

La meilleure résolution axiale possible est de $PSL/2$. La PSL dépend de la fréquence (pour un nombre de cycle constant). Si la fréquence augmente, la longueur d'onde diminue et donc la PSL diminue

La PSL est établie à la transmission. La résolution axiale est indépendante de la profondeur.

- ✓ **Résolution latérale : (1 à 5mm)** Elle correspond à la capacité qu'a la sonde à distinguer deux objets proches placés perpendiculairement à l'axe du faisceau US. Cette résolution n'est pas homogène dans le plan de coupe, elle dépend de plusieurs paramètres :



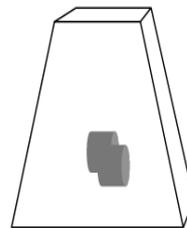
La résolution latérale est la capacité de visualiser deux structures dans le plan horizontal de l'image.

Figure IV.22.-a :
Resolution Latérale

- La largeur des éléments unitaires de la sonde : plus ces éléments sont fins, meilleure sera la RS latérale ;
- L'éloignement par rapport à la sonde. La résolution latérale est la plus élevée dans la zone de focalisation, et se dégrade fortement au fur et à mesure que le faisceau diverge (zone de Fraunhofer). (Les petits objets de mêmes tailles n'apparaissent pas de la même façon)

Ainsi, pour une sonde donnée, plus la zone de focalisation n'est étroite, meilleure sera la RS latérale. Les sondes en réseau phase permettant une focalisation dynamique proposent une zone focale allongée, ce qui est en faveur de la RS latérale.

- ✓ **Résolution transversale** perpendiculairement au plan de coupe : c'est l'épaisseur de la coupe qui dépend de la focalisation transversale.



La résolution transversale est la capacité de détecter deux structures dans le plan de l'épaisseur de la coupe.

Figure IV.22.-b :
Resolution Transverse

L'épaisseur de coupe n'est pas la même dans toute la coupe, elle dépend principalement de la distance par rapport à la source. Plus la coupe est fine, plus il sera possible de distinguer des objets proches «empilés» verticalement, on peut alors parler de résolution verticale.

* Cette résolution dépend :

- ❖ De la hauteur des éléments unitaires de la sonde : plus leur hauteur est fine, meilleure sera la RS verticale ;
- ❖ De l'éloignement par rapport à la sonde. La résolution verticale est optimale dans la zone de focalisation, et se dégrade fortement dans la zone de Fraunhofer. En effet, dans cette zone, des objets proches situés sur un même axe vertical sont noyés dans l'épaisseur de coupe et confondus par effet de volume partiel.

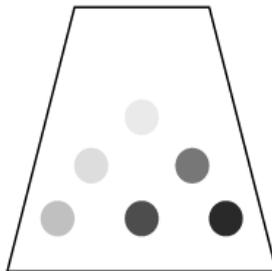
Ainsi, pour une sonde donnée, la RS verticale est la plus élevée dans la zone de focalisation. Aussi, les sondes récentes à configuration matricielle permettent d'appliquer le principe de la focalisation dynamique sur l'axe vertical, ce qui est en faveur d'une augmentation de la RS verticale. Malheureusement, les sondes matricielles proposent une fréquence d'acquisition moindre (images/seconde).

Tableau VI.1: la fréquence en fonction de la résolution axiale et latérale

F(MHZ)	Résolution Axiale (mm)	Résolution latérale (mm)
3	1.1	2.8
4	0.8	1.5
5	0.6	1.2
7.5	0.4	1
10	0.3	1

2.5.5.2. RESOLUTION EN CONTRASTE :

L'aptitude à détecter de faibles différences d'amplitude est liée à la dynamique ou différence entre amplitudes maximale et minimale. Cette dynamique est excellente au niveau de la sonde où elle est liée à la qualité de l'amortissement. Elle est limitée en fait par la numérisation (quantification sur un nombre limité de niveaux de gris).



La résolution en contraste est la capacité de différencier deux points d'échogénicité différente.

Figure IV.22.-c :
Resolution en Contraste

Les microbulles sont d'excellents réflecteurs des US et renforcent donc le signal d'origine intravasculaire

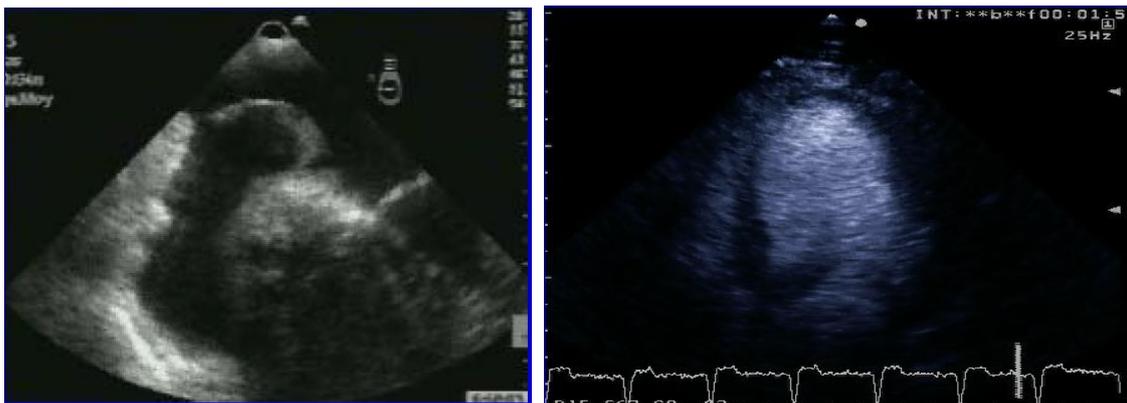


Figure IV.22.-d :
Exemple d'une image échographique présente une resolution en Contraste

3. Principaux artefacts échographiques

Des phénomènes physiques modifient les images échographiques en créant des fausses structures anatomiques par rapport aux coupes anatomiques correspondantes (Structures et caractéristiques dans l'image qui ne correspondent pas à l'objet réel.), ce qu'on appelle les

artéfacts, dont ils sont dus à des problèmes d'absorption différents et à des réflexions inadéquates.

3.1. Cone d'ombre et les renforcements postérieurs:

Les plus connus sont les cônes d'ombre observables après la traversée de structures tissulaires adjacents et les renforcements postérieurs rencontrés après la traversée de structures peu absorbantes en particulier les liquides.

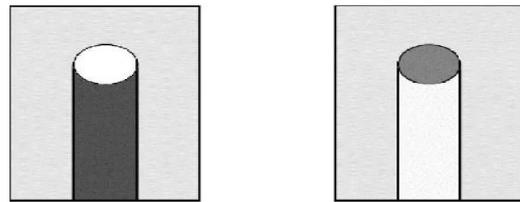


Figure IV.23: droite) Les cônes d'ombre. Gauche) Les renforcements postérieurs.

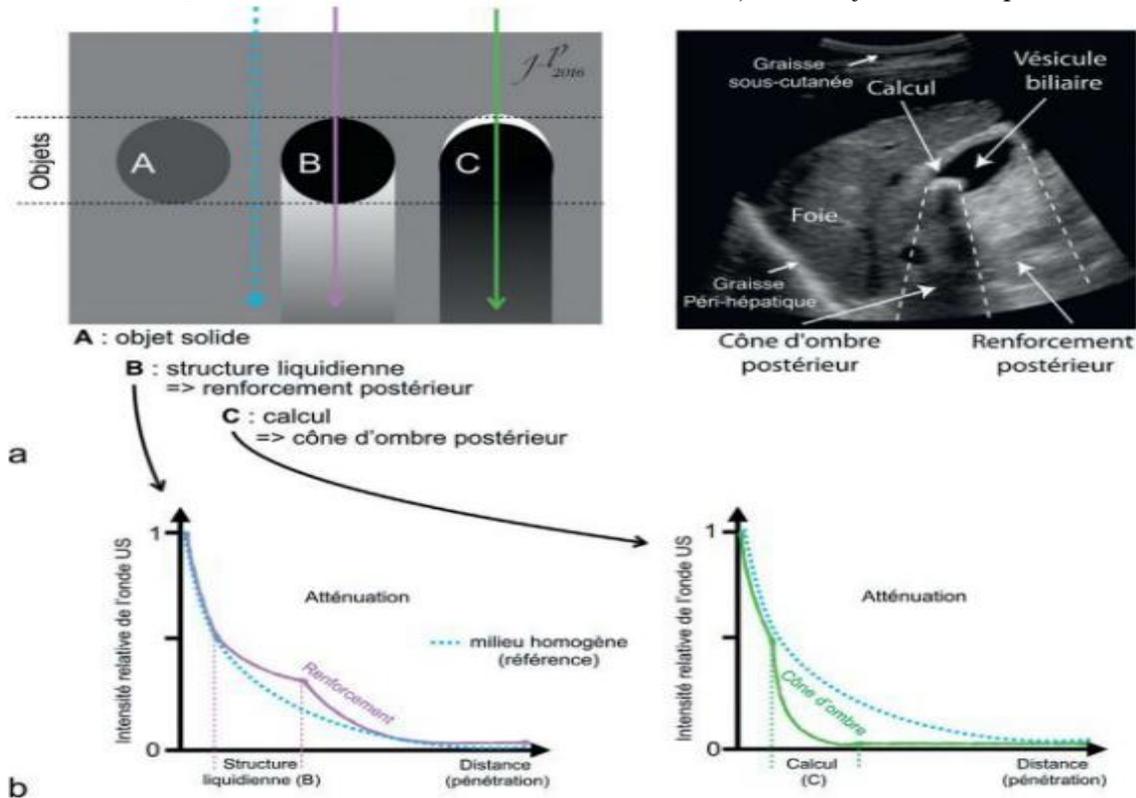


Figure IV.24: Echogénicités des tissus en échographie (a) et principe d'apparition des cônes d'ombres et des renforcement postérieurs (b)

Cônes d'ombres postérieurs : Ils apparaissent quand les ultrasons rencontrent une structure plus atténuante que les structures voisines ; dans ce cas (os, calcifications, air), il n'y a plus d'échos émis en arrière de la structure, d'où la présence d'une zone anéchogène = cône d'ombre (fig. 16).

D'autre type d'artéfacts en échographie B correspondent à : Echos absents ; Déformations de l'image, et les Echos surajoutés.

3.2. ECHOS ABSENTS :

3.2.1. Cônes d'ombre de séparation : Un sillon en avant de la structure qui sépare deux milieux d'impédance acoustique différente, son origine est une double réflexion sur ces interfaces de séparation.

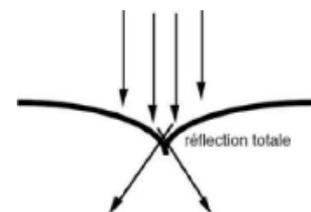


Figure IV.25. Echos absents

3.2.2. **Cônes d'ombre des parois latérales :** Ils sont dus à la réflexion marquée ou totale des ultrasons sur des interfaces lisses et inclinées.

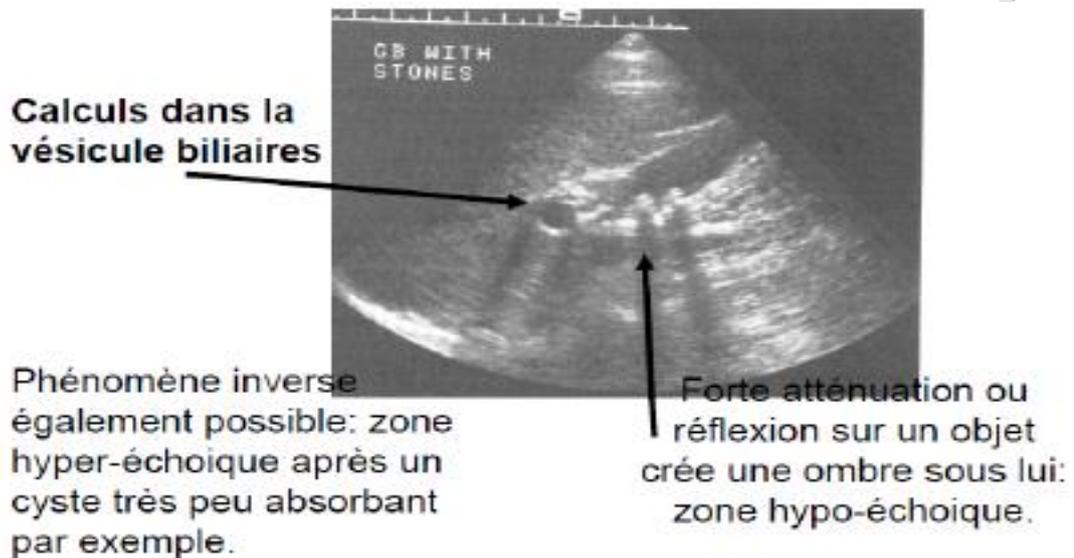
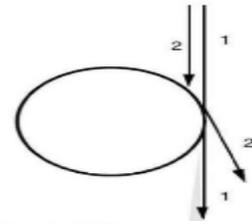


Figure IV.26 : les cônes d'ombre (Source :E.Angelini)

L'ombre acoustique est due à une réflexion totale des US par les Substances suivantes : AIR/OS/CALCIFICATIONS. Elles sont hyper-réfléchissantes soit hyperéchogènes avec ombre acoustique caractérisant leur nature.

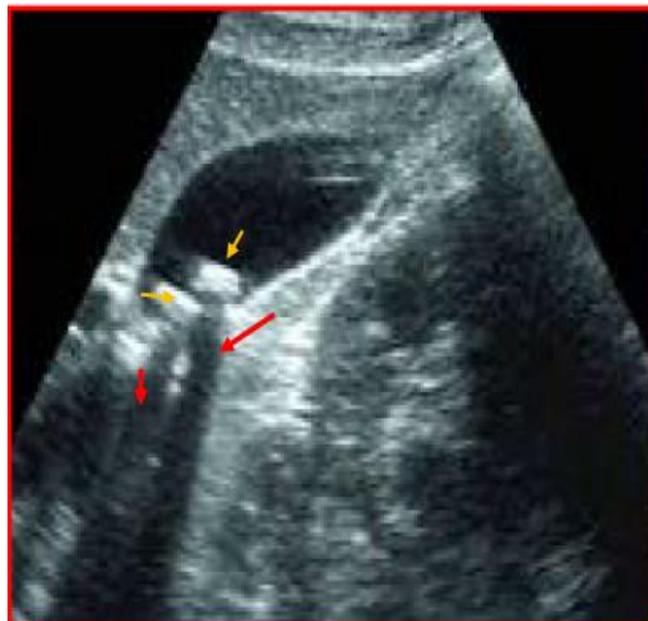


Figure IV.27 : VESICULE LITHIASIQUE : COMPRENANT DEUX IMAGES DE CALCUL .Ombre Acoustique (flèche rouge). Calcul vésiculaire (flèche jaune)

3.3. DEFORMATION DE L'IMAGE :

3.3.1. Les artéfacts de vitesse Ces artéfacts sont dus à la différence de vitesse de propagation des ultrasons dans les milieux biologiques par rapport à la vitesse moyenne (1540 m/s).

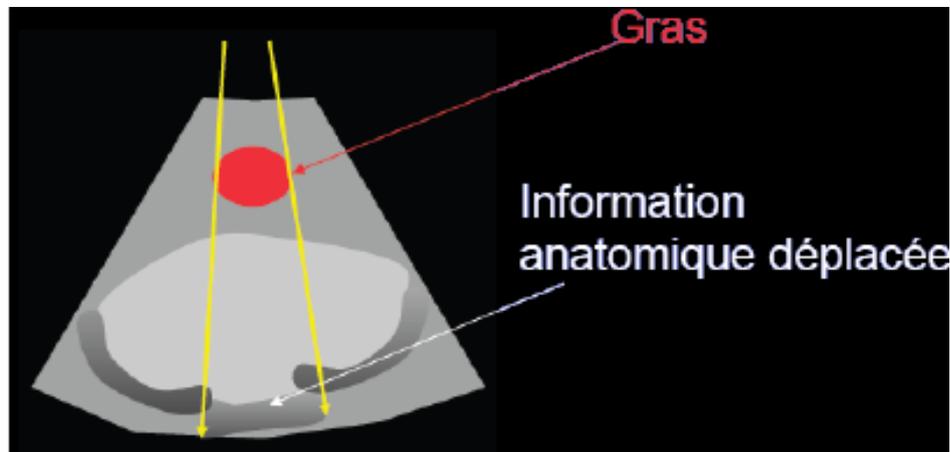


Figure IV.28 : Artéfact de Vitesse

3.3.2. Les images de dédoublement Ces artéfacts sont dus à la diffraction du faisceau incident.

3.4. ECHOS SUR AJOUTES :

3.4.1 Les échos retardataires

Ils sont dus à des réflexions inappropriées sur des interfaces qui sont à l'origine des échos parasites qui arrivent en retard sur la sonde.

(voir Figure. IV.30.A)

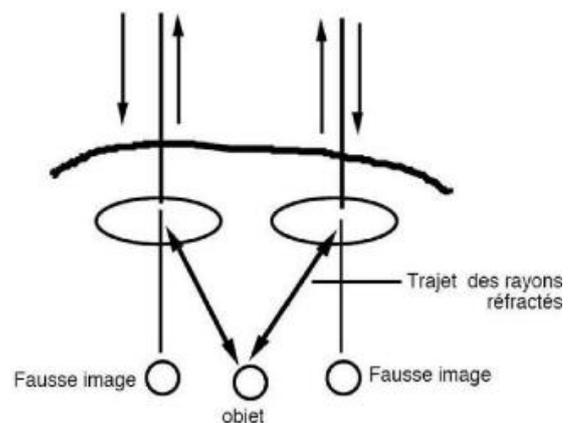


Figure IV.29 : Principe de dédoublement de l'image.

Leur apparition est favorisée par une trop forte puissance du faisceau d'ultrasons incident ainsi que par la présence d'interface séparant deux milieux d'impédance acoustique très différente. Selon la taille de l'interface, nous parlons d'échos de répétition (interface de grandes dimensions) ou d'échos de réverbération (interface de petites dimensions).

3.4.2. Les artéfacts des lobes secondaires (voir Figure IV 30.B)

Les faisceaux d'ultrasons émis par la sonde sont composés d'un lobe principal et de lobes secondaires qui peuvent être à l'origine d'artéfacts de types faux cloisons plus facilement observables dans les structures liquidiennes. Elles proviennent de la réflexion des lobes secondaires sur des structures inclinées par rapport à la direction de propagation du lobe principal. Les échos produits sont pris en compte sur la ligne de tir principale : ils sont à l'origine d'un dédoublement de la structure réfléchissante créant ce que l'on appelle également un artéfact en chapeau chinois

3.4.3. Les artéfacts en miroir (voir Figure IV 30.C)

Une image en miroir est formée en présence d'une interface linéaire très échogène, comme le diaphragme. La présence d'un angiome hépatique hyperéchogène et peu atténuant se reflète parfaitement sur le diaphragme et crée une image en miroir.

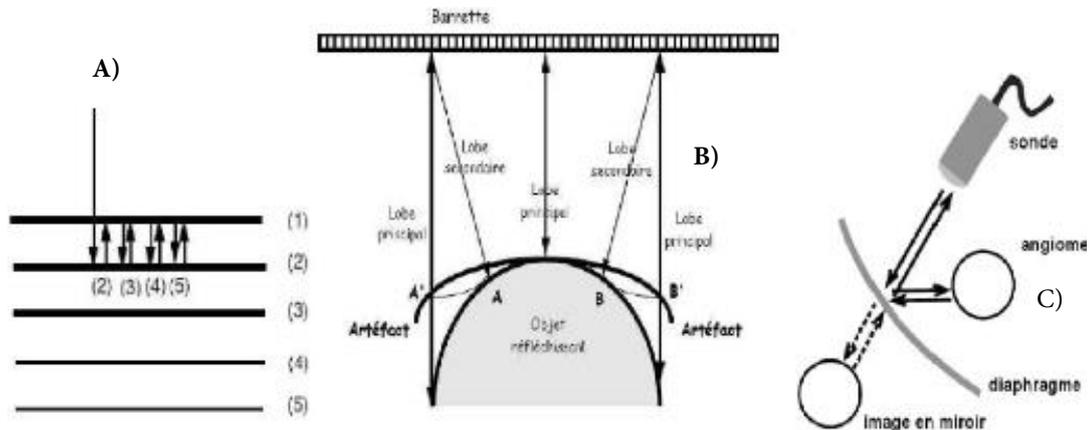


Figure IV 30. A)-les échos de répétition 'retardataire' ; B)- Artéfacts des lobes secondaire; C)- Artéfacts en miroir

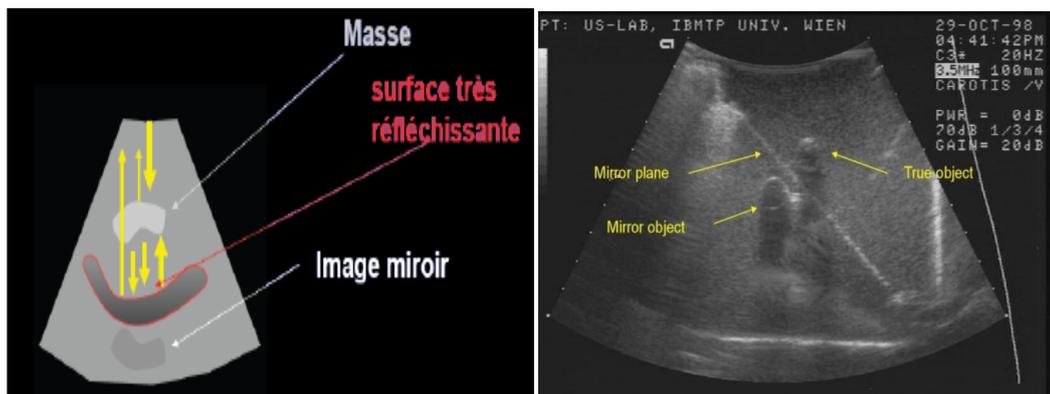


Figure IV.31 :exemple d'une image échographique qui présente un Artéfact en miroir

3.5. Volume partiel

Rencontré lorsque l'épaisseur du faisceau intéresse à la fois une structure liquidienne et les parties molles adjacentes, une fraction des parties molles sera intégrée à la structure liquidienne, introduisant faussement des échos dans cette structure.

4. Réglages de base de l'échographe :

L'examen échographique est une exploration dynamique au cours de laquelle les paramètres techniques de l'appareil doivent être constamment adaptés, afin d'obtenir une image de bonne qualité.

L'opérateur doit connaître ces réglages afin de pouvoir effectuer lui-même les ajustements nécessaires durant l'examen.

L'échographe est l'appareil de l'échographie dont son schéma synoptique est comme suit :

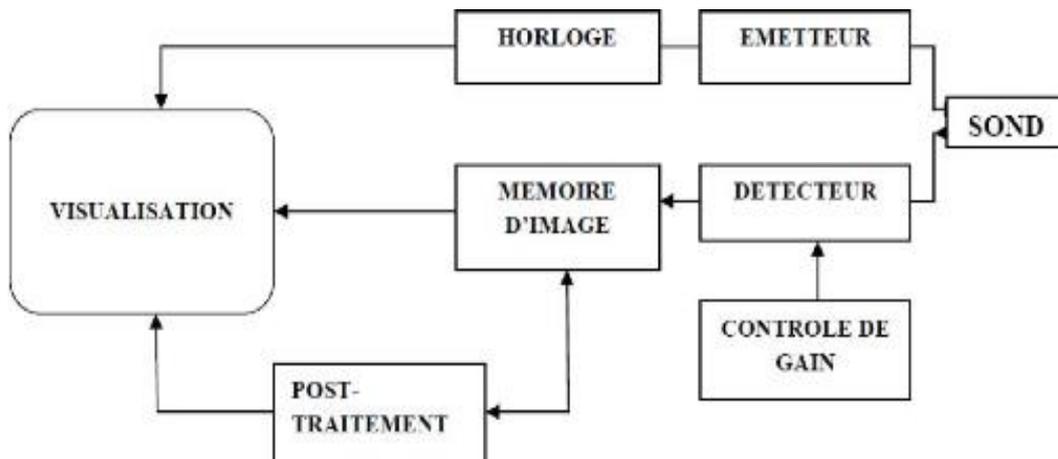


Figure IV.32 :Synoptique d'un échographe

On commence par une sonde de fréquence adaptée à l'examen pratiqué, un gel de contact entre la sonde et la peau assure une bonne transmission des ultrasons, les données échographiques détectées sont stockées sous forme numérique dans une mémoire d'image avant d'être affichées en échelle de gris. Sur tous les appareils existe la possibilité de réglage de la courbe de gain d'amplification en fonction de la profondeur (TGC : Time Gain Compensation). Le rôle de l'amplification est d'assurer une lecture satisfaisante des échos à toutes les profondeurs en compensant l'effet de l'atténuation.

Bien qu'il existe une grande variété de réglage de la courbe de gain en fonction de l'appareillage, on peut schématiquement distinguer :

- Le gain général agit de façon identique à toutes les profondeurs.
- Le gain superficiel qui peut être utile pour diminuer le niveau d'amplification des échos et éviter la saturation de l'image dans les couches très superficielles.
- La pente de gain qui fixe l'accroissement du niveau de l'amplification en fonction de la profondeur et qui compense l'effet de l'atténuation.

La courbe de gain dépend des tissus traversés, de la fréquence de la sonde et de la corpulence du patient. Sur les appareils haut de gamme, ce réglage de la courbe de gain se fait de façon automatique.

Tous les appareils disposent actuellement de la possibilité de post-traitement sur l'image : zoom sur certaines régions de l'image, renforcement de contours, mesure de distance ou de surface ou encore réglage de contraste, en agissant directement sur la correspondance entre niveaux du signal mémorisé et niveaux de l'échelle de gris affichés sur l'image.

Nous allons décrire Les réglages de base sur un échographe Philips iU22, ainsi que leurs effets sur l'image obtenue avec une sonde convexe sur un fantôme CIRS 040 GSE. Un repère sur la sonde renvoie à un repère sur l'image.

Touches de réglages de l'appareil (Knobology)	
Puissance	« Output power »
Mesures	
Focalisation du faisceau	Focale
Profondeur de champ	Field Of View (FOV)
Amplification sélective du signal à chaque profondeur	Time Gain Compensation (TGC)
Amplification du signal reçu	Gain
Gel de l'image	« Freeze »

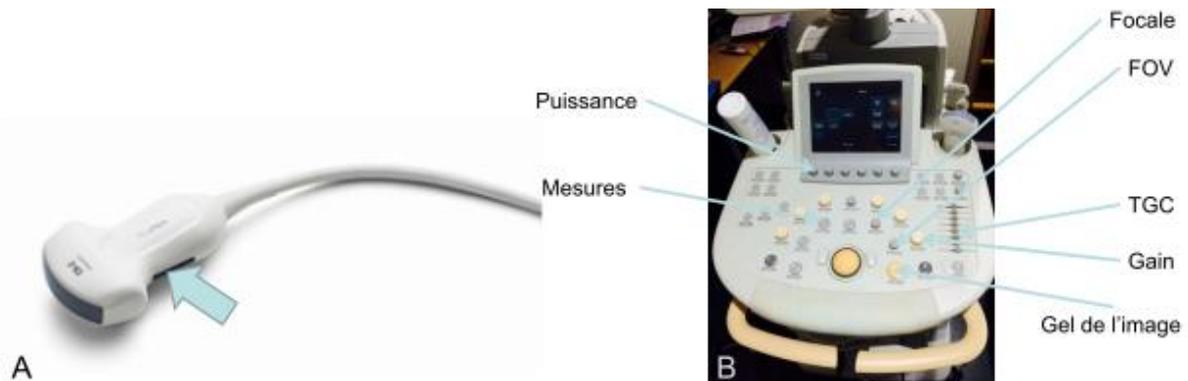


Figure IV.33 :A. Sonde avec repère d'orientation (Flèche). B. Clavier de l'échographe iU22 avec l'identification des commandes de base

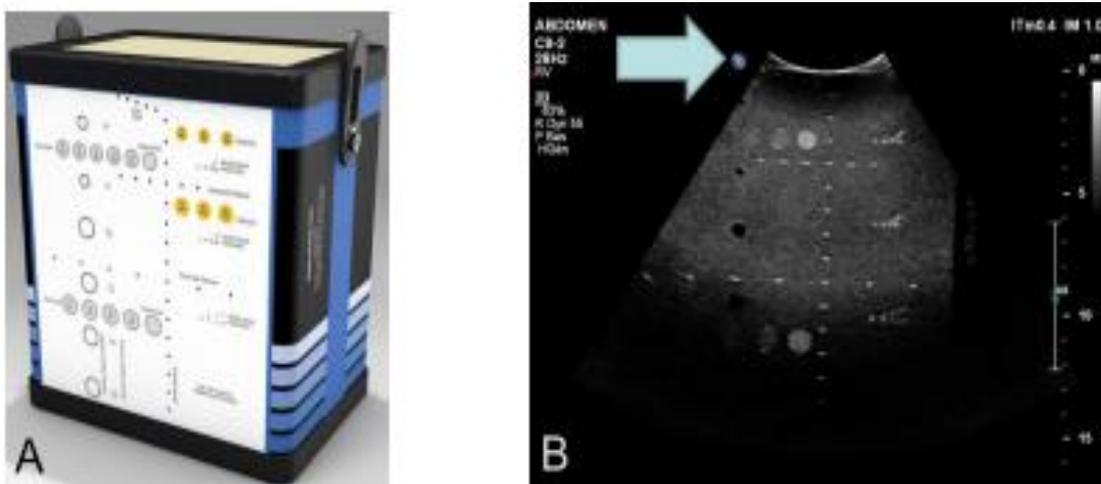


Figure IV.34 :A) Fantôme de contrôle de qualité. B) Image échographique correspondante, avec le repère d'orientation de l'image (flèche).

N.B/ Il faut que le déplacement de l'image corresponde aux mouvements appliqués à la sonde. Si il est inversé, c'est que la sonde est tenue à l'envers!

4.1. Puissance (acoustique)

La puissance acoustique correspond à l'intensité du signal acoustique émis par la sonde. Comme la puissance acoustique (mesurée en décibels =dB) est responsable des effets biologiques des ultrasons, elle est bridée sur les machines utilisées pour le diagnostic. Sur les écrans , elle est indiquée en termes d'index thermique (IT) et mécanique (IM).



Figure IV.35 : Effets de la modification de la puissance acoustique. En baissant la puissance, on fait disparaître l'image, en l'augmentant, on augmente l'intensité de l'image. La pénétration du signal est améliorée. En corollaire, le bruit et les artéfacts sont majorés.

Mesures : Les mesures s'effectuent sur l'image gelée. Même si les mesures sont affichées en dixième de millimètres sur les machines, la précision reste de l'ordre de quelques millimètres sur les sondes convexes.

4.2. Focalisation du faisceau :

La focalisation électronique permet de déterminer à quelle profondeur on obtient la meilleure résolution. Les focalisations multiples permettent d'étendre la zone de focalisation à un champ, mais au dépend de la vitesse de rafraîchissement de l'image.

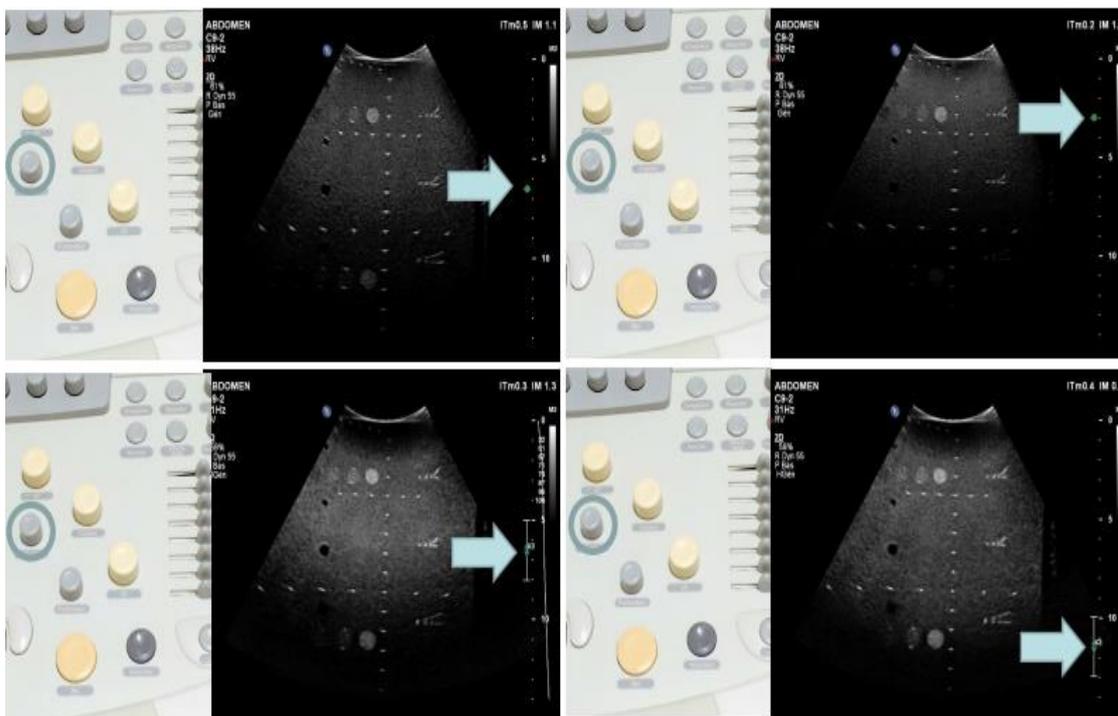


Figure IV.36 : Effet du déplacement de la focale sur la résolution spatiale de l'image. En regard de la ligne de focalisation (en haut) ou du champ (en bas), les images des points sont mieux définies.

4.3. Profondeur de champ (FOV) :

Le FOV définit la profondeur d'exploration. Plus cette profondeur est grande, plus le rafraîchissement de l'image est lent (PRF).

La PRF passe de 28 à 83Hz. (voir figure IV.37)

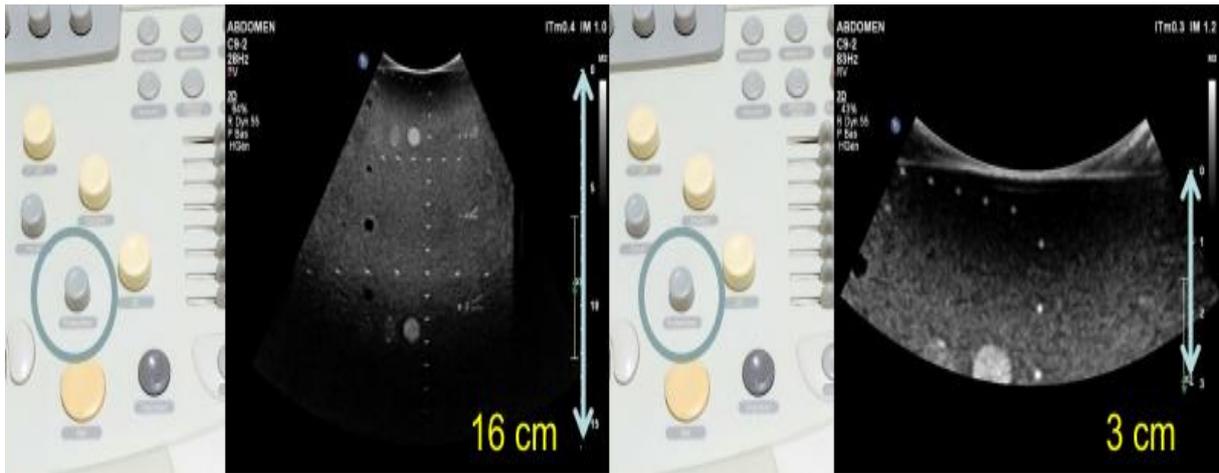


Figure IV.37 :En modifiant le FOV, on modifie la profondeur d'exploration.

4.4. Amplification sélective du signal (TGC)

La TGC permet de compenser sur la profondeur des phénomènes localisés d'atténuation ou de renforcement du signal acoustique.

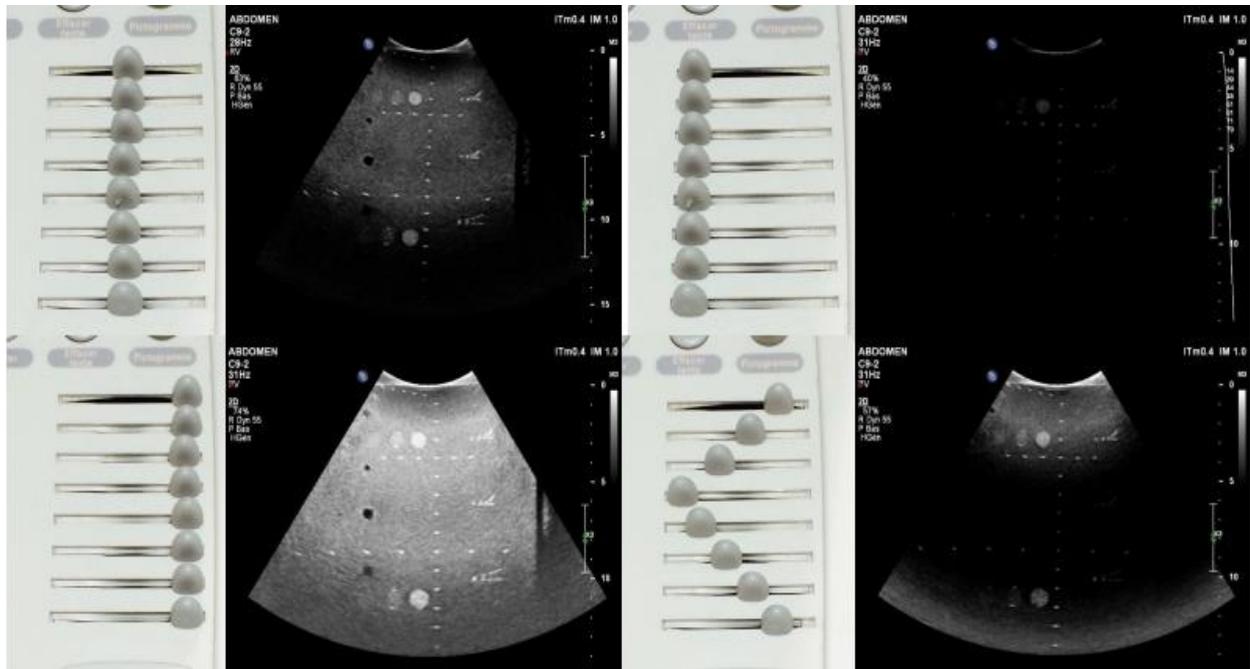


Figure IV.38 :La TGC amplifie sélectivement le signal à une profondeur choisie par l'opérateur.

4.5. Amplification du signal reçu (Gain)

Le gain module l'intensité du signal acoustique après sa réception par l'appareil. Il modifie la brillance de l'image sur l'écran.

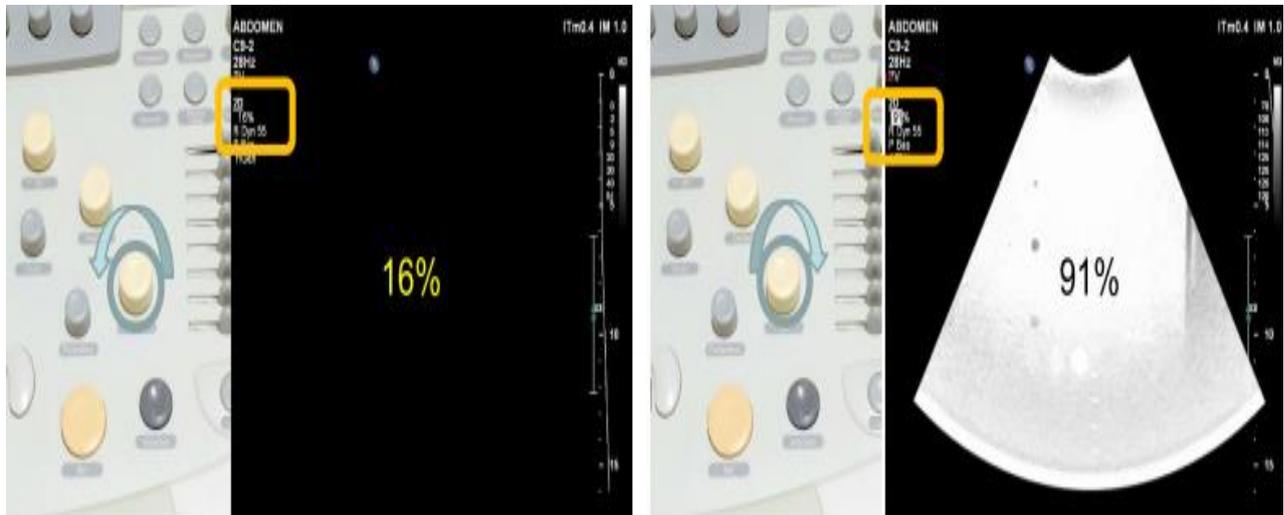


Figure IV.39 :Le gain modifie l'intensité visuelle de l'image, sans agir sur les caractéristiques physiques du faisceau acoustique.

4.6. Gel de l'image :

Le diagnostic échographique s'effectue durant l'exploration dynamique. La documentation de l'examen est réalisée sur des images fixes, obtenues en « gelant » la succession dynamique des balayages du faisceau échographique. Les images des organes doivent être documentées sur deux plans orthogonaux.

5. CONCLUSION :

Ce chapitre a fait l'objet d'une étude approfondie du traitement image préconisé en échographie. En un sens, les différents modes en sont énumérés et élucidés. De même que les résolutions spatiales et du contraste en sont discernés. Néanmoins, le principe d'échantillonnage a été si peu inclus. Ceci achève les notions de base sur l'échographie.

A la fin de ce chapitre, nous avons cité les différents artéfacts échographique qui influence sur la qualité de l'image ainsi nous avons décrit les différents réglages et les paramètres techniques de l'appareil doivent être constamment adaptés, afin d'obtenir une image de bonne qualité.

Exercice 1 :

1. Quel type d'onde le gynécologue utilise-t-il ? Peut-il utiliser des ondes lumineuses ?
2. Rappeler le principe de l'échographie et préciser le sens dans lequel se propagent les ondes entre la sonde et le fœtus.
3. La sonde émet de brèves impulsions. Dans le cas de l'observation de la tête du fœtus, une impulsion émise donne deux "échos" séparés par une durée $\Delta t = 6,0 \cdot 10^{-5}$ s. Pourquoi deux "échos" sont-ils perceptibles ?
4. Calculer la largeur de la tête du fœtus.

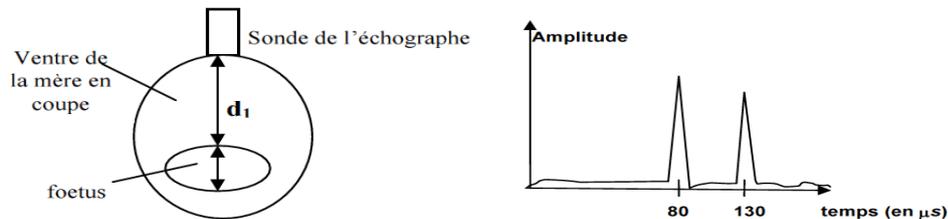
Réponses :

- 1) Il s'agit d'ondes ultrasonores. Les ondes lumineuses ne peuvent pas traverser la peau et ne sont donc pas utilisables ici.
- 2) L'échographie est basée sur la réflexion des ondes ultrasonores. L'émetteur placé dans la sonde émet des ondes vers le fœtus. Elles sont ensuite réfléchies et reçues par le récepteur lui-aussi placé dans la sonde.
- 3) Les deux échos correspondent à la réflexion sur la partie avant de la tête du fœtus et le deuxième correspond aux réflexions sur l'arrière de la tête.
- 4) Soit l la largeur de la tête. Vu que les ondes qui vont jusqu'à l'arrière de la tête parcourent une distance de $2l$ (aller-retour),

$$\frac{2l}{\Delta t} \Rightarrow l = \frac{\Delta t \cdot v}{2} = \frac{6 \cdot 10^{-5} \cdot 800}{2} = 2.4 \text{ cm}$$

Exercice 2:

- I. Ci-dessous est représenté le dispositif permettant l'échographie d'un fœtus. A côté sont représentés les deux principaux pics reçus par le capteur de la sonde.



- 1) Rappeler le principe de l'échographie et préciser le sens dans lequel se propagent les ondes entre la sonde et le fœtus.
L'échographie est basée sur la réflexion des ondes ultrasonores. L'émetteur placé dans la sonde émet des ondes vers le fœtus. Elles sont ensuite réfléchies et reçues par le récepteur lui-aussi placé dans la sonde.

- 2) A quoi correspondent les dates 80 et 130us ?

Les deux échos correspondent à la réflexion sur la partie avant de la tête du fœtus et le deuxième correspond aux réflexions sur l'arrière de la tête.

- 3) On admet que la vitesse de ces ondes est 1540m/s dans le corps humain. Calculer la distance d_1 et la résolution axiale Δd ?

$$v = 2 \cdot d_1 / t_0 \Rightarrow d_1 = 0.5 \cdot v \cdot t_0 = 0.5 \cdot 1540 \cdot 80 \cdot 10^{-6} = 6.16 \text{ cm}$$

$$\Delta d = c \Delta t = 1540 \cdot 6 \cdot 10^{-5} = 0.0924 \text{ m} = 9.24 \text{ cm}$$

- 4) Le gynécologue peut entendre les battements de cœur de fœtus. Expliquez ce phénomène ?
- 5) Un gynécologue veut mesurer la taille de la tête d'un fœtus dont il utilise des ondes qui se propagent à la vitesse $v = 800$ m/s dans les différentes parties du corps. Calculer la largeur de la tête du fœtus.

Série de TD N°4

$$V=2l/\Delta t \rightarrow l=0.5 \cdot V \cdot \Delta t \quad \dots \quad l=0.5 \cdot 800 \cdot 6 \cdot 10^{-5} \dots \dots \dots l=2.4 \text{ cm}$$

- II. Calculer la vitesse de propagation du son dans le matériau piézo-électrique ? Calculer la fréquence de résonance ? calculer la longueur de la zone de Fresnel de ce matériau piézo-électrique d'ouverture $2\alpha=2\text{mm}$? Comment améliorer la sensibilité de la sonde ? $e_1=2.56\text{mm}$ $\rho=2895\text{kg/m}^3$.

$$c=ZT/\rho \dots \dots c=3696\text{m/s}$$

$$e_1=c/(2 \cdot F) \dots \dots F=c/(2 \cdot e_1) \dots \dots F=721.8\text{KHZ}$$

$$e_2=\lambda / 4 \text{ et } \lambda = c/F \text{ donc } e_2= c/4 F \dots \dots \dots e_2=3696/4 \cdot 721.8 \dots \dots e_2=1.28 \text{ mm}$$

- III. L'onde générée, en se propageant, cède une partie de son énergie au milieu : il y a absorption de l'énergie de l'onde et l'intensité du faisceau diminue.

1. Calculer le rapport I/I_0 qui est absorbée au bout de 2cm de trajet dans le foie ?

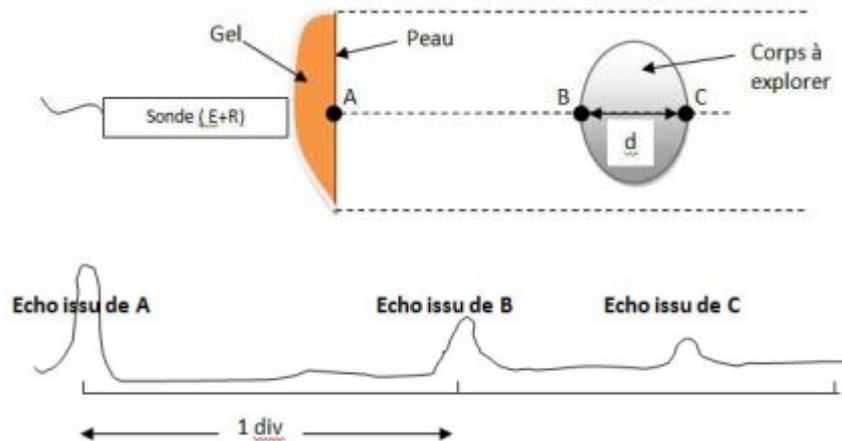
$$I/I_0=e^{-\alpha d} \dots \dots \dots I/I_0=e^{-1 \cdot 2} \dots \dots \dots \mathbf{I/I_0=73.57\%}$$

2. Pour que l'on puisse correctement détecter l'onde, il faut au moins de 25% du signal émis soit transmis, quelle épaisseur de foie peut être traversée dans ces conditions ?

$$\mathbf{I/I_0=25\% \text{ donc } I/I_0=e^{-\alpha d}=25\% \dots \dots e^{-d}=0.25 \text{ donc } d=}$$

Exercice 3 :

Lors d'une échographie, la sonde émet des salves ultrasonores de très courte durée. La même sonde enregistre les échos renvoyés par les surfaces de séparation des différents milieux. Sur l'enregistrement ci-dessous, 1 division notée « div » correspond à une durée de 10 μs .



1. Pourquoi applique-t-on un gel entre la sonde et la peau ?

On applique un gel pour améliorer l'émission et la réception des ondes ultrasonores.

Le gel sert « d'adaptateur d'impédance » pour la traversée de la peau par les ultrasons

2. Déterminer la durée séparant les réceptions des échos issus de B et de C.

Entre la réception des échos issus de B et de C, il y a 0,6 division donc il s'est écoulé 6 μs

Série de TD N°4

3. Quelle relation lie la vitesse de propagation v , la distance parcourue d et la durée de parcours Δt ? $d = v \cdot \Delta t$

4. À la durée séparant les échos B et C correspond une distance qui est :

d	$2d$	$d/2$
-----	------	-------

La durée séparant les échos B et C correspond une distance qui est : d

5. Calculer la dimension d de la structure explorée dans les tissus mous, sachant que la vitesse de propagation des ultrasons dans ces tissus est $v = 1,5 \times 10^3 \text{ m.s}^{-1}$.

$6 \mu\text{s}$ correspondent à une distance de $2d$. En utilisant la formule $d = v \cdot \Delta t$, on en déduit que $d = 0,9 \text{ cm}$.

ANNEXE 1

ANNEXE 1

« L'imagerie diagnostique est de plus en plus considérée comme un auxiliaire important de l'examen clinique dans la prise en charge des malades porteurs de nombreuses maladies courantes. Cette imagerie sera essentiellement représentée par la radiographie (rayons X) ou les ultra-sons. A la poursuite de l'objectif de l'Organisation mondiale de la santé (OMS) – la santé pour tous – il est admis que la plupart de ces examens seront effectués au niveau primaire, là où les malades seront vus, qu'il s'agisse de soins de base ou qu'un traitement d'urgence soit nécessaire. De nombreux pays n'ont pas suffisamment de radiologistes ou de spécialistes en échographie pour utiliser des techniques avancées, et dans ce cas, l'imagerie peut être demandée, réalisée et interprétée par des médecins ayant peu ou pas de formation spéciale ou d'expérience de la technique. ».

Intuitivement, au regard des capacités de l'échographie, il est envisageable qu'elle puisse avoir sa place dans le domaine des soins d'urgence, des soins de premier recours et dans le dépistage et suivi de certaines pathologies.

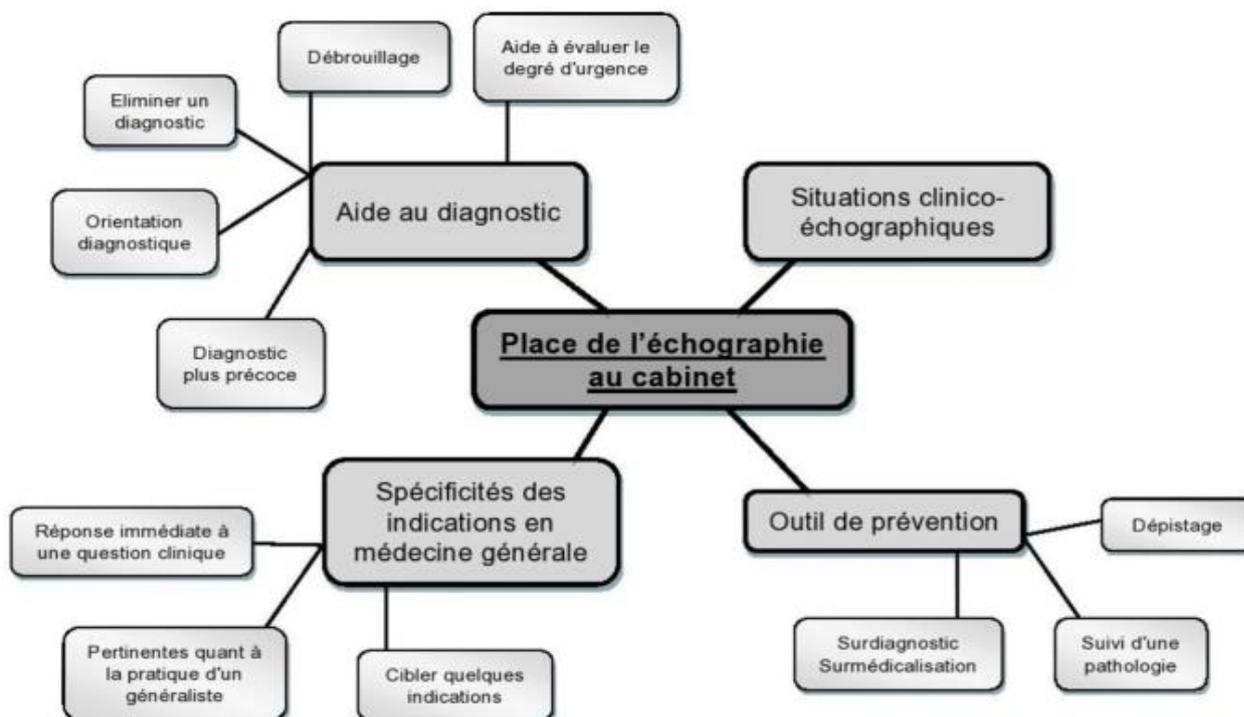


Figure A.1 : *Place de l'échographie au cabinet médicale*

Dans la théorie, on a vu que l'échographie avait donc tout à fait sa place en médecine générale et même qu'elle était souhaitable d'un point de vue santé publique.

Hélas, la prévalence de l'échographie en médecine générale reste très faible. En 2014, seuls 274 médecins généralistes libéraux ont déclaré exercer une discipline complémentaire en échographie par qualification, soit 0,27 % des médecins généralistes (17). C'est un résultat qui sous-estime la réalité car rien n'oblige un médecin à déclarer l'utilisation d'un échographe. Il est cela dit fort probable que le chiffre réel ne soit pas très éloigné.

ANNEXE 1

Mais alors, pourquoi l'échographie est-elle si peu présente en médecine générale ?

Nous retrouvons des obstacles à la pratique de l'échographe par les généralistes :

- la difficulté à maîtriser la technique de l'échographie (formation, compétence) ;
- le manque d'expérience en l'échographie en médecine générale (méconnaissance, manque de recul, manque d'études et indications mal définies) ;
- la place de l'échographie dans l'activité du médecin généraliste (aspects financiers, matériels ou logistiques, cotation insuffisante, difficultés de l'exercice seul et isolé, charge de travail, entretien des compétences, variété de pratique, relations avec les consœurs et confrères) ;
- la sensibilité personnelle du médecin (perception du médecin et peur de la découverte diagnostique) ;
- le risque médico-légal (statut et cadre légal, responsabilité) ;
- les patients (demande abusive, attirance de patientée, peur, surcoût).

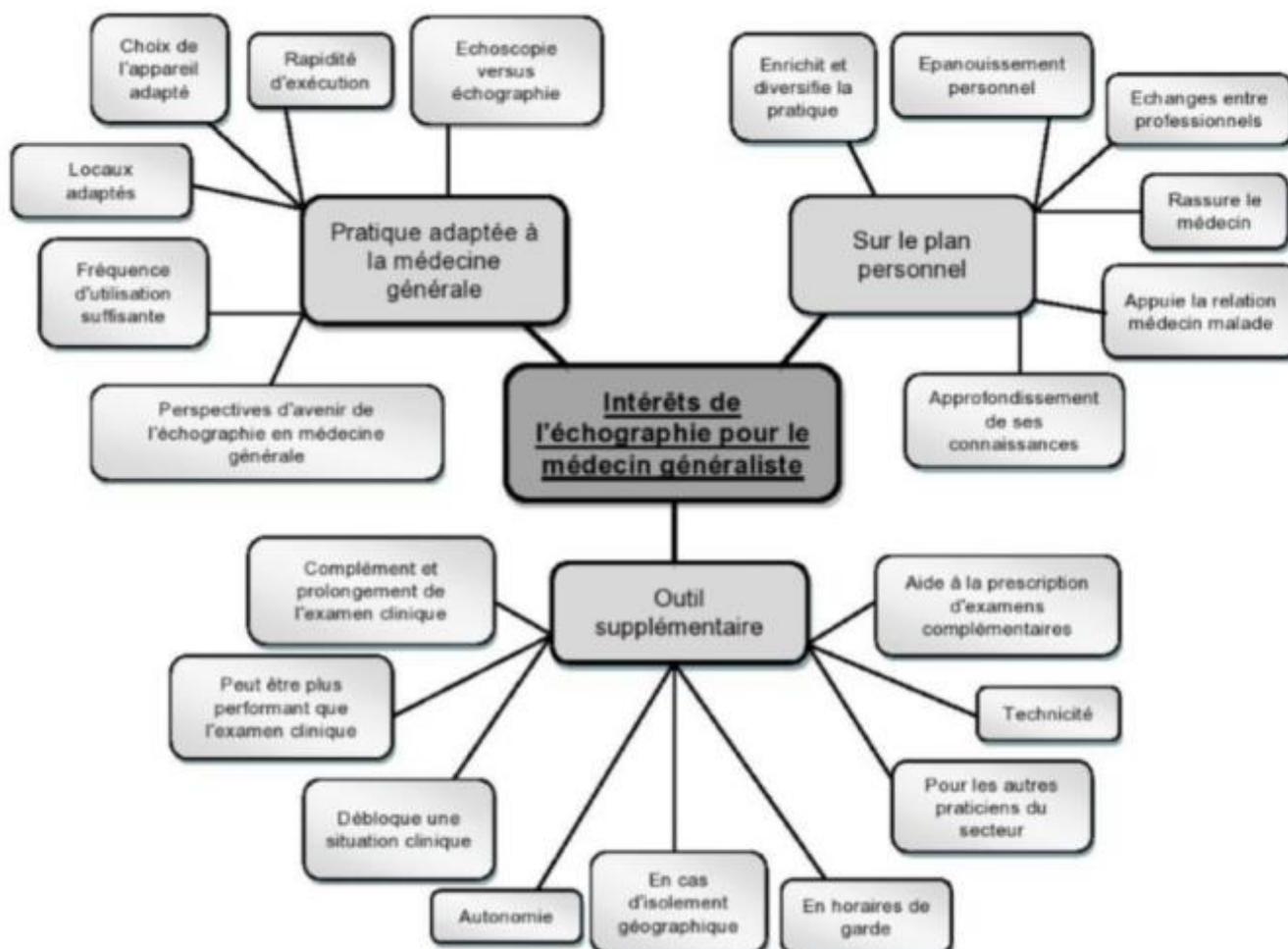


Figure A.2 : Intérêts de l'échographie pour le médecin généraliste

ANNEXE 1

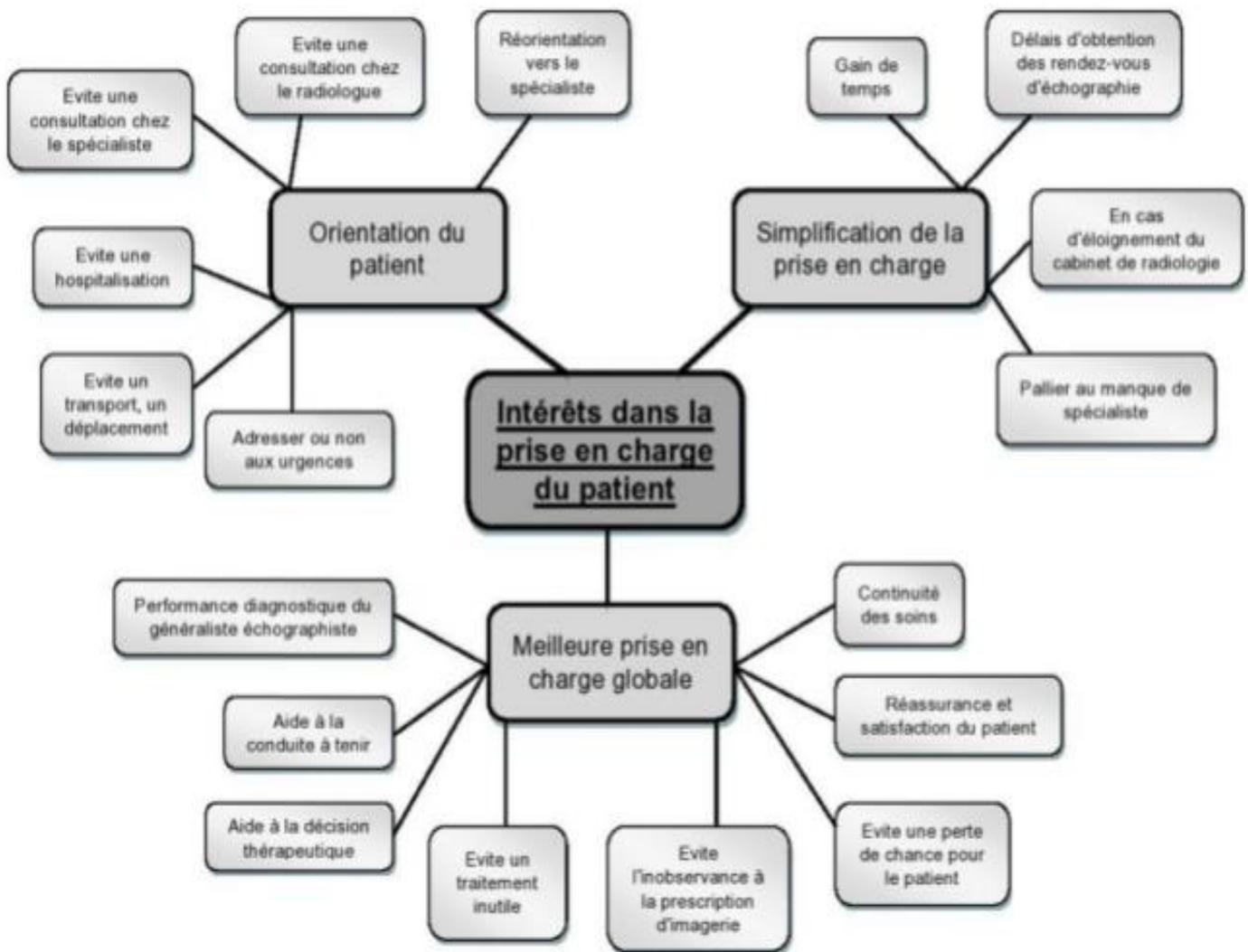


Figure A.3 : Intérêts de l'échographie dans la prise en charge du patient

Nous présentons dans ce tableau les organes pouvant être explorés en échographie et son rôle sur ces organes :

Tab.A.1: Les organes pouvant être explorés en échographie et son rôle sur ces organes.

Organe	Définition de l'organe	Rôle de l'échographe sur cet organe
Le cœur	Organe creux et musculaire, qui est le moteur de la circulation sanguine.	Identifier des lésions valvulaires.
La thyroïde	Glande thyroïdienne située à la partie atéro- inférieure du larynx.	Recherche de kystes ou tumeurs.
Le foie	Volumineux organe situé dans l'hypocondre droit avec les voies biliaires.	Mettre en évidence des kystes ou tumeurs, lésions vasculaires, steatosique (foie gras).
l'œil	organe de la vision.	Chercher un hématome ou d'autre pathologie.

ANNEXE 2

ANNEXE 2

Les sondes «générales» d'écho ont une fréquence entre 2,5 et 4,0 MHz, la majorité étant de 3,5 MHz. Il est important de comprendre l'effet de la fréquence de la sonde sur son rendement, en ce qui concerne la *pénétration* et la *résolution axiale* (l'habileté qu'ont les ondes de permettre de distinguer entre deux objets à des profondeurs différentes).

Entre la fréquence et la pénétration, il existe une relation *inverse*, tandis que, entre la fréquence et la résolution, la relation est *linéaire*. Donc:

- Si la fréquence augmente, la pénétration diminue et la résolution s'améliore.
- Si la fréquence diminue, la pénétration s'améliore et la résolution diminue.
- L'exception est la sonde endovaginale qui est habituellement une sonde de 5,0-7.5 MHz. On se sert ici d'une fréquence plus élevée parce que a) les structures d'intérêt sont beaucoup *plus près* de la sonde qu'elles ne le sont ailleurs, et b) les structures d'intérêt sont beaucoup *plus petites*.

Par conséquent, une sonde de basse fréquence est préférable pour l'exploration profonde (pour l'abdomen et chez certains patients, le thorax) afin de voir des objets relativement larges. Les plus petits objets, comme les corps étrangers près de la surface, sont mieux identifiés avec une sonde de haute fréquence. Toutefois, nous ne traiterons pas de localisation de corps étrangers dans ce cours. Tout ce que nous vous enseignerons *peut* se faire avec une seule sonde de 3,5 MHz. Assurez-vous de voir les chiffres «3,5» écrits quelque part sur la sonde que vous utilisez et... oubliez le restant.

- Si vous voulez dépenser un peu plus d'argent, procurez-vous une sonde qui peut varier entre 2,5 MHz - ce qui serait très avantageux dans le cas d'un patient à large poitrine (p. ex. MPOC) - et 4,0 MHz - qui serait préférable pour les enfants.
- Les échographistes novices ont souvent tendance à préférer une tête de sonde qui est aussi petite que possible, car ils peuvent la manoeuvrer plus facilement. C'est un avantage illusoire: avec un peu d'entraînement, vous apprendrez à manoeuvrer avec habileté les sondes à tête large, qui donnent une meilleure qualité d'image.

ANNEXE 2

Orientation des vues

Cette section renvoie plusieurs étudiants à leur livre de base d'anatomie car les textes d'écho aiment utiliser les termes qui décrivent certaines vues de manière plus ou moins interchangeable, ce qui sème encore une fois la confusion.

Par exemple, la vue longitudinale est souvent confondue avec la vue sagittale ou coronale. Est-ce que cela nous intéresse? Non. Nous avons simplement besoin de nous entendre sur deux termes:

Un qui décrit la position de la sonde quand elle est orientée de la tête vers les pieds et un qui en décrit la position quand elle est orientée dans la direction gauche-droite. Donc, pour ce cours:

- Vue longitudinale: la sonde est orientée de la tête vers les pieds
- Vue transverse: la sonde est orientée gauche-droite

De ces deux vues, la *vue transverse* est la plus facile à comprendre car elle reproduit une image CT : quand vous regardez l'image, la tête du patient est au-delà de l'écran, ses pieds sont vers vous et son côté droit correspond au côté gauche de l'écran et vice-versa.

De ces deux vues, la *vue transverse* est la plus facile à comprendre car elle reproduit une image CT: quand vous regardez l'image, la tête du patient est au-delà de l'écran, ses pieds sont vers vous et son côté droit correspond au côté gauche de l'écran et vice-versa.

La *vue longitudinale* est saisie moins aisément. Elle montrera une section du corps en forme de morceau de tarte avec le côté gauche de l'écran correspondant à la direction céphalique et le côté droit de l'écran correspondant au côté caudal (illustration dans la prochaine section).

Ces termes sont utiles pour vous donner un point de départ. Beaucoup de notre travail sera fait dans des vues qui ne seront pas purement longitudinales ou purement transverses. Comme nous le verrons, il est plus facile de commencer d'un point connu et de le modifier (p. ex. «commencer par la vue longitudinale et faire une rotation de 30° dans le sens des aiguilles d'une montre»).

Positionnement de la sonde

Le premier pas, pour générer une image reproductible et de haute qualité, est de faire preuve de constance dans la façon de poser la sonde sur le corps. Lorsqu'elle est orientée



ANNEXE 2

longitudinalement (c.-à-d. de la tête vers le pied), le côté gauche de l'écran (tel que vous le voyez) correspond au côté céphalique.

Quand la sonde est dans l'orientation *transverse*, le côté *gauche* de l'écran (tel que vous le voyez) correspond au côté *droit* du patient, comme une *image de CT* (la tête est *derrière* l'écran).



Centrer l'image

- Dans la vue Longitudinale

* Pour déplacer la zone d'intérêt vers la *droite*, déplacez la sonde vers la *tête* du patient.
* Pour déplacer la zone d'intérêt vers la *gauche*, déplacez la sonde vers les *pieds* du patient.

- Dans la vue Transverse

* Pour déplacer la zone d'intérêt vers la *droite*, déplacez la sonde vers la *droite* du patient.
* Pour déplacer la zone d'intérêt vers la *gauche*, déplacez la sonde vers la *gauche* du patient.

- En plaçant la sonde sur le patient de la *même manière* chaque fois, vous développerez plus rapidement l'habileté réflexe de centrer la zone d'intérêt.

Manipulation de la sonde

Nous devons maintenant discuter de l'habileté physique que demande l'échographie. Et cela est très important en soi. De très petits mouvements de la main de l'échographe changeront l'angle de la vue de 10, 20 et même 30 degrés. Puisque l'image que vous recherchez peut n'exister que dans *un seul plan*, il peut être plus difficile que prévu d'orienter la sonde correctement. La clé est de bouger votre main *lentement*. Si vous travaillez rapidement, vous pouvez passer à travers la vue que vous cherchez sans vous en rendre compte. Cela est particulièrement vrai dans l'écho endovaginale où les structures sont beaucoup plus petites. Bougez votre main lentement.

- Tenez toujours la sonde dans la main qui se trouve à *côté du patient*. Cela laisse l'autre main libre pour manipuler les boutons, ajuster l'écran, atteindre le tube de gelée, etc.

ANNEXE 2

Quelques conseils :

La gelée d'écho est nécessaire pour s'assurer qu'il n'y a pas d'air entre la tête de la sonde et le corps du patient (souvenez-vous de l'effet de dispersion que l'air a sur les ondes d'écho). Utilisez beaucoup de gelée.

Si vous trouvez qu'il est difficile de visualiser le cœur, il y a trois choses que vous pouvez tenter de faire pour améliorer votre image.

- Premièrement, il est possible que le cœur se trouve trop haut (i.e. trop céphalique) dans le thorax. Cette situation est particulièrement fréquente chez les patients avec un bon diamètre thoracique, Dans ces cas, il peut être fort utile de demander au patient d'inspirer lentement. Cette action baissera le diaphragme et, par extension, le cœur même. Cela diminuera la distance entre la sonde et l'organe cible. Il ne sera pas toujours possible d'effectuer cette manœuvre dans une situation d'urgence, mais la différence peut être très significative chez les patients qui sont capables de coopérer.
- Deuxièmement, si un patient a un abdomen protubérant (quelque chose qui arrive de temps à autre dans notre pratique), vous pouvez légèrement améliorer la vue en fléchissant les cuisses du patient (ce qui relâche les muscles abdominaux).
- Troisièmement, certains patients auront un lobe gauche du foie moins bien développé que la moyenne. Dans ces cas, il est possible qu'un petit mouvement de la sonde vers la droite *du patient* vous donne une «fenêtre» plus adéquate.

Entretien de la sonde :

La tête de la sonde est la partie la plus fragile de l'appareil d'ultrason et est celle qui coûte le plus cher. Près de 99% du coût de la sonde se trouve dans les cristaux qui sont situés directement sous la couche de plastique de la tête.

Quand on échappe une sonde, c'est la tête qui frappe le sol en premier à cause de sa forme et de la répartition de son poids. Lorsque par mégarde elle heurte le sol, le «ping» que vous entendez, c'est le «cri de douleur» des cristaux qui éclatent.

(Dix milles euros viennent de flamber et vous venez de perdre votre outil)

Afin d'éviter un tel drame, il faut respecter les règles suivantes:

1. Prendre bien soin de la sonde au cours de la manipulation.
2. Toujours garder la sonde soit dans son *étui*, soit dans la *main* de l'utilisateur. Ne jamais la laisser ailleurs, par exemple, sur une civière ou sur un comptoir ou sur le patient,

ANNEXE 2

3. Après chaque usage, essuyer l'enduit de gelée qui a été appliqué sur la tête de la sonde en utilisant un tissu lisse et doux comme le drap du lit du patient.
4. Par la suite, désinfecter la surface de la sonde avec une solution non corrosive. Éviter l'alcool et les autres substances corrosives car elles éroderont graduellement la couverture délicate de la tête de la sonde.

Le tableau suivant présente une Liste de code défauts de l'échographe :

Défaut	Cause possible	solution
1. Equipment is not running L'équipement ne fonctionne pas.	- Pas d'alimentation de la prise de courant. - Défaut de câble électrique	- Vérifiez que l'interrupteur d'alimentation est activé. - Remplacer le fusible avec la tension correcte et courant si soufflé. - Vérifiez que l'alimentation secteur est présente à prise utilisant un équipement connu pour travailler. - Contacter l'électricien pour recâbler si la puissance n'est pas présente. - Essayez le câble sur un autre morceau de équipement. -Contacter l'électricien pour réparation si nécessaire.
2- Le fusible continu de souffler	Alimentation électrique ou câble défectueux	Consulter un électricien.
3- Tête de sonde endommagée ou bruyante.	Erreur interne possible	Echange de sonde. Envoyer pour tester et réparer.
4- Qualité d'image médiocre	- Gel insuffisant - Les contrôles sont mal réglés - La tension secteur est trop faible - Problème de sonde / d'affichage	- Utilisez plus de gel à ultrasons - Vérifiez les contrôles pour corriger positionnement et fonctionnement (se référer au manuel d'utilisation) - Utiliser un stabilisateur de tension - Consulter un technicien biomédical
5- Erreur d'affichage / d'ordinateur	Erreur de logiciel	- Arrêtez la machine et redémarrez. - Si le problème persiste, reportez-vous à technicien biomédical
6. Chocs électriques	Défaut de câblage	- Voir l'électricien

ANNEXE 2

Dans les deux tableaux suivants présentent les règles à suivre pour l'entretien d'un échographe : (Tous les six mois : Vérification du technicien biomédical requise)

Quotidiennement	
Nettoyage	<ul style="list-style-type: none">- Essuyer la poussière de l'extérieur et couvrir l'équipement après les vérifications- Enlever tout ruban adhésif, papier ou corps étranger de l'équipement-Sonde d'essuyage avec un tissu ou un chiffon sans alcool.
Contrôles visuels	<ul style="list-style-type: none">-Vérifiez que tous les raccords et accessoires sont correctement montés- Vérifier que les câbles ne sont pas tordus et que la sonde est bien rangée
Vérifications de fonction	En cas d'utilisation ce jour-là, effectuez une brève vérification du fonctionnement avant la clinique

Hebdomadaire	
Nettoyage	<ul style="list-style-type: none">- Débrancher, nettoyer à l'extérieur / roues / arrière avec un chiffon humide, sécher- Enlever, nettoyer et sécher le filtre externe si présent
Contrôles visuels	<ul style="list-style-type: none">- Vérifiez que les vis de la prise de courant sont bien serrées- Vérifiez que le câble d'alimentation n'a pas de fil dénudé et qu'il n'est pas endommagé
Vérifications de fonction	Si la machine n'a pas été utilisée, exécutez et testez brièvement

Références Bibliographiques

- [1]. JM. Bourgeois, M. Boynard, P. Espinasse : L'image par l'échographie Sauramps Medical, 1995. L'échographie. Sauramps Medical, 1995.
- [2]. C Grataloup-Oriez, A Charpentier : Principes et techniques de l'échographie-doppler, Elsevier, 1999.
- [3]. Le principe de l'échographie PIERRON
217Principe_de_l_échographie_fiche_profen
- [4]. L'échographie : principe et déroulement. GRALON 2008 www.gralon.net
- [5]. Flavio Hoarau. L'échographie en médecine générale, est-elle utile ? THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE . 15/10/2019 UNIVERSITÉ DE LA RÉUNION UFR SANTÉ. www.pletron.fr/.../CPHY-2011
- [6]. Pr François Rouzet – Cours 5 : Imagerie par ultrasons, UE2 Biophysique, Le 21/10/2016 .PU PH en médecine nucléaire
- [7]. Nadir MAGHLAOU, « Etude de la focalisation des ondes ultrasonores par réseau de transducteurs hautes fréquences. Application à la signature acoustique des matériaux », thèse de doctorat en Physique Spécialité : matériaux et composants. soutenu le 25/04/2015. Faculté de physique, université des sciences et de technologie houari boumediene
- [8]. anais boudoual et al , Cahier de cours et de TP sur l'échographie ,université de strasbourg .projet sous la direction de V. SCHUH, 2011-2012
- [9]. Paul Legmann, Guide d'échographie,5eme édition ELSEVIER MASSON .2018
- [10].,Dr CHAKOURI M,cours sur le son & L'audition, 2eme année médecine. faculté de médecine d'oran.2019
- [11]. Sonia Dahdouh ,Imagerie Ultrasonore, Télécom Paris Tech - CNRS LTCI - WHIST Lab
- [12]. Imagerie ultrasonore, de HIA Sainte Anne et N. GRENIER
- [13]. Imagerie optique des milieux biologiques, de Arnaud DUBOIS ;
<http://paristech.iota.u-psud.fr/site.php?id=209&fileid=486>
- [14]. L'onde ultrasonore propriétés physiques sémiologie et artefacts, de Giuseppe GULLO
http://files.chuv.ch/internet-docs/rad/techniciens/rad_trm_us_proprieteondeus.pdf
- [15].Dispositifs d'imagerie médicale, de F. ROUSSEAU
http://lsiit-miv.u-strasbg.fr/contenu/fichiers_page/Echographie.pdf
- [16].Les modalités de l'imagerie médicale, du Dr J.M. ROCCHISANI
http://www.dfr.ensta.fr/Cours/docs/ESE21/ese21_Imed_5_échographie2D3D4D.pdf
- [17]. <http://naxos.biomedicale.univ-paris5.fr/diue>
- [18]. http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/BASES/BA003_idx.html
- [19]. <http://fr.wikipedia.org>
- [20]. Cours d'Elsa Angelini (ENST) Cours d'Elsa Angelini (ENST)
- [21]. Cours de F. Tranquart (Tours), N. Grenier (Bordeaux)
- [22]. <http://www.ob-ultrasound.net>
- [23]. P. Laugier, M. Tanter, E. Bossy,J-F. Aubry: Ultrasons : de la physique fondamentale à la médecine
- [24]. Paul legmann, patricia Bonnin-Fayet 'Guide d'échographie ' 488 pages ;5eme édition, Elsevier Masson .2017.ISBN :9782294747823
- [25]. Rubin JM, Bude RO, Carson PL, Bree RL, Adler RS.Power doppler US: a potentially useful alternative to mean frequency based color doppler US. Radiology 1994 ; 190 : 853-856
- [26]. Spencer MP, Reid JM, Paulson PS. Diagnosis of ca-rotid artery disease and cerebral vascular insufficiency with doppler angiography and ophthalmic artery sonography. In : Reneman RS ed. Cardiovascular applications of ultrasound. Amsterdam : Elsevier, 1974 :249-265
- [27]. Stavros AT, Parker SH, Yakes WF, Chantelois AE,Burke BJ, Meyer PR et al. Segmental stenosis of the renal artery: pattern recognition of tardus and parvus abnormalities with duplex sonography. Radiology 1992 ; 184 : 487-492
- [28] Melle Mattahri Asma , « Filtrage d'images échographiques par la transformée en ondelette a base de lifting ». projet de fin d'études Master en Imagerie médicale ; soutenue le 21 juin 2018-encadré par Dr/ BOUKLI HACENE Ismail –Université de Tlemcen.
- [29]Melle Labdelli Nassima et Zehouani Wahiba «Réalisation d'un dispositif de mesure de débit respiratoire par ultrasons » projet de fin d'études Master en Instrumentation Biomédicale juin 2013-encadré par Pr Bereksi Reguig fethi
-