

## LA REALLOCATION DANS LES REPRESENTATIONS TEMPS/FREQUENCE : APPLICATION A L'EMG UTERIN

Devedeux D.\*, Duchêne J.\*\*

(\*) Université de Technologie de Compiègne, Dépt de Génie Biologique, URA CNRS 858, 60206 Compiègne cedex. (\*\*) Université de Technologie de Troyes, Dépt Génie des systèmes d'information et de décision, 11 rue Marie Curie, BP 2060, 10010 Troyes cedex.

### RÉSUMÉ

La réallocation de l'énergie d'une représentation temps/fréquence est un post-traitement permettant de réaffecter à leur véritable position des énergies dispersées dans le plan temps/fréquence. Nous nous proposons d'évaluer les performances de cette technique appliquée au spectrogramme dans le cas de signaux présentant une modulation de leur fréquence principale. Les résultats obtenus dans le cas de signaux artificiels sont très prometteurs. Appliquée à des électromyogrammes utérins réels, la réallocation présente l'inconvénient de créer des discontinuités dans le suivi de la fréquence modulée.

### ABSTRACT

The energy reassignment method of a time/frequency representation is a post-treatment which enables to reassign to their true location energies that were scattered in the time/frequency plane. We intend to evaluate the performances of this method in the case of the short time Fourier Transform, when applied to frequency modulated signals. The results obtained for artificial signals are very promising. Applied to real uterine electromyograms, the reassignment creates discontinuities in the tracking of the modulated frequency.

### INTRODUCTION

Il est désormais reconnu que l'analyse de l'électromyogramme (EMG) utérin peut contribuer à une mesure de l'efficacité des contractions utérines [1]. De nature non stationnaire, l'EMG se présente sous la forme de bouffées d'activité électrique, dont la fréquence intra-bouffée est modulée par une porteuse non sinusoïdale, puisqu'il s'agit du potentiel d'action. Or cette fréquence (appelée  $FW_H$ ) contrôle l'intensité des contractions et il est donc très important d'obtenir le plus d'information possible sur l'amplitude et la forme de sa modulation [2].

Nous nous sommes donc intéressés à déterminer quelle distribution temps/fréquence (DTF) serait la plus apte à détecter l'évolution de cette activité fréquentielle. Lors d'études préliminaires, nous avons présenté une classe de signaux artificiels modélisant le comportement d'EMG utérins et les critères utilisés pour comparer diverses DTF. Les spectres autorégressifs (AR) et la méthode adaptée au signal introduite par Baraniuk et Jones [3] ont alors fourni

les meilleurs résultats [4]. Nous nous proposons ici d'étudier les performances de la technique de réallocation appliquée au spectrogramme [5], pour rechercher si la qualité obtenue après réallocation approche celle obtenue pour les méthodes AR et adaptée. Après une première validation sur les signaux artificiels, cette technique sera appliquée à un EMG utérin réel.

### METHODES

L'EMG utérin correspond donc à l'intégration filtrée de nombreuses activités électriques cellulaires, sachant que chaque activité cellulaire consiste en une succession de potentiels d'action dont la fréquence de décharge est modulée [6]. Soit, par conséquent, le signal artificiel  $s(t)$  :

$$s(t) = \left[ \sum_{k=1}^{Nbc} h_k(t - t_k) \right] * b(t) \quad (1)$$

avec  $h_k(t) = \sum_{i=1}^{Nbp} \delta(t - t_0^{(k)}(i))$

où  $h_k(t)$  est le signal émis par la cellule  $k$ ,  $Nbp$  est le nombre de potentiels d'action émis (fixé ici à 100),  $\delta$



l'impulsion de Dirac simulant les potentiels d'action, et où  $t_0^{(k)}(i)$  crée la modulation de position (selon une forme de type fenêtre de Blackman).  $Nbc$  est le nombre total de cellules participant à l'élaboration de  $s(t)$  (soit 50),  $tk$  est un délai aléatoire spécifique à chaque cellule ( $\pm 0,5s$ ),  $b(t)$  est la réponse impulsionnelle d'un filtre passe bas simulant le filtrage des tissus, et  $*$  est l'opérateur convolution.

L'EMG utérin réel a été enregistré sur une guenon à terme à l'aide d'une électrode monopolaire attachée à la surface du corps utérin, et connectée à un module d'acquisition. Le signal était ensuite amplifié, filtré passe bande (0-15 Hz, ordre 8) puis numérisé ( $F_c = 30$  Hz).

Les critères utilisés pour quantifier les performances des DTF sont les suivants : CRIT1 mesure la concentration globale de la représentation comme étant le rapport des normes  $L4/L2$  de la représentation [7], CRIT2 et CRIT3 mesurent respectivement la largeur et l'amplitude relatives du pic fréquentiel  $FW_H$ , alors que les deux derniers critères sont plus particulièrement dédiés à l'évaluation du suivi de la fréquence modulée. CRIT4 mesure la déviation entre les modulantes originales (connues dans le cas des signaux artificiels) et extraites, CRIT5 étant le coefficient de corrélation de ces deux modulantes [4].

Les DTF que nous étudions sont donc les spectres AR (ordre 15, taille des fenêtres=3,3 s); le spectrogramme classique et réalloué (fenêtre de Blackman, durée 4,2s) où la réallocation consiste à déplacer la valeur de la représentation calculée en chaque point  $(t, \omega)$  vers un autre point  $(t', \omega')$  qui correspond mieux à la localisation de l'énergie du signal au voisinage de  $(t, \omega)$  [5]; et la méthode adaptée qui utilise un noyau radialement gaussien dépendant du signal [3].

## RESULTATS

Les résultats obtenus pour les spectrogrammes normaux et réalloués appliqués à un signal artificiel sont présentés sur la figure 1. On peut déjà constater que le pic de l'activité fondamentale est plus large dans le cas du spectrogramme normal. D'autre part, la modulante extraite du spectrogramme réalloué suit de manière plus fidèle le cours de la vraie modulante (figure 2). Ces constatations sont confirmées par les

valeurs des critères calculés pour chacune des DTF testées (tableau 1). On peut constater que la réallocation améliore grandement les performances du spectrogramme classique. Le déplacement des énergies a pour conséquence de diminuer la largeur du pic  $FW_H$ , d'augmenter son amplitude relative, donc d'améliorer la concentration globale de la représentation. Ces observations sont en accord avec son principe de construction qui suppose que l'on réalloue l'énergie de chaque point aux points voisins de plus forte énergie. Ce faisant, l'énergie est répartie sur un plus petit nombre de pics spectraux, donc plus concentrée. De plus, CRIT4 indique que la modulante extraite de la représentation est en moyenne plus proche de la vraie modulante. Seul CRIT5 n'est pas amélioré, peut-être en raison des effets de bord observés.

Les performances du spectrogramme réalloué égalent celles de la méthode adaptée, tout en restant inférieures à celles des spectres AR. En effet, la représentation AR est très lissée tout en présentant peu de pics : sa concentration est donc nettement supérieure à celle des autres DTF. Par ailleurs, le suivi de la fréquence  $FW_H$  est fidèle et très continu de par ses propriétés de lissage.

Cependant, ces mêmes propriétés de lissage font que les spectres AR sont peu sélectifs (en terme de séparation de composantes fréquentielles proches), à moins d'augmenter l'ordre du modèle AR. Ceci suppose alors, que l'on augmente la taille de la fenêtre sur laquelle les coefficients sont calculés, et ce, au détriment de la résolution temporelle. Cette faible sélectivité peut être un inconvénient majeur dans le cas d'EMG réels fortement interférentiels et bruités. Par ailleurs, la méthode adaptée de Baraniuk-Jones, bien que très sélective (figure 3), est très sensible aux composantes aléatoires bruitant le signal [4]. Il est donc intéressant d'étudier plus en détails le comportement du spectrogramme réalloué. Nous nous proposons donc de comparer la représentation AR et le spectrogramme réalloué en extrayant la modulante de l'activité  $FW_H$  d'un EMG réel (figure 4). La modulante extraite du spectrogramme réalloué présente de nombreux pics, alors que la modulante extraite de la représentation AR est très continue. Or, les modulantes sont extraites en recherchant pour chaque vecteur fréquence (ou colonne) la fréquence d'amplitude maximale. Il se peut donc parfois que le pic correspondant à

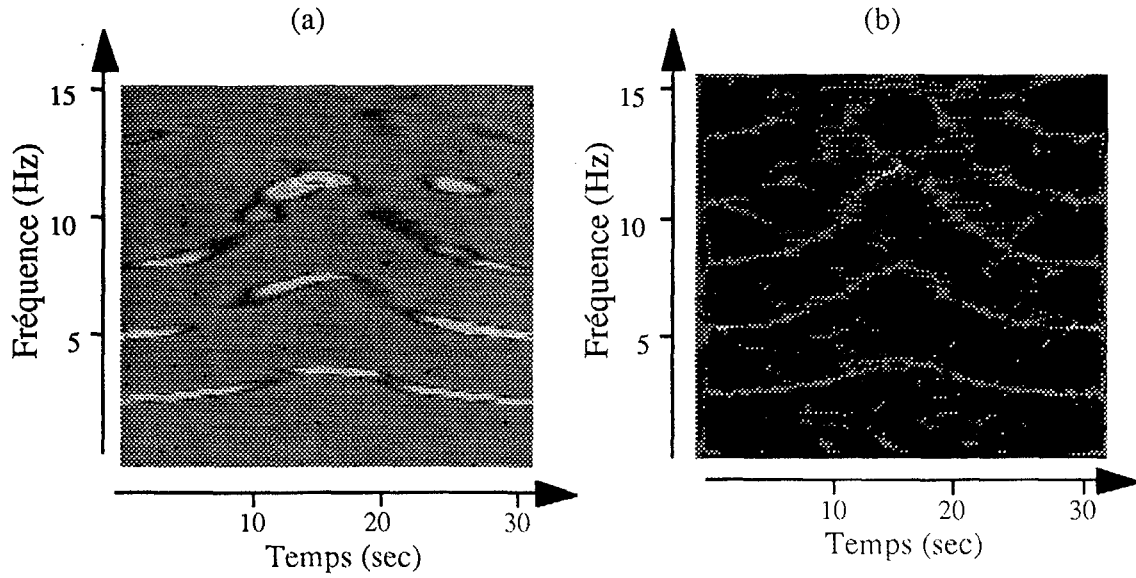


Figure 1 : Spectrogrammes classique (a) et réalloué (b) appliqués à un même signal artificiel.

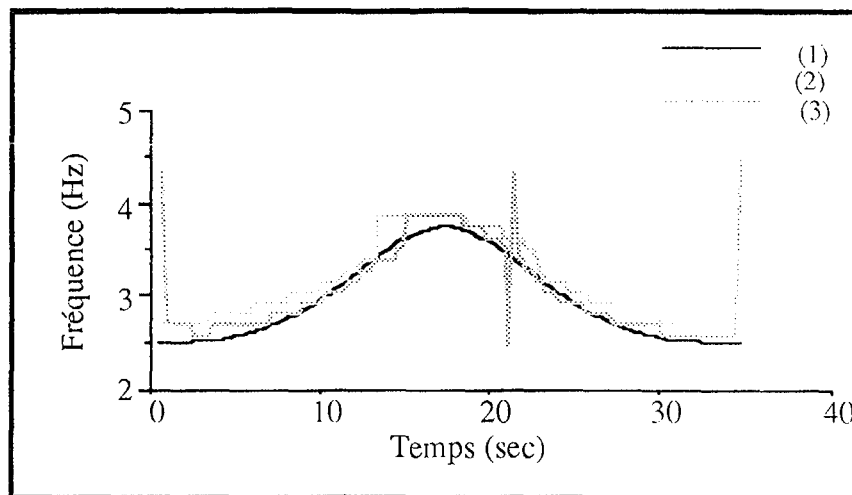


Figure 2 : Modulantes extraites des spectrogrammes classique (2) et réalloué (3) comparées à la vraie modulante (1).

NOM DTF	CRIT1		CRIT2		CRIT3		CRIT4		CRIT5		score
AR	0,69	7	2,29	4	4,6	7	-0,01	7	0,96	7	32
SPECT	0,14	1	4,54	1	3,47	5	-6,34	1	0,78	4	12
REALLOC	0,31	6	2,29	4	4,11	6	-2,35	4	0,76	3	23
BJ	0,237	5	3,31	2	3,13	4	1,97	5	0,9	6	22

Tableau 1 : Comparaison et classification des DTF grâce aux critères (score : 7 meilleur résultat, 1 moins bon résultat).

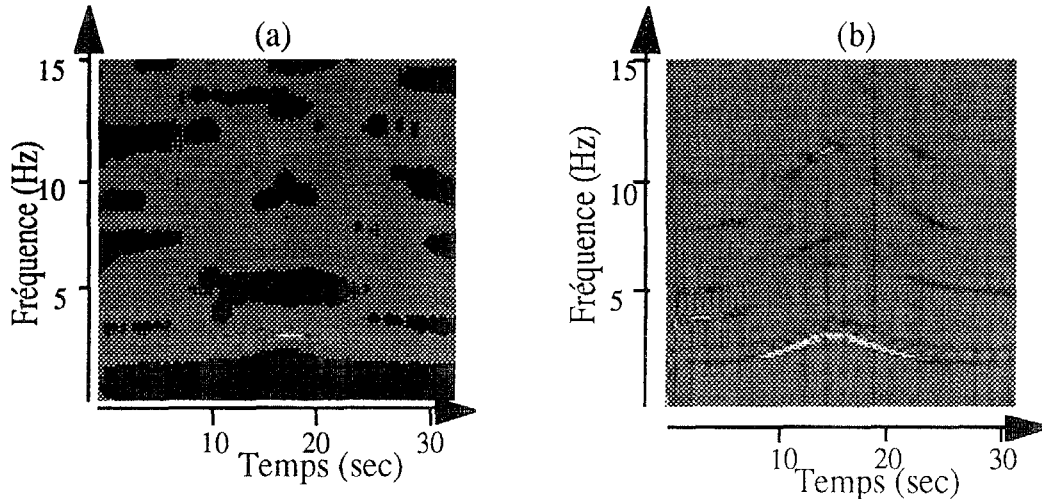


Figure 3 : Résultats de sélectivité. (a) Représentation AR obtenue pour un ordre 25 (taille des fenêtres d'analyse égale à 100 points soit 3,3 s). (b) Méthode adaptée calculée pour le même signal artificiel. Les deux modulantes fondamentales se distinguent plus facilement que sur la représentation AR, malgré la présence de quelques termes d'interférence.

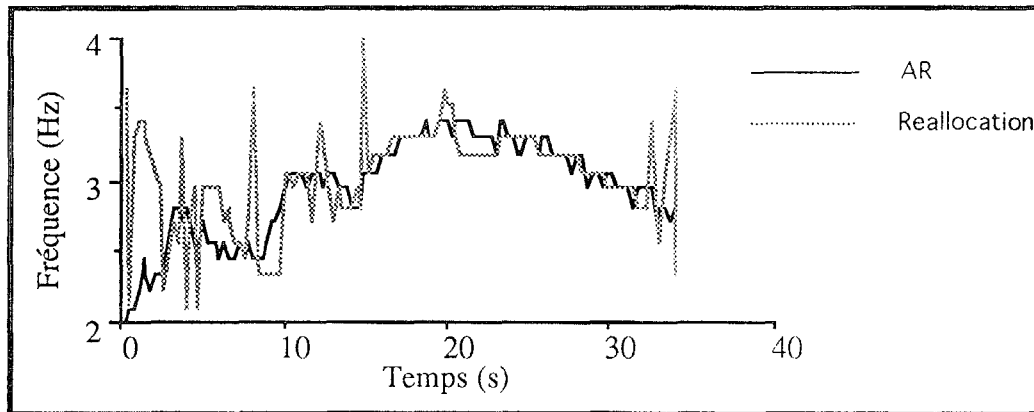


Figure 4 : Comparaison des DTF, AR et spectrogramme réalloué : extraction de la modulante de l'activité  $FW_H$  d'un EMG réel.

l'activité  $FW_H$  soit réallouée à un point appartenant au vecteur fréquence voisin. Ceci a alors pour conséquence de créer des trous dans le suivi de la modulante extraite d'une représentation réallouée.

Il semble donc que les spectres AR soient mieux adaptés à l'analyse de signaux physiologiques tels que l'EMG utérin sauf si la méthode de détection de la modulante est modifiée pour inclure une détection bidimensionnelle ou une interpolation supprimant les discontinuités.

Nous remercions les Drs F. Auger et R. Baraniuk pour leurs programmes et leurs commentaires instructifs.

#### REFERENCES

- [1] Marque, C., Duchêne, J., Leclercq, S., Panczer, G., and Chaumont, J. (1986) Uterine EMG processing for obstetrical monitoring, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 33, n°12, 1182-1187.
- [2] Devedeux, D., Marque, C., Mansour, S., Germain, G., and Duchêne, J. (1993) Uterine Electromyography : a critical review, *Am J Obstet Gynecol*, 169, 1636-1653.
- [3] Baraniuk, R., and Jones, D. (1993) A signal-dependent time-frequency representation: optimal kernel design, *IEEE Trans Signal Processing*, Vol 41, n°4, 1589-1601.
- [4] Devedeux, D., and Duchêne, J. (1994) Influence of biosignal variability on time/frequency distribution performance, ANNIE'94, St Louis, 741-746.
- [5] Auger, F. and Flandrin, P. (1994) La réallocation : une méthode générale d'amélioration de la lisibilité des représentations temps-fréquence bilinéaires", Lyon, Coll TOM, 15.1-15.7.
- [6] Kao, C. (1977) Electrophysiological properties of the uterine smooth muscle, in *Biology of the Uterus*, R. H. Wynn, Ed. Plenum Press, New York and London.
- [7] Jones, D., and Parks, T. (1990). A high resolution data-adaptive time-frequency representation, *IEEE Trans Acoustics Speech Sig Proc.*, Vol 38, n°12, 2127-2135.