Echographie par corrélation : caractéristiques et performances

M. Gindre, J.-Y. Le Huérou, W. Urbach

► To cite this version:

M. Gindre, J.-Y. Le Huérou, W. Urbach. Echographie par corrélation : caractéristiques et performances. Journal de Physique IV Proceedings, 1994, 04 (C5), pp.C5-1247-C5-1250. 10.1051/jp4:19945276 . jpa-00252967

HAL Id: jpa-00252967

<https://hal.science/jpa-00252967>

Submitted on 1 Jan 1994

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Echographie par corrélation : caractéristiques et performances

M. GINDRE*, J.-Y. LE HUÉROU*** et W. URBACH*

*Laboratoire d'Imagerie Paramétrique, URA 1458 du CNRS, 15 rue de l'Ecole de Médecine, 75006 Paris, France

** IUP Génie Electrique, 8 avenue du Parc, Le Campus, 95033 Cergy cedex, France

Résumé: Ultrasonic imaging using the correlation technique overcomes the problems of conventional pulse echo systems by transmitting a continuous coded signal. The target location is determined by cross-correlation of the emitted and the received signal. The band compression allows, by increasing SNR, the retrieval of echo signals buried in the receiver noise. Thus in medical-type echography, where the signal attenuation at fixed depth is proportional to the frequency, the SNR improvement allows the use of higher frequency signals and leads to improved resolution. We report here the results of comparative experimental studies of echo B type images as obtained by the classical pulse echo and correlation techniques. Because the optimisation of the coded signal plays a crucial role in the performance of the correlation technique we will also present a comparative study of the performances of the most common codes. In particular we shall emphasise the relative importance of the central lobe as compared to the side lobes of the correlation function, which is directly connected to the dynamic of the imaging system. The respective advantages of the echo images obtained with the most promising coded signals will be discussed.

1. INTRODUCTION.

Les performances de l'échographie actuelle sont le résultat de deux compromis : d'une part, le compromis entre la profondeur de champ et la résolution latérale et d'autre part, le compromis entre la résolution (inversement proportionnelle à la fréquence) et la profondeur des tissus explorés. Afin de limiter la contrainte du choix entre la résolution et la profondeur d'analyse, nous proposons d'utiliser un système d'imagerie à émission codée, dans lequel le repérage des distances se fait par une mesure de vraisemblance ou fonction de corrélation.

2. GENERALITES.

En échographie impulsionnelle, le signal rétrodiffusé servant à l'élaboration de l'image est la réponse impulsionnelle du milieu si le signal d'excitation $e(t)$ est proche de l'impulsion de Dirac $\delta(t)$. Il existe une autre méthode permettant d'obtenir la réponse impulsionnelle d'un système linéaire. Cette méthode

consiste à calculer la fonction de corrélation entre le signal émis $e(t)$ et celui reçu $s(t)$. En effet, on montre [1 et 2] que : $\Gamma(\tau) = \Gamma_{ee}(\tau) * h(\tau)$ où $\Gamma_{ee}(\tau)$ est la fonction d'autocorrélation du signal émis. Si $\Gamma_{ee}(\tau)$ est assimilable à une impulsion de Dirac, la réponse $\Gamma(\tau)$ correspond à la réponse impulsionnelle $h(t)$.

En fait, l'impulsion de Dirac n'est pas réalisable en pratique. On cherchera donc à réaliser des impulsions aussi brèves que possible. Une étude comparative démontre que la corrélation permet d'améliorer le rapport signal à bruit et en conséquence d'augmenter soit la profondeur d'analyse, soit la fréquence de l'onde émise, et par là la résolution. Cependant, il existe des contraintes liées à l'existence de lobes secondaires. Une étude a été menée afin de déterminer les différentes possibilités de codage pouvant s'adapter à l'imagerie ultrasonore.

3. LE CODAGE.

Nous présentons ici une synthèse de différents types de signaux utilisables en contrôle non destructif et en imagerie médicale. Les conditions de l'imagerie ultrasonore nous imposent :

- d'une part la fonction d'autocorrélation du signal d'excitation qui doit être aussi proche que possible de l'impulsion de Dirac.
 - d'autre part, tous les systèmes échographiques possèdent une dynamique locale des échos, renvoyés par le milieu, au moins égale à 50 dB. Ceci nous impose un rapport entre le lobe principal (L_p) représentant la cible et les lobes secondaires (L_s), de la fonction d'autocorrélation, supérieur à 50 dB.
- Ces signaux peuvent se classer en deux catégories: les systèmes à émission permanente ou continue et les signaux émis à intervalles réguliers ou émission discontinue (burst).

- En émission discontinue, ou burst

- Les codes à modulation de fréquence ont un rapport (L_p/L_s) très faible et exigent un procédé de pondération temporel ou fréquentiel. Cela se fait au détriment de la résolution.
- Les codes polyphases (Franck, P1, P2, P3, P4) ont un rapport (L_p/L_s) qui tend vers $\pi \cdot \sqrt{N}$ pour une longueur de code N suffisamment grand c'est à dire 40 dB pour $N \approx 1000$ éléments et 10000 éléments pour (L_p/L_s) = 50 dB. La mise en oeuvre pratique de ces codes reste très délicate aux fréquences envisagées (environ 10 MHz) du fait du grand nombre d'états de phase nécessaire.
- Les codes de Huffman nécessitent, d'une part, un grand nombre d'états d'amplitude et éventuellement de phase. D'autre part, l'amplitude des lobes secondaires est très lié aux erreurs de phases et aux erreurs de quantifications. Ce qui exclut une réalisation pratique.
- Les codes binaires tels que les codes de Barker ont une longueur trop faible (donc un rapport (L_p/L_s) faible) pour avoir une application en imagerie médicale.
- Les m-séquences (ou PN), également à deux états de phase, pour une émission discontinue, présentent un rapport (L_p / L_s) = $\sqrt{N}$.

Seul l'emploi de deux séquences, ayant des fonctions d'autocorrélation complémentaires, permet d'obtenir un rapport (L_p/L_s) théoriquement infini.

- En émission continue

- Les séquences complémentaires conservent leurs avantages.
- Les codes PN présentent également des propriétés très intéressantes avec des longueurs admissibles pour l'imagerie ultrasonore. Le rapport (L_p / L_s) = N soit environ 60 dB pour une séquence de 1023 éléments.

En conclusion, seuls les codes PN émis périodiquement et les séquences complémentaires en corrélation apériodique (ou périodique) présentent un grand intérêt pour l'échographie par corrélation. Pour ces deux types de codage, les simulations ont montré que les effets de l'atténuation et de la diffraction sont identiques.

4. LE TRANSDUCTEUR PIEZOELECTRIQUE.

Le choix de l'imagerie ultrasonore à émission continue nous a imposé de développer un transducteur multiéléments. L'un des éléments émet en continu et les autres, assurant la focalisation¹, reçoivent en continu, un découplage suffisant devant être assuré entre l'élément émetteur et les éléments récepteurs.

Le premier prototype de transducteur multiéléments a été développé en tenant compte des possibilités technologiques du savoir faire des constructeurs et enfin des résultats expérimentaux déjà publiés [3]. Les caractéristiques essentielles de ce transducteur sont : fréquence centrale 7,5 MHz, couplage entre l'émission et la réception inférieur - 60 dB, distance focale sans correction égale 100 mm, six éléments.

5. EXPERIMENTATION.

5.1. Le système expérimental.

A partir des caractéristiques intrinsèques des procédés de codage applicables à l'imagerie ultrasonore, des résultats de simulation associés et des caractéristiques pratiques du transducteur piézo-électrique, nous avons réalisé un échographe expérimental [4].

5.2. Image.

Dans cette dernière partie, nous présentons des images de type A et B, obtenues avec l'échographe expérimental. Nous comparons les résultats obtenus avec le système d'imagerie par corrélation avec ceux obtenus en échographie impulsionnelle.

Les premiers résultats expérimentaux [5] ont montré que la compensation des lobes secondaires des fonction de corrélation des séries complémentaires ne s'effectuent pas correctement. Cette dégradation s'explique d'une part, par la variation de position de la cible entre les deux tirs, et d'autre part, à cause de la suppression de la composante continue dans les circuits électronique. Les codes PN ne souffrent pas de ces problèmes. Pour les images de types B, nous nous limiterons à la comparaison échographie classique - échographie par corrélation avec des séquences pseudo-aléatoires de 1023 éléments.

La figure 1 montre l'image d'un défaut de petite dimension (trou de 0,5 mm de diamètre et de profondeur) placé sur la face arrière d'une pièce métallique d'épaisseur 20 mm. Le bloc de métal joue le rôle d'un réflecteur plan et donc une faible partie de l'énergie émise se propage dans la pièce de métal, la majeure partie de cette énergie étant réfléchie vers le transducteur. D'autre part la surface réfléchissante du trou est très faible. Ceci explique la faible amplitude du signal correspondant au trou. Ceci justifie le fait que l'on soit obligé d'augmenter le gain du système d'imagerie classique et en conséquence écrêter les échos de fortes amplitudes. Malheureusement, compte tenu de la faible dynamique des signaux et d'un niveau de bruit non négligeable, il apparaît sur l'image un fond gris sombre. En échographie par corrélation, on bénéficie d'un bon rapport signal à bruit et on utilise alors pleinement l'échelle des gris. En conséquence, l'écho du trou ressort du niveau de gris de fond bien que l'on soit aux limites de diffraction.

¹ L'utilisation d'un système multi-éléments à la réception permet une focalisation dynamique et une optimisation de la géométrie du faisceau par apodisation.

Figure 1 Comparaison mode impulsionnel (à gauche) et corrélation (à droite) pour une pièce métallique d'épaisseur 20 mm, défaut sur la face arrière diamètre 0,5 mm profondeur 0,5 mm dynamique des niveaux de gris 40 dB

6. CONCLUSION.

Le système à corrélation permet d'augmenter la dynamique locale en améliorant le rapport signal à bruit. Il faut toutefois remarquer que cette dynamique locale est de l'ordre de 50 dB (60 dB théoriquement). Cela est lié certes au code utilisé et mais aussi aux différents filtrages introduit dans la chaîne de mesure. La principale limitation de fréquence est liée à la bande passante du transducteur. Cependant il est très important de remarquer que cette dynamique locale, avec les séquences pseudo-aléatoires périodiques, reste la dynamique globale des échos (pas de TGC ou prétraitement possible). Pour augmenter cette dynamique il sera tout d'abord nécessaire d'augmenter la bande passante du transducteur, et ensuite d'utiliser des codes de longueur plus élevé.

REFERENCES

- [1] J. Max, "Méthodes et techniques de traitement du signal et applications aux mesures physiques", Vol. 1, Ed Masson, Paris France (1987).
- [2] F. de Coulon, "Théorie et traitement des signaux", Ed. Dunod, Paris France, 1987.
- [3] J. Sun et G. Wade, The focusing performance of zone plate transducers, Acoustical Imaging, Vol 17, Plénum Press, pp 551-559, 1988.
- [4] J.-Y. Le Huérou, Etude et réalisation d'un système d'imagerie ultrasonore travaillant en émission codée, Thèse de Doctorat, Université Paris V, 1993.
- [5] M. A. Benkhelifa, M. Gindre, J.-Y. Le Huérou and W. Urbach, Acoustical imaging using correlation techniques, Acoustical Imaging, Vol 19, Plenum Press, 1992.