

ANALYSE EN TEMPS REEL DES POTENTIELS EVOQUES STATIONNAIRES

I- PRINCIPE ET METHODE

CHARLIER J., BOCQUET X., U279 INSERM-LILLE ZANLONGHI X., DHELLEMES S.,
HACHE J.C., CHR-LILLE

Revue d'Oto Neuro Ophtalmologie. 1990,8,18-21.

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. Une nouvelle méthode d'examen capable d'extraire la réponse évoquée beaucoup plus rapidement que les méthodes classiques est proposée. Cette méthode, implantée sur le MONITEUR OPHTALMOLOGIQUE, utilise une stimulation visuelle rapide associée à une analyse fréquentielle en temps réel de la réponse évoquée recueillie au niveau du scalp du patient. La stimulation est obtenue par des flashes ou des patterns de type "on-off" générés sur un écran cathodique dont la fréquence trame est de 100 Hz. Les réponses recueillies au niveau du scalp sont digitalisées à une fréquence multiple de la fréquence de stimulation et traitées en temps réel par transformée de Fourier discrète. L'amplitude et la phase du premier ou du second harmonique sont calculés sur une fenêtre temporelle de 1,88 secondes et visualisées sur l'écran de contrôle. Ce traitement équivaut à un filtrage avec une largeur de bande très étroite (0,53 Hz à -3 dB), ce qui permet une extraction rapide de la réponse. Par ailleurs, les données recueillies sont stockées en mémoire pour une analyse quantitative en temps différé de la fiabilité de la réponse à partir de la moyenne vectorielle et de l'écart type des amplitudes complexes.

INTRODUCTION

Les méthodes "classiques" d'analyse des potentiels évoqués visuels (PEV) par moyennage sont basées sur le principe de la stationnarité des réponses recueillies sur le scalp du patient. Ce principe stipule que les réponses restent identiques à elles mêmes pendant toute la durée de l'examen. Cette hypothèse est loin d'être vérifiée chez un jeune patient car il est extrêmement difficile de maintenir son attention pendant les quelques 60 secondes nécessaires au recueil des réponses. C'est probablement la raison pour laquelle les stimulations structurées nécessaires à une estimation de l'acuité visuelle ne donnent en général pas de bons résultats chez les très jeunes patients. La méthode de moyennage accorde autant d'importance aux réponses obtenues que le patient regarde ou non l'écran. Ainsi, par exemple, si la durée d'attention n'est que de 6 secondes sur une durée totale d'examen 10 fois plus grande, le résultat final n'est pas exploitable car la réponse moyennée est atténuée d'un facteur 10. Différents artifices ont été utilisés pour contourner ce problème : la superposition à la stimulation d'un dessin animé destiné à maintenir l'attention de l'enfant ou la validation des réponses par l'opérateur qui observe le comportement de l'enfant. Aucun de ces artifices ne

s'est révélé réellement satisfaisant dans la pratique clinique courante. Nous avons essayé d'apporter une réponse à ce problème en développant une technique originale d'analyse fréquentielle en temps réel permettant de détecter les réponses bioélectriques du système visuel beaucoup plus rapidement qu'avec les méthodes classiques et donc adaptée à la brièveté des périodes d'attention des jeunes patients.

Cet article présente les principes de cette nouvelle technique. Il explique la méthodologie employée pour analyser et contrôler la validité des réponses. Enfin, il décrit son implantation sur le MONITEUR OPHTALMOLOGIQUE dont le stimulateur écran cathodique a été utilisé pour produire des stimulus structurés et les amplificateurs pour le recueil des signaux électrophysiologiques.

Il est suivi d'un deuxième article qui présente les résultats préliminaires obtenus chez l'enfant en clinique ophtalmologique.

PRINCIPES DE L'ANALYSE EN TEMPS REEL DES PEV STATIONNAIRES

Quand le système visuel est stimulé à une fréquence supérieure à 5 Hz, il se produit un phénomène de synchronisation entre la stimulation et la réponse bioélectrique recueillie sur le scalp occipital. Ce phénomène décrit initialement sous le nom de "photic driving" par les électro-encéphalographistes (ADRIAN, 1946) correspond à un entraînement de l'activité électrique du système visuel qui n'a plus temps de revenir à l'état de repos entre deux stimulations successives. Dès les années 60, les techniques électroniques de détection synchrones (REGAN, 1966, KAUFMAN et PRICE, 1967) ont permis d'extraire ces réponses qui ont été appelées "steady state evoked potentials" ou "potentiels évoqués stationnaires". Leur morphologie s'apparente à une onde sinusoïdale caractérisée simplement par son amplitude et sa phase.

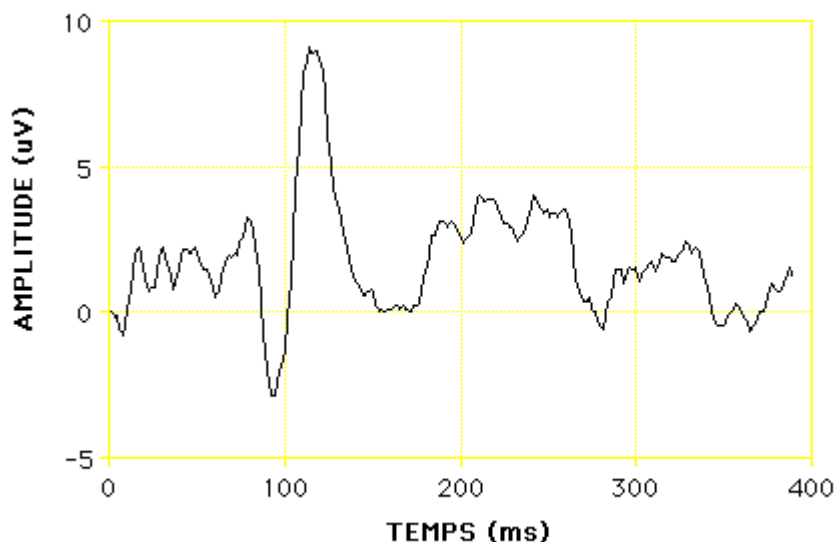


Figure 1 PEV obtenu avec stimulation de fréquence basse (1 Hz) Stimulation par renversement d'un damier de taille 30 minutes et à la fréquence de 1 Hz, moyennage de 100

réponses.
Noter la morphologie complexe de la réponse.

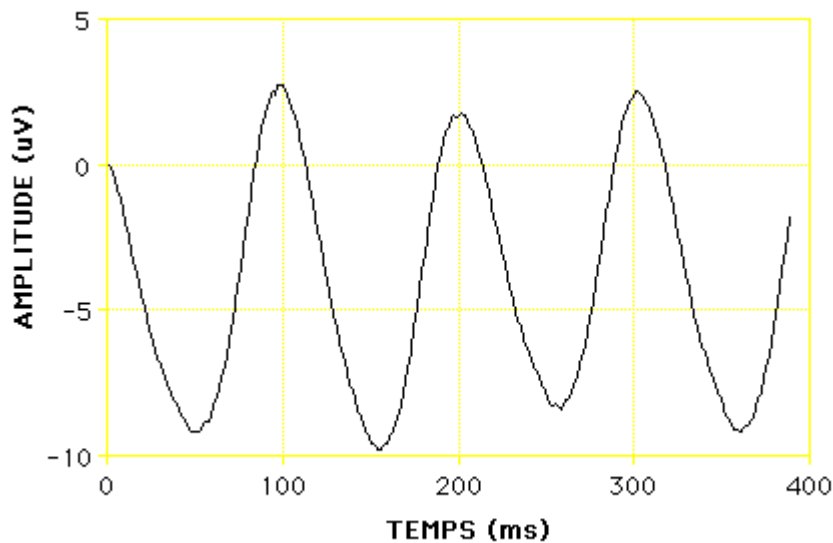


Figure 2 PEV obtenu avec stimulation de fréquence élevée (8 Hz). Stimulation par renversement d'un damier de taille 30 minutes et à la fréquence de 8 Hz, moyennage de 100 réponses. Noter la forme sinusoïdale de la réponse caractérisée par son amplitude et sa phase.

Les réponses obtenues avec une stimulation de fréquence élevée étant plus simples à caractériser que pour les PEV "classiques", elles sont plus faciles à extraire du signal recueilli sur le scalp. Autrement dit, la technique est plus sélective. Cette propriété a jusqu'à présent été utilisée pour extraire une réponse de très faible amplitude, par exemple pour l'estimation objective du seuil d'acuité visuelle (REGAN, 1975, TYLER, 1979) ou celle de la sensibilité au contraste (ORBAN, 1985). Dans ces applications, les différents auteurs font varier le paramètre du stimulus étudié (fréquence spatiale ou contraste) tout en enregistrant l'évolution de la réponse. Par exemple, la taille du damier est augmentée progressivement de sa valeur la plus grande à sa valeur la plus petite. Cette technique de balayage (ou "sweep" en anglo-saxon) permet d'obtenir en 20 à 30 secondes une courbe donnant l'amplitude de la réponse en fonction de la taille du damier. Une expérimentation personnelle a montré que la durée d'attention nécessaire à l'obtention d'un balayage complet est encore trop importante pour les sujets en bas âge. Les enregistrements sont peu fiables et difficilement reproductibles. Il faut en général un grand nombre d'enregistrements successifs pour en obtenir un satisfaisant, ce qui n'apporte guère d'amélioration par rapport à la méthode de PEV par moyennage "classique". Ceci nous a amené à une approche différente qui consiste en un "monitorage temps réel" des réponses évoquées. En effet, il est difficile de prédire les périodes d'attention de l'enfant. Ce n'est que par une analyse continue ou "monitorage" que des épisodes d'attention de courte durée peuvent être détectés. Par ailleurs, l'analyse et la visualisation des résultats "en temps réel" permettent à l'examineur de détecter immédiatement une réponse et donc d'enchaîner aussi rapidement que possible les différents tests nécessaires à une estimation de l'acuité visuelle.

METHODE D'ANALYSE

La réalisation d'un "monitorage temps réel" suppose une extraction la plus rapide possible de la réponse évoquée . Le principe retenu est d'analyser le contenu fréquentiel du signal afin d'y rechercher la composante correspondant à la stimulation. La sélectivité de cette analyse fréquentielle dépend directement de la durée de l'échantillon d'analyse. Ainsi, pour une analyse portant sur 3,76 s (Figure 3), la largeur du filtre est de 0,26 Hz. Si l'analyse est réalisée sur une bande de fréquence centrée sur la fréquence de stimulation (8,30 Hz), c'est la totalité de l'activité bioélectrique comprise entre 8,17 Hz ($= 8,30 - 0,26/2$) et 8,43 Hz ($= 8,30 + 0,26/2$) qui est détectée. En réduisant la durée d'analyse à 0,940 s (Figure 4), la largeur du filtre augmente à 1,04 Hz. L'activité électrique est alors détectée entre 7,78 Hz et 8,82 Hz. La sélectivité du filtre diminue, ce qui se traduit par un pic de réponse beaucoup plus "émoussé".

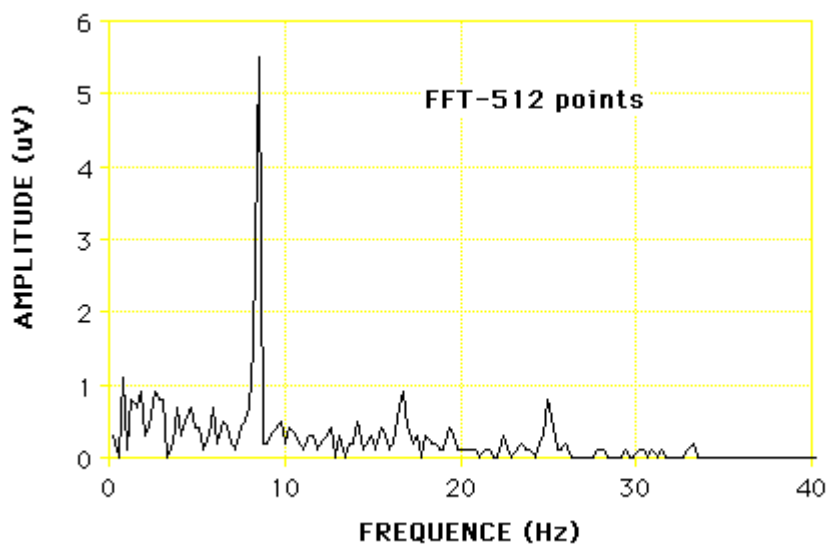


Figure 3 Analyse spectrale sur une durée de 3,760 s.
Stimulation par renversement d'un damier de taille 30 minutes et à la fréquence de 8,3 Hz.

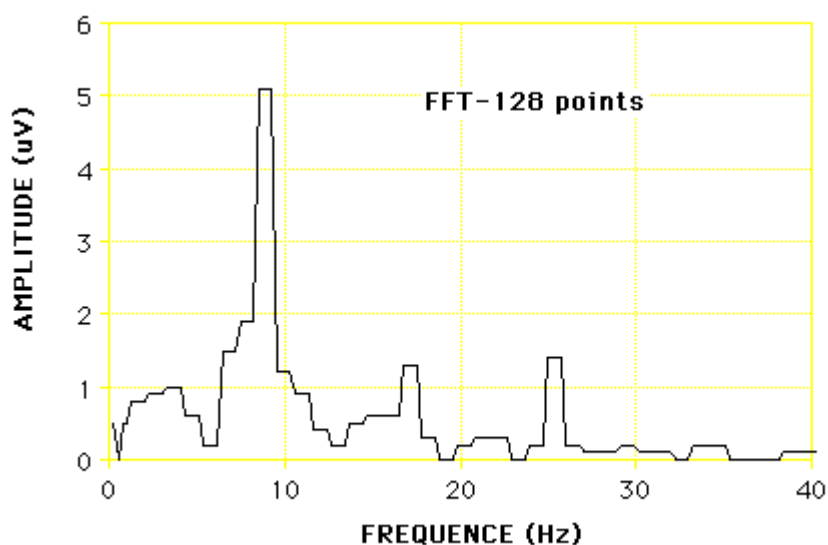


Figure 4 Analyse spectrale sur une durée de 0,940 s. mêmes conditions de stimulation que pour la Figure 3.

Le choix de la durée d'analyse est donc le résultat d'un compromis. Plus cette durée est courte, moins le filtre est sélectif dans le domaine fréquentiel et moins il est à même de dissocier la réponse à la stimulation visuelle d'autres activités bioélectriques telles que le rythme alpha de l'électro-encéphalogramme dont la bande de fréquence se situe au voisinage de la fréquence d'analyse. Plus cette durée est longue, moins le filtre est sélectif dans le domaine temporel et moins il est à même de détecter la réponse au cours d'une période d'attention brève. Le compromis qui a été retenu après les premières expérimentations cliniques est celui d'une durée d'analyse de 1,880 s, correspondant à un filtre de largeur 0,53 Hz. A chaque instant, le signal enregistré pendant les 1,880 s qui précèdent est analysé pour en extraire l'amplitude et la phase à la fréquence de stimulation. Ce calcul est renouvelé à chaque stimulation, soit 12 fois par seconde pour une stimulation à 8,3 Hz. Le résultat est affiché à l'écran "en temps réel" sous la forme de deux courbes traduisant l'évolution de l'amplitude et de la phase de la réponse en fonction du temps (Figure 5) .

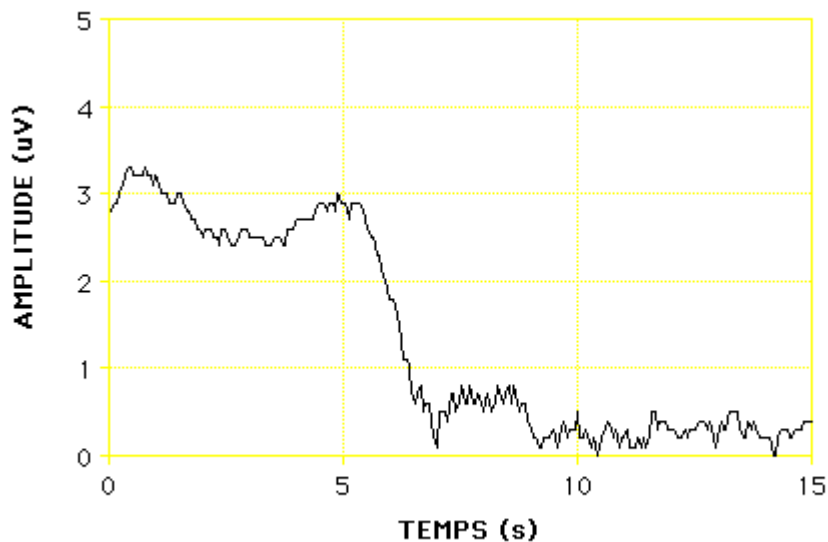


Figure 5 Monitoring temps réel de la réponse évoquée.

Stimulation par renversement de damier de taille 30' et de fréquence 8,3 Hz durant le premier tiers de la durée d'enregistrement.

L'exemple précédent montre l'évolution de la réponse lorsque la stimulation est interrompue. Durant les premières secondes pendant lesquelles le sujet est stimulé, l'amplitude de la réponse atteint environ 3 uV et sa phase est stable, indiquant une parfaite synchronisation avec la stimulation. Lorsque la stimulation est interrompue, l'amplitude de la réponse diminue fortement et la phase devient instable, ce qui est caractéristique de l'absence de synchronisation avec la stimulation. La valeur de l'amplitude de la réponse et la stabilité de la phase sont deux critères permettant de décider de la présence d'une réponse. En cas d'incertitude, une analyse complémentaire est réalisée sur les données digitalisées. Il s'agit d'une analyse spectrale complète, c'est à dire à toutes les fréquences et non plus uniquement à la fréquence de stimulation comme précédemment. Cette analyse demande un volume de calcul important qui ne peut être réalisé simultanément à l'enregistrement (en temps réel). Les données doivent donc être stockées sur disque magnétique pour être analysées à l'issue de

l'examen, en temps différé. L'analyse spectrale est réalisée sur un échantillon temporel sélectionné par l'opérateur. L'interprétation de cette analyse est basée sur la comparaison de la réponse à la fréquence de stimulation à celle des fréquences voisines. Ainsi, l'analyse effectuée durant la période de stimulation correspondant à la figure 4 met en évidence un pic à la fréquence de stimulation (8,3 Hz) nettement dissocié de l'activité bioélectrique aux fréquences avoisinantes (Figure 5). Par contre, ce pic n'apparaît pas durant la période d'absence de stimulation (Figure 6).

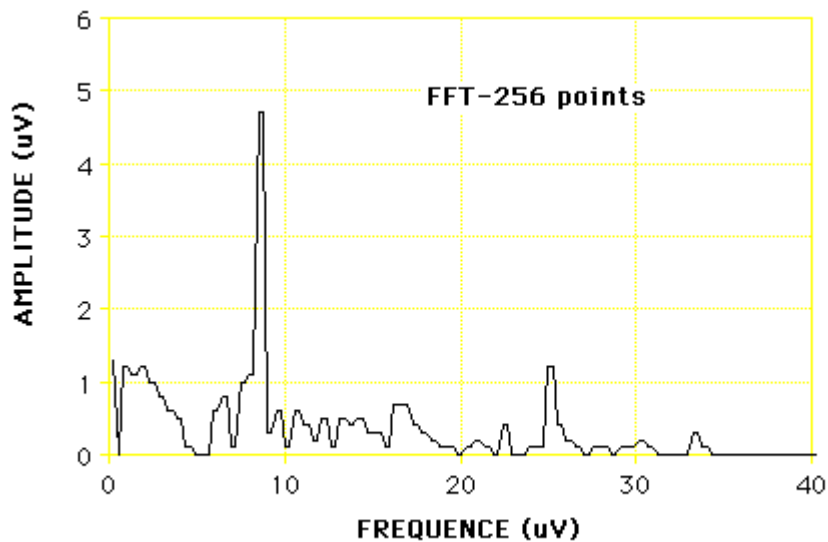


Figure 6 Analyse spectrale de la réponse avec stimulation . Mêmes données que la figure 5. Analyse sur une durée de 1,880 s pendant la première période de l'enregistrement.

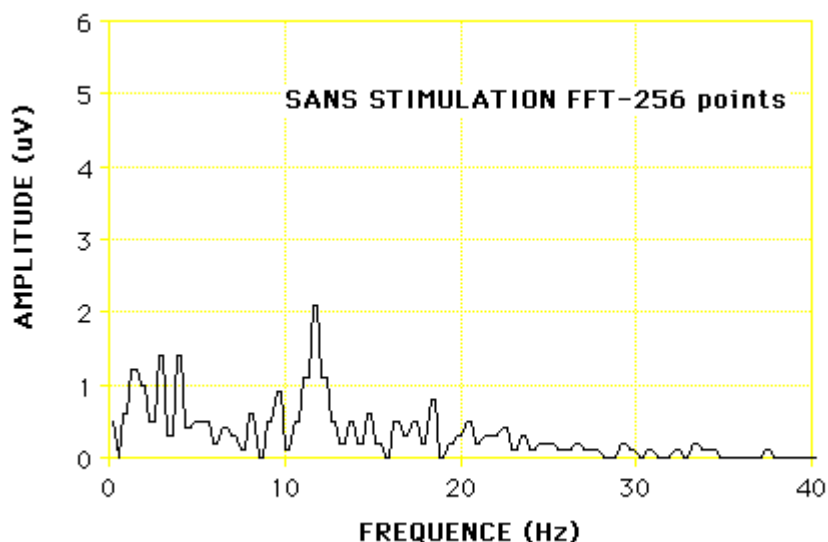


Figure 7 Analyse spectrale de la réponse en l'absence de stimulation. Mêmes données que la figure 5.

Analyse sur une durée de 1,880 s pendant la dernière période de l'enregistrement.

IMPLANTATION

La technique de monitoring temps réel est implantée sur le Moniteur Ophtalmologique dont le stimulateur écran cathodique est utilisé pour produire des stimulus structurés dont la taille, la luminance et le contraste sont pilotés par ordinateur. La fréquence de balayage de l'écran de 100 Hz permet des stimulations aux fréquences sous multiples (50 Hz, 25 Hz, 20 Hz, etc...) adaptées à l'examen des potentiels évoqués stationnaires. La fréquence de stimulation est définie par quartz et est ainsi parfaitement synchrone avec le recueil des signaux bioélectriques. 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 pour éviter les effets de repliement de spectre. Il est ensuite digitalisé à une fréquence supérieure à 120 Hz et multiple de la fréquence de stimulation.

CONCLUSION

La méthode qui vient d'être décrite permet un monitoring temps réel de l'activité bioélectrique adapté à la détection d'une réponse avec des périodes d'attention de durée minimale, inférieure à 2 secondes. Sa mise en oeuvre clinique n'est pas plus difficile que celle des potentiels évoqués "classiques". La deuxième partie de cet article présente les résultats préliminaires obtenus en clinique chez des enfants en bas âge.

BIBLIOGRAPHIE

- ADRIAN (1946) Photic driving of the EEG (cité par STORM dans Symposium flicker Amsterdam 1964, p151)
- BOCQUET X. (1989) Analyse fréquentielle en électrophysiologie visuelle : potentiels évoqués visuels et électrorétinogramme. Thèse de Doctorat Université de LILLE 2 .
- CHILDERS (1972) Ensemble characteristics of the human visual evoked response : periodic and random stimulation. IEEE Trans BME 19,408-415
- KAUFMAN L., PRICE R. (1967) The detection of cortical spike activity at the human scalp. IEEE Trans BME 14,84-90
- ORBAN G.A. (1985) Rapid contrast sweep of steady state visual evoked potentials : a new method for the investigation of the visual system. Doc Ophthalmol 61,7-16
- REGAN D. (1966) Some characteristics of average steady-state and transient responses evoked by modulated light. Electroenceph. Clin. Neurophysiol. 20, 238-248.
- REGAN D. (1973) Rapid objective refraction using evoked brain potentials. Invest Ophthalmol Vis Sc 12, 669-679 REGAN D. (1977) Steady state evoked potentials J Opt Soc Am 67,1475
- TYLER C.W., APKARIAN P., LEVI D., NAKAYAMA K. (1973) Rapid assessment of visual function : an electronic sweep technique for the pattern VEP. Invest Ophthalmol Vis Sc 18,703-713