

Annulation adaptative de l'activité ventriculaire

A.I. Hernández^{1 et 2}, G. Carrault¹

¹Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image,
INSERM, Campus de Beaulieu, Université de Rennes I, 35042 Rennes Cedex

²Grupo de Bioingeniería y Biofísica Aplicada,
Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela

aihernan@gbba.usb.ve, guy.carrault@univ-rennes1.fr

Résumé – Le travail proposé a pour objectif de comparer plusieurs méthodes d'annulation adaptative du complexe *QRS* sur l'ECG en vue d'une analyse plus fine de l'activation des oreillettes. Trois nouvelles structures d'annulation adaptative sont introduites et resituées à deux autres déjà présentées dans la littérature biomédicale. Les critères de comparaison permettant d'objectiver les taux d'annulation sont également introduits. Les performances, mesurées sur deux fichiers de la base de données *MIT-BIH*, soulignent la qualité des structures introduites.

Abstract – Recent studies have demonstrated that a previous stage of ventricular activity cancellation can be very useful for the accurate study of the atrial activation in the heart. In this work, five adaptive methods for ventricular activity cancellation are compared. Three new adaptive cancellation structures are introduced and compared with two others found in the biomedical literature. Quantitative indexes, used to compare objectively the cancellation performance of each structure, are also presented. Performances measured from two records of the *MIT-BIH* arrhythmia database confirm the quality of the presented structures.

1. Introduction

L'analyse de l'activité auriculaire à partir de son observation globale, *i.e.* l'ECG, connaît un regain d'intérêt depuis quelques années. Les applications émergentes sont multiples et regroupent entre autres : la détection battement à battement de son activation en vue de la caractérisation précise des troubles du rythme [1], [2] (en particulier le diagnostic différentiel entre une Tachycardie Ventriculaire et une Tachycardie Supra Ventriculaire), la classification des ondulations de fibrillation et de flutter auriculaires [3], la mesure d'effets pharmacologiques [4] ou encore la détection précoce de fibrillation auriculaire [5].

Cependant quelques soient les orientations cliniques choisies, l'analyse automatique d'une séquence d'ondes *P* implique souvent en pré-traitement l'annulation de l'activité ventriculaire (complexe *QRS* et onde *T*) [6], [7]. L'objet de cette communication est de présenter les solutions que nous avons développées dans ce cadre (notre objectif final étant la détection de l'onde *P*), et de les resituer par rapport à deux autres méthodes reportées dans la littérature [8],[9].

Après une introduction générale du problème et la justification de l'utilisation d'une solution adaptative, les approches développées sont ensuite présentées ainsi que les éléments significatifs qui les différencient. Les critères objectifs de comparaison sont ensuite introduits -facteur de réduction du bruit, taux de distorsion, gain global-, et appliqués sur deux fichiers réels de la base de données *MIT-BIH* où les ondes *P* ont été préalablement annotées. La conclusion recentre la discussion sur les points forts de chaque approche tout en les pondérant par rapport aux difficultés de mise en œuvre (complexité du modèle, rapidité de convergence, apprentissage *a priori* etc.)

2. Contexte de l'étude

Sur le plan des observables, on peut admettre que l'on dispose de deux dérivations : l'une, dite principale, porte les informations des activités ventriculaire et auriculaire (par exemple *MLII* en *Holter*) tandis que l'autre voie, dite de référence, ne reflète que presque exclusivement l'information ventriculaire, soit :

$$O_1(t) = AV_1(t-T_{1i}) + n_1(t) + P_1(t-T_{1kj}) \quad (1)$$

$$O_2(t) = AV_2(t-T_{2i}) + n_2(t) \quad (2)$$

Le problème posé revient à minimiser dans l'observation $O_1(t)$ précédente, l'influence des deux bruits $AV_1(t)$ et $n_1(t)$ sans altérer le signal utile $P_1(t)$. $P_1(t-T_{1kj})$ représente la *kième* onde *P* d'instant d'apparition T_{1kj} , sa morphologie est variable dans le temps en fonction de l'origine de son activation et de l'orientation du cœur. $AV_1(t-T_{1i})$ (il en est de même pour $AV_2(t)$) représente la *lième* activation des ventricules (complexe *QRS* et onde *T*) telle que : *i*) son instant d'apparition et sa forme sont inconnus et variables dans le temps (notamment en contexte arythmique), *ii*) sa bande spectrale est partiellement confondue avec celle de l'onde *P*, *iii*) sa puissance est nettement supérieure à celle du signal utile et *iv*) dans le cas d'activations anormales des oreillettes et/ou des ventricules, son support temporel peut être confondu avec celui de l'onde *P*. $n_1(t)$ et $n_2(t)$ sont des bruits stationnaires par morceau représentant la sommation de plusieurs phénomènes (bruit de fond, 50Hz, etc.).

L'ensemble de ces remarques souligne que l'analyse de l'étagé auriculaire reste un problème difficile et force est de constater aujourd'hui encore les échecs relatifs des méthodes proposées dans la littérature. Cette présentation succincte ci dessus tend aussi à montrer que le calcul du filtre d'annulation optimum

au sens de Wiener par minimisation d'une erreur quadratique ne peut être abordé qu'en tenant compte de l'environnement variable et milite en faveur des approches adaptatives.

3. Structures d'annulation proposées

Trois nouvelles structures adaptatives, notées par simplicité St_1 , St_2 , St_3 , sont décrites dans ce travail et comparées à deux approches reportées dans la littérature, la première St_{b4} [8] et la seconde St_{b5} [9]. D'un point de vue synthétique, les structures d'annulation St_{b4} , St_1 sont basées sur une pré-détection du QRS , tandis que les architectures St_{b5} , St_2 , St_3 se fondent sur l'estimation du bruit perturbateur $AV_1(t)$ à partir du bruit de référence $AV_2(t)$ par modélisation linéaire (St_{b5} , St_2) ou non linéaire (St_3) du canal de transmission entre $AV_1(t)$ et $AV_2(t)$.

3.1 Présentation de St_1

Elle se fonde sur deux niveaux (figure 1). Le premier niveau ($St_1\textcircled{1}$), qui se confond avec la structure St_{b4} , associe les modules D_{gl} , T_{si} et AF_1 . Le premier module D_{gl} procède à la détection des QRS et s'appuie sur l'algorithme de transformée en longueur proposée par Gritzali [6]. Le seuil de décision placé sur la statistique précédente transforme la séquence originale en une séquence d'impulsions (i_1). Cette dernière est placée à l'entrée du filtre adaptatif AF_1 (plus exactement ici l'entrée du filtre de réponse impulsionnelle correspondant au gabarit moyen calculé adaptativement du QRS) qui procède à l'annulation du QRS .

Le second niveau ($St_1\textcircled{2}$) met en jeu le module D_2 et le nouveau filtre adaptatif AF_2 (d'utilisation conventionnelle *i.e.* filtrage optimal de Wiener). Le module D_2 est constitué d'un filtre passe-bas focalisé sur la bande spectrale de l'onde P et d'une quadrature. Le filtre AF_2 a pour objectif de minimiser l'influence des bruits transitoires résiduels des QRS liés en autres : au jitter à la détection, aux changements morphologiques brusques du QRS tels qu'une extrasystole ou encore aux non détections vraies du QRS .

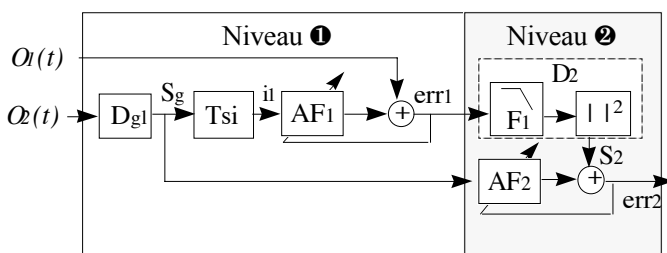


FIG 1 : Représentation de la structure St_1 d'annulation.

La mise à jour des poids des filtres adaptatifs AF_1 et AF_2 s'effectue par LMS avec un pas d'adaptation μ fixe.

3.2 Présentation de St_2

La deuxième méthode cherche à estimer la fonction de transfert entre les deux voies. Elle met en jeu une structure conventionnelle de filtrage adaptatif et s'appuie sur un modèle linéaire, mais contrairement à St_{b5} [9], tient compte du contexte hautement instable au moyen d'un pas $\mu(t)$ d'adaptation variable [10], soit :

$$\mu(t) = \alpha\mu(t) + \gamma p(t) \quad (3)$$

$$p(t) = \beta p(t-1) + (1-\beta)e(t)e(t-1) \quad (4)$$

où α , β et γ sont des grandeurs comprises entre 0 et 1 et se comportent comme des facteurs exponentiels d'oubli réglant le moyennage. $\mu(t)$ est fonction de la séquence d'autocorrélation de l'erreur résiduelle ($e(t)$). Cette dernière représente une bonne mesure de la proximité de l'optimum et rejette les effets des bruits résiduels non corrélés.

1.3 Présentation de St_3

La structure St_2 précédente s'appuie sur l'hypothèse que le canal de transmission entre la première et la deuxième voie est linéaire. Ce postulat, acceptable dans le cas d'une excitation empruntant les voies de conduction spécialisées normales et conduisant à un complexe QRS normal, ne l'est vraisemblablement plus en présence d'événement prématuré ectopique -étant donné que ces derniers sont générés à partir de foyer prenant naissance en n'importe quel point du myocarde-, qui emprunte le plus souvent des voies auxiliaires de conduction (tissus musculaires en particulier). Cette dernière remarque, et le fait que la fonction de transfert entre deux voies ECG est plus vraisemblablement non linéaire, amènent à développer une modélisation non linéaire capable de généraliser à la fois les voies normales comme les pathologiques. La démarche retenue (figure 2) a été de proposer un réseau de neurones (RN) basé sur une architecture présentée par Elman [11] adaptée aux séries temporelles. La structure retenue est constituée de 3 couches : la couche d'entrée où sont présentés les échantillons du signal $O_2(t)$ sur un horizon K , une couche cachée de N neurones, d'activation sigmoïdale, à connections récurrentes et, en sortie, un neurone d'activation linéaire produisant une estimée de $O_1(t)$.

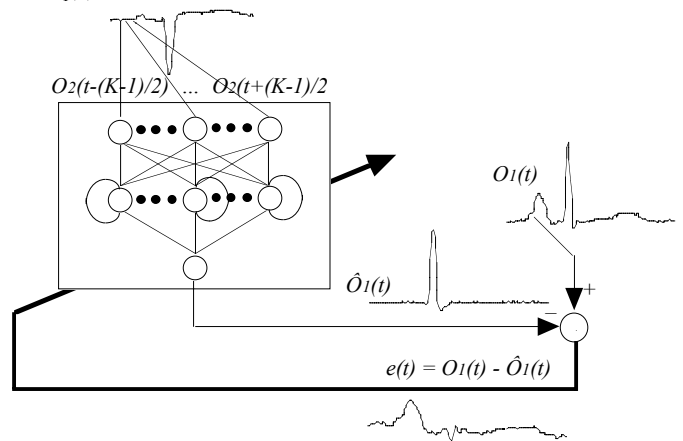


FIG 2 : Représentation de la structure St_3 d'annulation.

L'adaptation du RN est effectuée par un algorithme de rétropropagation modifié pour les couches récurrentes [11].

L'utilisation de cette approche nécessite un apprentissage au préalable, un pré-traitement (élimination de la dérive de base, etc.) mais aussi une normalisation des données d'entrée.

2. Critères de comparaison

La mise en œuvre de plusieurs méthodes implique la comparaison au travers d'un ou plusieurs critères objectifs mesurant le gain apporté par les structures d'annulation ventriculaire. En notant $\hat{E}_e(AV)$ et $\hat{E}_e(P)$ les énergies estimées respectives de l'activité ventriculaire (complexes *QRS* et ondes *T*) et des ondes *P* à l'entrée de la chaîne d'annulation, $\hat{E}_s(AV)$ et $\hat{E}_s(P)$ les énergies en sortie et, en définissant les rapports signal à bruit (*SNR*) à l'entrée et la sortie, par :

$$S_e = 10 \text{Log}_{10} \frac{\hat{E}_e(P)}{\hat{E}_e(AV)} \text{ et } S_s = 10 \text{Log}_{10} \frac{\hat{E}_s(P)}{\hat{E}_s(AV)} \quad (6)$$

Alors plusieurs critères de comparaison peuvent être utilisés, en particulier :

- 1 Le gain du rapport signal à bruit $S_s - S_e$,
- 2 Le gain du signal utile et l'atténuation du bruit définis respectivement par :

$$G_P = 10 \text{Log}_{10} \frac{\hat{E}_s(P)}{\hat{E}_e(P)} \text{ et } G_{AV} = 10 \text{Log}_{10} \frac{\hat{E}_s(AV)}{\hat{E}_e(AV)} \quad (7)$$

- 3 Le taux de réjection de l'activité ventriculaire défini par $G_P - G_{AV}$

Il convient de préciser que dans le cas d'une analyse automatique de la ligne de base résiduelle, par exemple pour la caractérisation de fibrillation ou de flutter auriculaires, le calcul de distorsions spectrales entre le signal d'entrée original et le signal filtré de sortie semble un critère à favoriser.

3. Résultats

Les tests ont été effectués sur deux fichiers (*100* et *108*) de la base de données *MIT-BIH* où les ondes *P* ont été préalablement annotées. Les performances ont été mesurées battement à battement permettant de mettre explicitement en évidence les situations favorables et préjudiciables pour chaque structure. Elles ont aussi été jugées d'une manière globale de façon à apprécier le gain moyen, la valeur médiane, le premier et dernier quartile et les valeurs extrêmes.

Les longueurs des filtres à réponse impulsionnelle finie adaptative de St_1 et St_2 , les pas fixes μ d'adaptation des filtres de St_1 , ainsi que les variables $N=20$ et $K=9$ de St_3 ont été choisis de manière à maximiser expérimentalement le rapport signal à bruit sur un ensemble de signaux tests.

L'analyse qualitative battement à battement, reportée figure 5, met ici clairement en évidence le problème posé par les changements morphologiques du complexe *QRS* (ici un simple changement d'axe électrique du cœur) et la vitesse d'adaptation de chaque structure. Les deux plus robustes sont celle fondée sur la modélisation non linéaire (St_3) et celle s'appuyant sur un pas d'adaptation variable (St_2). Ce graphique met aussi en évidence l'intérêt de l'étage supplémentaire de la structure St_1 par rapport à St_{b4} , à l'instant du changement morphologique du *QRS*.

Les performances globales sont reportées figures 3 et 4 et soulignent l'amélioration notable du rapport signal à bruit à la sortie des étages d'annulation. La structure d'annulation St_1 présente, en moyenne, les meilleures performances : amélioration de *15dB* du *SNR* d'origine, atténuation de plus de *20dB* du complexe *QRS-T* mais s'accompagne d'une atténuation de l'onde *P*. Les deux autres structures (St_3 , St_4) présentent certes des performances moindres mais la dispersion des *SNR* est également diminuée et est à l'image de la variation du *SNR* à l'entrée de la structure, soulignant une nouvelle fois leur plus petite sensibilité aux changements morphologiques brusques.

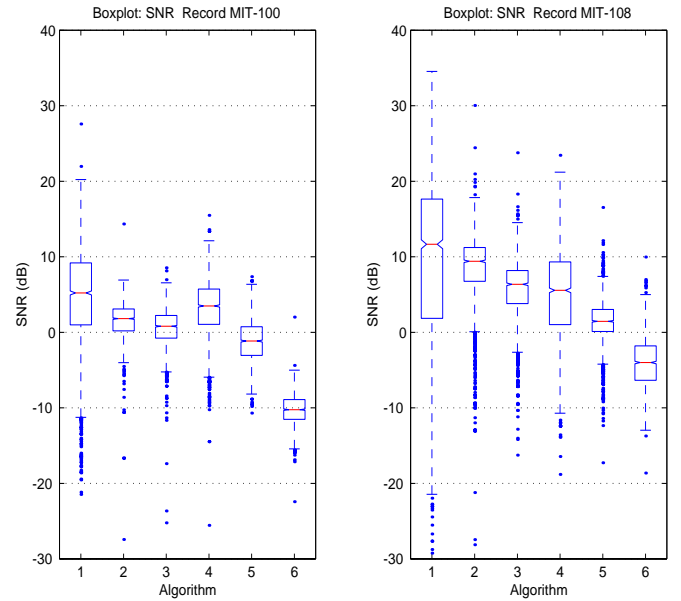


FIG 3 : Représentation par Boîte à moustaches des rapports Signal à Bruit mesurés à la sortie des structures $St_1 \textcircled{1}$, $St_2(2)$, $St_3(3)$, $St_{b4}(4)$, $St_{b5}(5)$ et à l'entrée (6) sur la totalité des fichiers *100* et *108* de la base *MIT-BIH*.

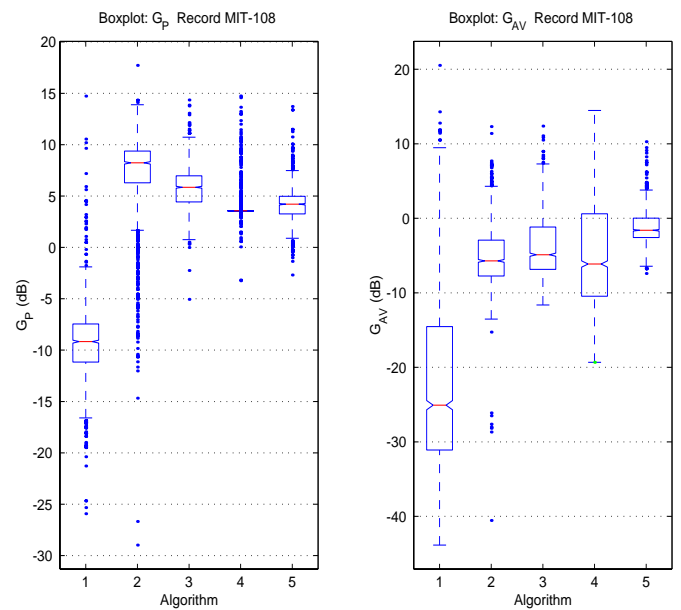


FIG 4 : Représentation par Boîte à moustaches des G_P et G_{AV} mesurés sur le fichier *108* à la sortie des structures $St_1 \textcircled{1}$, $St_2(2)$, $St_3(3)$, $St_{b4}(4)$, $St_{b5}(5)$.

Enfin, l'étape d'annulation adaptative peut être limitée au seul complexe QRS et permettre dès lors l'analyse de la repolarisation ventriculaire (onde T). Même si les résultats n'ont pas été reportés, la hiérarchie et les constats établis dans les paragraphes précédents restent identiques.

4. Conclusion

L'analyse comparative des performances sur des situations concrètes *Holter* illustre parfaitement que la rapidité de convergence pour l'annulation du QRS se fait au prix des performances globales. En effet, en régime stationnaire et établi (cas de fichier 100) les structures de filtrage St_1 et St_{b5} présentent les meilleures performances. En contexte bruité, St_1 conserve ses propriétés (au prix cependant d'une plus grande dispersion) tandis que St_{b5} voit ses performances chutées en dessous de celles des architectures St_2 et St_3 . Il convient de préciser que ces deux dernières présentent, dans tous les cas, les dispersions de SNR les plus réduites. Le modèle le plus complexe, le RN , qui de plus utilise un apprentissage, ne permet pas d'améliorer les performances. Les compromis qualité d'atténuation, dispersion réduite de SNR et simplicité de mise en œuvre suggèreraient de retenir un simple filtre adaptatif avec un pas d'adaptation variable.

Références

- [1] Reddy S, Elko P, Chistenson D, Rowlandson GI. *Detection of P waves in resting ECG: A Preliminary Study*. In : Computers in Cardiology 1992. Los Alamitos: IEEE Computer Society Press, 1992: 87-90.
- [2] Fokapu O, Girard JP. *A New Approach for P Wave Detection Using Analytic Signal*. In: Proc. Annual Int. Conf. IEEE/EMBS 1993;400-401.
- [3] Stridh M., Sornmo L., Holm M., Olsson B., Satter F., *Spectral analysis and time-dependent properties of atrial fibrillation in the surface ECG*. In: Proc. Annual Int. nf. IEEE/EMBS, Hong-Kong, 1998.
- [4] Oficjalska B., *Morphologie de l'onde P du signal ECG. Analyse de forme des signaux bidimensionnels : mesure d'effets pharmacologiques sur les ondes P, QRS et T en représentation temps-fréquence*. Thèse de l'Université de Nice, 1994.
- [5] Clavier L. *Analyse du signal ECG en vue du dépistage de la fibrillation auriculaire*. Thèse de l'Université de Rennes I, 1997.
- [6] Gritzali F, Frangakis G, and Papakonstantinou G. *Detection of the P and T waves in an ECG*. Comp. Biom. Res. 1989; 22:83-91.
- [7] Stridh M, Sörnmo L. *Spatiotemporal QRST cancellation techniques for improved characterization of atrial fibrillation in the surface ECG*. In: Proc. Annual Int. Conf. IEEE/EMBS 1997, 19: 48-49.
- [8] Thakor N, Yi-Sheng Z. *Applications of Adaptive Filtering to ECG Analysis: Noise Cancellation and Arrhythmia Detection*. IEEE Trans. Biom. Eng. 1991; 38,8:785-794.
- [9] DuFault R.A, Wilcox A.C. *Dual Channel P-wave detection in the surface ECG via the LMS algorithm*. In: Proc. Ann. Int. Conf. IEEE/EMBS;1986. 325-328.
- [10] Aboulnasr T. Mayyas K. *A Robust Variable Step-Size LMS-Type Algorithm: Analysis and Simulations*. IEEE Trans. on Sig. Proc. 1997; 45, 3:631-639.
- [11] Elman JL. *Finding Structure in Time*. Cognitive Science 1990;14:179-211.

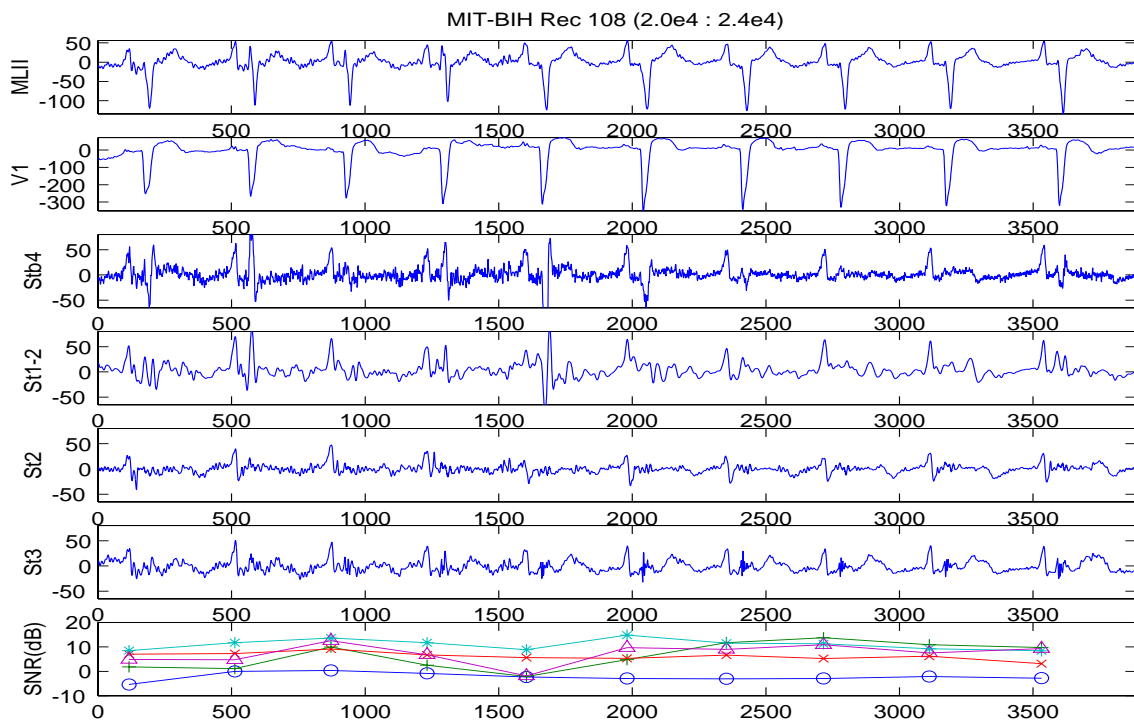


FIG 5 : Représentation de l'évolution du SNR battement à battement pour les différentes structures testés : original(-o-), $St_{b4}(++)$, $St_1(\Delta-)$, $St_2(-x-)$, $St_3(-*-)$.