

Détection automatique de micro-emboles cérébraux grâce à un nouveau détecteur de variance conditionnelle

Jean-Marc Girault, Sébastien Ménigot, Benoît Guibert

► **To cite this version:**

Jean-Marc Girault, Sébastien Ménigot, Benoît Guibert. Détection automatique de micro-emboles cérébraux grâce à un nouveau détecteur de variance conditionnelle. IRBM, Elsevier Masson, 2012, 33 (3), pp.217-222. <10.1016/j.irbm.2012.03.002>. <hal-00702986v2>

HAL Id: hal-00702986

<https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00702986v2>

Submitted on 2 Jan 2017

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.

Détection automatique de micro-emboles cérébraux grâce à un nouveau détecteur de variance conditionnelle

Automatic Detection of Cerebral Micro-emboli by a New Detector of Conditional Variance

Jean-Marc Girault^{a,b}, Sébastien Ménigot^{a,b}, Benoît Guibert^c

^aUniversité François Rabelais de Tours, UMR-S930 and CNRS ERL 3106, Tours, France

^bInserm U 930, Tours, France

^cATYS MEDICAL, Soucieu en Jarrest, France

Abstract

The detection of cerebrovascular accidents is of great importance since they corresponds to the second leading cause of death worldwide. The Transcranial Doppler System is used to detect microemboli signals. Up to date, the commercial devices used by clinican did not permit to detect all microemboli. New detecors are expected to reduce the false alarm rate. We propose a novel detector based on the conditionnal variance. This detector outperforms the existing detector by a factor ten and consequently it augurs a better diagnosis.

Keywords : microemboli, conditonal variance, GARCH, automatic detector.

Résumé

La détection des accidents vasculaires cérébraux (AVC) est un problème de santé public puisqu'un peu plus de 180 000 personnes sont touchés par an. Le système Doppler transcrânien est le seul dispositif permettant de détecter les micro-emboles cérébraux. Les appareils du commerce existants ne permettent pas encore de détecter automatiquement tous les micro-emboles, nous proposons alors un nouveau détecteur basé sur un modèle de variance conditionnelle. A partir d'enregistrements TCD, le nouveau détecteur permet de réduire d'un facteur 10 le taux de fausse alarme affiché par le détecteur standard d'énergie. Ces très bons résultats sont de bonnes augures pour prévenir les AVC.

Mots clés : Micro-emboles, variance conditonnelle, GARCH, détecteur automatique.

Web page : <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1959031812000619>

DOI : 10.1016/j.irbm.2012.03.002

Email addresses: jean-marc.girault@univ-tours.fr (Jean-Marc Girault),
sebastien.menigot@etu.univ-tours.fr (Sébastien Ménigot)

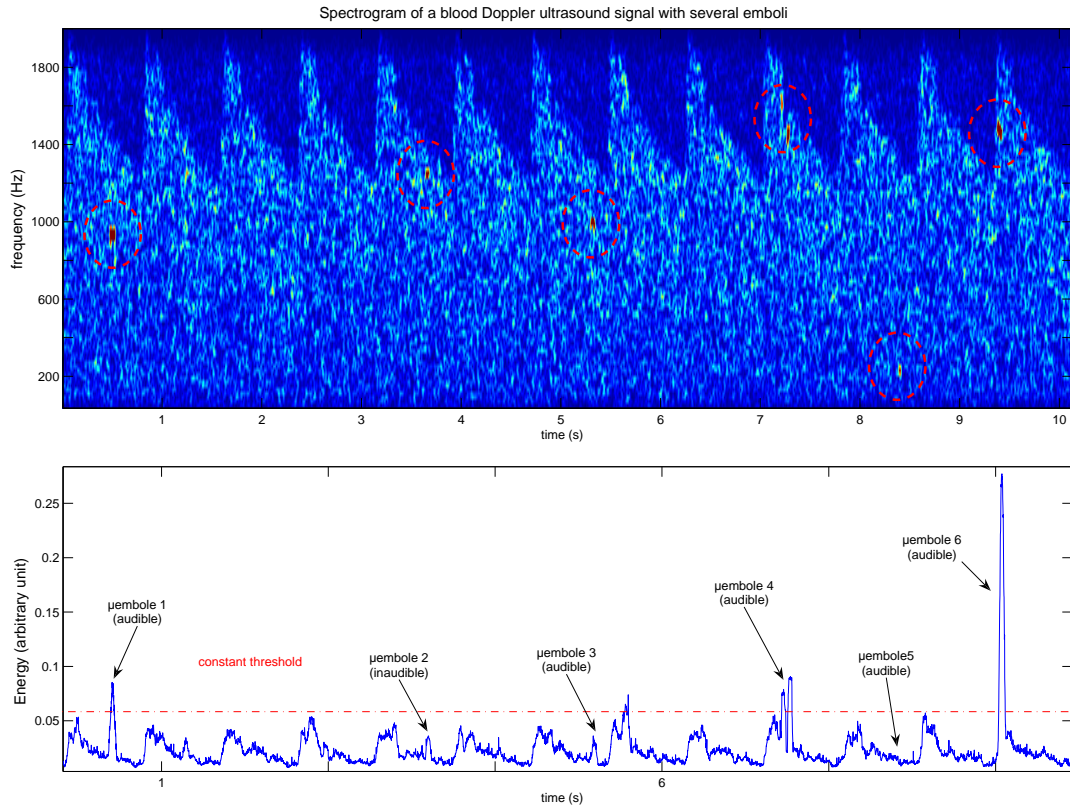


FIGURE 1: Sonogramme et énergie à court-terme de signaux Doppler micro-emboliques.
Sonogram and short-time energy of micro-embolic Doppler signal.

Document original publié en français.

Translated in english from the original document published in french.

1. Introduction / Introduction

L'accident vasculaire cérébrale (AVC) est la seconde cause de mortalité au niveau mondial [1, 2]. En France, il est la troisième cause de décès et il est responsable par an d'un décès sur 1000 habitants. L'AVC est pour 20% d'origine hémorragique et pour 80% d'origine ischémique. Pour ces derniers on dénombre des micro-embolies qui correspondent à la migration de petites structures dans le système vasculaire cérébrale.

Aujourd'hui, le système Doppler transcranien (TCD) est le seul dispositif ultrasonore permettant de détecter les micro-embolies asymptomatiques circulants dans le système vasculaire cérébral [3]. Dans le cas de sténoses carotidiennes, la présence de micro-embolies

Cerebrovascular accident (stroke) is the second leading cause of mortality worldwide [1, 2]. In France, it is the third cause of death and is responsible per year for one death per 1000 inhabitants. The stroke is 20% haemorrhagic and 80% ischemic. For the latter, there are micro-emboli which correspond to the migration of small structures in the cerebral vascular system.

Today, the Transcranial Doppler System (TCD) is the only ultrasound device to detect circulating asymptomatic micro-emboli in the cerebral vascular system [3]. In the case of carotid stenosis, the presence of asymptomatic micro-emboli appears to be a good indicator

asymptomatiques semble être un bon indicateur de l'augmentation du risque d'attaque. Il peut être utilisé à bon escient par le clinicien pour le suivi des patients à risques [4]. Par conséquent, la détection automatique précise des plus petits micro-embolies asymptomatiques est un challenge important à relever pour la prévention des AVC.

Actuellement, les détecteurs de micro-embolies sont majoritairement fondés sur des critères énergétiques puisque l'énergie du signal Doppler est sensible à la présence de micro-embolies.

D'ailleurs, un grand effort a été consenti par la communauté scientifique ces dernières années pour développer des détecteurs énergétiques automatiques de micro-embolies. Pour plus de détails les lecteurs pourront consulter par exemples [5, 6, 7, 8, 9].

Toutefois il semble indéniable que la plupart des techniques existantes ne soient encore assez efficaces pour détecter les plus petits micro-embolies puisqu'il arrive encore des situations où le clinicien détecte, de façon audible, le passage de micro-embolies dans le volume de mesure alors que le détecteur automatique reste muet. De la même façon il arrive parfois que la signature d'un embolie soit présente dans le spectrogramme du TCD mais que ce dernier ne soit pas audible (voir la figure 1).

De notre point de vue, deux types d'approches semblent avoir le potentiel pour détecter les plus petits micro-embolies. Les techniques basées sur la détection de rupture d'énergie multi-canal [7] et les techniques basées sur la détection de rupture de modèle de signaux Doppler [6]. Ici nous nous focaliserons seulement sur la dernière technique.

Toutefois, bien qu'il ait été montré dans [6], que le détecteur de rupture de modèle permettait de détecter les plus petits micro-embolies, nous avons relevé récemment dans une étude non-publiée, que ce type de détecteur pouvait occasionnellement dysfonctionner.

Pour remédier à ce dysfonctionnement nous proposons un nouveau détecteur. Celui-ci est basé sur un modèle sensible aux variations d'énergie mais insensible aux variations

of the increased risk of attack. It can be used wisely by the clinician for monitoring risky patients [4]. Therefore, accurate automatic detection of the smallest asymptomatic micro-emboli is an important challenge for stroke prevention.

Currently, the micro-emboli detectors are mainly based on energy criteria, since the energy of the Doppler signal is sensitive to the presence of micro-emboli.

Moreover, a great effort has been made by the scientific community in recent years to develop automatic energetic detectors of micro-emboli. For more details readers can consult for examples [5, 6, 7, 8, 9].

However, it seems undeniable that most of the existing techniques are not yet effective enough to detect the smallest micro-emboli. Indeed, situations still arise where the clinician audibly detects the passage of micro-emboli in the volume of measurement, while the automatic detector remains mute. In the same way, it sometimes happens that the signature of an embolus is present in the TCD spectrogram but that the latter is not audible (see Fig. 1).

From our point of view, two types of approaches seem to have the potential to detect the smallest micro-emboli. The techniques based on the detection of multi-channel energy [7] and the techniques based on the detection of rupture of model Doppler signals [6]. Here we focus only on the latest technique.

However, although it was shown in [6], that the model break detector was able to detect the smallest micro-emboli, we recently found in an unpublished study that this type of detector could occasionally malfunction.

To overcome this malfunction, we propose a new detector. This is based on a model sensitive to energy variations but insensitive to variations in Doppler frequency that we sus-

de fréquence Doppler que nous soupçonnons être responsables du dysfonctionnement. Ce modèle [10], dit Generalized AR Conditional Heteroskedastic (GARCH) suppose, contrairement au modèle AR dit homoskedastic, une variance conditionnelle variable (hétéroskedastic).

Ce nouveau détecteur, en marge des détecteurs existants, est inédit puisqu'il n'a jamais été appliqué dans le domaine de la détection de micro-embolies. Il peut être implémenté aussi bien pour des applications temps-réels qu'en post-traitement.

Nous nous proposons d'implémenter, de tester puis de comparer le nouveau détecteur avec d'enregistrements TCD. Nous commencerons par présenter le matériel qui a permis d'obtenir les enregistrements dans un format utilisable sous Matlab® (Mathworks, Natick, Massachusetts, États-Unis d'Amérique). Nous présenterons ensuite la méthode de référence ainsi que le gold standard qui servira d'élément de comparaison. Nous présenterons ensuite le principe de fonctionnement du nouveau détecteur. Finalement, nous présenterons les performances des différents détecteurs testés puis nous discuterons les résultats majeurs de ce travail. Enfin nous concluons et proposerons des perspectives à ce travail.

2. Matériel / Material

Dans cette partie nous décrivons la plateforme expérimentale et le protocole qui ont permis d'obtenir les enregistrements TCD d'une demi-heure.

2.1. Plateforme expérimentale / Experimental Platform

La plateforme expérimentale, présentée en figure 2, est équipée d'un système Doppler transcrânien (TCD Waki™, Atys-Médical, Soucieu en Jarrest, France), d'un ordinateur portable à partir duquel est enregistré les signaux Doppler et d'un casque muni de 2 sondes ultrasonores de 2 MHz.

Après avoir allité le patient, le clinicien installe le casque sur le crâne du patient. Les sondes sont ensuite positionnées au niveau de la tempe pour explorer l'artère cérébrale moyenne. Les sondes ultrasonores pulsées à la cadence de 6,4 kHz sont connectées

pect are responsible for the malfunction. This model [10], called Generalized AR Conditional Heteroskedastic (GARCH) supposes, contrary to the model AR says homoskedastic, a variable variance conditional (heteroskedastic).

This new detector, in addition to the existing detectors, is new, since it has never been applied in the field of micro-emboli detection. It can be implemented both for real-time and post-processing applications.

We propose to implement, test and compare the new detector with TCD records. We will begin by presenting the material that made it possible to obtain the records in a format usable by Matlab® (Mathworks, Natick, MA, USA). We will then present the reference method and the gold standard which will serve as a comparison. We will then present the operating principle of the new detector. Finally, we will present the performances of the various detectors tested and then we will discuss the major results of this work. Finally, we will conclude and propose perspectives for this work.

In this part, we describe the experimental platform and the protocol that made it possible to obtain the TCD recordings of a half hour.

The experimental platform, presented in Fig. 2, is equipped with a transcranial Doppler system (TCD Waki™, Atys-Medical, Soucieu en Jarrest, France), a portable computer from which the signals Doppler and a helmet equipped with 2 ultrasound probes of 2 MHz.

After the patient is bedridden, the clinician installs the helmet on the patient's skull. The probes are then positioned at the temple to explore the middle cerebral artery. The pulsed ultrasound probes at the rate of 6.4 kHz are connected to the TCD. The power of the sys-

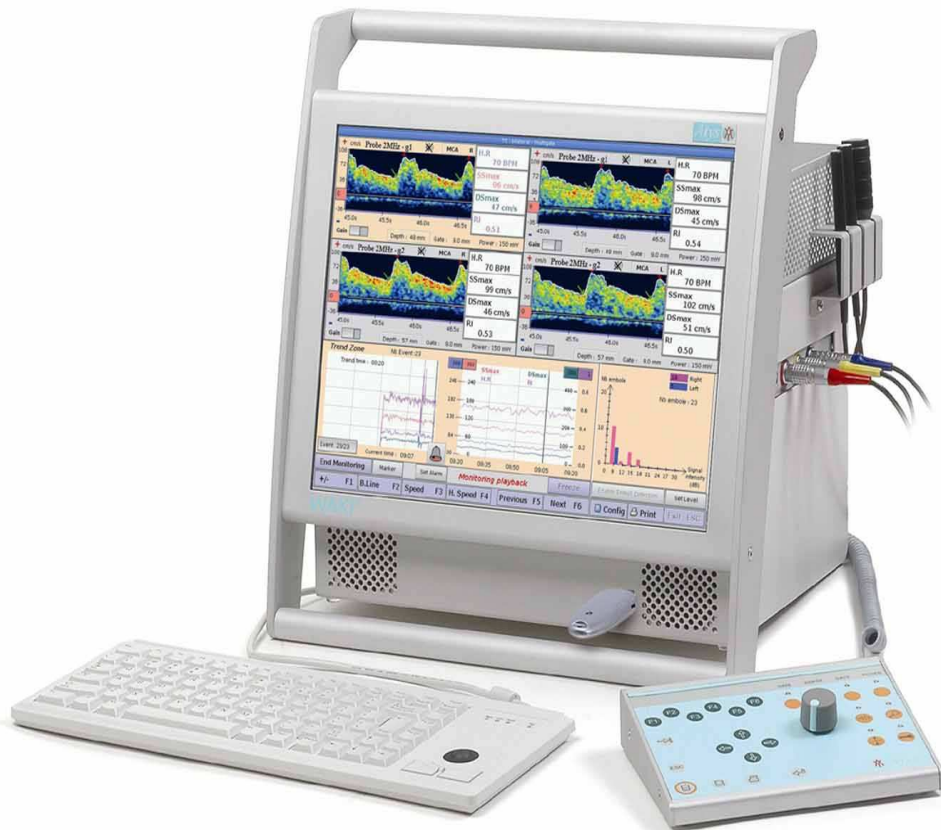


FIGURE 2: Système Doppler transcrânien (TCD Waki™, Atys-Médical, Soucieu en Jarrest, France).
Transcranial Doppler System (TCD Waki™, Atys-Médical, Soucieu en Jarrest, France).

au TCD. La puissance du système est réglée à 150 mW/cm^2 pour pouvoir explorer jusqu'à environ 10 cm de profondeur dans le cerveau.

En post-traitement, les enregistrements TCD stockés sur un disque dur externe sont ensuite convertis en fichier audio WAVE pour une écoute *a posteriori*.

2.2. Protocole / Protocol

L'objectif étant de détecter les plus petits micro-embolies asymptomatiques solides, nous sommes focalisés sur l'étude de patients possédant une sténose carotidienne avancée (stade 4). Après consentement, 10 patients ont été choisis pour cette étude. Nous disposons donc de 10 x 30 minutes d'enregistrement TCD.

tem is set at 150 mW/cm^2 to be able to explore up to about 10 cm deep in the brain.

In post-processing, the TCD recordings stored on an external hard disk are then converted into a WAVE audio file for *a posteriori* listenings.

The objective is to detect the smallest solid asymptomatic micro-emboli, we have focused on the study of patients with advanced carotid stenosis (stage 4). After consent, 10 patients were selected for this study. We therefore have 10 x 30 minutes of TCD recording.

Après l'examen clinique, les enregistrements sont analysés par nos soins. Les fichiers audio tirés des enregistrements TCD sont écoutés et visualisés (spectrogramme) simultanément. La lecture audio des enregistrements est effectuée en vitesse lente (1/2). Durant la lecture audio, complétée de la visualisation du spectrogramme, la position des micro-embolies est repérée et constitue notre gold standard. 59 micro-embolies ont été identifiées, soit une moyenne de quasiment 12 micro-embolies par heure ce qui est 4 fois plus que le chiffre communément admis de 3 micro-embolies par heure. Cette différence est due au fait que notre gold standard permet de détecter des micro-embolies jusqu'alors encore inaudibles.

3. Méthode / Method

Dans cette partie nous présentons 2 détecteurs automatiques de signatures transitoires micro-emboliques très localisées temporellement. Ces détecteurs sont tous les deux basés sur le calcul d'une information de décision (ID) à court-terme. Cette information de décision est l'information à partir de laquelle est effectuée le test suivant :

$$\begin{array}{l} H_1 \\ ID \geq \lambda \\ H_0 \end{array} \quad (1)$$

Si cette information de décision est supérieure au seuil de détection λ alors le détecteur se déclenchera (hypothèse H_1), sinon le détecteur restera muet (hypothèse H_0). A partir de l'enregistrement complet, lorsque le détecteur se déclenche nous évaluons le taux des détections ou la probabilité de détection (PD). Lorsque le déclenchement du détecteur n'a pas lieu en présence d'un micro-embolie identifié par le gold standard, alors nous évaluons le taux de fausse alarme ou la probabilité de fausse alarme (PFA).

Les détecteurs automatiques que nous présentons par la suite ont tous comme point commun un seuil statistique λ . Ce seuil est obtenu après une phase d'apprentissage d'une minute

After the clinical examination, the records are analysed by us. The audio files taken from the TCD recordings are listened and visualized (spectrogram) simultaneously. Audio playback of recordings is performed at slow speed (1/2). During the audio reading, supplemented with the visualization of the spectrogram, the position of the micro-emboli is identified and constitutes our gold standard. 59 micro-emboli were identified, an average of almost 12 micro-emboli per hour which is 4 times more than the commonly accepted number of 3 micro-emboli per hour. This difference is due to the fact that our gold standard makes it possible to detect micro-embolies up to then inaudible.

In this part, we present two automatic detectors of transient micro-embolic representations located very temporally. These detectors are both based on the calculation of short-term decision information (ID). This decision information is the information from which the following test is performed :

If this decision information is greater than the detection threshold λ then the detector will trigger (hypothesis H_1), otherwise the detector will remain mute (hypothesis H_0). From the complete recording, when the detector is triggered, we evaluate the detection rate or the probability of detection (PD). When the triggering of the detector does not take place in the presence of a micro-embolus identified by the gold standard, then we evaluate the false alarm rate or the false alarm probability (PFA).

All the automatic detectors that we present later have a statistical threshold λ as a common point. This threshold is obtained after a one-minute learning phase during which the

durant laquelle la moyenne et la variance de l'information de décision sont calculées. Par exemple dans le cas d'une statistique gaussienne, le seuil peut être évalué comme suit : $\lambda = \mu + 5\sigma$ où μ est la moyenne statistique et σ est l'écart-type de ID. Cette durée d'une minute est la durée nécessaire aux réglages automatiques des détecteurs. Elle résulte d'un compromis entre une durée suffisamment longue pour que la statistique ait un sens et une durée suffisamment courte pour que l'examen ne soit pas trop long, garantissant ainsi la non présence de micro-emboles. Ce seuil est mise à jour toutes les minutes.

3.1. Détecteur énergétique / Energy Detector

Le détecteur d'énergie que nous présentons ici est le détecteur le plus utilisé pour déceler la présence de micro-emboles. Il s'agit d'un détecteur basé sur le calcul fréquentiel de l'énergie. L'idée consiste à calculer la densité spectrale de puissance à court terme $P(t, f)$:

$$P(t, f) = \left| \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau)g^*(t - \tau)e^{-j2\pi f\tau} d\tau \right|^2, \quad (2)$$

où * dénote la conjugaison complexe.

Le signal est multiplié par une fenêtre d'apodisation $g(t)$ pour réduire les fluctuations statistiques résultant du calcul de $P(t, f)$. En choisissant une fenêtre de Hamming de 128 échantillons, nous supposons que le signal Doppler est localement stationnaire sur une durée d'environ 10 ms. L'information de décision ID que nous proposons est la même que celle considérée par les appareils commerciaux à savoir le maximum de la puissance spectrale à court-terme :

$$ID_1(t) = \max_f (P(t, f)). \quad (3)$$

3.2. Le modèle GARCH / The GARCH Model

La solution alternative que nous proposons est basée sur le modèle GARCH (Generalized Auto-Régressive Conditional Heteroskedastic). Ce dernier a été mise au point par [10] pour capturer les changements de variance de séries temporelles. Contrairement au modèle AR qui propose un signal Doppler synthétique de variance supposée constante, ici le modèle

mean and the variance of the decision information are calculated. For example, in the case of a Gaussian statistic, the threshold can be evaluated as follows : $\lambda = \mu + 5\sigma$ where μ is the statistical mean and σ is the standard deviation of the ID. This one-minute time is the time required to automatically adjust the detectors. It results from a compromise between a time sufficiently long for the statistic to have a meaning, and a sufficiently short duration so that the examination is not too long, thus guaranteeing the absence of micro-emboli. This threshold is updated every minute.

The energy detector we present here is the detector most used to detect the presence of micro-emboli. It is a detector based on the frequency calculation of energy. The idea consists in calculating the short-term power spectral density $P(t, f)$:

Where * denotes complex conjugation.

The signal is multiplied by an apodization window $g(t)$ to reduce the statistical fluctuations resulting from the computation of $P(t, f)$. By choosing a Hamming window of 128 samples, we assume that the Doppler signal is locally stationary over a duration of about 10 ms. The decision information ID that we propose is the same as that considered by the commercial devices, namely the maximum of the spectral power in the short term :

GARCH prend en compte implicitement la variation temporelle de la variance. Ce modèle de variance conditionnelle $\sigma^2(n)$ est basée sur une combinaison linéaire des variances passées $\sigma^2(n-j)$ du signal et des échantillons passés du signal Doppler $x(n-i)$. Si on suppose que le signal Doppler peut être modélisé par un processus gaussien $x \approx N(0, \sigma^2)$, alors le signal Doppler peut se réécrire comme suit :

account the temporal variance of the variance. This conditional variance model $\sigma^2(n)$ is based on a linear combination of the past variances $\sigma^2(n-j)$ of the signal and past samples of the Doppler signal $x(n-i)$. If we suppose that the Doppler signal can be modelled by a Gaussian process $x \approx N(0, \sigma^2)$, then the Doppler signal can be rewritten as follows :

$$x(n) = \epsilon(n)\sqrt{\sigma^2(n)}, \quad (4)$$

où $\epsilon \approx N(0, 1)$ est un processus gaussien normalisé. L'estimation de la variance conditionnelle $\sigma^2(n)$ s'écrit comme suit :

where $\epsilon \approx N(0, 1)$ is a normalized Gaussian process. The estimate of the conditional variance $\sigma^2(n)$ is written as follows :

$$\hat{\sigma}^2(n) = K + \sum_{i=1}^p \alpha_i x^2(n-i) + \sum_{j=1}^q \beta_j \sigma^2(n-j), \quad (5)$$

où α_i et β_j sont les paramètres GARCH, p et q sont les ordres du modèle (nombre de coefficients). Dans notre étude, un modèle GARCH(1,1) sera considéré suffisant pour permettre la détection précise des micro-emboles. Dans ce cas, le modèle simplifié devient :

where α_i and β_j are the parameters GARCH, p and q are the orders of the model (number of coefficients). In our study, a GARCH model (1,1) will be considered sufficient to allow the precise detection of micro-emboli. In this case, the simplified model becomes :

$$\hat{\sigma}^2(n) = K + \alpha_1 x^2(n-1) + \beta_1 \sigma^2(n-1). \quad (6)$$

Les paramètres GARCH sont évalués par la méthode du maximum de vraisemblance. Les informations de décision seront alors les maximums des paramètres GARCH évalués à chaque position k de la fenêtre analysante :

The GARCH parameters are evaluated by the maximum likelihood method. The decision information will then be the maximums of the GARCH parameters evaluated at each position k of the analysing window :

$$ID_2(t) = \max_k (K). \quad (7)$$

$$ID_3(t) = \max_k (\alpha_1). \quad (8)$$

$$ID_4(t) = \max_k (\beta_1). \quad (9)$$

4. Résultats et discussions / Results and Discussions

Pour pouvoir évaluer les performances des détecteurs nous nous proposons de calculer la probabilité de détection et la probabilité de fausse alarme. A chaque déclenchement du détecteur, nous comptons une détection rapportée à l'ensemble des détections. Lorsque le déclenchement du détecteur n'a pas lieu à la position temporelle d'un micro-embole identifié

In order to evaluate the performance of the detectors, we propose to calculate the probability of detection and the probability of false alarm. At each triggering of the detector, we count a detection related to the set of detections. When the triggering of the detector does not take place at the time position of a micro-embolus identified by the gold standard, we

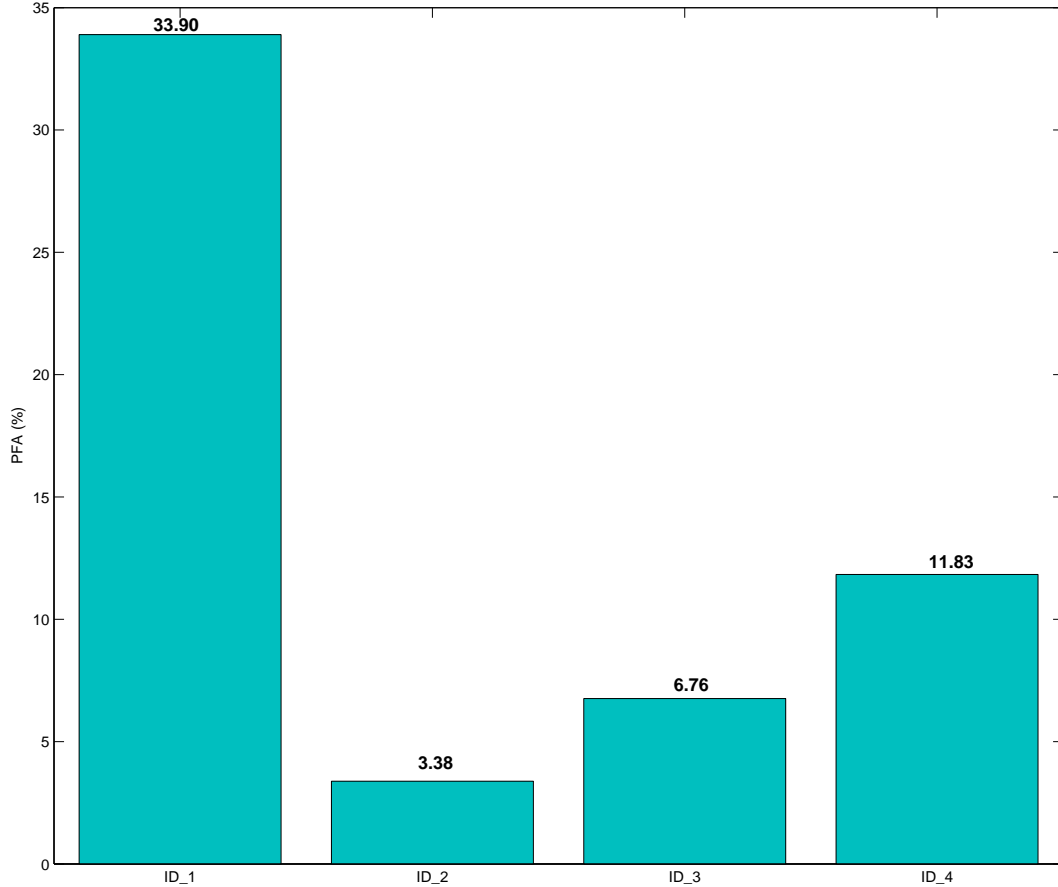


FIGURE 3: Probabilité de fausse alarme (PFA) en fonction des informations de décision (ID) des 4 détecteurs testés. La probabilité de détection a été fixée à 100%.

Probability of false alarm (PFA) as a function of the information decision (ID) of the 4 detectors tested. The probability of detection was set at 100%.

par le gold standard, nous comptons une fausse alarme.

A partir des enregistrements TCD, et après une phase de réglage automatique des seuils, nous avons reporté en figure 3 la probabilité de fausse alarme (PFA) pour les 4 informations de décision testées. Nous proposons d'effectuer ces tests pour une probabilité de détection fixée à 100 %.

Les résultats de la figure 3 montrent que bien que les PFA de ID_3 et ID_4 du détecteur GARCH(1,1) soient plus petites que celle donnée par le détecteur d'énergie ID_1 , uniquement ID_2 sera considérée par la suite. Les résultats de la figure 3 montrent que le détecteur le plus sensible et le plus robuste est celui

count a false alarm.

From the TCD recordings, and after an automatic threshold adjustment phase, the probability of false alarm (PFA) for the 4 decision information tested has been plotted in Fig. 3. We propose to perform these tests for a probability of detection fixed at 100 %.

The results in Fig. 3 show that although the PFA of the ID_3 et ID_4 from GARCH(1,1) detector are smaller than that given by the energy detector ID_1 , only ID_2 will be considered afterwards. The results in Fig. 3 show that the most sensitive and most robust sensor is based on the ID_2 with a PFA of 3.39%.

basé sur ID_2 , avec une PFA de 3.39%. Le détecteur le moins performant est le détecteur basé sur ID_1 qui affiche une PFA de 33.90%. Le détecteur basé sur le calcul de la variance conditionnelle permet de réduire d'un facteur 10 la probabilité de fausse alarme.

Par conséquent, nous pouvons affirmer qu'un détecteur à court terme basé sur le modèle à variance conditionnelle est plus adapté qu'un simple détecteur basé sur le calcul à court terme de l'énergie. Les très bonnes performances du détecteur à variance conditionnelle montrent qu'un tel détecteur est adapté pour la détection précise des plus petits micro-embolus asymptomatiques précurseurs de la venue de plus gros micro-embolus aux conséquences plus graves.

Nous pensons que les bonnes performances du détecteur sont dues au principe même du modèle GARCH qui fait l'hypothèse que la survenue d'un micro-embolus est imprévisible au sens où il n'existe pas d'information dans l'historique de la variance du signal Doppler qui puisse aider à le prédire. En d'autres mots, l'écart entre l'énergie du signal Doppler et celle calculée synthétiquement par le modèle, augmentant sensiblement en présence de micro-embolus, concourt à l'obtention d'un détecteur très performant.

5. Conclusion / Conclusion

En conclusion, nous avons montré qu'il est possible de détecter automatiquement et de façon précise des micro-embolus de petites tailles. Le nouveau détecteur que nous avons proposé est simple, efficace et il peut être utilisé pour un calcul en temps réel ou en post-traitement. Il permet d'augurer une amélioration significative du diagnostic médical. La prochaine étape consistera à implémenter un tel détecteur dans un système TCD du commerce.

Remerciement / Acknowledgment

Ce travail a été soutenu par le projet ANR-2010-TECS-006-02 « Embolter ».

The worst performing detector is the detector based on ID_1 that displays PFA of 33.90%. The detector, based on the calculation of the conditional variance, reduces the probability of false alarm by a factor of 10.

Therefore, we can say that a short-term detector based on the conditional variance model is more suitable than a simple detector based on the short-term calculation of energy. The very good performance of the detector with conditional variance shows that such a detector is suitable for the precise detection of the smallest asymptomatic micro-emboli precursors of the larger micro-embolus arrival with more serious consequences.

We believe that the good performance of the detector is due to the principle of the GARCH model which assumes that the occurrence of a micro-embolus is unpredictable, *i.e.* there is no information in the history of the Doppler signal variance that can help predict it. In other words, the difference between the Doppler signal energy and that one calculated synthetically by the model, increasing substantially in the presence of micro-emboli, contributes to obtaining a high-performance detector.

In conclusion, we have shown that it is possible to automatically and accurately detect micro-emboli of small sizes. The new detector we have proposed is simple, efficient and can be used for real-time or post-processing calculation. It augurs a significant improvement in the medical diagnosis. The next step will be to implement such a detector in a commercially available TCD system.

This work was supported by the project ANR-2010-TECS-006-02 "Embolter".

- [1] T. W. H. Organization, The World Health Report, The World Health Organization, Geneva, Switzerland, 2000.

- [2] V. L. Feigin, Stroke Epidemiology in the Developing World, *The Lancet* 365 (9478) (2005) 2160–2161.
- [3] M. P. Spencer, G. I. Thomas, S. C. Nicholls, L. R. Sauvage, Detection of Middle Cerebral Artery Emboli During Carotid Endarterectomy Using Transcranial Doppler Ultrasonography, *Stroke* 21 (3) (1990) 415–423.
- [4] M. Siebler, A. Nachtmann, M. Sitzer, G. Rose, A. Kleinschmidt, J. Rademacher, H. Steinmetz, Cerebral Microembolism and the Risk of Ischemia in Asymptomatic High-Grade Internal Carotid Artery Stenosis, *Stroke* 26 (11) (1995) 2184–2186.
- [5] J. L. Smith, D. H. Evans, A. R. Naylor, Analysis of the Frequency Modulation Present in Doppler Ultrasound Signals May Allow Differentiation Between Particulate and Gaseous Cerebral Emboli, *Ultrasound Med Biol* 23 (5) (1997) 727–734.
- [6] J.-M. Girault, D. Kouame, A. Ouahabi, F. Patat, Micro-Emboli Detection : An Ultrasound Doppler Signal Processing Viewpoint, *IEEE T Bio-Med Eng* 47 (11) (2000) 1431–1439.
- [7] N. Aydin, F. Marvasti, H. Markus, Embolic Doppler Ultrasound Signal Detection Using Discrete Wavelet Transform, *IEEE T Inf Technol B* 8 (2) (2004) 182–190.
- [8] L. Fan, E. Boni, P. Tortoli, D. Evans, Multigate Transcranial Doppler Ultrasound System with Real-time Embolic Signal Identification and Archival, *IEEE T Ultrason Ferr* 53 (10) (2006) 1853–1861.
- [9] X. Lei, Z. Heng, G. Shangkai, Barker Code in TCD Ultrasound Systems to Improve the Sensitivity of Emboli Detection, *Ultrasound Med Biol* 35 (1) (2009) 94–101.
- [10] T. Bollerslev, Generalized Autoregressive Conditional Heteroskedasticity, *J Econom* 31 (3) (1986) 307–327.