

Détection de Microembolies Périphériques : Comparaison de Distributions Temps-Fréquence

Emmanuel ROY¹, Silvio MONTRÉSOR¹, Pierre ABRAHAM²

¹Laboratoire d'Informatique de l'Université du Maine
Institut d'Informatique Claude Chappé, 72085 LE MANS Cedex 9, France

²Laboratoire de Physiologie
rue Haute de Reculée, 49045 Angers Cedex, France
roy@keaton.univ-lemans.fr, silvio@keaton.univ-lemans.fr

Résumé – Récemment, une analyse temps-fréquence des signaux Doppler périphériques a été proposée pour la détection automatique de micro-embolies. Les détections obtenues à partir de 3 distributions temps-fréquence (Pseudo-Wigner-Ville-Lissée, Choi-Williams et Zhao-Atlas-Marks) sont comparées à celles obtenues par le Spectrogramme (SP), suivant un schéma de détection déjà publié. Les résultats montrent que l'utilisation du Spectrogramme permet d'obtenir le meilleur compromis entre fausses et non détections.

Abstract – Recently, a time-frequency analysis of peripheral Doppler signals has been proposed for the automated emboli detection. Detections obtained from 3 time-frequency distributions (Smoothed-Pseudo-Wigner-Ville, Choi-Williams and Zhao-Atlas-Marks) are compared to those obtained by the Spectrogram (SP), following an already detection scheme previously reported. Results show that the Spectrogram provides the best compromises between false-detection and no-detection comparing with the other distributions.

1 Introduction

La possibilité de détecter des micro-embolies à l'aide des ultrasons a été observée dès les années 60. Ainsi, le passage de particules solides ou gazeuses sous une sonde Doppler se traduit par un hyper-signal appelé HITS : High Intensity Transient Signal. Il existe plusieurs appareils commerciaux pour la détection automatique de ces phénomènes, cependant leur utilisation est restreinte à l'exploration vasculaire cérébrale (Doppler pulsé) et leur efficacité n'est pas toujours démontrée [1]. Il est donc nécessaire de proposer des méthodes de détections de micro-embolies périphériques à l'aide d'appareils Doppler à émission continue.

Dans un travail précédent, nous avons proposé une approche temporelle pour effectuer la détection [2] des HITS périphériques. Cette étude préliminaire a montré des résultats satisfaisants lorsque les détections automatiques étaient comparées à celles issues de six experts humains. Cependant, la méthode n'était pas toujours stable pour certains types d'écoulements sanguins (particulièrement lorsque l'index de résistance était élevé).

Récemment une approche temps-fréquence, basée sur le Spectrogramme [3], a été proposée pour la détection automatique des HITS. Cette méthode exploite l'hypothèse bande étroite décrite dans [2], mais elle extrait les grandeurs caractéristiques à partir de la représentation temps-fréquence du signal Doppler. Comparée avec l'approche temporelle, cette méthode permet un taux de bonnes détections de 91.5% et une réduction à 5% des fausses détections. Ces résultats encourageants ont permis d'autres études sur le comportement de la méthode pour des enre-

gistements de longues durées.

Dans le domaine du traitement des signaux Doppler, différentes distributions temps-fréquence ont été proposées pour améliorer l'estimation spectrale de ces signaux. Guo et al. [4] ont montré que la distribution de Bessel et de Choi-Williams (CW) étaient mieux appropriées que le Spectrogramme (SP) pour l'estimation de la fréquence moyenne. Également dans [5], les auteurs montrent que CW est optimale pour l'estimation de la largeur spectrale. Ainsi, le but de ce travail est d'examiner les performances de quelques Représentations Temps-Fréquence (RTF) (Pseudo-Wigner-Ville Lissée, Choi-Williams, Zhao-Atlas-Marks) lorsqu'elles sont utilisées selon le schéma de détection proposé dans [3].

2 Méthode de Détection

2.1 Énoncé du Problème

La détection des HITS peut être formulée selon le problème binaire d'hypothèses suivantes :

$$\begin{aligned} H_0 : & \quad s[n] = b[n] \\ H_1 : & \quad s[n] = e[n] + b[n] \end{aligned}$$

où $s[n]$ est le signal observé, $b[n]$ le bruit additif, et $e[n]$ est le signal à détecter. L'hypothèse H_0 représente le cas où il n'y a pas d'hyper-signal, $b[n]$ est alors le signal Doppler sans HITS, et est considéré comme un bruit non-stationnaire. H_1 est la situation dans laquelle une embolie est présente dans le signal Doppler. N'ayant qu'un minimum d'information *a priori* sur le signal Doppler, le

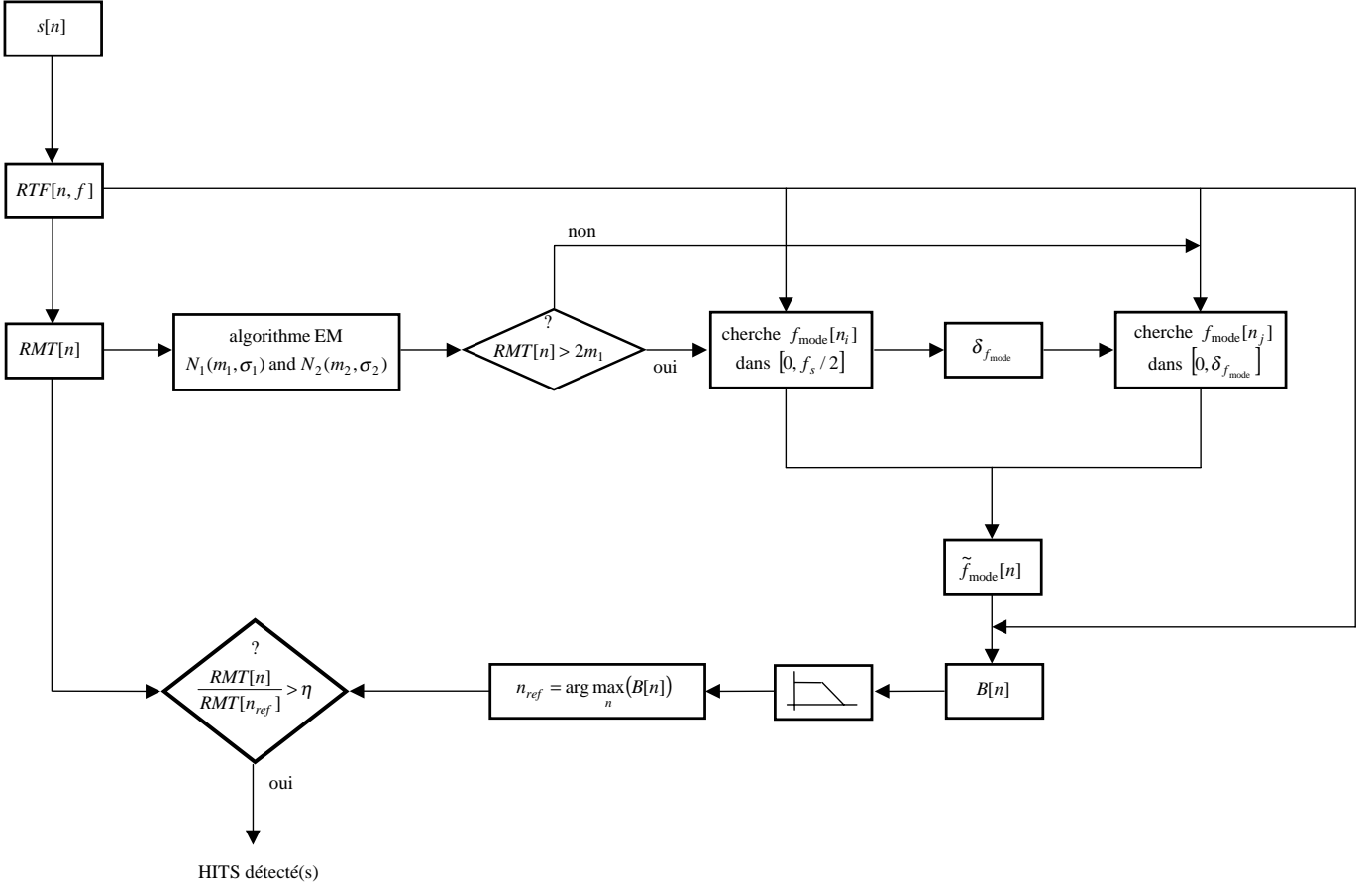


FIG. 1: Séquencement des opérations pour la détection des HITS.

schéma de détection proposé consiste à extraire du plan temps-fréquence des grandeurs qui caractérisent le signal Doppler sans les HITS.

2.2 Représentation Temps-Fréquence du Signal Doppler

L'expression générale de la classe de Cohen à temps discret est donnée par [6] :

$$RTF_s[n, f] = 2 \sum_{-\infty}^{+\infty} \sum_{-\infty}^{+\infty} \phi[m, 2k] \times s[n + m + k] s^*[n + m - k] e^{-j4\pi f k}$$

où selon l'expression du noyau $\phi[m, k]$ dans le plan temps-retard, différentes RTF sont obtenues. Cette expression peut être implantée efficacement en utilisant des versions pseudo-masquées [6], et une transformation de Fourier rapide. Mis à part le Spectrogramme, les RTF présentent des valeurs négatives, nous ne retiendrons dans la suite que la partie positive des RTF calculées.

2.3 Procédure de Détection

Les différentes étapes de la détection sont regroupées sur la figure 1. Dans un premier temps, on calcule l'amplitude moyenne du signal :

$$RMT[n] = \sqrt{\int_{f=0}^{f_s/2} RTF_s[n, f] df}$$

puis on estime la fréquence modale f_{mode} (pour laquelle le spectre présente un pic) :

$$f_{mode}[n] = \arg \left[\max_{0 \leq f \leq f_s/2} (RTF_s[n, f]) \right]$$

L'estimation de f_{mode} étant largement biaisée par la présence du bruit coloré ambiant, elle est corrigée en deux temps. L'histogramme de RMT est calculé, et peut être approximé par deux densités gaussiennes ($N_1(m_1, \sigma_1)$ et $N_2(m_2, \sigma_2)$) dont l'estimation des paramètres s'effectue à l'aide d'un algorithme EM [7]. La gaussienne N_1 peut être vue comme la partie de RMT dans le bruit. On suppose alors que l'estimation de f_{mode} est non biaisée lorsque $RMT > 2m_1$ (~ 6 dB au dessus du moyen du bruit), la fréquence modale est donc calculée de façon classique. Par contre, aux instants n_j où RMT est inférieure à $2m_1$, la fréquence modale est estimée dans un intervalle de fréquence plus restreint. La figure 2 donne un exemple de résultat obtenu après correction de l'estimation de la fréquence modale.

L'hypothèse bande étroite peut se traduire de la façon suivante : le spectre des fréquences Doppler en présence d'un HITS est concentré autour de f_{mode} avec une plus faible dispersion spectrale que celle du signal Doppler seul.

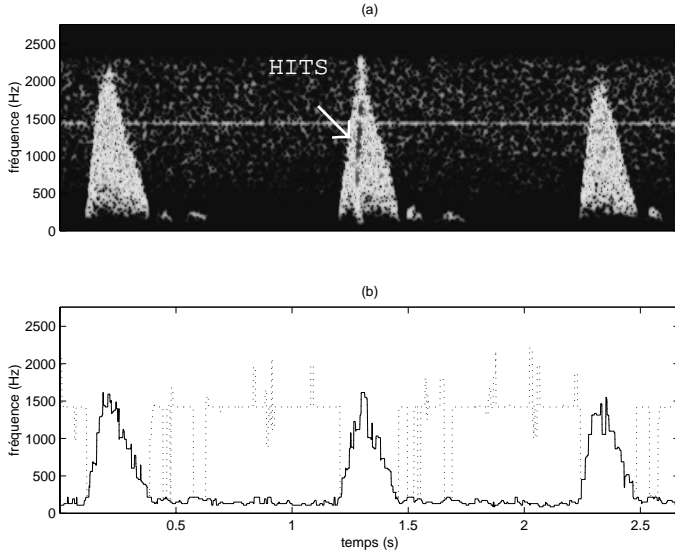


FIG. 2: Correction de l'estimation de la fréquence modale : (a) Spectrogramme d'un signal Doppler correspondant à trois cycles cardiaques, la position d'un HITS dans le deuxième cycle est indiquée par la flèche. En plus du bruit coloré, ce signal contient une fréquence parasite (1500 Hz) dont on ne connaît pas l'origine. (b) la fréquence modale non-corrigée est figurée en trait pointillé, et sa correction en trait continu.

Pour caractériser la dispersion fréquentielle, les premier et second moments en fréquence sont calculés sur le domaine d'intégration défini par $2f_{mode}[n]$:

$$f_m[n] = \frac{\int_0^{2f_{mode}[n]} f \cdot RTF_s[n, f] df}{\int_0^{2f_{mode}[n]} RTF_s[n, f] df}$$

$$B^2[n] = \frac{\int_0^{2f_{mode}[n]} (f - f_m[n])^2 \cdot RTF_s[n, f] df}{\int_0^{2f_{mode}[n]} RTF_s[n, f] df}$$

Pour le signal Doppler sans HITS, $RMT[n]$ et $B[n]$ prennent des valeurs maximales autour du pic-systole. Sur le support temporel d'un HITS, RMT est maximale et B est minimale (figure 3). Ainsi, nous prenons comme référence, l'instant où $B[n]$ prend une valeur maximale, et $RMT[n]$ est un maximum local. La courbe de détection temporelle s'exprimant alors comme le rapport entre $RMT[n]$ et $RMT[n_{ref}]$, la règle de décision binaire devient :

$$D[n] = \begin{cases} > \eta & H_1 \\ < \eta & H_0 \end{cases}$$

où η est un seuil à déterminer expérimentalement. Pour éviter de multiples détections pour le même événement, les détections consécutives séparées de moins de 10 ms sont considérées comme appartenant au même hyper-signal embolique.

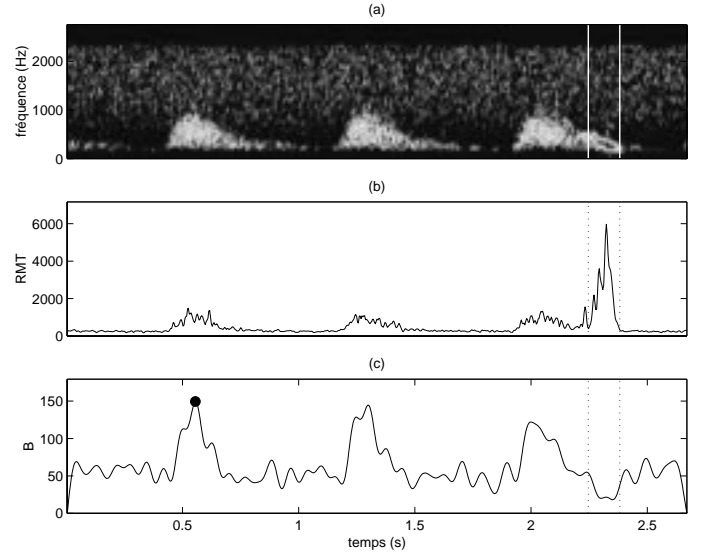


FIG. 3: Illustration de l'hypothèse bande étroite : (a) Spectrogramme d'un signal Doppler où un HITS apparaît à la fin du troisième cycle cardiaque, (b) évolution temporelle de RMT , (c) largeur de bande calculée sous $2f_{mode}$ après filtrage. Autour des pics-systole, RMT et B prennent des valeurs maximales, alors que sur le support du HITS, RMT est maximale et B plus faible que le reste du signal Doppler.

3 Résultats

3.1 Evaluation

La méthode de détection est appliquée sur une base de données comprenant 190 fichiers de 6 secondes chacun, pour un total de 560 HITS à détecter. Ces signaux ont été choisis par trois experts humains de sorte que l'on dispose d'une large variété de HITS.

Les 4 distributions temps-fréquences sont calculées pour différentes durées de la fenêtre de lissage fréquentiel $h[n]$, et de lissage temporel $g[n]$. Afin de réduire le nombre d'étapes dans la procédure d'optimisation des paramètres, la fenêtre de hanning est choisie pour les deux fenêtres $h[n]$ et $g[n]$, l'expression du noyau de la distribution de Choi-Williams étant calculée pour $\sigma = 5$ (comme suggéré dans [5]).

Les performances de chacune des distributions sont évaluées par leur taux d'erreurs égales (TEE), c'est à dire le taux pour lequel le pourcentage de fausses détections est égal au pourcentage de non-détections. Pour notre application clinique, ce critère semble être le plus approprié puisque nous cherchons la distribution qui minimise ces deux pourcentages.

3.2 Résultats-Discussion

Les résultats sont présentés sur les figures 4 et 5. Sur l'ensemble, le Spectrogramme permet d'obtenir les taux d'erreurs égales les plus faibles. En particulier lorsque la durée de la fenêtre de lissage fréquentiel $h[n]$ est 22 ms, le taux d'erreurs égales est proche de 7% et semble être la durée de fenêtre optimale pour notre schéma de détection.

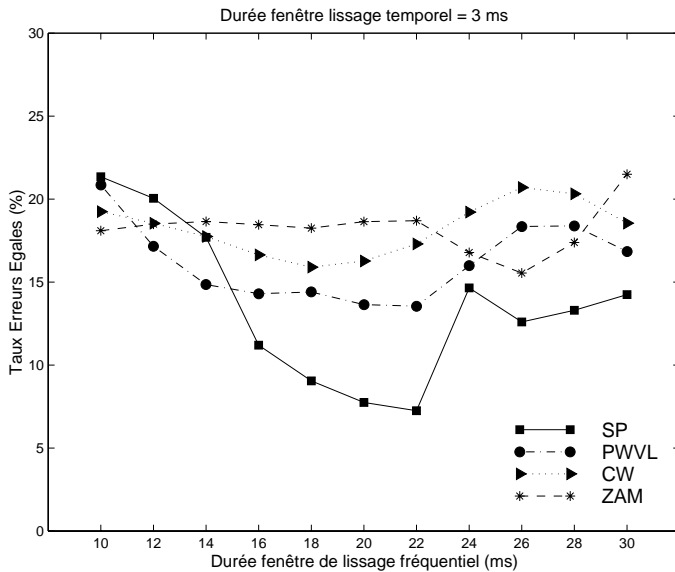


FIG. 4: Taux d'Erreurs Égales des 4 RTF en fonction de la taille de la fenêtre de lissage fréquentiel, pour une fenêtre de lissage temporel de 3ms.

Ce résultat est intéressant puisqu'il diffère des durées classiquement utilisées (5-10 ms) pour l'analyse spectrale des signaux Doppler. D'autre part, les performances des distributions Pseudo-Wigner-Ville-Lissée, Choi-Williams et Zhao-Atlas-Marks sont relativement décevantes. Les signaux Doppler analysés ont été enregistrés durant des procédures radiologiques cliniques dans un environnement très bruyé, ce qui peut expliquer le mauvais comportement de ces distributions. Également, les études menées dans [4] et [5] ont été réalisées sur des signaux Doppler simulés dont la complexité est moindre que celle des signaux réels. Effectivement, nos enregistrements proviennent de patients pathologiques dont les signaux Doppler sont caractéristiques de ces écoulements sanguins: par exemple, une sténose provoque une large dispersion spectrale, augmentant ainsi le nombre de termes d'interférences dans PWVL, CW et ZAM.

4 Conclusion

Les performances de quatre distributions temps-fréquence ont été évaluées lorsqu'elles sont utilisées pour la détection d'hyper-signaux transitoires. Il ressort des résultats que le Spectrogramme permet le meilleur compromis entre fausses et non-détections que ne l'autorisent les distributions PWVL, CW et ZAM. L'utilisation de ZAM nous semblait pourtant intéressante puisqu'elle conserve le support temporel des signaux, cette propriété étant désirable pour une mesure précise de la localisation temporelle des signaux emboliques. Bien que ces distributions ne semblent pas être les mieux adaptées pour la détection automatique des HITS, leur utilisation doit être préférée au Spectrogramme pour une caractérisation post-détection des HITS, en particulier pour mesurer précisément la durée, l'intensité, ou encore le taux de modulation de fréquence de ces signaux.

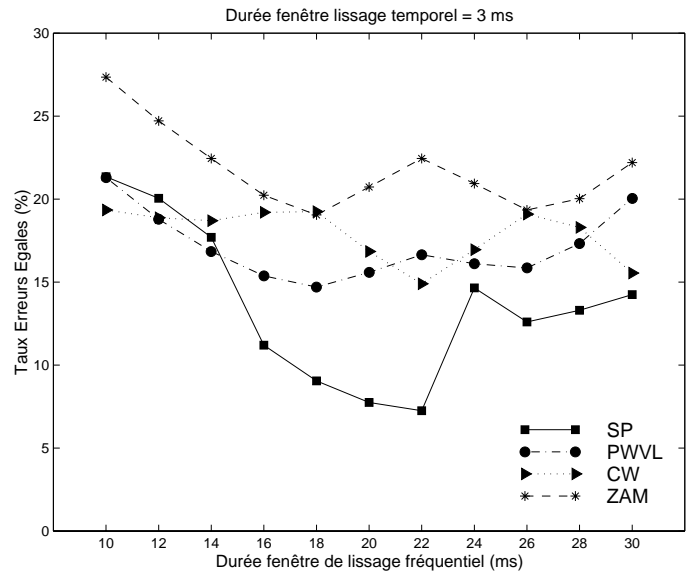


FIG. 5: Taux d'Erreurs Égales des 4 RTF en fonction de la taille de la fenêtre de lissage fréquentiel, pour une fenêtre de lissage temporel de 6ms.

Références

- [1] E. V. Van Zuilen, H. W. Mess, C. Jansen, I. Van Der Tweel, J. Van Gijn, and R. G. A. Ackerstaff, "Automatic Embolus Detection Compared With Human Experts", *Stroke*, vol. 27, pp. 1840–1843, 1996.
- [2] E. Roy, P. Abraham, S. Montrésor, M. Baudry, and J. L. Saumet, "The Narrow-Band Hypothesis: An Interesting Approach for High-Intensity Transient Signals Detection", *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 24, no. 3, pp. 375–382, 1998.
- [3] E. Roy, S. Montrésor, P. Abraham, and J. L. Saumet, "Spectrogram Analysis of Arterial Doppler signals for Off-Line Automated HITS Detection", *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 25, no. 3, pp. 349–359, 1998.
- [4] Z. Guo, L. G. Durand, and H. C. Lee, "Comparison of Time-Frequency Distributions Techniques for Analysis of Simulated Doppler Ultrasound Signals of the Femoral Artery", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 41, no. 4, pp. 332–342, 1994.
- [5] J. C. Cardoso, M. G. Ruano, and P. J. Fish, "Nonstationary Broadening Reduction in Pulsed Doppler Spectrum Measurements using Time-Frequency Estimators", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 43, no. 12, pp. 1176–1186, 1996.
- [6] F. Auger and C. Doncarli, "Quelques Commentaires sur les Représentations Temps-Fréquences Proposées Récemment", *Traitement du Signal*, vol. 9, no. 1, pp. 3–25, 1992.
- [7] R. Redner and H. Walker, "Mixture Densities, Maximum Likelihood, and the EM Algorithm", *SIAM Review*, vol. 26, 1984.