



MODELISATION ET SYNTHESE D'IMAGES ULTRASONORES EN TRANSMISSION

Modeling and generation of transmission ultrasound images

Marc BERNARD

Departement ISSV -ENST- 46 rue Barrault 75634 PARIS CEDEX 13

RESUME

Pour l'étude préalable des propriétés d'un système d'imagerie ultrasonore en transmission, une modélisation de l'ensemble du système (émission, réception, milieu de propagation) a été faite permettant d'obtenir des images synthétiques de différents types d'objet. Le principe de base de la méthode est la décomposition des champs acoustiques en leur spectre d'ondes planes. Il est possible de définir une fonction de transfert de propagation, et les objets dont on veut faire l'image sont assimilés à des transparences planes. Ainsi, par des transformées de Fourier successives, directes ou inverses, et en tenant compte d'une modélisation particulière du processus de transduction à la réception, nous pouvons aboutir à des images synthétiques de 50*50 pixels. De telles images peuvent nous donner de précieux renseignements préalables sur les propriétés de résolution du système d'imagerie, et peuvent donc nous guider pour le choix des paramètres de base du système.

SUMMARY

A transmission ultrasonic imaging system is studied, based on the measurement of the attenuation of an ultrasonic wave travelling between an emitting bar and a receiving bar perpendicular to each other.

A theoretical modelisation of the system is made using the angular spectrum development of ultrasonic waves and the propagation transfer function together with a transparency across a plane between emitters and receivers. So we designed a model of the images obtained with such a system, and we can estimate its resolution properties.



avec:

$$C(\alpha) = \int_0^\alpha \cos(\pi t^2/2) dt \quad \text{et} \quad S(\alpha) = \int_0^\alpha \sin(\pi t^2/2) dt$$

et

$$CM(\alpha) = \int_0^\alpha \frac{\cos(\pi t^2/2)}{1 + \pi t^2/kZ} dt \quad SM(\alpha) = \int_0^\alpha \frac{\sin(\pi t^2/2)}{1 + \pi t^2/kZ} dt$$

1. Introduction

La réalisation d'un système d'imagerie ultrasonore pose de nombreux problèmes technologiques de tous ordres: électroniques, de transducteurs, de visualisation..., ces problèmes peuvent devenir épineux dans le cas de l'imagerie en transmission où le poids de l'électronique peut devenir prohibitif <1, 2, 3>

Nous étudions dans cet article un système d'imagerie particulier, basé sur une configuration spéciale des transducteurs. Cette configuration permet d'alléger notablement la partie électronique du système

Mais cela ne suffit pas, en vue du bon fonctionnement de l'ensemble, en particulier d'obtenir une résolution la meilleure possible, il est nécessaire de faire un choix judicieux de divers paramètres: fréquences et largeur des transducteurs, etc. Dans ce but nous avons développé une modélisation de l'ensemble du système d'imagerie et nous avons synthétisé un certain nombre d'images.

2. Le principe de fonctionnement du système d'imagerie

Le système d'imagerie que nous voulons modéliser est basé sur la mesure de l'atténuation d'une onde ultrasonore se propageant entre une barre émettrice et une barre réceptrice perpendiculaires (voir figure n°1)

Donc, si nous considérons N émetteurs et N récepteurs nous avons seulement besoin de 2N circuits électroniques (en émission et en réception) au lieu de NxN dans le cas d'un réseau matriciel de transducteurs. Mais nous pouvons former une image de NxN pixels.

Pour modéliser ce système deux voies sont possibles: la première est celle de l'acoustique de Fourier, la seconde celle des spectres angulaires.

3. Modélisation à l'aide de l'acoustique de Fourier

Si nous cherchons à calculer le champ émis par un transducteur émetteur dans un plan à une distance Z nous pouvons montrer <4> que celui-ci s'écrit:

$$P_Z(x,y) = \frac{e^{jkz}}{2j} (CM(\xi_1) - CM(\xi_2) + j(SM(\xi_1) - SM(\xi_2)))$$

$$(C(\eta_1) - C(\eta_2) + j(S(\eta_1) - S(\eta_2)))$$

il s'agit d'intégrales de Fresnel $\eta_1, \eta_2, \xi_1, \xi_2$ étant des variables dépendants des dimensions des transducteurs de Z et de x et y.

Mais cette voie se révèle, en pratique, lourde à mettre en oeuvre tant en place mémoire qu'en temps de calcul. Et nous lui avons préféré la démarche suivante.

4. La modélisation par spectre angulaire

Si nous considérons une distribution de pression sur un plan p (x, y), nous pouvons calculer la transformée de Fourier de cette fonction bidimensionnelle et ainsi obtenir le spectre angulaire P (fx, fy) du champ acoustique. En fait cela revient à développer celui-ci sur une base d'ondes planes <5, 6>.

Si nous appelons α, β et γ les composantes du vecteur unitaire d'onde de ces ondes planes nous pouvons écrire:

$$\alpha = \lambda fx, \quad \beta = \lambda fy \quad \text{et} \quad \gamma = \sqrt{1 - \lambda^2 (fx^2 + fy^2)}$$

où λ est la longueur d'onde utilisée.

Si, maintenant, nous voulons connaître l'effet de la propagation entre deux plans séparés par une distance Z, nous devons connaître la fonction de transfert de propagation HZ (fx, fy).

$$HZ(fx, fy) = \exp(2j\pi/\lambda \sqrt{1 - \lambda^2 (fx^2 + fy^2)})$$

$$\text{avec } fx^2 + fy^2 < 1/\lambda^2$$

et HZ (fz, fy) = 0 ailleurs (voir figure n°2).

Donc, dans ce cas, l'outil de calcul numérique sera la transformée de Fourier qui nous fournit une méthode exploitable de synthèse d'images.

5 La synthèse des images

Pour réaliser cette synthèse, nous allons considérer la configuration géométrique suivante: l'objet dont on veut faire l'image est une transparence plane entre le plan d'émission et le plan de réception (voir figure n°3).

Pour un émetteur donné nous calculerons, dans le domaine des fréquences spatiales à l'aide de la fonction de transfert de propagation, le champ dans

le plan de la transparence. Puis, par une transformée de Fourier inverse, nous revenons dans le domaine spatial pour tenir compte de l'effet de la transparence. Ensuite, par retour dans le domaine des fréquences spatiales, nous calculons la propagation jusqu'au plan de réception. Il nous faut donc, pour un émetteur, quatre transformées de Fourier directe ou inverse (voir figure n°4).

Dans le plan de réception, le calcul d'un point de l'image à partir d'un récepteur donné, se fait par un traitement quadratique: un pixel est donc fonction de l'énergie incidente vue par un récepteur

Le calcul d'une image complète se fait par répétition pour tous les émetteurs et tous les récepteurs de cette procédure de calcul.

Une simplification de la méthode peut être introduite: si nous considérons le domaine des fréquences spatiales occupé par l'onde ultrasonore émise. En effet, le champ de pression émis est de la forme:

$$p(x, y) = A \text{ rect}(x/l) \cdot \text{rect}(y/L)$$

l et L sont les dimensions de l'émetteur. Son spectre angulaire est le suivant:

$$P(f_x, f_y) = A l L \text{ sinc}(l f_x) \cdot \text{sinc}(L f_y)$$

En fait, pour la longueur d'onde utilisée, le domaine du plan des fréquences spatiales occupés est approximativement celui du rectangle noir de la figure n°2 <4>

La fonction de transfert de propagation devient alors:

$$HZ(f_x, f_y) = e^{2j\pi Z/\lambda} e^{-j\pi\lambda Z f_x^2} e^{-j\pi\lambda Z f_y^2}$$

pour f_x et f_y dans le rectangle noir.

Nous pourrions donc, utiliser des transformées de Fourier mono-dimensionnelles sur chacune des variables x , y ou f_x , f_y si nous considérons des transparences séparables:

$$t(x, y) = h(x) \cdot g(y)$$

De cette approximation résulte un gain important en souplesse d'utilisation de la modélisation grâce à une économie de place mémoire et de temps de calcul.

Le dimensionnement des tableaux dans le programme peut, pour certains cas, poser des problèmes. En effet, il faut tenir compte du fait qu'il existe deux types de repliement possible, le premier est un repliement fréquentiel classique du à l'échantillonnage des champs, le deuxième est un repliement du à la conjonction de l'échantillonnage et de la propagation (voir figure n°5) ce qui nécessite l'introduction d'une garde et donc de dimensions suffisantes pour les différents tableaux <4>

6. Images synthétiques

Nous sommes intéressés par l'étude d'un système ultrasonore travaillant à 12MHz, c'est à dire avec une longueur d'onde de 125 μm , et nous cherchons à connaître l'influence de la largeur des émetteurs-récepteurs sur la résolution de l'image.

La première transparence que nous allons utiliser sera formée d'un point unique qui absorbe totalement l'onde acoustique incidente. Nous pourrions faire varier la taille de ce point, ainsi que sa position dans l'image.

La figure 6 est l'image d'un point, au centre de l'image, dont les dimensions sont celles d'un pixel, dans le cas d'une largeur des émetteurs et récepteurs de 2mm. Nous voyons que nous avons affaire à une image parfaitement nette de notre point. Les effets dus à la diffraction apparaissent avec les quatre pixels disposés autour du point et d'un niveau de gris intermédiaire entre le fond et le point.

La figure 7 correspond aux paramètres du cas précédent, mais maintenant la largeur des émetteurs-récepteurs est de 1mm. L'image est complètement différente, nous n'avons plus un point bien net mais une tache de l'ordre de 3*3 pixels. La manière dont est constituée cette image montre le rôle différent joué par les deux dimensions dans la diffraction avec l'apparition de points plus clairs (dus à des suroscillations) dans la dimension Y et d'une variation plus lisse dans la dimension X .

La deuxième transparence plane que nous avons utilisée est formée de quatre points disposés symétriquement dans l'image.

La figure 8 correspond à une largeur de 2mm pour les transducteurs, chaque point a les dimensions d'un pixel et ils sont séparés par un pixel. Là encore nous pouvons séparer parfaitement les points. Pour la figure 9, réalisée avec les mêmes paramètres, mais avec une largeur de 1mm, nous voyons bien les effets dus à la diffraction: non seulement il n'est plus possible de séparer les points, mais au vue de l'image on pourrait être amené à conclure à l'existence d'un seul point au centre de l'image.

Toujours dans le cas 1mm les figures 10 et 11 sont calculées avec un espacement des points, respectivement, de 2 et 3 pixels. Dans le premier cas nous pouvons séparer les quatre points mais il existe un certain couplage au centre de l'image entre les diffractions dues à ces points. Pour la figure 11 nous voyons apparaître, reproduite 4 fois l'image de la diffraction obtenue avec un seul point, il n'y a plus de couplage entre les points. Ce résultat cadre bien avec le fait que la largeur à 6db du lobe principal du champ de réception correspond à 7 pixels. C'est à dire que le champ dans le plan de réception s'étale sur 3 pixels de part et d'autre du pixel central.

Les images que nous avons jusqu'à présent calculées étaient faites à partir de transparences situées exactement au milieu à égale distance des émetteurs et des récepteurs. Nous allons nous intéresser maintenant à l'influence de la position de la transparence sur les images. Nous considérerons les deux cas où elle est soit proche



des émetteurs, soit proche des récepteurs.

Plaçons nous dans le cas d'une largeur d'émetteurs-récepteurs de 1mm (figure 12 et 13). Pour la figure 12 la distance à partir du plan des émetteurs est de 1cm. L'image obtenue correspond à un point centré, et se présente sous la forme d'un segment vertical de 3 pixels de long et de un pixel de large. L'influence de la diffraction suivant la largeur est beaucoup moins importante car nous sommes proches des émetteurs, le faisceau ultrasonore n'a pas encore pu beaucoup s'élargir, donc la plus grande partie de l'énergie ultrasonore incidente est absorbée par le point image. Pour ce qui est des effets de diffraction dans le sens de la longueur, leur importance vient de ce que le point image est situé relativement loin du plan récepteur, ce qui aboutit bien à un allongement de l'image dans le sens de la longueur. Si maintenant nous nous plaçons près du plan des récepteurs, ce qui est le cas de la figure 13, nous obtenons une image ayant la forme d'un segment horizontal assez flou. Les effets de diffraction jouent inversement par rapport au cas précédent: près des récepteurs, le champ suivant la largeur a subi un élargissement important, et seule une fraction peu importante de l'énergie ultrasonore sera affectée par le point image. Par contre dans le sens de la longueur, la distance entre le point image et les récepteurs n'est pas suffisante pour permettre un élargissement important du faisceau.

Les images 14 et 15 correspondent au cas 2mm. Pour la figure 14 nous sommes proches des émetteurs, le point image est nettement visualisé, mais là encore nous voyons apparaître un effet relativement important de diffraction suivant la longueur. Si nous nous plaçons près du plan récepteur, comme dans la figure 15, nous voyons qu'il n'y a pas de différence notable avec le cas d'un point image situé au milieu.

Conclusion

Nous voyons que la modélisation complète du système d'imagerie est possible au prix d'un certain nombre d'approximations. Il en résulte deux sortes de conséquences: d'abord une meilleure connaissance a priori du système d'imagerie, ensuite une sorte de conception assistée par ordinateur nous permettant de déterminer un certain nombre de paramètres du système d'imagerie en fonction de la résolution possible.

Références

- <1> MAGINNESS, PLUMMER A cardiac dynamics visualisation system Ultrasonic symposium 1973
- <2> TAKAGI, KAWASHIMA Solid state image sensor Acoustical Holography vol 4
- <3> ERIKSON, ZULEEG Integrated acoustic array Acoustical Holography vol 4
- <4> BERNARD Thèse de Docteur-Ingénieur ENST Janvier 84
- <5> ALAIS Imagerie et holographie ultrasonores Revue de physique appliquée tome 11 n°5 Septembre 1976
- <6> GOODMAN Introduction à l'optique de Fourier Masson 1972

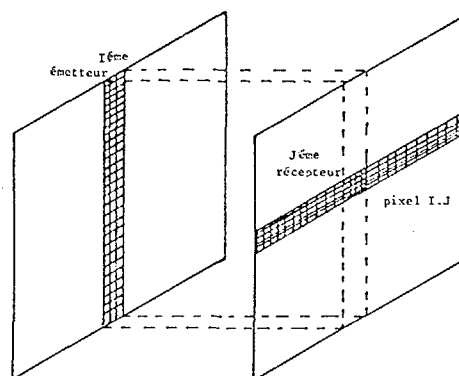
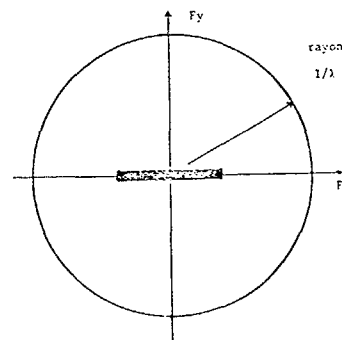


fig. 1



Plan des fréquences spatiales

Le rectangle noir indique le domaine fréquentiel du champ émis.

fig. 2

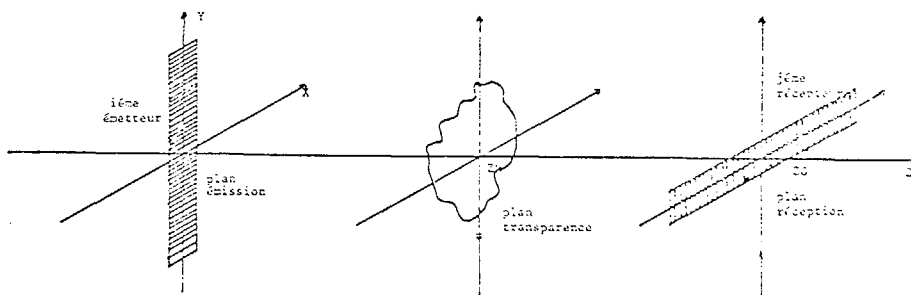


fig. 3

MODELISATION ET SYNTHESE D'IMAGES ULTRASONORES EN TRANSMISSION
 Modeling and generation of transmission ultrasound images

M. BERNARD

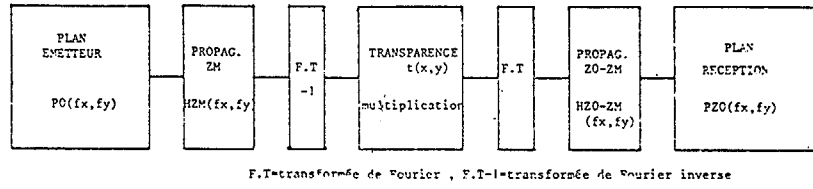


fig. 4

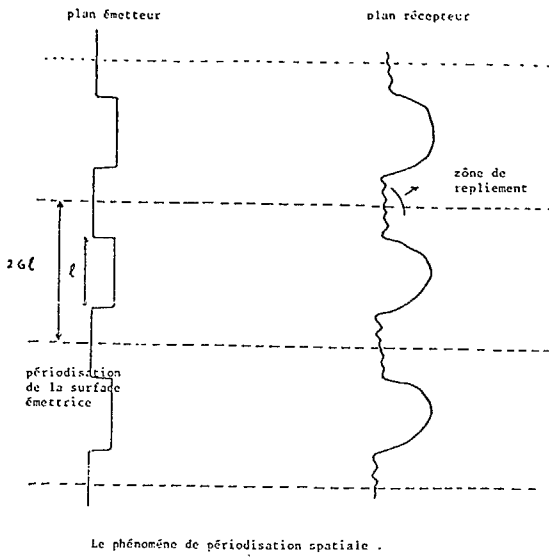


fig. 5

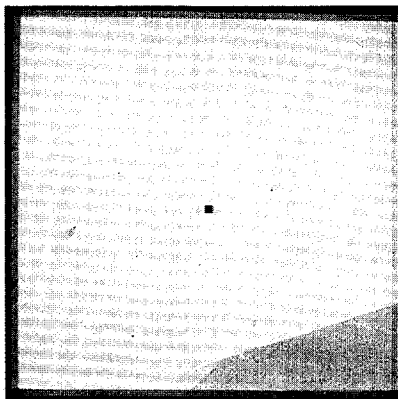


fig. 6

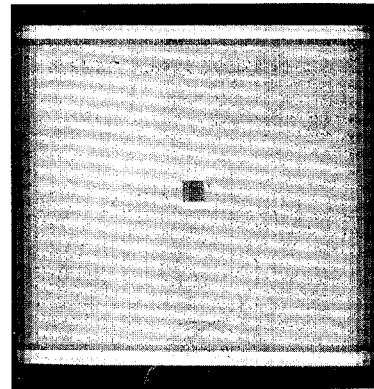


fig. 7

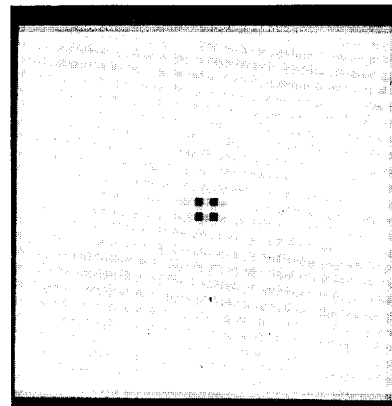


fig. 8

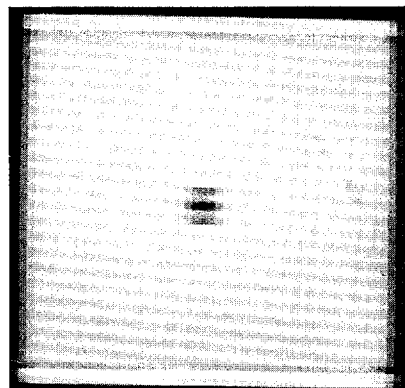


fig. 9

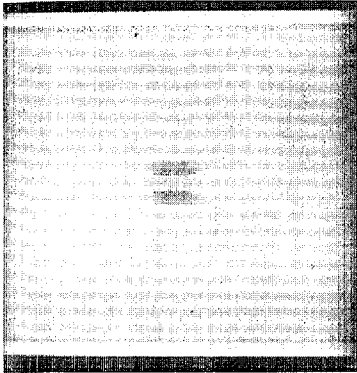


fig. 10

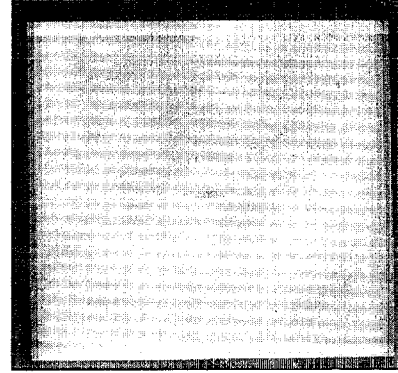


fig. 13

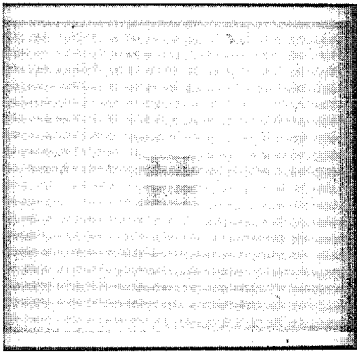


fig. 11

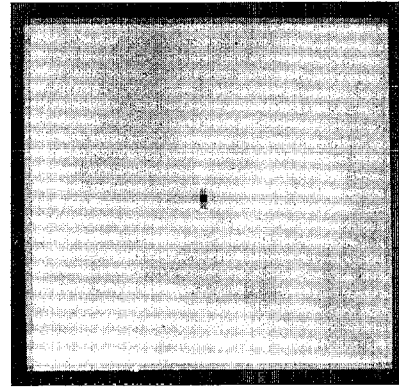


fig. 14

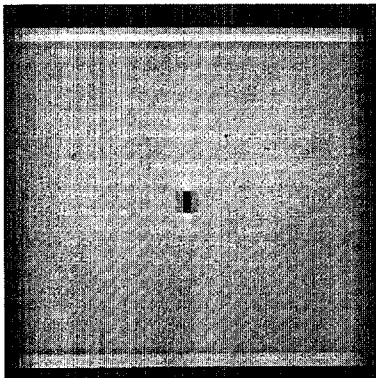


fig. 12

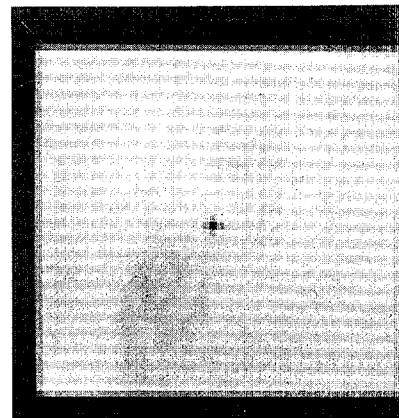


fig. 15