

## SONDAGE ACOUSTIQUE DU MYOCARDE

**Ing. K. Bedja,**  
Laboratoire d'Electronique  
et de Physique Appliquee

**K. A. M. Edee,**  
Laboratoire de Physique et Biophysique

**M. Gbeassor,**  
Laboratoire de Physiologie Animale  
FDS - Universite du Benin

### Résumé

La caractérisation tissulaire a pour objectif un contrôle non destructif des matériaux biologiques, pratiqué in vivo. En cardiologie, on est loin de pouvoir pratiquer ce contrôle qui constituerait pourtant un auxiliaire précieux au diagnostic.

Dans cette voie, une première étape consiste à pouvoir rattacher les résultats de mesures ultrasonores à la structure du matériau.

Pour ce faire, nous avons entrepris une étude expérimentale des interactions entre les ondes acoustiques et le matériau myocardique in vitro.

Nous avons réussi à mettre en évidence un fait très important, l'anisotropie de l'atténuation: l'atténuation mesurée parallèlement aux fibres est supérieure à celle mesurée perpendiculairement aux fibres.

### 1) Introduction

Tant dans le domaine du contrôle non destructif des matériaux industriels que dans celui du diagnostic médical, les ondes acoustiques ultrasonores apparaissent comme un outil bien adapté. Pour les applications médicales, il présente l'avantage d'être atraumatique.

On peut distinguer trois utilisations des ultrasons pour l'aide au diagnostic : la formation d'images échographiques, la mesure des vitesses d'écoulement par effet Doppler et la caractérisation tissulaire. Cette dernière va nous permettre d'évaluer l'atténuation du matériau myocardique in vitro.

On appelle atténuation, le phénomène de perte d'énergie lors de la propagation de l'onde acoustique dans un matériau, à la fois par absorption et par diffusion. L'atténuation semble être un paramètre significatif du point de

## SCIENCE

vue médical ; elle se prête à la mesure aussi bien dans le domaine in vitro que dans le domaine in vivo. Ce dernier cas rencontre de sérieux problèmes techniques.

### 2) Matériel et méthode

Le matériel est composé d'une chaîne d'acquisition ultrasonores (fig. 1) et d'un dispositif pour la mesure de l'atténuation (fig. 2)

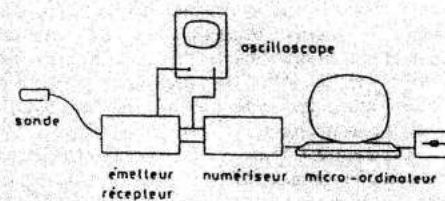


FIG. 1. La chaîne d'acquisition des données ultrasonores

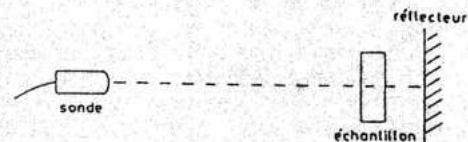


FIG. 2. Dispositif expérimental pour la mesure de l'atténuation.  
L'ensemble est plongé dans une solution physiologique de Locke.

La chaîne d'acquisition des données ultrasonores comprend une sonde à "large bande" commandée par un émetteur-récepteur à la sortie duquel les signaux visualisés sur un oscilloscope sont digitalisés, puis transférés dans la mémoire d'un micro ordinateur où ils peuvent être archivés sur disquettes.

Le fonctionnement des sondes utilisées est basé sur l'effet piézo-électrique. L'émetteur-récepteur (analyseur ultrasonore panamétrics 5052 UA) délivre à la sonde des impulsions électriques à large bande dont le taux de répétition est réglable.

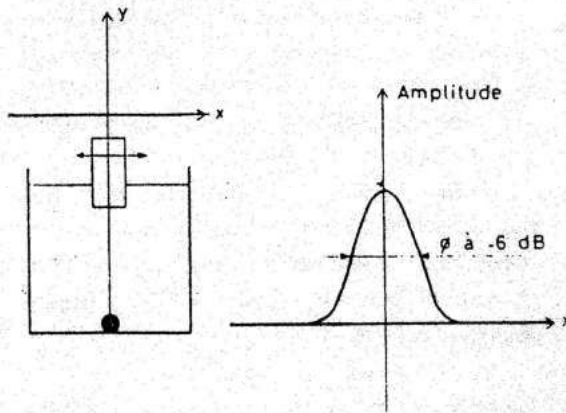


FIG. 3. Mesure du diamètre du faisceau.

On relève l'amplitude du signal suivant la position de la sonde lors de son déplacement latéral devant une cible de petite dimension. Le diamètre du faisceau à -6 dB est défini par la largeur à mi-hauteur de la courbe d'amplitude.

L'opérateur sélectionne les signaux intéressants à l'aide d'une porte électronique dont le contenu est disponible sur une sortie adaptée 50.

Une acquisition ultrasonore conduit à constituer un fichier contenant 64 impulsions successives relevées dans des conditions identiques, ce qui permet de procéder à des opérations de moyennage afin d'assurer une bonne précision des mesures.

La détermination de l'atténuation nécessite le calcul du spectre des impulsions. Il est effectué par un algorithme de transformation de FOURIER sur 512 points après avoir ajouté des zéros aux 64 points représentant une impulsion dans le fichier.

La chaîne d'acquisitions ultrasonores peut être utilisée dans deux dispositifs de mesure soit pour l'évaluation de l'atténuation présentée par des échantillons non contraints, soit couplée à un dispositif de mesures rhéologiques pour étudier l'évolution de l'atténuation d'échantillons soumis à des déformations.

Le deuxième cas fera l'objet d'un autre article.

L'émetteur-récepteur commande une sonde non focalisée (Panametrics V 309, limite le champ proche : 16 cm; fréquence centrale : 5 MHz ; bande passante à -3dB : 2 MHz)

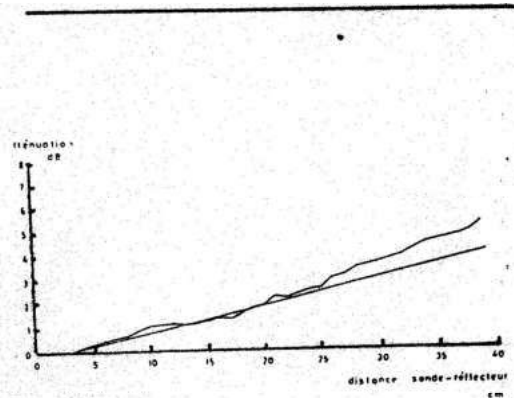


FIG. 4. Illustration de l'effet de divergence de faisceau. Au delà d'une distance de 18 cm entre sonde et réflecteur, l'atténuation mesurée s'écarte de la droite représentant l'atténuation théorique dans l'eau (température ambiante). Les mesures sont rapportées au signal relevé pour une distance sonde-réflecteur de 3 cm.

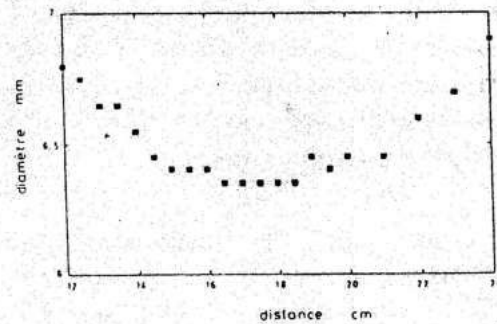


FIG. 5. Diamètre de faisceau à -6 dB pour la sonde V309. On relève le diamètre minimal entre 16.5 cm et 18.5 cm. C'est dans cette zone qu'on placera le réflecteur lors des mesures d'atténuation.

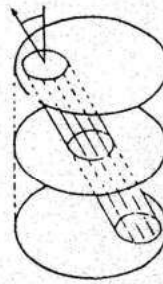
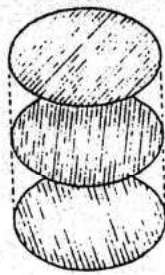


FIG. 6 l'échantillon ⊥

l'échantillon //

visant une surface réfléchissante en verre. L'échantillon du myocarde est placé dans un porte-échantillon, sur le trajet du faisceau, devant le réflecteur, le tout étant plongé dans une solution physiologique de Locke à température ambiante.

Afin d'éviter les effets de divergence du faisceau lors de nos mesures, il nous faut placer le réflecteur à une distance de la sonde telle que le diamètre du faisceau y soit minimal. Pour déterminer cette position, nous avons procédé à une évaluation de la géométrie du faisceau.

### 3) Résultats et discussions

Dans les tableaux 1. a et 1. b, on donne les pentes de l'atténuation en dB/cm.MHz déterminées en suivant la procédure présentée au paragraphe 2 pour des échantillons de myocarde présentant les deux types d'orientation (échantillon perpendiculaire et parallèle).

échantillons ⊥ (dB/cm. MHz)
1.12
1.44
1.94
1.68
1.17
1.11
1.31
1.48
moyenne 1.41
écart-type 0.27

Tableau 1.a

échantillons // (dB/cm. MHz)
2.37
2.93
1.82
3.23
1.56
3.72
2.91
moyenne 2.65
écart-type 0.72

Tableau 1.b

On peut d'abord remarquer que le dispositif de mesure influe considérablement sur le résultat. On constate que la pente d'atténuation est environ deux fois plus forte pour les échantillons parallèles que pour les échantillons perpendiculaires.

En supposant le coefficient d'atténuation proportionnel à la fréquence, l'atténuation subie lors de la propagation des ondes acoustiques parallèlement aux fibres est deux fois plus élevée que pour une propagation perpendiculaire aux fibres.

On note enfin une dispersion des valeurs plus importante pour les mesures portant sur les échantillons parallèles. L'atténuation étant dépendante de l'orientation des fibres dans l'échantillon, ce dernier point peut être rattaché à la variabilité importante des directions de fibres au sein des échantillons parallèles, et d'un échantillon parallèle à un autre.

### 4) Conclusion

Dans le but d'une caractérisation ultrasonore du matériau myocardique, nous avons mené une étude expérimentale de l'atténuation des ultrasons dans la paroi du ventricule gauche sur des coeurs de porc.

La chaîne d'acquisition ultrasonore mise au point pour la mesure peut être insérée dans un dispositif permettant l'acquisition simultanée des signaux ultrasonores et des informations contraintes - déformations.

Pour l'instant, elle nous a servi à mettre en évidence une anisotropie dans l'atténuation : l'atténuation mesurée parallèlement aux fibres est supérieure à celle mesurée perpendiculairement aux fibres.

Le phénomène de diffusion étant supposés faibles dans ces milieux, nous avons relié ce fait à l'existence d'une absorption trouvant son origine dans la structure du matériau.

### BIBLIOGRAPHIE

1 - AERO-TECH REPORTS. Ultrasonic transducer performance parameters-Lateral resolution Vol. 1 Num. 3 1979

- 
- 2 - BARZILAI B., MADARAS E.I., SOBEL B.E., MILLER J.G., PEREZ J.E. Effect of myocardial contraction on ultrasonic backscatter before and after ischemia. *AM. J. Physiol.* Vol. 16 pp.478-483 1984.
  - 3 - BERGER G. Application des ultrasons à la caractérisation tissulaire in vitro et in vivo. Thèse de 3ème cycle. Université Paris 6. 1981.
  - 4 - BEYER R. T., LETCHER S. Y. Physical ultrasonics. Academic Press. 1969.
  - 5 - BIOT M. A. Theory of propagation of elastic waves in a fluid saturated porous solid. I - Low frequency range. *J. Acoust. Soc. Am.* Vol. 28 Num. 2 pp. 168-178. 1956.
  - 6 - BIOT M. A., WILLIS D. G. The elastic coefficients of the theory of consolidation. *J. Appl. Mech.* Vol. 24 pp. 594 - 601. 1957.
  - 7 - BOURGOIN D., PERRIN J., SALESSES A., DARLAS Y., BERGER G. Joué par les forces de liaison intercellulaires dans l'absorption des ultrasons par les tissus mous. *Innov. Tech. Biol Med.* Vol.3 Num. 2. pp. 223-241. 1982.
  - 8 - CAMPBELL J. A., WAAG R.C. Measurement of calf liver ultrasonic differential and total scattering cross sections. *J. Acoust. Soc. Am.* Vol. 75 Num. 2 pp. 603-611. 1984.
  - 9 - CARSTENSEN E.L., SCHWAN H.P. Acoustic properties of hemoglobin solutions. *J. Acoust. Soc. Am.* Vol. 31. Pp. 305-311. 1959.
  - 10 - CARSTENSEN E. L., SCHWAN H.P. Absorption of sound arising from presence of intact cells in blood. *J. Acoust. Soc. Am.* Vol. 31. pp. 185-189. 1959.
-