

---

NOUVELLES POSSIBILITES DE L'IMAGERIE ULTRASONORE  
APPLIQUEE AU DIAGNOSTIC MEDICAL  
NEW CAPABILITIES OF ULTRASONIC IMAGING FOR MEDICAL DIAGNOSIS

J.L. BERNATETS - M. FINK

Laboratoires d'Electronique et de Physique Appliquée - 3, avenue Descartes - 94450 Limeil-Brévannes (France)

---

### RESUME

L'image échographique ultrasonore traditionnelle (B-scan) est obtenue par détection de l'enveloppe des échos engendrés dans les tissus par un faisceau d'ultrasons. Les échos les plus importants prenant naissance aux frontières des organes, ces images montrent principalement les contours de ces derniers.

Dans la détection d'enveloppe toutes les informations liées à la phase (et donc à la fréquence) du signal sont perdues. Or ces informations peuvent être reliées à de bons indicateurs de certaines pathologies diffuses très difficiles à diagnostiquer par d'autres moyens.

Cet article présente des possibilités d'imagerie non conventionnelle fondées sur une analyse temps-fréquence du signal. Des images montrant l'évolution de la composition spectrale du signal et de l'intensité de celui-ci dans diverses bandes de fréquence sont présentées et analysées dans la perspective d'une meilleure connaissance des tissus biologiques.

### SUMMARY

Conventional ultrasound echography (B-scan) displays the detected envelope of the echoes that originate in a tissue probed by an ultrasound beam. Since the main echoes originate at organ boundaries, these images mainly display contours.

During the envelope detection process most of the information that is related to phase (and then to frequency) has been lost. Now this information can be related to physical parameters of the tissue, such as the attenuation the ultrasound beam experiences in it. And these parameters have proved to be good pathology discriminants for some diffuse diseases that are very difficultly diagnosed using other methods.

This paper describes non conventional imaging capabilities based upon a time-frequency analysis of the signal. Images showing the variations of the signal spectral components and of the intensity of the signal in a narrow frequency band are presented and analysed in the prospects of a better knowledge of biological tissues.



NOUVELLES POSSIBILITES DE L'IMAGERIE ULTRASONORE  
APPLIQUEE AU DIAGNOSTIC MEDICAL  
NEW CAPABILITIES OF ULTRASONIC IMAGING FOR MEDICAL DIAGNOSIS  
J.L. BERNATETS - M. FINK

Les principes de l'échographie ultrasonore conventionnelle

L'imagerie médicale est riche en techniques différentes et complémentaires. Parmi celles-ci, celles qui utilisent les ultrasons ont deux avantages fondamentaux :

- elles ne demandent la mise en oeuvre que d'un matériel très simple et sont donc peu coûteuses,
- de nombreux travaux ont démontré leur parfaite innocuité.

Les méthodes ultrasonores d'aide au diagnostic bénéficient de plus d'un certain nombre de conditions favorables qui se trouvent réunies dans les milieux biologiques. En effet, la plupart des tissus non osseux (appelés tissus mous) ont une densité  $\rho_0$  voisine de celle de l'eau et la vitesse de propagation des ondes ultrasonores  $y$  est quasiment constante ( $C = 1\,500\text{ ms}^{-1}$ ). L'impédance acoustique ( $Z = \rho_0 C$ ) varie donc peu d'un tissu à l'autre. L'écho généré par une interface tissulaire est facilement détectable alors que la majeure partie de l'onde incidente est transmise et permet l'investigation des organes situés au-delà.

L'échographie ultrasonore exploite ces échos successifs sur le trajet d'un rayon acoustique. Une impulsion électrique excite un transducteur (céramique piézoélectrique) qui émet une onde ultrasonore. Celle-ci se propage dans le corps du patient avec une direction et une vitesse à peu près constantes. Les échos générés aux interfaces tissulaires se propagent en sens inverse ; lorsqu'ils atteignent le transducteur, la pression sur celui-ci crée un signal électrique d'autant plus important que l'écho était fort. Le temps écoulé entre deux de ces signaux électriques est directement proportionnel à la distance entre les interfaces qui ont créé les échos correspondants :

$$\tau = 2(d_2 - d_1)/C$$

si  $d_i$  est la distance de la cible au transducteur émetteur-récepteur.

L'ensemble du signal électrique reçu aux bornes du transducteur pendant une durée de l'ordre de 200 microsecondes constitue une ligne A (fig. 2) correspondant à une quinzaine de centimètres du tissu. Connaissant la position et la direction du transducteur, on connaît le rayon selon lequel l'onde s'est propagée. Connaissant l'instant d'apparition des accidents du signal électrique, on connaît la position sur le rayon des interfaces rencontrées. Il est donc aisé de décrire ces interfaces dans le plan de déplacement du transducteur (fig. 1) [1].

À côté des interfaces tissulaires, dont la dimension est grande devant la longueur d'onde du faisceau, se trouvent de très nombreux petits diffuseurs qui eux aussi contribuent à la formation de l'image. Les échos renvoyés par ces diffuseurs donnent à l'image sa texture et sont responsables des changements de niveau de gris dans certaines pages.

Dans les images conventionnelles d'échographie en mode B on ne considère que l'information contenue dans l'enveloppe du signal RF (fig. 3). Ce type d'imagerie est particulièrement adapté à la visualisation des interfaces tissulaires qui représentent des ruptures fortes de l'impédance acoustique mais elle ne donne qu'une information qualitative sur la position de ces interfaces. L'échographie conventionnelle n'exploite que très partiellement l'information donnée par les diffuseurs de petite taille.

C'est le rôle de ces diffuseurs que le modèle développé ci-dessous va mettre en évidence.

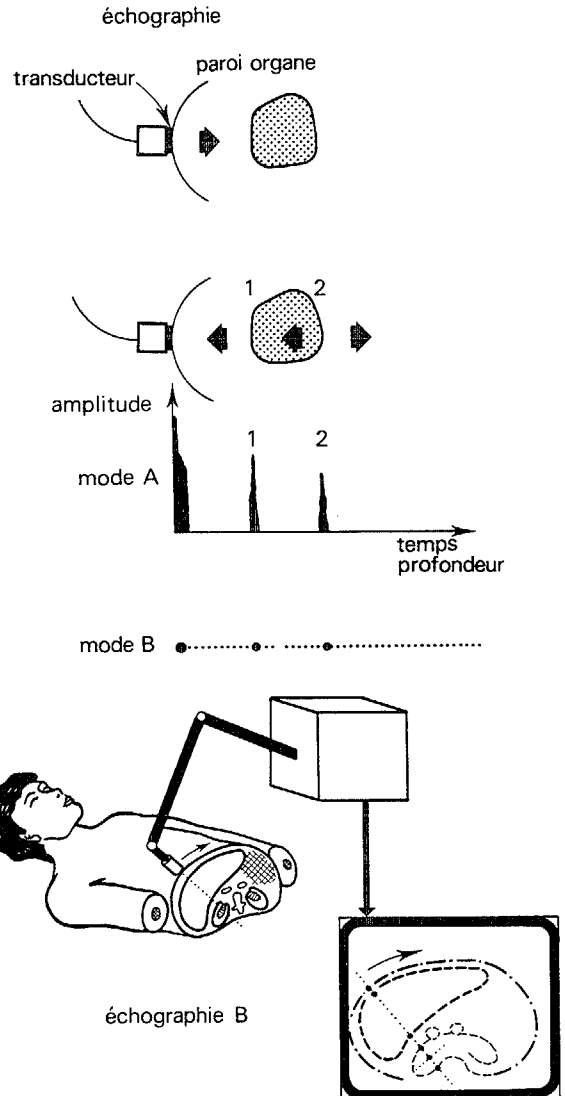


Figure 1

Modèle de la ligne échographique

À l'intérieur des organes, le tissu biologique peut être décrit comme un ensemble de diffuseurs discrets noyés dans un milieu atténuant. Dans le cadre de l'approximation de Born, on considère que l'intensité de l'onde diffusée par chaque centre est négligeable devant celle de l'onde incidente. La somme cohérente des échos engendrés par les divers diffuseurs est le signal échographique.

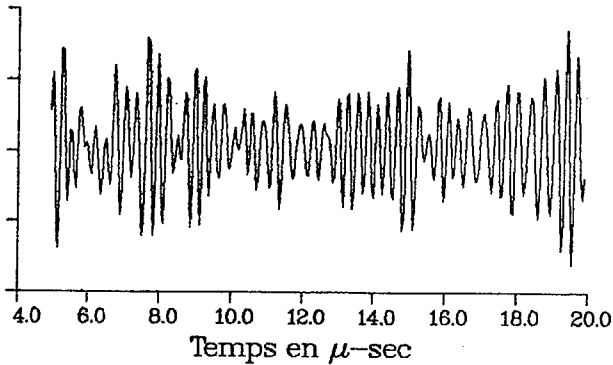
Le signal créé par le diffuseur dont la position est  $\vec{r}_i$  dépend d'une suite de phénomènes physiques dont on peut décrire les fonctions de transfert :

- Une impulsion de tension  $e(t)$  est appliquée aux bornes du transducteur dont l'action est décrite par sa fonction de transfert à l'émission  $I(f)$ .
- Sur le trajet vers le diffuseur  $\vec{r}_i$ , l'impulsion subit les effets de la diffraction et de l'atténuation. Ces deux phénomènes dépendent aussi bien de la fréquence que de la position  $\vec{r}_i$ . Soit  $H(\vec{r}_i, f)$  et  $A(\vec{r}_i, f)$  les fonctions de transfert qui les modélisent.

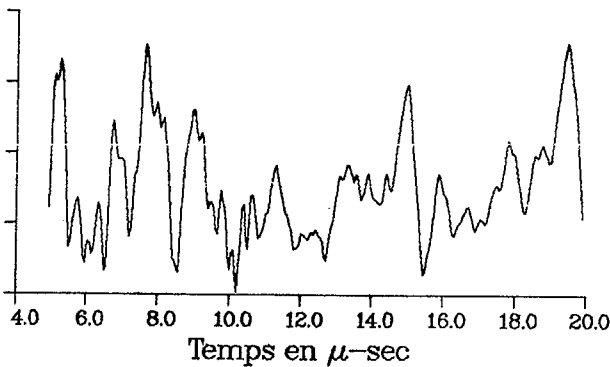


NOUVELLES POSSIBILITES DE L'IMAGERIE ULTRASONORE  
APPLIQUEE AU DIAGNOSTIC MEDICAL  
NEW CAPABILITIES OF ULTRASONIC IMAGING FOR MEDICAL DIAGNOSIS  
J.L. BERNATETS - M. FINK

## Ligne A



## Enveloppe



Figures 2 et 3

- Selon sa nature, le centre considéré réfléchit une partie de l'onde incidente avec une fonction de diffusion qui lui est propre. La fonction de transfert qui décrit la réflexion dépend donc de  $\vec{r}_i$  et de  $f$  à travers la nature du centre diffuseur situé en  $\vec{r}_i$ . Notons cette fonction  $U(\vec{r}_i, f)$ .
- Le trajet retour vers le transducteur est réglé par les mêmes lois de diffraction et d'atténuation que le trajet aller.
- Enfin l'onde de pression à la surface du transducteur est transformée en tension électrique. Soit  $R(f)$  la fonction de transfert du transducteur travaillant en réception.

Le spectre de l'écho engendré par le diffuseur situé en  $\vec{r}_i$  peut donc s'écrire :

$$S_i(f) = R(f) H(\vec{r}_i, f) A(\vec{r}_i, f) U(\vec{r}_i, f) A(\vec{r}_i, f) H(\vec{r}_i, f) I(f) E(f) \quad (1)$$

soit, en regroupant les termes identiques :

$$S_i(f) = U(\vec{r}_i, f) A^2(\vec{r}_i, f) H^2(\vec{r}_i, f) I(f) E(f) R(f) \quad (2)$$

La ligne A est la somme des échos élémentaires générés par le faisceau acoustique incident :

$$S(f, t) = I(f) R(f) E(f) \sum_i U(\vec{r}_i, f) A^2(\vec{r}_i, f) H^2(\vec{r}_i, f) \quad (3)$$

La plupart des études de caractérisation de tissu visent à déduire de ce formalisme l'atténuation des ultrasons. Pour cela on est amené à faire certaines hypothèses :

- on considère que la fonction de diffusion est la même pour tous les diffuseurs, elle ne dépend donc plus des positions  $\vec{r}_i$  ;

- on se donne la forme a priori de l'atténuation :

$$A(\vec{r}_i, f) = e^{-\beta f^n d} \quad (4)$$

où  $d$  est la distance du transducteur au centre diffuseur ;

$\beta$  le coefficient d'atténuation ;

$n$  est un exposant dont la valeur mesurée est comprise entre 1 et 2 ; dans les cas qui nous intéressent sa valeur est le plus souvent égale à 1 ( $n = 1$ ) ;

- on suppose connue la fonction de diffraction associée au transducteur et on admet que les signaux ont été déconvolués de cette fonction.

On arrive alors à une simplification de l'équation (3) :

$$S(f, d) = S_0(f) \exp(-2 \beta f d) \quad (5)$$

où  $S_0(f)$  regroupe tous les termes qui ne dépendent pas de la longueur de parcours.

Ce formalisme simplifié permet de mettre en évidence deux effets de l'atténuation :

- Si l'on définit le centre de gravité du spectre local du signal par :

$$f_c = \frac{\int f S(f) df}{\int S(f) df} \quad (6)$$

celui-ci est modifié selon [2, 3, 4] :

$$f_c(d) = f_c(0) - 2 \sigma^2 \beta d \quad (7)$$

où  $\sigma^2$  est la variance du spectre initial du signal.

- A fréquence fixée, l'intensité du signal décroît selon la loi :

$$S(f_0, d) = S_0(f_0) \exp(-2 \beta f_0 d) \quad (8)$$

soit :

$$\text{Log } S(f_0, d) = \text{Log } S_0(f_0) - 2 \beta f_0 d \quad (9)$$

Ces considérations ont conduit à s'intéresser au centre de gravité spectral instantané du signal et à l'aspect du signal dans diverses bandes étroites de fréquence.

### Imageries nouvelles

Les images ci-dessous ont été réalisées à partir de données enregistrées au LEP. On a utilisé un B scan du commerce interfacé à un numériseur 10 bits travaillant à la cadence de 20 MHz. Afin de permettre des comparaisons, toutes les images sont issues du même jeu de données, elles représentent une zone d'environ 3 cm x 3 cm prise dans le foie d'un de nos collaborateurs. Une veine est visible au milieu de la moitié inférieure de l'image. La figure 4 correspond à l'image de réflectivité conventionnelle (le transducteur est à gauche de l'image).



NOUVELLES POSSIBILITES DE L'IMAGERIE ULTRASONORE  
APPLIQUEE AU DIAGNOSTIC MEDICAL  
NEW CAPABILITIES OF ULTRASONIC IMAGING FOR MEDICAL DIAGNOSIS  
J.L. BERNATETS - M. FINK

Les figures 6, 7 et 8 représentent des images de réflectivité à bande étroite (quelques kHz). Elles représentent la fonction  $S(f, d, x)$  où  $x$  est la direction perpendiculaire au faisceau ultrasonore. Ces images ont été réalisées à partir de signaux centrés sur des fréquences de 2.5, 3.0 et 3.5 MHz. Elles sont très différentes deux à deux. En effet, si elles présentent le même genre de structures (des chaînes sombres et des plages claires), la localisation de ces structures est très différente d'une image à l'autre. Seule la veine de la partie inférieure est présente dans toutes les images. Ces différences sont liées à deux causes principales :

- La réponse des divers diffuseurs présents dans les tissus n'est pas la même pour toutes les fréquences. Certains diffuseurs ont tendance à privilégier les basses fréquences, d'autres les hautes.
- Des phénomènes d'interférences entre échos voisins font apparaître ou disparaître certaines composantes du signal de manière artificielle.

Ce phénomène est identique au speckle observé en optique cohérente. Une étude du champ rayonné par un transducteur montre qu'à chaque instant les diffuseurs qui contribuent à la formation du signal sont localisés dans un certain volume de l'espace. Ce volume est le lieu des points situés à un même temps de vol du transducteur, aussi est-il appelé volume isochrone (fig. 11). C'est l'interférence entre les contributions de tous les diffuseurs du volume isochrone qui donne à l'image de réflectivité son aspect granité. Il faut noter que dans un milieu multi-diffuseur, comme l'intérieur d'un organe, les échos forts issus des interfaces tissulaires émergent de ce "bruit de speckle".

L'analyse en bande de fréquences a l'intérêt de montrer que ce bruit de speckle présente des minima et des maxima qui sont localisés différemment de bande à bande alors que les échos forts restent fixes.

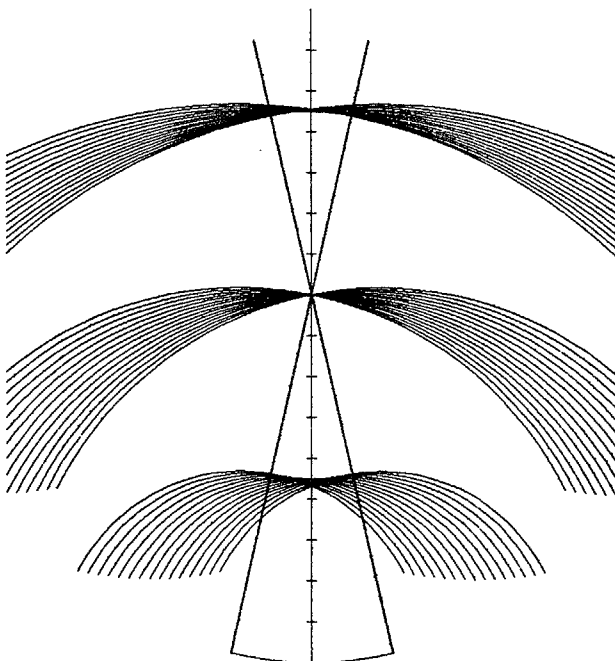


Figure 11

Les points communs et les différences entre deux bandes de fréquence sont mis en valeur par les figures 9 et 10 qui représentent respectivement le produit et le quotient des images 6 et 8 réalisées à 2,5 ou 3,5 MHz.

Le produit met bien en évidence les parois de la veine et autres zones communes de l'image. L'ensemble des chaînes sombres présentes sur l'image correspond à ces mêmes chaînes sur les deux images opérantes. On constate la densification de ces chaînes dans les zones dont le niveau moyen est déjà faible. Ces zones sont à double titre différentes entre les deux images.

Le quotient des deux images est plus difficilement interprétable. Son modèle traduit néanmoins les différences entre l'image numérateur et l'image dénominateur, les zones semblables ayant un niveau de gris moyen.

La figure 5 représente le centre de gravité fréquentiel du signal échographique tel que défini en (5). Cette quantité prend en compte l'information présente dans chaque bande spectrale et en réalise une moyenne. Le bruit interférentiel est alors réduit, et ce d'autant plus que la bande utile du transducteur est plus large. On constate par ailleurs que la présence de la veine, qui ne modifie pas de manière significative la composition spectrale du signal, n'est plus sensible sur cette image.

Ce système d'imagerie est à rapprocher de l'imagerie FM [5] où l'on visualise la fréquence instantanée des échos. On peut noter sur ces deux types d'images le déplacement du spectre du signal vers les basses fréquences avec la profondeur. Ce déplacement est directement relié à l'atténuation.

#### Conclusion

Les images qui ont été présentées dans cet article sont très différentes des images d'échographie conventionnelle.

Elles présentent un intérêt certain pour la caractérisation de tissus car elles font ressortir les effets de l'atténuation. Ces effets restent cependant difficiles à quantifier sur de petites dimensions, comme le montre le bruit présent sur les images. L'amélioration de la résolution latérale reste un des problèmes à résoudre en échographie quantitative. Par ailleurs, ces images démontrent la possibilité de réduire le speckle acoustique présent en imagerie échographique classique où seule l'enveloppe des échos est représentée.

Les imageries qui ont été illustrées sont porteuses de grandes potentialités pour l'amélioration du diagnostic médical. Il reste à les mettre à la disposition des médecins pour concrétiser ces potentialités.

NOUVELLES POSSIBILITES DE L'IMAGERIE ULTRASONORE  
APPLIQUEE AU DIAGNOSTIC MEDICAL  
NEW CAPABILITIES OF ULTRASONIC IMAGING FOR MEDICAL DIAGNOSIS  
J.L. BERNATETS - M. FINK

---

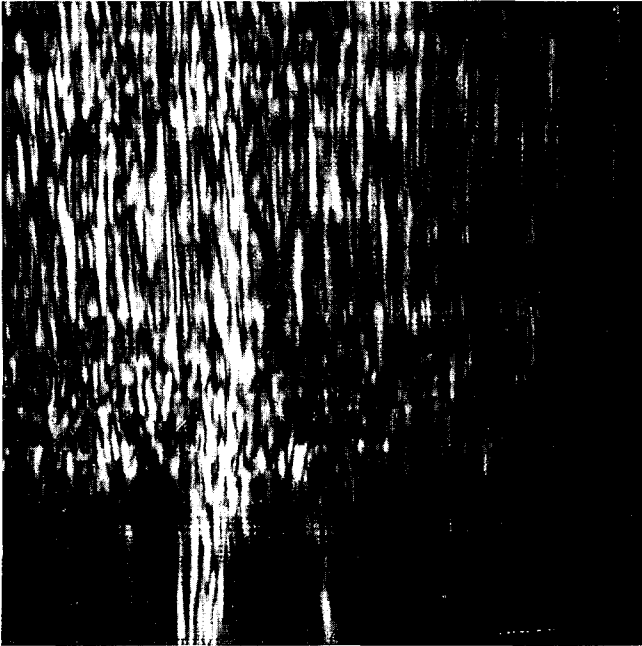


Figure 4

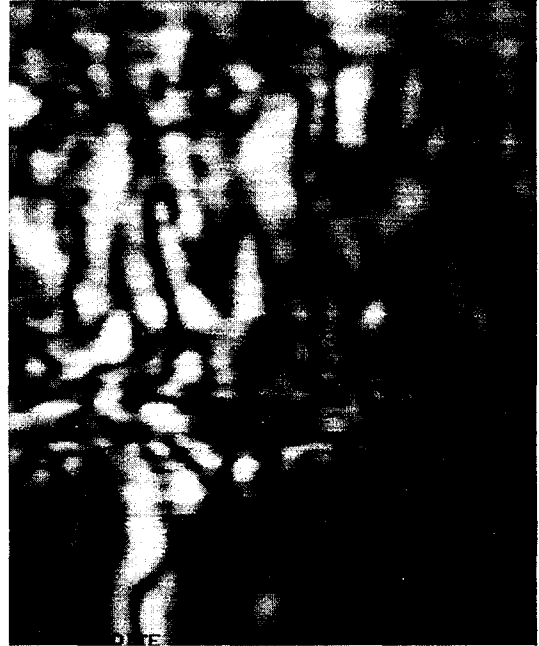


Figure 6

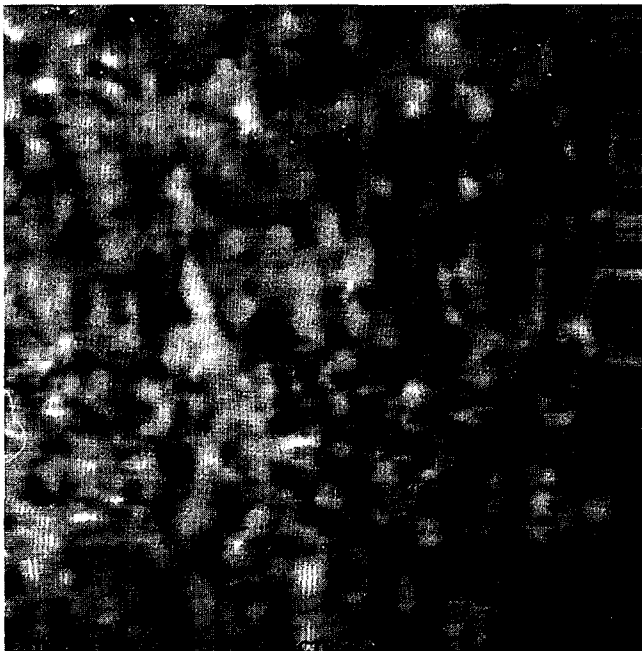


Figure 5

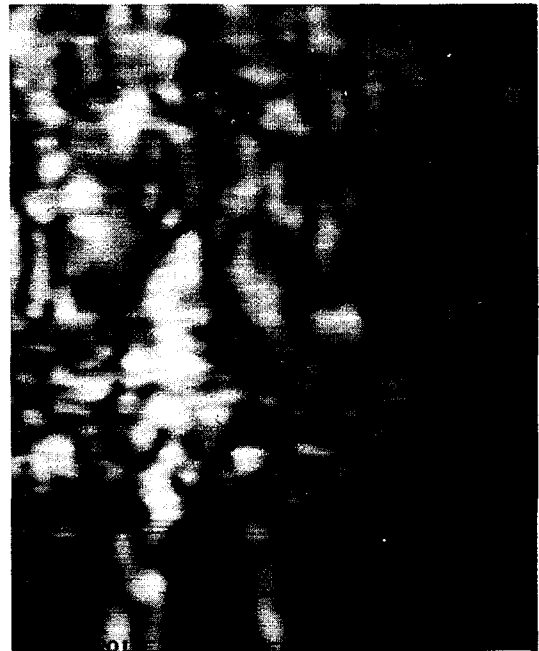


Figure 7





NOUVELLES POSSIBILITES DE L'IMAGERIE ULTRASONORE  
 APPLIQUEE AU DIAGNOSTIC MEDICAL  
 NEW CAPABILITIES OF ULTRASONIC IMAGING FOR MEDICAL DIAGNOSIS  
 J.L. BERNATETS - M. FINK

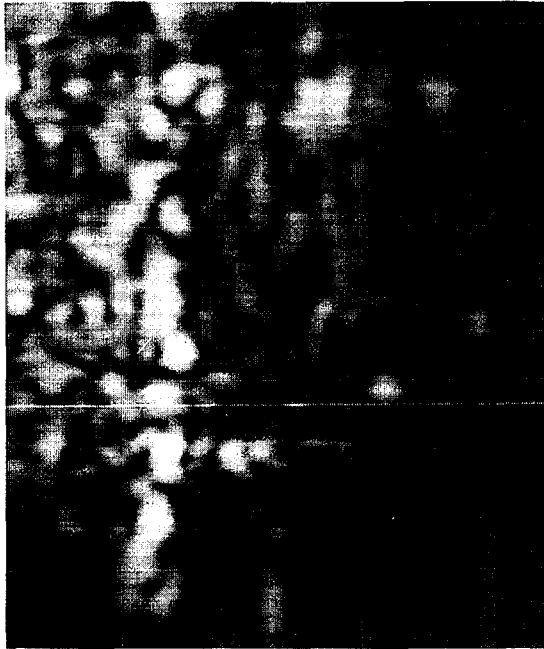


Figure 8

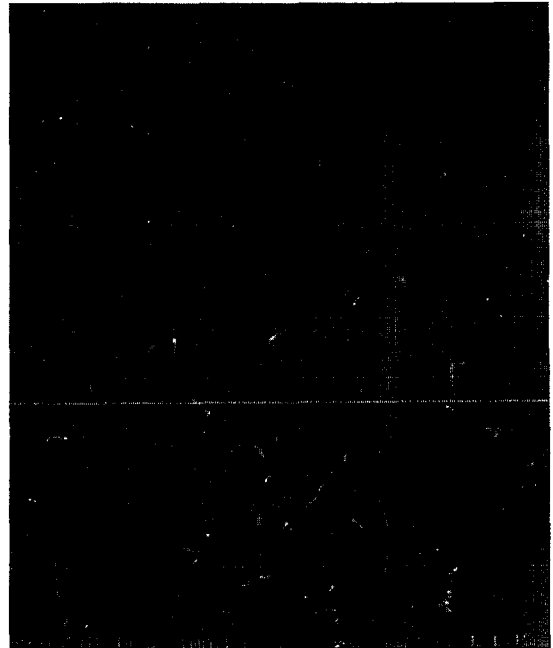


Figure 10



Figure 9

Références

- 1 M. Fink, L'imagerie ultrasonore, Revue de Physique Appliquée, 18 (1983).
- 2 J.L. Bernatets, F. Hottier, Estimation of frequency dependent attenuation in biological tissue by a time-frequency representation of the echographic A-lines, in Proceedings of the Ultrasonics Symposium, Atlanta, 1983.
- 3 F. Hottier et al., New approaches towards quantitative echography, in Proceedings of the 1st International Symposium on Medical Imaging and Image Interpretation, ISMIII 82, Berlin, 1982.
- 4 N.F. Maklad, Attenuation measurement in reflection, tutorial at the 8th Int. Symp. on Ultrasonic Imaging and Tissue Characterization, Washington, 1983.
- 5 L. Ferrari et al., Acoustical imaging using the phase of echo waveforms, in Acoustical Imaging, 12, 1982, Plenum Press.