

10ème Congrès Français d'Acoustique

Lyon, 12-16 Avril 2010

Détection US automatique de micro-emboles par des techniques de prédictions linéaires synchrones

J.-M. Girault¹, S. Ménigot¹, L. Dreibine¹ et N. Meziati¹

¹ U930 "Imagerie et cerveau", Hôpital Bretonneau 10 Bd Tonnellé 37032 Tours, jean-marc.girault@univ-tours.fr

La détection des micro-emboles cérébraux est d'une importance cruciale pour prévenir les accidents vasculaires cérébraux ischémiques. Les techniques de détection standard implémentées dans la plupart des systèmes Doppler transcrâniens sont basées sur une détection énergétique à seuil constant. Ce seuil peut être réglé statistiquement dans une phase d'apprentissage précédent l'examen clinique.

En supposant que le signal Doppler est cyclostationnaire, nous proposons une détection synchrone prédictive (rupture de modèles AR). Ces techniques ont été comparées aux techniques existantes à partir de simulations et de signaux réels. Pour les simulations, la technique standard détecte 60% de micro-emboles alors que la meilleure technique que nous proposons détecte 97% de micro-emboles pour une probabilité de fausse alarme de 0%. Pour les signaux réels, la technique standard détecte 67% de micro-emboles alors que la meilleure de nos techniques détecte 100% des micro-emboles pour une fausse alarme de 0%.

Ces techniques de détections synchrones prédictives ouvrent de nouvelles pistes pour la détection temps réel des micro-emboles.

1 Introduction

Les accidents vasculaires cérébraux (AVC) et plus particulièrement les embolies cérébrales représentent plus des deux tiers des attaques ischémiques. Les embolies correspondent à la migration d'un corps insoluble (étrangers à la circulation normale) dans le circuit artériel qu'ils peuvent bloquer. La détection des micro-emboles est importante surtout lorsqu'il s'agit de prévenir les AVC, trouver les causes emboligènes et valider l'efficacité d'un traitement.

Le système Doppler Transcrânien ultrasonore (DTC) est la technique la plus utilisée pour détecter et compter les micro-emboles cérébraux [1]. Cette technique standard semble être suffisante pour détecter la plupart des événements micro-emboliques. Toutefois durant certains examens cliniques, les professionnels observent occasionnellement des signatures micro-emboliques non-détectées par le système DCT.

La signature ultrasonore micro-embolique est un signal imprévisible, transitoire et de haute intensité superposé au signal Doppler rétrodiffusé par le sang. La détection des micro-emboles doit donc être basée sur le calcul de l'énergie du signal. En supposant que le signal Doppler est cyclostationnaire [2, 5], nous supposons que l'énergie est statistiquement périodique. De plus, en supposant que les signatures de hautes intensités sont des événements imprédictibles, nous supposons implicitement que les techniques de prédiction linéaire sont adaptées à la détection de micro-emboles. L'utilisation conjointe de techniques synchrones et de techniques basées sur la prédiction linéaire pourrait devenir les fondations de nouvelles techniques permettant la détection de très petits micro-emboles. En comparant périodiquement les valeurs des paramètres au-

torégressifs et l'erreur de prédiction (à différents instants du cycle cardiaque), il est possible de détecter la présence d'événements non-périodiques comme les micro-emboles.



FIGURE 1 – DTC Atys Médical, Lyon

2 Matériels et Méthodes

2.1 Matériels

Le système DCT (voir la figure(1)) mesure la vitesse du flux sanguin des artères cérébrales à l'aide d'une sonde ultrasonore pulsée (2MHz). Parce que l'os

du crâne réduit la puissance ultrasonore transmise, les enregistrements sont réalisés dans la région temporale.

Le signal Doppler embolique est modélisé en utilisant la méthode proposée par Girault et al [3]. Dans la plupart des cas, le seuil de détection est choisi de telle façon que l'énergie du micro-embolie soit juste supérieure à celle renvoyée par le sang dépourvu de micro-embolie. Ce seuil est calculé lors d'une phase préliminaire d'environ une minute. Les enregistrements de 30 minutes sont découpés en 6 enregistrements de 5 minutes. La détection audio qui constitue notre "Gold standard" s'en voit facilitée.

Les signaux *in vivo* proviennent de patients ayant des sténoses carotidiennes de stade IV. Les signaux sont écoutés et le sonogramme correspondant est visualisé en même temps.

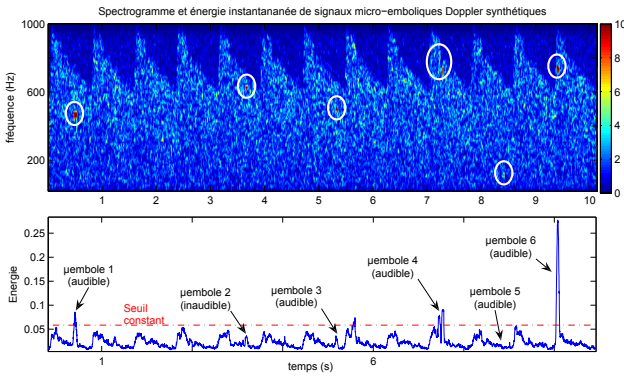


FIGURE 2 – Détection avec un seuil constant : spectrogramme (haut) et énergie instantanée (bas).

2.2 Protocoles

Les signatures micro-emboliques sont détectées à l'aide d'un test binaire. Si l'information de décision $ID(t)$ qui correspond à l'énergie instantanée dans notre cas, est plus grande que le seuil λ , alors un micro-embolie est détecté (hypothèse H_1), autrement aucun micro-embolie n'est détecté (hypothèse H_0). D'un point de vue formel, le test s'écrit :

$$\begin{aligned} H_1 \\ ID(t) &\geq \lambda \\ H_0 \end{aligned} \quad (1)$$

Les méthodes que nous proposons nécessitent une phase préliminaire de réglage d'une minute durant laquelle les seuils statistiques sont évalués. Les seuils sont ensuite mis à jour durant le reste de l'examen.

2.3 Détection automatique standard et Gold standard

La détection automatique standard est basée sur le calcul à court terme de l'énergie. L'information de décision $ID(t)$ est identique à celle utilisée dans les appareils commerciaux :

– soit il s'agit de la puissance moyenne $ID_1(t)$:

$$ID_1(t) = \overline{P(t, f)} \Big|_f; \quad (2)$$

– soit il s'agit de la puissance maximale :

$$ID_2(t) = \max (P(t, f)) \Big|_f; \quad (3)$$

$P(t, f)$ est le spectrogramme du signal $x(t)$ défini comme suit :

$$P(t, f) = \left| \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau) g^*(t - \tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \right|^2, \quad (4)$$

où $g(t)$ est une fenêtre d'apodisation qui réduit l'influence du bruit et où $*$ denote la conjugaison complexe.

1. En raison de la nature aléatoire du signal Doppler et du théorème limite central, l'énergie du signal Doppler peut être considérée comme une variable aléatoire Gaussienne $N(\mu, \sigma^2)$ où μ et σ sont respectivement la moyenne et l'écart-type. L'hypothèse pour le test binaire est H_0 .
2. Si nous supposons qu'un patient produit un seul type de micro-embolie dont la taille est constante (par exemple $100\mu\text{m}$), l'énergie du signal micro-embolique peut être considérée à son tour comme une variable aléatoire Gaussienne $N(\mu_e, \sigma_e^2)$, où μ_e et σ_e sont respectivement la moyenne et l'écart-type. Ce cas de figure correspondant à l'hypothèse H_1 n'est pas réaliste mais contribue à simplifier le raisonnement de la détection.

D'un point de vue pratique, μ_e n'est pas connue et doit être choisie empiriquement ou bien statistiquement. La valeur du seuil λ est donc choisie juste au-dessus de la valeur de l'énergie statistiquement la plus intense (voir la figure(2)). Cette valeur est obtenue durant une phase de réglage d'une minute précédant la phase d'enregistrement. L'instant dans le cycle cardiaque, où est détecté le maximum, est statistiquement toujours présent durant la phase de systole ce qui corrobore les connaissances *a priori* sur le signal Doppler sanguin. Toutefois la valeur de ce maximum est patient-dépend. Afin d'obtenir une probabilité de fausse alarme la plus petite possible, le seuil doit être choisi juste au-dessus de la valeur la plus intense de l'énergie intra-individuelle obtenue durant la totalité de l'examen. Notez que ce choix interdit la détection des micro-embolies dont l'énergie est inférieure à la valeur systolique la plus intense (voir la figure(2)).

Le Gold standard est la technique la plus ancienne. Elle correspond à l'écoute du signal Doppler par le praticien hospitalier pendant 30 minutes. Cette tâche ingrate qui est moins fiable vers la fin de l'examen, le clinicien fatigué étant moins vigilant. Elle n'est plus pratiquée aujourd'hui en routine clinique, elle est avantageusement remplacée par les systèmes de détection de micro-embolies automatiques. Aujourd'hui peu de techniques rivalisent avec le Gold standard. Toutefois, cette vérification est indispensable lors de la mise au point de nouvelle technique. Ce Gold standard possède des limitations intrinsèques liées au fait que notre système d'audition ne perçoit pas toujours la présence de micro-embolies (voir la figure(2)), la mise en place de techniques qui détectent ces événements inaudibles sont attendues.

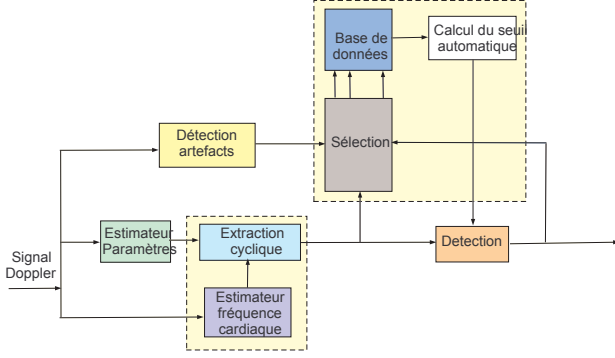


FIGURE 3 – Schéma de principe du détecteur synchrone.

2.4 Détection synchrone prédictive

2.4.1 Modélisation Autoregressive

Contrairement aux méthodes de détection de micro-embolies usuelles, la modélisation paramétrique autorégressive (AR) consiste à travailler non pas directement sur le signal mais sur un modèle. Ce signal AR résulte d'une combinaison linéaire entre les valeurs passées du signal étudié.

Considérons une version discrete du signal Doppler complexe $x(n) = x(t = nT_e)$ échantillonné à la fréquence $1/T_e$ et supposons un modèle à l'ordre p , le signal AR s'écrit :

$$x(n) = -\sum_{i=1}^p a_i(n)x(n-i) + \eta(n) \quad (5)$$

où les $a_i(n)$ sont les coefficients complexes définissant le modèle AR, p est l'ordre du modèle (nombre de coefficients) et $\eta(n)$ est un bruit complexe. Un test sur l'ordre optimal conduit à un ordre $p = 2$. Pour simplifier l'écriture, nous pouvons reformuler l'équation (5) sous forme vectorielle :

$$x(n) = \varphi^T(n)\theta(n) + \eta(n) \quad (6)$$

où

$$\begin{aligned} \varphi_n^T &= [-x(n-1), -x(n-2)] \\ \theta(n) &= [a_1(n), a_2(n)]^T \end{aligned}$$

Le vecteur $\hat{\theta}(n)$ est une estimation du vecteur $\theta(n)$. Cette estimation peut être obtenue en utilisant la méthode des moindres carrés récursifs (RLS- λ) avec facteur d'oubli qui minimise l'erreur de prédiction $\varepsilon(n)$:

$$\varepsilon(n) = x(n) - \hat{x}(n) \quad (7)$$

La mise à jour des paramètres est obtenue en pondérant l'erreur de prédiction par un facteur d'oubli λ . L'utilisation d'un facteur d'oubli est équivalente à l'utilisation d'une fenêtre glissante exponentielle. La longueur de cette fenêtre indique le nombre de points qui sont effectivement pris en compte dans le calcul des paramètres. Par exemple un facteur d'oubli de 0.95 indique que les 20 derniers échantillons ont été pris en compte. Cette méthode adaptative évalue les paramètres optimaux en minimisant la fonction de coût suivante :

$$J_k = \sum_{n=1}^k \lambda^{k-n} (x(n) - \hat{x}(n))^2 \quad (8)$$

où en pratique $0.80 < \lambda < 1$ et k est l'échantillon courant.

L'algorithme adaptatif est donné par [3] :

$$\begin{aligned} P_n &= \frac{P_{n-1}}{\lambda} \left(1 - \frac{P_{n-1}\phi_n\phi_n^T P_{n-1}}{\lambda + \phi_n^T P_{n-1}\phi_n} \right) \\ \varepsilon_n &= x_n - \phi_n^T \hat{\theta}_{n-1} \\ \hat{\theta}_n &= \hat{\theta}_{n-1} + P_n \theta_n \varepsilon_n \end{aligned}$$

où $\hat{\theta}$ est le vecteur paramètre estimé, P_n est le gain, ϕ_n est le vecteur d'observation et ε_n est l'erreur de prédiction.

L'erreur de prédiction tend en probabilité vers un bruit blanc quand le nombre d'observations tend vers l'infini. Puisque la fonction d'autocorrélation (FA) d'un bruit blanc est nulle partout sauf pour le délais ($n = 0$) (Dirac), la fonction d'autocorrélation est un descripteur qui indique la qualité de la modélisation. La fonction d'autocorrélation est définie par :

$$\Gamma_{\varepsilon\varepsilon}(n) = \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \varepsilon(m)\varepsilon^*(m-n) \quad (9)$$

Si le micro-embolie est un événement imprévisible, alors son apparition dans le signal Doppler devrait perturber sa modélisation. L'erreur de prédiction ne devrait plus être blanche et la fonction d'autocorrélation ne devrait plus être une fonction Dirac. Suivre par exemple la valeur de la fonction d'autocorrélation à un délais différent de zéro, la valeur un par exemple devrait indiquer la présence d'un micro-embolie.

D'autre part si nous comparons de façon cyclique les paramètres $\hat{\theta}(n)$ à un seuil adaptative statistique, alors il devrait être possible de détecter des événements jusqu'alors indétectable. Tout le secret réside dans le calcul de ce seuil. Ce seuil cyclique est calculé à partir de statistiques issues d'une base de données de vecteurs paramètres. Cette base de données est constituée lors d'une phase d'entraînement, phase de réglage d'une minute avant l'enregistrement.

Finalement deux types d'information de décision peuvent être considérés :

- celui basé sur l'autocorrélation de l'erreur de prédiction synchronisée :

$$ID_4(t) = \|\Gamma_{\varepsilon\varepsilon}^s(n)\|; \quad (10)$$

- celui basé sur le vecteur paramètre synchronisé $\hat{\theta}^s(n)$

$$ID_5(t) = \hat{\theta}^s(n); \quad (11)$$

Finalement le test réalisé est :

$$\begin{aligned} H_1 \\ ID(t) &\geq \lambda(t), \\ H_0 \end{aligned} \quad (12)$$

où le seuil est cette fois variant dans le temps, c'est un seuil adaptatif $\lambda(t)$. La valeur de ce seuil est obtenu à partir de l'analyse statistique de la base de données préalablement constituée et mise à jour durant l'examen :

$$\lambda(t) = \mu(t) + \beta\sigma(t) \quad (13)$$

où β est une constante à régler en fonction du taux de détection voulu.

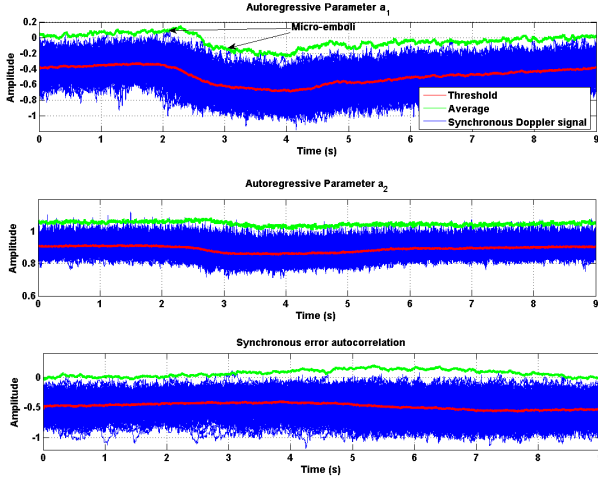


FIGURE 4 – Paramètres AR synchronisés (haut et milieu) et autocorrélation de l’erreur de prédiction synchronisée (bas) avec leurs seuils adaptatifs.

3 Résultats & Discussions

3.1 Comparaison des Simulations

Un détecteur idéal est un détecteur qui fournit 100% de détection et 0% de fausse alarme. Ici, nous avons réglé le seuil de détection ($\beta = 3.8$) afin d’obtenir un taux de détection de 100%. La technique standard, pour un taux de détection fixé à 100% par rapport au Gold standard, procure un taux de fausse alarme de 32 %. La nouvelle technique de détection synchrone prédictive peut atteindre un taux de fausse alarme de 5.8% avec l’erreur de prédiction synchrone et un taux de 7.5% pour les paramètres. C’est le détecteur synchrone basé sur l’autocorrélation de l’erreur qui procure les meilleures performances. Notez que pour les paramètres synchronisés, le seuil est variant dans le temps ce qui semble moins évident pour la méthode basée sur l’erreur de prédiction. Cette remarque semble cohérente puisque l’erreur résulte de la différence entre le signal Doppler et sa version synthétique. Si les deux signaux sont cyclostationnaires, leur différence est stationnaire.

Lorsque nous fixons le taux de fausse alarme à zéro, le taux de détection de la technique standard est de 60% alors que celui de la technique synchrone prédictive est de 97%.

Dans le cas de signaux simulés, tous les signaux inaudibles ont été détectés par la méthodes synchrones prédictives, alors que le Gold standard et la technique de détection automatique standard restent insensibles.

3.2 Comparaison avec des signaux *In vivo*

Ici, le seuil a été choisi pour un taux de fausse alarme nul. A partir des examens cliniques, la technique automatique standard détecte seulement 67% des micro-embolies par rapport au Gold standard. Le nouveau détecteur synchrone prédictif permet d’atteindre les 100% de micro-embolies attendus.

Notre détecteur possède un fort potentiel pour détecter les plus petits micro-embolies jusqu’alors indécélable mais aussi le potentiel de détecter beaucoup plus d’artéfacts. C’est sur ce dernier que nous focalisons nos recherches actuelles.

	Gold standard	standard a_1	SP erreur
embole détection (%)	100	100	100
fausse alarme taux (%)	0	32.37	7.49
		5.80	

TABLE 1 – Comparaison des techniques : standard, Gold standard, synchrones prédictives (SP) pour a_1 et la fonction d’autocorrélation pour 9 signaux synthétiques

	Gold standard	standard	SP
embole detection (%)	100	67	100
fausse alarme détection (%)	0	0	0

TABLE 2 – Comparaison des techniques : standard, Gold standard, synchrones prédictives (SP) - autocorrélation pour des signaux *in vivo*.

4 Conclusion

Le nouveau détecteur synchrone prédictif possède de fortes potentialités pour détecter des micro-événements sur-énergétiques. Il permet de façon automatique de détecter ce que l’écoute permet de détecter. Il permet aussi de détecter ce que notre système auditif ne permet plus de détecter. Un nouveau Gold standard est alors attendu, mais une phase de validation clinique lourde doit être engagée.

Références

- [1] M. Spencer, G. Thomas, S. Nicholls, and L. Sauvage, "Detection of middle cerebral artery emboli during carotid endarterectomy using transcranial doppler ultrasonography," *Stroke* 21, 415-423 (1990).
- [2] J.-M. Girault, M. Biard, D. Kouame, A. Bleuzen, and F. Tranquart, "Spectral correlation of the embolic blood doppler signal," in *Proc. IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing ICASSP 2* (2006).
- [3] J.-M. Girault, D. Kouame, A. Ouahabi, and F. Patat, "Microemboli detection : an ultrasound doppler signal processing viewpoint," *Ieee Transactions On Biomedical Engineering* 47, 1431-1439 (2000).
- [4] E. V. VanZuilen, W. H. Mess, C. Jensen, I. VanDerTweel, J. VanGijn, and R. G. A. Ackers-taff, "Automatic embolus detection compared with human experts - a doppler ultrasound study," *Stroke* 27, 1840-1843 (1996).
- [5] J.-M. Girault, M. Biard, D. Kouamé, G. Souchon, A. Bleuzen, and F. Tranquart, "Etude de la cyclostationnarité du signal Doppler sanguin pour la détection de micro-embolies : étude préliminaire," *20ème Colloque GRETSI*, 206-209 (2005).