

# Chapitre 1

## L'imagerie ultrasonore

*Dans cette partie sont présentés les principes physiques des ultrasons afin de comprendre la construction et la nature des images échographiques. Après une description générale des ondes ultrasonores, nous nous intéresserons aux caractéristiques d'un faisceau ultrasonore ainsi qu'aux principes de formation des images d'un échographe. Ceci nous amènera à dresser un bilan sur l'imagerie ultrasonore classique et à comparer l'échographie avec d'autres modalités d'imagerie anatomique.*

### 1.1 L'onde ultrasonore

L'onde ultrasonore est une onde acoustique dont le mode de propagation de l'énergie s'effectue sans transport de matière. L'onde ultrasonore provoque localement des variations de pression dans le milieu élastique traversé. Une onde ultrasonore est caractérisée par sa célérité, son impédance et sa fréquence. L'onde subira ensuite diverses modifications qui dépendent des propriétés du milieu matériel étudié.

#### 1.1.1 Caractéristiques

**Vitesse de propagation et impédance** La célérité de l'onde dépend uniquement des caractéristiques du milieu matériel traversé qui sont son élasticité et sa densité :

$$c^2 = \frac{E}{\rho}$$

avec  $E$  et  $\rho$ , l'élasticité et la densité du tissu étudié, et  $c$ , la célérité de l'onde.

Contrairement au cas des solides, la vitesse du son dans les tissus mous est pratiquement uniforme et voisine de celle de l'eau. Les vitesses du son pour différents organes sont données dans le tableau 1.1 tiré de [Berson 00], fournies à titre indicatif. Dans les tissus mous, la célérité variant peu, on considère qu'elle a une valeur moyenne de  $1540m/s$ . Il est important de noter que pour les os et l'air, la vitesse des ultrasons est très différente de cette valeur moyenne.

Le comportement d'un milieu vis-à-vis des ultrasons est exprimé par une constante appelée impédance acoustique  $Z$ . Celle-ci dépend de la masse volumique et de la compressibilité du milieu :

Tissus	Densité $kg/m^3$	Vitesse $m/s$	Impédance acoustique $kg/m^2/s$
Graisse	$0.92 \cdot 10^3$	1446	$1.33 \cdot 10^6$
Muscle	$1.07 \cdot 10^3$	1542 - 1626	$1.65 - 1.74 \cdot 10^6$
Sang	$1.06 \cdot 10^3$	1566	$1.66 \cdot 10^6$
Os	$1.38 - 1.81 \cdot 10^3$	2070 - 5350	$3.75 - 7.38 \cdot 10^6$
Cerveau	$1.03 \cdot 10^3$	1505 - 1612	$1.55 - 1.66 \cdot 10^6$
Foie	$1.06 \cdot 10^3$	1566	$1.66 \cdot 10^6$
Rein	$1.04 \cdot 10^3$	1567	$1.62 \cdot 10^6$
Rate	$1.06 \cdot 10^3$	1566	$1.66 \cdot 10^6$
Poumon	$0.40 \cdot 10^3$	650	$0.26 \cdot 10^6$
Air	1.2	333	$0.4 \cdot 10^3$
Eau distillée	$1.00 \cdot 10^3$	1480	$1.48 \cdot 10^6$

TAB. 1.1: Paramètres acoustiques dans différents organes du corps humain, en comparaison avec ceux de l'air et de l'eau (milieux de référence) [Berson 00].

$$Z = \sqrt{\frac{\rho}{\chi}}$$

avec  $\rho$  la densité et  $\chi$  la compressibilité du milieu.

Elle traduit l'aptitude d'un milieu donné à la pénétration des ultrasons et s'exprime en  $kg/m^2/s$ . L'impédance pour différents organes est donnée dans le tableau 1.1. Elle est faible pour l'air et très élevée pour les os. Nous invitons le lecteur à se reporter à l'ouvrage de Duck [Duck 90] pour plus de détails sur l'étude des tissus par ultrasons.

**Fréquence et longueur d'onde** La longueur d'onde  $\lambda$  mesure l'étendue spatiale d'un cycle de variation. La longueur d'onde est reliée à la fréquence  $f$  par la relation :  $\lambda = \frac{c}{f}$ . Les ultrasons utilisés dans le diagnostic médical ont une fréquence comprise entre 3 et 12 MHz. La longueur d'onde représente le «pouvoir de résolution». En échographie, les résolutions sont de l'ordre du millimètre.

**Remarque** L'onde ultrasonore dans un milieu homogène est cohérente, c'est-à-dire en phase : il n'y a pas de superposition décalée de plusieurs ondes de fréquence et longueur d'onde identiques.

### 1.1.2 Interactions avec la matière

Les ondes ultrasonores interagissent avec la matière qu'elles traversent. Il se produit alors plusieurs phénomènes qui aboutissent à leur atténuation :

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

**Absorption dans un milieu homogène** Lors de la propagation, l'onde ultrasonore cède une partie de son énergie au milieu : il y a absorption de l'énergie, et l'intensité du faisceau diminue. Cette diminution est totalement différente de celle due à l'augmentation de la surface de l'onde. Cette absorption suit une loi exponentielle :

$$I(x) = I_0 e^{-\alpha x}$$

avec  $I$  l'intensité à la distance  $x$ ,  $I_0$  l'intensité initiale,  $\alpha$  le coefficient d'absorption et  $x$  la distance à la source.

Le coefficient d'absorption  $\alpha$  est proportionnel au carré de la fréquence  $f$ . Ainsi, quand la fréquence augmente, le phénomène d'absorption s'intensifie : pour explorer des régions profondes telles que l'abdomen, il est nécessaire d'utiliser des fréquences basses (3-5 MHz).

**Réflexion et réfraction** Lorsqu'une onde ultrasonore passe d'un milieu  $M_1$  à un milieu  $M_2$ , une partie de son énergie est réfléchi. L'importance relative de cet écho par rapport à l'onde incidente dépend de la valeur de l'interface. Lorsque l'onde ultrasonore atteint perpendiculairement l'interface, le coefficient de réflexion  $R$  est donné par la formule suivante :

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

avec  $R$  le coefficient de réflexion,  $Z_1$  l'impédance du milieu  $M_1$  et  $Z_2$  l'impédance du milieu  $M_2$  (voir la figure 1.1).

Par exemple, seule 6% de l'énergie acoustique incidente est réfléchi sur l'interface foie/rein droit, alors qu'au niveau de l'interface tissus mous/os, 40% de l'énergie est réfléchi. Pour les interfaces entre des tissus mous et l'air,  $R$  est environ égal à 0,99. C'est la raison pour laquelle il faut interposer une substance entre la peau et la sonde (du gel) lors de l'examen échographique pour diminuer la présence d'air entre les tissus et la sonde et donc diminuer la valeur de  $R$ . Lorsque la différence entre les impédances  $Z_1$  et  $Z_2$  est grande, il n'y a pratiquement pas d'énergie transmise et l'examen ultrasonore est impossible. Ceci se produit par exemple lors de l'observation à travers une paroi osseuse où l'onde ultrasonore est presque totalement réfléchi.

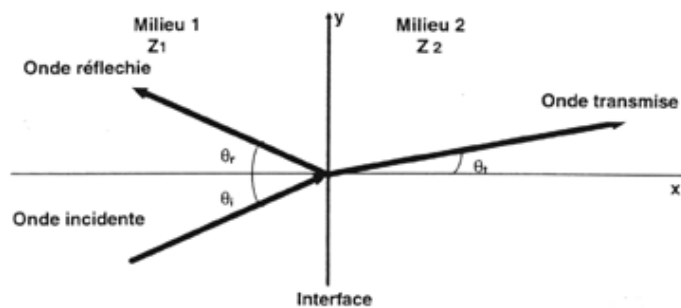


FIG. 1.1: Phénomène de réfraction [Berson 00].

De plus, lorsque l'onde ultrasonore n'est pas perpendiculaire à l'interface, on observe alors le phénomène de réfraction. L'angle de l'onde transmise est donné par la loi de Snell :

$$\frac{\sin \theta_t}{\sin \theta_i} = \frac{c_2}{c_1}$$

avec  $c_1$  (resp.  $c_2$ ) la vitesse de l'onde dans le milieu 1 (resp. le milieu 2) et  $\theta_i$  l'angle d'incidence et  $\theta_t$  l'angle de l'onde transmise (voir la figure 1.1). De plus, lorsque l'interface est convexe, la nature du faisceau transmis est modifiée. Comme le montre la figure 1.2, on peut alors observer une focalisation ou une divergence du faisceau ultrasonore.

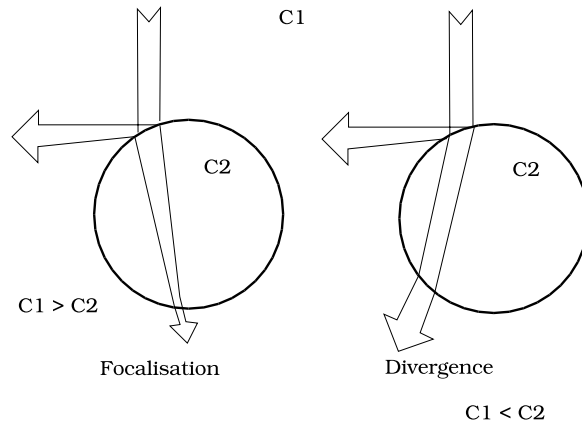


FIG. 1.2: Influence de la forme de l'interface sur le phénomène de réfraction (image tirée de [Coussement 95]).

**Diffusion et interférences** Lorsque l'interface est de petite taille par rapport à la longueur d'onde, l'énergie de l'onde est diffusée, c'est-à-dire réfléchié dans de multiples directions. Soit  $d$  la taille de l'interface et  $\lambda$  la longueur d'onde. En fonction du rapport  $\frac{\lambda}{d}$ , il est possible de définir trois types de diffusion :

- \*  $d \gg \lambda$  : rétro-diffusion,
- \*  $d \simeq \lambda$  : diffusion antégrade,
- \*  $d \ll \lambda$  : diffusion multidirectionnelle.

Ces trois types de diffusions 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, l'onde ultrasonore doit être la plus perpendiculaire possible à ses contours, alors que ce n'est pas les cas pour la visualisation de la structure. Les tissus peuvent être assimilés à de multiples diffuseurs distribués de manière aléatoire et entraînant la formation d'un ensemble d'ondelettes ultrasonores interférant entre elles.

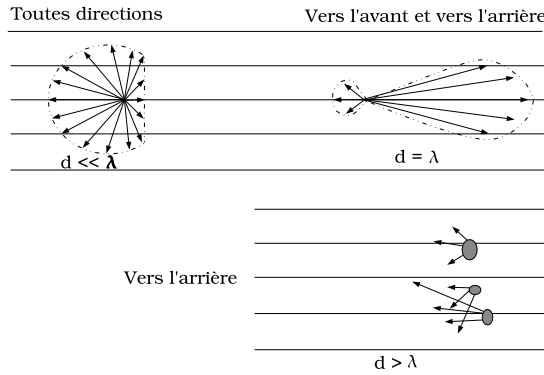


FIG. 1.3: *Phénomène de diffusion (image tirée de [Coussement 95]).*

Le phénomène d'interférence aléatoire provoque des fluctuations statistiques qui ne reflètent pas réellement la distribution des diffuseurs dans le tissu : le «moucheté» ou *speckle* en anglais correspond au bruit d'interférence et caractérise la nature des images ultrasonores. Ce bruit participe à la médiocrité de la résolution spatiale, et une petite structure peut être noyée dans ce speckle.

**Atténuation** 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, de la diffusion, et de la divergence du faisceau.

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. Ainsi, les échos qui reviennent sur la sonde sont particulièrement faibles.

## 1.2 Le faisceau ultrasonore

### 1.2.1 Faisceau d'une onde plane

Les grandes fréquences des ultrasons (supérieures à 1 MHz) autorisent la création de faisceaux, c'est-à-dire d'une onde directionnelle. Lorsque la source est plane, le front d'onde est plan. Contrairement aux ondes sphériques, la surface n'augmente pas avec la distance. Ainsi, l'intensité ne décroît pas avec la distance et la pénétration des ultrasons est sensiblement améliorée (voir la figure 1.4).

Soit une source d'ouverture  $a$  vibrant en phase, on souhaite connaître le champ acoustique au point M situé loin de la source et défini par l'angle  $\theta$  avec la normale.

Lorsque M est sur l'axe, les contributions des différents points de la source arrivent quasiment en même temps. Cependant, lorsque M s'écarte de l'axe, la situation change car les écarts de distance augmentent (voir figure 1.5). Si la différence de distance entre PM et OP représentée par OH vaut exactement  $\frac{\lambda}{2}$ , les ondes issues de P et O arriveront

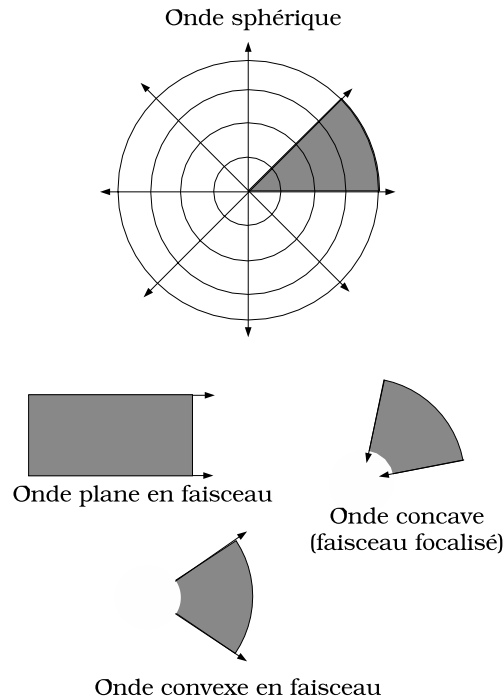


FIG. 1.4: *Faisceau (image tirée de [Coussement 95]).*

en opposition de phase. On a alors une interférence destructrice. Lorsque le phénomène se produit, on a  $OH = \frac{\lambda}{2} = a \sin \theta$ , soit  $\sin \theta = \frac{\lambda}{2a}$ .

Le diagramme de rayonnement en fonction de  $\theta$ , lorsque M est loin de la source, est représenté sur la figure 1.5.

De ceci, on peut déduire plusieurs choses importantes :

- \* La source possède une directivité matérialisée par la largeur du lobe principal. La directivité angulaire, appréciée à mi-hauteur du maximum, vaut  $\simeq \frac{\lambda}{2a}$ . Ainsi, à une fréquence donnée, la directivité est meilleure avec une grande ouverture, et de même, pour une taille de sonde donnée, le faisceau sera d'autant plus directif que la fréquence est élevée.
- \* Le faisceau possède naturellement des lobes latéraux. De forts artefacts peuvent ainsi apparaître en présence d'objets particulièrement échogènes<sup>1</sup>.
- \* Le diagramme de rayonnement est la transformée de Fourier de l'ouverture. Ainsi, il est possible de réduire les lobes latéraux par apodisation<sup>2</sup>. En contrepartie, on observera une légère perte de directivité.

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.

<sup>1</sup>Se dit d'un tissu qui génère une image riche en échos

<sup>2</sup>Le but de l'apodisation est de modifier l'enveloppe du signal en la multipliant par une fonction telle que les oscillations hautes fréquences soient supprimées.

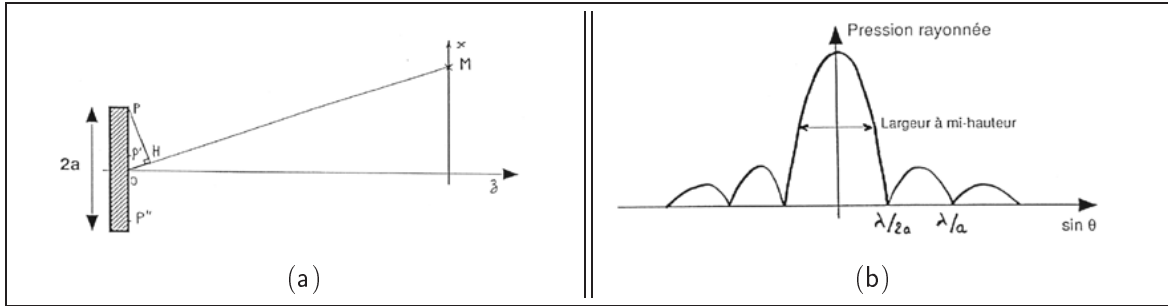


FIG. 1.5: Faisceau d'une onde plane. (a), cas où le point  $M$  s'écarte de l'axe; (b), Diagramme de rayonnement (figures tirées de [Patat 00]).

La première s'appelle le champ proche ou zone de Fresnel. Les interférences constructives ou destructives varient rapidement d'un point à un autre et le champ est très hétérogène. La longueur de ce champ vaut  $\frac{a^2}{\lambda}$ . La seconde se nomme le champ lointain ou zone de Fraunhofer. Le faisceau va en s'élargissant selon un angle de divergence  $\theta$  qui est constant :  $\sin \theta = \frac{1,22c}{2af}$ .

Ainsi, deux paramètres conditionnent la géométrie du faisceau : la fréquence et le diamètre de la source. Quand ils augmentent, la zone de Fresnel s'allonge et la divergence de la zone de Fraunhofer diminue (voir figure 1.6).



FIG. 1.6: Influence de la taille de l'ouverture sur la taille des zones de Fresnel et Fraunhofer (figures tirées de [Patat 00]).

## 1.2.2 Focalisation

**Nécessité et principe** En échographie, on veut disposer d'un pinceau ultrasonore le plus fin possible pour discriminer au mieux deux structures voisines. Pour cela, il faut focaliser le faisceau, c'est-à-dire faire converger celui-ci pour qu'il devienne localement quasi-ponctuel. Cependant, du fait de la taille limitée de la sonde, les effets de diffraction élargissent le faisceau par rapport au cône idéal. De la focalisation dépend la largeur du faisceau au point focal, et donc la résolution latérale (voir section 1.3.4).

Le diamètre  $d$  et la longueur  $l$  de la zone focale varient dans le même sens or l'idéal serait d'avoir une zone de petit diamètre, la plus longue possible :

$$l = \frac{d^2 f}{1.2c}$$

avec  $f$  la fréquence utilisée et  $c$  la vitesse des ultrasons. Ceci montre également que les grandes fréquences autorisent une bonne focalisation.

## 1.3 L'échographe

Nous allons maintenant nous intéresser à l'échographe et ses différents composants. Nous verrons tout d'abord le fonctionnement d'une sonde échographique puis la formation des images et les différentes résolutions que l'on peut obtenir en échographie.

### 1.3.1 La sonde

La sonde constitue le maillon essentiel de la chaîne échographique : elle conditionne en effet la qualité de l'image. 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.

Cette transformation d'énergie s'effectue grâce au phénomène de piézo-électricité. Ce phénomène se caractérise 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).

Un générateur de courant délivre des impulsions électriques de haute fréquence qui sont appliquées à la surface d'une céramique : cette dernière voit son épaisseur varier si la fréquence des impulsions est de l'ordre de grandeur de sa fréquence de résonance (effet piézo-électrique indirect). Ces vibrations mécaniques se transmettent de proche en proche; il y a production d'ultrasons si la fréquence est comprise entre 2 et 10 MHz.

L'excitation de la céramique avec ce courant de haute fréquence se fait par courtes impulsions de 1 à 2 ms répétées à intervalles réguliers : fréquence de récurrence de 2KHz.

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 réfléchie et dont l'intensité dépend de l'intensité de l'écho.

### 1.3.2 Les différents modes

Le signal recueilli est traité pour extraire les informations nécessaire à la création de l'image. Pour répondre aux besoins des différents domaines d'utilisation, il existe des variantes dans l'exploitation de ce signal.

Il existe trois modes différents :

- \* Le mode A (Amplitude) : ce mode est unidimensionnel. Il n'est guère utilisé si ce n'est pour effectuer des mesures précises de distance, notamment en ophtalmologie et en dermatologie. L'amplitude de l'écho traduit la réflectivité de la cible, c'est-à-dire la discontinuité des impédances acoustiques, et l'atténuation du tissu.
- \* Le mode TM (Temps-Mouvement) : ce mode est obtenu en effectuant des tirs successifs de type mode A, et permet de suivre les mouvements physiologiques (cœur, vaisseaux ...).



- \* Le mode B (Brillance) : ce mode bidimensionnel est le mode le plus couramment utilisé. Il dérive du mode A. La sonde balaie un plan, ce qui donne un plan de coupe échographique. L'image est alors une juxtaposition de lignes correspondant aux différentes directions du faisceau ultrasonore. Afin d'obtenir une image proche de la forme anatomique examinée, il faut replacer chaque ligne d'acquisition suivant sa véritable position spatiale. Les deux types d'images généralement utilisés sont :
  - rectangle : lignes parallèles (sonde linéaire),
  - secteur tronqué : lignes divergentes (sonde convexe).
- \* Le mode Doppler : ce mode fournit une information sur la vitesse et la direction du flux sanguin. Le mode Doppler est utilisable avec le mode TM ou le mode B.

### 1.3.3 Formation de l'image

On crée l'image échographique à partir des signaux que l'on reçoit. En fait, l'image n'est pas directement obtenue à partir de ces signaux bruts mais seulement à partir de l'enveloppe des échos reçus. Ensuite, la formation d'une image échographique nécessite de nombreux traitements. Nous nous intéressons uniquement dans cette section à la partie réception de l'échographe. Le premier problème concerne la dynamique des échos à traiter. Le signal électrique analogique très faible est immédiatement amplifié. La fréquence ultrasonore "porteuse" est ensuite supprimée puis un redressement est effectué. Il est à noter qu'il existe de nombreux problèmes techniques concernant le traitement des multifaisceaux simultanés, de la focalisation dynamique, de l'ouverture dynamique sur la barrette, et enfin de l'apodisation dynamique. Le problème que nous détaillons maintenant concerne le traitement de l'image.

**Réglage du gain** Une même interface donne un écho dont l'amplitude, à cause de l'atténuation, dépend de sa profondeur. Pour homogénéiser le contraste en profondeur, il faut appliquer une amplification compensatrice de l'atténuation. 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.

**Interpolation** Les multiples échantillonnages (nombre de lignes exploratrices de la sonde, numérisation du balayage, échantillonnage de l'écran de visualisation) auxquels on a recouru introduisent la nécessité d'une phase d'interpolation. Ainsi, le nombre de lignes de tir est de l'ordre de 100 : pour remplir les 512 colonnes de la matrice (échantillonnage classique), une interpolation à partir des échos les plus proches est réalisée. Ceci est particulièrement nécessaire pour les balayages sectoriels.

**Lissage** Afin de rendre moins brutales les variations d'amplitude d'échos voisins, un "moyennage" est réalisé : on effectue un lissage spatial. De même, un lissage temporel est effectué entre deux valeurs successives d'un même point de l'image.

**Compression logarithmique** Entre les échos les plus faibles et les échos les plus forts, existe un rapport de l'ordre de 100. Afin de privilégier les échos les plus faibles (échos de structure), une fonction logarithmique leur est appliquée. La pente de cette fonction peut être choisie par l'opérateur.

**Post-traitement** Il s'agit de traitements réalisables sur la dernière image stockée numériquement : renforcement des contours, zoom à la lecture, modification de la luminosité, etc.

### 1.3.4 Résolution spatiale et temporelle des images

**La résolution axiale** La résolution axiale est l'aptitude à différencier des détails placés dans l'axe de propagation des ondes ultrasonores (voir la figure 1.7). Elle est de l'ordre du millimètre et dépend de la longueur d'onde qui en est la limite théorique, et de la durée de l'impulsion :  $d_{-6dB} = \frac{c\Delta t_{-6dB}}{2}$

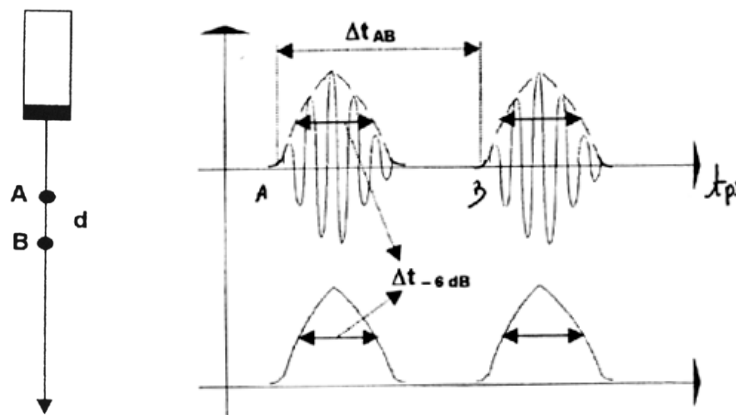


FIG. 1.7: Résolution axiale [Berson 00].

Des exemples de résolutions sont données dans le tableau 1.2 tiré de [Rohling 98a]. Ce tableau montre qu'il faut faire un compromis entre la résolution axiale et la profondeur d'étude. Les hautes fréquences permettent d'obtenir une bonne résolution axiale, mais la profondeur d'exploration est petite.

**La résolution latérale** C'est l'aptitude à différencier les détails placés dans le plan de coupe perpendiculairement à l'axe de propagation des ultrasons. Elle est moins bonne que la résolution axiale, et est liée :

- \* au diamètre du faisceau lui-même dépendant de l'ouverture à l'émission, de la focalisation et de la profondeur,
- \* à la densité des lignes ultrasonores qui est de l'ordre de 250, limitée par la profondeur d'exploration et le taux de renouvellement de l'image.

Fréquence (MHz)	Profondeur maximale (mm)	Résolution axiale (mm)
2	300	0,77
3,5	170	0,44
5	120	0,31
7,5	80	0,20
10	60	0,15

TAB. 1.2: Valeurs approximatives de résolutions axiales et de profondeur maximale d'étude pour des fréquences classiques en échographie [Rohling 98a].

Pour une sonde possédant une série de transducteurs (ce qui permet une focalisation électronique), la résolution latérale est donnée par la formule suivante :

$$R = 2F\theta \simeq F\frac{\lambda}{a}$$

avec  $R$  la largeur minimale au point focal,  $F$  la focale,  $\theta$  l'angle de divergence,  $a$  l'ouverture de la source,  $\lambda$  la longueur d'onde.

Ainsi, pour donner un ordre de grandeur des résolutions que l'on peut espérer, avec  $\lambda = 0.44mm$  (ce qui donne environ  $f = 3,5MHz$ ),  $2a = 20mm$  et  $F = 50mm$ ,  $R$  est environ égal à  $2,2mm$ . Les sondes utilisant plusieurs focales ont une meilleure résolution latérale. Il est ainsi possible d'obtenir une résolution latérale inférieure à  $1mm$ .

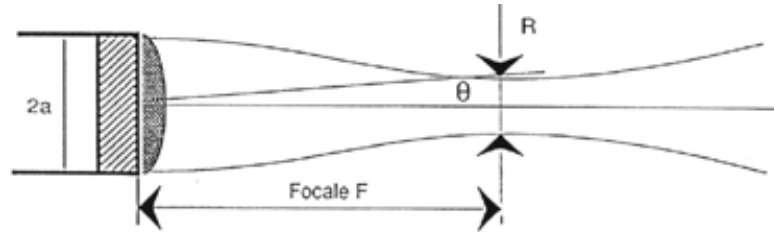


FIG. 1.8: Largeur minimale  $R$  du faisceau (figure tirée de [Patat 00]).

**La résolution transversale** La résolution de l'image est également affectée par l'épaisseur de la coupe qui dépend de la focalisation transversale. Sur les échographes actuels, la focalisation transversale est fixe et s'effectue par une lentille. Une étude sur l'épaisseur du faisceau, pour une fréquence de  $3,5 MHz$ , donne les variations suivantes : de  $10mm$  pour une profondeur de  $2cm$ , à  $6mm$  pour une profondeur de  $12cm$ , avec un minimum de  $3mm$  pour une profondeur de  $8cm$  [Rohling 98a].

## 1.4 Bilan

### 1.4.1 L'image échographique

De tout ceci, nous pouvons faire différentes remarques fondamentales concernant la formation des images ultrasonores :

- la qualité des images échographiques dépend intrinsèquement du milieu étudié. En effet, comme nous l'avons vu dans la section 1.1, les ondes ultrasonores émises par la sonde interagissent fortement avec les structures traversées. Les phénomènes de réflexion, de diffraction, de diffusion et d'atténuation conditionnent fortement la qualité de l'image échographique, comme l'illustre la figure 1.9.
- l'image fournie par l'échographe a subi de nombreux traitements afin d'analyser et de visualiser au mieux l'amplitude des échos recueillis<sup>3</sup>.
- la vitesse des ultrasons varie pour différents organes, ce qui n'est pas pris en compte lors de la formation de l'image (la vitesse par défaut est égale à 1540m/s).
- la fréquence employée lors de l'examen influence la résolution de l'image ainsi que la taille de la zone à explorer.

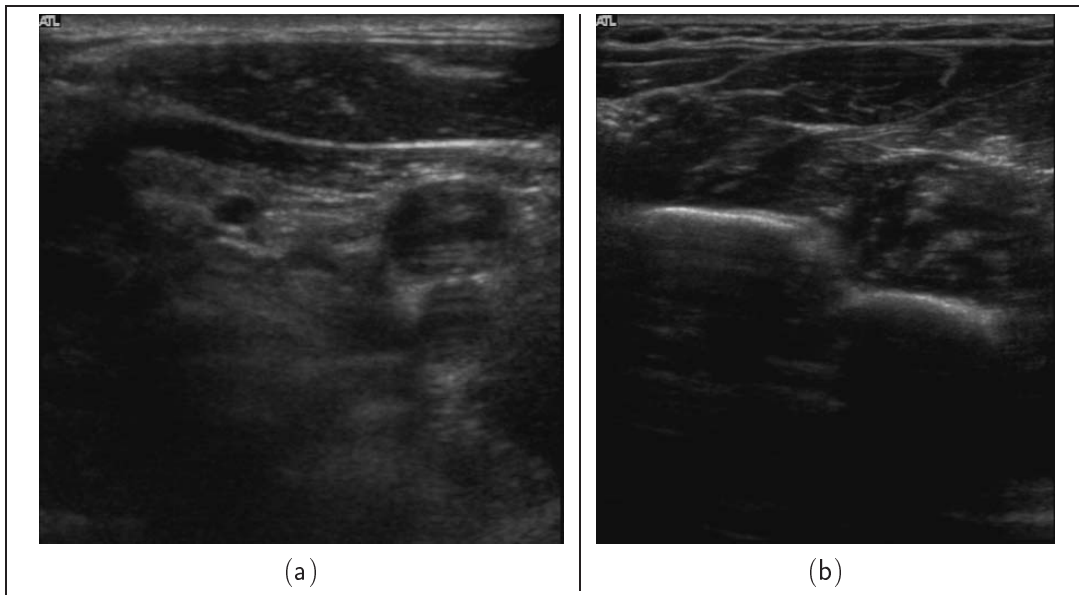


FIG. 1.9: Exemples d'images échographiques obtenues avec une sonde linéaire. (a): coupe d'une carotide, (b): coupe d'un bras.

### 1.4.2 Comparaison avec d'autres modalités d'imagerie anatomique

Les techniques d'imagerie médicale sont généralement fondées sur l'utilisation d'une image qui est une représentation sur un plan projectif ou sectionnel (ou en trois dimensions)

<sup>3</sup>Les images ultrasonores ne sont obtenues qu'en exploitant une partie de l'information qui arrive au capteur (l'amplitude des échos). Le traitement des signaux radiofréquences permet pourtant de remonter à des paramètres quantitatifs tels que l'élasticité et la vitesse de propagation, ce qui autorise une classification des tissus selon des "types ultrasonores".

d'un paramètre physique.

Les méthodes d'imagerie médicale sont nombreuses et utilisent plusieurs types de procédés physiques <sup>4</sup> :

- les rayons X (radiologie, tomodensitométrie ou scanner, imagerie vasculaire),
- les ultrasons (ultrasonographie),
- l'émission de rayonnement par des particules radioactives (médecine nucléaire),
- le magnétisme du noyau des atomes (imagerie par résonance magnétique).

Nous avons vu que les ultrasons permettent de mesurer une différence d'impédance acoustique. Le principe de l'échographie est en effet basé sur la réflexion d'un faisceau d'ultrasons, qui varie selon la densité et la nature du milieu traversé. Nous présentons maintenant brièvement, pour information, deux autres modalités d'imagerie utilisées classiquement dans le domaine médical : le scanner X et l'IRM (imagerie par résonance magnétique).

**Le scanner X** Précisons tout d'abord que le scanner à rayons X a plusieurs dénominations : scanner X, scanographe, scanneur, tomodensitomètre et en anglais computerized tomography (C.T.). La radiologie conventionnelle nécessite une source de rayons X (tube émetteur) et un film argentique sur lequel ceux-ci sont recueillis. Le patient est placé entre la source de rayons X et le film. Selon la nature des tissus traversés, les rayons X seront plus ou moins atténués et donnent une image radiographique plus ou moins transparente sur le film.

Le scanner X a été longtemps confiné aux examens crânio-cérébraux mais il est désormais utilisé dans de nombreux secteurs de la médecine: pathologie crânio-encéphalique, pathologie ophtalmique et faciale, examen de l'abdomen et du thorax, examen des poumons et du médiastin. L'irradiation des rayons X limite cependant son utilisation.

**L'IRM** L'IRM est basée sur le principe de la résonance magnétique des protons du corps humain au sein d'un champ électromagnétique. Ce dernier est créé par un aimant en forme de tunnel au sein duquel le patient est placé. Des ondes électromagnétiques provoquent une aimantation spécifique des noyaux d'hydrogènes présents en proportions diverses dans les tissus selon leur teneur en eau. Le signal émis par les protons, lors de leur retour à leur état de base, est à l'origine de la création des images.

L'IRM est l'une des plus performantes méthodes d'imagerie utilisées aujourd'hui grâce à sa spécificité et sa résolution (dépendant des algorithmes de traitement de l'image) et à son champ d'investigation important (de l'étude du cœur au cerveau en passant par celle des tendons et ligaments). Aujourd'hui, la technologie a permis d'obtenir des images en quasi temps réel ! On peut maintenant étudier le cycle cardiaque avec cette modalité d'imagerie. Contrairement aux rayons X, l'IRM a l'avantage d'être non invasive. Les contraintes sont surtout d'ordre financières mais aussi techniques.

**Avantages des ultrasons** L'échographie représente face à ces modalités une solution peu coûteuse (entre 30 000 et 200 000 euros pour un appareil 2D contre un montant compris entre 500 000 et 1 500 000 euros pour un scanner X ou IRM, sans compter les coûts de

---

<sup>4</sup>Pour plus d'informations concernant une classification des méthodes d'imagerie médicale, voir le site Internet de l'université d'Angers : <http://www.med.univ-angers.fr/discipline/radiologie/Infosetudiants.html>

fonctionnement), flexible, non-invasive, d'une innocuité quasi-totale et temps réel (20 à 30 images par seconde). Cette modalité d'imagerie est de fait très employée.

De plus, depuis son apparition, les évolutions techniques ont permis d'étendre ses domaines d'application. La résolution des images échographiques est maintenant inférieure au millimètre, et la miniaturisation permet l'exploration endovasculaire de l'organisme. De plus, il est possible de visualiser le flux sanguin en exploitant l'effet Doppler. Il faut également noter l'apparition d'une nouvelle génération d'images dites «harmoniques» en échocardiographie, en échographie rénale ou hépatique par exemple. Ces images proviennent des fréquences harmoniques générées par les interactions du son avec les tissus ou les produits de contraste injectés dans l'organisme (microbulles de gaz). Les applications diagnostiques par ultrasons sont maintenant très répandues ; ainsi l'échographie représente aujourd'hui environ 25% du chiffre d'affaire du marché de l'imagerie médicale. Cette modalité d'imagerie est notamment très bien adaptée pour la gynécologie et la pédiatrie.

**Limites des ultrasons** L'échographie présente cependant certaines limites. Tout d'abord, la profondeur d'exploration est limitée par le phénomène d'atténuation. Ainsi, pour une fréquence variant de  $3.5MHz$  à  $7.5MHz$ , la profondeur varie de quelques centimètres à  $15cm$  environ.

De plus, l'échographie ne permet pas de traverser les os ou un organe contenant de l'air. En règle générale, la vitesse des sons dans les tissus biologiques est d'environ 1600 mètres par seconde. Cette vitesse est très différente dans l'air (300 m/s) et dans l'os (7000 m/s) ce qui fait que l'interface constituée par ces milieux et les tissus mous constitue une barrière infranchissable aux ultrasons. Ainsi, le champ d'investigation pour visualiser par exemple le cœur est restreint. Il n'est alors pas possible d'obtenir tous les plans de coupes imaginables. Pour qu'une interface soit visible sur l'image, il faut en plus que cette interface soit perpendiculaire au faisceau ultrasonore.

L'importance des échos dans les tissus permet de décrire des tissus hypoéchogènes, échogènes et hyperéchogènes. La répartition inégale de cette échogénicité dans un même tissu permet de le décrire comme échographiquement hétérogène. Une structure hyperéchogène peut absorber complètement les ultrasons et générer en arrière d'elle un cône d'ombre, c'est le cas des structures cristallines comme les calculs. Par contre, les interfaces majeurs comme l'air ou l'os créent une réflexion totale du faisceau qui rebondira entre la sonde et l'interface créant en arrière de l'interface des échos fantômes. Enfin, le phénomène de «speckle» dégrade de façon remarquable la qualité des images 2D échographiques. Les images ultrasonores sont contrairement aux IRM et aux images fournies par un scanner X, intrinsèquement 2D. Nous détaillerons les problèmes posés par la nature 2D des informations ultrasonores dans la section 2.1.1.

### 1.4.3 Conclusion

Dans cette partie, nous avons vu les différents principes physiques qui caractérisent les images ultrasonores. L'échographie est une modalité d'imagerie peu chère, flexible, d'une innocuité quasi-totale. Cet outil joue un grand rôle dans le domaine du diagnostic médical et plus particulièrement en radiologie et cardiologie. La complémentarité de l'échographie avec les autres modalités d'imagerie médicale est également considérable. De nouveaux domaines d'applications comme la chirurgie et la thérapie assistées s'ouvrent également à l'imagerie

---

ultrasonore. De plus, plusieurs techniques assez récentes comme l'ostéodensitométrie et l'élastographie pourraient s'imposer comme de nouvelles modalités diagnostiques.

L'échographie 3D abordée dans le chapitre suivant constitue l'un des domaines de recherche des plus actifs. En effet, nous verrons que l'évolution du 2D vers le 3D permet de circonvenir à de nombreuses limites de l'échographie 2D traditionnelle. Cependant, les problèmes de l'acquisition et l'exploitation des données 3D pour un usage clinique restent ouverts, et sont décrits dans le chapitre suivant.