

# Estimation de la latence V des potentiels évoqués auditifs précoces (PEAP) à partir d'un a priori physiologique et clinique. Application à la recherche objective de seuil.

Edwige VANNIER<sup>1</sup>, Olivier ADAM<sup>1</sup>, Jean-François MOTSCH<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire d'Etude et de Recherche en Instrumentation Signaux et Systèmes

Université de Paris 12, 61 avenue du Général de Gaulle, 94010 CRETEIL Cedex.

vannier@univ-paris12.fr, adam@univ-paris12.fr, motsch@univ-paris12.fr

**Résumé** – La mesure automatique de latence des potentiels évoqués s'apparente à un problème de détection-estimation. Nous proposons une approche de reconnaissance des formes supervisée. Nous analysons l'ensemble des potentiels recueillis pour une oreille, en tenant compte de propriétés physiologiques et optimisons l'estimation de latence par régression non linéaire selon les moindres carrés. Nous obtenons une précision moyenne inférieure à 0.1 ms. Nous envisageons ensuite l'application à la recherche objective de seuil.

**Abstract** – Evoked potentials latency measurement is pertaining to detection-estimation problems. We propose an approach based on supervised pattern recognition. We analyse the whole recordings for one ear with respect to physiological properties. The latency estimation is optimized by non linear least mean squares regression. The average measurement precision is less than 0.1 ms. We then study application to objective threshold determination.

## 1. Introduction

La stimulation d'un organe sensoriel modifie l'activité du système nerveux central. Ces changements sont connus sous le terme de potentiels évoqués et sont utilisés en exploration fonctionnelle. Ils sont généralement d'amplitude plus faible que l'activité électrophysiologique de fond, ce qui nécessite de les traiter avant de pouvoir en mesurer les caractéristiques. Les potentiels évoqués auditifs précoces (PEAP) sont des signaux électrophysiologiques recueillis sur le scalp, au moyen d'électrodes, en réponse à une stimulation auditive. Ils se présentent comme une succession de cinq ondes principales, notées I à V, dont on mesure le retard, ou temps de latence, par rapport à l'instant de stimulation. L'onde V est la plus importante pour le diagnostic. L'extraction du PEAP est particulièrement délicate. Avec un rapport signal sur bruit défavorable (allant jusqu'à  $-20$  dB), elle nécessite le moyennage d'environ 1000 réponses à la stimulation et repose sur les hypothèses que le signal est synchronisé à la stimulation et stationnaire et que l'activité de fond, l'électroencéphalogramme, se comporte comme un bruit blanc additif de moyenne nulle. La technique du moyennage n'est pas optimale mais reste largement employée pour l'estimation des potentiels évoqués. Une difficulté supplémentaire pour l'interprétation des PEAP est la profonde modification de leur morphologie avec l'intensité de stimulation et la variabilité interindividuelle des formes d'ondes. L'interprétation des PEAP est donc, en général, fastidieuse et empreinte de subjectivité. Trois exemples d'interprétation sont donnés sur la figure 1.

À 100 dB de stimulation, le signal correspond à l'image idéale du PEAP, l'identification des ondes est immédiate. À 60 dB, le signal s'éloigne de l'image idéale du PEAP, l'identification des ondes est plus délicate. À 20 dB, on

commence à douter de la présence de l'onde V, on s'approche du seuil de réponse du sujet, c'est-à-dire la plus faible intensité de stimulation à laquelle l'onde V est identifiable par un spécialiste ORL.

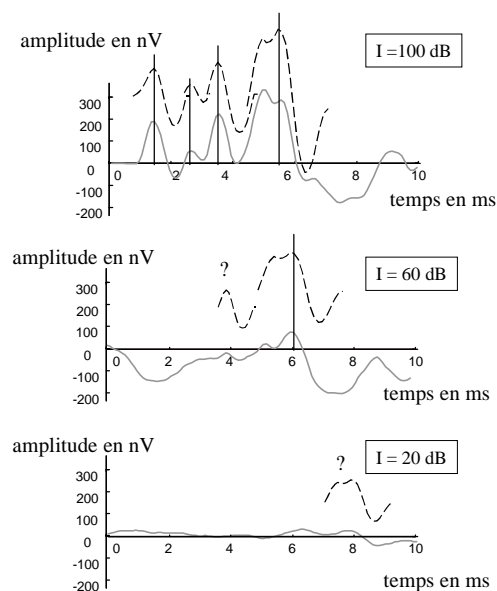


FIG. 1 : Exemples d'interprétation de PEAP

Plusieurs méthodes d'interprétation automatique ont été proposées dans la littérature [1]. Les limites des méthodes d'identification automatique des ondes tiennent à ce qu'elles ont été développées pour la reconnaissance des PEAP des sujets normaux acquis à forte intensité de stimulation. Ces méthodes sont en général inadaptées à la reconnaissance de PEAP de morphologie dégradée soit à cause d'une pathologie ou des conditions de recueil, soit parce que l'intensité

s'approche du seuil de réponse du patient. Les méthodes de détection automatique des PEAP sont plus adaptées aux recueils près du seuil de réponse. Leurs inconvénients tiennent à ce qu'elles ne considèrent qu'un seul PEAP et qu'elles sont basées sur des critères uniquement mathématiques. Or, les conditions de recueil des PEAP sont telles que certains artefacts peuvent être pris pour une onde de PEAP. Il paraît donc judicieux de considérer l'ensemble des recueils effectués pour un patient, de façon à les interpréter en tenant compte d'informations contextuelles. Nous proposons une méthode d'estimation de la latence de l'onde V des PEAP basée sur une approche de reconnaissance des formes supervisée.

## 2. Estimation de la latence V

La mesure automatique de latence s'apparente à un problème de détection-estimation. Nous nous sommes restreints à l'onde V parce que c'est la seule qui reste détectable quand on baisse l'intensité de stimulation et que c'est sa présence qui permet de déterminer le seuil d'audition. Le problème consiste à détecter la présence de l'onde V dans le potentiel moyenné puis à estimer la valeur de latence. Nous combinons les aspects de détection et d'estimation en adoptant une méthode de reconnaissance des formes. Nous considérons l'ensemble des recueils par l'intermédiaire de la courbe des latences en fonction des intensités (voir figure 2) et optimisons l'estimation de latence par régression selon les moindres carrés.

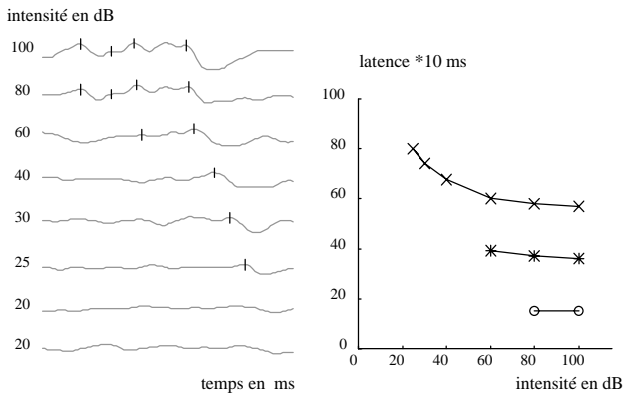


FIG. 2 : Courbes latence-intensité déduites des recueils de PEAP

Enfin, les aspects physiologiques de l'évolution des latences avec l'intensité de stimulation et le faible nombre de points de la courbe requièrent l'introduction de contraintes pour que la régression soit valable. Cela conduit à une approche de reconnaissance des formes supervisée.

### 2.1 Reconnaissance des formes d'un PEAP

La méthode de reconnaissance d'un PEAP a été établie par Motsch [2]. Elle est basée sur l'intercorrélation du signal recueilli avec un template (modèle de référence du PEAP idéal) déformé suivant le principe des ondelettes. L'estimation des latences des ondes se fait à partir d'un

modèle du PEAP  $y(t)$  obtenu par modification du template (voir figure 3).

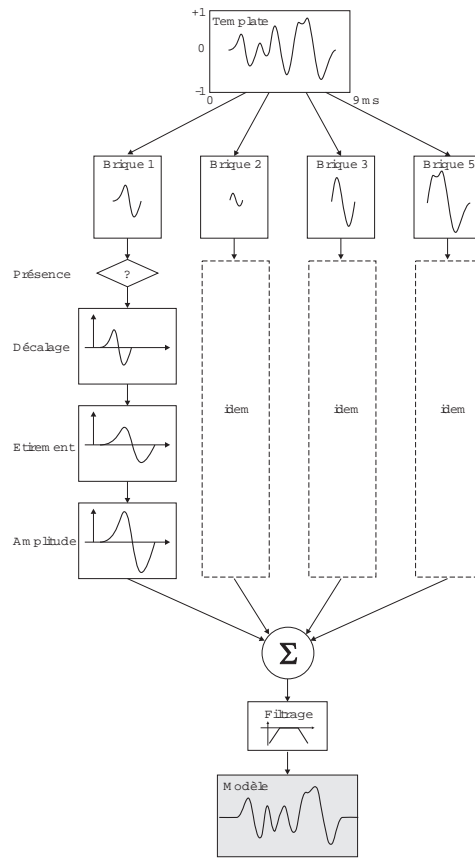


FIG. 3 : Synoptique de la modélisation d'un PEAP

Ce modèle comporte quatre ondes correspondant aux ondes I, II, III et au complexe IV-V du PEAP :

$$y(t) = \sum_{j=1}^4 o_j(t) \quad (1)$$

Il est déterminé en divisant le template en quatre éléments  $k_j(t)$ , appelés briques, qui sont ensuite ajustés en position, largeur et amplitude pour maximiser l'intercorrélation avec le PEAP :

$$o_j(t) = a_j k_j(\alpha_j t - \tau_j) \quad (2)$$

L'ajustement des briques est soumis à des contraintes physiologiques de latences minimums, spécifiées pour chaque intensité de stimulation et de temps de conduction minimums. Le coefficient de corrélation entre le PEAP et son modèle est utilisé comme indice de confiance dans la reconnaissance effectuée et sert à valider la détection d'une réponse. Les latences des ondes présentes sont ensuite calculées à partir de celles du template et des transformations effectuées.

Cette technique permet d'avoir une première estimation de la latence V de chaque PEAP acquis à une intensité donnée. Sa précision moyenne est de 0.1 ms.

## 2.2 Régression de la courbe latence-intensité

La régression de la courbe latence-intensité permet de limiter les erreurs de mesure effectuées sur chaque PEAP et de faire une estimation de latence optimale. La méthode des accroissements finis offre un cadre pour déterminer une relation non linéaire  $y=f(x)$  lorsqu'on ne la connaît pas [3]. Le principe est d'essayer successivement différents changements de variable sur  $y$  et éventuellement sur  $x$ ,  $z=\varphi(x,y)$  et  $t=\psi(x)$ , pour se ramener à la recherche d'une relation linéaire  $z=h(t)$ . Lorsque l'on obtient une relation linéaire entre les variables transformées, il est possible d'en déduire la forme de la fonction  $y=f(x)$  et d'en estimer les paramètres par moindres carrés et changement de variables inverses. Il y a sept modèles non linéaires pour des abscisses  $x$  quelconques, quatre supplémentaires pour des abscisses en progression arithmétique, et deux autres pour des abscisses en progression géométrique. Ces modèles sont classés par complexité croissante des changements de variable à effectuer pour se ramener à une régression linéaire. Ils correspondent aux principales formes mathématiques des fonctions non linéaires.

Pour les courbes latence-intensité, la variable  $x$  correspond aux intensités de stimulation qui ont un pas variable, nous n'avons donc retenu que les modèles se rapportant à  $x$  quelconque (modèles 1 à 7). Les modèles proposés pour des configurations particulières des abscisses sont en effet mal adaptés aux courbes latence-intensité. Il faut interpoler les données manquantes et les modèles se trouvent plus loin des points de mesure que la première série de modèles. Les modèles sont les suivants :

- 1)  $y = ax^2 + bx + c$  (parabolique)
- 2)  $y = \frac{c}{x+a} - b$  (hyperbolique)
- 3)  $y = \frac{1}{ax^2 + bx + c}$  (inverse parabolique)
- 4)  $y = b \exp(cx)$  (exponentiel)
- 5)  $y = bx^c$  (multiplicatif)
- 6)  $y = \exp\left(a + \frac{b}{x}\right)$  (exponentiel inverse)
- 7)  $y = \exp(b \exp(cx))$  (double exponentiel)
- 8)  $y = \exp(ax + b) + y_a$  (Babkoff)

Dans ces expressions,  $x$  représente l'intensité de stimulation en dB,  $x \in 3^+$ ,  $y$  la latence de l'onde V en ms,  $y \in 3^+$  et  $a, b, c$  sont des paramètres réels. Le modèle 8) est une variante supplémentaire de la relation exponentielle. Les modèles déjà utilisés dans la littérature spécialisée sont les modèles 1) 4) et 8).

Pour être valable, un modèle de la courbe latence-intensité doit satisfaire les propriétés physiologiques de l'évolution des latences en fonction de l'intensité. Nous avons montré qu'il doit être décroissant et convexe [1]. On peut vérifier que mis à part les modèles parabolique et inverse parabolique, les modèles envisagés sont monotones sur  $3^+$  et que l'adéquation à une courbe décroissante implique la décroissance et la convexité. Dans le cas de la parabole, il faut introduire des

contraintes pour avoir une fonction décroissante et convexe :  $a \geq 0$  et  $2ax + b \leq 0$ . Dans le cas de l'inverse de la parabole, les contraintes sont  $a \leq 0$  et  $2ax + b \geq 0$ . La régression sous contraintes peut être calculée à partir des conditions de Kuhn et Tucker [4].

Sur un échantillon de 259 courbes, les plus faibles erreurs quadratiques moyennes sont obtenues avec le modèle inverse parabolique.

## 2.3 Approche de reconnaissance des formes supervisée

Etant donné le faible nombre de points d'une courbe latence-intensité (couramment entre 3 et 9), une erreur de mesure de latence sur PEAP peut induire des erreurs dans l'estimation de latence par régression. Nous avons donc défini un algorithme de contrôle des reconnaissances des PEAP (voir figure 4). Les PEAP sont analysées suivant les intensités décroissantes.  $N$  est le nombre de recueils de PEAP pour une oreille.

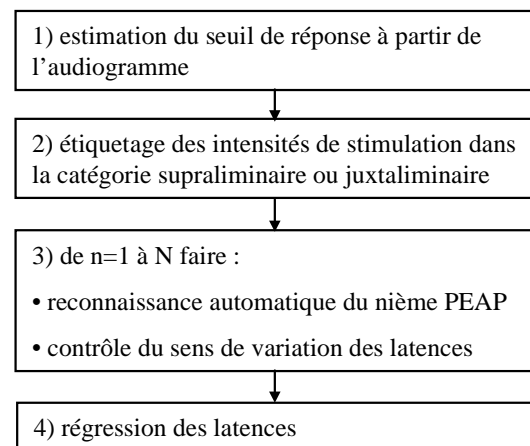


FIG. 4 : algorithme de reconnaissance des formes supervisée

Il existe une corrélation entre l'audiogramme du patient et les latences ou la présence des ondes des PEAP recueillis. La corrélation la plus élevée se situe entre la perte auditive sur 2-4 kHz et le seuil de réponse du patient et se monte à 80 %. Nous estimons donc le seuil de réponse attendu de façon à ajuster les paramètres de reconnaissance des formes et les critères de décision en fonction de la position supraliminaire ou juxtaliminaire (loin ou proche du seuil de réponse) de l'intensité de recueil du PEAP analysé. La validation des reconnaissances est faite à partir de la propriété de croissance des latences et de la reproductibilité de l'estimation de latence dans le cas de plusieurs recueils à même intensité de stimulation.

## 3. Performances de la méthode

Nous avons d'abord validé notre approche sur un échantillon de 190 séries de recueils de PEAP acquis en vue de la recherche de seuil. Cette base de données a été fournie

par le CREFON<sup>1</sup>. Nous avons évalué les performances de l'algorithme en référence à l'interprétation effectuée par un spécialiste ORL. Nous avons considéré l'interprétation automatique correcte si la courbe latence-intensité était construite avec un écart maximum de latence de 0.2 ms et un écart maximum de 10 dB dans la détermination du seuil de réponse. Les résultats sont présentés dans le tableau 1. Il y a 83 % de courbes correctes. Plusieurs interprétations semblent possibles dans 4 % des cas. Il n'y a pas assez de points dans la courbe latence-intensité pour effectuer la régression lorsque le seuil de réponse est élevé. Enfin, il arrive que les règles de décision aboutissent à des contraintes incompatibles, auquel cas l'analyse automatique est arrêtée pour soumettre le cas au spécialiste.

TAB. 1 : Performance de l'analyse automatique des PEAP

interprétation correcte	83 %
interprétation incorrecte	3 %
nombre de points insuffisant pour la modélisation	9 %
passage en mode manuel	1 %
interprétation des PEAP difficile	4 %

Nous avons comparé les performances de détection de l'approche supervisée et de la méthode non supervisée sur le même échantillon de recueils de 20 patients (voir tableau 2). L'onde V était présente dans 221 PEAP et absente dans 62. L'introduction d'information contextuelle permet d'augmenter le nombre de détections sans perdre en spécificité.

TAB. 2 : Performance de la détection de l'onde V

Méthode de détection	Sensibilité	Spécificité	Précision
non supervisée	71 %	95 %	76 %
supervisée	91 %	92 %	91 %

Nous avons enfin évalué l'intérêt clinique de la méthode de reconnaissance supervisée en cabinet médical. Nous présentons résultats obtenus pour 30 oreilles (213 PEAP). Nous avons vérifié la stabilité des performances de détection et avons évalué la précision des mesures de latence et du seuil de réponse.

Nous obtenons une sensibilité de détection de 89 %, une spécificité de 92 % et une précision de 90 %. Pour les cas où l'onde V a bien été identifiée, l'écart des mesures de latences automatiques avec celles du spécialiste ORL sont présentés dans le tableau 3. Une erreur d'identification de l'onde V sur l'onde VI n'a pu être corrigée avec les règles de décision établies. Comme l'écart de mesure vaut alors 2.2 ms alors qu'il est habituellement de l'ordre de 0.1 ms, les moyennes ont été faites avec et sans cette erreur. La précision analytique de l'estimation de latence est de 0.1 ms, ce qui correspond aussi à la variabilité de mesure d'un médecin. Avec la méthode supervisée, on peut obtenir 99 % des mesures dans un écart avec celles du spécialiste inférieur à 0.2 ms. Cette

bonne performance montre l'intérêt du contrôle des estimations et de la régression.

La détermination du seuil de réponse dépend de la pertinence des intensités de stimulation choisies pour le recueil des PEAP. La propriété d'évolution des latences croissante convexe est une condition nécessaire mais non suffisante pour valider la détection de l'onde V près du seuil de réponse. La meilleure confirmation du seuil de réponse est le test de la reproductibilité de la réponse. Ces recueils ne sont pas systématiquement effectués. Par rapport à l'interprétation du spécialiste ORL, nous obtenons un écart de 5 dB en moyenne avec un écart-type de 8.3 dB. La précision courante en audiométrie est de 5 dB. Les résultats obtenus sont donc déjà satisfaisants. L'écart-type de 8.3 dB traduit quelques écarts plus conséquents de l'ordre de 20 dB. Ils correspondent à des détections manquées sur des PEAP de morphologie dégradée à cause de détériorations passagères des conditions de recueils.

TAB. 3 : Précision de l'estimation des latences

Moyenne en ms, écart-type entre parenthèses.

Méthode d'estimation	Ensemble des ondes présentes détectées (143)	Sans l'erreur de détection sur l'onde VI
non supervisée	0.1 (0.3)	0.07 (0.15)
supervisée	0.04 (0.2)	0.03 (0.07)

## 4. Conclusion

La prise en compte d'informations de nature clinique ou physiologique a permis de définir une méthode d'estimation de latence de l'onde V des PEAP très précise. L'application clinique principale est la recherche objective de seuil. Notre méthode a une précision de détection de l'ordre de 90 %, ce qui conduit à une précision moyenne du seuil de réponse de 5 dB. Les performances de la méthode dépendent des conditions techniques de recueil. Elles peuvent être améliorées en optimisant l'extraction des PEAP ou en évaluant moins strictement la reproductibilité de la réponse.

## Références

- [1] E. Vannier, O. Adam, P. Karasinski, M. Ohresser et JF. Motsch. *Computer-assisted ABR Interpretation using the Automatic Construction of the Latency-intensity Curve*. A paraître dans *Audiology*, vol. 40 n°4.
- [2] J.-F. Motsch. *La dynamique temporelle du tronc cérébral*. Thèse d'Etat, Université Paris 12, 1987.
- [3] M. Neuilly. *Modélisation et estimation des erreurs de mesure*. Lavoisier Tec et Doc, 1993.
- [4] J.-C. Culioli. *Introduction à l'optimisation*. Ellipses, 1994.

<sup>1</sup> Centre d'Explorations Fonctionnelles OtoNeurologiques, Paris.