

APPLICATION DES POTENTIELS EVOQUES VISUELS STATIONNAIRES A L'EXAMEN DES ENFANTS EN BAS-AGE. ETUDE PRELIMINAIRE

BOCQUET X.*, CHARLIER J.*, ZANLONGHI X..**

*** UNITE 279 INSERM**

(directeur : MOSCHETTO Y.)

**** Service d'Exploration Fonctionnelle de la Vision**

(directeur : HACHE J.C.).

RESUME

Le recueil des potentiels évoqués visuels (PEV) des sujets peu coopérants tels que les enfants en bas-âge est difficile du fait de la brièveté de leurs périodes d'attention. L'objet de cette étude est d'évaluer une nouvelle méthode d'examen capable d'extraire la réponse évoquée beaucoup plus rapidement que les méthodes classiques, grâce à l'utilisation d'une stimulation visuelle rapide et d'une analyse fréquentielle réalisée en temps réel.

Après le rappel des caractéristiques des potentiels évoqués visuels stationnaires, cet article décrit l'adaptation de cette technique à une utilisation en clinique ophtalmologique ainsi que les résultats préliminaires obtenus chez l'adulte et chez un jeune enfant de 4 ans.

**MOTS-CLES : POTENTIEL EVOQUE VISUEL, TRAITEMENT DU SIGNAL,
VISION ENFANT.**

**PRELIMINARY STUDY OF STEADY-STATE VISUAL EVOKED
POTENTIAL FOR YOUNG CHILDREN EXAMINATION.**

ABSTRACT

The recording of visual evoked potential (VEP) is difficult for non cooperative subjects because of their short periods of attention. The purpose of this study is to evaluate a new steady state technique allowing a faster extraction of responses than conventional techniques by fast visual stimulation and real time frequency analysis of the response.

After a recall of steady state visual evoked potentials characteristics, the specific problems involved in the implementation of this technique are analyzed.

Preliminary results on adults simulating losses of attention and on young children (4 years old) are presented.

**KEY-WORDS : VISUAL EVOKED POTENTIAL, SIGNAL PROCESSING,
INFANT VISION.**

APPLICATION DES POTENTIELS EVOQUES VISUELS STATIONNAIRES A L'EXAMEN DES ENFANTS EN BAS-AGE. ETUDE PRELIMINAIRE

BOCQUET X.*, CHARLIER J.*, ZANLONGHI X.**¹.

* UNITE 279 INSERM

(directeur : MOSCHETTO Y.)

** Service d'Exploration Fonctionnelle de la Vision

(directeur : HACHE J.C.).

INTRODUCTION

Les méthodes de potentiels évoqués (PEV) par moyennage ne donnent en général pas de bons résultats sur les sujets peu coopérants tels que les enfants en bas-âge car elles supposent des durées d'enregistrement des réponses incompatibles avec les capacités d'attention de ces patients.

La solution envisagée pour s'affranchir de ce problème consiste à réduire la durée d'obtention d'une réponse fiable. Pour cela, une stimulation visuelle de fréquence élevée (10 Hz) est utilisée en association à une analyse fréquentielle temps réel des signaux recueillis sur le scalp. Cet article présente la méthode d'analyse utilisée, son implantation en clinique ophtalmologique ainsi que les résultats préliminaires obtenus chez l'adulte et chez l'enfant en bas âge.

RAPPELS

Les PEV stationnaires sont des signaux électriques générés par le cortex visuel en réponse à une série de stimulations (changement de luminance ou changement de structure) répétées à intervalles brefs. La fréquence relativement élevée de ces stimulations (au delà de 5 Hz) empêche le système visuel de revenir à un état de repos. Il en résulte une série d'ondes d'activité électrique cérébrale synchrone à la stimulation visuelle. Cette synchronisation s'effectue avec un déphasage qui exprime le retard avec la dernière stimulation. Cette valeur est cyclique car elle prend des valeurs comprises entre 0 et 360 degrés, une période de stimulation correspondant à 360 degrés.

La seconde grandeur caractéristique est l'amplitude des réponses évoquées exprimée en microvolts.

La fréquence de stimulation exprimée en Hertz représente le nombre de fois par seconde où une stimulation identique est présentée. Pour une stimulation par flash, c'est le nombre d'apparitions du flash par seconde. Pour une stimulation par structure, c'est le nombre de renversements de la structure par seconde (Figure 1).

La fréquence de réponse est identique à la fréquence de stimulation. En fait, si la réponse est identifiée à une sinusoïde pure, l'expression temporelle peut se noter :

$$f(t) = A \sin (2 \Pi Ft + \emptyset)$$

avec \emptyset , déphasage de la réponse par rapport au stimulus,
A, l'amplitude de la sinusoïde et
F, la fréquence de la réponse.

¹Tirés à part : BOCQUET X., U279 INSERM, 1 rue Calmette, 59019 LILLE Cedex, FRANCE

Ce travail a été financé partiellement par une bourse doctorale de la DGRST.

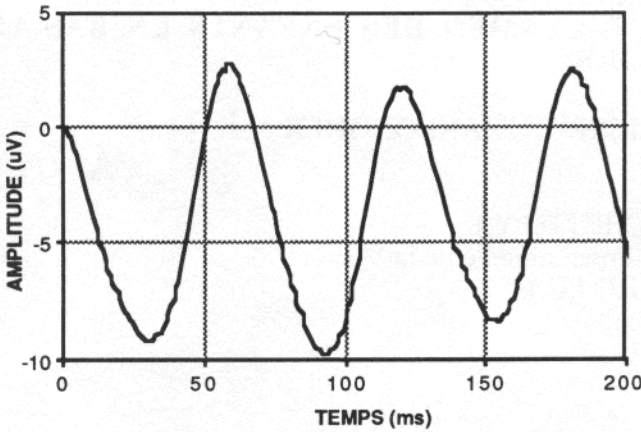


Figure 1

PEV obtenu par moyennage avec une stimulation de fréquence élevée.
(stimulation par renversement d'un damier de taille 30 minutes, à la fréquence de 8 Hz, moyennage de 100 réponses).

METHODE

Extraire la réponse bioélectrique visuelle du bruit de fond généré par l'électro-encéphalogramme revient à filtrer le signal électrique à la fréquence de stimulation. En effet, l'activité électrique globale du cerveau existe pour l'ensemble des fréquences temporelles et n'apporte qu'une faible contribution à la fréquence de stimulation [5]. Deux techniques d'extraction sont possibles pour effectuer le filtrage dans le domaine des fréquences.

La première consiste à utiliser un détecteur synchrone à quadrature de phase [6,7]. Cette technique analogique effectue deux multiplications électroniques du signal à filtrer avec le signal de synchronisation émis par le stimulateur et le même signal déphasé de 90 degrés. La valeur moyenne du produit obtenue par un filtre passe-bas fournit à la fois l'amplitude et la phase à la fréquence de stimulation [8]. L'action de ce filtre est équivalente à celle d'un filtre analogique de bande passante très étroite centrée sur la fréquence de stimulation.

La seconde technique utilise le même principe mais de manière digitale [9]. Le signal temporel est échantillonné puis multiplié numériquement par le cosinus et le sinus de la fréquence analysée, égale à celle de la stimulation. Ce calcul se réalise par Transformée de FOURIER Discrète (TFD).

Cette seconde technique présente un avantage majeur par rapport à la technique analogique : le signal est mis en mémoire, ce qui permet la réalisation en temps différé de traitements autres que la TFD : analyse temporelle ou analyse spectrale complète.

L'utilisation de la TFD nécessite de nombreuses précautions d'utilisation.

Premièrement, la sélectivité en fréquence est inversement proportionnelle à la durée de l'échantillon temporel analysé. Cette durée est un compromis entre la durée minimale nécessaire à une bonne sélectivité du filtre et la durée maximale pendant laquelle le signal est considéré comme stationnaire. Cette durée maximale dépend des périodes d'attention du patient.

Deuxièmement, la fréquence centrale du filtre équivalent de la TFD doit correspondre à la fréquence du signal de réponse, autrement dit de la stimulation. Cette condition doit être respectée d'une part pour ne pas atténuer l'amplitude de la réponse (picket-fence effect) et d'autre part pour ne pas altérer le déphasage entre stimulation et réponse [10]. Elle est réalisée si la durée d'analyse est un multiple exact de la période de stimulation.

Enfin, l'effet d'aliasing ou de repliement de spectre impose une fréquence d'échantillonnage supérieure à deux fois la fréquence haute du spectre du signal.

IMPLANTATION

L'implantation de cette technique a été réalisée sur le Moniteur Ophtalmologique, système d'examen des fonctions visuelles regroupant un ensemble d'instruments modulaires de stimulation visuelle et de recueil des signaux bioélectriques destinés à la clinique ophtalmologique.

Le Moniteur Ophtalmologique comprend un stimulateur à écran cathodique qui génère des structures dont la taille, la luminance et le contraste sont pilotés par ordinateur. La fréquence de balayage de l'écran est de 100 Hz, ce qui permet des stimulations aux fréquences sous multiples : 50 Hz, 25 Hz, 20 Hz, etc.

La chaîne d'acquisition électrophysiologique est composée d'un amplificateur de gain 12500 situé à proximité du patient. Le signal est filtré analogiquement entre 1 Hz et trois fois la fréquence de stimulation (effet de repliement). Il est ensuite digitalisé à une fréquence supérieure à 120 Hz et multiple de la fréquence de stimulation.

L'implantation de la méthode de filtrage par TFD a nécessité le développement d'un logiciel en assembleur sur un microprocesseur rapide (Z280) pour obtenir une vitesse de calcul suffisante pour la réalisation d'examen "en temps réel". En effet, l'examen électrophysiologique des enfants doit se réaliser avec un minimum de perte de temps. Le "temps réel" permet à l'examineur de détecter immédiatement une réponse et donc d'enchaîner aussi rapidement que possible les différents tests nécessaires, par exemple, à une estimation de l'acuité visuelle.

La TFD est calculée à chaque nouvelle stimulation et fournit une valeur d'amplitude et de phase qui sont alors présentées à l'écran de contrôle (Figure 2).

Chaque amplitude et phase visualisée à l'écran de contrôle résulte de l'analyse fréquentielle du signal sur une fenêtre temporelle de 1 à 2 secondes. Cette durée, multiple de la période de stimulation, est donc ajustée en fonction de la fréquence de cette dernière. Elle résulte d'un compromis entre la sélectivité fréquentielle du filtre équivalent (entre 0,5 et 1,0 Hz) et la stationnarité de la réponse (supposée liée à la vigilance du sujet examiné).

La durée totale de l'examen est comprise entre 10 et 15 s, ce qui correspond au calcul de 256 valeurs d'amplitude et de phase.

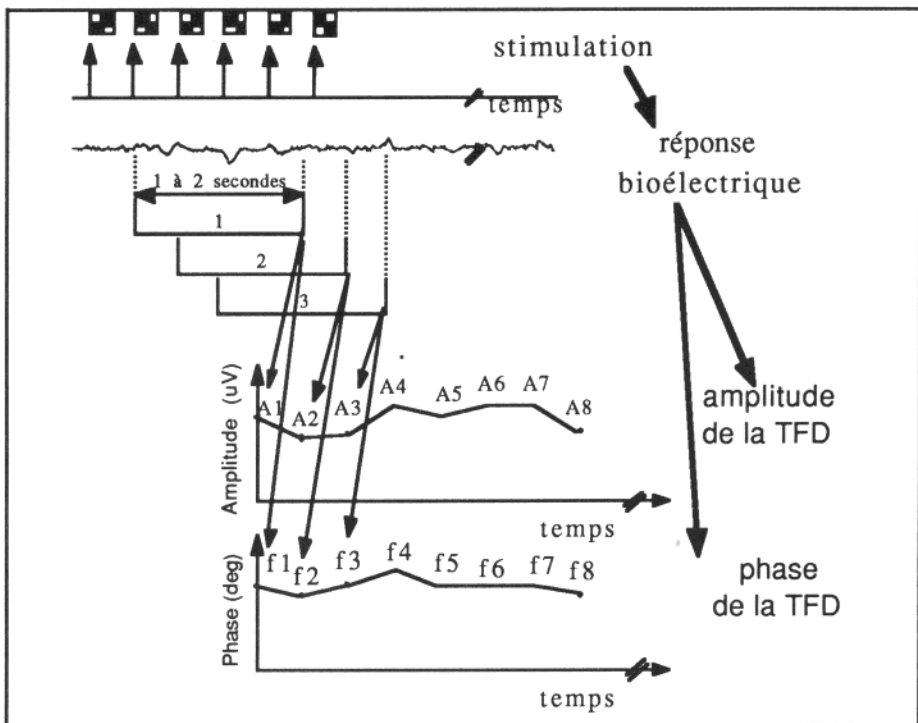


Figure 2

Calcul de l'amplitude et de la phase par fenêtre temporelle entrelacée.

RESULTATS ET DISCUSSION

Résultats obtenus chez l'adulte

Afin de vérifier l'intérêt de cette nouvelle méthode, une comparaison a été effectuée avec la méthode classique par moyennage chez un sujet adulte simulant des périodes d'inattention. Lorsque le sujet regarde attentivement l'écran de stimulation pendant toute la durée de l'examen (Figure 3), la réponse obtenue par la méthode de moyennage "classique" est caractérisée par une amplitude crête à crête de $12 \mu\text{V}$.

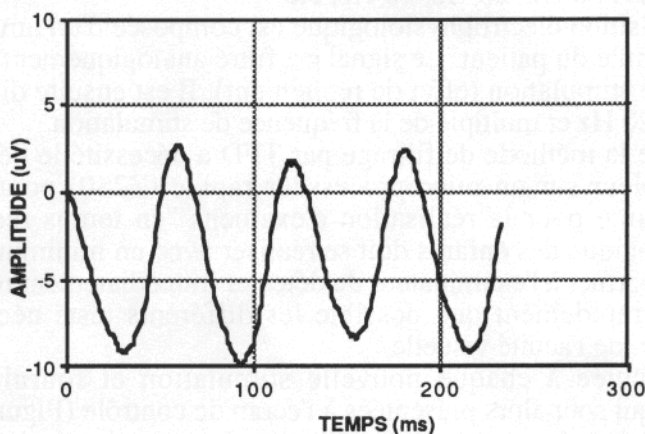


Figure 3

PEV obtenu par moyennage chez un sujet attentif pendant la totalité de l'examen.

(stimulation par renversement de damier de taille 30', période de renversement 60 ms, moyennage de 100 réponses).

Lorsque le sujet simule une mauvaise attention en ne regardant l'écran que pendant un tiers de la durée totale de l'examen (Figure 4), l'amplitude du signal est réduite à $4,5 \mu\text{V}$, soit environ 3 fois moins que lorsque le sujet est attentif de façon permanente. Chez les sujets non coopérants, l'amélioration du rapport signal sur bruit et l'amplitude du signal détecté sont donc extrêmement dépendantes de la durée relative des périodes d'attention.

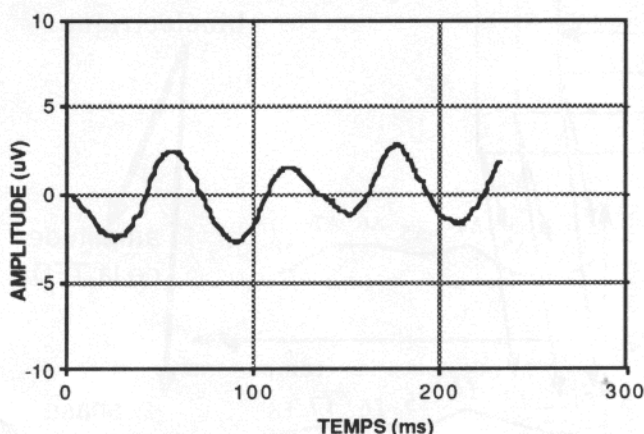


Figure 4

PEV obtenu par moyennage chez un sujet attentif pendant le premier tiers de l'examen seulement.

(mêmes conditions de stimulation que pour la figure 3).

Le même examen a été réalisé en utilisant l'analyse fréquentielle en temps réel.

Durant les 6 premières secondes pendant lesquelles le sujet est attentif à la stimulation, l'amplitude atteint environ $3 \mu V^1$ et la phase est constante (Figure 5).

Pour la suite de cet examen, l'amplitude décroît fortement et la phase prend des valeurs aléatoires : la réponse n'est plus synchronisée à la stimulation.

Ainsi dans des conditions similaires de manque d'attention, la méthode par analyse fréquentielle permet d'obtenir une estimation beaucoup plus fiable de l'amplitude de la réponse que la technique classique par moyennage.

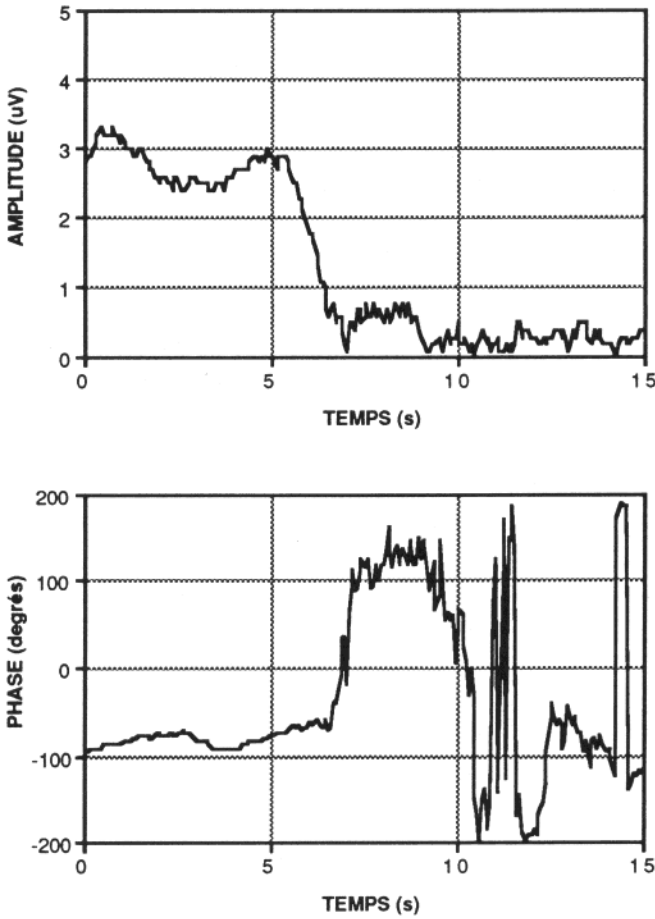


Figure 5

Résultat obtenu par TFD chez un sujet attentif pendant le premier tiers de l'examen

Les conditions de stimulation sont identiques à celles des figures 3 et 4. La courbe du haut montre l'évolution de l'amplitude de la réponse en fonction du temps. Celle du bas représente l'évolution simultanée de la phase. La TFD est réalisée à la fréquence de renversement du damier.

Résultats obtenus chez l'enfant

La figure 6 montre la réponse obtenue avec la méthode classique de moyennage chez un enfant de 4 ans peu attentif à la stimulation. L'analyse statistique des réponses[1] ne révèle aucun pic significatif. Il n'est pas possible de conclure sur la présence ou l'absence d'un dysfonctionnement visuel.

note 1 : L'amplitude calculée ici est une valeur quadratique moyenne alors que dans le cas précédent il s'agit de la valeur crête à crête du signal.

La figure 7 représente le résultat obtenu chez le même patient avec la méthode d'analyse fréquentielle et pour une même taille de damier. Une brève période de 2 à 3 secondes pendant laquelle l'amplitude est maximale et la phase stable permet de conclure à la perception du stimulus.

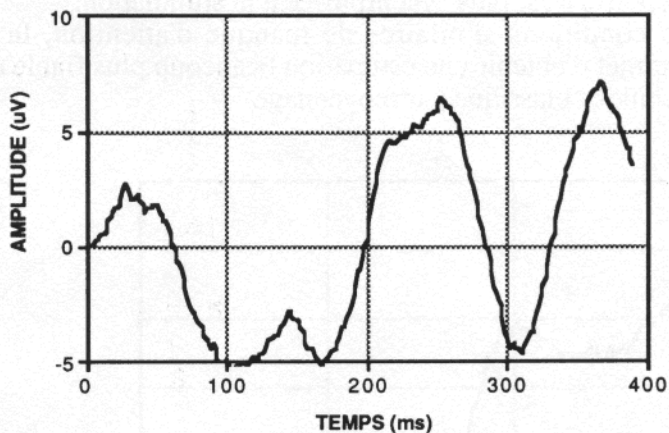


Figure 6
PEV obtenu par moyennage chez un sujet de 4 ans.
(damier 30', contraste 98%, fréquence 1 Hz).

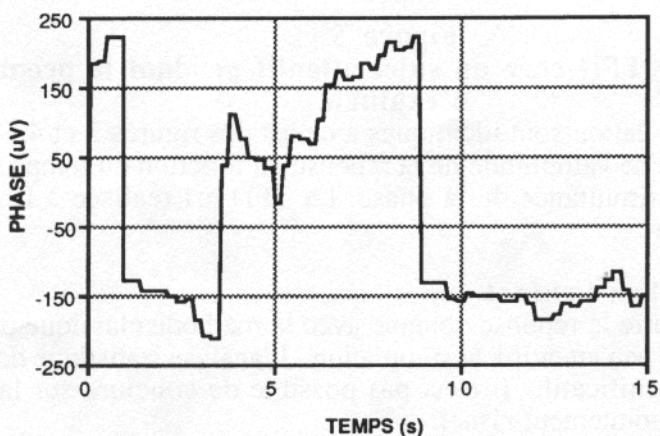
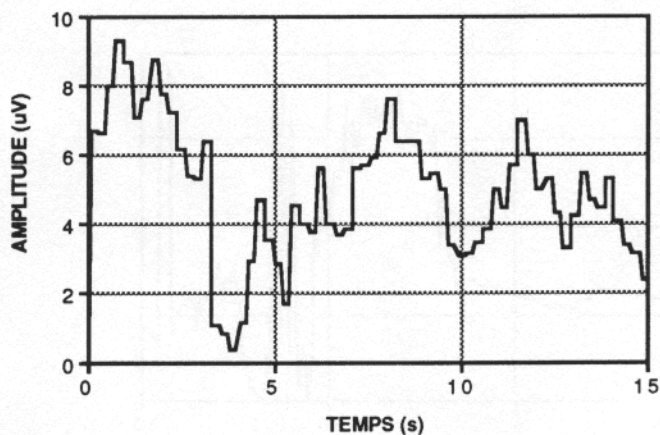


Figure 7
Résultat obtenu par TFD chez un sujet de 4 ans.
(mêmes conditions de stimulation que pour la figure 6)

CONCLUSION

Ces résultats préliminaires montrent l'intérêt de la méthode d'analyse fréquentielle pour l'enregistrement de réponses évoquées visuelles chez les sujets pour lesquels une attention soutenue est difficile à obtenir. Quelques secondes d'attention suffisent en effet pour extraire une réponse du bruit généré par l'EEG. Cette durée est 10 à 20 fois plus courte que pour l'obtention du PEV par la méthode d'accumulation classique. De plus l'extraction de la réponse en temps réel offre la possibilité d'adapter les stimulations suivantes en fonction des réponses obtenues précédemment et ainsi d'optimiser l'ensemble de l'examen. Ces résultats laissent envisager l'application de cette méthode pour compléter les examens électrophysiologiques réalisés chez les jeunes enfants.

BIBLIOGRAPHIE

- 1- HUGEUX J.P., CHARLIER J., HACHE J.C., MOSCHETTO Y. Validation et traitement assistés par ordinateur des signaux électrophysiologiques recueillis en clinique ophtalmologique chez les très jeunes enfants. *Innov. Tech. Biol. Med.*, 1985, **6** :407-419.
- 2- REGAN D. Some characteristics of average steady-state and transient responses evoked by modulated light. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 1966, **20** : 238-248.
- 3- NORCIA A.M., CLARKE M., TYLER C.W. Digital filtering and robust regression techniques for estimating sensory thresholds from the evoked potentials. *IEEE Eng.Med.Biol.*, 1985, **4** : 26-32.
- 4- CHARLIER J.R., NGUYEN D.D., HUGEUX J.P., PARIS V., BOCQUET X., DEFOORT S., HACHE J.C. Computer assisted evaluation of visual functions in non verbal children. *Doc. Ophthalmol. Proc. Series*, 1986, **45** : 244-251.
- 5- YOLTON R.L., ALLEN R.G., GOODSON R.A., SCHAFER D.L., DECKER W.D. Amplitude variability of the steady-state evoked potential (VER). *Am. J. Optom. Physiol.*, 1983, **60-8** : 694-704.
- 6- REGAN D.. Comparison of transient and steady-state methods. *Ann. N.Y. Acad. Sci.*, 1982, **388** : 45-72.
- 7- NELSON J.I., SEIPLE W.H., KUPERSMITH M.J., CARR R.E. Lock-in techniques for the swept stimulus evoked potential. *J. Clin. Neurophysiol.*, 1984, **1-4** : 409-436.
- 8- MAX J. Méthodes et techniques de traitement du signal et applications aux mesures physiques. Ed Masson, Paris 1981.
- 9- LABARRERE M., KRIEFF J.P. Le filtrage et ses applications. Ed. Cepadues, Toulouse 1978.
- 10- GADE S., HERLUSEN H. Use of weighting functions in DFT/FFT analysis. *Bruel & Kjaer Technical review*. Naerum Danmark, 1987.
- 11- BACHEN N.I. Detection of stimulus related activity in the electroencephalogram. *IEEE Trans. Biomed. EnG.*, 1986,33-6 : 556-571.