



EVALUATION DE TECHNIQUES DE DECONVOLUTION EN VUE  
DE LA CARACTERISATION ULTRASONORE DES MILIEUX  
HETEROGENES A DEUX PHASES.

C.DELEBARRE, Z.DEROUCHE et J.M.ROUVAEN.

Laboratoire d'Opto-Acousto-Electronique UA CNRS 832 ENSIMEV  
Université de Valenciennes 59326 VALENCIENNES CEDEX FRANCE.

RÉSUMÉ

*Cet article compare deux méthodes de traitement du signal échographique permettant l'évaluation de l'espacement moyen entre les diffuseurs distribués aléatoirement dans un milieu hétérogène à deux phases, dans le but de réaliser le comptage des cellules biologiques en suspension dans leur milieu de culture. La première est dérivée du cepstre de puissance du signal RF rétrodiffusé. La seconde, axée sur le calcul du cepstre de la fonction d'autocorrélation du signal échographique. Les résultats expérimentaux, obtenus à une fréquence de 50 Mhz, sont présentés sur un milieu synthétique constitué de sphères de polystyrène noyées dans l'eau*

I) INTRODUCTION.

*De nos jours, un intérêt grandissant est porté à l'exploration ultrasonore des milieux biologiques donnant lieu à une diffusion multiple. Malheureusement la diffusion et l'atténuation élevée viennent limiter la fréquence maximale possible d'imagerie et, par conséquent, la définition. De nombreux travaux [1,2] ont précisé les limites de l'imagerie ultrasonore dans les milieux hétérogènes à deux phases avec répartition aléatoire des hétérogénéités constituant la seconde phase, ce qui est le cas de nombreuses solutions biologiques comportant des organismes unicellulaires. Cette limite ne peut en aucun cas être dépassée et permet de conclure de l'opportunité éventuelle d'un système d'imagerie.*

*Si l'imagerie, basée sur la détection de l'amplitude des échos, n'est pas réalisable dans le cas des solutions biologiques, il n'en demeure pas moins que les capteurs ultrasonores sont sensibles à la phase de l'onde qu'ils reçoivent. Ainsi, durant ces dernières années, un certain nombre d'études ont été réalisées dans le but d'extraire les informations de phase par différentes méthodes de traitement du signal. Par exemple, J.P JONES et E.HOLASEK [3] utilisent l'analyse spectrale, M.FINK [4] préfère l'analyse de*

ABSTRACT

*This article compares two signal processing methods for evaluation of the mean spacing between random distributed scatterers in a two phases heterogeneous medium. The aim of this work is to realize a counting of biological cells in suspension in their medium.*

*First one comes from the power cepstrum of the radio-frequency signal. Second one is based on the power cepstrum of the autocorrelation function of the echoes. Experimental results, obtained using a 50 Mhz frequency and a simulation medium with polystyrene spheres in water are presented*

*Fourier à fenêtre étroite, et R.KUC [5] définit les signatures des milieux biologiques à l'aide de l'analyse cepstrale.*

*Nous nous intéressons ici à l'étude du signal échographique radio fréquence rétrodiffusé par les cellules présentes dans le milieu de culture, à l'aide de techniques de traitement du signal, dans le but d'évaluer l'espacement moyen entre les cellules et donc d'effectuer un comptage de celles-ci.*

*Il s'agit de mettre en évidence la corrélation existant entre le spectre de puissance du signal échographique et la structure interne du milieu étudié.*

II) MODELE THEORIQUE.

II-1) Structure du signal échographique.

*Si les cellules dans leur milieu de culture sont vues comme un ensemble de diffuseurs ponctuels noyés dans un milieu absorbant homogène, on peut décrire le signal échographique provenant des réflexions sur les cellules en utilisant la chaîne de convolution suivante:*

$$(1) \quad s(t) = \sum_i e(t) * i(t) * g^2(r_i, t) * a^2(r_i, t) * \mu(r_i, t)$$



où le symbole \* représente l'opérateur de convolution, la somme étant prise sur tous les diffuseurs, dont les positions par rapport au transducteur sont données par les vecteurs  $r_i$ .

Dans cette équation,  $e(t)$  est l'impulsion électrique appliquée au transducteur piézoélectrique,  $i(t)$  est la réponse électroacoustique du transducteur,  $g(r_i, t)$  est la réponse impulsionnelle de diffraction,  $a(r_i, t)$  caractérise l'atténuation acoustique et  $\mu(r_i, t)$  est la fonction de diffusion.

En première approximation, l'équation (1) peut être représentée par:

$$(2) \quad s(t) = e(t) * k(t) * \sum_i \mu(r_i, t)$$

Par transformée de Fourier, on obtient:

$$(3) \quad S(f) = E(f) \cdot K(f) \cdot U(d, f)$$

Cette expression est constituée d'un spectre constant associé au transducteur, multiplié par une fonction de filtrage regroupant les informations sur le milieu étudié. Afin de réaliser le comptage des cellules biologiques présentes dans la solution, c'est cette fonction qui doit être isolée. Nous introduisons donc une méthode basée sur le traitement du signal échographique rétrodiffusé par les cellules afin d'en extraire la concentration de ces dernières.

## II-2) Analyse cepstrale.

Si l'on considère un milieu avec une distribution quasi-périodique de diffuseurs, on peut estimer la diffusion comme totalement corrélée et, en première approximation, le signal échographique comme simplement constitué de la somme des échos réfléchis. Dans ce cas, la fonction d'autocorrélation  $C_{ss}$  de ce signal donne l'espacement moyen entre les cellules par le biais des périodicités du signal:

$$(4) \quad C_{ss}(\tau) = E[ s(t) \cdot s(t-\tau) ]$$

où  $E$  est l'opérateur espérance mathématique.

Comme  $k$  et  $\mu$  sont des réponses transitoires réelles identifiables à des réponses impulsionnelles de systèmes linéaires et à l'aide du théorème de Fubini, on obtient:

$$(5) \quad C_{ss}(\tau) = C_{ee}(\tau) * C_{kk}(\tau) * C_{\mu\mu}(\tau)$$

La fonction  $C_{\mu\mu}$  est du plus grand intérêt pour la caractérisation du milieu biologique: elle représente la signature de la réflexion sur chaque diffuseur. L'équation (5) montre que cette signature est contenue dans la fonction d'autocorrélation, bien que biaisée par la réponse du système, et principalement la réponse du capteur.

L'accès à la signature  $C_{\mu\mu}$  des cellules peut être obtenu par une opération de déconvolution ou par un filtrage non linéaire [6]. Cette opération peut être

réalisée à l'aide de l'analyse cepstrale suivant deux approches différentes.

La première, prend comme point de départ l'équation de convolution (2).

Il s'agit de calculer la densité spectrale de puissance (DSP) du signal échographique, puis d'en prendre le logarithme.

$$(6) \quad \text{Log}[DSP_s] = \text{Log}[DSP_e] + \text{Log}[DSP_k] + \text{Log}[DSP_\mu]$$

Dans cette équation, chaque terme peut être interprété comme une densité spectrale de puissance, et finalement en calculant la Transformée de Fourier de l'équation (6), et à l'aide du théorème de Wiener-Kinchine, on obtient l'équation suivante:

$$(7) \quad C_{\hat{s}\hat{s}}(\tau) = C_{\hat{e}\hat{e}}(\tau) + C_{\hat{k}\hat{k}}(\tau) + C_{\hat{\mu}\hat{\mu}}(\tau)$$

Si les trois termes de cette équation possèdent des composantes bien séparées dans le temps, une estimation non biaisée de la signature des diffuseurs peut être obtenue. Cependant, même si leurs composantes ne sont pas séparées dans le temps, il est possible d'apporter une correction à cette estimation.

La méthode consiste à effectuer, à partir de l'équation (6), une soustraction du terme  $DSP_e + DSP_k$  concernant le spectre invariant associé à la réponse du transducteur. Ce terme est obtenu en calculant le logarithme de la densité spectrale du signal échographique obtenu en réflexion sur une sphère, et peut être qualifié de signal de référence. Puis finalement on calcul la transformée de Fourier du terme  $DSP_\mu$ , ce qui donne une estimation corrigée du terme  $C_{\hat{\mu}\hat{\mu}}$  [7].

La seconde approche, basée sur l'utilisation du cepstre de puissance, utilise la fonction d'autocorrélation du signal échographique (5). Il s'agit de calculer la transformée de Fourier de la fonction d'autocorrélation de  $s(t)$ , puis d'en prendre le logarithme et enfin d'en calculer la transformée de Fourier inverse.

$$(8) \quad CP[C_{ss}(\tau)] = CP[C_{ee}(\tau)] + CP[C_{kk}(\tau)] + CP[C_{\mu\mu}(\tau)]$$

où  $CP$  représente le cepstre de puissance.

Il est alors possible d'effectuer une correction identique à celle présentée ci-dessus.

Dans le paragraphe suivant, nous présentons les résultats expérimentaux obtenus sur un milieu de simulation constitué de billes de polystyrène en suspension dans l'eau.

## III) RESULTATS EXPERIMENTAUX.

### III-1) Description de la chaîne de mesure.

Notre objectif est de réaliser le comptage de cellules biologiques d'un diamètre moyen variant de 10 à 30  $\mu\text{m}$ .

Il est alors nécessaire, compte tenu de la longueur

d'onde des ultrasons dans l'eau, de travailler à des fréquences élevées, de l'ordre de 50 à 200 MHz.

C'est pourquoi nous avons développé une chaîne de mesures constituée d'un émetteur-récepteur haute-fréquence large bande (20-300 Mhz à -3dB) et d'un capteur de fréquence centrale 50 Mhz et de bande passante relative de 70 %, ainsi qu'un système d'acquisition basé sur l'utilisation d'un oscilloscope numérique HP fonctionnant à une cadence d'échantillonnage de 1 giga échantillons par seconde piloté par un micro-ordinateur IBM PC 286.

Afin de simuler un milieu de culture biologique, nous avons cherché un milieu hétérogène à deux phases permettant en particulier une modification aisée du pourcentage volumique des diffuseurs. Une suspension d'un solide dans un liquide présente cet avantage. Nous avons choisi une suspension dans l'eau de billes de polystyrène ( le polystyrène ayant une densité proche de l'unité) d'un diamètre inférieur à 0,5 mm. Une légère agitation du mélange permet d'éviter la formation d'agrégats et la sédimentation.

### III-2) Résultats expérimentaux.

Nous avons effectué l'acquisition du signal échographique rétrodiffusé à partir du milieu de simulation pour trois valeurs de pourcentage volumique de billes: 5, 10 et 20 %. Pour chaque cas, dix lignes échographiques ont été numérisées, enregistrées et traitées.

La figure 1 fournit les représentations du signal échographique pour un pourcentage volumique d'hétérogénéités (pvh) de 5 % (1-a) et de 10 % (1-b), ainsi que sa densité spectrale de puissance (1-c).

La densité spectrale de puissance a été calculée à l'aide de la transformée de Fourier rapide sur 256 points pour chacune des courbes numérisées.

L'algorithme du cepstre de puissance corrigé est, en premier lieu, appliqué aux signaux échographiques afin de détecter la présence du premier pic à retard non nul associé à la périodicité principale du signal échographique.

Pour chaque position du maximum détecté, il est alors possible de calculer l'espacement moyen  $d$  entre les diffuseurs à l'aide de la formule (9).

$$(9) \quad d = v \cdot dt / 2$$

où  $v$  est la vitesse des ultrasons dans l'eau et  $dt$  l'intervalle de temps correspondant à la position du premier pic détecté par l'analyse cepstrale.

La figure 2 donne une représentation du cepstre de puissance corrigé du signal échographique pour trois valeurs de pvh: 5, 10 et 20 %.

Puis, nous avons appliqué l'algorithme du cepstre de puissance corrigé à la fonction d'autocorrélation du signal échographique dont la figure 3 fournit les représentations pour les trois valeurs de pvh.

PVH	$\delta t_{\text{moy}}$ (ns)	$d_{\text{moy}}$ (mm)
5 %	124	0,093
10 %	70,6	0,053
20 %	60	0,045

Tableau 4

Le tableau 4 regroupe les valeurs des positions du premier pic fournies par les deux techniques en fonction des différentes valeurs de pvh, ainsi que les valeurs d'espacement moyen calculées à l'aide de la formule (9).

### IV) CONCLUSION.

Les techniques de traitement du signal présentées dans cet article, montrent clairement la possibilité d'effectuer une mesure de l'espacement moyen entre les hétérogénéités dans les milieux hétérogènes à deux phases.

Ces techniques validées sur un milieu de simulation doivent être appliquées au cas des cellules biologiques à des fréquences comprises entre 50 et 200 MHz.

### BIBLIOGRAPHIE.

- 1) M.GAZALET, J.FROHLY, J.PERDIGAO, C.BRUNEEL.  
"Incoherent ultrasonic wave attenuation in inhomogeneous media" J.Acoust.Soc.Am. 76 (4°, Oct.84 pp 1259-1261.)
- 2) P.C WATERMAN and R.TRUELL.  
"Multiple scattering of waves". J.Math.Phys Vol 2, N°4, pp 512-537 1961.
- 3) J.P.JONES et S.LEEMAN.  
"Ultrasonic tissue characterization and quantitative ultrasound scatter imaging: methods and approaches". I.E.E.E. pub CM 1751-7, pp 247-258 1982.
- 4) M.FINK et F.HOTTIER.  
"Short time Fourier analysis and diffraction effects in biological tissue characterization".Acoustical imaging, 12, pp 493-503 (1982).
- 5) R.KUC, K.MAGHKERDAR and M.O'DONNEL.  
"Presence of cepstral peak in random reflected ultrasounds signals". Ultrasonics Imaging 8, pp 196-212 (1986).
- 6) C.DELEBARRE, J.M.ROUVAEN, C.BRUNEEL et J.FROHLY.  
" Characterization of biphasic heterogeneous media using a numerical processing method." J.Appl.Phys. Vol 63 (6), 15, March 1988, pp 1846-1849.
- 7) C.DELEBARRE, M.OUAFTOUH, J.M.ROUVAEN et M.RAVEZ.  
"Enhancement of the time resolution in echograms using digital signal processing techniques." Ultrasonics international' 91. Le Touquet. July 1991.

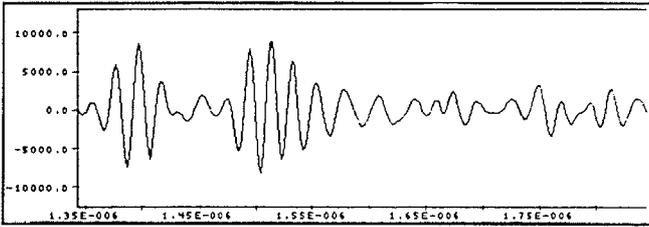


Figure 1-a: signal échographique (pvh de 5 %).

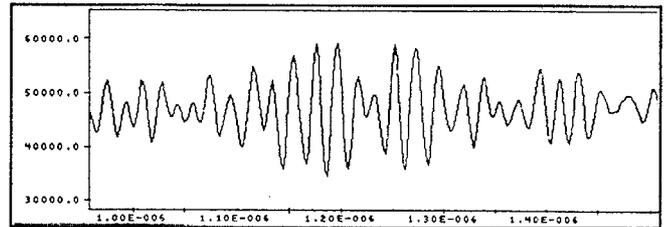


Figure 1-b: signal échographique (pvh de 10 %).

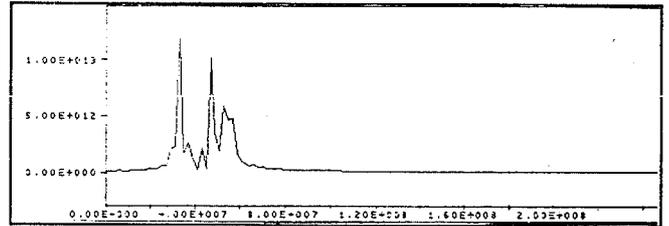


Figure 1-c: densité spectrale de puissance.

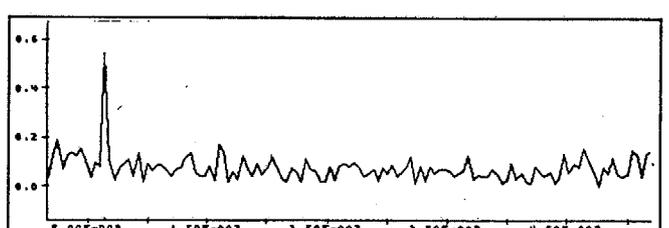
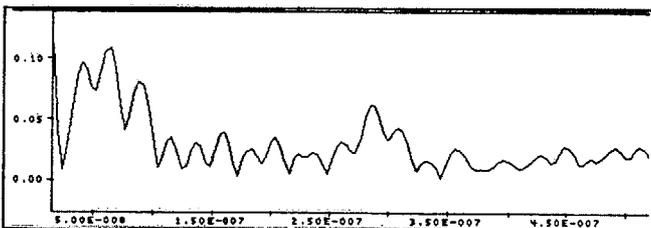
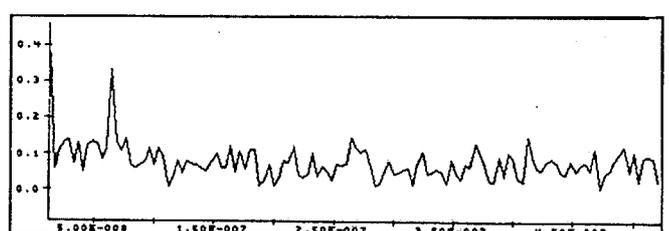
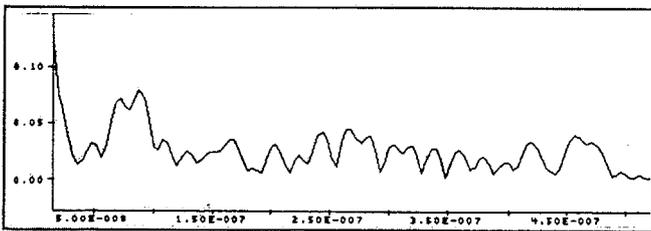
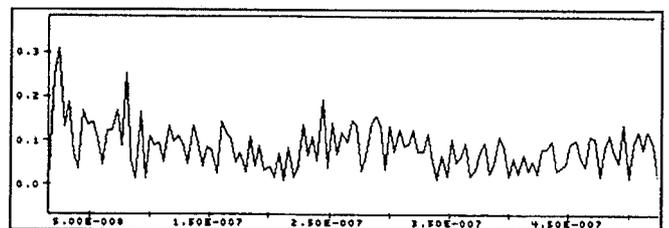
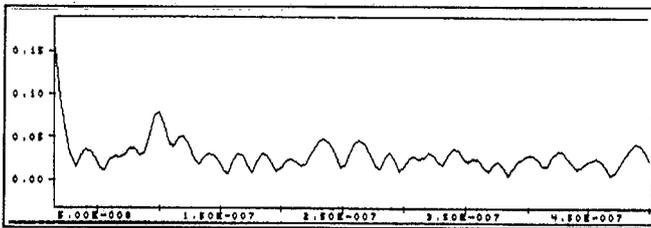


Figure 2: cepstre de puissance corrigé du signal échographique pour un pvh respectif de 5, 10 et 20 %.

Figure 3: cepstre de puissance corrigé de la fonction d'autocorrélation pour un pvh respectif de 5, 10 et 20 %.