

DIXIEME COLLOQUE SUR LE TRAITEMENT DU SIGNAL ET SES APPLICATIONS

NICE du 20 au 24 MAI 1985

UNE NOUVELLE METHODE DE SYNCHRONISATION APPLIQUEE
AU TRAITEMENT DES SIGNAUX ELECTROCARDIOGRAPHIQUES

S. JESUS*, H. RIX*, A. VARENNE**

* Laboratoire Signaux et Systèmes, UA 814 du CNRS-Université de Nice, - 41 Bd Napoléon III- 06041 Nice Cedex
** Laboratoire de Cardiologie (CRECEC), Service de Cardiologie (Pr. MORAND) Hôpital Pasteur- 06031 Nice Cedex.

RESUME

Une nouvelle méthode d'estimation du retard entre deux signaux déterministes identiques à un facteur multiplicatif près et bruités a été publiée par deux des auteurs. Le but de cette communication est de montrer l'efficacité de cette méthode dans le traitement des signaux électrocardiographiques (ECG) par sommation synchrone. Appliquée en électrocardiographie Haute Amplification (ECGHA) la sommation synchrone vise à extraire les bas potentiels cardiaques (His, post-potentiels,...). De façon classique la synchronisation de chaque battement est effectuée sur le complexe QRS : la sommation sera donc d'autant plus efficace que les bas potentiels à extraire seront proches du QRS et physiologiquement liés à celui-ci. La méthode proposée permet de synchroniser sur une partie du signal (onde P ou onde T) dans laquelle le rapport signal à bruit (S/B) est relativement faible et où les méthodes traditionnelles (seuil de pente ou de niveau, corrélation) manquent de précision. L'application de la méthode à la sommation d'ondes P provenant d'un sujet sain, au repos et après un effort, prouve son efficacité.

SUMMARY

A new method of time delay estimation between two identical deterministe signals corrupted by noise have been published by two of the authors. The aim of this paper is to show the efficiency of the method in electrocardiograms (ECG) processing using averaging techniques. Averaging method applied in high amplification ECG is used to extract low cardiac potentials (e.g. His signal, sinusal potential). Currently, signal alignment is made by detecting the QRS complex : so averaging will be the more efficient that the low potentials to be extracted will be near the QRS and physiologically related to it. The proposed method makes it possible to synchronize on the P (or T) wave, wich has a rather low SNR (compared to R-wave) and where the current methods (level or slope threshold, correlation) are lacking of accuracy. Applying the method to P wave averaging, in the case of healthy person, at rest and after exercise, proves its efficiency.



1. INTRODUCTION

L'enregistrement et l'analyse du potentiel électrique cardiaque sont effectués depuis le début du siècle, (Einthoven, 1903). Si les électrocardiographes modernes sont très loin des appareils d'enregistrement du début, le nombre de renseignements et les méthodes d'analyse n'ont pas beaucoup changé. L'apparition de nouvelles méthodes de traitement numérique du signal sont en train de révolutionner l'électrocardiographie en permettant d'étudier, par électrodes de surface, les micro potentiels cardiaques. Le recueil de ces micro potentiels issus du système de commande et de conduction cardiaque n'étaient, en effet, accessibles que par l'utilisation de cathéter-électrodes intra-cardiaques (Puech [1] et Scherlag [2]). En 1973 E.J. Berbari [3], N. Flowers [4] et M.J. Stopczyk [5] ont démontré que la haute amplification et l'étude large bande du signal électrocardiographique (ECG) permettaient l'analyse des bas potentiels par simple recueil à la surface du corps. Cette technique est dite d'électrocardiographie haute amplification (ECGHA).

La haute amplification et l'élargissement de la bande passante permettent d'acquérir un signal ECG plus riche en informations (bas potentiels en particulier), mais aussi avec davantage de bruit (bruit dû à l'activité musculaire, à l'électronique ou au rayonnement électromagnétique extérieur). L'élimination du bruit se fait, en général, par sommation synchrone d'une série de battements cardiaques (couramment de 100 à 300). Cette technique de sommation est applicable chaque fois qu'on doit extraire un signal répétitif noyé dans un bruit additif de moyenne nulle. En supposant un alignement parfait le rapport signal à bruit (S/B) est amélioré d'un facteur \sqrt{N} après N sommations. L'efficacité de la sommation synchrone dépend fortement de la précision de la synchronisation et de la conservation de la forme des signaux à sommer.

Dans le traitement du signal ECG la synchronisation de chaque cycle cardiaque se fait, de façon classique, par détection du complexe QRS (fig.1) qui est la partie du signal ayant le rapport S/B le plus élevé, permettant ainsi la détection la plus précise. On suppose alors que le bas potentiel à extraire est à distance constante du point de synchronisation (QRS). Cette hypothèse est généralement admise pour les signaux proches du QRS et dont la nature physiologique est liée à la dépolarisation ventriculaire ; par exemple le potentiel hissien (intervalle H-V) et les post-potentiels situés dans l'espace S-T. Toute variation de l'intervalle de temps entre le bas potentiel et le point de synchronisation introduit un "jitter" qui a pour effet d'aplatir le signal moyen. On a donc intérêt

pour réduire ces variations, à avoir un point de synchronisation (précis) le plus près possible du signal à extraire,

Nous proposons une nouvelle méthode de synchronisation [6] permettant d'étendre les possibilités de la sommation synchrone à des potentiels autres que ceux liés au complexe QRS.

Après un bref rappel de la méthode (deuxième partie) nous montrons, en troisième partie, les résultats obtenus par synchronisation sur une partie du signal ECG qui est l'onde P (fig.1), pour laquelle le rapport S/B est relativement faible comparé à celui du QRS.

2. RAPPEL DE LA METHODE

Le principe de la méthode est donné en [6]. Nous rappelons brièvement sa mise en oeuvre et les résultats importants obtenus en simulation.

* Mise en oeuvre

Dans la pratique on dispose d'une série de réalisations bruitées du signal déterministe $s(t)$ de la forme :

$$(1) \quad r_i(t) = k_i s(t-D_i) + n_i(t) \quad (i=1, \dots, N)$$

Nous travaillerons, en général, sur la partie positive

$$(2) \quad r_i^+(t) = \max(r_i(t), 0)$$

Ce qui assure la positivité de la surface

$$(3) \quad A_i = \int_a^b r_i^+(t) dt$$

a et b étant des bornes de l'intervalle d'observation. Si nous ne nous intéressons qu'aux signaux déterministes strictement positifs, cette opération n'a pour conséquence que la modification de la séquence de bruit sans modifier le signal. En nous limitant aux signaux à support borné (signaux répétitifs du type biologique par exemple) nous pouvons définir

$$(4) \quad R_i(t) = \left(\int_a^t r_i^+(x) dx \right) / A_i \quad a \leq t \leq b$$

comme l'intégrale normée de $r_i^+(t)$. En présence de deux réalisations $r_i(t)$ et $r_j(t)$ décalées l'une par rapport à l'autre d'une quantité $D_{ij} = D_i - D_j$ on calcule pour une série de valeurs $\tau_k (k=1, \dots, M)$ la quantité :

$$(5) \quad Q_{ij}(\tau_k) = \int_a^b \left(R_i(t) - R_j(t - \tau_k) \right) dt$$

Sans bruit $Q_{ij}(\tau_k)$ est une fonction affine de τ_k . L'exploitation de la régression des $Q_{ij}(\tau_k)$ par rapport aux τ_k , dans le cas bruité, nous permet de définir un estimateur \hat{D}_{ij} du décalage D_{ij} par le passage à zéro de



UNE NOUVELLE METHODE DE SYNCHRONISATION APPLIQUEE
AU TRAITEMENT DES SIGNAUX ELECTROCARDIOGRAPHIQUES

la droite de régression $y=aT+b$

On obtient :

$$(6) \quad \hat{D}_{ij} = b/a$$

Mathématiquement la synchronisation des deux signaux à partir de l'estimation (6) revient tout simplement à la mise en coïncidence des "temps moyens" des deux signaux.

Par rapport aux méthodes usuelles d'estimation des temps de retard (méthode de chan-Riley-Plant [7], maximum de la fonction d'intercorrélation [8], [9] pente moyenne de la courbe de phase [10], etc...) la méthode proposée présente l'avantage de la simplicité (détection du passage à zéro d'une droite). Contrairement aux méthodes citées notre méthode travaille uniquement sur le signal temporel.

* Performances en simulation

L'étude en simulation [6] a été effectuée sur des profils gaussiens. Dans le cas d'un décalage aléatoire D , d'écart-type σ_D , toute technique de synchronisation n'a de sens que si l'écart-type σ_Δ de l'erreur de synchronisation Δ est inférieure à σ_D . C'est pourquoi le calcul empirique du gain $G = \sigma_D/\sigma_\Delta$, en fonction de σ_D , précise les limites d'application de la méthode proposée [6]. Notons que l'aplatissement du signal moyen entraîne une perte du rapport S/B exprimé par le coefficient $1/\sqrt{1+\sigma_\Delta^2/\sigma^2}$ où σ est le coefficient d'évanouissement du signal $s(t)$.

3. APPLICATION A L'ETUDE DES ONDES P

Les signaux ECG réels ont été enregistrés au Laboratoire de Cardiologie de l'Hôpital Pasteur (CRECEC). Les électrodes ont été placées suivant l'axe bipolaire Y utilisé de façon classique en vectocardiographie. Lors de l'enregistrement nous avons choisi une bande passante de 5-300 Hz et des amplifications de 3 000 environ pour le signal moins amplifié (fig. 1a) et entre 60 000 et 110 000 pour le signal hautement amplifié (fig. 1 b). Les signaux, ainsi amplifiés et filtrés, ont été enregistrés sur bande magnétique de façon synchrone sur deux pistes séparées.

L'acquisition numérique a été effectuée par un mini-calculateur LSI 4/90 (Computer Automation) à la fréquence d'échantillonnage de 1 000 Hz ; la quantification a été réalisée sur 12 bits pour une sensibilité d'entrée de ± 10 V.

Chaque battement a subi une première synchronisation à l'aide d'une détection de niveau sur l'onde R (fig. 1a).

Après détection une durée de 300 ms a été prélevée sur chaque battement. Dans notre cas le début des

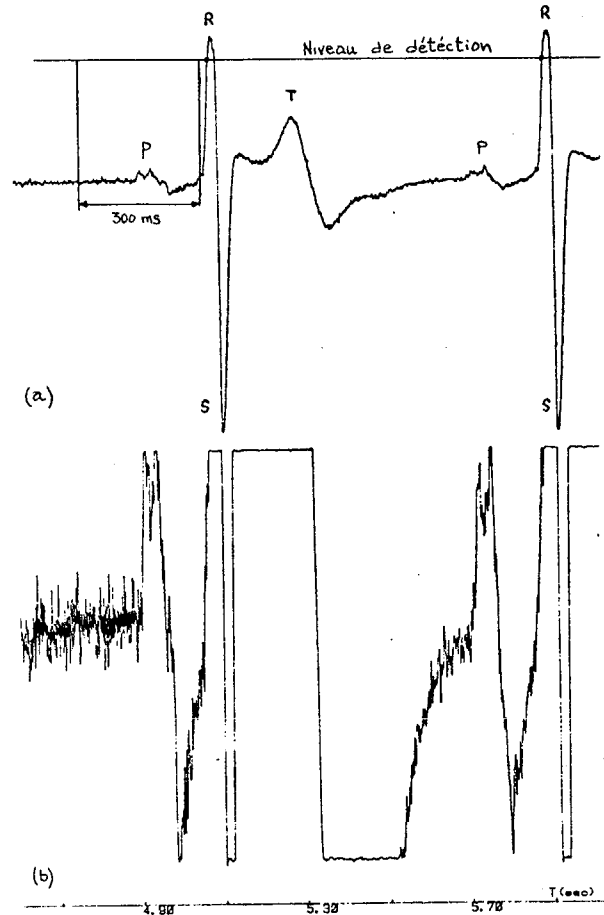


Fig : 1- Signal électrocardiographique (a) pour détection et synchronisation (amplification 3000) et (b) même signal hautement amplifié (amplification 112 000).

300ms a été choisi de façon à englober l'onde P précédant chaque QRS.

Pour tester la méthode nous avons sommé N ondes P hautement amplifiées en synchronisant soit de façon classique sur l'onde R, soit directement sur l'onde P en appliquant notre méthode.

Deux sortes d'enregistrements ont été réalisés sur un sujet sain :

- ENR1 - sujet au repos : pulsation : 64 battements /min
- ENR2 - récupération d'un effort léger : pulsation : 84 battements/min au départ.

Les figures 2 et 3 représentent les résultats obtenus à partir des fichiers ENR1 et ENR2 respectivement : a) avec synchronisation sur l'onde R et

b) avec synchronisation sur l'onde P. Dans chacune des figures nous pouvons voir l'évolution du signal moyen au cours de la sommation ; nous avons représenté 20,40,60,80 et même 100 (dans la fig.3) signaux sommé.



UNE NOUVELLE METHODE DE SYNCHRONISATION APPLIQUEE
AU TRAITEMENT DES SIGNAUX ELECTROCARDIOGRAPHIQUES

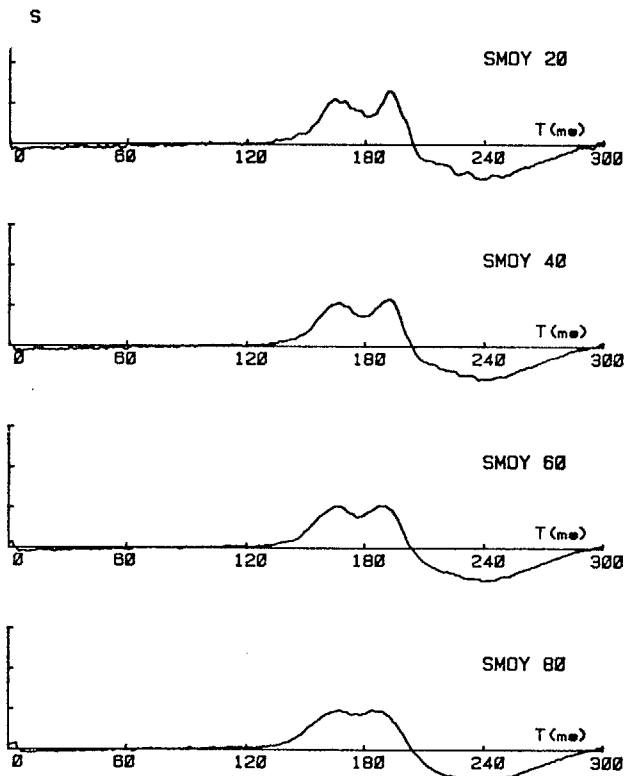


Fig.2a- Sujet au repos : onde P obtenue par moyennage de 20,40,60 et 80 battements :
- avec synchronisation sur R ;

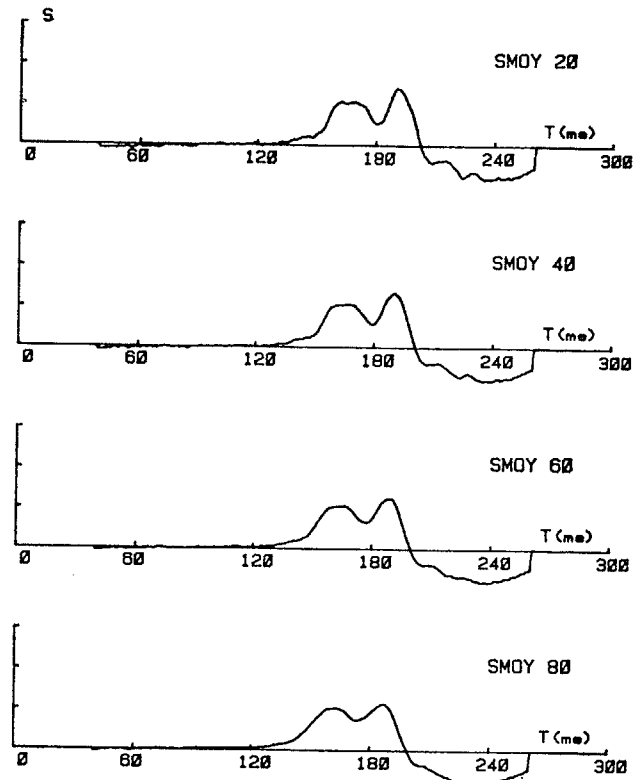


Fig.2b- Sujet au repos : onde P obtenue par moyennage de 20,40,60 et 80 battements :
- avec pré-synchronisation sur R puis synchronisation sur P.

Dans le cas de l'enregistrement effectué au repos (fig.2) nous pouvons constater en comparant les séries de tracés a) et b) que la forme moyenne de l'onde est sensiblement conservée en b) alors qu'en a) elle est aplatie et déformée par l'effet de "jitter".

En analysant la fig.3 on peut remarquer par comparaison des tracés a) et b) :

- aplatissement et déformation en a) par rapport à b)
- on constate aussi que les faibles potentiels dans l'espace P-R proches de l'onde P présents dans SMOY 20 en a) et b) ont disparu en SMOY 100 de a) mais sont toujours présents en SMOY 100 de b). Cette remarque est aussi valable pour le petit potentiel "d'amorçage" précédant l'onde P.

4. CONCLUSION

Nous avons appliqué une nouvelle méthode de synchronisation au traitement des signaux ECG réels. Les résultats obtenus nous ont permis de constater son efficacité dans l'estimation de la structure fine de l'onde P. Grâce à la méthode proposée il a été possible d'extraire les faibles potentiels liés à l'activité auriculaire (précédant et suivant l'onde P). L'amélioration apportée par la méthode est

d'autant plus sensible que l'espace P-R est variable (cas de l'effort). Nous avons cependant démontré que la finesse de la méthode était suffisante pour obtenir une amélioration même dans le cas d'un P-R faiblement variable : cas d'un sujet au repos.

Une étude semblable peut être effectuée sur une autre partie de l'ECG, telle que l'onde T.

Finalement on peut considérer que la méthode proposée élargit de façon considérable les possibilités de l'électrocardiographie haute amplification dans la mesure où elle permet une étude locale plus fine du signal cardiaque.

UNE NOUVELLE METHODE DE SYNCHRONISATION APPLIQUEE
AU TRAITEMENT DES SIGNAUX ELECTROCARDIOGRAPHIQUES

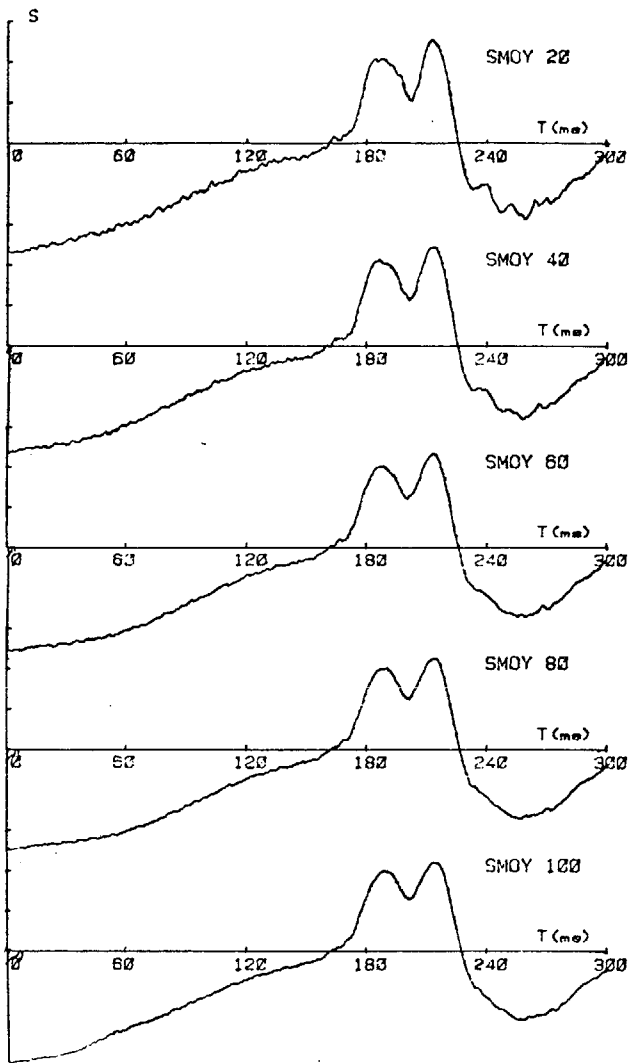


Fig.3a-Sujet en récupération d'un effort léger :
onde P obtenue par moyennage de 20,40,60,80
et 100 battements : avec synchronisation sur R

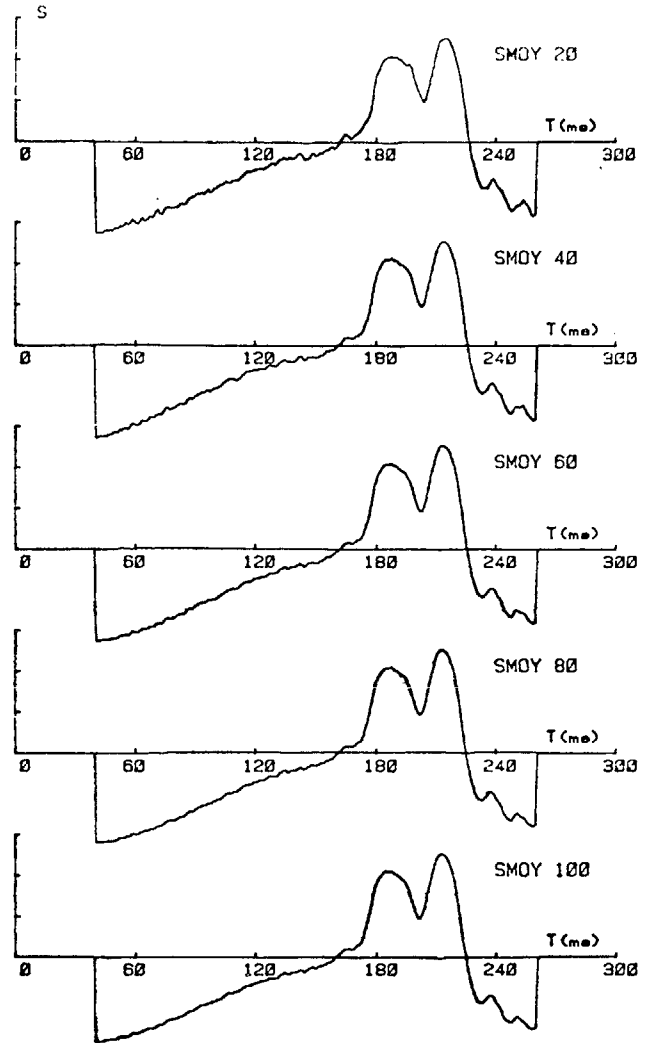


Fig.3b-Sujet en récupération d'un effort léger :
onde P obtenue par moyennage de 20,40,60,80
et 100 battements : avec pré-synchronisation
sur R puis synchronisation sur P.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] PUECH P., GROLLEAU R. "L'activité du faisceau de His normal et pathologique" Sandoz Editions 1972.
- [2] SCHERLAG B.J, LAUS.H, HELFANT R.H, BERKOWITZ W.D STEIN D., DAMATO A.N., "Catheter technique for recording his bundle activity in man " Circulation, 39, 13, 1969.
- [3] BERBARI E.J., LAZZARA R., SAMET P., SCHERLAG B.J. "Non invasive technique for detection of electrical activity during the P-R segment". Circulation 48, 1005, 1973.
- [4] FLOWERS N.C, HORAN L.G, "His bundle and bundle branch recordings from the body surface". Circulation 48, Supl. IV : IV-102, 1973.
- [5] STOPCZYK M.J., KOPE J., ZOCHOWSKI R.J, PIENIAK M., "Surface recording of electrical heart activity during the P-R segment in man by a computer averaging technique" Ircs Int. Res. Comm. System, 1973.
- [6] RIX H., JESUS S. C.R. Acad. Sc, Paris, t. 299, série II, N°8 (1984), p299.
- [7] CHAN Y.T., RILEY J.M., PLANT J.B., IEEE Trans. ASSP 28, n°1, 1980, p8-16.
- [8] KNAPP C.H., CARTER G.C., IEEE Trans. ASSP, 24, 1976 p 320-327.
- [9] SCARBROUGH K., TREMBLAY R.J., CARTER G.C., IEEE Trans ASSP, 31, n°5, 1983, p 1191-1196.
- [10] CHAN Y.T., HATTIN R.V, PLANT J.B, IEEE Trans ASSP 26, n°3, 1978, p 217-222.

