

L'acoustique ultrasonore et ses applications

2^{ème} partie

Jean-Pierre Lefebvre

Philippe Lasaygue

Laboratoire de mécanique et d'acoustique

UPR CNRS 7051

31, Chemin Joseph-Aiguier

13402 Marseille CEDEX 9

E-mail : lefebvre@lma.cnrs-mrs.fr, lasaygues@lma.cnrs-mrs.fr

Catherine Potel

Laboratoire d'acoustique de l'Université du Maine

UMR CNRS 6613

Avenue Olivier Messiaen

72085, Le Mans CEDEX 9

E-mail : Catherine.Potel@univ-lemans.fr

Jean-François de Belleval

Philippe Gatignol

Laboratoire Roberval

Unité de recherche en mécanique

UMR CNRS 6066

Université de technologie de Compiègne

BP 20 529

60205 Compiègne CEDEX

E-mail : Jean-Francois.de-Belleval@utc.fr, Philippe.Gatignol@utc.fr

Le but de cet article est de donner un aperçu général de l'utilisation des ultrasons et de présenter un panorama des applications potentielles : contrôle non destructif des matériaux, imagerie médicale (notamment la tomographie), cavitation, mesure d'écoulements...

The aim of the paper is both to bring out the use of ultrasonounds and to present a panorama of the potential applications : non destructive testing of materials, medical imaging (in particular tomography), cavitation, flows...

Application au sondage

On peut classer les applications au sondage en deux catégories: celles qui exploitent les propriétés de **propagation** des ondes et celles qui exploitent leurs propriétés de **diffraction**. En fait, cette distinction est assez arbitraire en ce sens qu'elle consiste à classer les différentes échelles caractéristiques d'un milieu en deux catégories : les échelles plus petites que la longueur d'onde, ou du même ordre de grandeur, qui sont à l'origine de la diffraction, et les échelles supérieures, qui ne font que perturber la propagation, comme par exemple réfracter les rayons. Dans les deux cas on peut atteindre l'imagerie.

Dans les applications qui exploitent les propriétés de diffraction, on peut distinguer deux groupes d'application : celles qui font appel à des mesures de **diffraction avant** (émetteur et récepteur de part et d'autre de l'objet), et celles qui font appel à des mesures de **diffraction arrière** (émetteur et récepteur du même côté), ou **écho-sondage** (sonar, échographie). Chacun délivre une information complémentaire sur le milieu ; la diffraction arrière étant essentiellement due aux fluctuations de l'impédance acoustique (produit de la densité par la célérité), et la diffraction avant à celles de la célérité.

Le sonar et l'acoustique sous-marine

Emprunté à celui du radar, le principe du **sonar** est le suivant : supposons qu'une cible (typiquement un sous-marin) diffracte un train d'ondes émis par un système directif (par exemple une antenne) et que ce même système, ou un système accolé, recapte le signal diffracté dans sa direction (appelé rétrodiffusion). Ce signal sera une copie conforme du signal émis, à un retard près, dû au trajet aller-retour de l'onde, à une compression près (l'effet Doppler), due à la vitesse relative de la cible par rapport au sonar, et à une déformation (très ténue) près, due aux propriétés intrinsèques de diffraction de la cible.

L'exploitation de ces trois paramètres permet de **localiser** (le long du faisceau) la cible, de déterminer sa **vitesse** (en fait sa composante locale sur l'axe du faisceau), et de la **caractériser** (du moins on essaie). Le sonar est utilisé actuellement, bien sûr pour des applications militaires mais aussi pour des applications civiles, notamment pour la détection et la caractérisation de bancs de poissons, la caractérisation de fonds marins. Des sonars spécifiques permettent de balayer assez rapidement de grandes surfaces de fonds marins, c'est ainsi que l'on a retrouvé l'épave du Titanic.

Les fréquences utilisées couvrent un large domaine, depuis plusieurs dizaines de kilohertz, pour détecter et caractériser précisément des cibles proches à des fréquences inférieures, au kilohertz pour détecter des cibles très lointaines. Dans ce dernier cas, la propagation se faisant sur de très grandes distances, le trajet des ondes n'est pas simple, et il peut même se faire qu'aucune onde ne puisse atteindre la cible que l'on veut détecter.

L'échographie ultrasonore

Le **contrôle non destructif** des matériaux et l'**imagerie médicale** font appel, dans un grand nombre de cas, à la même technique, l'**échographie**, dont le principe découle directement de celui du sonar. Illustrons ce principe dans le cas du contrôle d'une pièce à faces parallèles.

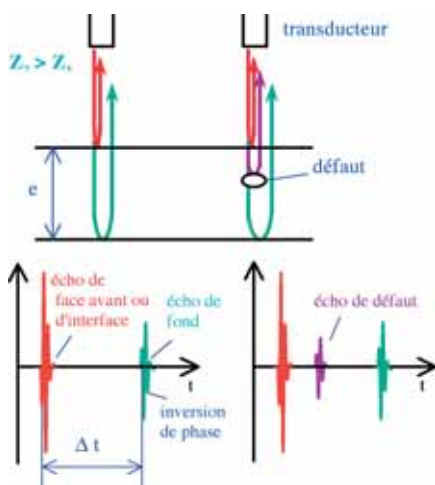


Fig. 1 : Principe de l'échographie ultrasonore

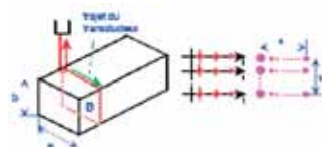


Fig. 2 : Échographie B

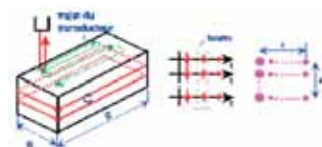


Fig. 3 : Échographie C

Principe de l'échographie

Soit 2 une pièce, d'épaisseur e plongée dans un fluide 1. Un transducteur émet une onde ultrasonore dans le fluide. Une partie de cette onde va pénétrer dans la pièce 2, et l'autre partie va être réfléchiée par la première interface 1-2, puis va être reçue par le transducteur. Ce dernier sert donc à la fois d'émetteur et de récepteur : c'est ce que l'on appelle un fonctionnement en **échographie**. Ce

premier écho reçu par le transducteur est appelé **écho de face avant** ou écho d'interface (voir Fig. 1). Si l'onde ayant pénétré dans la pièce 1 ne rencontre pas de défaut, elle va se propager jusqu'à la dernière interface 2-1. Une partie de l'onde est réfléchiée par cette interface 2-1, se propage jusqu'à l'interface 1-2, et une partie va traverser l'interface 1-2, pour revenir vers le transducteur. L'écho reçu correspond donc à un aller retour de l'onde dans la pièce 2, et prend le nom d'**écho de fond**. Le temps de parcours Δt de l'onde dans la pièce 2, l'épaisseur e de la pièce et la vitesse de propagation V de l'onde ultrasonore dans le matériau 2, sont alors reliés par l'équation suivante :

$$\Delta t = \frac{2e}{V} \quad (1)$$

Dans le cas où l'onde rencontre un défaut, ce dernier va servir de réflecteur, et un écho supplémentaire appelé **écho de défaut** sera reçu par le transducteur. Connaissant la vitesse de propagation V , une mesure de temps permet donc de connaître la position du défaut dans la pièce, par utilisation de l'Eq. (1) de la première partie (Cf. page). Les signaux échographiques de la Fig. 1 correspondent au cas où l'impédance acoustique du matériau 2, est supérieure à celle du matériau 1, l'**impédance acoustique** étant définie par le produit de la masse volumique ρ par la vitesse de propagation V de l'onde :

$$Z = \rho V \quad (2)$$

Notons A_i l'amplitude du déplacement particulaire de l'onde incidente, et A_r et A_t les amplitudes respectivement des ondes réfléchiée et transmise par l'interface 1-2. Les coefficients de réflexion r_{12} et de transmission t_{12} en amplitude sont donnés par :

$$r_{12} = \frac{A_r}{A_i} \quad \text{et} \quad t_{12} = \frac{A_t}{A_i} \quad (3)$$

Dans le cas particulier de l'incidence normale, ces coefficients sont tels que :

$$r_{12} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} = -r_{21} \quad \text{et} \quad t_{12} = \frac{2Z_1}{Z_1 + Z_2} \quad (4)$$

On peut remarquer sur la figure 1 une inversion de phase entre l'écho de face avant et l'écho de fond, qui se retrouve au niveau du signe des coefficients de réflexion r_{12} et r_{21} qui sont opposés : les échos de face avant et de fond correspondent à une réflexion respectivement sur l'interface 1-2, et sur l'interface 2-1.

Les différents types d'échographie

Lors du contrôle d'une pièce, différentes représentations des signaux sont utilisées.

- L'**échographie A** ou **A-Scan (Amplitude)**, correspond au signal temporel obtenu pour une position du transducteur. On visualise le résultat sous la forme d'une amplitude des échos en fonction du temps de parcours (c'est-à-dire de la

distance à l'émetteur-récepteur). Par exemple, lorsque la face avant du transducteur est parallèle à la pièce, l'onde ultrasonore se propage alors perpendiculairement par rapport aux interfaces, et l'on dit que le contrôle se fait en incidence normale (voir Fig. 1).

- L'échographie B ou B-Scan (Brightness) correspond à une coupe du matériau. Le transducteur se déplace suivant une droite. À chaque acquisition le long de la droite, l'amplitude de l'écho est représentée sous forme de brillance du spot en fonction du temps. On obtient ainsi une ligne plus ou moins brillante que l'on déplace de façon synchrone en fonction de la position du transducteur (voir Fig. 2).

- L'échographie C ou C-Scan (Constant depth) correspond à une représentation d'une tranche de matériau. Le transducteur se déplace parallèlement à la surface de la pièce à contrôler. À chaque acquisition, un signal en échographie A est obtenu, dont on ne conserve que la partie correspondant à la tranche de matériau que l'on souhaite observer. Dans cette fenêtre temporelle, seul le maximum du signal est conservé, et l'intensité qui lui est associée est reportée en fonction de la surface balayée (voir Fig. 3), ce qui permet de représenter la tranche de matériau vue du haut.

Précautions de réglage

Plaçons-nous dans le cas d'un contrôle en échographie et en immersion dans l'eau. La région située entre le transducteur et la première interface de la pièce est appelée **colonne d'eau**, et la distance correspondante h, **hauteur d'eau**. Lors d'un contrôle par ultrasons, un certain nombre de précautions de réglage sont à prendre en raison des réflexions multiples dans la pièce et dans la colonne d'eau (voir Figs. 4 et 5). La hauteur de la colonne d'eau doit être choisie de telle sorte que les multiples réflexions dans la colonne d'eau ne viennent pas s'intercaler entre les multiples réflexions dans la pièce.

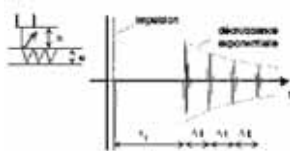


Fig. 4 : Réflexions multiples dans la pièce

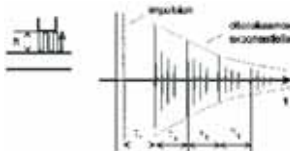


Fig. 5 : Réflexions multiples dans la colonne d'eau

L'échographie médicale

Dans le domaine médical c'est l'échographie B (on ne parle plus que d'échographie tout court) qui s'est imposée. Originellement le balayage était effectué manuellement, en déplaçant sur la peau du patient un « palpeur » (non donné au transducteur émetteur-récepteur) muni de capteurs d'orientation et position (pantographe). Il est

maintenant effectué automatiquement et en temps-réel (typiquement 50 images par seconde) soit par un palpeur muni d'un petit moteur - vibreur qui assure un balayage angulaire au lieu de linéique (balayage sectoriel), soit par un palpeur multiéléments (typiquement 128 ou 256 éléments, chaque élément ayant une dimension inférieure à la longueur d'onde) géré par une électronique assurant à la fois la focalisation (focalisation électronique) et le balayage (balayage électronique), ce balayage pouvant être linéique (cas de palpeurs de grande dimension ou « barrettes ») ou sectoriel (palpeurs de petite dimension). L'échographie est maintenant extrêmement répandue dans tous les domaines de la médecine, à commencer par l'obstétrique (voir Fig. 6), les rayonnements ionisants y étant interdits (radiographie X par exemple).



Fig. 6 : Exemple d'échographie : fœtus (site ATL)

Mesure des écoulements

Effet Doppler

Si l'on se place en position de rétrodiffusion par rapport à une cible se déplaçant à une certaine vitesse dans un milieu homogène au repos, on montre que le décalage fréquentiel du signal reçu par rapport au signal émis est proportionnel à la vitesse relative de la cible par rapport à l'émetteur-récepteur (le décalage étant positif si la cible se rapproche) :

$$\Delta f = f - f_0 = -2f_0 \cdot \frac{\vec{n} \cdot \vec{v}/V}{1 + \vec{n} \cdot \vec{v}/V} \approx -2f_0 \vec{n} \cdot \vec{v}/V \quad (5)$$

où f_0 est la fréquence d'émission, $\vec{n}$ le vecteur unitaire dans la direction émetteur/récepteur vers diffuseur, $\vec{v}$ la vitesse de la cible et V la vitesse de propagation des ondes.

La relation de proportionnalité (seconde égalité) ne vaut que pour des nombres de Mach

$$|\vec{v}|/V \text{ faibles } (<< 1)$$

ce qui est le cas pour les applications d'intérêt pratique (mesures dans des liquides, où la vitesse de propagation des ondes est importante, typiquement 1500 m/s).

La vitesse de la cible peut donc être atteinte par une simple mesure du décalage fréquentiel. C'est le principe de base des **débitmètres ultrasonores à effet Doppler** utilisés pour contrôler les écoulements sanguins ou industriels. C'est également celui des courantomètres à effet Doppler

utilisés en océanographie, et celui du **Sodar Doppler**, homologue atmosphérique du Sonar Doppler, appareil permettant de relever le profil du vent.

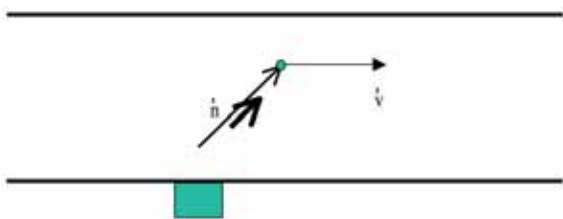


Fig. 7 : Principe du débitmètre ultrasonore à effet Doppler

Ces appareils mesurent en fait la vitesse de diffuseurs entraînés par les écoulements : globules dans le sang, impuretés dans les fluides industriels, planctons dans les océans, petites échelles de turbulence dans l'atmosphère. Des systèmes à portes ou mieux des procédures d'analyse conjointe temps-fréquence (Wigner-Ville, ondelettes) permettent d'effectuer un relevé du profil des vitesses. Le problème est de lever l'**ambiguïté** résolution temporelle (et donc spatiale) - résolution fréquentielle (et donc en vitesse).

En contrôle médical, on fait ainsi de l'imagerie en temps réel des écoulements sanguins (échographie où l'information de vitesse est ajoutée à l'aide de couleurs) d'une très grande utilité notamment pour les cardiologues et autres spécialistes de la circulation sanguine (voir Fig. 8).



Fig. 8 : Exemple d'échographie Doppler : cordon ombilical (site ATL)

Mesure du temps de transit

Les ondes sonores sont **advectées** par un écoulement. Leur vitesse de propagation V_0 est ainsi accrue (algébriquement) de la composante de la vitesse de l'écoulement sur l'axe de propagation considéré :

$$V = V_0 + \vec{n} \cdot \vec{V} \quad (6)$$

$\vec{n}$ étant le vecteur unitaire dans la direction de propagation des ondes et $\vec{V}$ la vitesse (supposée ici uniforme) du fluide.

Il suffit donc de mesurer la **variation de célérité** provoquée par l'écoulement pour accéder à cette composante de la vitesse. Dans une conduite, on connaît de plus la direction de l'écoulement moyen, ce qui permet de déterminer la valeur réelle de sa vitesse (appelée vitesse débitante). La variation de célérité peut être évaluée,

comme précédemment, à partir de la modification du temps de vol (ou de transit) de l'onde entre deux points situés de part et d'autre de la conduite, dans des sections différentes. C'est le principe de base des **débitmètres industriels à temps de transit** (voir Fig. 9). On voit que ces appareils ne mesurent en fait qu'une vitesse, une vitesse moyenne, la moyenne étant effectuée le long du trajet de l'onde. Certains cherchent actuellement, au moyen de procédures de reconstruction tomographique, à remonter à des cartes de vitesse, c'est-à-dire à obtenir une visualisation quantitative des écoulements.

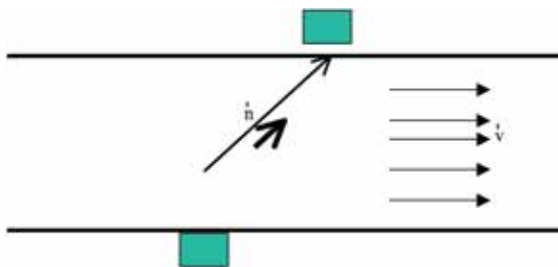


Fig. 9 : Principe du débitmètre à temps de transit

Mesure des constantes viscoélastiques des matériaux

L'une des applications historiques de l'acoustique est la mesure de la compressibilité adiabatique des fluides, par l'intermédiaire de la **célérité** des ondes dont la lenteur (voir Paragraphe : «Surface des lenteurs» de la première partie) est égale à la racine carrée du produit de la masse volumique par la compressibilité :

$$V = \sqrt{\frac{1}{\rho \chi}} \text{ donc } \frac{1}{V} = \sqrt{\rho \chi} \quad (7)$$

ρ étant la masse volumique et χ la compressibilité adiabatique.

La célérité peut elle-même être obtenue soit par la mesure directe du retard ou du déphasage entre les signaux provenant de deux points espacés d'une distance connue sur le trajet de l'onde (mesure du temps de vol), soit, d'une manière plus précise, par des méthodes de type différentielles ou interférométriques. Toutes ces mesures sont utilisées pour déterminer les **constantes élastiques** des matériaux, liées aux constantes de l'ingénieur (modules de Young, coefficients de Poisson, modules de Coulomb) par une inversion matricielle.

En effet, dans le cas des matériaux anisotropes, que cette anisotropie soit naturelle (bois), artificielle (composites), ou due à des **contraintes** ou à un **endommagement**, le problème est beaucoup plus compliqué que dans le cas des fluides puisque le nombre de paramètres indépendants à déterminer passe d'un seul paramètre (la compressibilité) pour les fluides, à deux (module d'Young, coefficient de Poisson) pour les solides élastiques isotropes, et entre trois et vingt-et-un pour les solides élastiques anisotropes selon le degré d'anisotropie. Aucune mesure ne permettant d'isoler un seul paramètre, il faut en effectuer un grand nombre, dans plusieurs directions différentes, pour pouvoir inverser un système suffisamment surdéterminé.

Par exemple, pour le cas simple d'un solide élastique isotrope, donc décrit simplement par deux paramètres, typiquement le module d'Young E et le coefficient de Poisson ν , ceux-ci s'obtiennent par inversion des formules donnant les vitesses des ondes longitudinales V_L et transversales V_T .

$$V_L = \sqrt{\frac{E}{\rho(1+\nu)(1-2\nu)}} \quad \text{et} \quad V_T = \sqrt{\frac{E}{\rho 2(1+\nu)}} \quad (8)$$

À cela s'ajoute la détermination de la partie imaginaire des constantes élastiques, liée à l'absorption du matériau (quelquefois importante, comme dans certains matériaux composites), et donc à une mesure d'amplitudes. Même lorsque le milieu de propagation est parfaitement homogène, les ondes ultrasonores perdent en effet de l'énergie au cours de leur propagation. Les causes identifiées les plus anciennes de ce phénomène sont la viscosité et la conduction thermique. Si l'on tient compte de ces phénomènes, on montre que le coefficient d'**absorption** est proportionnel au carré de la fréquence : c'est l'absorption normale. Comme le coefficient d'absorption apparaît en exposant dans une exponentielle (il peut être relié à la partie imaginaire d'un nombre d'onde complexe dont la partie réelle est liée à la vitesse de propagation), il y a un grand intérêt à travailler en basse fréquence pour avoir une longue portée de propagation. Les choix fréquentiels généralement faits résultent d'un **compromis entre portée et résolution** (celle-ci étant dans le meilleur des cas de l'ordre de la longueur d'onde).

La détermination de ces constantes viscoélastiques est essentielle en évaluation et contrôle non destructif, que ce soit en phase de validation des matériaux, en vue de caractériser la chronologie d'un endommagement, ou afin de simuler complètement une expérience, à l'aide de logiciels adaptés.

Spectroscopie ultrasonore

Comme il a été vu au § 1.4 de la première partie, la viscosité et la conduction thermique peuvent être caractérisées par un coefficient d'absorption, proportionnel au carré de la fréquence. Si l'exploration est poussée sur des plages suffisamment étendues de fréquence, dans beaucoup de matériaux, des bandes d'absorption anormales peuvent être observées, dans lesquelles l'absorption s'écarte de la loi normale précédemment définie et la célérité également varie (on dit qu'il y a dispersion). Ce phénomène, **relaxation**, est décrit au moyen d'un seul paramètre, le temps de relaxation, est généralement considéré comme dû à des échanges d'énergie entre les modes de vibration, de translation et de rotation des molécules, ou à des échanges encore plus complexes (relaxation dite structurelle) dans le cas d'assemblages moléculaires, de mélanges, de polydispersions, de milieux multiphasiques. Il s'agit donc là de processus très complexes, qui font encore l'objet d'études très poussées, et constituent d'une véritable discipline, l'**acoustique moléculaire**. Cette discipline s'intéresse aux propriétés acoustiques de matériaux sortant de l'ordinaire, comme par exemple les cristaux liquides. L'application sous-jacente est alors la

réalisation tant attendue d'une rétine sensible aux ultrasons et donc d'une caméra à ultrasons. L'application de la relaxation est la **spectrométrie** ultrasonore, qui donne des informations sur les molécules, et leurs assemblages, en particulier les macromolécules qui composent le monde vivant. Elle est donc complémentaire de la spectrométrie atomique qui renseigne sur de beaucoup plus petites échelles.

Imagerie en transmission par balayage

Si l'on dispose de part et d'autre d'une pièce mince (comme une plaque ou une tôle) deux transducteurs, l'un fonctionnant en émetteur et l'autre en récepteur, des mesures différentielles d'amplitude ou de phase (référéncées au matériau homogène) permettent d'obtenir des renseignements moyens sur les perturbations subies par le faisceau acoustique lors de sa traversée. Ces anomalies de propagation permettent de détecter la présence d'un éventuel défaut dans le faisceau. Il suffit d'utiliser des transducteurs focalisés et d'effectuer un balayage de toute la pièce pour obtenir une cartographie des défauts. Cette technique est utilisée dans l'industrie aéronautique par exemple pour contrôler de grandes plaques (composites notamment) et c'est aussi le principe de la **microscopie acoustique** en transmission à balayage, transposition de la microscopie électronique aux ondes acoustiques.

Imagerie numérique en transmission : tomographie en transmission

Ce type d'imagerie est une transposition directe de la **tomographie en rayons X** assistée par ordinateur. Elle consiste à disposer face à face dans de l'eau, de part et d'autre de l'objet à analyser (typiquement le sein d'une femme), un émetteur et un récepteur, à effectuer un balayage linéique transverse (par rapport à l'axe de propagation) en mesurant pour chaque position le coefficient d'atténuation ou le temps de parcours, réalisant ainsi ce qu'on appelle une projection de la quantité en question, et à répéter l'opération pour un grand nombre de positions angulaires de l'objet ou du dispositif de mesure, régulièrement réparti sur 180 degrés.

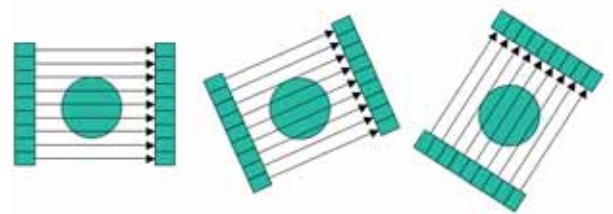


Fig. 10 : Principe de la tomographie

Des procédures numériques spéciales (algorithmes de reconstruction à partir de projections) permettent ensuite d'inverser les données pour obtenir une **carte d'absorption ou de lenteur** (et donc de célérité) du milieu. C'est la **tomographie ultrasonore en transmission**, de célérité ou d'absorption. L'hypothèse de base est la

propagation en ligne droite, ce qui suppose des objets très peu perturbants, comme les milieux biologiques. Cependant, même dans ce cas, les images obtenues sont décevantes. Elles peuvent être améliorées en tenant compte de la courbure des rayons par des méthodes itératives relevant de la commande optimale. Ce type d'imagerie n'est pas encore sorti des laboratoires. Par contre sa transposition à l'acoustique sous-marine, avec la contrainte supplémentaire qu'est le faible nombre de capteurs (système sous-déterminé) mais la simplification que les variations locales du milieu sont beaucoup plus faibles est en train d'aboutir (les enjeux sont sans doute plus importants). C'est la **tomographie océanique**.

Imagerie numérique en réflexion (ou rétrodiffusion) : tomographie en réflexion

Il s'agit d'une mixture de tomographie (pour la méthode de construction des images) et d'échographie (pour les signaux collectés) : si au lieu d'utiliser comme en échographie usuelle des faisceaux focalisés on utilise des faisceaux ouverts, l'échographie effectuée n'a plus aucune résolution latérale et l'échogramme obtenu est, à la convolution par la réponse impulsionnelle du transducteur près, une projection de la carte de réflectivité du milieu dans la direction considérée. Il n'y a plus ensuite qu'à répéter comme précédemment l'opération pour un grand nombre de positions angulaires de l'objet ou du dispositif de mesure et à utiliser les mêmes algorithmes de reconstruction, pour obtenir une carte de réflectivité de l'objet, du même type que celle que fournit l'échographie B. L'intérêt majeur par rapport à l'échographie est d'obtenir une résolution isotrope, égale à la résolution axiale du transducteur, en général bien meilleure que sa résolution latérale même pour des transducteurs très bien focalisés (transducteurs très large bande).

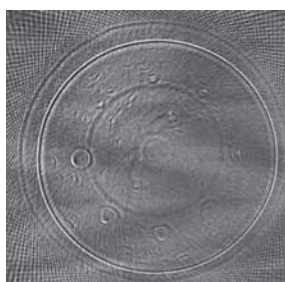


Fig. 11 : Exemple d'image obtenue par tomographie en réflexion : image d'un «fantôme» médical circulaire en alginate comportant des trous de diverses tailles remplis d'eau (LMA)

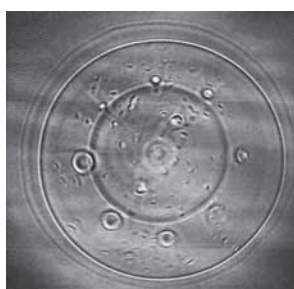


Fig. 12 : Exemple d'image obtenue par tomographie en diffraction à large bande : image du même fantôme circulaire que précédemment (LMA)

Applications de la diffraction avant

À la différence de la diffraction arrière (la rétrodiffusion en particulier) qui peut être isolée en utilisant des signaux présentant une bonne résolution temporelle comme les signaux sonar, la diffraction avant est indissociable du champ transmis. Le seul moyen d'y accéder est de travailler à fréquence pure et de procéder à une mesure interférométrique du champ diffracté.

C'est l'**holographie acoustique** imaginée empiriquement dans les années trente (soit une dizaine d'années avant l'holographie optique de D. Gabor) par S.J. Sokolov. Dans le système initial le champ d'interférences créait, dans l'épaisseur d'un mince film d'huile déposé à la surface de l'eau (dans laquelle était immergé l'objet), un hologramme acoustique qu'un faisceau optique cohérent venait lire en temps réel. Le système n'étant pas très commode, Sokolov abandonna l'holographie (sans savoir qu'il l'avait inventée) pour déposer, en 1939, le brevet d'une «caméra» à ultrasons utilisant cette fois-ci une lentille acoustique pour former une image à la surface d'un tube cathodique dont le revêtement fluorescent était remplacé par une fine lame piézo-électrique.

Cette caméra a été détrônée par l'échographie, mais elle a encore ses adeptes malgré la pauvreté des images qu'elle délivre au regard des images optiques, essentiellement à cause de la mauvaise qualité des lentilles acoustiques (faible ouverture exprimée en longueurs d'ondes). L'idée initiale, bien plus séduisante, de l'holographie a été reprise depuis par diverses équipes travaillant sur la **formation numérique des images**, les rétines phonosensibles à cristaux liquides, les **antennes synthétiques** (qui ne sont autres que des hologrammes linéiques), la **tomographie en diffraction** (utilisation, pour chaque direction d'incidence, de tout ou partie du champ diffracté). Cette dernière peut parfois exploiter la totalité du diagramme de diffraction, comme c'est le cas pour les figures 13 et 14.

Cette configuration, particulièrement adaptée à l'imagerie du sein, pourrait conduire à terme à un outil précieux, complémentaire des outils actuels (mammographie), de détection et suivi de traitement du cancer du sein.



Fig. 13 : Prototype de tomographe en diffraction 8 voies 2,25 MHz (LMA). permet l'acquisition de $8 \times 8 = 64$ diffractogrammes donnant accès à 16 projections

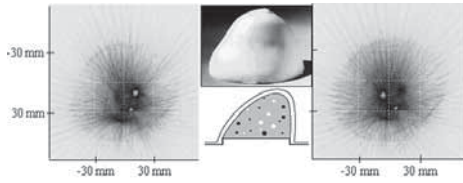


Fig. 14 : Visualisation de masses cystiques (3 à 10 mm) dans un fantôme en Zerdine®(LMA) (Image obtenue par rotation sur elle-même de l'antenne 8 voies de manière à augmenter le nombre de projections acquises)

Toutes ces techniques tendent maintenant à se confondre du fait de la **dualité temps-fréquence** que des procédures numériques performantes, comme les algorithmes de FFT, mettent à la portée de tous. En s'arrangeant pour faire intervenir des FFT dans les procédures de reconstruction tomographique chaque fois qu'on le peut, des hologrammes multifréquentiels à partir de signaux impulsifs (et donc aussi bien en réflexion qu'en transmission) commencent à être construits.

Applications énergétiques

En utilisant des générateurs ultrasonores de forte intensité et à bande suffisamment étroite pour obtenir des renforcements locaux par résonance, des effets importants peuvent être produits, allant du simple massage en thérapeutique jusqu'à la destruction des cellules, le soudage et l'usinage. Les puissances utilisées sont fortes (du Watt par centimètre carré au kilowatt par centimètre carré) ; les fréquences sont relativement basses (de la dizaine de kilohertz pour les très fortes intensités, au mégahertz pour les applications thérapeutiques), souvent cantonnées dans l'in audible pour de pures questions de nuisances.

Dans les liquides

Le phénomène central utilisé est la **cavitation**, phénomène encore très mal connu, qui se produit naturellement en hydrodynamique où il est à l'origine d'une perte importante de rendement et même d'une érosion des hélices de navires. Jusqu'à récemment, les ultrasons étaient le seul moyen contrôlé de production de bulles de cavitation et donc le seul moyen d'étude en laboratoire. Ils sont maintenant détrônés par les lasers à impulsions qui permettent un contrôle individuel des bulles, et non plus un simple contrôle statistique d'ensemble, autorisant des analyses très fines comme l'interaction entre les bulles.

Principe de la cavitation

Si l'on fait une expérience dans l'eau en appliquant des ultrasons de quelques centaines de kilohertz avec une énergie croissante, une phase de dégazage est d'abord observée, qui se traduit par l'apparition de bulles. Ces bulles commencent d'abord par grossir et monter à la surface, puis, l'intensité augmentant, une suspension stable de bulles pulsant avec le champ est obtenue. C'est la cavitation de gaz ou fausse cavitation, qui se produit pour des dépressions de l'ordre du bar. Ce phénomène ne présente pas d'intérêt particulier. Si l'intensité continue

à augmenter, il se produit, au-delà d'un certain seuil correspondant à des dépressions de l'ordre de quelques bars (et appelé seuil de cavitation de vapeur) une phase d'ébullition, où les bulles sont instables, et s'effondrent par implosion, dégageant une énergie considérable sous forme d'ondes de choc très corrosives : les surpressions et les échauffements sont de l'ordre de quelques milliers de bars et de degrés. C'est la cavitation de vapeur ou cavitation vraie. Elle a de multiples applications.

Applications de la cavitation

La plus répandue des applications de la cavitation est le **nettoyage** et le **décapage** des solides immergés, depuis les plus grosses pièces jusqu'aux plus petites, comme par exemple les lentilles cornéennes. La cavitation est également utilisée pour produire des émulsions et des suspensions stables, et, par solidification, des alliages impossibles à réaliser autrement. Une autre application est l'amélioration des procédures électrolytiques (nettoyage des électrodes), des réactions chimiques (effets catalytiques renforcés), ou encore l'extraction des protéines et des enzymes des cellules biologiques en faisant exploser leurs membranes.

L'une des applications médicales les plus récentes est le **lithostripteur**, appareil à détruire les calculs, où la cavitation est produite à un endroit précis par une batterie d'émetteurs focalisés, judicieusement pointés et synchronisés. Toutes ces applications, lorsqu'elles sont l'objet de recherches, relèvent plus d'organismes finalisés comme l'INSERM que d'un organisme généraliste comme le CNRS. Celui-ci est par contre concerné par le phénomène physique lui-même, mais, comme indiqué précédemment, c'est la cavitation optique et non la cavitation ultrasonore qui est maintenant étudiée.

Dans les solides

Dans les solides, ce sont les **vibrations** elles-mêmes qui sont utilisées, ainsi que les échauffements qui en résultent, par absorption ou friction. La principale application est le **soudage**, par mise en vibrations d'un outil exerçant par ailleurs une forte pression statique ; il est ainsi possible de produire des soudures particulièrement homogènes et donc résistantes, entre métaux (soudure par diffusion moléculaire) ou entre matières plastiques (soudure par fusion due à l'échauffement). Une autre application est l'**usinage** sous vibration (par mise en vibrations de l'outil d'une machine-outil), ce qui permet une meilleure précision dans le travail des matériaux durs et des matériaux tendres, en évitant dans le second cas le brouillage. Enfin, un usinage par abrasion extrêmement précis peut également être effectué, en mettant en vibration des particules abrasives par l'intermédiaire d'un outil par ailleurs statique.

Dans les matériaux biologiques

Les effets obtenus par cavitation dans les matériaux biologiques sont ceux, classiques, de **massage** et de **diathermie**. Les ultrasons améliorent ainsi la pénétration de médicaments agissant par voie percutanée. Certains s'en servent pour exciter les points d'acupuncture, d'autres vantent leurs mérites pour accélérer la consolidation des

fractures. Le bistouri à ultrasons a même été évoqué, mais c'est le bistouri laser qui l'a finalement emporté. Ces applications relèvent donc plus de la recherche clinique que de la recherche scientifique.

Conclusion

La discipline de l'acoustique ultrasonore a eu une expansion très importante au cours des dernières décennies. Elle a en effet trouvé des applications nombreuses et variées dans des domaines où elle a eu des résultats très significatifs. Son premier domaine d'application historique a été l'acoustique sous-marine qui a bénéficié, notamment du fait de la guerre froide, de financements très importants. L'imagerie médicale est son deuxième domaine de prédilection, les ultrasons ont montré une complémentarité fort intéressante par rapport aux autres méthodes d'imagerie. Ils donnent accès à des grandeurs non accessibles autrement, par exemple les débits sanguins dont ils sont capables de faire une cartographie en temps réel, ils ne sont pas du tout nocifs pour l'organisme humain, et sont relativement peu coûteux. Tout ceci explique l'extraordinaire essor de l'échographie médicale qui a pris une place de choix dans le diagnostic médical. Le troisième domaine d'applications est le contrôle industriel. Nous devons aux ultrasons une bonne

partie de la sécurité aussi bien des installations nucléaires que des avions, pour ne citer que les applications ayant été les plus porteuses de recherche ces dernières années. D'autres applications ont été citées dans cet article, elles ont leur importance mais ont généré à la fois moins de chiffres d'affaires et moins de recherches récentes. Les ultrasons sont loin d'avoir dit leur dernier mot. La recherche dans la discipline de l'acoustique ultrasonore mobilise actuellement un grand nombre d'équipes de recherche tant en France qu'à l'étranger et ainsi naîtront certainement à la fois des améliorations des techniques actuelles et des applications nouvelles.

Références bibliographiques

- [1] D. Royer, E. Dieulesaint, «Ondes élastiques dans les solides», Tome 1 : Propagation libre et guidée, Masson, (1996)
- [2] J. Perdjion, «Le contrôle non destructif par ultrasons», Traité des Nouvelles Technologies, Série Mécanique, Hermes, (1993)
- [3] A. Zarembowitch,, «Les ultrasons», Que sais-je? n°21, Presses Universitaire de France, (2003)
- [4] P.D. Edmonds Ed., «Ultrasonics», Methods of Experimental Physics Vol 19, Academic Press, (1981)