

TRAITEMENT DU SIGNAL E.C.G.
PAR LISSAGE, FILTRAGE ET IDENTIFICATION ADAPTATIVE

Sérgio JESUS et Hervé RIX

Laboratoire "Signaux et Systèmes" ERA CNRS 835 -
41 Bd. Napoléon III - 06041 Nice Cedex.

Résumé : Une méthode de lissage, filtrage et identification adaptative est appliquée au signal électrocardiographique (ECG) et plus particulièrement à l'onde P, après une amplification d'environ 80 000. Une étude en simulation sur des profils gaussiens fortement bruités montre la robustesse des algorithmes. L'application à des signaux réels (enregistrés au Laboratoire de Cardiologie de l'Hôpital Pasteur, Dr. Varenne) donne une bonne estimation au "coup par coup" de la structure fine de l'onde P. Les résultats obtenus par ailleurs par d'autres chercheurs du laboratoire sur les potentiels évoqués auditifs précoces encouragent la recherche des bas potentiels cardiaques "battement par battement".

I. Introduction

Depuis des années on cherche à accroître le nombre de renseignements obtenus à partir de l'analyse du signal électrocardiographique. En 1969, Scherlag, propose l'exploration intra-cardiaque par cathéterisation pour l'étude in situ des faibles potentiels liés à l'activation du tissu spécialisé cardiaque.

Il a été démontré (E.J. Berbari [1], N Flowers [2] et M.J. Stopczyk [3]) que la haute amplification et l'étude large bande du signal ECG permettent l'obtention de renseignements supplémentaires sur les phénomènes électriques cardiaques, par simple recueil de surface, donc sans aucun moyen effractif. Cette technique est dite d'électrocardiographie haute amplification (ECHA).

L'amplification du signal ECG recueilli en surface augmente l'amplitude du signal utile mais aussi le niveau du bruit parasite d'origine physiologique (musculaire et osseuse) ou électromagnétique (lié à l'environnement).

Dans le cas du signal de His, par exemple, le signal utile est de quelques microvolts pour un niveau de bruit de l'ordre d'une dizaine de microvolts au moins ! Il reste donc à estimer le signal utile. La méthode généralement utilisée jusqu'à présent, dans ce domaine, est la sommation synchrone. Cette méthode, très courante dans la recherche neurosensorielle, utilise le fait que le signal recherché est répétitif et que le bruit est aléatoire, additif et de moyenne nulle.

L'efficacité de la sommation synchrone dépend fortement de la conservation de la forme des signaux à sommer et de la précision de la synchronisation. On obtient de toute façon une estimation du signal moyen sur N battements : ceci interdit la connaissance d'une éventuelle évolution du signal au cours des N battements.

Des études récentes (N. Flowers et col. [4] et W.J. Wajszczyk et col. [5]) montrent l'intérêt de l'obtention du signal cardiaque "battement par battement". Les auteurs cités emploient une méthode qui remplace la sommation temporelle par une sommation spatiale ceci en multipliant le nombre d'électrodes de recueil.

Une autre idée permettant l'obtention du signal recherché "battement par battement" est de traiter chaque réalisation par des méthodes faisant appel à la modélisation des systèmes. Nous proposons dans la deuxième partie une représentation interne par modèle d'état discret pouvant s'adapter au processus à étudier. L'identification des paramètres de ce modèle et l'estimation du signal sont effectués par un algorithme de lissage, filtrage et identification adaptative dérivé des travaux de Lainiotis [6] : l'algorithme partitionné généralisé (Generalized Partitioned Algorithms - GPA).

Nous exposons dans la troisième partie l'étude de robustesse effectuée en simulation.

Finalement, en quatrième partie, nous donnons les résultats obtenus sur les signaux ECG réels : dans cette étude nous nous sommes intéressés à la structure fine de l'onde P battement par battement avec une amplification de l'ordre de 80 000, valeur intermédiaire entre l'ECG classique (<5000) et l'ECHA(>150 000).

II. Méthode

Le problème de l'estimation d'un signal déterministe noyé dans un bruit additif a été largement étudié.

Dans le cas d'un signal stationnaire dont on connaît la densité spectrale, le problème peut-être résolu par le filtre de Wiener.

Dans le cas où les paramètres du modèle d'état sont connus, la solution optimale du problème est donnée par le filtre de Kalman classique. Si, ni l'état ni les paramètres ne sont connus, on est conduit à appliquer des méthodes récursives d'identification des paramètres suivies par un filtrage destiné à estimer la trajectoire du signal. Dans ce type d'approches la représentation du signal se fait par un modèle du type ARMA, qui est en général associé à une hypothèse de stationnarité.

Ces méthodes donnent de mauvais résultats lors du traitement de signaux dont le rapport S/B est faible, inférieur à 0dB.

La méthode que nous proposons ne fait aucune supposition sur la stationnarité du signal recherché. Elle travaille en temps différé et elle cherche à estimer par lissage, en une seule étape, les paramètres du modèle et le signal désiré. La seule connaissance supposée a priori est l'ordre du modèle d'état choisi.

Modélisation du signal :

Considérons un signal $z(k)$ représenté par la modèle ARMA classique :

$$z(k) = -a_1 z(k-1) - \dots - a_p z(k-p) + b_1 u(k-1) + \dots + b_p u(k-p)$$

Dans [7] cette représentation est équivalente au modèle d'état :

$$\begin{cases} x(k+1) = J x(k) + \theta(k) z(k) & ; x(0) = x_0 \neq 0 \\ z(k) & = C x(k) \\ y(k) & = z(k) + v(k) \end{cases}$$

avec

$$J = \begin{bmatrix} 0 & & & 0 \\ 1 & \ddots & & \\ & \ddots & \ddots & \\ 0 & & \ddots & 0 \end{bmatrix} \quad C = [0 \dots 0 1] \quad \theta(k) = \begin{bmatrix} -a_p \\ \vdots \\ -a_1 \end{bmatrix}$$

modèle dans lequel x_0 est l'état initial inconnu à partir duquel le système évolue de façon "autonome". La séquence $v(k)$ est une réalisation d'un processus de bruit blanc gaussien centré. On cherche alors à estimer les paramètres a_i , le signal $z(k)$ et l'état initial x_0 . C'est pourquoi, nous avons choisi un algorithme de lissage dérivé des travaux de Eulrich, Andrisani et Lainiotis [6] basé sur le partitionnement de l'état initial du modèle : l'algorithme partitionné généralisé (GPA).

Algorithme Partitionné Généralisé :

L'apport essentiel des algorithmes partitionnés est l'estimation par lissage de l'état initial.

Dans le cas général (GPA) le partitionnement est :

$$\hat{x}(0) = \hat{x}_n(0) + \hat{x}_r(0)$$

où $\hat{x}_n(0)$ est l'état partiel nominal gaussien connu et qui regroupe la connaissance a priori ; $\hat{x}_r(0)$ est le reste, gaussien et inconnu supposé indépendant de $\hat{x}_n(0)$. L'état nominal $\hat{x}_n(0)$, connu a priori, génère la trajectoire dite de référence par application d'un filtre de Kalman classique : $\hat{x}_n(k/k)$ ($k=1 \dots N$). Ce filtre est, dans le cas où le modèle n'est pas connu, conditionné par les paramètres $\hat{\theta}_j$ estimés à l'itération précédente.

L'adaptativité de l'algorithme se traduit par le renouvellement à chaque itération de cette trajectoire de référence grâce au calcul du terme $\hat{x}_r(0)$. La théorie sur le partitionnement nous permet de calculer à chaque itération j sur tout l'horizon de données $[0, N]$ une valeur lissée $\hat{x}_r(0/N)$; et d'obtenir ainsi une estimation de l'état à tout instant k : $\hat{x}(k/k)$.

L'estimation de l'état initial $\hat{x}(0/N)$, et de sa matrice de covariance d'erreur $P_x(0/N)$, est importante dans la mesure où le signal $z(k)$ est reconstruit par un filtre de Kalman initialisé par ces deux quantités.

III. Simulation

Nous avons simulé l'application de l'algorithme à des signaux de profil gaussien d'écart type 1. Le bruit a été pris gaussien blanc et centré. Le rapport signal à bruit (S/B) a été déterminé par la relation

$$S/B(\text{dB}) = 20 \log_{10} \frac{s_{\max}}{4\sigma_b}$$

où s_{\max} est la hauteur maximale du signal pur et σ_b est l'écart type du bruit.

La figure 1 illustre un cas d'application. Un signal gaussien pur (a) a été bruité à 0dB(b) et -10dB(d). Les signaux estimés à partir de (b) et (d) sont respectivement (c) et (e).

Comme dans [7] nous avons constaté une reconstruction du signal relativement bonne malgré les très faibles rapports S/B.

Nous pensons que les résultats sont satisfaisants compte tenu de la simplicité du modèle choisi : modèle linéaire invariant d'ordre deux.

IV. Application à l'estimation d'ondes P

Les signaux ECG réels ont été enregistrés au laboratoire de Cardiologie de l'hôpital Pasteur (CRECEC : Dr. Varenne). Les électrodes ont été placées suivant les trois axes bipolaires classiques X,Y,Z utilisées en vectocardiographie. La bande passante utilisée a été choisie de 0,5 à 300 Hz et le gain imposé de 80 000. Les signaux ainsi amplifiés et filtrés ont été enregistrés sur bande magnétique. L'acquisition sous forme numérique a été effectuée par un ordinateur LSI 4/90 (Computer Automation) à la fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz et une quantification du signal à 12 bits pour une sensibilité de $\pm 10V$. La détection de chaque complexe cardiaque, a été réalisée par un détecteur de niveau en général sur l'onde R.

La figure 2 montre, à gauche, 7 ondes P (voie Y) consécutives bruitées et, à droite, les mêmes ondes P traitées par l'algorithme proposé. Nous avons obtenu une bonne reconstruction des signaux et ceci en ne supposant aucune connaissance a priori ni sur les paramètres du modèle

$$\hat{\theta}(0) = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \end{pmatrix}, \text{ ni sur l'état initial } \hat{x}(0) = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \end{pmatrix}.$$

La convergence a été relativement rapide (4 à 5 itérations) et peu influencée par les initialisations.

V. Conclusion

Nous présentons une méthode de traitement de signaux ECG permettant l'obtention du signal déparasité battement par battement.

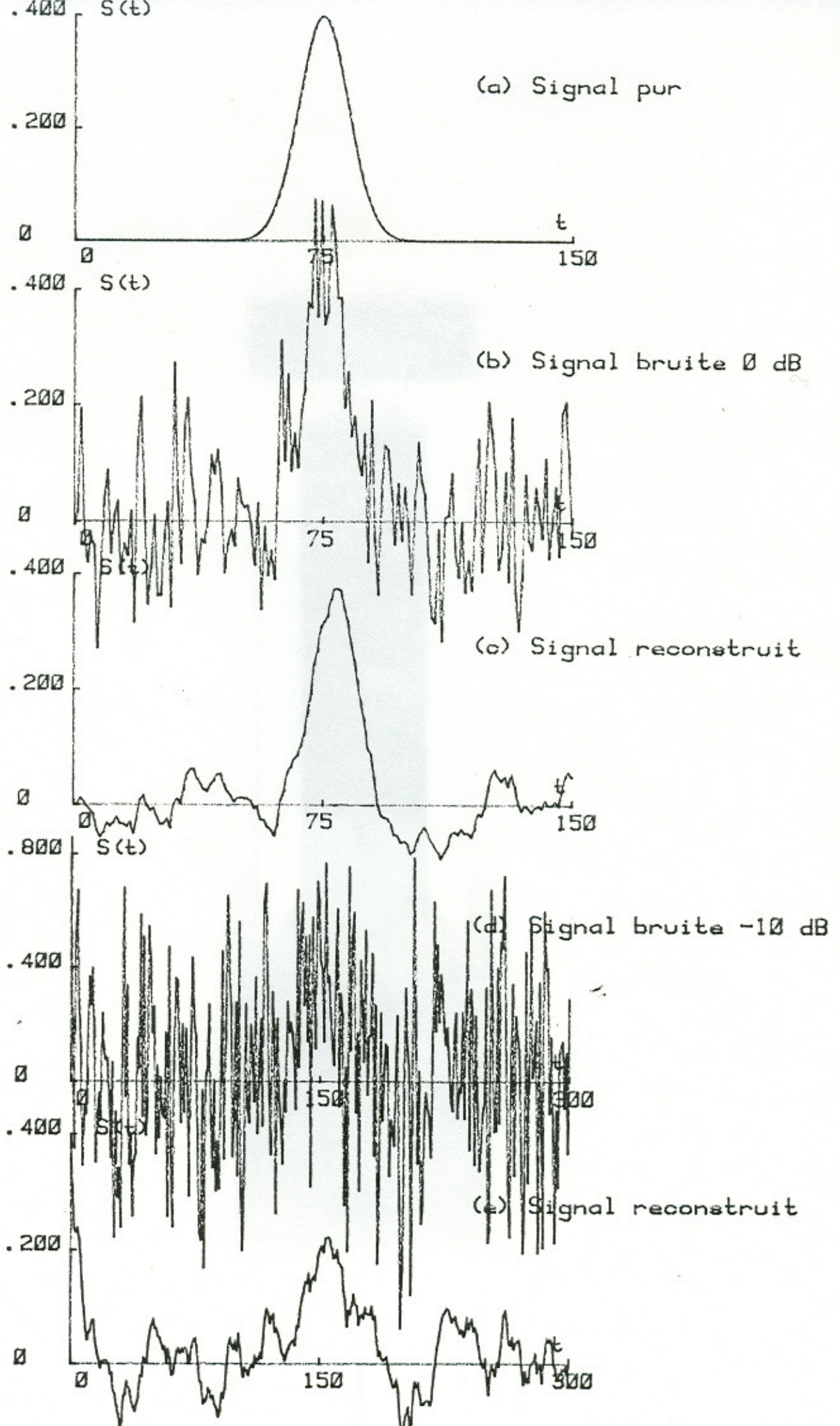
Les résultats présentés sur les signaux réels nous ont permis de constater l'efficacité de la méthode dans l'estimation de la structure fine de l'onde P. L'obtention du signal cardiaque de façon précise battement par battement ouvre la voie à l'étude de l'évolution de la forme et la position des composantes de l'ECG au cours du temps.

Les travaux de G. Alengrin et M. Rosso [8] sur les potentiels évoqués auditifs précoces montrent la robustesse de la méthode dans l'estimation de signaux très bruités et laissent prévoir son application à l'estimation des bas potentiels cardiaques en ECHA.

Le grand avantage étant dans ce cas l'obtention du bas potentiel à chaque battement.

Références

- [1] 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.
- [2] Flowers N.C, Horan L.G. "His bundle and bundle branch recordings from the body surface". Circulation 48, Supl. IV : IV-102, 1973.
- [3] 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.
- [4] Flowers N.C., Shrartsman V., Kennelly B.M., Sohi G.S., Horan L.G. "Surface recording of His-Purkinje activity on a every-beat basis without digital averaging". Circulation 63, N°4, 1981.
- [5] Wajszczuk W.J., Palko T., Bauld T., Przbylski J., Rubenfire M. "Signal processing and current status of non-invasive recording of the cardiac conduction system activity on a "beat-to-beat" basis".
- [6] Eulrich B.J., Andrisani D., Lainiotis D.G. "Partitioning Identification Algorithm" IEEE Trans. Automatic control vol AC-25, N°3, June 1980.
- [7] Alengrin G., Rosso M. "On the use of Partitioned Algorithms in signal processing" MECO 83 Measurement and control - Athenes Aug. 1983.
- [8] Alengrin G., Rosso M. "Adaptive identification and filtering of noisy signals" EUSIPCO 83, Sept. 1983, Erlangen.



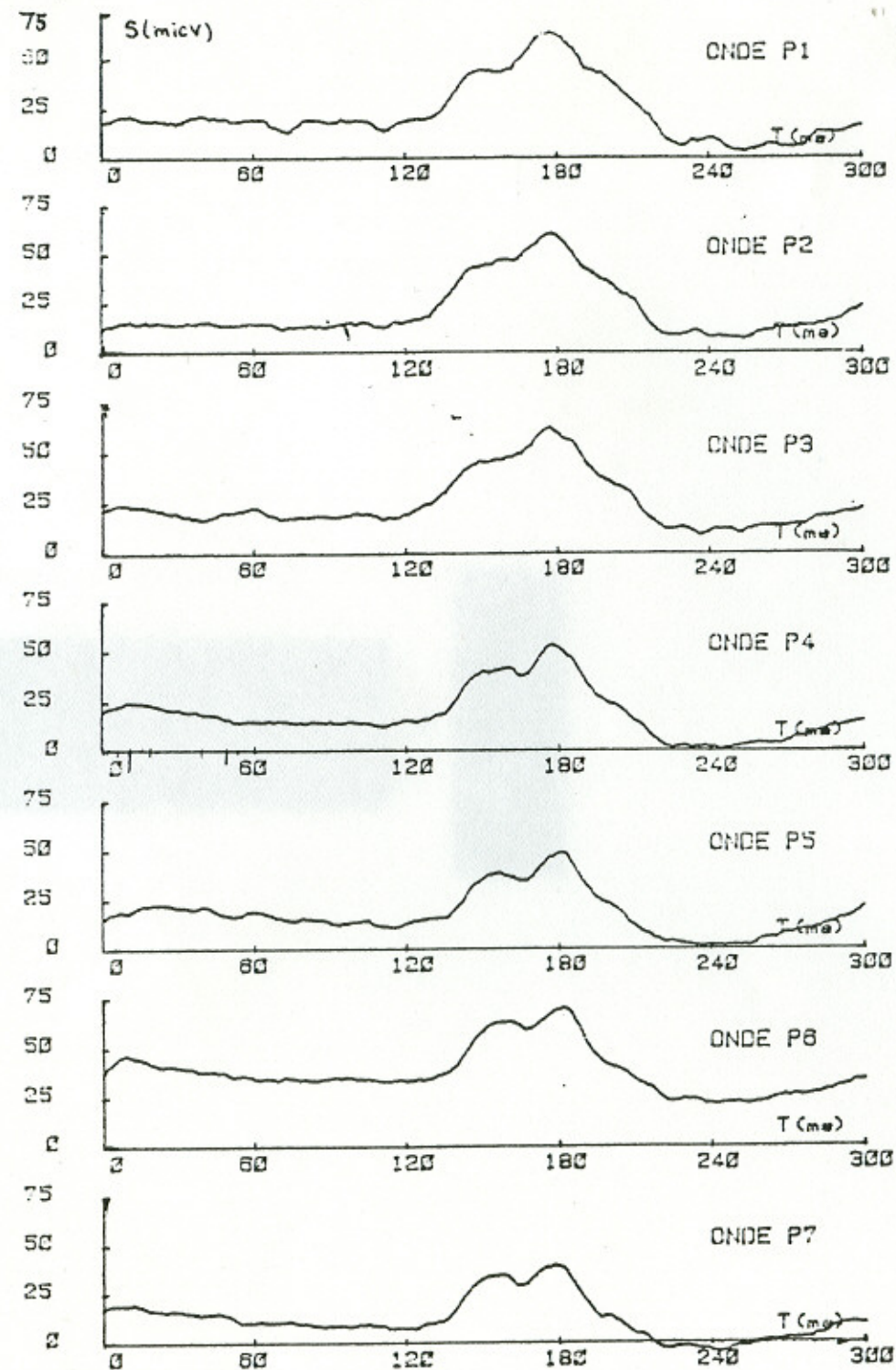
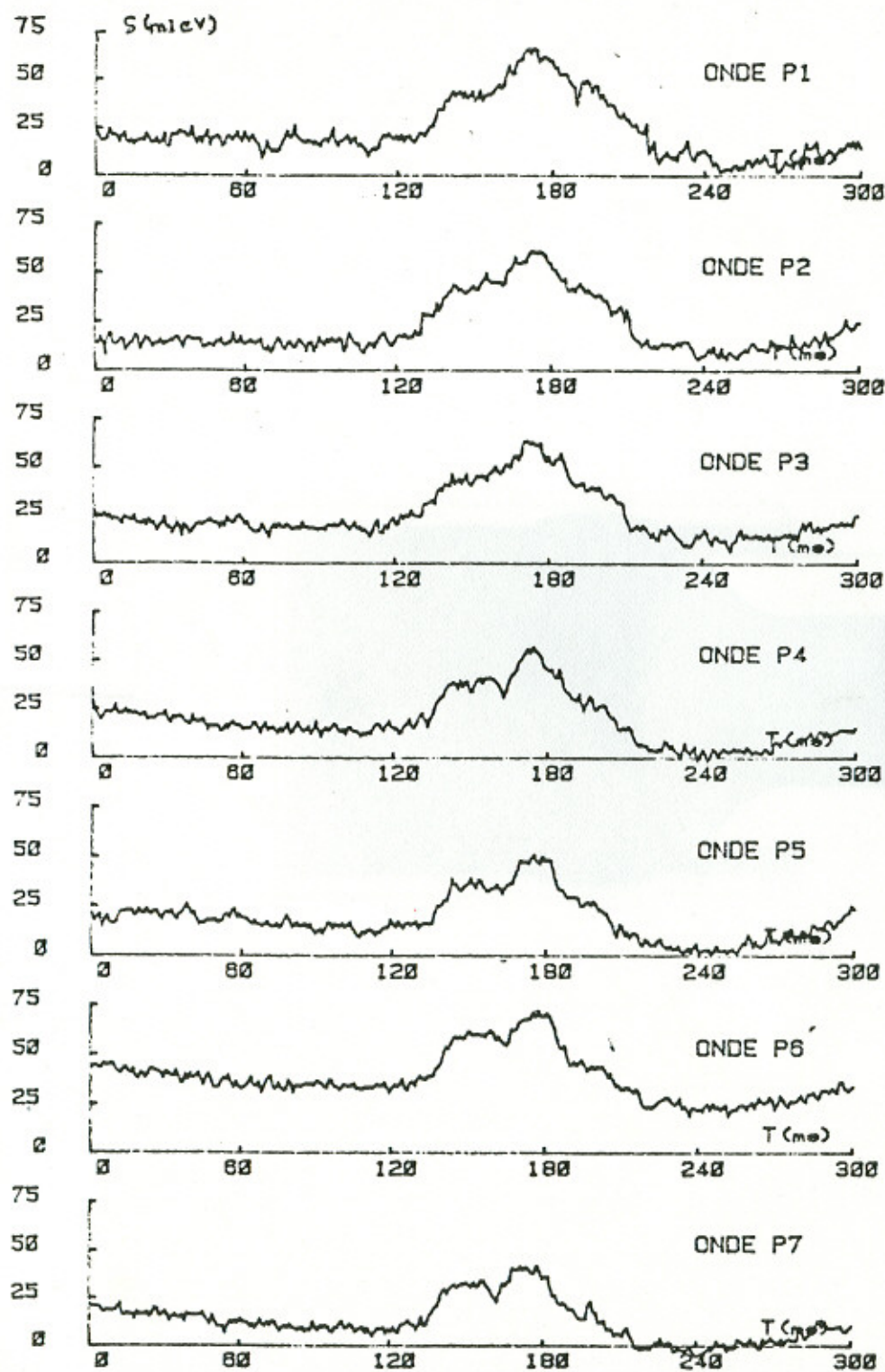


Fig. 2