



AMELIORATION ET RESTAURATION D'IMAGES ULTRASONORES EN TRANSMISSION

Improvement and Restoration of transmission ultrasound images

Y. B. KWON, M. BERNARD, H. MAITRE

Departement ISSV -ENST- 46 rue Barrault 75013 PARIS

RESUME

Dans cet article nous utilisons des techniques de restauration d'images d'un système ultrasonore en transmission. Nous faisons les simulations avec des transducteurs d'un type particulier à 12MHz en utilisant une modélisation par spectre angulaire pour obtenir des images synthétiques simples. Avec les images synthétiques nous appliquons la transformation bilinéaire pour interpoler et restaurer les images. Pour corriger les effets dus à la dégradation, nous avons fait des essais de modèle de la réponse impulsionnelle à partir des propriétés de base du système. Nous avons appliqué les techniques de filtrage inverse et de filtrage Wiener pour une utilisation future.

SUMMARY

In this paper we realize the filtering techniques of a transmission ultrasonic system. We simulate the crossed-array transducers system operated in 12MHz using the model of angular spectrum to obtain the simple synthetic images. With the obtained images we use the bilinear transformations to interpret and to restore the image. To recover the degradation effect within the transmission, the inverse filtering and the Wiener filtering techniques with the choice of point spread functions are utilized for future utilizations.



AMELIORATION ET RESTAURATION D'IMAGES ULTRASONORES EN TRANSMISSION

Improvement and Restoration of transmission ultrasound images

KWON Y B

1. INTRODUCTION

Dans cet article nous proposons un système d'imagerie ultrasonore d'un type particulier, ayant une configuration spéciale des transducteurs (voir BERNARD (1)) pour l'application en mammographie. Ce système permet la réduction de la partie électronique. Une modélisation numérique de l'ensemble du système d'imagerie, permettant une réduction du temps du calcul, a été faite.

D'autre part, nous avons appliqué les méthodes classiques de déconvolution (i. e. filtrage inverse, filtrage Wiener) pour restaurer les images en transmission. Pour réaliser la déconvolution, des modèles de la réponse impulsionnelle du système ont été imaginés à partir de l'image synthétisée obtenu en vue d'une application à un système réel plus complexe.

2. MODELISATION DU SYSTEME ULTRASONORE EN TRANSMISSION

LE PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT

Le système d'imagerie est basé sur la mesure de l'atténuation d'une onde ultrasonore se propageant entre une barre émettrice et une barre réceptrice perpendiculaires (voir Fig. 1). Donc, si nous considérons N émetteurs et N récepteurs, nous avons seulement besoin de 2*N circuits électroniques (en émission et en réception) au lieu de N*N dans le cas d'un réseau matriciel de transducteurs. Mais nous pouvons former une image de N*N pixels.

LA MODELISATION 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'onde plane.

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

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

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 $H_z (fx, fy)$ (2)

$$H_z (f_x, f_y) = \exp \left(2\pi j \frac{Z}{\lambda} \cdot \sqrt{1 - \lambda^2 (f_x^2 + f_y^2)} \right)$$

avec $f_x^2 + f_y^2 < 1/\lambda^2$... (1)

$H_z (f_x, f_y) = 0$ ailleurs

La partie de synthèse de l'image est expliquée plus en détail dans la référence (6)

3. ASPECT THEORIQUE DU PROBLEME

LES EQUATIONS FONDAMENTALES ET LE SYSTEME IDEAL

Le schéma de notre système est montré dans le Fig. 2. Si on définit P_i comme la sortie en pression du ième émetteur, nous pouvons écrire l'équation du système suivante;

$$I(i, j) = \int \int \left(\left(\left(P_i(x, y) * h_{em}(x, y) \right) * h(x, y) \right) * h_{re}(x, y) \right) dS \quad \dots (2)$$

$I(i, j)$ est un point de l'image correspondant au jème récepteur et au ième émetteur, $t(x, y)$ est une transparence, $h_z(x, y)$ est la fonction de spectre angulaire, * est la convolution. Nous ne pouvons pas obtenir la solution analytique de l'équation (2). Maintenant, nous pouvons comparer notre système avec celui "ideal" d'une véritable matrice en réception qui est montré dans Fig. 3. Dans cette situation $I_0(I, J)$ est

$$I_0(i, j) = \int \int \left(\left(\left(P_i(x, y) * h_{em}(x, y) \right) * h(x, y) \right) * h_{re}(x, y) \right) dS \quad \dots (3)$$

Si nous obtenons la relation directe entre les deux équations des deux systèmes, nous pourrions, à partir des images obtenues avec la première méthode, calculer les images qu'on aurait obtenues avec la deuxième, ce qui serait une première amélioration intéressante de l'image. En effet dans le deuxième cas le spectre angulaire de l'onde émise est plus "riche", et l'échantillonnage du champ en réception plus fin. Pour obtenir des relations entre les équations (2) et (3), nous définissons les équations fondamentales en considérant que le système est linéaire avec $h(x, y)$ comme réponse impulsionnelle

$$\sum_i P_i(x, y) = P(x, y)$$

$$C = \begin{bmatrix} 1 \\ \vdots \\ 1 \end{bmatrix} \quad B = \sum_j A_{ij} a_j, \quad A_{ij} = \int \int P_i(x, y) h(x, y) dx dy$$

Alors, nous définissons les équations de réponse suivante;

Un point de l'image réelle:

$$V'_{ij} = \sum_k \int \int P_k(x, y) h(x, y) dx dy = \sum_k A_{ik} a_k \quad \dots (4)$$

Un point de l'image "idéale":

$$V_{ij} = \sum_k \int \int P_k(x, y) h(x, y) dx dy = \sum_k A_{ik} a_k \quad \dots (5)$$

Si nous faisons les sommations sur i et k dans les équations (4) et (5),

$$\sum_i V'_{ij} = \sum_k V_{kj} \quad \dots (6)$$

i. e. avec les notations matricielles,

$$V.C = V'.C$$

donc les sommes des lignes de V et V' sont égales. De plus, les sommes des lignes du B et des colonnes du V sont égales;

$$B.C = V^T.C$$

Les sommes des colonnes du V et des colonnes de B sont égales.

$$B^T.C = V^T.C$$

Mais avec les équations ci-dessus nous ne pouvons pas obtenir la relation entre les deux images, c'est à dire entre V et V' car nous avons plus d'inconnues que d'équations: en effet nous avons N*N inconnues et 3N équation. Dans l'immediat cette voie parait peu praticable, il nous faut trouver autre méthode pour connaître la réponse du système.

UNE EXPRESSION NUMERIQUE DE LA REPONSE IMPULSIONNELLE

Si, dans la Fig. 2, nous prenons un Dirac $\delta(x, y)$ au lieu de la transparence t(x y) nous pouvons obtenir réponse impulsionnelle numériquement en utilisant l'équation (2)

$$I(i, j) = \iint (R(x, y) * h_{xy}(x, y))_{(0,0)} \cdot h_{xy}(x, y) ds \dots (7)$$

$$= (R(x, y) * h_{xy}(x, y))_{(0,0)} \cdot \text{rect}(\frac{x}{2}) \text{rect}(\frac{y}{2})_{(0,0)}$$

$$= K_i \cdot H_j$$

avec

$$K_i = (R(x, y) * h_{xy}(x, y))_{(0,0)} \approx \iint R(x, y) e^{-j\pi(x^2+y^2)} dx dy$$

$$H_j = (h_{xy}(x, y) * \text{rect}(\frac{x}{2}) \text{rect}(\frac{y}{2}))_{(0,0)} \approx \iint \text{sinc}(\pi f_x) \text{sinc}(\pi f_y) e^{-j\pi(x^2+y^2)} dx dy \dots (8)$$

Dans le domaine des fréquences spatiales, nous ne pouvons pas obtenir la solution analytique mais on peut calculer numériquement les valeurs Ki et Hj en utilisant des intégrales de Fresnel.

En effet: Le calcul de toutes les valeurs de Ki et Hj pour obtenir la réponse impulsionnelle demande des méthodes d'intégration numériques coûteuses en temps de calcul. Pour éviter ce problème dans un premier temp, nous approchons la réponse impulsionnelle d'une façon plus simple en utilisant la méthode de synthèse d'image avec un dirac comme transparence, ensuite nous utilisons d'autre type de réponse impulsionnelle (cos(x)**2, sinc(x)) modélisant la réponse impulsionnelle du système

4. LA MODELISATION ET LA RESTAURATION DE L'IMAGE

TRANSFORMATION BILINEAIRE

Dans le chapitre précédent nous avons vu l'image synthétique d'une transparence obtenue par simulation. Dans le cas réel, les caractéristiques du tissu sont plus complexes, les images sont plus dégradées. Dans le but de les améliorer, il faut, donc, nécessairement une méthode d'interpolation de l'image Castleman (3) montre la transformation bilinéaire pour interpoler les image.

L'interpolation de ler-ordre en coordonnées cartésiennes demande la fonction bilinéaire. Si f(x, y) est une fonction de deux variables qui sont connus en (0, 0) (0, 1) (1, 0) et (1, 1), aux angles d'un carré unitaire. Nous voulons obtenir la valeur d'un point arbitraire f(x, y) dans le carré par transformation bilinéaire (Fig 4). Alors, nous allons définir un paraboloid

hyperbolique qui est défini par l'équation bilinéaire suivante;

$$f(x, y) = ax + by + cxy + d \dots (9)$$

Les quatre coefficients, de a à d, sont calculés pour f(x, y) à partir des quatre valeurs connues. Maintenant nous montrons un algorithme pour déterminer f(x, y).

Premièrement, nous transformons linéairement les deux points (0, 0) et (1, 0) pour fixer les valeurs de

$$f(x, 0) = f(0, 0) + x[f(1, 0) - f(0, 0)] \dots (10)$$

et, pour les deux autres valeurs, similairement,

$$f(x, 1) = f(0, 1) + x[f(1, 1) - f(0, 1)] \dots (11)$$

Finalement, nous transformons verticalement pour déterminer la valeur de

$$f(x, y) = f(x, 0) + y[f(x, 1) - f(x, 0)] \dots (12)$$

cette équation est donc;

$$f(x, y) = [f(1, 0) - f(0, 0)]x + [f(0, 1) - f(0, 0)]y + [f(1, 1) + f(0, 0) - f(0, 1) - f(1, 0)]xy + f(0, 0) \dots (13)$$

Les équations (9) et (13) sont de la même forme, c'est à dire bilinéaire. Alternativement, l'équation (13) peut être dérivée par deux premières transformations verticales et une fois horizontalement. Cette procédure aboutit au même résultat. Avec cette technique, nous pouvons obtenir des images complexes de 512*512 pixels à partir de l'image synthétique.

MODELISATION DE LA REPONSE IMPULSIONNELLE

Nous considérons que la restauration d'une image est un processus qui reconstruit ou rétablit une image dégradée un utilisant certaines connaissances du phénomène de dégradation. Alors, la technique de restauration est orientée vers la modélisation de la dégradation et l'application d'un processus inverse pour restaurer l'image originale.

Si f(x, y) est l'image originale et g(x, y) est l'image dégradée nous pouvons supposer que la relation entre g et f sera la suivante;

$$g(x, y) = \iint h(x-x', y-y') f(x', y') dx' dy' + n(x, y) \dots (14)$$

Dans ce cas là, nous dirons que la dégradation est stationnaire. Evidemment, pour estimer l'image originale f(x', y'), il faut nécessairement une certaine connaissance concernant la fonction de dégradation h(x, y) de l'équation (14). Dans notre système, il est très difficile d'obtenir l'équation mathématique de h(x, y), à cause des caractéristiques des transducteurs.

Tout d'abord nous essayons d'obtenir approximativement une image synthétique de la réponse impulsionnelle en mettant un Dirac $\delta(x, y)$ à la place de la transparence. Avec cette image synthétique, nous utilisons les techniques de déconvolution dans le domaine des fréquences spatiales.

Ensuite, nous essayons d'obtenir la fonction de réponse impulsionnelle en modifiant celle d'un système B-scan ultrasonore (4). Dans l'échographie,



normalement, on s'intéresse à la résolution latérale. Alors, on utilise la forme de cosinus carré normalisée. Dans notre cas, nous prolongeons l'équation en bidimensionnelle pour améliorer l'image et l'équation est la suivante;

$$h(x,y) = \begin{cases} \cos^2(\frac{\pi}{2} \cdot x) \cdot \cos^2(\frac{\pi}{2} \cdot y), & |x| \leq a, |y| \leq b \\ 0, & \text{ailleurs} \end{cases} \quad \text{---(15)}$$

a et b sont des valeurs constantes. Enfin, nous utilisons la fonction sinus-cardinal parce que la forme de diffraction du champ émis varie comme un sinus-cardinal et l'équation est la suivante;

$$h(x,y) = \begin{cases} \frac{\sin \pi x}{x} \cdot \frac{\sin \pi y}{y}, & |x| \leq a, |y| \leq b \\ 0, & \text{ailleurs} \end{cases} \quad \text{-----(16)}$$

METHODE DE DECONVOLUTION

Avec les réponses impulsionnelles de dégradation nous pouvons appliquer directement la méthode de déconvolution dans le domaine des fréquences spatiales. Si le bruit n'existe pas, l'équation (14) devient

$$g(x,y) = \iint h(x-x',y-y') f(x',y') dx' dy' \quad \text{-----(17)}$$

Avec la transformation de Fourier, nous obtenons

$$G(u,v) = H(u,v) \cdot F(u,v) \quad \text{-----(18)}$$

G (u, v), F (u, v) et H (u, v) sont les transformées de Fourier de g (x, y) f (x, y), et h (x, y).

$$F(u,v) = G(u,v) / H(u,v) \quad \text{-----(19)}$$

Cette approche de la restauration est appelée la méthode du filtrage inverse. Et l'image restaurée est obtenue par la relation suivante;

$$\hat{f}(u,v) = \mathcal{F}^{-1} [F(u,v)] \\ = \mathcal{F}^{-1} [G(u,v) / H(u,v)] \quad \text{-----(20)}$$

Cette procédure est généralement implementée par la technique de transformation de Fourier rapide (TFR). Cette technique présente des difficultés quand le bruit existe.

Maintenant nous voulons dériver un filtre de restauration qui minimise l'erreur quadratique moyenne entre l'image original f (x, y) et celle de restauration f (x, y). Ce filtre est appelé filtre de Wiener. Et son expression est (5)

$$F(u,v) = \left[\frac{H^*(u,v) \cdot S_s(u,v)}{|H(u,v)|^2 \cdot S_s(u,v) + S_n(u,v)} \right] G(u,v) \\ = \left[\frac{1}{\frac{|H(u,v)|^2}{|H(u,v)|^2 + S_n(u,v)/S_s(u,v)}} \right] G(u,v) \quad \text{-----(21)}$$

Ss (u, v) et Sn (u, v) sont les densités spectrales du signal et du bruit.

Si Sn (u, v) = 0, l'équation (21) se réduit au filtrage inverse. Alors, nous pouvons penser que l'équation (21) est la modification du filtrage inverse pour obtenir la restauration optimale en cas d'existence du bruit.

Etant donné que les sn (u, v) et Ss (u, v) sont inconnues nous pouvons approximer l'équation (21) de la façon suivante;

$$F(u,v) \approx \left[\frac{1}{H(u,v)} \cdot \frac{|H(u,v)|^2}{|H(u,v)|^2 + K} \right] \quad \text{-----(22)}$$

K est une constante.

Avec ces techniques de filtrage et des fonctions de réponse impulsionnelle nous pouvons obtenir les images restaurées.

RESULTAT DE LA SIMULATION

Dans cette simulation nous sommes intéressés par un système d'imagerie ultrasonore de haute fréquence comme 12MHz. Nous utilisons une largeur d'émetteur de 2mm. La taille de transparence est d'un pixel situé au milieu de l'image. La Fig. 5 montre la résultat obtenue (50 * 50 pixel). A partir de cette figure, nous avons appliqué la transformation bilinéaire pour obtenir une image de 512 * 512 points. Après nous faisons le filtrage inverse et le filtrage Wiener pour améliorer les images. La Fig. 6 montre le résultat de l'approximation de Dirac pour éviter le temps de calcul. Avec ce résultat le filtrage inverse ne donne pas satisfaction. Alors, nous devons faire le calcul complet des intégrales de Fresnel pour pouvoir obtenir la restauration. Ensuite la Fig. 7 montre le résultat du filtrage avec la modèle de cosinus carré. Avec le filtrage inverse nous pouvons obtenir une petite amélioration mais le filtrage Wiener ne donne pas d'amélioration. Enfin, la modèle de sinus-cardinal donne un effet de restauration mais il s'agit d'images très simples (Fig.8).

5. CONCLUSION

A l'aide des différents méthodes exposées ci-dessus, nous n'avons obtenu que de faibles améliorations. Nous nous heurtons au problème de la connaissance exacte de la réponse impulsionnelle. Si il semble difficile d'obtenir une expression analytique pour celle-ci, nous avons vu qu'il existe une solution numérique pour la calculer. Mais nous pouvons ainsi espérer que par un affinage de la modélisation a priori de la réponse impulsionnelle, nous pourrions obtenir de meilleurs résultats.

6. BIBLIOGRAPHIE

1. BERNARD M, "Etude d'un système d'imagerie ultrasonore en transmission", Thèse de Doctorat-Ingénieur, ENST, 1984
2. GOODMAN JW, Introduction à l'optique de Fourier et à l'holographie, Masson Paris 1972
3. CASTLEMAN KR, Digital Image Processing, Addison-Wesley, 1977
4. SCHOMBERG H, VOLMANN W, MAHNKE G, "Lateral inverse filtering of ultrasonic B-scan images",

AMELIORATION ET RESTAURATION D'IMAGES ULTRASONORES EN TRANSMISSION
 Improvement and restoration of transmission ultrasound images

KWON Y B

Ultrasonic Imaging, Vol. 5, pp38-54, 1983

5. GONZALEZ RC, WINTZ P, Digital Image Processing. Addison-Wesley, 1977

6. BERNARD M, "modélisation et synthèse d'images ultrasonores en transmission", GRETI-IMAGE 1984 A paraître

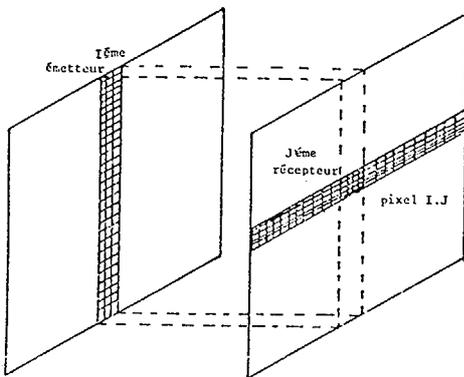


Fig. 1

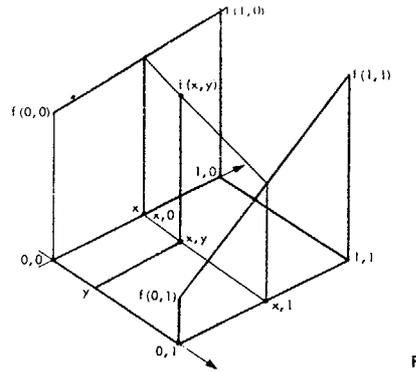


Fig. 4

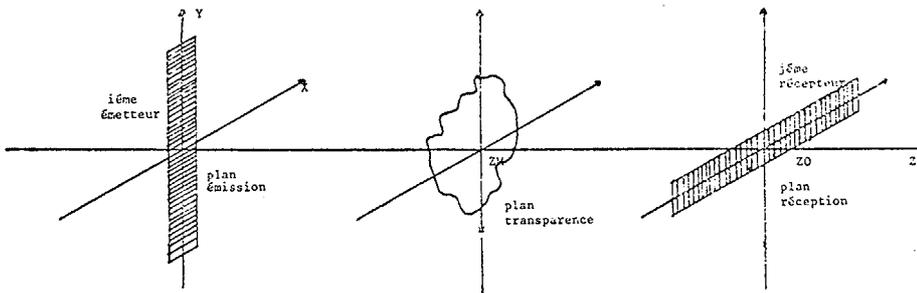


Fig. 2

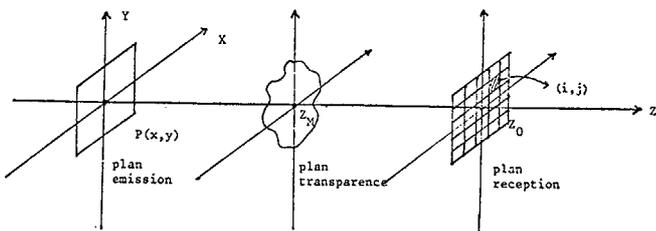


Fig. 3

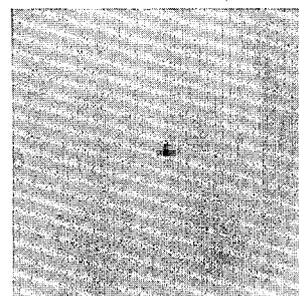


Fig. 5



AMELIORATION ET RESTAURATION D'IMAGES ULTRASONORES EN TRANSMISSION
Improvement and restoration of transmission ultrasound images

KWON Y B



Fig.6



Fig.7

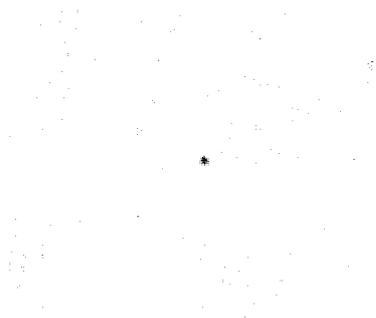


Fig.8