HAL
open science

Etude de la cyclostationnarité du signal Doppler sanguin ultrasonore pour la détection de micro-emboles étude préliminaire

Jean-Marc Girault, Mathieu Biard, Denis Kouamé, Grégory Souchon, Aurore Bleuzen, François Tranquart

To cite this version:

Jean-Marc Girault, Mathieu Biard, Denis Kouamé, Grégory Souchon, Aurore Bleuzen, et al.. Etude de la cyclostationnarité du signal Doppler sanguin ultrasonore pour la détection de micro-emboles étude préliminaire. 20éme Colloque du Groupe de Recherche et d'Etudes du Traitement du Signal et des Images (GRETSI 2005), CNRS - GRETSI, Groupe d'Etudes du Traitement du Signal et des Images, Sep 2005, Louvain la neuve, Belgique. pp.206-209. hal-03149792

HAL Id: hal-03149792

https://hal.science/hal-03149792v1

Submitted on 24 Feb 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Etude de la cyclostationnarité du signal Doppler sanguin pour la détection de micro-emboles : étude préliminaire

Jean-Marc Girault[1], Mathieu Biard[1], Denis Kouamé[1], Gregory Souchon[1], Aurore Bleuzen[2] et François Tranquart[2]

[1]LUSSI-GIP Ultrasons
10 bis boulevard Tonnellé BP 3223, 37032 TOURS Cedex 1, France

[2]INSERM U619 - Hopital Bretonneau- CHRU TOURS
2 bis boulevard Tonnellé, 37044 TOURS Cedex 9, France

jean-marc.girault@univ-tours.fr

Résumé – Ce papier traite de la détection ultrasonore de micro-emboles par un système Doppler transcrânien. L'originalité de ce travail réside dans le fait que nous utilisons les propriétés cyclostationnaires du signal Doppler ultrasonore sanguin pour détecter des micro-emboles, depuis lors, masqués dans les phases de systoles-diastoles du cycle cardiaque. Dans cette étude nous évaluons théoriquement, à partir d'un modèle réaliste du signal Doppler sanguin, le spectre de corrélation. Nous proposons un paramètre informatif permettant la détection de micro-emboles et nous quantifions les performances du détecteur associé pour le comparer à un détecteur standard.

Abstract – This paper deals with the ultrasonic detection of micro-emboli by means of a transcranial doppler system. The originality of this word is that we use the cyclostationnary properties of the blood ultrasonic Doppler signal to detect micro-embolus energeticaly masked in the different cardiac phases. In this study, we evaluate theoretically the correlation spectrum of a realistic blood Doppler signal model. We propose a parameter allowing the detection of masked micro-emboli and quantify the performances of this detector and compare it to a standard detector.

La détection d'emboles et plus particulièrement la détection de micro-emboles est d'une grande importance clinique pour la prévention des accidents vasculaires cérébraux.

Les techniques classiques de détection, implémentées dans le système Doppler ultrasonore transcrânien (système le plus utilisé en routine clinique), sont généralement basées sur le franchissement d'un seuil énergétique [1]. La valeur minimale de ce seuil est, la plupart du temps (voir la figure(1c)), réglée pour être juste supérieure à l'énergie du signal sanguin pendant la phase de systole (la plus énergétique). Ce choix interdit par conséquent toutes détections d'événements micro-emboliques (événements rares) dont l'énergie serait inférieure à l'énergie systolique sous peine d'obtenir une forte probabilité de fausse alarme.

A titre d'illustration, nous avons reporté sur la figure (1) les représentations temporelles de l'amplitude, de la fréquence et de l'énergie d'un signal Doppler simulé en présence de deux micro-emboles synthétiques l'un en phase de systole et l'autre en phase de diastole.

Bien que les signatures des deux micro-emboles soient de même niveau énergétique, seul le premier embole sera détecté par les techniques classiques.

En postulant maintenant que le signal Doppler sanguin est un processus cyclostationnaire, cela veut dire qu'à un instant donné du cycle cardiaque, par exemple la diastole (voir la figure (1c)), la valeur de l'énergie est périodiquement et statistiquement la même. Si nous prélevons (comme indiqué sur la figure (2)) et comparons périodiquement (détection synchrone) les valeurs de l'énergie aux différents instants du cycle cardiaque, nous pouvons détecter la présence d'événements non périodiques comme les micro-emboles. Une illustration de cette détection synchrone au travers d'un paramètre appelé "énergie réorganisée" montre qu'il est possible de détecter les deux micro-emboles indépendamment de leur position dans le cycle cardiaque.

Avant de pouvoir proposer un détecteur nous devons avant tout comprendre les différentes représentations cycliques dans le cas d'un signal Doppler. Des études similaires ont été réalisées dans d'autres domaines, on pourra consulter par exemples les travaux suivants [2], [3].

1 CYCLOSTATIONNARITE DU SIGNAL DOPPLER SANGUIN

En vue de proposer une forme analytique du spectre de corrélation, nous devons avant tout proposer une modélisation simple mais précise du signal Doppler sanguin.

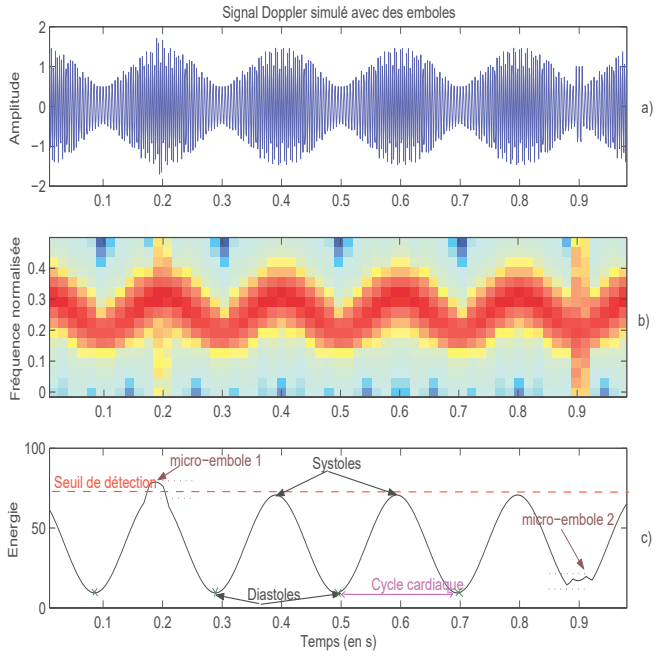

Fig.1 - Energie du signal Doppler sanguin en présence de micro-emboles.

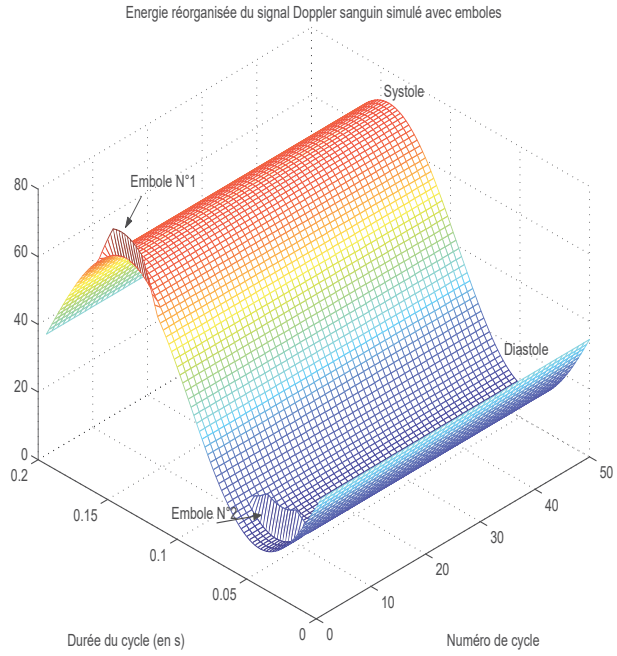

Fig.2 - Energie Réorganisée.

1.1 Modélisation du signal Doppler sanguin

La façon la plus courante et la plus simple pour modéliser le signal Doppler sanguin est de considérer que ce dernier est un processus aléatoire filtré bande étroite. Pour fixer les ordres de grandeur, pour une artère cérébrale moyenne insonifiée : la fréquence centrale est 450 Hz, la fréquence minimum est de 250 Hz et la fréquence maximum est de 650 Hz. Ce processus stochastique est non-stationnaire : il est à la fois modulé en amplitude et en fréquence à la cadence des rythmes cardiaques. Le signal modulant est périodique. Pour simplifier les calculs nous ne considèrerons que le fondamental de cette série. La fréquence instantanée, image du flux sanguin, est périodique et peut aussi être décomposée en série de Fourier. Pour simplifier les calculs nous ne considèrerons que le fondamental de la décomposition. La bande passante varie elle aussi au cours du temps, toutefois nous ne le prendrons pas en compte dans notre modélisation par souci de simplification. Ainsi le signal Doppler sanguin ultrasonore modélisé s'écrit :

$$\boxed{y(t) = z(t)\left(1 + me^{j\omega_m t}\right) e^{j(\omega_p t + \beta sin(\omega_r t))},}$$

où m est l'indice de modulation d'amplitude (AM avec porteuse), β est l'indice de modulation de fréquence, ω_m est la fréquence modulante de l'enveloppe, ω_p est la fréquence porteuse et ω_r est la fréquence modulante FM. $z(t)$ représente un terme de filtrage qui sera par exemple une gaussienne.

Notez que le terme de modulation de fréquence peut être exprimé en une série de Fourier comme suit :

$$e^{j(\omega_p t + \beta sin(\omega_r t))} = \sum_{u=0}^{\infty} J_u(\beta) e^{j(\omega_p + u\omega_r)t},$$

où $J_u(\beta)$ est la fonction de Bessel de première espèce d'ordre u.

Maintenant que nous avons précisé la forme analytique du signal Doppler sanguin, calculons son spectre de corrélation.

1.2 Spectre de corrélation

Le corrélation spectrale Sy_f^α se définit par [4], [5] :

$$Sy_f^\alpha = \int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} y(t+\tau/2)y^*(t-\tau/2)e^{-2\pi j\alpha t}e^{-2\pi j f\tau}d\tau dt \tag{1}$$

Après calcul, nous montrons que le spectre de corrélation s'écrit :

$$Sy_f^\alpha = \sum_{u,v} J_u(\beta)J_v(\beta)\Big(Sz^{\alpha-(u-v)f_r}_{f-(f_p+(u+v)\frac{f_r}{2})} \tag{2}$$

$$+m^2 Sz^{\alpha-(f_m+(u-v)f_r)}_{f-(f_p+f_m+(u+v)\frac{f_r}{2})} \tag{3}$$

$$+mSz^{\alpha-(f_m+(u-v)f_r)}_{f-(f_p+\frac{f_m}{2}+(u+v)\frac{f_r}{2})} \tag{4}$$

$$+mSz^{\alpha+(f_m-(v-u)f_r)}_{f-(f_p+\frac{f_m}{2}+(u+v)\frac{f_r}{2})}. \tag{5}$$

$Sz(\alpha, f)$ est le spectre de corrélation du signal $z(t)$ qui correspond à un terme de filtrage. La formule précédente précise que le spectre de corrélation du signal Doppler est un spectre de raies dont l'étendue spectrale, et donc le nombre de raies, est intimement liée à l'indice de modulation β (comme pour la modulation FM classique). Ce spectre de corrélation est composé de quatre termes. Le terme le plus énergétique est centré sur le couple de fréquences ($\alpha = 0, f = f_p$). Le deuxième et le troisième termes sont centrés sur les couples de fréquences ($\alpha = \pm f_m, f = f_p + f_m/2$). Le dernier terme, le plus faible

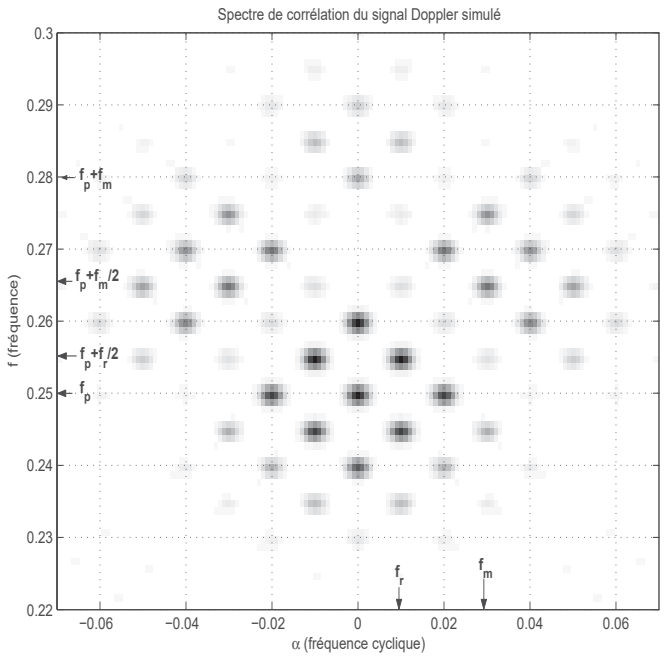

Fig.3 - Spectre de Corrélation.

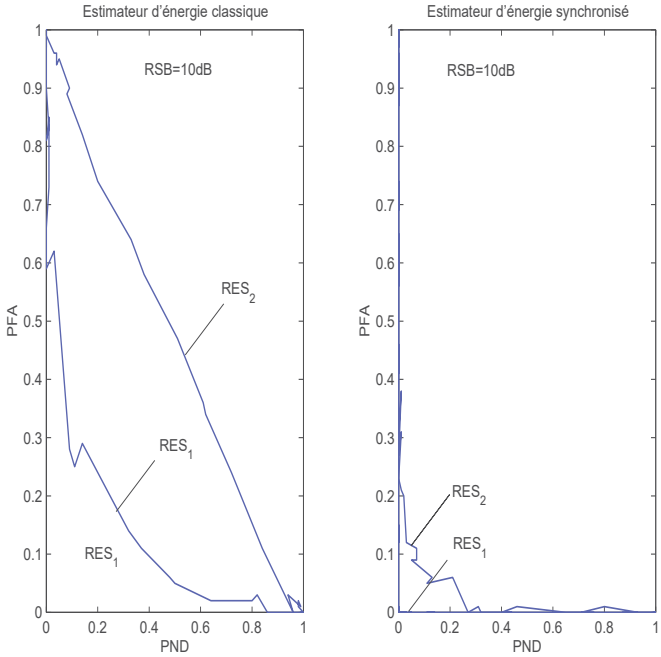

Fig.4 - Courbes COR pour différents emboles (RES_1 et RES_2, $RES_1 > RES_2$).

énergétiquement, est centré autour du couple fréquentiel : $(\alpha = 0, f = f_p + f_m)$. Toutes les autres raies, gravitant autour des quatre principaux pics, sont espacées sur l'axe des fréquences de $f = f_r/2$ et sur l'axe des fréquences cycliques de $\alpha = f_r$.

A titre d'illustration, nous avons reporté sur la figure (3) le spectre de corrélation du signal Doppler simulé pour les valeurs suivantes : $f_p = 0.25$, $f_m = 0.03$, $f_r = 0.01$, $f_e = 1$, $m = 0.5$ et $\beta = 5$. La durée du signal est de 1 seconde (1000 points).

Par manque de place, nous ne montrerons pas les calculs et les simulations des spectres de corrélations en présence d'un micro-embole. En revanche nous indiquons que les spectres de corrélation sont très semblables en ce qui concerne la position des pics de corrélation, par contre les niveaux de puissance de pics diffèrent.

Cette remarque nous a guidés naturellement à penser que la puissance moyenne des spectres de corrélation des signaux Doppler, en présence ou non d'un micro-embole, pourrait être un paramètre informatif pertinent à partir duquel pourrait être effectué les tests de détection. Une autre façon, plus simple et moins coûteuse en temps de calcul est de calculer la différence synchronisée d'énergie (c'est-à-dire périodiquement).

Nous avons procédé à un ensemble de simulations dont nous présentons les résultats sur des courbes COR pour deux estimateurs différents. Le premier est un estimateur d'énergie classique. Nous calculons l'énergie sur une fenêtre de Hanning de 128 points avec un recouvrement de 60 points (meilleur compromis). Le second estimateur est basé sur le calcul de la différence synchronisée de l'énergie (c'est-à-dire périodiquement) avec la même fenêtre et recouvrement. Le signal Doppler (1000 points) considéré est un signal modulé en amplitude avec porteuse (indice de modulation égale à 0.5), la fréquence modulante est $f_m = 0.01$, la fréquence de la porteuse est $f_p = 0.1$, la fréquence d'échantillonnage est $f_e = 1$. L'embole (la surintensité) est placé à l'instant 451 pour une durée de 22 échantillons. Deux tailles d'emboles sont générées, la plus grande correspond à un niveau RES_1 et l'autre, la plus petite, à un niveau RES_2. Le RES_1 dépasse d'environ 2dB le niveau le plus énergétique du signal modulé tandis que le RES_2 est inférieur de 1 dB au niveau le plus énergtique du signal modulé (l'embole est masqué par l'énergie systolique). La statistique a été établie sur 100 signaux pour chaque niveau de seuil. Et nous avons testé 300 niveaux de seuil.

Les courbes COR présentées en figure (4) montrent la supériorité de l'estimateur cyclique sur l'estimateur standard. Lorsque la signature embolique dépasse le niveau le plus énergétique, les deux estimateurs possèdent des probabilités de non détection (PND) et des probabilités de fausses alarmes (PFA) intéressantes, le détecteur synchronisé affichant quant même de bien meilleures performances. Lorsque la signature embolique est masquée par le niveau le plus énergétique du signal Doppler, l'estimateur standard affiche de très mauvaises performances alors que le détecteur synchronisé procure toujours de bonnes performances.

A l'aide d'un détecteur synchronisé, il est maintenant possible de détecter des micro-emboles, encore "indétectables" avec les techniques classiques, avec une faible probabilité de non-détection et une faible probabilité de fausse alarme.

1.3 CONCLUSIONS

Les résultats préliminaires sur la détection de micro-emboles, à l'aide de techniques basées sur les propriétés de cyclostationnarité, sont intéressants et semblent très

prometteurs. Toutefois cette étude doit être approfondie par une étude statistique plus importante et doit conduire à la proposition d'un détecteur précis et robuste dans le cas de signaux réels.

Références

[1] J.M. Girault, D. Kouamé, A. Ouahabi et F.Patat. *Micro-embolic detection : an ultrasound Doppler signal processing view point*. IEEE Trans. Biomed. Eng., 47, 1431–1439, 2000.

[2] C. Capdessus, M. Sidahmed et J.L. Lacoume. *Cyclostationary processes : application in gear faults early diagnosis*. Mechanical systems and signal processing, 371–385, 2000.

[3] , J. Antoni, J. Daniere et F. Guillet. *Effective vibration analysis of IC engines using cyclostationarity. Part 1 - A methodology for condition monitoring*, Journal of sound and vibration, 815–837, 2002.

[4] W.A. Gardner. *Statistical Spectral Analysis : A non probabilistic theory*. Englewood Cliffs NJ - Prentice-Hall, 1987.

[5] W.A. Gardner. *Exploitation of Spectral Redundancy in Cyclostationary Signals*. IEEE Signal Processing Magazine, 14–36, 1991.