



HAL
open science

Détection du potentiel évoqué auditif dans l'électroencéphalogramme

Diane Boucher

► **To cite this version:**

Diane Boucher. Détection du potentiel évoqué auditif dans l'électroencéphalogramme. Modélisation et simulation. Institut National Polytechnique de Grenoble - INPG, 1979. Français. NNT: . tel-00290943

HAL Id: tel-00290943

<https://theses.hal.science/tel-00290943>

Submitted on 26 Jun 2008

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE

présentée à

L'INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE GRENOBLE

pour obtenir

le TITRE de DOCTEUR INGÉNIEUR

par

Diane BOUCHER

DÉTECTION DU POTENTIEL ÉVOQUÉ AUDITIF DANS L'ÉLECTROENCEPHALOGRAMME

Soutenue le 26 octobre 1979, devant la Commission d'Examen

JURY

Monsieur	L. BOLLINET	<i>Président</i>
Messieurs	J. L. LACOUME J. MAX F. PERONNET F. ROBERGE	} <i>Examineurs</i>

C'est dans le cadre du programme d'échange entre la France et le Québec, que cette thèse a été réalisée. Une bourse d'étude m'a permis d'être acceptée gracieusement pendant les 2 dernières années au Centre d'Etudes Nucléaires de Grenoble où j'ai mené à terme ce travail.

Ce séjour fut pour moi en plus d'un enrichissement sur le plan scientifique, la découverte de manières de penser et vivre différentes du Québec, cachées (à l'accent près) par une même langue. Cette expérience m'a beaucoup appris et je suis très heureuse de l'avoir vécue.

R E M E R C I E M E N T S

C'est avec plaisir que je remercie, Mr. J.L. LACOUME, Directeur de cette thèse, pour son soutien malgré ses nombreuses occupations Mr. F. PERONNET, pour son aide précieuse lors des enregistrements du PEA, Mr. R. FALKOWSKI, G. GONON et A. JACQUIN qui spontanément m'ont aidée pour tous les problèmes concernant l'utilisation du système informatique, Mr. W. KOFMAN et J. GUILMART qui ont bien voulu m'aider pour la rédaction en m'apportant leurs critiques, Mme U. HENSCHER pour sa compréhension concernant les problèmes administratifs, Mr. L. BOLLIET pour avoir accepté d'être président du jury, Mr. F. ROBERGE, de l'Université de Montréal, qui a bien voulu être examinateur ainsi que Mr. J. MAX du C.E.N.G., Mr. J. MONGE qui m'a acceptée dans le laboratoire de traitement du signal du LETI ainsi que Mr. DOCHE.

Sans oublier Melle S. ZOHONCON et Melle S. PELLISSIER, pour le soin apporté à la dactylographie.

Que ceux que je n'ai pas nommés et qui m'ont supportée avec patience pendant ces 3 années trouvent ici mes remerciements.

A tous,
Merci et
Boujour !

T A B L E D E S M A T I E R E S

- Pages -

<u>INTRODUCTION</u>	1
<u>CHAPITRE I - PRESENTATION DU PROBLEME</u>	2
<u>I-A - OBJET DE L'ETUDE</u>	2
1 - <u>Rappel physiologique</u>	2
2 - <u>Fonctionnement des voies auditives</u>	3
3 - <u>Réponse électrophysiologique</u>	4
<u>I-B - BUT DE L'ETUDE</u>	5
<u>I-C - SOLUTION ADOPTEE</u>	6
<u>CHAPITRE II - ETUDE DES METHODES D'ESTIMATION ET DE DETECTION.</u>	8
<u>II-A - ESTIMATION DU POTENTIEL EVOQUE AUDITIF (PEA)</u>	8
1 - <u>Le moyennage</u>	8
2 - <u>Filtrage de Wiener</u>	9
<u>II-B - DETECTION DU PEA</u>	10
1 - <u>Maximisation du s/b</u>	11
a) <u>Détection dans un bruit coloré</u>	11
b) <u>Détection dans un bruit blanc</u>	13
c) <u>Le filtre blanchissant</u>	14
d) <u>Solution de l'équation du filtre adapté</u>	16

2 - <u>Théorie statistique de détection</u>	16
a) <u>Représentation du problème</u>	16
b) <u>Critère de Bayes</u>	17
c) <u>Rapport de vraisemblance</u>	19
d) <u>Evaluation du seuil</u>	21
<u>CHAPITRE III - LES ALGORITHMES</u>	24
III-A - <u>DESCRIPTION DE L'OUTIL</u>	24
III-B - <u>LES ALGORITHMES DE MISE EN FORME DES SIGNAUX</u>	26
1 - <u>Signaux simulés</u>	26
2 - <u>Signaux réels</u>	27
a) <u>Digitalisation des enregistrements d'EEG</u>	27
b) <u>Mise sous forme de blocs</u>	29
III-C - <u>LES ALGORITHMES D'ESTIMATION DU PEA</u>	30
1 - <u>Le moyennage</u>	30
2 - <u>Le filtrage de Wiener</u>	30
III-D - <u>LES ALGORITHMES DE DETECTION DU PEA</u>	32
1 - <u>Hypothèse du bruit blanc</u>	32
2 - <u>Cas du préblanchiment</u>	33
3 - <u>Algorithme de comparaison au seuil</u>	34
4 - <u>Algorithme de détection</u>	35
III-E - <u>LES ALGORITHMES D'ANALYSE</u>	37
1 - <u>Moyennage recadré</u>	37
2 - <u>Temps d'examen</u>	38
3 - <u>Histogramme du temps de latence</u>	38

<u>CHAPITRE IV - ESSAIS PRELIMINAIRES</u>	39
<u>IV-A - ETUDE PRELIMINAIRE SUR DU SIGNAL SIMULE</u>	39
1 - <u>Recherche des caractéristiques des séquences simulées.</u>	40
a) <u>Simulation du PEA</u>	40
b) <u>Simulation de l'EEG</u>	41
c) <u>Distribution de $s(t)$ PEA dans $b(t)$ (EEG)</u>	41
2 - <u>Moyennage</u>	44
3 - <u>Estimation du signal par filtrage de Wiener.</u>	44
a) <u>Calcul du module</u>	44
b) <u>Application du filtre</u>	46
4 - <u>Parallèle moyennage-Wiener</u>	48
<u>IV-B - ETUDE DU SIGNAL SIMULE-DETECTION</u>	48
1 - <u>Filtrage adapté pour différents types de distributions.</u>	48
2 - <u>Parallèle filtrage adapté avec et sans préblanchiment.</u>	52
a) <u>Caractéristiques des signaux choisis</u>	52
b) <u>Paramètres concernant le blanchissement</u>	54
c) <u>L'influence du blanchiment sur le s/b</u>	56
d) <u>Seuils et probabilités</u>	56
e) <u>Variation des valeurs de seuils</u>	58

	- Pages
IV-C - <u>ETUDE SUR L'EEG ET LE PEA</u>	60
1 - <u>Caractéristiques des séquences</u>	60
2 - <u>Paramètres du filtrage</u>	61
a) <u>Les PEA moyens</u>	61
b) <u>Le filtre blanchissant</u>	63
3 - <u>Traitement et résultats</u>	64
a) <u>Amélioration du s/b</u>	64
b) <u>Correspondance valeur du seuil et rapport</u> $\ln [C_{01}/C_{10}]$.	65
c) <u>Résultat de détection</u>	67
d) <u>Ecart nombre de détection et fausse</u> <u>alarme.</u>	68
e) <u>Détection en fonction du nombre de séquen-</u> <u>ces maximum.</u>	72
f) <u>Les temps de latence</u>	74
g) <u>Moyenne recadrée</u>	75
IV-D - <u>LES ANOMALIES DU TRAITEMENT</u>	76
1 - <u>Dûes aux algorithmes</u>	76
2 - <u>Aux estimations</u>	76
 <u>CHAPITRE V - LES APPLICATIONS</u>	 77
V-A - <u>LES ENREGISTREMENTS</u>	77
1 - <u>Les conditions d'enregistrements</u>	77
a) <u>Les sujets</u>	77
b) <u>L'instrumentation</u>	77
c) <u>Enregistrement analogique</u>	77

2 - Calibration	79
V-B - <u>TRAITEMENT ET DETECTION</u>	80
1 - <u>Traitement</u>	80
a) <u>Estimation du PEA</u>	80
b) <u>Calcul de la densité spectrale</u>	81
c) <u>Calcul du filtre blanchissant</u>	82
d) <u>Vérification du blanchiment</u>	82
e) <u>Filtre adapté</u>	83
f) <u>Détection</u>	83
2 - <u>Seuils et détection</u>	84
a) <u>Seuil empirique</u>	84
b) <u>Seuils théoriques</u>	85
c) <u>Courbe PF vs Pd</u>	85
3 - <u>Détection</u>	86
a) <u>Variabilité inter-sujets</u>	86
b) <u>Variation due au seuil</u>	87
V-C - <u>MINIMISATION DU TEMPS D'EXAMEN</u>	90
V-D - <u>ETUDE DE LA VIGILANCE</u>	95
1 - <u>Etude de la distribution des temps de latence.</u>	98
2 - <u>Variation en fonction de l'intensité du stimulus.</u>	98
3 - <u>Variation inter-sujets</u>	99
V-E - <u>APPLICATION EN NEUROPHYSIOLOGIE</u>	99
1 - <u>Moyennage sélectif</u>	99
2 - <u>Variation inter-sujets</u>	100
<u>CONCLUSION</u>	104

I N T R O D U C T I O N

La détection du seuil auditif d'un sujet se fait par la recherche du potentiel évoqué auditif (PEA) dans l'électroencéphalogramme (EEG). Ce potentiel est une activité spécifique induite par un stimulus sensoriel envoyé au système nerveux. Le PEA advient avec un certain temps de latence par rapport à la stimulation dont nous étudierons les fluctuations.

Dans cette étude, le PEA est un "signal" dont on cherche à détecter la présence, et qui est superposé à un bruit : l'EEG. Actuellement, on utilise la technique du moyennage qui consiste à sommer un grand nombre de potentiels évoqués dans les mêmes conditions de stimulation pour conclure à la perception ou non du stimulus.

Notre étude cherche une méthode de traitement qui permette la détection, non plus d'un potentiel moyen mais d'un PEA élémentaire. Dans un premier temps nous recherchons les caractéristiques du PEA moyen. Nous examinons deux méthodes d'estimation, le moyennage classique qui améliore le rapport signal sur bruit, et le filtrage de Wiener basé sur la minimisation de l'erreur quadratique moyenne entre l'estimation et le signal réel.

Ayant acquis des connaissances sur le PEA, nous avons voulu le détecter par filtrage adapté, d'abord dans l'hypothèse d'un EEG "bruit blanc" puis celle d'un EEG préalablement blanchi. Après des essais comparatifs, nous avons opté pour le filtrage adapté avec pré-blanchiment.

Nous envisageons en dernier lieu, les applications dans le domaine de l'audiométrie, de la neurophysiologie et de la vigilance.

CHAPITRE I

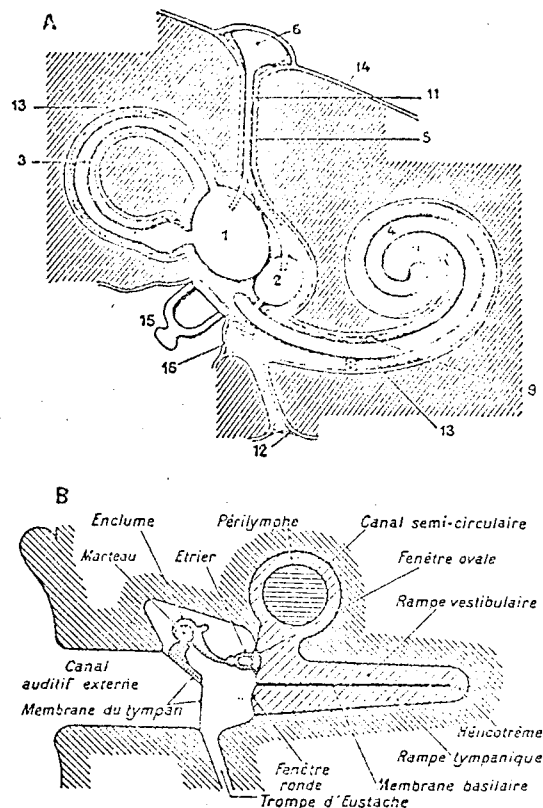
PRESENTATION DU PROBLEME

I - A - OBJET DE L'ETUDE

Le PEA est une activité spécifique qui modifie l'EEG, cette activité est produite par la stimulation des oreilles ; le PEA mettant en cause le mécanisme d'audition, il nous apparaissait nécessaire de faire un rappel sur ce dernier.

I - Rappel physiologique (1,2)

Le conduit auditif interne dirige les ondes sonores vers l'oreille moyenne. L'arrivée des ondes entraîne le déplacement de l'air qui fait vibrer le tympan, remplit la caisse du tympan et occasionne le déplacement des osselets.



A : Oreille interne de l'homme. Schéma du labyrinthe osseux et du labyrinthe membraneux (pérlimpyhe en noir, endolymphyne en blanc).

1, utricule; 2, saccule; 3, canal semi-circulaire; 4, canal cochléaire; 5, canal endolymphatique avec ses deux branches initiales; 6, cul-de-sac endolymphatique; 7, canal de Hensen; 8, rampe tympanique; 9, rampe vestibulaire; 10, zone de communication des deux rampes (hélicotrème); 11, aqueduc du vestibule; 12, aqueduc du limaçon; 13, périoste; 14, dure-mère; 15, étrier appliqué sur la fenêtre ovale; 16, fenêtre ronde.

(TESTUT et JACOB, 1929.)

B : Schéma de l'oreille humaine. Le canal cochléaire est représenté uniquement par la membrane basilaire.

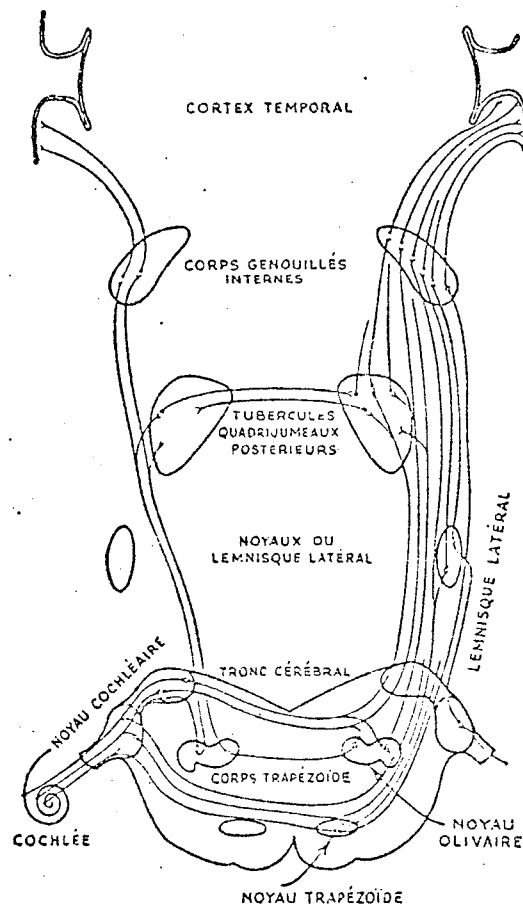
(D'après BÉKÉSY et ROSENBLITH, 1951.)

FIGURE 1.1

La transmission de l'influx nerveux de l'oreille externe jusqu'à l'écorce cérébrale s'effectue en trois étapes, d'abord par le nerf cochléaire, les noyaux de relais centraux, puis par les aires corticales. Les cellules ciliées de l'oreille interne sont innervées par les cellules nerveuses du ganglion de Corté, et ce sont les prolongements axoniques de ces neurones qui forment le nerf cochléaire (nerf auditif) qui ensuite traverse le conduit auditif interne pour pénétrer dans le neurone.

2 - Fonctionnement des voies auditives

Les voies auditives qui font suite au nerf cochléaire passent par plusieurs noyaux de relais (cochléaire, olivaires, trapézoïdes) avant d'atteindre l'aire auditive corticale.



Représentation schématique des voies auditives.

FIGURE 1.2

L'aire auditive principale. L'aire primaire est située chez l'homme dans le gyrus temporal transverse caché au fond de la scissure de sylvius. C'est cette aire qui reçoit la totalité des fibres auditives. Il existe cependant en bordure, à sa partie inférieure, l'aire acoustique secondaire et aussi une troisième appelée aire auditive ectosylvienne postero inférieure.

Il est à noter que lorsqu'une oreille est stimulée, les deux côtés du cortex auditif reçoivent une information, la voie opposée étant prédominante.

3 - Réponse électrophysiologique (3)

Nous recueillons le potentiel évoqué auditif sur le scalp par des électrodes montées en monopolaire sur la région centrale du vertex, l'amplitude du PEA étant maximum dans cette région.

Cette série d'ondes obtenues par stimulation des zones auditives se divise en 3 sortes de composantes. Nous les décrivons brièvement (4) :

- Les composantes précoces (ondes I à V)

Ces composantes ont une latence variant de 1 à 5 msec pour I à IV et seraient des réponses du nerf cochléaire. Elles sont caractérisées par les composantes négatives de 1 à 10 μ v en plus ou moins grand nombre dépendant de l'intensité du stimulus. L'onde V, originaire du lemnisque latéral a une configuration très variable. Elle est obtenue avec plusieurs stimulus (1000), sa latence varie de 5 à 9 msec dépendant de l'intensité.

- Les composantes intermédiaires

Ces réponses ont une latence de 8 à 50 msec, et des amplitudes variant de 0,5 à 3 μ v. Elles sont originaires des aires de projections primaires et du cortex associatif ; elles sont obtenues après 250 à 500 stimulus. Cette onde est remarquablement stable lorsque les sujets dorment. Elle est notée par No Po Na Pa Nb.

- Les composantes moyennes et tardives

Elles ont comme lieu d'origine les aires secondaires du cortex. Elles sont évoquées par des stimulations de centres sensoriels variés.

Dans notre cas nous étudions la stimulation auditive. La réponse, une décharge thalamocorticale spécifique non secondaire et neurogénique, a une latence entre 30 et 300 msec et une amplitude variant en fonction de l'intensité du stimulus. Elles sont appelées $P_1N_1P_2N_2P_3$. Ce sont ces composantes que nous essayons de détecter, en l'occurrence, nous appelons PEA ces ondes.

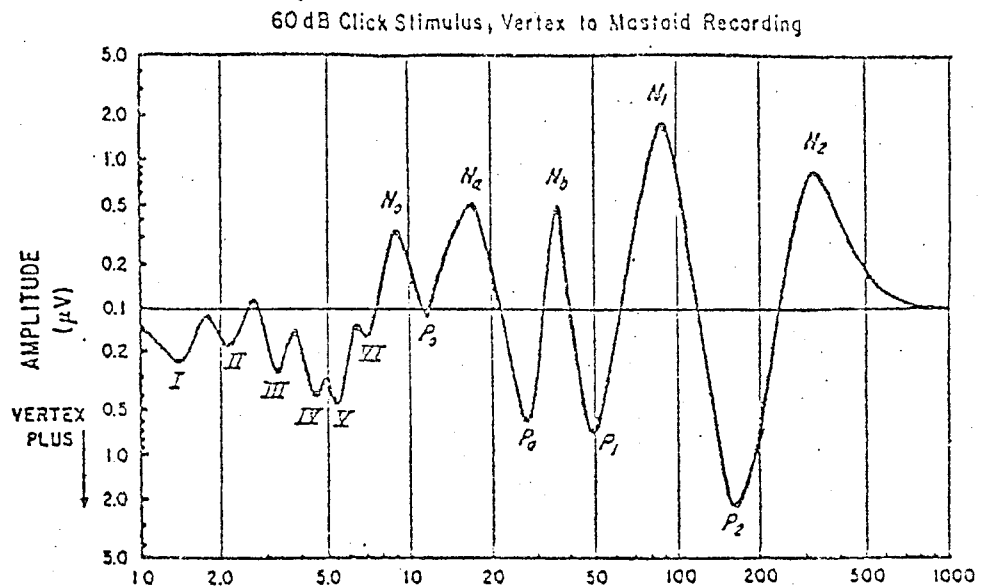


FIGURE 1.3

Exemple du PEA selon Picton

I - B - BUT DE L'ETUDE

Nous recueillons le PEA par des enregistrements de l'électroencéphalogramme à l'aide d'électrodes en monopolaire sur la région du vertex. Comme nous l'avons vu, le PEA est une réponse à un stimulus auditif, il est généralement admis que le PEA s'ajoute à l'activité électrique première mais certains auteurs stipulent que le stimulus réorganise l'activité spontanée en agissant comme contrôle de phase (5).

La perturbation d'amplitude et peut-être de fréquence, occasionnée par le stimulus, est très faible et nous ne pouvons

distinguer visuellement un PEA élémentaire.

C'est seulement par sommation de plusieurs séquences obtenues dans les mêmes conditions de stimulation que nous pouvons déceler son existence.

La presque totalité des études effectuées sur la perception auditive utilise le potentiel évoqué moyen ; nous nous proposons de détecter un potentiel évoqué élémentaire.

Nous voulons, par une méthode de détection déduire la position des PEA élémentaires et faire une étude des temps de latence. La connaissance du temps d'arrivée de chaque PEA nous permettra d'améliorer l'estimation moyenne en recadrant tous les PEA par un moyennage sélectif.

Nous examinerons les possibilités d'application en audiométrie automatique (6) par exemple diminuer le temps des examens puisqu'après chaque stimulus nous pouvons contrôler si le sujet entend ou non : en vigilance par une étude de la variation des temps de latence, et en neurophysiologie par l'amélioration de la forme moyenne (7,8) du PEA.

I - C - SOLUTION ADOPTEE

Le problème de la détection du PEA élémentaire relève du traitement du signal. Nous sommes ramenés au problème classique de détection d'un signal dans un bruit si nous posons comme analogie que l'EEG est le bruit et le PEA le signal recherché.

La première partie du problème est de palier au manque de connaissances sur le PEA. Pour ce faire, nous envisageons deux méthodes d'estimation : le moyennage et le filtrage de Wiener. Nous admettons que le PEA moyen est représentatif du PEA élémentaire : il est par conséquent le signal recherché.

Les études effectuées sur l'EEG permettent de postuler que l'EEG est stationnaire au sens large et a une loi de probabilité gaussienne (9).

Nous devons donc détecter un signal connu dans un bruit gaussien. En nous basant sur la maximisation du rapport signal sur bruit et selon la théorie statistique en prenant comme critère de détection le critère de Bayes, nous trouvons que le "filtre adapté" est la solution (10).

Nous pouvons résoudre l'équation donnant la réponse impulsionnelle du filtre dans le cas d'un bruit blanc. L'EEG n'étant pas un bruit blanc il nous faut préalablement le blanchir.

La procédure adoptée est donc un filtre "blanchissant" couplé à un filtre adapté dont nous comparons la sortie à un seuil pour déterminer s'il y a ou non présence du PEA.

CHAPITRE II

ETUDE DES METHODES D'ESTIMATION

ET DE DETECTION

II-A - ESTIMATION DU PEA

1 - Le moyennage

Le problème qui nous concerne nécessite la connaissance des caractéristiques du signal. Le moyennage est certainement la méthode la plus couramment utilisée pour améliorer le rapport signal sur bruit et faire apparaître le signal noyé dans le bruit. Nous sommes un grand nombre de séquences EEG + PEA obtenues dans les mêmes conditions de stimulation (II). Remarquons que l'estimation de la forme du signal est d'autant plus valable que le signal arrive avec un retard constant. (12, 13).

Nous allons démontrer que, sous les hypothèses d'un bruit et d'un signal statistiquement indépendant à retard constant, le rapport signal sur bruit défini comme le rapport de l'énergie du signal et la variance du bruit, s'améliore de N , N étant le nombre de sommations.

Soit une réalisation i :

$$r_i(t) = s(t) + b_i(t) \quad (\text{II-1})$$

Le rapport signal sur bruit initial :

$$(s/b)_0 = \frac{s^2(T)}{R_{b_i}(0)} \quad (\text{II-2})$$

avec $R_{b_i}(\tau) = E [b_i(t), b_i(t-\tau)]$:

après N sommations est

$$\sum_{i=1}^N r_i(t) = N s(t) + \sum_{i=1}^N b_i(t)$$

Sans l'hypothèse d'un bruit à composantes non corrélées nous avons :

$$\text{Var} \left(\sum_{i=1}^N R_i(t) \right) = N R_{b_i}(0)$$

donc le rapport $(s/b)_{s_0}$ après la sommation est :

$$(s/b)_{s_0} = \frac{N^2 S^2(t)}{N R_{b_i}(0)} = N \left(\frac{S}{B} \right)_E \quad (\text{II-3})$$

Le moyennage augmente le rapport signal/bruit par un facteur N . Notons que l'amplitude du PEA diminue quand l'intensité du stimulus diminue et que la latence de la réponse augmente (3) il nous faut par conséquent pass'attendre à une amélioration plus faible. L'estimation du PEA porte sur l'estimation de l'accident $N_1 P_2$ puisqu'il a une plus grande énergie.

2 - Filtrage de Wiener (14)

Une seconde technique d'estimation du potentiel évoqué est le filtrage de Wiener qui minimise l'erreur quadratique moyenne. Nous déduisons le module du filtre à partir des densités spectrales du PEA et de l'EEG.

a) Minimisation de l'erreur quadratique moyenne; calcul du module.

Nous avons un processus aléatoire et :

$$r(t) = s(t) + b(t)$$

et nous voulons estimer $s(t)$ en l'occurrence le PEA noyé dans l'EEG considéré comme un bruit gaussien de moyenne et variance connues. Le PEA et l'EEG sont statistiquement indépendants.

Nous cherchons une transformation linéaire qui minimise l'erreur quadratique moyenne entre le signal et l'estimé. Soit :

$$r(t) \longrightarrow \boxed{h(t,s)} \longrightarrow y(t) = \hat{s}(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(t,s) r(s) ds$$

FIGURE 2.1

LE FILTRE DE WIENER

et l'erreur :

$$\begin{aligned} \overline{\ell(t)^2} &= E[|y(t) - s(t)|^2] \\ &= E[y(t)^2] - 2E[y(t)s(t)] + E[s(t)^2] \end{aligned} \quad (\text{II-4})$$

Nous remplaçons :

$$y(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(t,s) s(s) ds \quad (\text{II-5})$$

$$\int_{-\infty}^{+\infty} K_{rr}(s,\sigma) h(t,\sigma) d\sigma = K_{rs}(s,t) \quad (\text{II-6})$$

Cette équation est connue sous le nom de Wiener-Hoph.

Pour un signal stationnaire, la transformée de Fourier de la fonction de corrélation étant une fonction rationnelle, on peut trouver un filtre linéaire invariant dans le temps. On a :

$$\phi_{rr}(v) H(v) = \phi_{rs}(v)$$

$$\phi_{rr} = \phi_{ss} + \phi_{bb} \quad (\text{II-7})$$

$$\phi_{rs} = \phi_{ss} + \phi_{sb}$$

et $\phi_{sn} = 0$ parce que $s(t)$ et $b(t)$ sont non corrélés.

Nous trouvons le module $H(v)$

$$H(v) = \frac{\phi_{ss}(v)}{\phi_{rr}(v) + \phi_{bb}(v)} \quad (\text{II-8})$$

Cette résolution de l'équation de Wiener-Hoph nous donne un module correspondant à un filtre non causal.

II-B - DETECTION DU PEA

Nous avons par le moyennage statistique ou par filtrage de Wiener (15) une estimation du PEA moyen. Nous admettrons que cette estimation est suffisamment représentative du PEA élémentaire bien que la latence ne soit plus constante.

Nous l'utiliserons pour la détection du PEA élémentaire dans l'EEG. Les caractéristiques de l'EEG ont beaucoup été étudiées et comme l'avait suggéré Wiener en 1949, nous le considérons comme un processus stochastique stationnaire. L'hypothèse du caractère gaussien de l'amplitude de l'EEG mesurée au niveau du vertex a déjà été vérifiée, nous l'admettons (16).

Nous sommes confrontés à un problème de recherche d'un signal certain dans un bruit gaussien. Il nous faut trouver un système de détection. Nous démontrons que ce système s'obtient à partir du critère de maximisation du rapport signal/bruit et aussi selon les fondements de la théorie statistique de la détection et de l'estimation (17).

1 - Maximisation du s/b (18)

La notion de récepteur optimal pose la question du critère d'optimisation, nous choisissons le critère de maximisation du s/b à la sortie du système.

a) Détection dans un bruit coloré

Soit le signal reçu :

$$r(t) = s(t) + b(t) \quad (\text{II-13})$$

$b(t)$ est un bruit ayant une fonction d'autocorrélation $R_b(\tau)$ il est non blanc et pas nécessairement gaussien, stationnaire.

$s(t)$ est une fonction connue sur $[0, T]$.

Nous cherchons un filtre linéaire ayant une réponse impulsionnelle $h(t)$ tel que le s/b à la sortie au temps T est maximum.

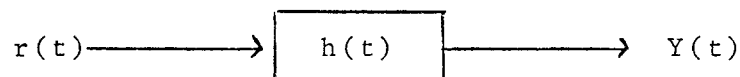


FIGURE 2.2

Filtre linéaire

La sortie $Y(T) = \int h(\tau) r(T-\tau) d\tau$

$$Y(T) = \int_0^T h(\tau) (T-\tau) d\tau + \int_0^T h(\tau) b(T-\tau) d\tau \quad (\text{II-14})$$

la sortie lorsqu'il n'y a à l'entrée que $s(t)$ s'écrit :

$$Y_s(T) = \int_0^T h(\tau) s(T-\tau) d\tau \quad (\text{II-15})$$

et en présence de bruit seulement :

$$Y_b(T) = \int_0^T h(\tau) b(T-\tau) d\tau$$

Nous définissons le rapport signal sur bruit comme le rapport de la puissance à un instant donné du signal de sortie (Y_s^2) sur la puissance moyenne du bruit à la sortie $E[Y_b^2]$.

$$\text{soit : } \frac{Y_s^2}{E[Y_b^2]} \quad (\text{II-16})$$

$$E[Y_b(T)^2] = \int_0^T \int_0^T h(\tau) h(z) R_b(z-\tau) dz d\tau \quad (\text{II-14})$$

Maximiser le s/b si nous considérons la puissance du signal constante revient à minimiser le dénominateur $E[Y_b(T)^2]$. Pour tenir compte du fait que la sortie du filtre $Y_s(T)$ est constante nous ajoutons $\mu Y_s(T)$ à la puissance du bruit, μ étant le multiplicateur de Lagrange d'où à minimiser :

$$Q = E[Y_b(T)^2] - \mu Y_s(T) \quad (\text{II-17})$$

en utilisant le calcul des variations, soit le filtre optimum $h_0(x)$:

$$h(x) = h_0(x) + \alpha \varepsilon(x) \quad (\text{II-18})$$

Exprimons Q en fonction de $h(t)$:

$$Q = \int_0^T \int_0^T h(\tau) h(z) R_b(z-\tau) dz d\tau - \mu \int_0^T h(\tau) s(T-\tau) d\tau \quad (\text{II-19})$$

En substituant (II-17) dans (II-18), nous exprimons Q en fonction de α et il est minimum pour :

$$\left. \frac{\partial Q(\alpha)}{\partial \alpha} \right|_{\alpha=0} = 0$$

$$Q(\alpha) = \int_0^T \int_0^T [h_0(\tau) + \alpha \varepsilon(\tau)] [h_0(Z) + \alpha \varepsilon(Z)] R_b(Z-\tau) dZ d\tau - \mu \int_0^T [h_0(\tau) + \alpha \varepsilon(\tau)] s(T-\tau) d\tau \quad (\text{II-20})$$

Nous calculons la dérivée.

$$\frac{\partial Q(\alpha)}{\partial \alpha} = \int_0^T \int_0^T [\varepsilon(\tau) h_0(Z) + \varepsilon(Z) h_0(\tau) + 2\alpha \varepsilon(\tau) \varepsilon(Z)] R_b(Z-\tau) dZ d\tau - \mu \int_0^T \varepsilon(\tau) s(T-\tau) d\tau \quad (\text{II-21})$$

$$\left. \frac{\partial Q(\alpha)}{\partial \alpha} \right|_{\alpha=0} = \int_0^T \int_0^T [\varepsilon(\tau) h_0(Z) + \varepsilon(Z) h_0(\tau)] R_b(Z-\tau) dZ d\tau - \mu \int_0^T \varepsilon(\tau) s(T-\tau) d\tau = 0 \quad (\text{II-22})$$

puisque le premier et le deuxième terme de la double intégrale sont égaux et en combinant :

$$\int_0^T d\tau \varepsilon(\tau) \left[\int_0^T 2h_0(Z) R_b(\tau-Z) dZ - \mu s(T-\tau) \right] = 0 \quad (\text{II-23})$$

Pour que (II-11) soit nulle, il faut que :

$$\int_0^T h_0(Z) R_b(\tau-Z) dZ = \mu/2 s(T-\tau)$$

$\mu/2$ changeant que le gain nous posons égal à 1, d'où l'équation intégrale définissant $h(\tau)$:

$$\int_0^T h_0(Z) R_b(\tau-Z) dZ = s(T-\tau) \quad 0 < \tau < T \quad (\text{II-24})$$

Il n'est pas simple de résoudre l'équation (II-24) qui correspond au cas le plus général. Nous savons que l'EEG est un bruit gaussien mais non-blanc. Par conséquent nous allons envisager une solution de l'équation (II-24) en passant par le "pré-blanchissement" de l'EEG.

b) Détection dans un bruit blanc

L'équation intégrale II-24, définissant $h(\tau)$ la réponse impulsionnelle du filtre peut-être résolue facilement dans le

cas d'un bruit blanc.

La fonction d'autocorrélation d'un bruit blanc se définit :

$$R_b(\tau, Z) = \delta(\tau - Z) \quad (\text{II-25})$$

En substituant dans l'équation II-12, nous trouvons :

$$h_o(\tau) = K s(T - \tau) \quad (\text{II-26})$$

La réponse impulsionnelle du filtre est la copie retournée du signal recherché soit le PEA.

c) Le filtre blanchissant

La propriété d'un bruit blanc est que sa densité spectrale de puissance est constante pour toutes les fréquences. Nous voulons obtenir un EEG avec une densité spectrale ayant cette propriété. Nous allons caractériser l'EEG par la fonction d'autocorrélation :

$$R_n(t_1, t_2) = E[n(t_1), n(t_2)] \quad (\text{II-28})$$

n pour bruit coloré.

Par "blanchir" nous voulons atténuer les régions du spectre où le bruit est large et augmenter celle où il est faible. Nous cherchons un filtre tel que :

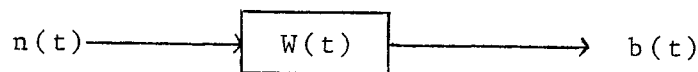


FIGURE 2.3

Filtre blanchissant

$$b(t) = \int_{T_0}^{T_1} W(t) \cdot n(t - \tau) dt \quad (\text{II-29})$$

Nous exprimons la variance du bruit à la sortie du filtre blanchissant en fonction du bruit coloré :

$$\begin{aligned} E[b(Z), b(x)] &= E \left[\int_{T_1}^T \int_{T_1}^T W(t, x) W(t, Z) n(x) n(Z) dx dZ \right] \\ &= \int_{T_1}^T \int_{T_1}^T W(t, x) W(t, Z) R_n(x, Z) dx dZ \end{aligned} \quad (\text{II-30})$$

Nous voulons que cette variance soit égale à $\delta(t-\mu)$.

Passons au domaine fréquentiel II-30 devient :

$$|W(j\omega)|^2 \gamma_n(\omega) = 1 \quad (\text{II-31})$$

W^{-1} étant le filtre inverse correspondant, réalisable tel que $\int_{-\infty}^{+\infty} W^{-1}(u-v)W(v)dv = \delta(u)$

Puisque $\gamma_n(\omega)$ est une fonction rationnelle réelle paire, non négative et sa transformée de Fourier inverse étant une fonction de corrélation, nous pouvons exprimer la densité par un produit de deux termes ; un des termes contient tous les pôles et les zéros négatifs. Il représente la partie à droite de l'axe des "j ω " du plan des pôles-zéros, $G^-(j\omega)$ et l'autre $G^+(j\omega)$ l'autre côté :

$$G^+(j\omega) = G^-(j\omega) \quad (\text{II-32})$$

$$\text{et } \gamma_n(\omega) = G^+(j\omega) G^-(j\omega) \quad (\text{II-33})$$

de l'équation II-31 nous trouvons :

$$|W(j\omega)|^2 = \frac{1}{G^+(j\omega)G^-(j\omega)} \quad (\text{II-34})$$

et à cause de l'équation II-33 :

$$|W(j\omega)| = \left| \frac{1}{G^+(j\omega)} \right| = \left| \frac{1}{G^-(j\omega)} \right| \quad (\text{II-35})$$

Nous avons trouvé le module du filtre à la sortie duquel nous avons un bruit blanc.

d) Solution de l'équation du filtre adapté

Nous disposons d'un filtre blanchissant qui nous permet d'être dans les conditions nécessaires pour résoudre l'équation du filtre adapté. Soit :

$$r(t) = s(t) + b(t)$$

$s(t)$ et $b(t)$ sont indissociables nous les blanchissons par conséquent tous les deux.

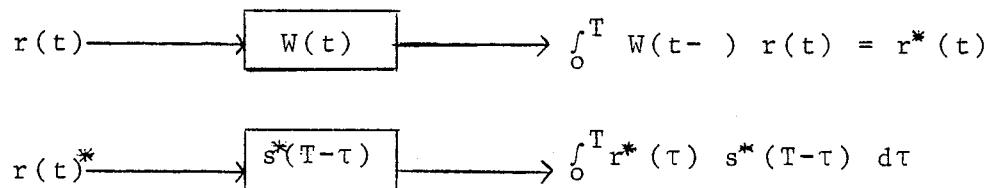


FIGURE 2.4

Structure du filtre adapté

* pour signal blanchi.

Remarquons que le signal recherché, le PEA est maintenant un PEA blanchi, de ce fait la réponse impulsionnelle du filtre adapté est la copie retournée du signal blanchi.

2 - Théorie statistique de détection (19, 20)

Nous pouvons reprendre le problème que nous venons de traiter en prenant comme critère d'optimalité, la maximisation du rapport signal sur bruit et l'examiner selon la théorie statistique de la détection. Nous utiliserons comme premier critère d'optimalité de minimiser le risque. Le critère prenant en compte des probabilités à priori que nous ne pouvons évaluer, nous serons obligé d'utiliser un second critère celui du mini-max pour évaluer le seuil de détection.

a) Représentation du problème

Nous disposons d'une séquence d'EEG que nous appelons $r(t)$. Nous voulons décider si cette fonction aléatoire contient ou non un PEA. Soit les deux hypothèses suivantes, seules possibles et mutuellement exclusives :

$$\begin{aligned}
H_0 &: r(t) = b(t) \\
H_1 &: r(t) = s(t) + b(t)
\end{aligned}
\tag{II-36}$$

$b(t) = \text{EEG}$
 $s(t) = \text{PEA}$

Nous voulons construire un récepteur de ce signal qui nous permettra de choisir entre les deux hypothèses selon un critère de décision.

b) Le critère de Bayes

Nous avons choisi comme critère de décision pour que la détection soit optimale, le critère qui minimise le risque, c'est le critère de Bayes.

Lorsque nous examinons une réalisation $r(t)$ quatre décisions sont possibles :

choisir H_0 en présence de H_0 = choix correct type 1
 H_0 " " H_1 = non détection
 H_1 " " H_0 = fausse alarme
 H_1 " " H_1 = choix correct type 2

à chacune de ces décisions, nous allons associer un coût :

C_{00} = coût pour un choix correct type 1
 C_{01} = coût de non détection
 C_{10} = coût de fausse alarme
 C_{11} = coût pour un choix correct type 2

Le risque $|R$ est défini comme l'espérance mathématique des coûts prise sur l'ensemble des probabilités. La partition de l'espace des décisions ϵ se fait en deux parties, ϵ_0 correspondant à l'hypothèse H_0 et ϵ_1 à l'hypothèse H_1 .

$$|R = E[\text{coûts}] = \sum_{i=0}^1 \sum_{j=0}^1 P_{ij} C_{ij} \tag{II-37}$$

$$P_{ij} = P_j \cdot P_{H_i \text{ choisi} / H_j \text{ vrai}}$$

P_{ij} étant la probabilité de choisir H_i en présence de H_j et P_j étant la probabilité à priori d'avoir H_j .

La probabilité de l'événement certain est :

$$P_{r/H_i}(r) dr = \int_{\varepsilon_1} P_{r/H_i}(r) dr + \int_{\varepsilon_0} P_{r/H_i}(r) dr = 1 \quad (\text{II-38})$$

et la probabilité de choisir l'hypothèse H_i en présence de H_j est :

$$P_{H_i \text{ choisi}/H_j \text{ vrai}} = \int_{\varepsilon_i} P_{r/H_j}(r) dr \quad (\text{II-39})$$

l'intégrale s'effectue dans l'espace correspondant à l'hypothèse choisie.

Nous posons que :

$$C_{10} > C_{00}$$

$$C_{01} > C_{11}$$

Le risque s'écrit :

$$\begin{aligned} |R = P_1 C_{11} + P_0 C_{10} + \int_{\varepsilon_0} P_1 (C_{01} - C_{11}) P_{r/H_1}(r/H_1) dr \\ - \int_{\varepsilon_0} P_0 (C_{10} - C_{00}) P_{r/H_0}(r/H_0) dr \end{aligned} \quad (\text{II-40})$$

Pour minimiser $|R$ nous affectons à ε_0 tous les points de l'espace des observables où l'intégrand est négatif, et à ε_1 tous les points où l'intégrand est positif. On trouve que le risque est nul pour :

$$\frac{P_{r/H_1}}{P_{r/H_0}} = \frac{P_0 (C_{10} - C_{00})}{P_1 (C_{01} - C_{11})} \quad (\text{II-41})$$

P_{r/H_1} étant la probabilité que la réalisation $r(t)$ appartient à l'hypothèse H_1 .

Le rapport $P_{r/H_1} / P_{r/H_0}$ est appelé le rapport de vraisemblance, il dépend des propriétés du mécanisme de transmission et

le deuxième membre de l'équation est le seuil η qui dépend des probabilités a priori et des coûts :

$$\lambda(r) = \frac{P_r/H_1}{P_r/H_0} \quad (\text{II-42})$$

$$\eta = \frac{P_0(C_{10} - C_{00})}{P(C_{01} - C_{11})} \quad (\text{II-43})$$

on déduit la structure du récepteur de détection :

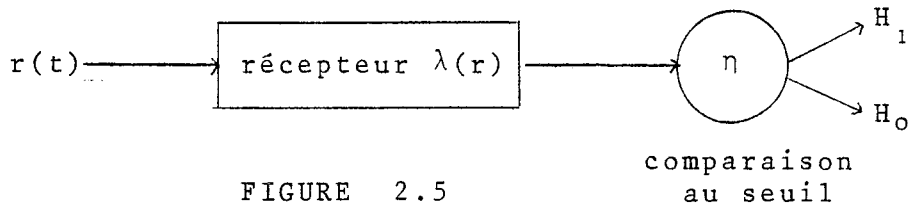


FIGURE 2.5

Structure du récepteur de détection

c) Rapport de vraisemblance, cas gaussien

Nous considérons que l'EEG a une densité de probabilité gaussienne et que la réalisation $r(t)$ préalablement blanchie s'écrit $r^*(t)$, nous avons les deux hypothèses :

$$H_0 : r^*(t) = b^*(t) = \int_0^T W(t-\tau) * b(\tau) dt$$

$$H_1 : r^*(t) = s^*(t) + b^*(t) = \int_0^T W(t-\tau) * [s(\tau) + b(\tau)] dt$$

Nous échantillonons le signal a une cadence respectant la relation de Shannon, on exprime :

$$r^*(t) = \sum_{i=1}^n r_i \delta(t-i\Delta t)$$

$$\text{et } s^*(t) = \sum_{i=1}^n s_i \delta(t-i\Delta t)$$

la densité spectrale de $b^*(t) = N_0$

Le rapport de vraisemblance avec une densité de probabilité gaussienne s'écrit :

$$\lambda(r) = \frac{\prod_{i=1}^n \frac{1}{\sqrt{2\pi N_0}} \exp - \frac{1}{2} \left(\frac{r_i - s_i}{N_0} \right)^2}{\prod_{i=1}^n \frac{1}{\sqrt{2\pi N_0}} \exp - \frac{1}{2} \left(\frac{r_i}{N_0} \right)^2} \quad (\text{II-44})$$

en faisant tendre i vers ∞ et en prenant le logarithme

$$\ln \lambda(r) = \frac{1}{N_0} \int_0^T r^*(t) s^*(t) dt - \frac{1}{2N_0} \int_0^T s^{*2}(t) dt \quad (\text{II-45})$$

nous voulons comparer le résultat de l'équation au seul η pour déduire s'il y a ou pas du PEA :

$$\int_0^T r^*(t) s^*(t) dt \begin{cases} > H_1 \\ < H_0 \end{cases} \quad N_0 \ln \eta + \int_0^T \frac{s^{*2}(t)}{2} dt \quad (\text{II-46})$$

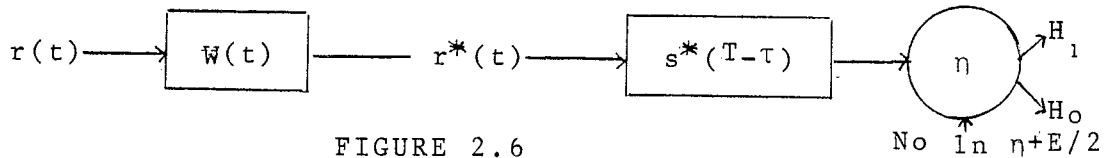


FIGURE 2.6

Structure du filtre adapté

Nous retrouvons ici la structure du filtre adapté que nous avons trouvée en utilisant le critère de maximisation du rapport signal/bruit. Nous devons comparer la sortie du filtre à un seuil tenant compte de l'énergie du PEA, de la densité spectrale de l'EEG que nous pouvons estimer mais aussi des probabilités à priori P_0 et P_1 que nous ne connaissons pas.

La structure de récepteur que nous avons trouvé filtre le signal et le compare à un seuil pour déterminer si nous avons l'hypothèse H_0 au H_1 . Nous pouvons représenter les fonctions de densités de probabilités conditionnelles :

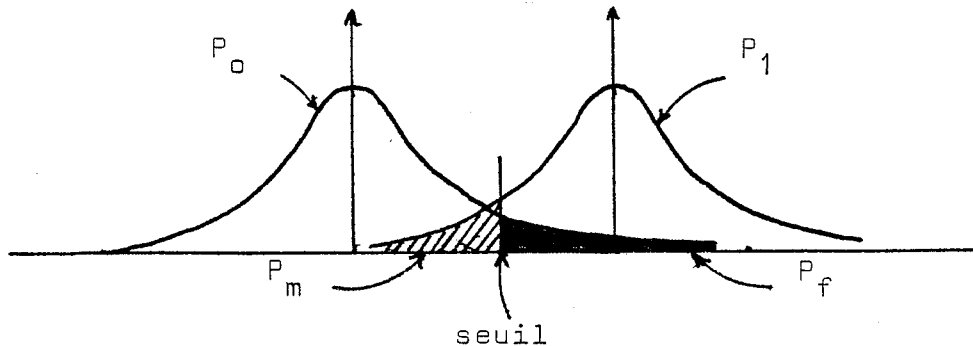


FIGURE 2.7

LES PROBABILITES D'ERREURS

Il y a deux types d'erreur possible, celle où l'on détecte un signal alors qu'il n'y en a pas, soit dire H_1 alors que H_0 c'est l'erreur de type 1 et celle où l'on ne détecte pas alors qu'il y est, soit choisir H_0 lorsque H_1 c'est l'erreur de type 2. A chacune de ces erreurs est associée une probabilité P_F pour type 1 et P_m pour l'erreur de type 2 :

$$P_F = \int_{\epsilon_1} P_{r/H_0} (R/H_0) dr \quad (\text{II-47})$$

$$P_m = \int_{\epsilon_0} P_{r/H_0} (R/H_0) dr$$

on a comme probabilité d'erreur moyenne P_e

$$P_e = P_F P_0 + P_m (1-P_0) \quad (\text{II-48})$$

P_0 = probabilité à priori de l'hypothèse H_0 .

d) Evaluation du seuil

Nous avons utilisé pour établir le rapport de vraisemblance le critère de Bayes qui demande une connaissance des coûts et des probabilités à priori. Pour évaluer le seuil, nous allons utiliser un autre critère celui du minimax qui minimise le risque maximum et demande la connaissance des coûts. Définissons :

$$P_F = \int_{\epsilon_1} P_{r/H_0} (R/H_0) dR$$

$$P_D = \int_{\epsilon_1} P_{r/H_1} (R/H_1) dR$$

$$P_m = \int_{\epsilon_0} P_{r/H_1} (R/H_1) dR$$

P_F probabilité de fausse alarme.

P_D probabilité de détection.

P_m probabilité de non détection.

Nous assumons que les coûts associés aux choix corrects :

$$C_{00} = C_{11} = 0$$

$$C_{01} = C_m$$

$$C_{10} = C_F$$

le risque

$$R = C_F P_F + P_1 (C_m P_m - C_F P_F) \quad P_1 \in [0, 1] \quad (\text{II-50})$$

Le risque maximum sera minimum pour :

$$C_m P_m = C_F P_F$$

c'est ce qu'on appelle l'équation du minimax. Le critère du minimax est un cas particulier du critère de Bayes, il choisit la probabilité à priori la moins favorable.

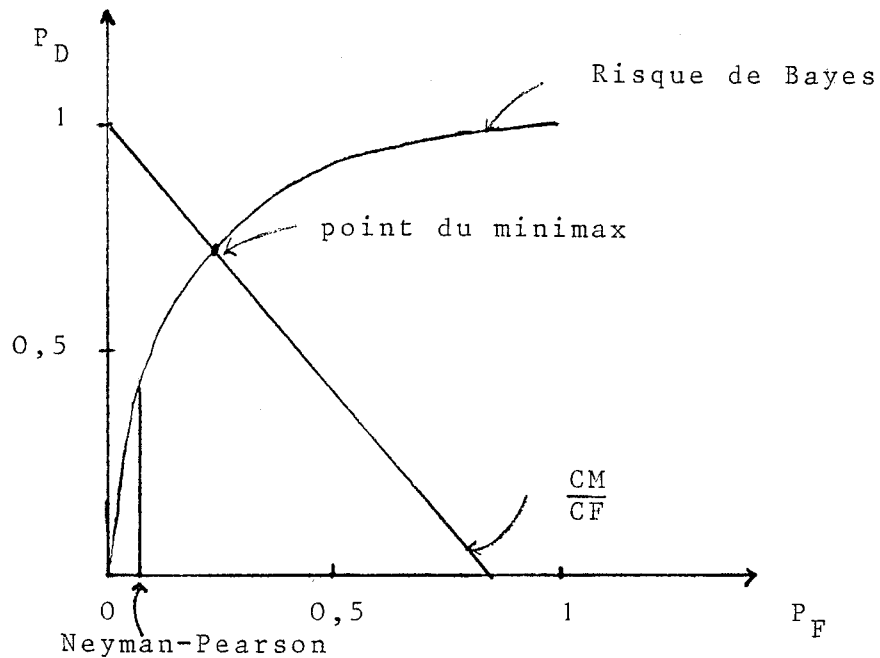


FIGURE 2.8

Caractéristiques du récepteur selon différents critères

Le graphe ci-dessus, donne les caractéristiques du récepteur selon différents critères. Nous remarquons que l'équation du minimax lie la probabilité de fausse alarme à celle de détection $P_m = 1 - P_D$ et que le choix des coûts a pour effet de minimiser la probabilité de fausse alarme en maximisant celle de détection. Notons que ce critère est celui de Neyman-Pearson et n'utilise aucune connaissance à priori.

CHAPITRE III

LES ALGORITHMES

III - LES ALGORITHMES

Nous allons décrire dans ce chapitre les algorithmes d'estimation et de détection utilisés pour l'étude du PEA dans l'EEG.

Nous décrivons d'abord brièvement le système utilisé puis la procédure de digitalisation des signaux réels.

Les algorithmes de mise en forme des signaux, autant simulés que réels, sont décrits.

Ensuite, nous expliquons les algorithmes d'estimation du PEA, puis nous passons aux algorithmes de détection, enfin aux algorithmes d'analyse des résultats.

III - A - DESCRIPTION DE L'OUTIL

Le travail a été effectué sur un système Basic orienté vers l'instrumentation et le traitement du signal ; le support de ce système est un ordinateur Multi-20 d'Intertechnique de 1.4 K.Octets, avec un disque de 5 méga.octets, la possibilité d'utiliser un enregistreur de bande magnétique, une imprimante rapide, un écran Tektronic couplé à un hard copy est offerte.

Le système Basic est composé de deux processeurs indépendants utilisant le disque comme moyen d'échange de données, la configuration choisie étant celle du disque, la gestion informatique de l'ensemble est assurée par un système d'exploitation disque en monoprogrammation (Sedim standard). Ce système permet à l'utilisateur d'activer simplement un processeur et lui donne la possibilité d'accéder à des données mémorisées sur disque, dans un format standard.

Le processeur Basic de traitement de données continues est composé d'un module Basic ITS auquel est associée une bibliothèque spécifique au traitement d'un ensemble de données mémorisées sur disque provenant de la numérisation

de voies analogiques, l'unité d'information élémentaire est un point digitalisé appelé canal. Une voie est constituée de l'ensemble des canaux provenant de la même entrée analogique. Le système comprend un module d'acquisition, le module comprend un multiplexeur avec 16 voies rapides, 16 voies lentes, un convertisseur analogique numérique de 7 bits + signe, 1 couplage au calculateur permettant l'acquisition Flip-flop avec deux blocs mémoires. Les acquisitions sont réalisées en mode continu avec stockage de données sur disque dans un fichier de 1.5 M.octets.

Le processeur Basic de données bloquées est composé d'un module Basic ITS associé à une bibliothèque permettant l'accès à des données bloquées, l'unité d'information est un canal, l'unité de travail est le bloc composé d'un ensemble de canaux. Une fonction permet de créer un fichier bloqué comprenant tous les éléments d'une voie, chaque élément codé sur 2 octet dans notre cas.

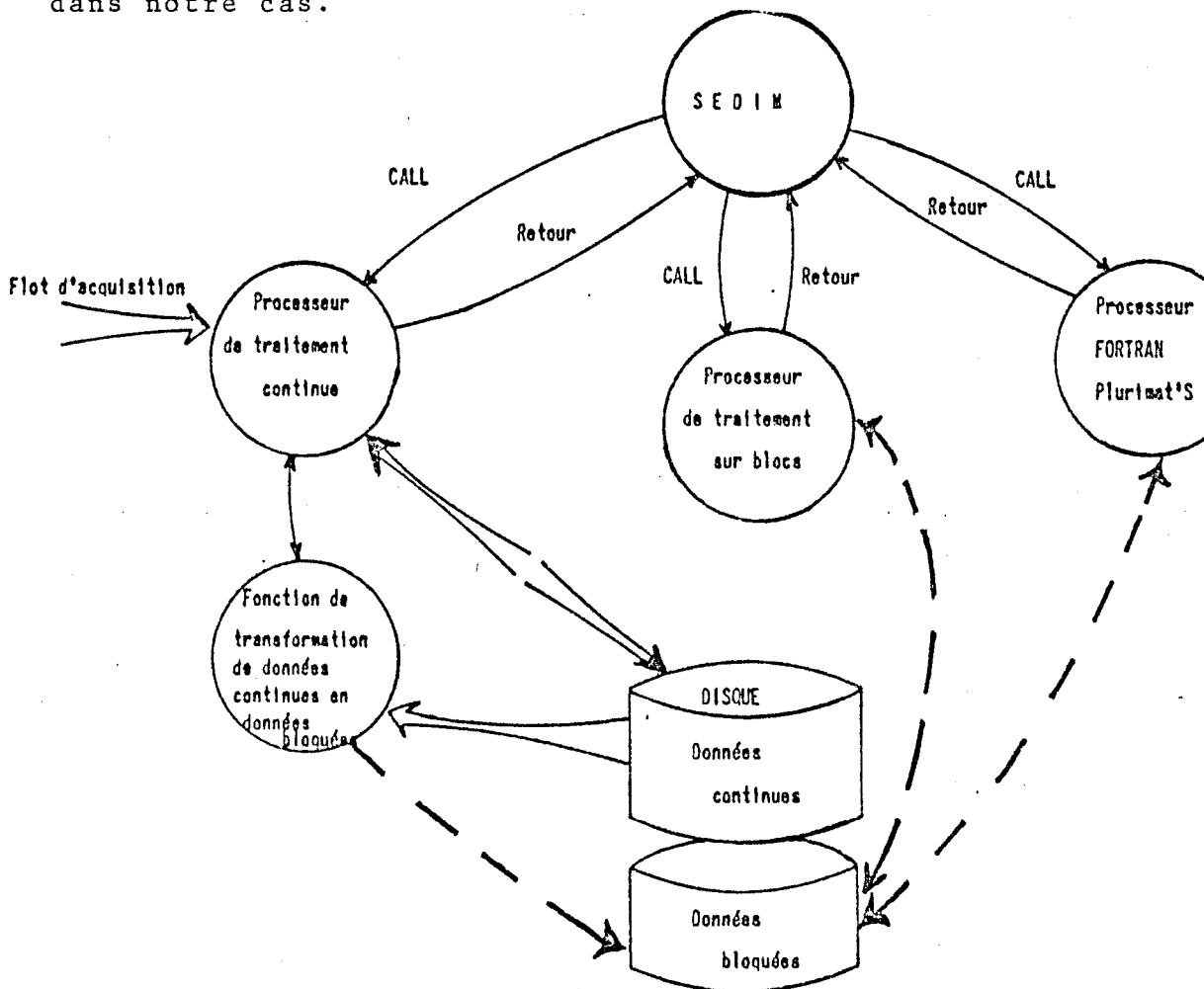


FIGURE 3.1
Systeme Basic

III - B - LES ALGORITHMES DE MISE EN FORME DES SIGNAUX

Nous avons utilisé des algorithmes pour mettre les signaux simulés et les enregistrements d'EEG sous une forme similaire afin de pouvoir les traiter de manière identique.

1 - Signaux simulés

Nous avons, dans la partie théorique, opté pour une méthode de traitement, et pour tester cette dernière nous avons utilisé des signaux simulés

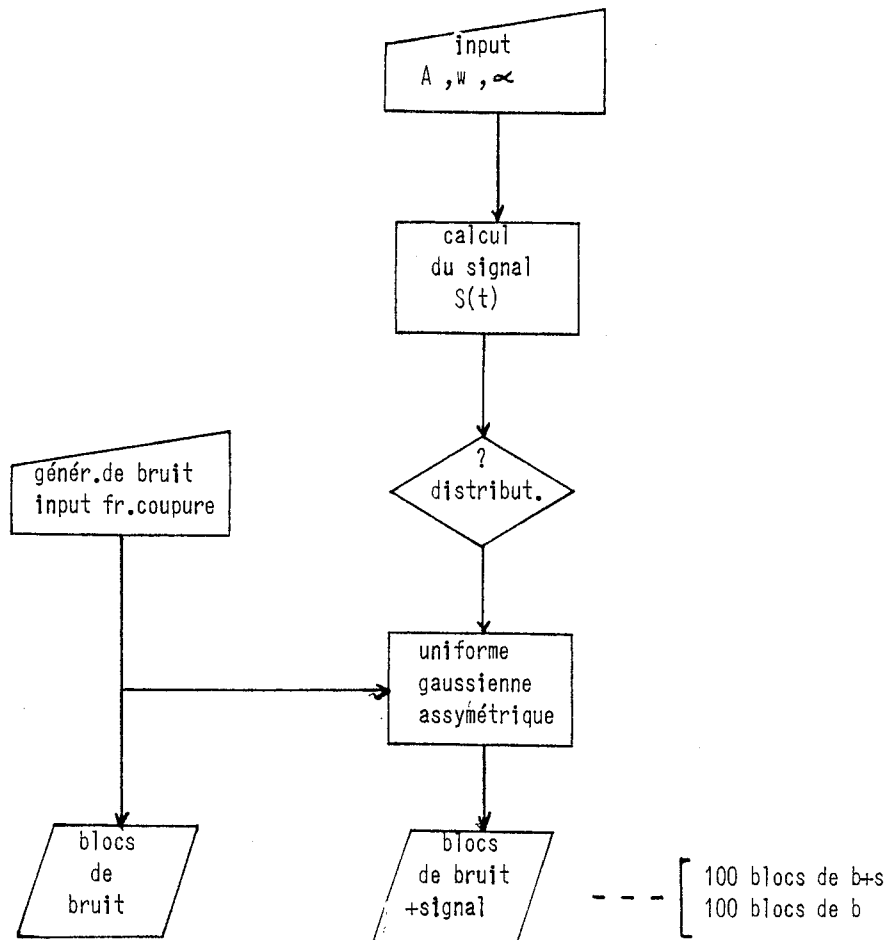


FIGURE 3.2

Algorithme générant les signaux

L'algorithme génère un signal $s(t)$ représentant le PEA, $s(t)$ est un sinus amorti

$$s(t) = A \sin wt \exp^{-\alpha t}$$

Le choix de A nous donne des rapports signal/bruit variables. Un générateur de bruit auquel on fournit la fréquence de coupure voulue nous donne des blocs d'un bruit à distribution gaussienne. L'algorithme offre la possibilité d'ajouter $s(t)$ au bruit selon 3 types de distribution, uniforme, gaussienne, et quelconque. Nous obtenons une série de blocs bruit + signal et une série de bruits.

2 - Signaux réels

a) Digitalisation des enregistrements d'EEG

Les enregistrements d'EEG dont nous disposons sont sous forme analogique enregistrés sur bande magnétique. Les enregistrements comprennent 3 voies : sur la voie 1, les tops avertissement générés aléatoirement, sur la voie 2 les tops de stimulation émis une seconde après celui d'avertissement, et sur la voie 3 l'EEG alternant avec EEG + PEA.

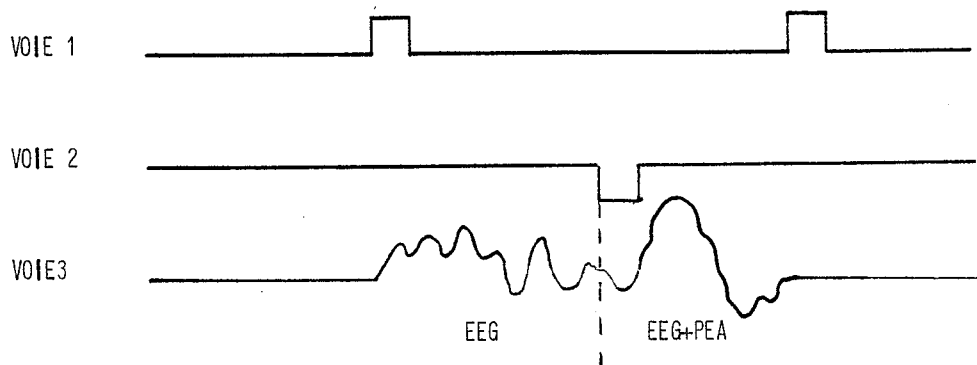


FIGURE 3.3

Structure de l'enregistrement analogique

Nous devons digitaliser le signal, pour ce faire nous additionnons d'abord les voies 1 et 2 et transférons la voie 3 dans la voie 2.

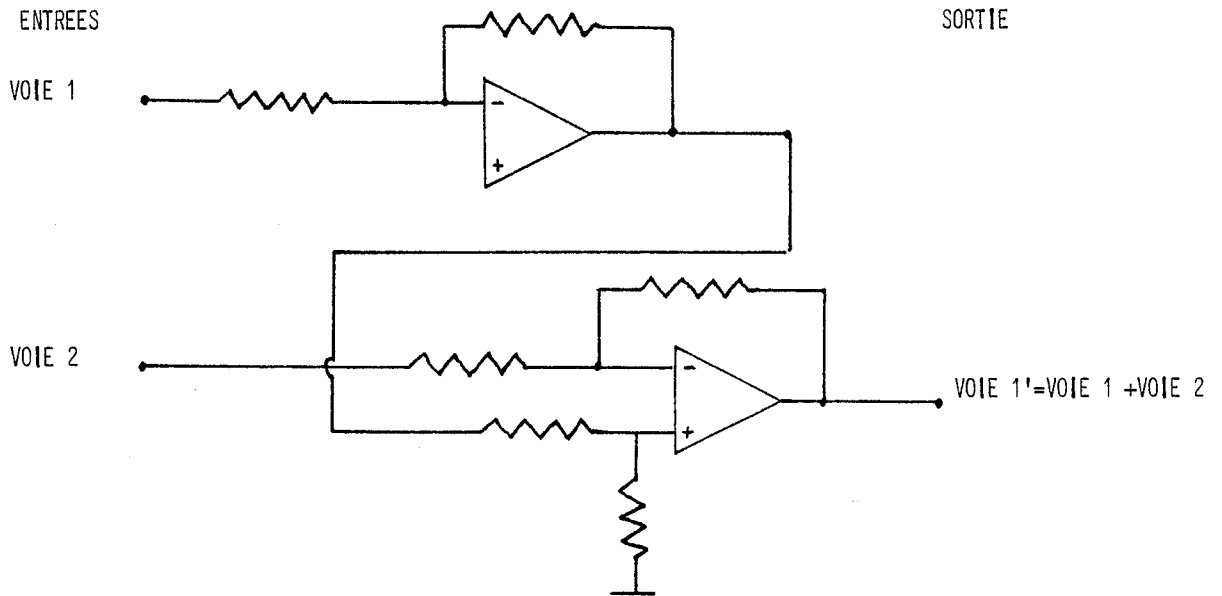


FIGURE 3.4

Additionneur des voies tops

Le système d'acquisition transforme séquentiellement les voies analogiques en numériques après avoir filtré l'EEG à 70 Hertz. L'intervale entre chaque point du canal est de 2 msec ; à ce niveau une première sauvegarde sur bande magnétique est effectuée. Les voies 1 et 2 digitalisées sont sous la forme ci-après :

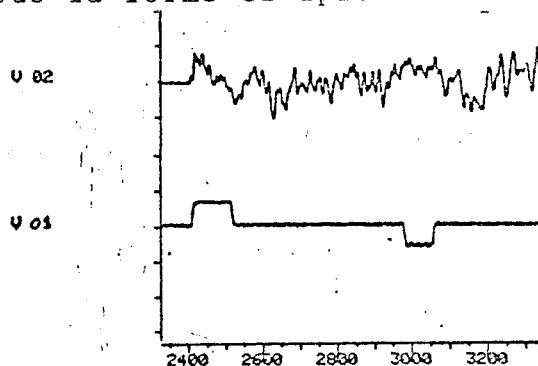


FIGURE 3.5

Digitalisation

b) Mise sous forme de blocs

La deuxième étape consiste à mettre les signaux digitalisés sous forme de blocs. Le cadrage se fait sur le top d'avertissement pour les blocs d'EEG seul et sur le top de stimulation pour les blocs d'EEG + PEA. Les blocs ont une durée de 1 seconde. Un programme basic (22) exécute cette segmentation et crée un fichier contenant en alternan des blocs de 512 points d'EEG et d'EEG + PEA.

Nous donnons ci-après un exemple de segmentation :

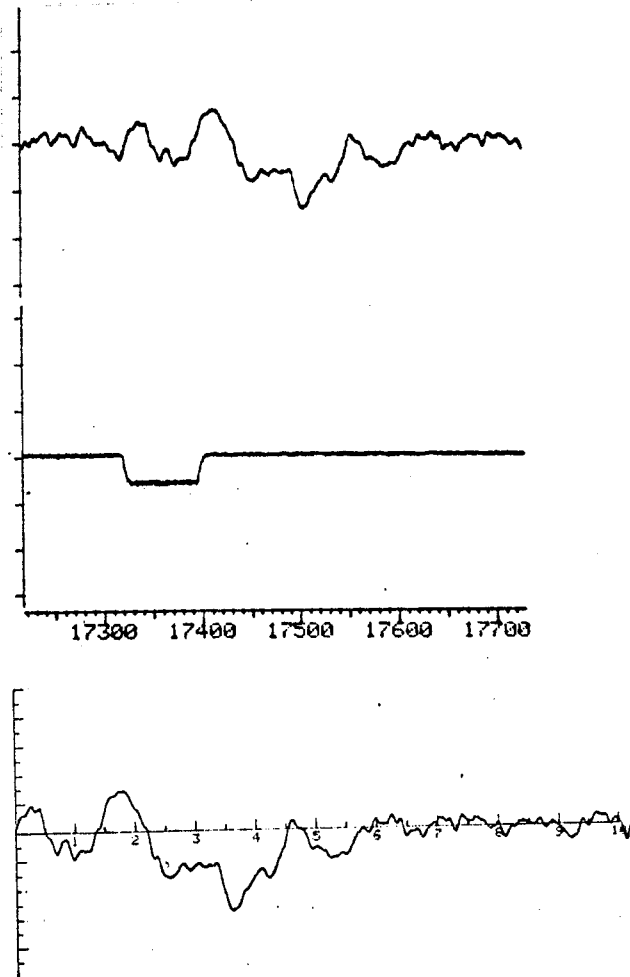


FIGURE 3.6

Mise sous forme de bloc d'un signal séquentiel

III - C - LES ALGORITHMES D'ESTIMATION DU PEA

Nous avons démontré que nous pouvons estimer le PEA par moyennage et par filtrage de Wiener. Nous avons élaboré les deux algorithmes pour rechercher le plus adéquat.

1 - Le moyennage

Nous avons, lors de la segmentation, cadré les blocs sur les tops. Nous n'avons plus qu'à sommer les séquences EEG + PEA et à garder la partie du signal qui représente le PEA. Nous admettons que le PEA estimé représente le PEA réel.

2 - Filtrage de Wiener(23)

Nous avons vu qu'il existe le filtre de Wiener pour estimer le PEA, il nous faut d'abord estimer le module avant de filtrer les données.

a) Calcul du module

$$H(r) = \frac{\phi_{SS}(\gamma)}{\phi_{SS}(\gamma) + \phi_{nn}(\gamma)}$$

Nous allons rechercher les valeurs nécessaires au module en moyenne. En fréquence on a :

$$\bar{R}(\gamma) = S(\gamma) + \bar{N}(\gamma)$$

en supposant que la valeur moyenne de $s(t)$ est égale à $s'(t)$ et la sortie du filtre

$$\bar{Y}(\gamma) = H(\gamma) \bar{R}(\gamma)$$

nous avons démontré que le moyennage améliore de M en puissance le rapport signal/bruit, M étant le nombre de sommations

$$\bar{R}(\gamma) = S(\gamma) + \frac{N(\gamma)}{M}$$

en multipliant par la conjuguée complexe, nous avons :

$$\phi_{\overline{RR}}(\gamma) = \phi_{SS}(\gamma) + \frac{\phi_{nn}(\gamma)}{M}$$

$\phi_{\overline{RR}}$ est la densité spectrale de la moyenne

$\overline{\phi}_{RR}$ la moyenne des densités spectrales de chaque séquence.

$$\overline{\phi}_{RR}(\gamma) = \phi_{SS}(\gamma) + \phi_{nn}(\gamma)$$

on trouve : $\phi_{SS} = (M \phi_{\overline{RR}} - \overline{\phi}_{RR}) / (M-1)$

le module devient :

$$H(\gamma) = \frac{(M \phi_{\overline{RR}} - \overline{\phi}_{RR})}{(M-1) \overline{\phi}_{RR}}$$

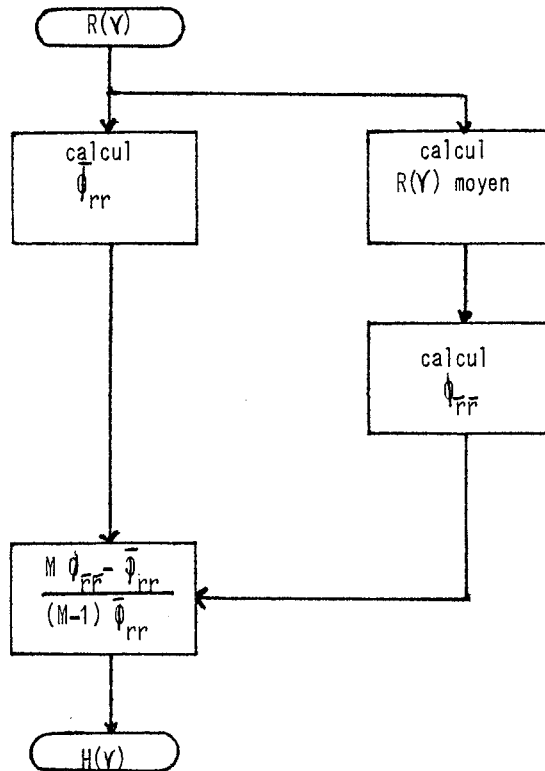


FIGURE 3.7

Algorithme du calcul du module du filtre de Wiener

Nous filtrons en fréquence chaque séquence d'EEG + PEA et remoyennons les résultats pour obtenir l'estimation du PEA.

III - D - LES ALGORITHMES DE DETECTION DU PEA

Nous voulons démontrer expérimentalement que d'utiliser préalablement un filtre blanchissant pour obtenir un EEG ayant les caractéristiques du bruit blanc avant d'effectuer le filtrage adapté, améliore la détection ; nous avons en premier lieu construit un algorithme qui filtre les données sans les blanchir.

1 - Hypothèse du bruit blanc

Il suffit d'estimer le PEA, nous verrons plus loin que le moyennage est suffisamment efficace, nous en déduisons le temps de latence moyen, considérant l'estimation du PEA comme réponse impulsionnelle du filtre. Nous effectuons les intercorrélations ; par la suite ces résultats sont analysés comme pour le pré-blanchiement.

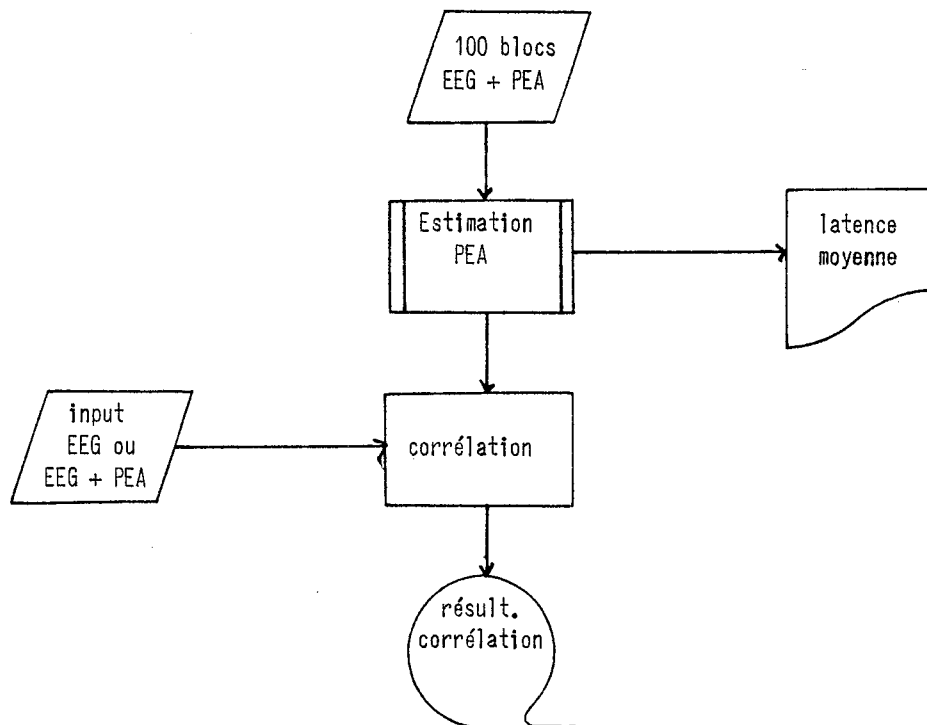


FIGURE 3.8

Algorithme du filtrage adapté

2 - Cas du pré-blanchiment

Il nous faut calculer le module du filtre blanchissant à partir de la moyenne des densités spectrales de l'EEG. Avant d'effectuer les intercorrélations nous blanchissons les séquences de données et nous les intercorrélons avec le PEA moyen blanchi.

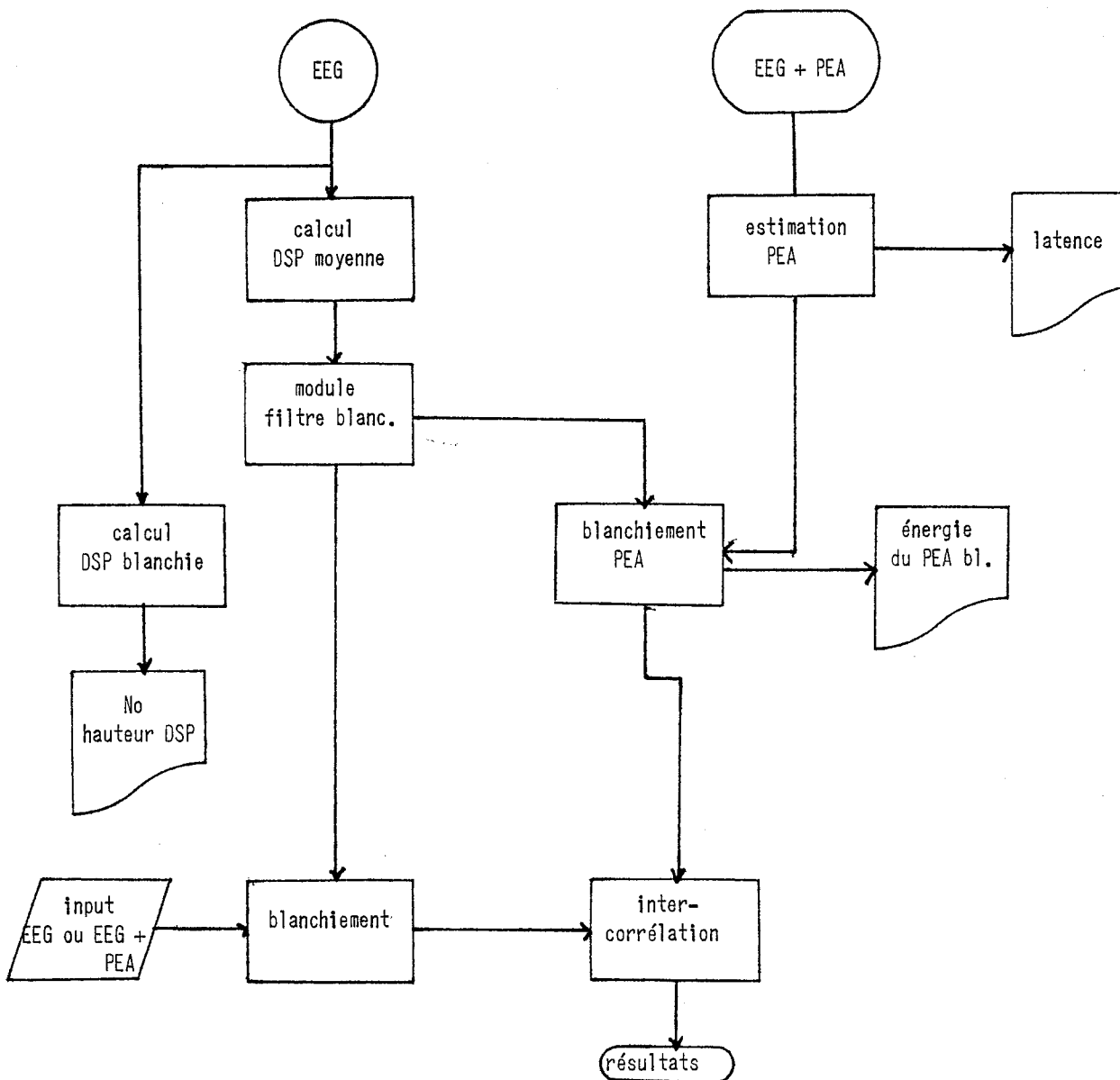


FIGURE 3.9

Algorithme du filtrage adapté avec préblanchiment

3 - Algorithme de comparaison au seuil

Après avoir effectué les intercorrélations, nous recherchons le maximum et le second maximum, et les comparons à un seuil, soit empirique, soit théorique, et détectons la présence du PEA s'il dépasse le seuil dans un intervalle de temps de ± 50 ms autour du temps de laten moyen.

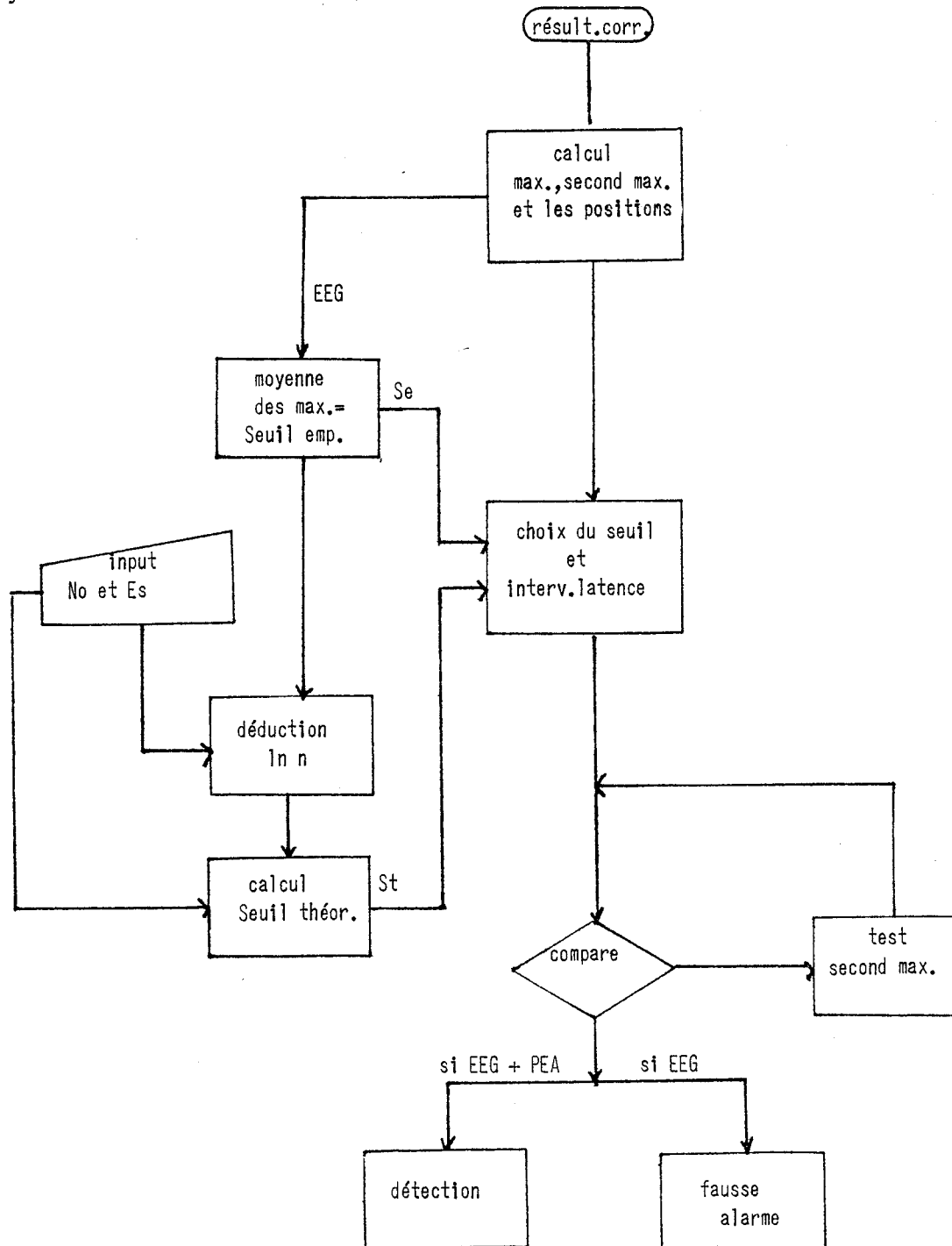


FIGURE 3.10

Algorithme de comparaison au seuil

- Calcul du seuil

Seuil empirique : nous avons utilisé un seuil empirique égal à la moyenne des maximums des intercorrélations entre l'EEG et le PEA moyen. De ce seuil nous déduisons, connaissant l'énergie du PEA et la hauteur de la densité spectrale de l'EEG, la valeur de $\ln n$

$$\text{Seuil}_E = N_o \ln n + \frac{E_s}{2} \quad (24)$$

$$E_s = \frac{1}{K} \sum_{i=0}^{k-1} S^2(i) * T$$

E_s étant l'énergie du PEA de durée T représenté par K points

$$N_o = \sum_{i=0}^{M-1} S(i) \frac{1}{B_F}$$

N_o étant la hauteur de la densité spectrale ayant une fréquence de coupure B_F et représentée par M points,

$$B_F = M = \frac{M}{N T_e}$$

d'où $\ln n = (\text{Seuil}_E - \frac{E_s}{2}) / N_o$

⇒ Seuil théorique

Connaissant l'ordre de grandeur de $\ln n$, nous pouvons choisir d'autres valeurs de coûts favorisant plus ou moins la fausse alarme par rapport au coût de non détection. Nous comparons successivement les maximums du second maximum à ces deux seuils, en considérant un intervalle autour du temps de latence moyen.

4 - Algorithme de détection

Les différents algorithmes que nous avons décrits forment la procédure de détection que nous utiliserons. L'algorithme ci-après la résume.

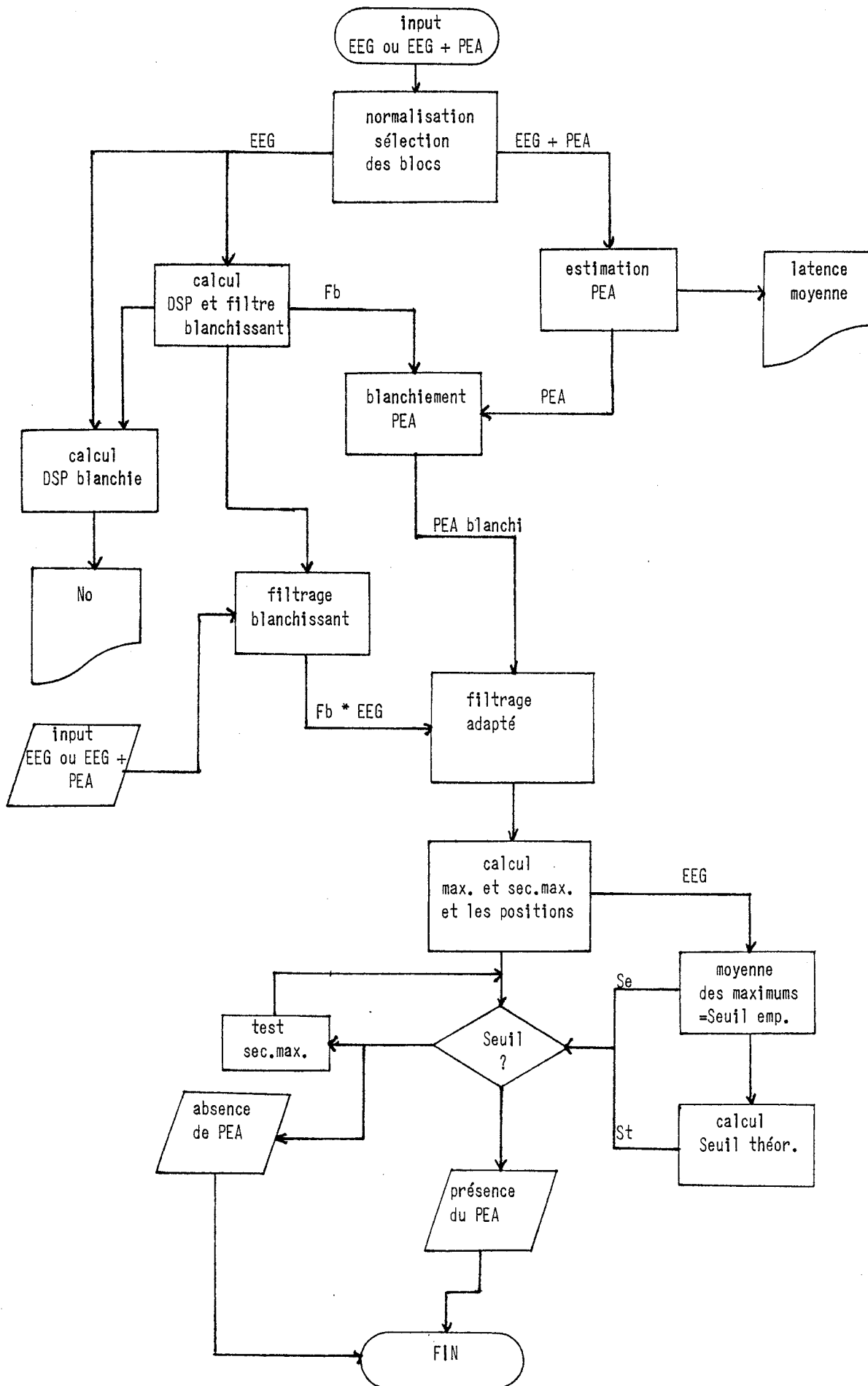


FIGURE 3.11

Algorithme de détection, b pour blanchi

III - E - LES ALGORITHMES D'ANALYSE

1 - Moyenne recadrée

Nous voulons étudier la forme du PEA en admettant l'hypothèse que le PEA, tout en gardant la même forme, apparaît avec un retard aléatoire. Nous appelons ce retard "le temps de latence", soit le temps écoulé entre la stimulation et l'arrivée du PEA. Nous allons recalculer une moyenne en recadrant les séquences en fonction de la position des maximum de corrélation dépassant le seuil, ainsi que l'écart type.

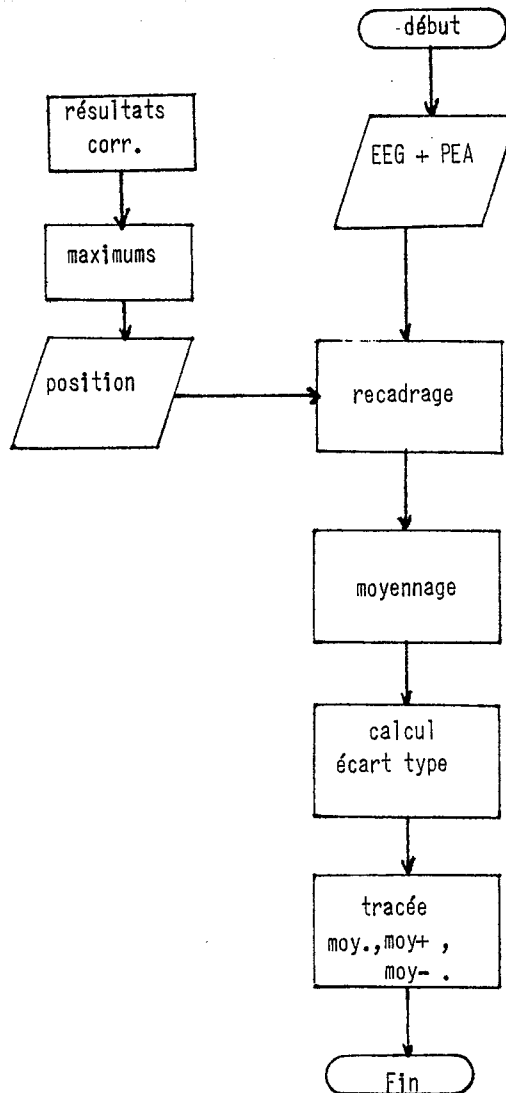


FIGURE 3.12

Algorithme calculant la moyenne recadrée

2 - Temps d'examen

Nous avons écrit un algorithme pour tracer le nombre de détections et de fausse alarme en fonction du nombre de séquences examinées par intervalles de 10 jusqu'à 100 examens.

3 - Histogramme du temps de latence

Un algorithme trace l'histogramme du nombre de détections et de fausse alarme pour des intervalles de temps de latence.

CHAPITRE IV

ESSAIS PRELIMINAIRES

IV - ESSAIS PRELIMINAIRES

Le filtrage le mieux approprié à la détection du potentiel évoqué auditif dans l'électroencephalogramme est le filtre adapté. Nous avons étudié une solution de l'équation du filtre dans le cas d'un signal noyé dans un bruit blanc.

Dans un premier temps l'EEG est considéré comme "relativement blanc" et le filtre adapté appliqué directement, dans un second temps, nous utilisons un "filtre blanchissant" soit un filtre qui a pour propriété de donner à sa sortie un bruit à densité spectrale constante pour toutes les fréquences. Nous pouvons par la suite appliquer le filtre adapté correspondant pour détecter le PEA.

Théoriquement nous avons démontré que le filtre blanchissant utilisé dans certaines conditions améliore le rapport signal sur bruit, et par conséquent la détection. (annexe 1)

Un ensemble de données simulées est utilisé pour tester les algorithmes dans le cas "filtrage adapté" et "filtre blanchissant + filtrage adapté". Ensuite, deux sujets tests ont été analysés pour évaluer expérimentalement les avantages du blanchissement.

IV-A - ETUDE PRELIMINAIRE SUR DU SIGNAL SIMULE

La procédure de détection étant établie, nous avons testé cette dernière avec des signaux simulés dont nous connaissions exactement toutes les caractéristiques, nous avons déduit le pourcentage d'erreur encouru, à cause de la méthode, et vérifié expérimentalement l'utilité du filtre blanchissant.

1 - Recherche des caractéristiques des séquences simulées

a) Simulation du PEA

Nous avons choisi un sinus amorti pour représenter le PEA :

$$s(t) = A \sin(\omega t) \exp(-\alpha t)$$

A = amplitude
w = fréquence angulaire
 α = atténuation
durée = 80msec

Nous varions la valeur du paramètre "A" pour obtenir différent rapport signal/bruit. Toutes les amplitudes concernant les signaux simulés sont exprimés en "u", unité du calculateur

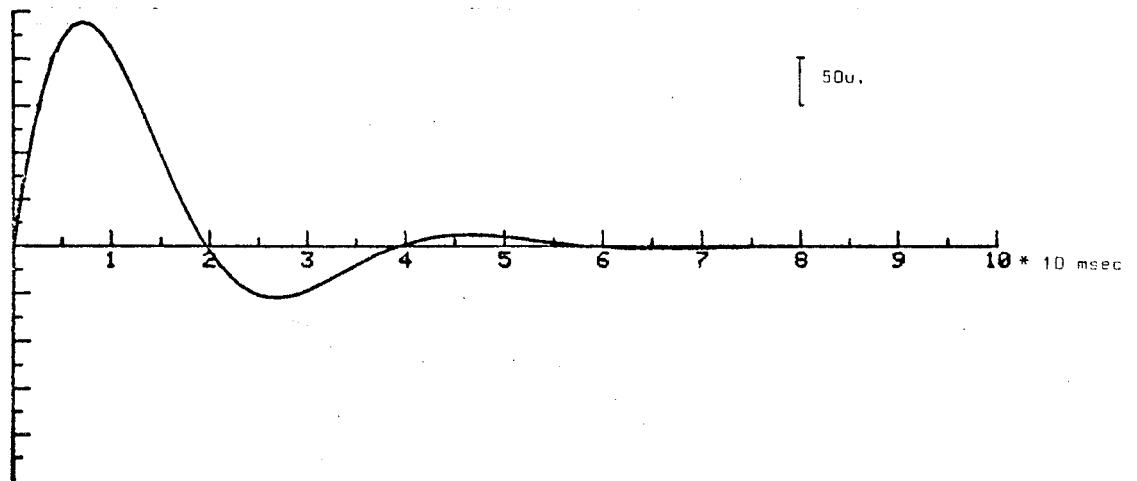


FIGURE 4.1

Signal $s(t)$, $A = 650$
 $w = 32 \text{ rad/sie}$
 $\alpha = -15 \text{ sec}$

b) Simulation de l'EEG

Un générateur de bruit nous génère un bruit gaussien $b(t)$ avec une fréquence de coupure de 50 hertz.

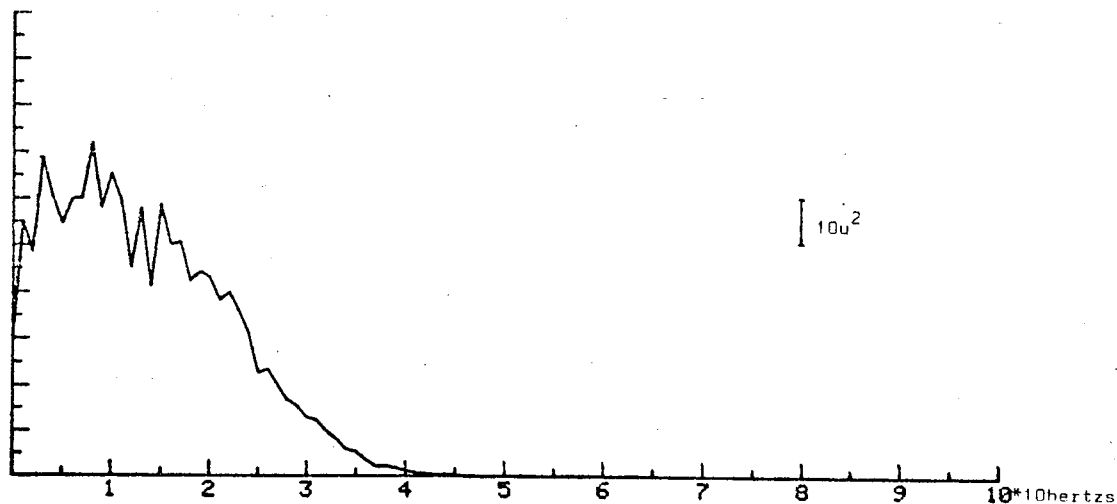


FIGURE 4.2

Densité spectrale du bruit

c) Distribution du $s(t)$ dans $b(t)$

Nous avons étudié l'influence de 4 types de distribution de temps de latence sur l'allure de la moyenne de $s(t)$. Les distributions sont de types :

- constante : on ajoute $s(t)$ toujours au même endroit.
- uniforme : le temps de latence varie d'une m.sec à chaque fois.
- symétrique ; de type gaussien.

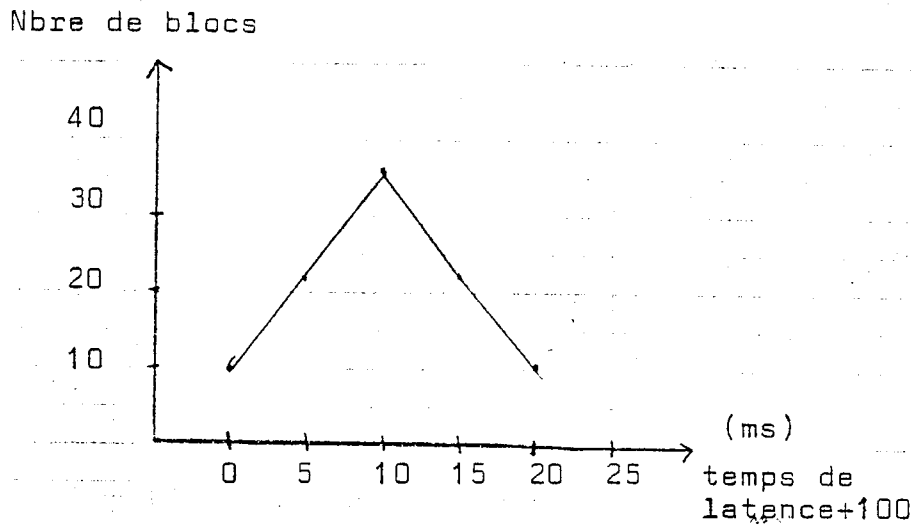


FIGURE 4.3

Distribution symétrique du temps de latence

- asymétrique :

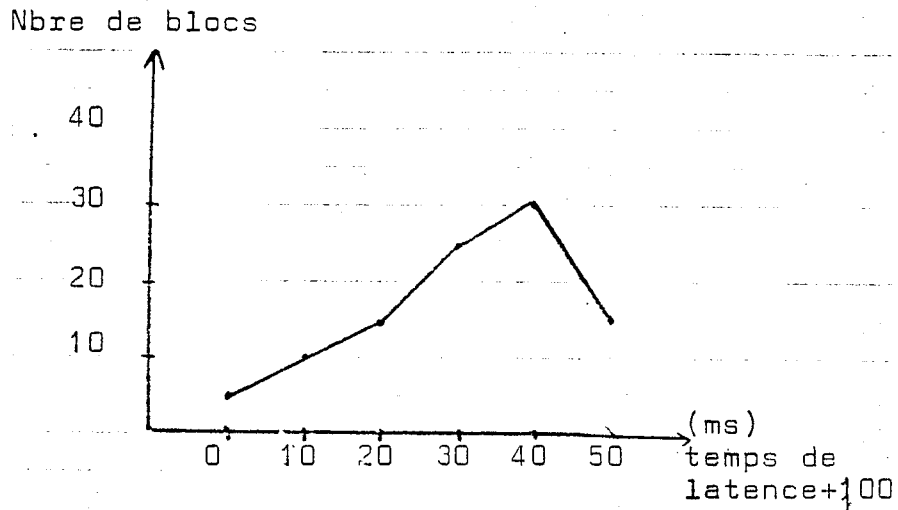
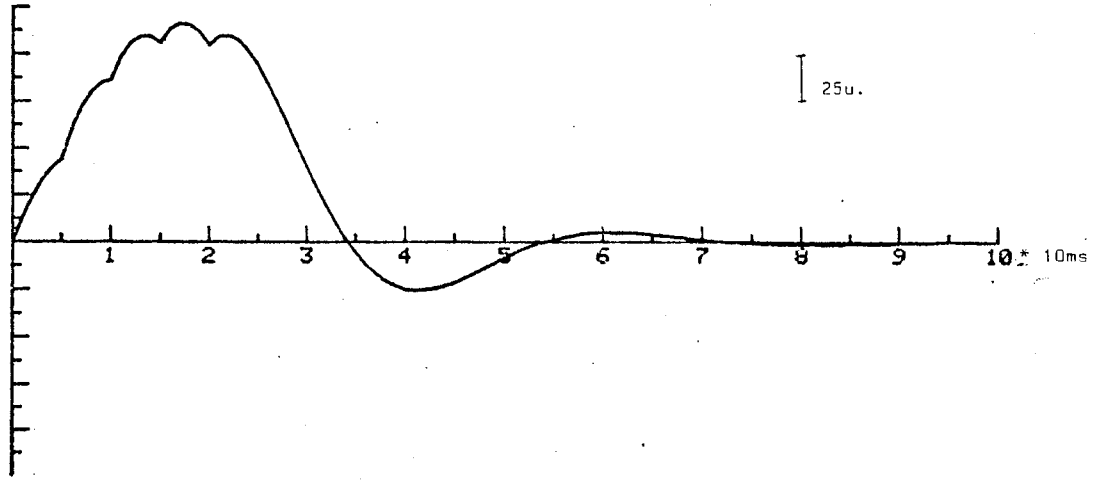


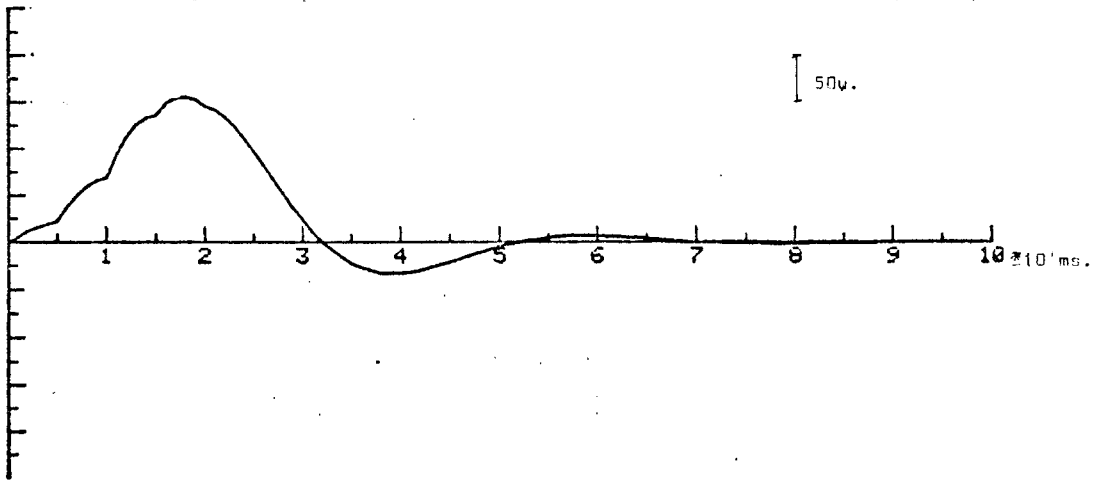
FIGURE 4.4.

Distribution asymétrique

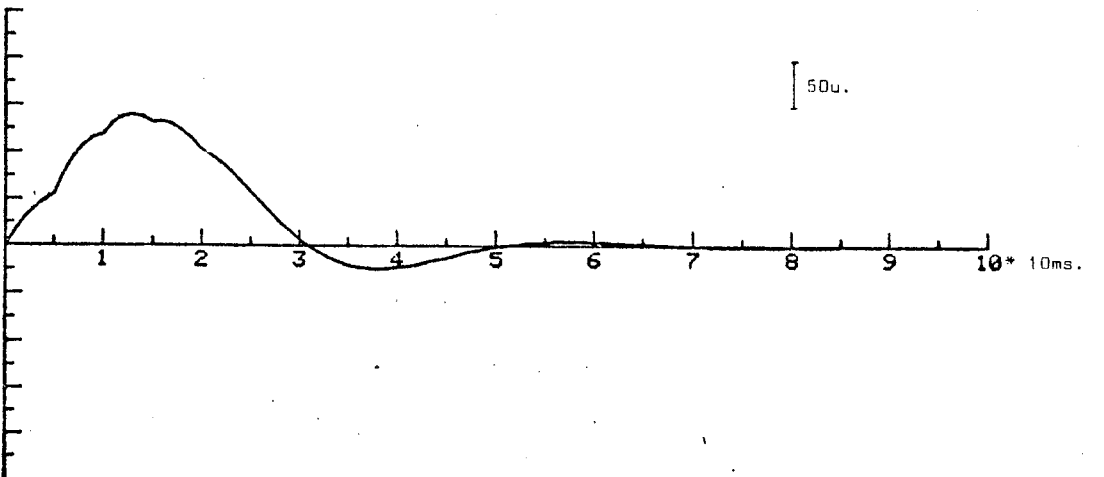
Nous obtenons les signaux $s(t)$ moyen ci-après :



$s(t)$ distribution uniforme



$s(t)$ distribution symétrique



$s(t)$ distribution assymétrique

FIGURE 4.5

2 - Moyennage, amélioration du s/b

Nous avons étudié le signal ayant un $s/b = 5$ et calculé son s/b après moyennage sur 100 blocs selon les différentes distributions :

distribution :	s/b	pour	s/b initial = 5
constante	:	40	
uniforme	:	26	
symétrique	:	34	
assymétrique	:	30	

TABLEAU 4.1

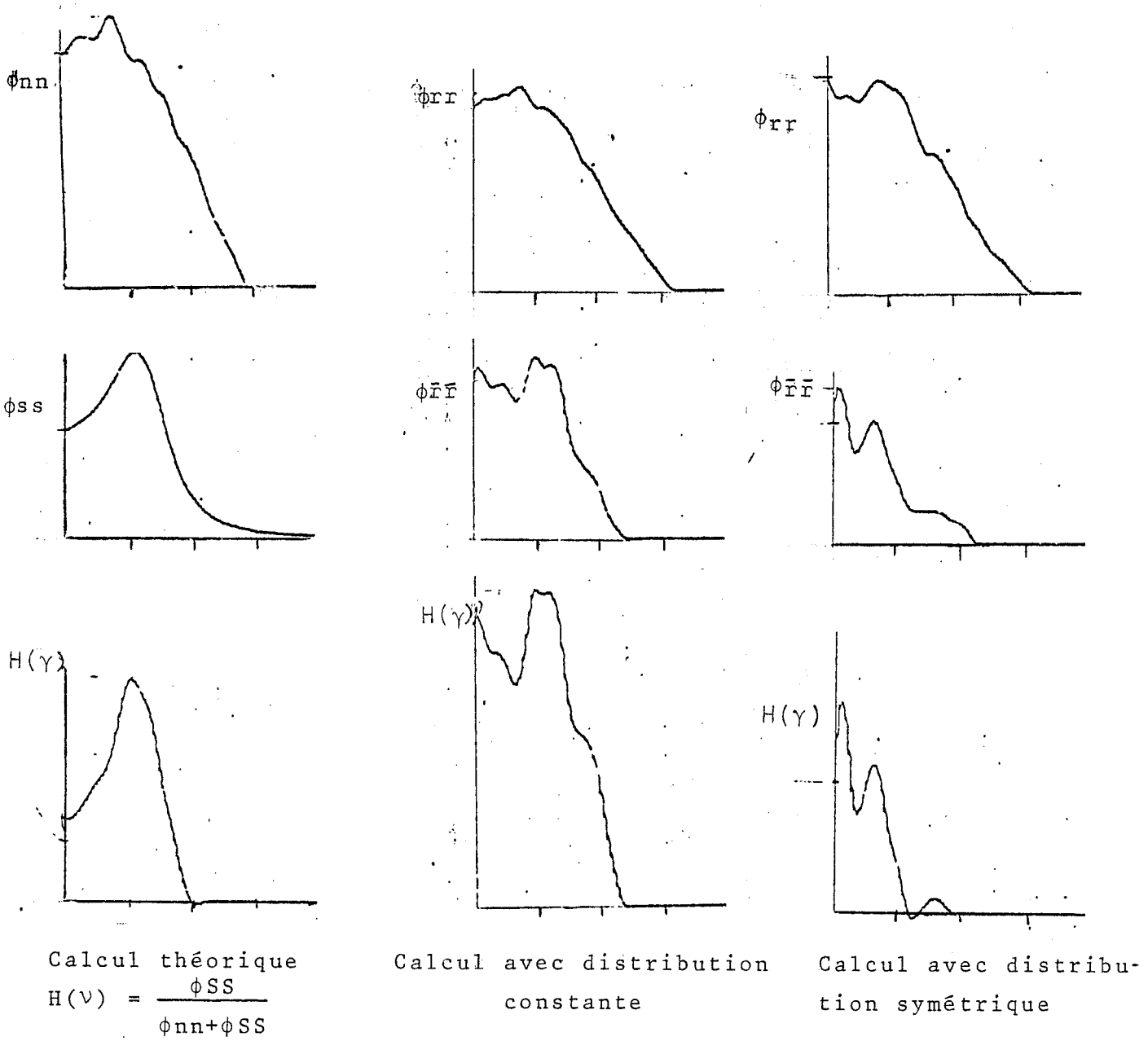
s/b après moyennage de 100 blocs pour différents types de distribution.

Le rapport $s/b = 5$ est calculé à partir de l'énergie du signal exacte, sans bruit ajouté, en pratique nous retrouvons un s/b avant moyennage sur une tranche de $s(t)+n(t)$ plus faible

3 - Estimation du signal par filtrage de Wiener

a) Calcul du module

Nous avons évalué les modules correspondants aux distributions constante et symétrique selon l'algorithme du chapitre 3.



20 HZ

FIGURE 4.6

b) Application du filtre

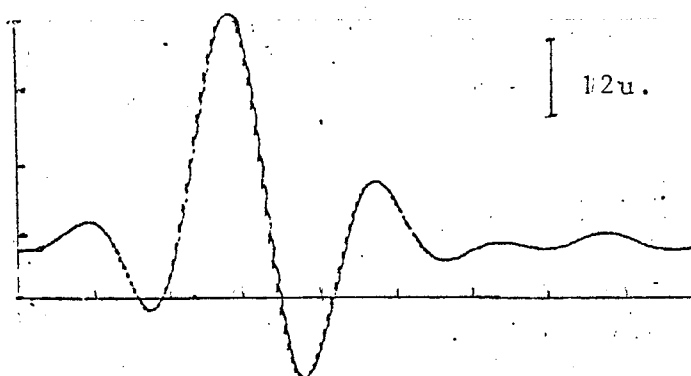
Nous obtenons après filtrage et moyennage les $s(t)$ ci-dessous, qui correspondent à s/b

Type de Distribution		Wiener	moyennage classique
$H_{théor.}$	dist. constante	47,5	
$H_{théor.}$	" symétrique	51,0	
$H_{const.}$	" constante	47,0	40
$H_{sym.}$	" symétrique	30,0	34

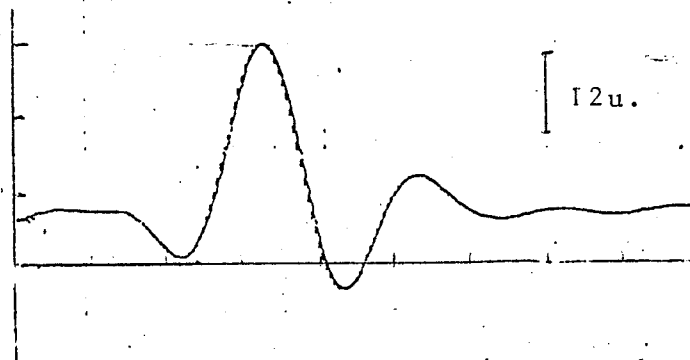
TABLEAU 4.2

s/b après filtrage de Wiener.

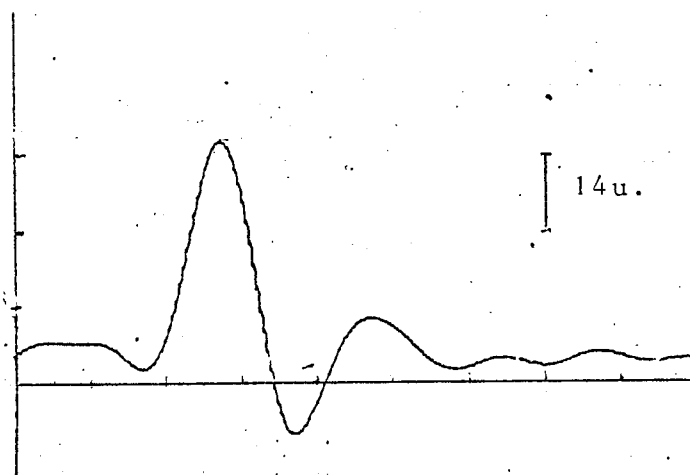
Avec le module théorique le s/b s'améliore par rapport au moyennage mais déjà pour les modules estimés l'amélioration est plus faible. Pour la distribution symétrique il n'y a pas d'amélioration et nous croyons que le PEA ne sera pas distribué de manière constante ; par conséquent le moyennage est retenu.



(1)



$s(t)_{\text{moyen}}$ calculé par module théorique appliqué à la dest. cons.(1) et sym.(2).



$s(t)_{\text{moyen}}$ estimé par les modules expérimentaux $H_{\text{const.}}$ (3) $H_{\text{sym.}}$ (4).

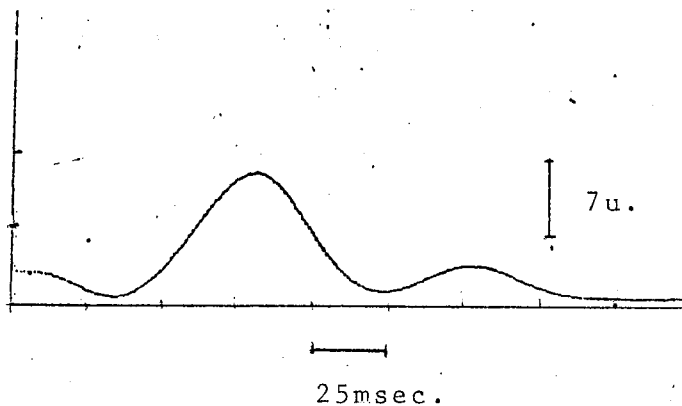


FIGURE 4.7

4) Parallèle, moyennage-Wiener

Nous allons rassembler les résultats concernant le moyennage et le filtrage de Wiener dans le tableau ci-dessous :

Type de Distribution	Moyennage	Wiener
distribution constante	40	
$H_{\text{théor.}}$		47,5
$H_{\text{const.}}$		47,0
distribution symétrique	34	
$H_{\text{théor.}}$		51,0
$H_{\text{const.}}$		30,0

TABEAU 4.3

Tableau comparatif des s/b

Puisqu'il n'y a pas d'amélioration du s/b avec le filtrage de Wiener pour la distribution symétrique et que la mise en oeuvre du filtre est complexe, nous avons choisi le moyennage classique pour l'estimation du PEA. Nous croyons que les estimations successives de densités spectrales pour le calcul du module cause l'écart entre l'amélioration théorique supposée et les résultats expérimentaux.

IV-B - ETUDE DU SIGNAL SIMULE, DETECTION

1 - Filtrage adapté pour différents types de distribution

Nous avons appliqué la procédure de détection pour chaque type de distribution sur 20 séquences $s(t) + b(t)$ et 20 séquences de bruit. Pour chaque type de distribution nous avons étudié 3 rapports signal/bruit d'environ 3, 4, 5 en amplitude, définis comme la racine du rapport de l'énergie du signal/hauteur de DSP.

Nous avons comparé les maximums des corrélations à deux seuils, l'un empirique et l'autre théorique.

Les seuils empiriques correspondent à des valeurs de $\ln n$, $n = P_0 C_{10} / (1 - P_0) C_{01}$ où P_0 est la probabilité à priori de H_0 et C_{10} / C_{01} , le coût de fausse alarme/coût de non détection. $\ln n$ et n associé au seuil empirique.

Filtre adapté	S/B=3		S/B=4		S/B=5	
	$\ln n$	n	$\ln n$	n	$\ln n$	n
Signal réel	6	$4 \cdot 10^2$	6	$4 \cdot 10^2$	4	$5 \cdot 10^1$
Signal dist.uni.	5	$1.5 \cdot 10^2$	6	$4 \cdot 10^2$	6	$4 \cdot 10^2$
Signal dist.sym.	5	$1.5 \cdot 10^2$	6.5	$7 \cdot 10^2$	7	$1 \cdot 10^3$
Signal dist.ass.	5	$1.5 \cdot 10^2$	6.5	$7 \cdot 10^2$	7	$1 \cdot 10^3$

TABLEAU 4.4

$\ln n$ et n associé au seuil empirique

Nous avons ensuite calculé un seuil théorique en prenant comme \ln des coûts, considérant les probabilités des événements H_1 et H_0 égales, $\ln(C_{01} / C_{10}) = 2.5$, soit un rapport de coût de l'ordre de 10.

Les coûts sont reliés aux probabilités correspondantes par l'équation du minimax :

$$C_m P_m = C_F P_F$$

m pour non détection

F pour fausse alarme

$$P_m = 1 - P_D$$

Nous pouvons ainsi déduire une série de courbes

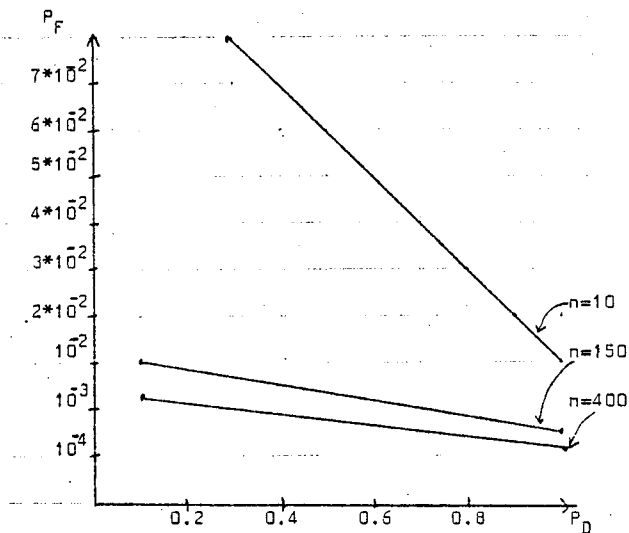


FIGURE 4.8

Prob. de fausse alarme en fonction de prob. de détection pour différents rapports de coûts si $P_0 = P_1$.

reliant la probabilité de fausse alarme à celle de détection pour les coûts choisis. Les courbes montrent que plus les coûts sont faibles plus la probabilité de fausse alarme varie en fonction de la probabilité de détection.

Le tableau ci-après donne le nombre de détections obtenu ainsi que le nombre de fausses alarmes qui correspondent aux détections de PEA lorsqu'on étudie les séquences du bruit seul. La zone réponse est de 20 msec soit le quart de la durée du signal.

Filtre adapté	Seuil Empirique		Seuil Théorique		
	Détection	Faus.Alarme	Détection	Faus.Alarme	
S réel	s/b=3	12	1	15	4
	s/b=4	15	1	17	4
	s/b=5	19	1	19	2
S dis.uni.	s/b=3	11	2	14	4
	s/b=4	11	2	15	4
	s/b=5	16	2	17	4
S dis.sym.	s/b=3	11	2	15	5
	s/b=4	13	4	14	6
	s/b=5	19	4	20	6
S dis.ass.	s/b=3	8	2	14	6
	s/b=4	14	3	16	6
	s/b=5	16	3	18	5

TABLEAU 4.5

Nombre de détection et de fausse alarme

signaux simulés

nombre de séquences étudiées = 20

longueur de la zone réponse 20msec

Nous avons en moyenne 80% de détection pour 25% de fausse alarme. Ces résultats nous semblent satisfaisant. Le filtrage adapté seul donne des résultats fiables. Nous allons examiner une série comprenant plus de séquences afin d'être plus significatif.

2 - Parallèle filtre adapté avec ou sans pré-blanchiment

a) Caractéristiques des signaux choisis

Nous avons choisi d'étudier le signal défini précédemment ayant un s/b de ≈ 3 , une distribution assymétrique de ce dernier et un troisième ayant une fréquence de coupure inférieure à celle du bruit et s/b de 3, le premier ayant une F_c à peu près semblable à celle du bruit.

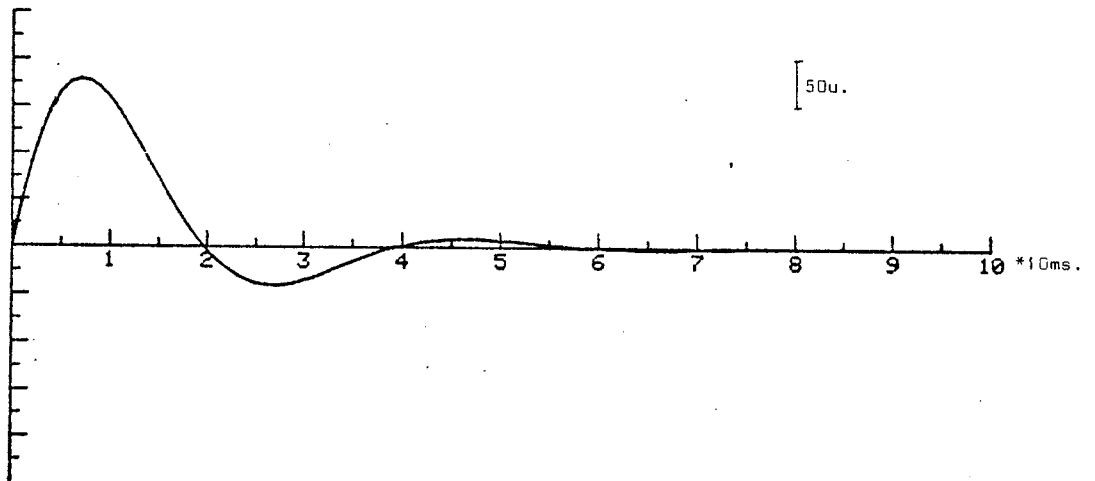


FIGURE 4.9

$$s_1 = 750 \sin 32t \exp - 15t$$

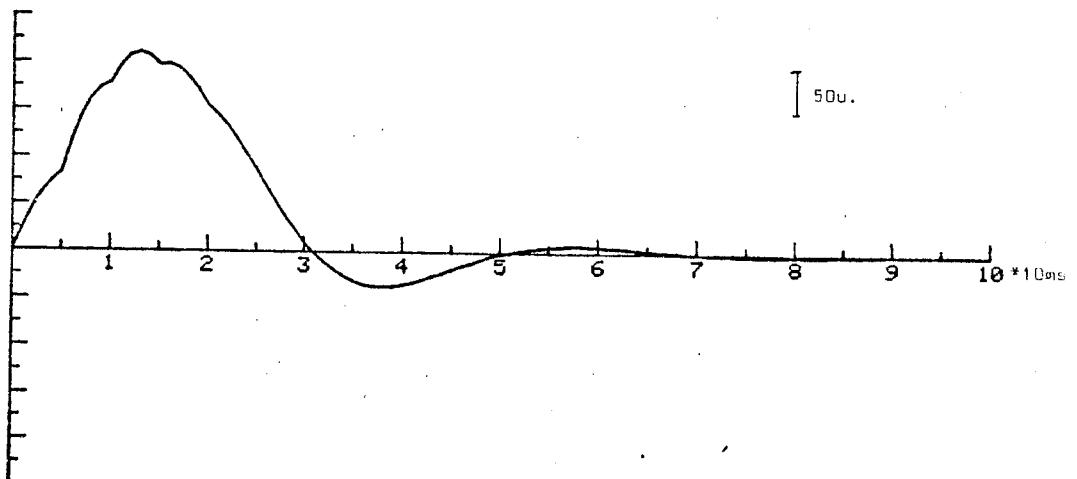


FIGURE 4.10

$$s_2 = \sum_{n=0}^{100} s_{1n}/n$$

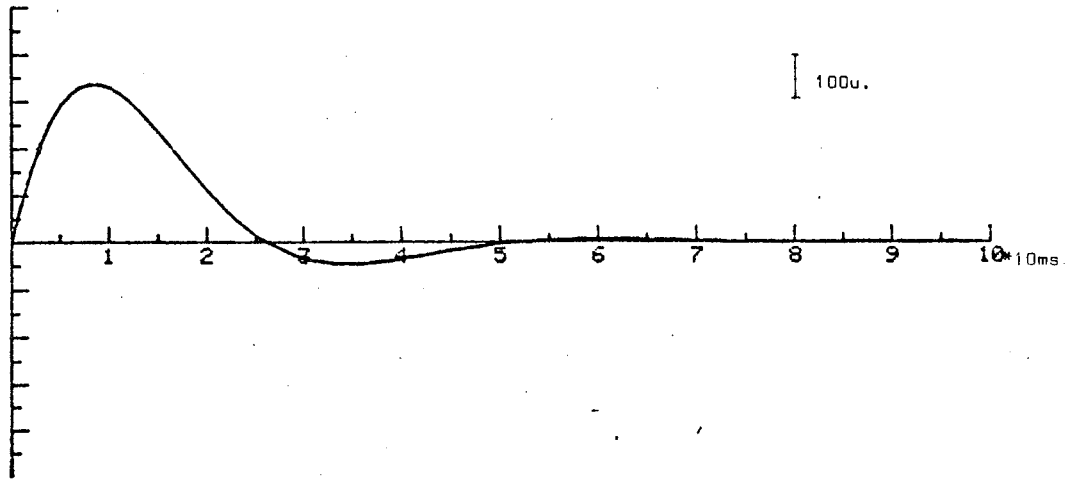


FIGURE 4.11

$$s_3 = 750 \sin 24t \exp - 15t$$

Le bruit est obtenu par un générateur de bruit et la fréquence de coupure est à 50 hertz.

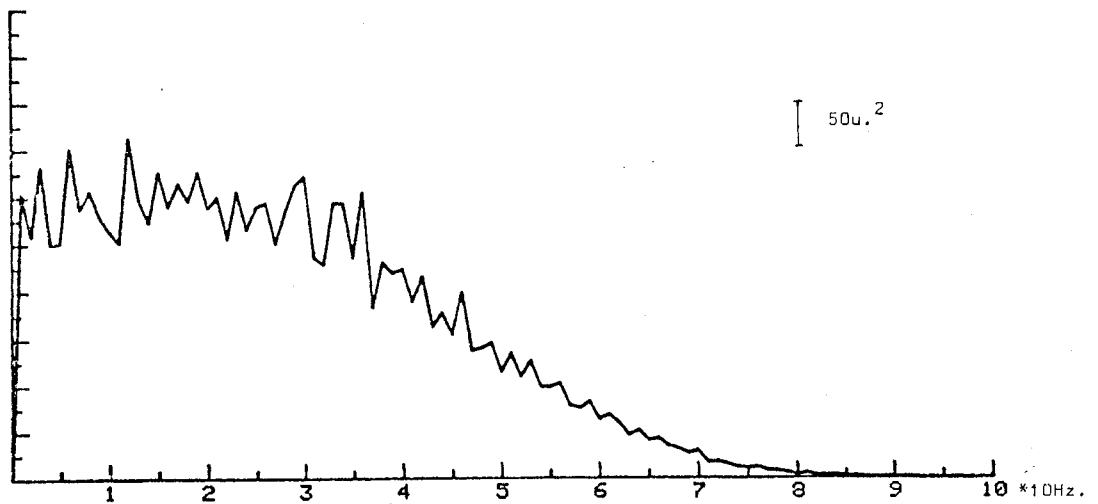


FIGURE 4.12

Densité spectrale du bruit

Nous avons généré 3 séries de 100 blocs de s+b et 100 blocs de b pour ensuite appliquer les deux algorithmes de détection, le premier de filtrage adapté seul, le second avec un préblanchiment.

b) Paramètres concernant le blanchissage

Nous avons expliqué les algorithmes qui nous permettent de calculer le module du filtre blanchissant, ce filtre est appliqué en fréquence.

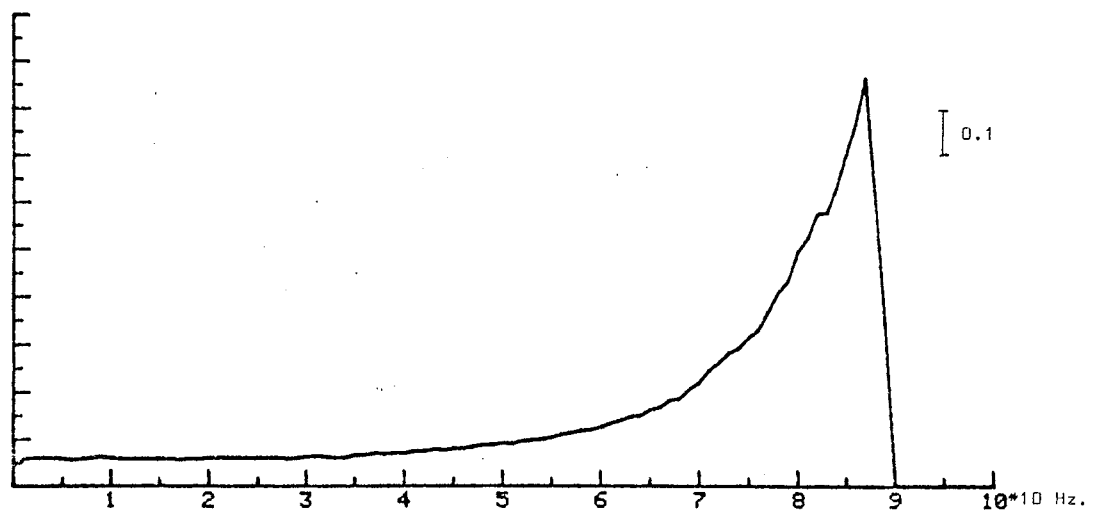


FIGURE 4.13

Module du filtre blanchissant

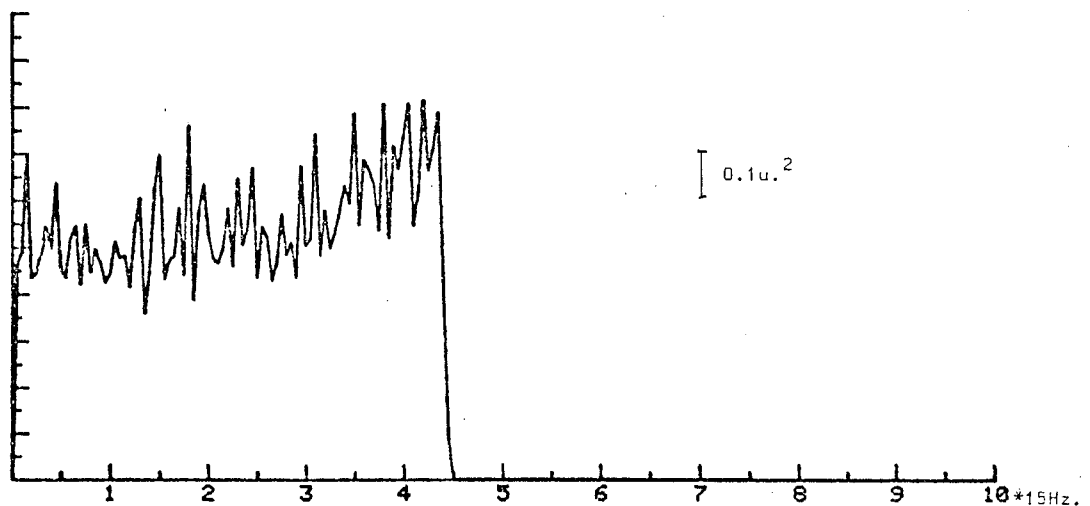


FIGURE 4.14

Densité spectrale du bruit blanchi

Lorsque nous blanchissons les séquences avant le filtrage adapté nous devons également utiliser comme filtre adapté les signaux blanchis.

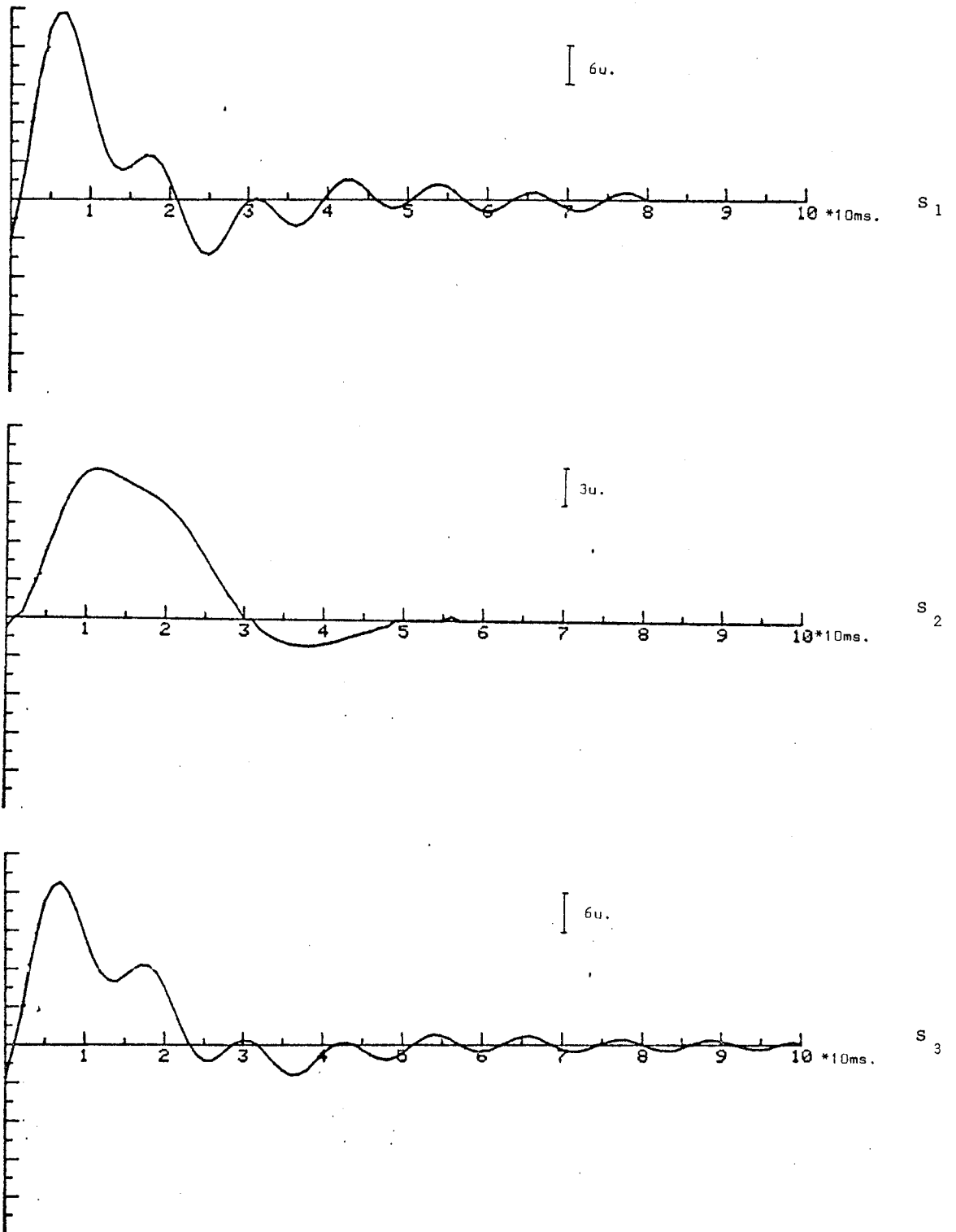


FIGURE 4.15

Les $s(t)$ blanchis

c) L'Influence du blanchiment sur le s/b

Nous avons défini le rapport s/b par $(E/NO)^{1/2}$ et nous démontrons à l'annexe 1 qu'il s'améliore dans certaines hypothèses de densité spectrale.

Filtre adapté $S(t-\tau)$	S/B initial	S/B après blanchiment
S_1	2.5	3.4
S_2	1.7	2.1
S_3	2.6	3.4

TABLEAU 4.6

s/b avec et sans blanchiment

Théoriquement l'amélioration du s/b est de 30% nous obtenons 36% et 31% pour s_1 et s_3 et 24% pour s_2 .

d) Seuils et probabilités

Nous avons appliqué les deux algorithmes et utilisé le seuil empirique et des seuils théoriques. Le seuil empirique correspond à des rapports de coûts énumérés ci-dessous :

Filtre adapté $S(t-\tau)$	Sans blanchiment		Avec blanchiment	
	$\ln n$	C_{01}/C_{10}	$\ln n$	C_{01}/C_{10}
S_1	18.4	$1.5 \cdot 10^8$	32	$1.0 \cdot 10^{14}$
S_2	13	$5.0 \cdot 10^5$	18	$5.0 \cdot 10^7$
S_3	18.8	$1.5 \cdot 10^8$	31	$2.3 \cdot 10^{13}$

TABLEAU 4.7

$\ln n$ et n avec et sans blanchiment pour seuil empirique

$\ln n = P_0 C_{10} / (1 - P_0) C_{01}$, nous considérons $P_{01} = 0.5$

Ce qui est important de remarquer c'est que le seuil empirique dans le cas des séquences blanches correspond à des rapports de coûts plus élevés donc à des probabilités de fausse alarme beaucoup plus faible pour toutes probabilités de détection.

Reprenons l'équation du minimax :

$$C_m P_m = C_F P_F$$
$$P_m = 1 - P_D$$

L'allure des courbes P_F ns P_D pour s_1

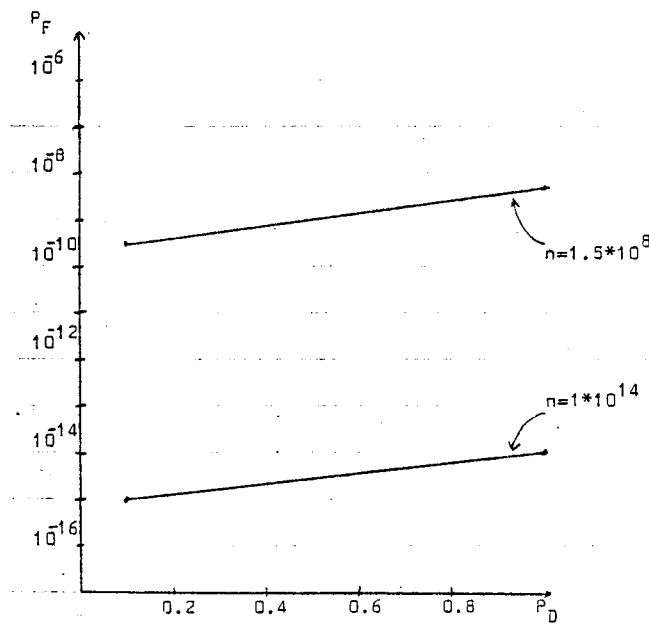


FIGURE 4.16

Les seuils théoriques ont été calculés avec des rapports de coûts de $\approx 10^6$ à 10^{10} .

Dans le tableau qui suit, nous donnons le nombre de détections et de fausse alarme en fonction des seuils.

Seuil $n=10^6$		10^7		10^8		10^9		10^{10}		Empirique		
Filtre adapté	sans filt.	avec blan.	sans filt.	avec blan.	sans filt.	avec blan.	sans filt.	avec blan.	sans filt.	avec blan.	sans filt.	avec blan.
détec. S_1	65	77	64	77	61	77	59	77	51	74	61	65
faus.al.	17	26	11	25	6	24	5	24	4	23	6	7
détec. S_2	51	69	48	63	37	58	25	51	17	40	60	58
faus.al.	3	14	2	8	0	5	0	2	0	1	4	5
détec. S_3	77	81	75	81	72	81	72	81	73	80	73	72
faus.al.	12	28	9	27	5	25	3	24	3	19	5	6

TABLEAU 4.8

Nombre de détections et de fausse alarme en fonction de n,
avec et sans blanchiment.

signaux simulés : 100 séquences

zone réponse de 30msec

Prenons un exemple du tableau ci-dessus : avec le seuil de 10^6 pour s_1 , nous obtenons 65 détections et 17 fausses alarmes lorsque nous utilisons le préblanchiment pour une probabilité de fausse alarme de l'ordre de 10^{-15} nous obtenons 65 détections pour 7 fausses alarmes. La même chose pour s_2 , regardez la colonne 1 (51,3) et pour le seuil empirique (58,5) avec une probabilité de fausse alarme plus faible.

Le filtre blanchissant améliore donc la détection au sens de diminuer la probabilité de fausse alarme pour une même probabilité de détection.

e) Variation des valeurs de seuils

Le choix du seuil a une grande influence sur les résultats de détection. Le tableau ci-dessus montre bien qu'un seuil trop élevé élimine les fausses alarmes mais occasionne une perte de

bonne détection. Il faut par conséquent doser les coûts. Nous avons établi des courbes montrant la variation de l'écart entre le nombre de bonne détection et de fausse alarme en fonction du seuil.

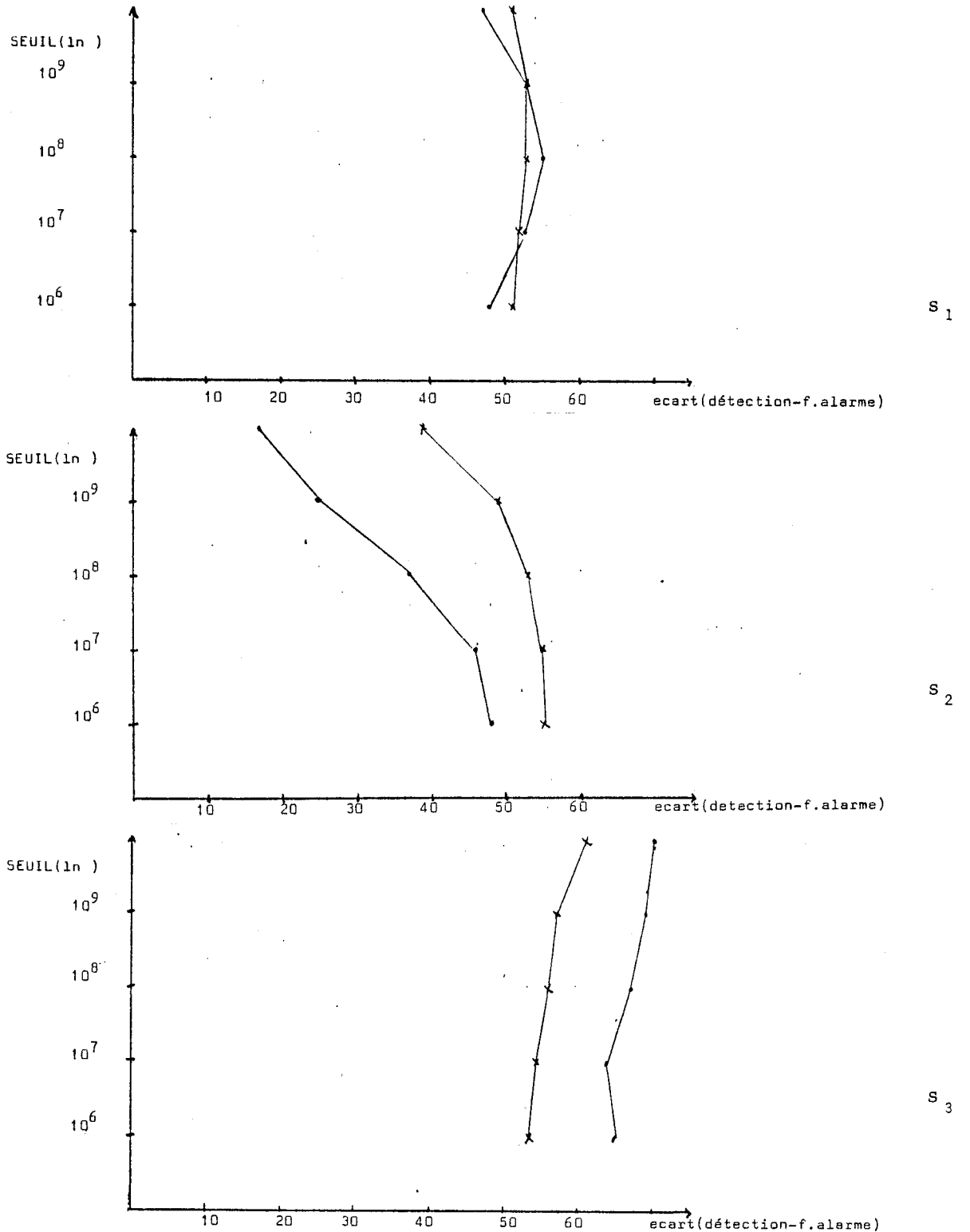


FIGURE 4.17

Variation de l'écart entre le nombre de détection et de fausse alarme en fonction du seuil.

- = filtrage seuil
- ×— = préblanchiment + filtrage adapté

Il apparaît que lorsque la fréquence du signal est plus faible que celle du bruit, le filtre blanchissant n'améliore pas autant la détection.

IV-C - ETUDE SUR L'EEG ET LE PEA

1 - Caractéristiques des séquences

Nous avons étudié les enregistrements de deux sujets que nous appellerons S_{E1} et S_{E2} , ces sujets (1 homme, 1 femme entre 26 et 35 ans) sont normaux. Le sujet est installé confortablement dans un fauteuil relaxe dans une pièce formant cage de faraday, des électrodes sont placées sur le front, au vertex et aux lobes des oreilles, la dérivation enregistrée est le vertex.

Des tops sonores sont envoyés aléatoirement à 1,000 hertz et à différentes intensités au sujet au moyen d'écouteurs. L'EEG est enregistré sur bande magnétique analogique ainsi que les tops d'avertissement.

Nous allons étudier des séquences ayant les caractéristiques suivantes :

<u>sujets</u> :	S_{E1}	-	100 stimulations à 80db*	, 2 oreilles
	"		"	50db "
	"		"	30db "
	S_{E2}	-	60 stimulations à 80db	"
	"		"	50db "

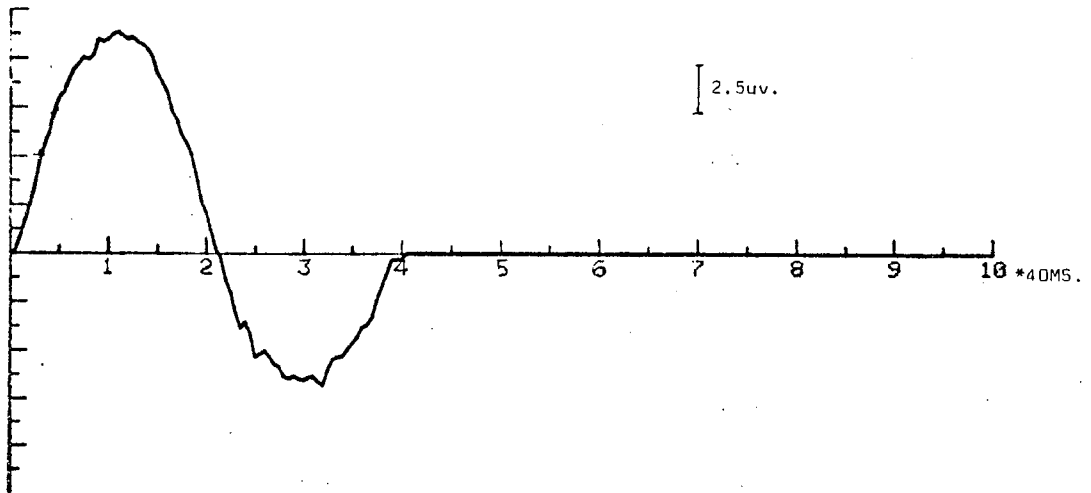
* mesurée par rapport au seuil d'audition.

L'algorithme de mise en forme des signaux décrit auparavant nous donne une série de blocs EEG et une série EEG + PEA.

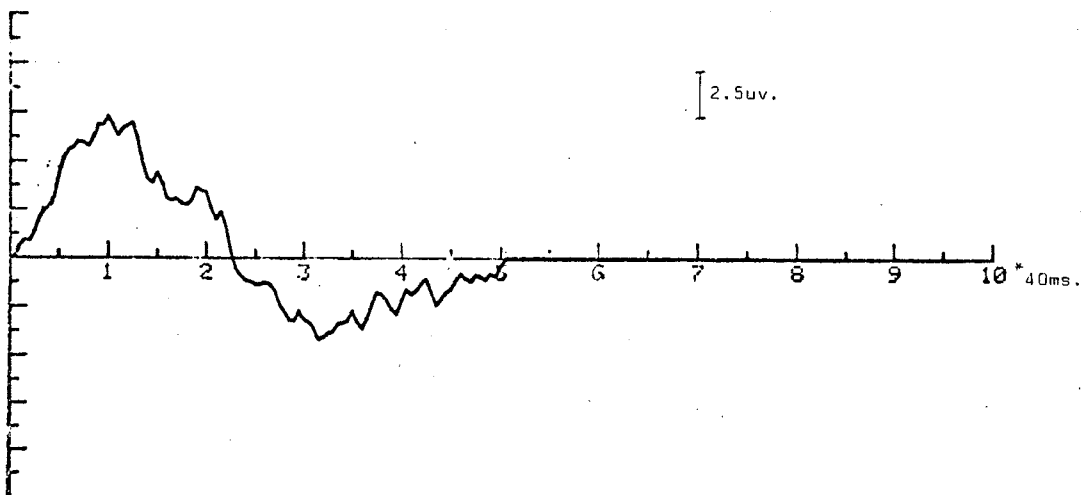
2 - Paramètres du filtrage

a) Les_PEA_moyens

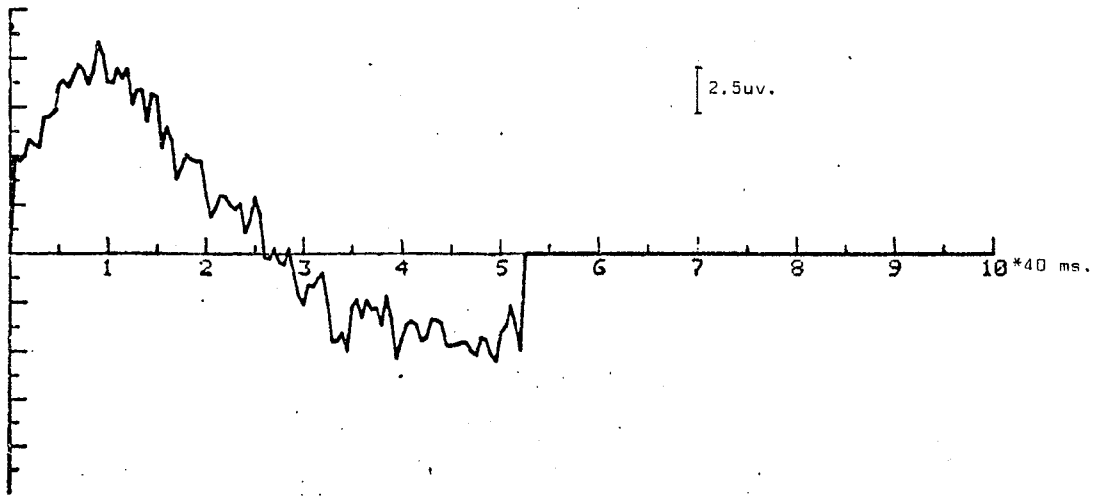
Nous avons utilisé l'algorithme de moyennage pour évaluer les PEA moyens représentant le filtre adapté.



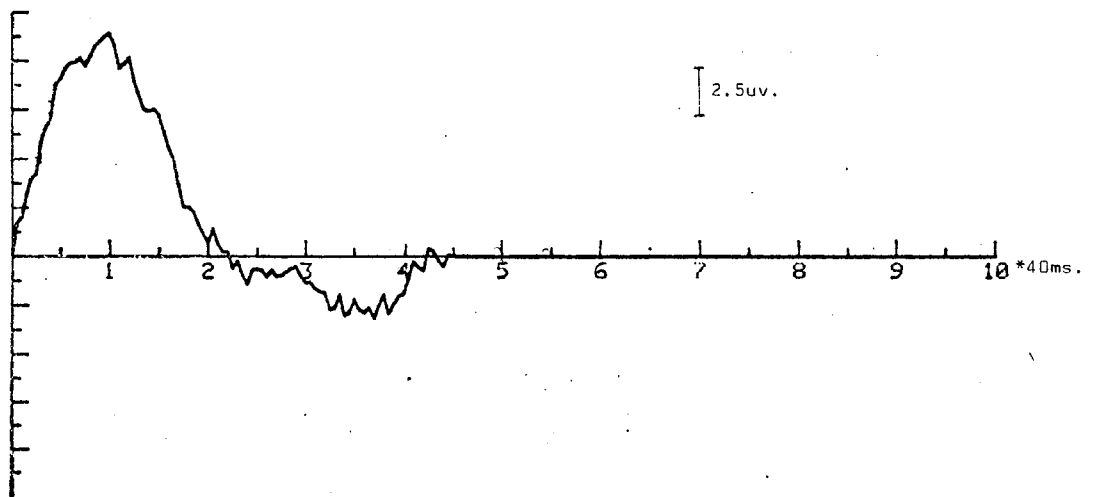
a) SE₁ - stimulation 80db



b) SE₁ - stimulation 50db



c) SE₂ - stimulation 80db



d) SE₂ - stimulation R0db

FIGURE 4.19

Exemple d'estimation de PEA moyen après 100 sommations par moyennage.

b) Le filtre blanchissant

Ayant de l'EEG seul, nous pouvons évaluer la densité spectrale et en déduire le module du filtre blanchissant. Nous vérifions l'efficacité du filtre en recalculant la densité spectrale

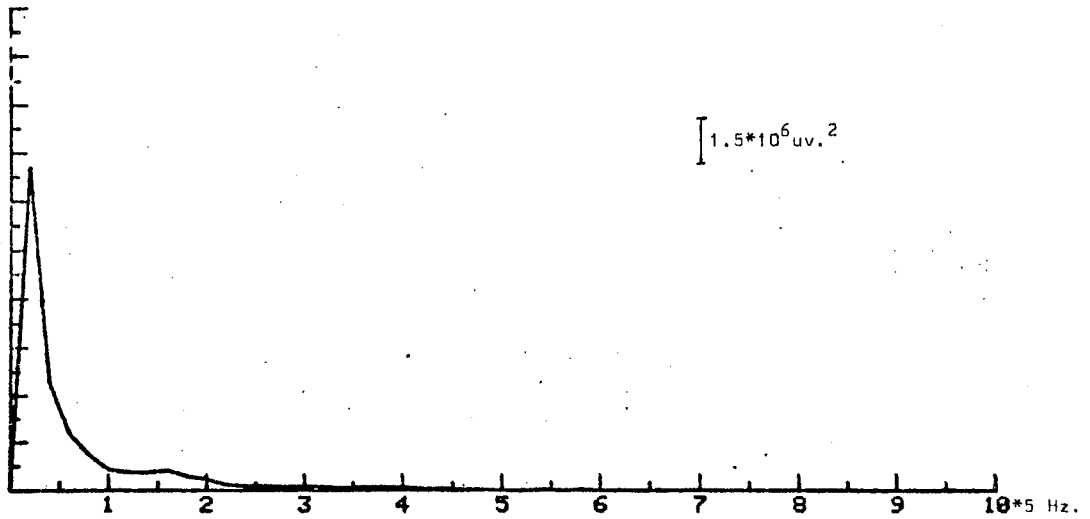


FIGURE 4.20.a

Exemple de densité spectrale de l'EEG SE₁ - 80db

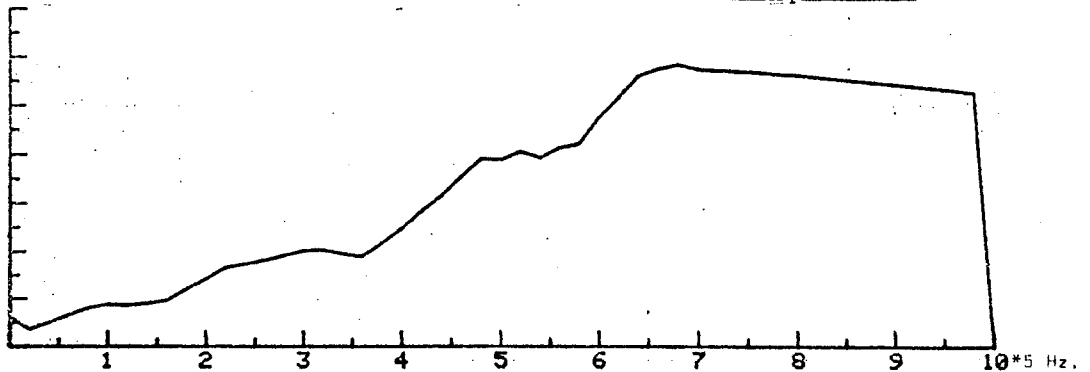


FIGURE 4.20.b

Exemple de module du filtre blanchissant

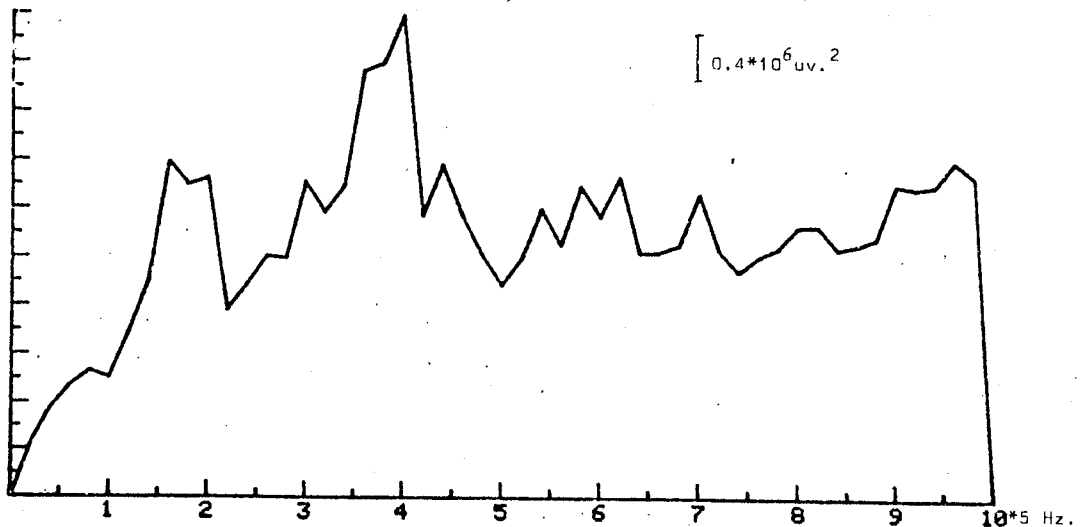


FIGURE 4.20.c

Densité spectrale blanchie

Le filtre est efficace puisqu'on retrouve une densité spectrale presque constante au bruit près, pour les fréquences considérées. Nous appliquons ce filtre en fréquence à chacun des PEA moyen pour avoir le filtre adapté correspondant.

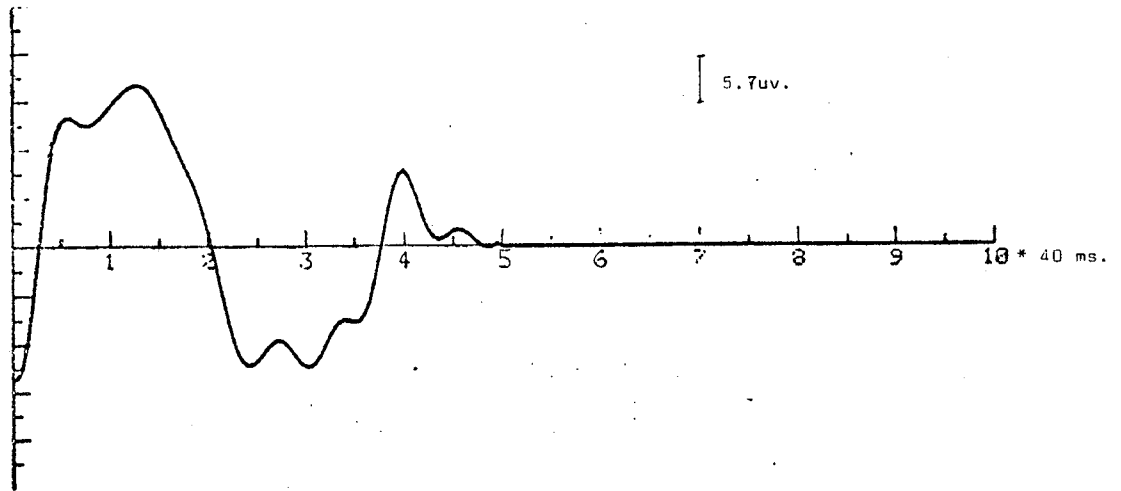


FIGURE 4.20.d

Exemple de PEA blanchi SE₁ - 80db.

3 - Traitement et résultats

Nous allons appliquer les 2 algorithmes de détection avec et sans blanchiment en utilisant successivement les PEA moyens correspondants aux séquences et le PEA_{moyen} estimé sur les stimulations de 80db sur les séquences de 50db et 30db.

a) Amélioration du s/b

Le rapport s/b est toujours défini :

$$s/b = \left[\frac{E}{N_0} \right]^{1/2}$$

TABLEAU DES RAPPORTS s/b

Filtre adapté S(t-)	S/B sans blanchiment	S/B avec blanchiment
SE ₁ 80db.	1.6	1.9
SE ₁ 50db.	0.5	1
SE ₁ 30db.	0.8	1.2
SE ₂ 80db.	0.98	0.8
SE ₂ 50db.	0.7	0.9

TABLEAU 4.10

s/b après blanchiment

L'amélioration du rapport est marquée de 20%, 100% et 60% pour le sujet SE₁, plus faible pour le sujet SE₂ (notons que les séquences SE₂-80db sont particulièrement artéfactées).

b) Correspondance valeur de seuil et rapport $\ln C_{0i}/C_{10}$

Comme pour les essais sur signaux simulés, nous avons calculé le seuil empirique avec l'algorithme décrit auparavant et recherché les ($\ln C_{0i}/C_{10}$) correspondant en maintenant les probabilités de présence ou d'absence de PEA égales. Le tableau ci-après donne les correspondances.

Nous continuons de constater que le seuil empirique lorsqu'on blanchit correspond à des probabilités de fausse alarme plus faibles pour toutes probabilités de détection.

Filtre adapté S(t-)	Sans blanchiment		Avec blanchiment	
	ln n	$n=C_{01}/C_{10}$	ln n	$n=C_{01}/C_{10}$
SE ₁ 80db.	3	20	5	150
SE ₁ 50db.	1.3	4	5	150
SE ₁ 30db.	1	3	3.3	27
SE ₁ 50-80db.	2	7	6.8	900
SE ₁ 30-80db.	2	7	4.3	75
SE ₂ 80db.	2.6	13	2.7	15
SE ₂ 50db.	2.4	11	3.7	40
SE ₂ 50-80db.	2.6	13	2.8	16

TABLEAU 4.11

Valeur de ln n et n correspondant aux seuils empiriques ou l'hypothèse $P_0 = P_1$, $\ln C_{01}/C_{10}$ et C_{01}/C_{10}

Nous avons choisi pour les seuils théoriques des rapports de $\ln C_{01}/C_{10} = 1, 2, 3, 4, 5$.

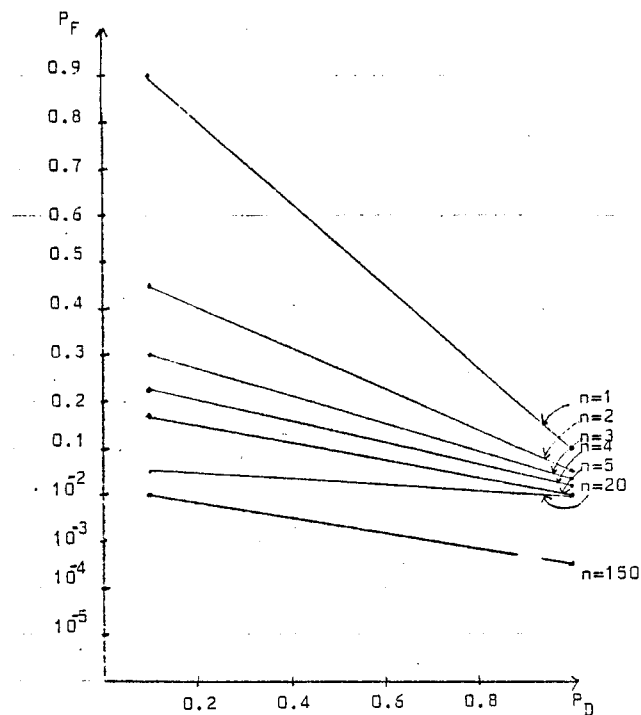


FIGURE 4.21

Probabilité de fausse alarme en fonction de la probabilité de détection pour différents coûts.

Le nombre des détections obtenues ainsi que les fausses alarmes dans les deux cas de traitement sont donnés au tableau suivant. Sous le nombre de détection est inscrit le nombre de fausse alarme.

Seuil ln n=	1		2		3		4		5		Empirique	
Filt.blan.sans-avec	sans-avec		sans-avec		sans-avec		sans-avec		sans-avec		sans-avec	
détection SE1 80db	77	80	71	80	62	79	57	76	43	72	62	72
fau.alarme	26	32	18	28	13	19	8	15	2	9	13	9
détection SE1 50db	39	69	14	69	3	60	1	37	0	24	30	24
fau.alarme	23	57	5	57	1	51	0	29	0	14	13	14
détection SE1 50-80	51	73	32	73	17	67	10	57	2	43	32	23
fau.alarme	41	55	15	54	6	52	1	43	0	33	15	22
détection SE1 30db	27	67	7	64	3	35	1	17	0	4	27	31
fau.alarme	12	54	4	49	2	23	0	8	0	2	12	19
détection SE1 30-80	47	67	36	62	16	50	5	29	0	20	36	28
fau.alarme	30	59	15	55	4	36	0	21	0	6	15	18
détection SE2 80db	68	78	53	73	43	50	20	17	17	0	48	50
fau.alarme	33	53	17	45	6	22	3	5	2	0	13	21
détection SE2 50db	50	67	35	58	18	42	5	15	0	8	25	30
fau.alarme	37	52	23	35	15	22	5	10	0	5	18	18
détection SE2 50-80	48	63	30	48	18	27	7	5	0	0	25	27
fau.alarme	30	53	18	33	15	23	10	8	2	0	17	23

TABLEAU 4.12

Signaux réels d'essai avec et sans blanchiment

Nombre de détections et fausse alarme

c) Résultat de détection

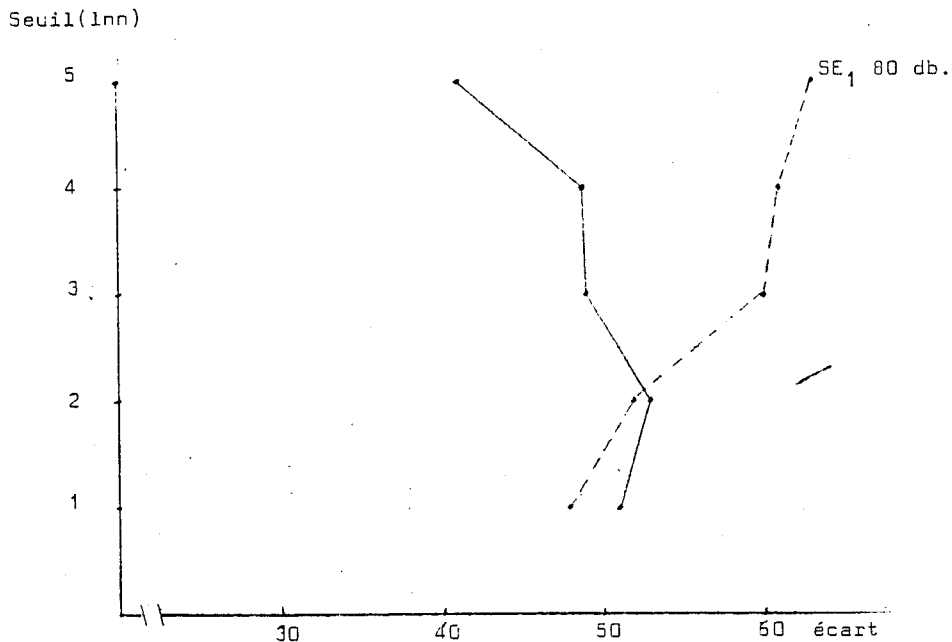
Ce qui est important de remarquer c'est qu'un même couple détection-fausse alarme est retrouvé dans le cas de données blanchies pour une probabilité de fausse alarme plus faible. Nous pouvons par conséquent poser un seuil plus élevé et avoir la même détection.

Exemple :

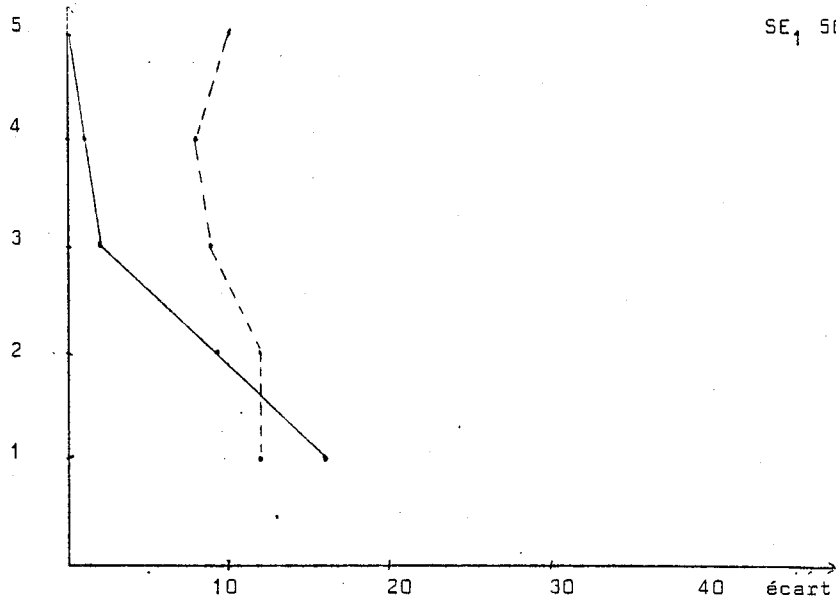
SE ₁ .80db	ln n = 1	77 détections	26f.a.
" " blanchi "	= 4	76 détections	15f.a.
SE ₁ .30-80	ln n = 3	16 détections	4f.a.
" " blanchi "	= 5	20 détections	6f.a.

d) Ecart nombre de détections et fausses alarme

De façon générale l'écart entre le nombre de détections et le nombre de fausses alarmes déduits des corrélations avec l'EEG seul, est suffisamment appréciable pour qu'on puisse faire confiance aux détections. Nous avons étudié la variation de cet écart en fonction du seuil pour le filtrage avec et sans pré-blanchiment. Il en ressort que l'écart tend à être plus grand lorsque nous blanchissons, nous ne pouvons cependant rien déduire de l'allure de la variation de l'écart en fonction du seuil.

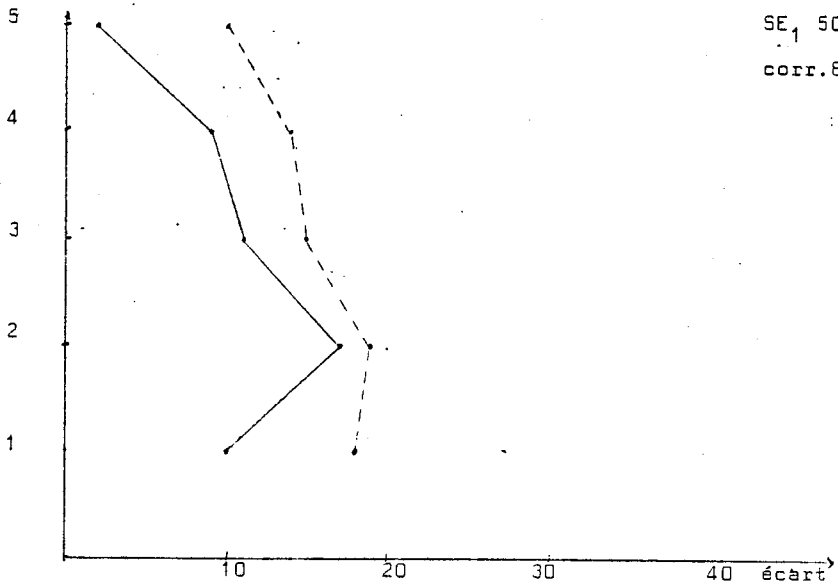


Seuil(lnn)



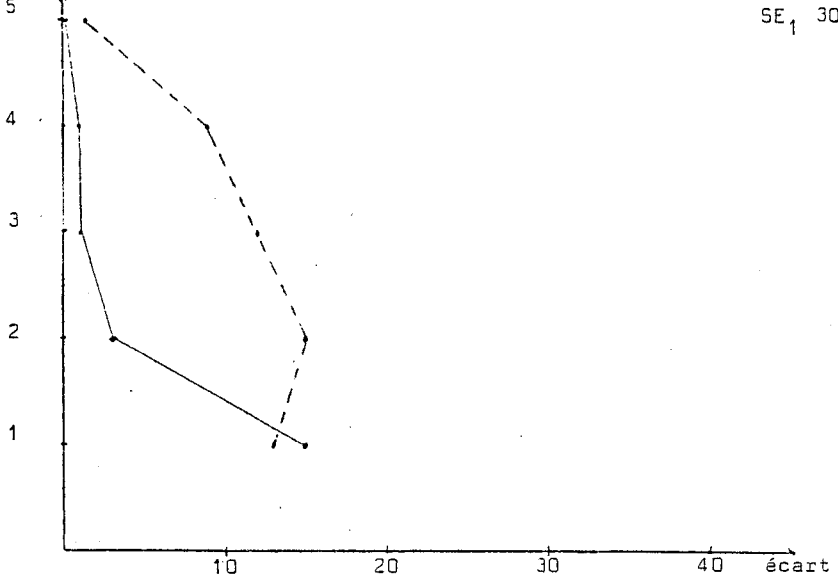
- b -

Seuil(lnn)

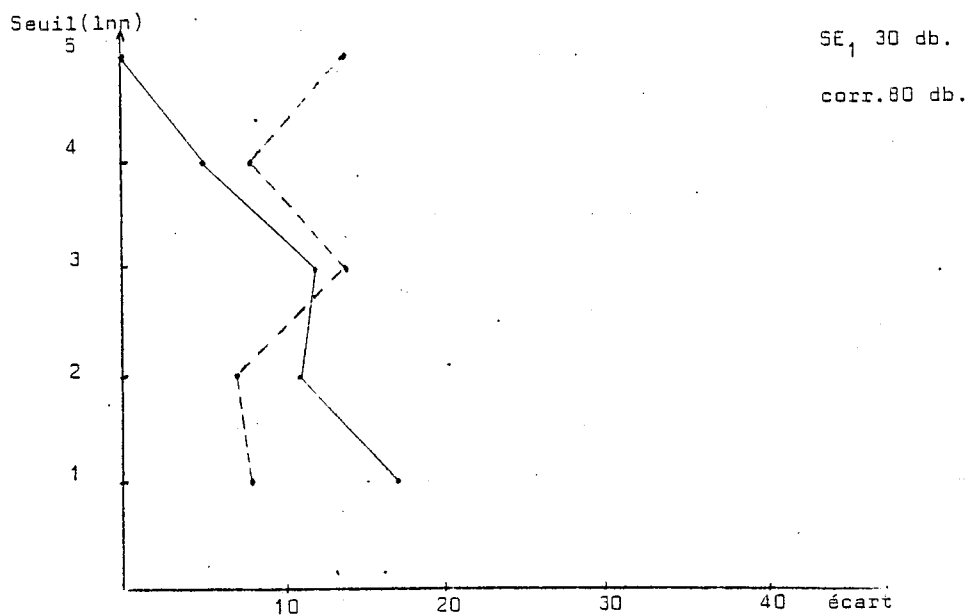


- c -

Seuil(lnn)



- d -

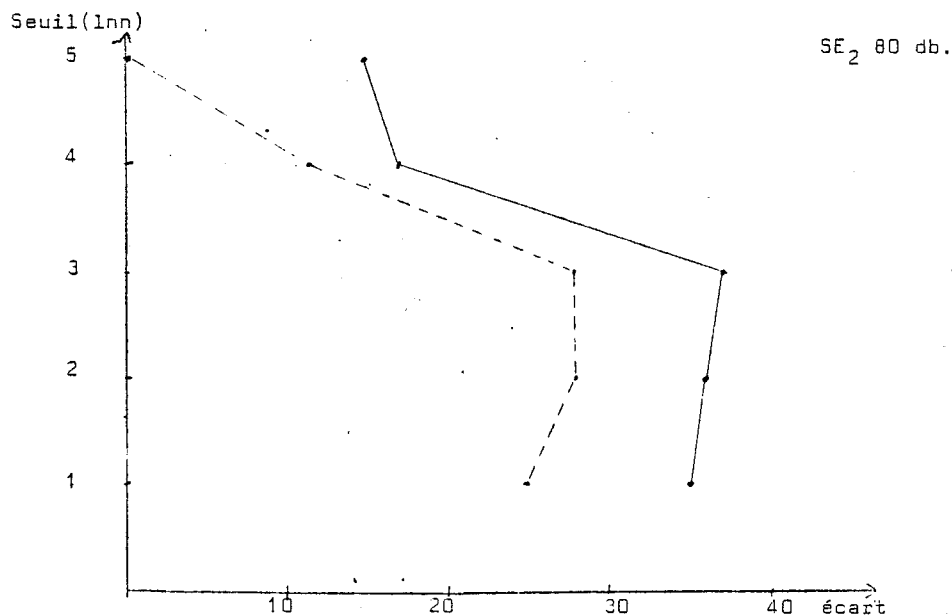


- e -

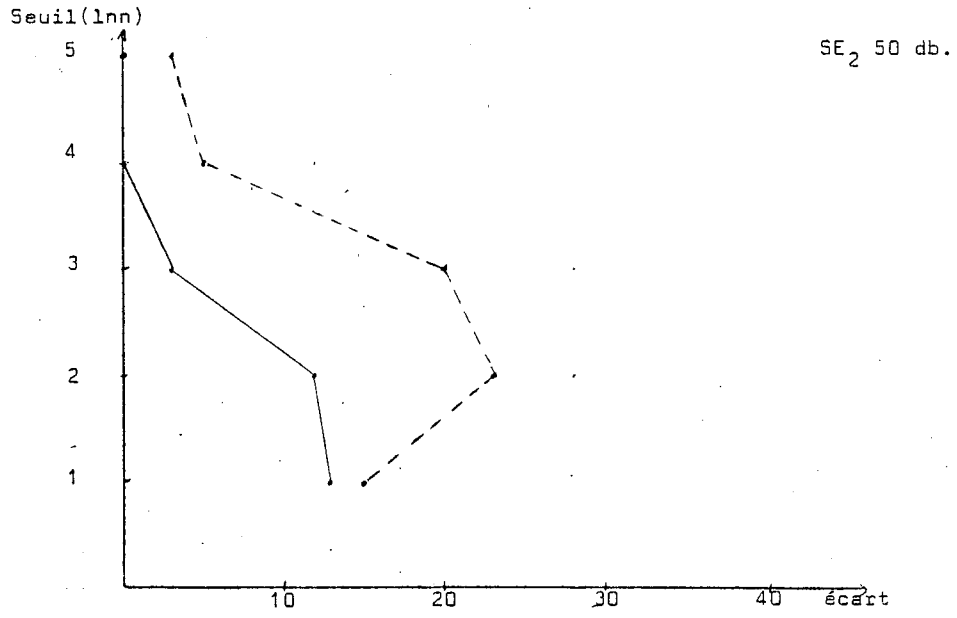
FIGURE 4.22

Variation de l'écart (nombre de détections, nombre de fausses alarmes).

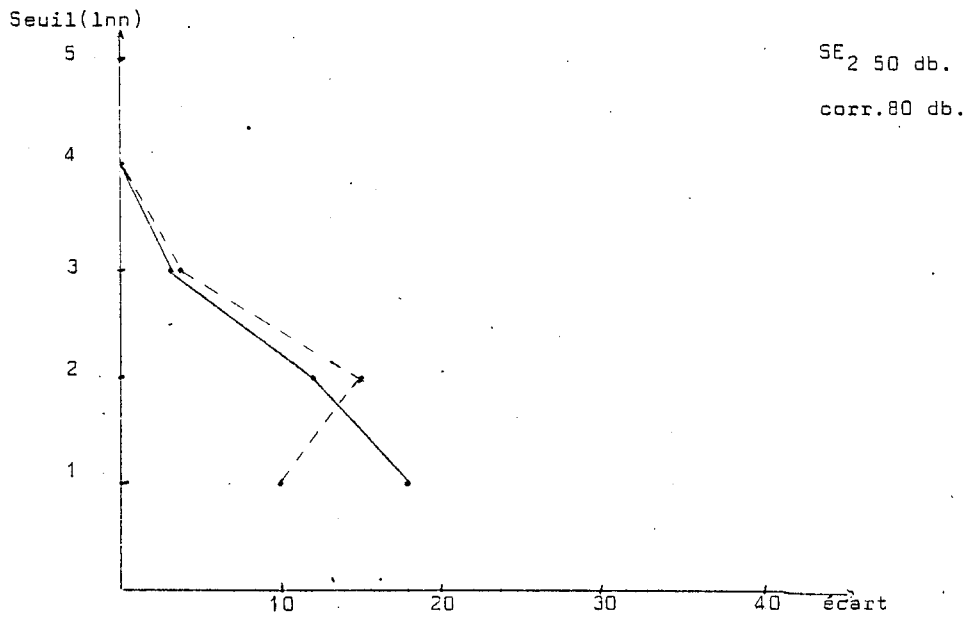
En fonction de différentes valeurs de $\ln(n)$ pour SE₁
 ——— détection de PEA avec filtre adapté.
 - - - - " " avec filtre blanchissant + filtrage adapté
 CORR. 80db signifie intercorrélration des séquences de stim 50
 et 30db avec PEA estimé sur stim 80db.



- a -



- b -



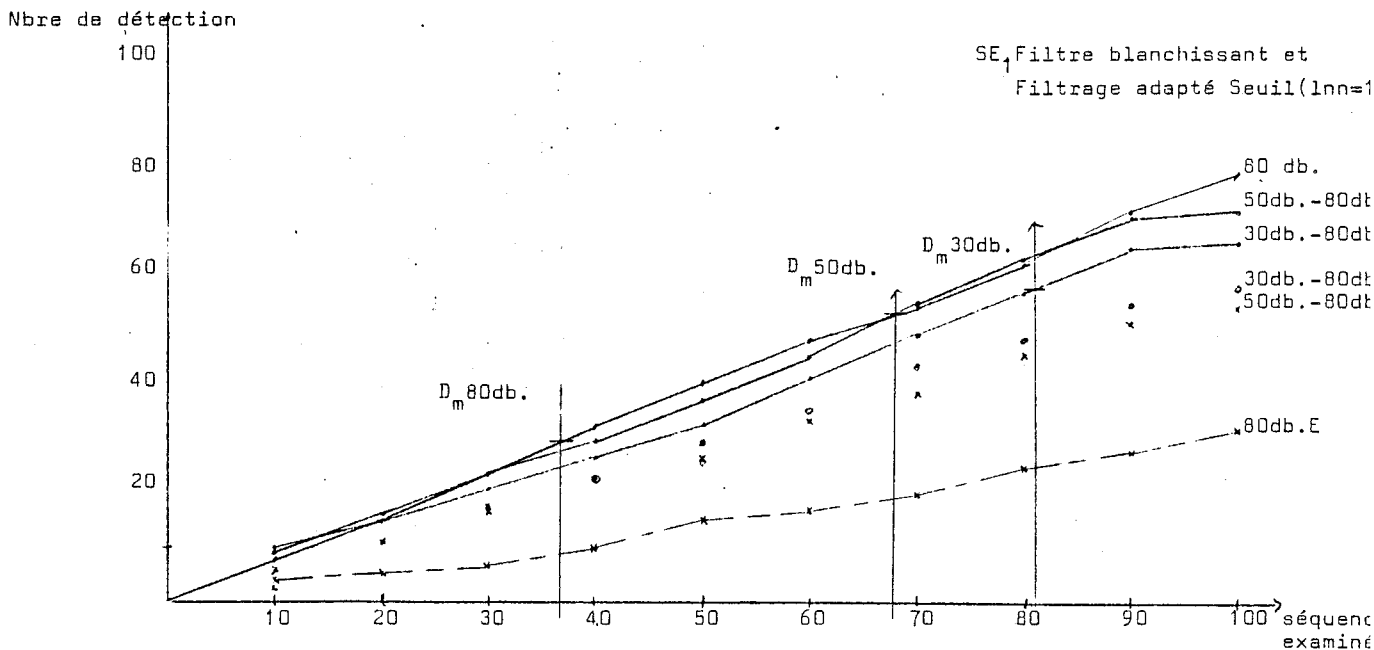
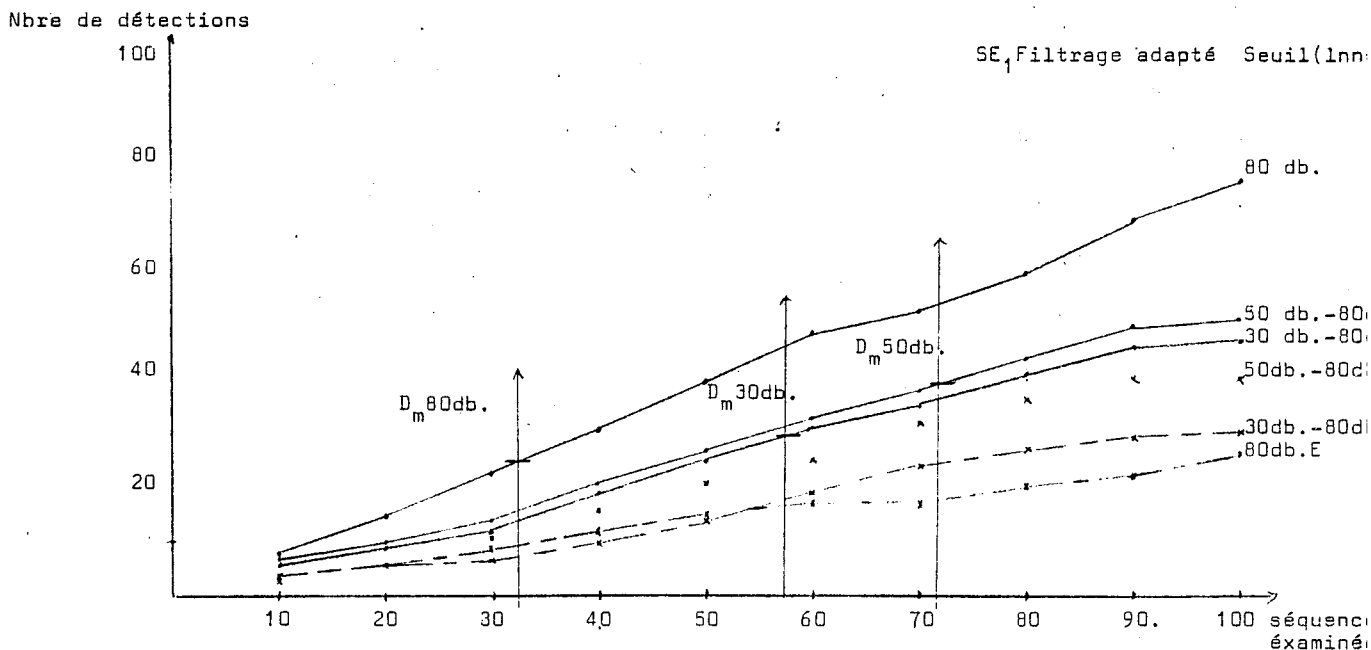
- c -

FIGURE 4.23

Idem à 4.22 pour SE₂

e) La détection en fonction du nombre de séquences examinées.

Nous avons voulu étudier à quel taux en fonction des séquences examinées les détections et les fausses alarmes arrivaient. Les graphiques ci-après montrent que le niveau du bruit est dépassé autour de 30 séquences pour les stimulations de 80db de 40 pour SE₂ et 70 pour SE₁ pour les stimulations de 50db et 55 pour 30db. Le filtrage blanchissant n'apporte aucune amélioration au contraire et tend à augmenter le nombre de séquences à examiner. Notons que nous avons examiné les données concernant 1 seuil $\ln n = 1$, nous avons mentionné que le filtrage blanchissant était plus efficace à un plus haut coût.



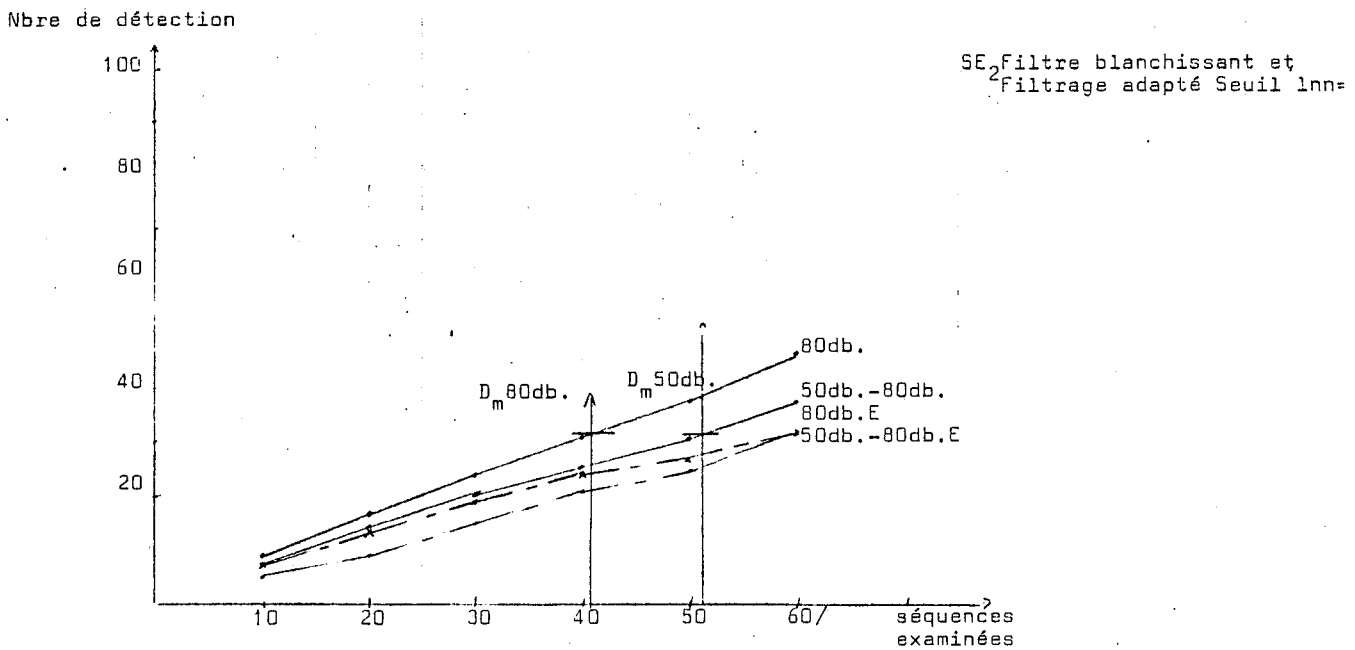
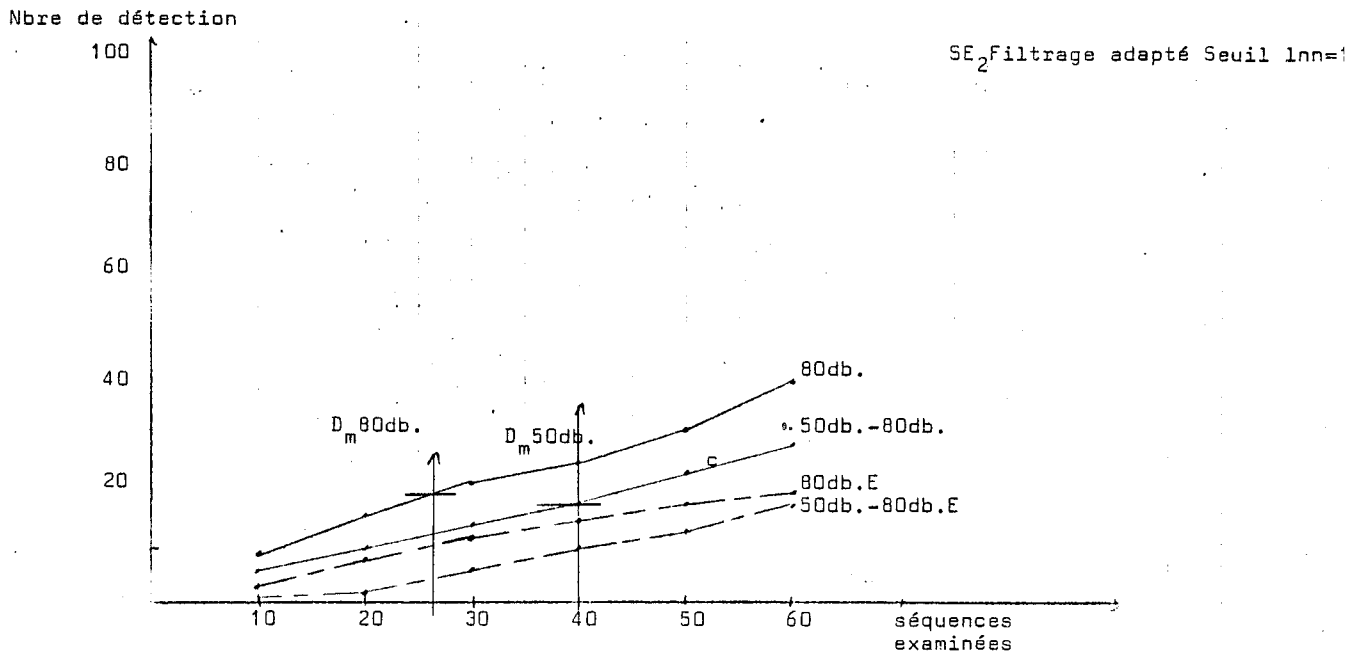


FIGURE 4.24

Nombre de détections et de fausses alarmes en fonction du nombre de séquences examinées D_m =niveau de détection au-dessus des fausses alarmes. E pour fausse alarme.

f) Les temps de latence

Nous avons étudié la variation du temps de latence. Il ressort des histogrammes que les fausses alarmes se distribuent uniformément alors qu'on retrouve un pic près de la latence moyenne. Les histogrammes montrent qu'il est préférable de restreindre la zone réponse, car c'est aux bords qu'on accumule beaucoup de fausses alarmes.

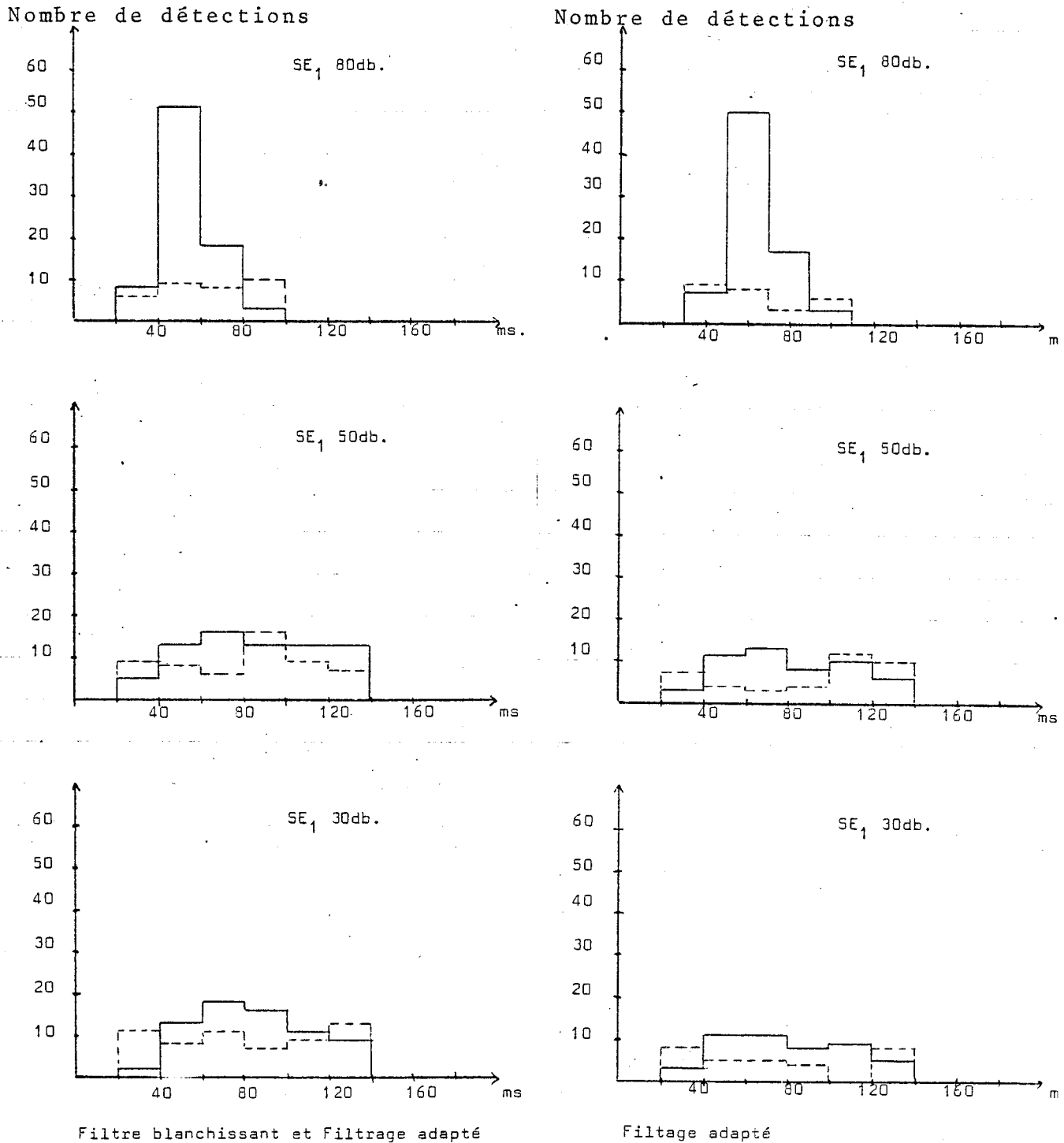
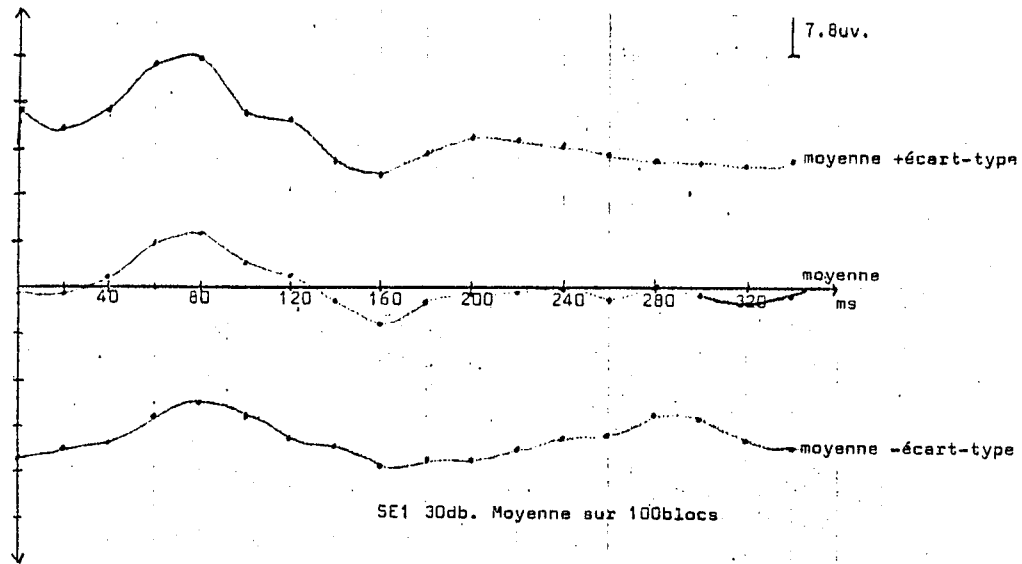


FIGURE 4.25

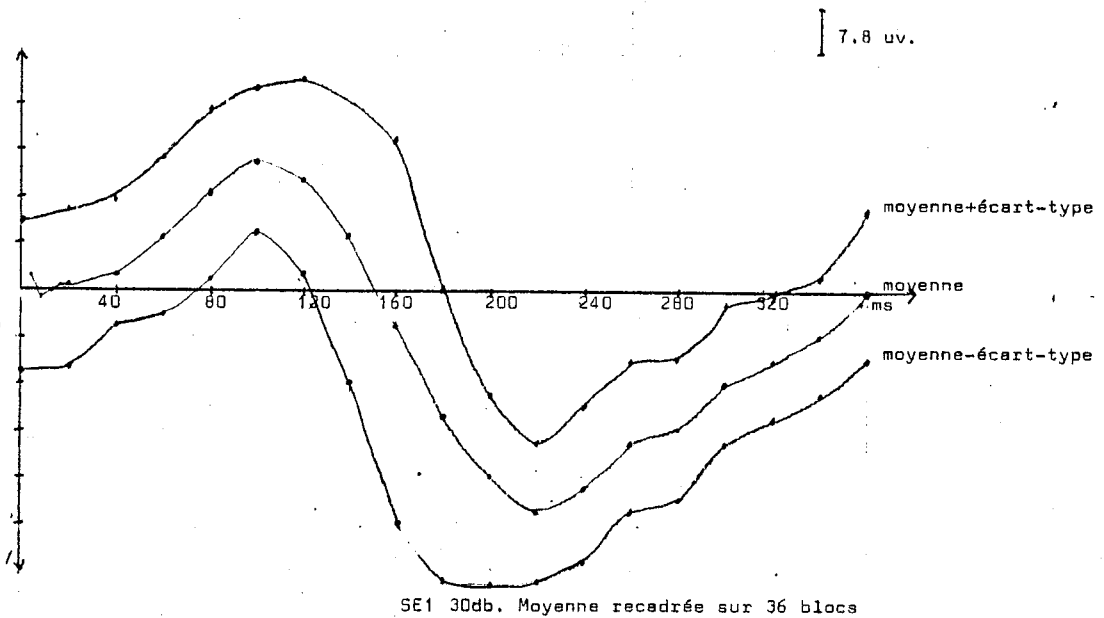
Histogramme des temps de latence, en ordonnée le nombre de détection, en abscisse le temps de latence.
—— détection de PEA
---- fausse alarme

g) Moyenne recadrée

Nous avons réévalué une moyenne recadrée en utilisant les résultats de détection.



- a



- b

FIGURE 4.26

(a) PEA moyen estimé sur 100 blocs pour SE_1 30db.

(b) PEA moyen recadré estimé sur 36 blocs.

Ce qu'il faut noter, c'est que l'intervalle de confiance s'est retréci. Nous pouvons être plus confiant dans cette nouvelle estimation, bien qu'elle ne diffère pas beaucoup de la première.

IV-E - LES ANOMALIES AU TRAITEMENT

1 - Dûes aux algorithmes

Pour ne pas alourdir le texte, nous n'entrerons pas dans les détails sur la précision du calculateur. Mentionnons que nous avons travaillé en flottant 16 bits. Lors de l'évaluation du module du filtre blanchissant nous calculons la densité spectrale moyenne en prenant la dsp de chaque séquence d'EEG. Cette méthode donne une erreur statistique :

$$\varepsilon = \sqrt{\frac{1}{T_{sf}}} \quad (25)$$

(voir article).

T étant la durée totale, soit 1024msec * 100 blocs

$\Delta f = 1$ hertz

$$\varepsilon = 0.1$$

Nous avons ensuite appliqué le filtre en fréquence en prenant la transformée de Fourier numérique sur chaque séquence. La TF considérant un signal comme périodique. Les valeurs des bords ne sont pas exactes puisque nous n'avons pas un signal périodique. Toutefois l'erreur encourue est minime.

Pour éviter une répétition de l'erreur due à la TF, nous avons effectué l'intercorrélacion dans le domaine du temps par décalage.

2 - Dues aux estimations

Lorsqu'on calcule le module du filtre blanchissant pour les fréquences hautes, le module n'est pas défini puisque la dsp était presque nulle. Nous avons alors considéré le module nulle pour ces fréquences avec une chute brusque. Des théories existent qui démontrent que cette chute brusque du module entraîne des oscillations mais pour nos besoins le résultat est suffisant, nous avons fait des essais et l'influence de l'allure du module pour les hautes fréquences était très faible, ces fréquences étant pratiquement absentes des séquences.

CHAPITRE V

LES APPLICATIONS

V-A - LES ENREGISTREMENTS

Les enregistrements d'électroencephalogramme obtenus après les stimulations auditives ont été effectués par Mr. Frank Peronnet dans les laboratoires de l'Inserm unité 94.

1 - Les conditions d'enregistrement

a) Les sujets

Six sujets ont été étudiés. Quatre ont été recrutés au sein du laboratoire du LETI et deux étaient des volontaires. La tranche d'âge se situe entre 25 et 40 ans. Deux sujets sont des femmes et quatre des hommes. Ces sujets sont considérés "normaux" c'est-à-dire sans problèmes auditifs particuliers.

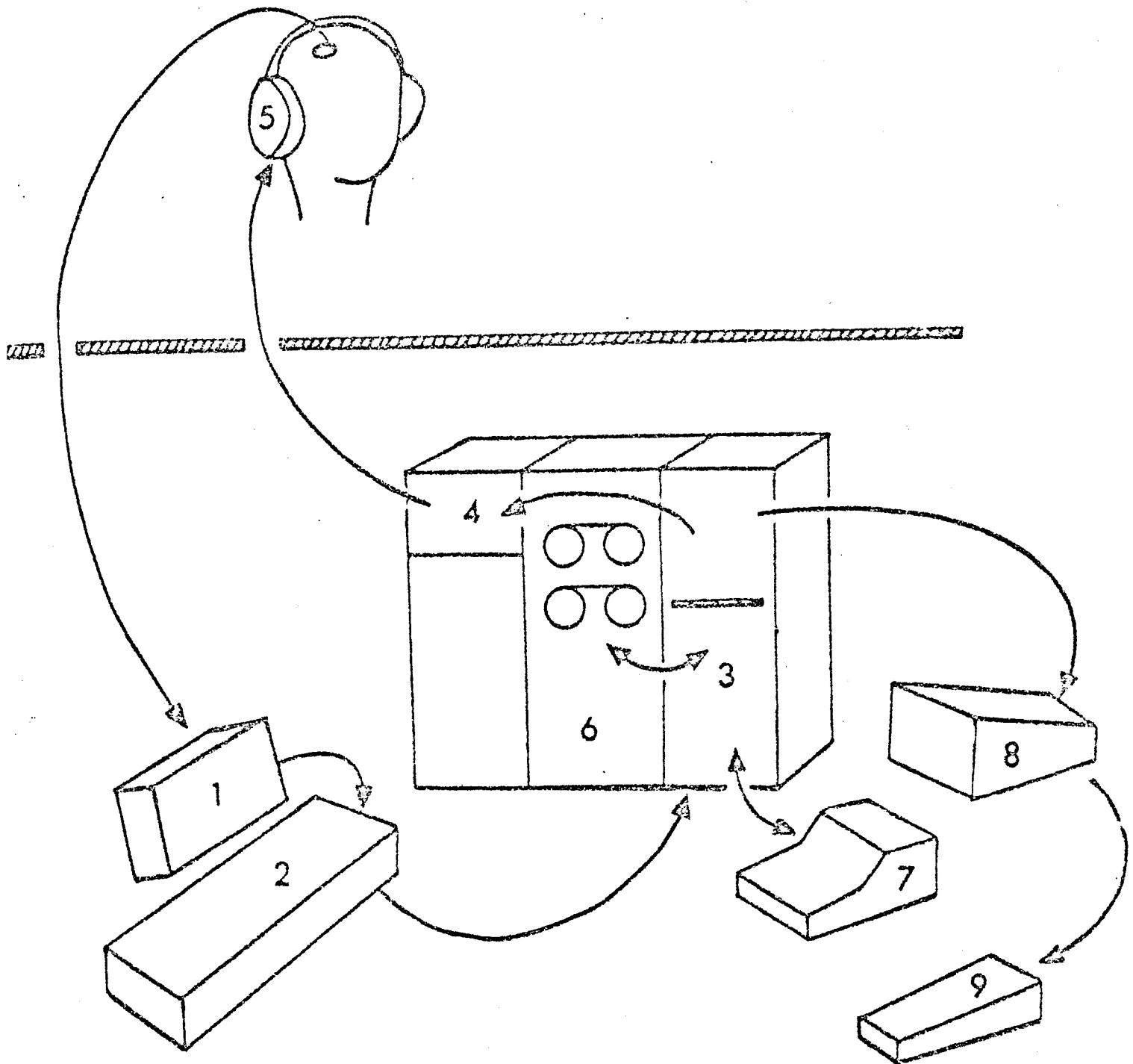
b) L'instrumentation

L'installation que nous avons utilisée est celle de l'Inserm. Le sujet est confortablement installé dans un fauteuil relaxe avec appui-tête en semi-obscurité dans une pièce insonorisée formant cage de Faraday pour éliminer les artéfacts. La figure ci-après représente schématiquement l'appareillage utilisé. Les stimulations sont émises par un stimulateur auditif programmable, réalisé à l'Inserm 94*. Le sujet les reçoit au moyen d'un casque bi-auriculaire. Les électrodes qui captent l'EEG sont montées en monopolaire avec référence à l'oreille, l'électrode de terre au front et la dérivation prise au vertex. Ce sont des pastilles de 9mm de diamètre en chlorure d'argent collées aux scalp à l'aide de betonite. L'EEG est retransmis à un PDP 8/L (12K mémoire) par un interface d'entrée-sortie.

c) Enregistrement analogique

Nous avons enregistré les signaux sur bande magnétique analogique. Trois voies ont été utilisées, une pour les tops d'avertissements émis aléatoirement, une pour les tops de stimulation

* en collaboration avec le centre d'électronique et de mini-informatique de l'Inserm.



- 1 - PREAMPLIFICATEURS
 - 2 - POLYGRAPHE
 - 3 - ORDINATEUR PDP8/L (12K de mémoire) + INTERFACE d'entrées/sorties
 - 4 - STIMULATEUR AUDITIF PROGRAMMABLE
 - 5 - ECOUTEURS
 - 6 - 2 DEROULEURS de BANDES MAGNETIQUES NUMERIQUES (DECTAPES)
 - 7 - TELETYPE ASR33
 - 8 - VISUALISEUR TECTRONIX 013
 - 9 - REPROGRAPHIE TECTRONIX 4031 (HARD-COPY)
- } E.C.E.M.

FIGURE 5.1

Système d'enregistrement des PEA

qui suivent le top d'avertissement d'une seconde, et la troisième pour l'EEG. Pour les besoins de l'étude, les tops de stimulation d'une durée de 150msec, sont émis à 1 000 hertz à des intensités de 80db, 50db et 15db au-dessus du seuil auditif. Les deux oreilles sont stimulées, la durée de l'analyse est de 1sec dont 500msec avant la stimulation. La constante de temps est de 0.7 et le filtre coupe à 70 hertz.

2 - Calibration

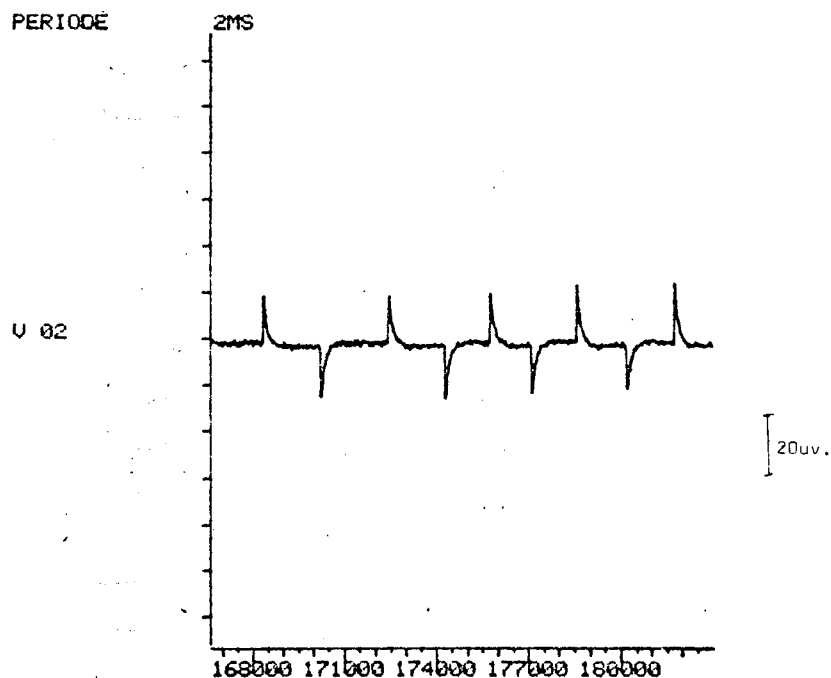
Nous avons utilisé une fonction "step" de 20 uvolts. La durée de la calibration est de 20 sec. La transformation de la calibration analogique en digitale nous a donné pour les sujets 1, 2, 3, 4, 6 :

20 uvolts = 32

et pour le sujet 5 :

20 uvolts = 22

La convention de polarité adoptée pour représenter l'EEG et le PEA est la polarité négative en haut.



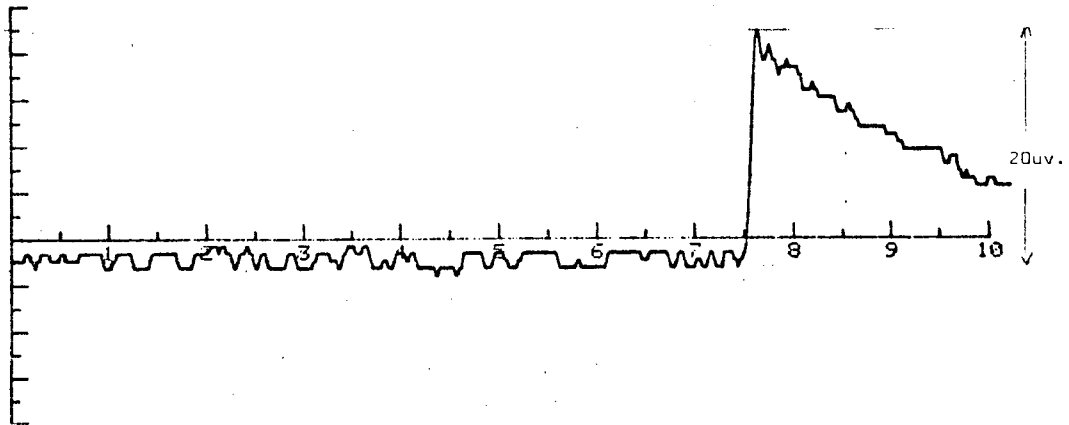


FIGURE 5.2

Calibration implusion de 20 uvolts

V-B - TRAITEMENT ET DETECTION

1 - Traitement

Nous noterons les sujets étudiés S, S1, S2, S3, S4, S5, S6. Nous avons pour chaque sujet une série de 100 stimulations de 80db, 50db, 15db, avec 100 séquences d'EEG pour chacune permettant l'étude des fausses alarmes.

Ayant choisi l'algorithme de détection avec pré-blanchiment, nous l'appliquons à chaque série. Suivons le traitement pour un sujet.

a) Estimation du PEA : par moyennage

Nous l'estimons sur les données obtenues par les stimulations de 80db, on en déduit la latence moyenne. Nous utiliserons toujours le PEA estimé sur les stimulations à 80db, comme filtre.

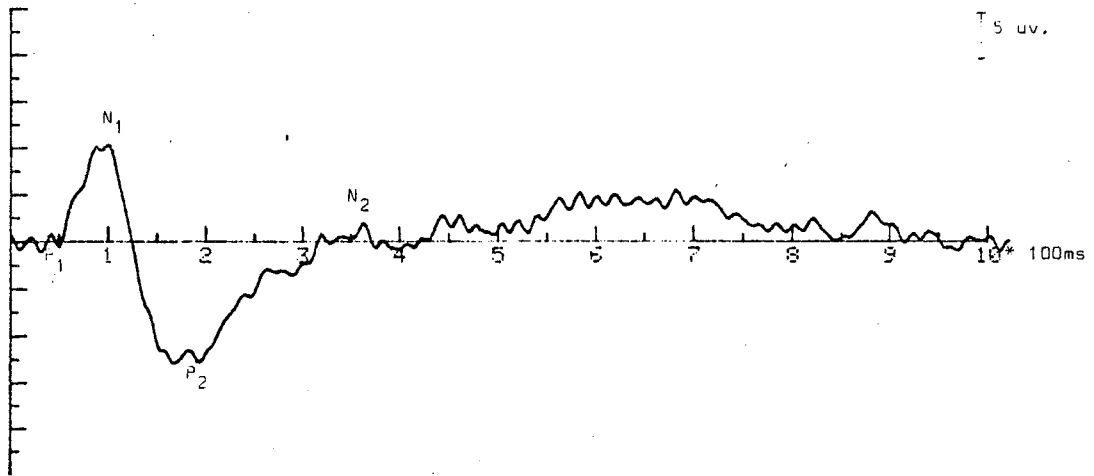


FIGURE 5.3

Exemple PEA moyen S1 stim 80db

b) Calcul de la DSP

Nous estimons à partir des séquences d'EEG la densité spectrale de l'EEG après avoir filtré à 50 hertz.

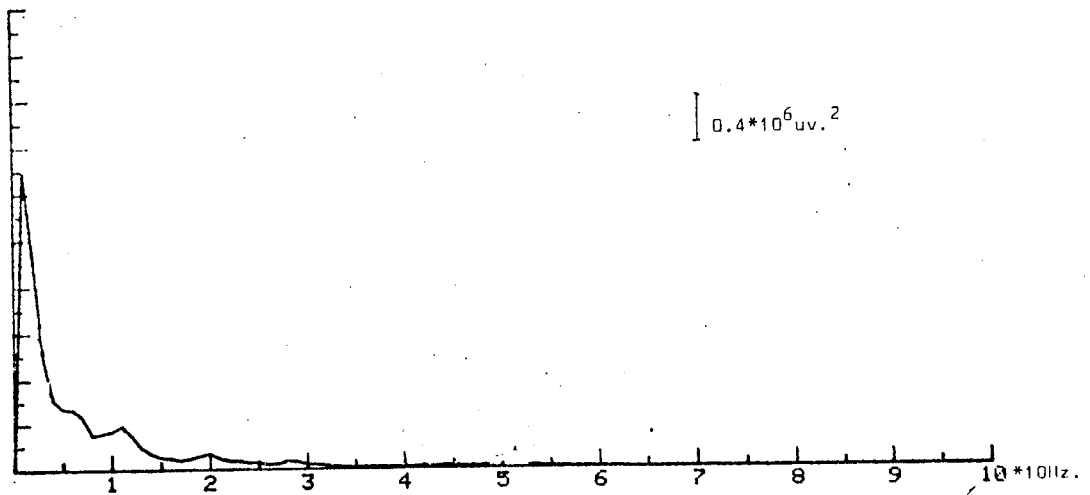


FIGURE 5.6

Densité sepctrale de l'EEG, S1 stim 80db

c) Calcul du module du filtre blanchissant par l'algorithme du chapitre 3.

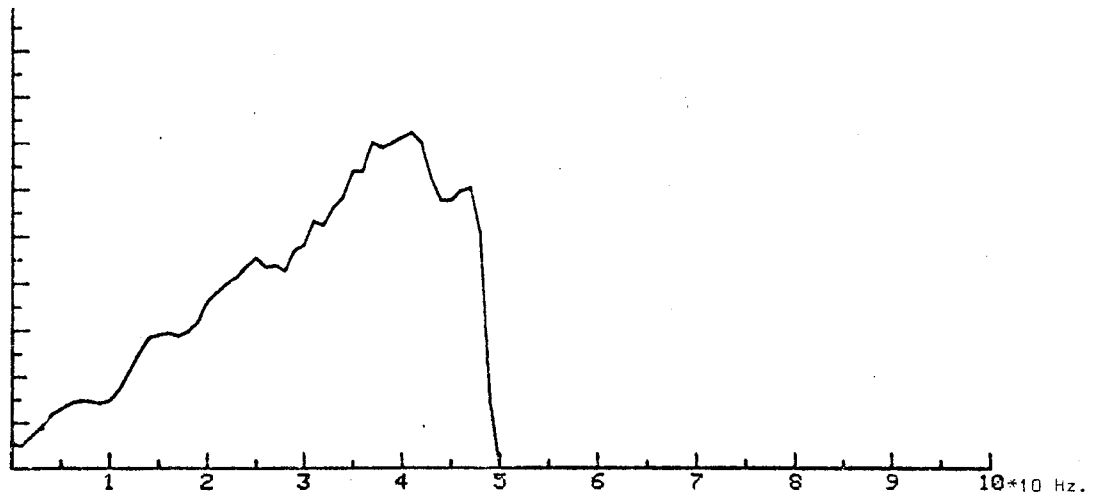


FIGURE 5.7

Module du filtre blanchissant S1 stim 80db

d) Vérification du blanchiment

Nous calculons la densité spectrale du bruit blanchi pour vérifier l'efficacité du blanchiment et déduire l'hauteur de la dsp nécessaire au calcul du seuil théorique.

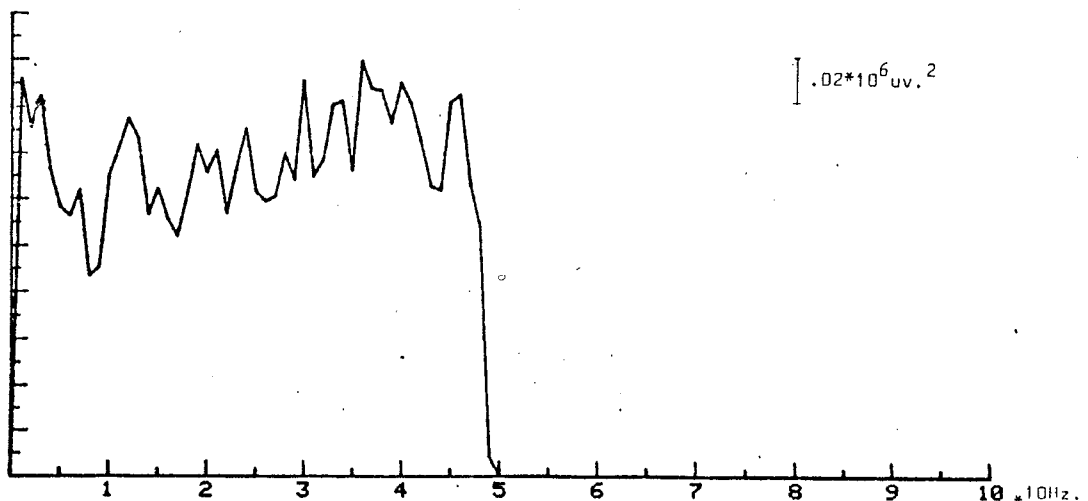


FIGURE 5.8

Densité spectrale de l'EEG blanchi S1 80db

e) "Filtre adapté" après blanchiment

La réponse impulsionnelle du filtre étant la copie retournée du signal recherché, après avoir blanchi les données, nous recherchons un signal blanchi, par conséquent ce filtre devient :

$$s_B(t) = TF^{-1} (F_B * TF s(t))$$

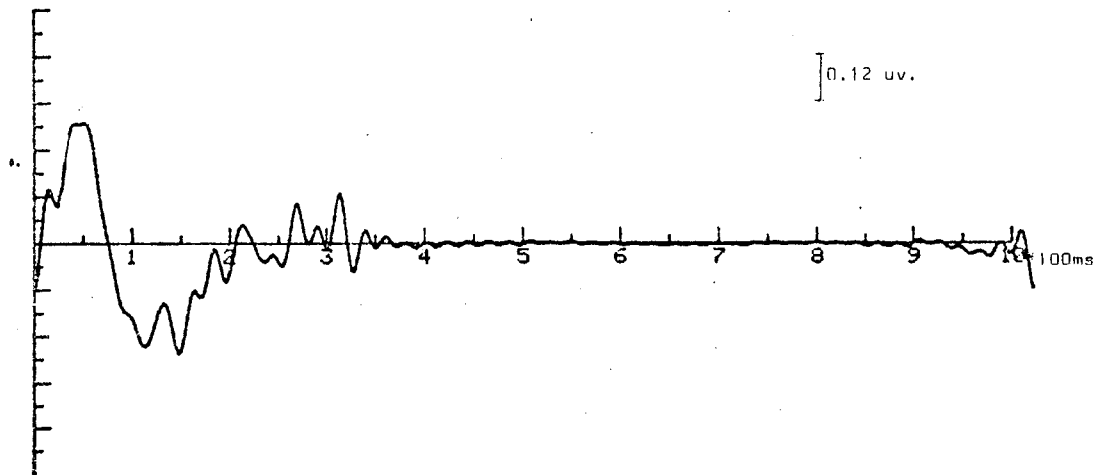


FIGURE 5.9
Exemple de PEA blanchi

Pour les simulations de 50db et 15db, c'est le PEA estimé sur 80db qui est utilisé avec les filtres blanchissants estimés sur 50 et 15db.

f) Détection

Après le filtrage nous recherchons le maximum maximorum et le second maximum des corrélations et recherchons ceux qui dépassent le seuil dans un intervalle de temps $\pm 50\text{msec}$ autour de la latence moyenne.

2 - Seuils et détection

a) Le seuil empirique

Nous avons comparé les maximums d'intercorrélation à un seuil empirique égal à la moyenne des maximums de corrélation en présence d'EEG seulement. Nous avons déduit à quel coût de fausse alarme correspond ce seuil avec l'équation du seuil théorique :

$$\ln \frac{C_f}{C_m} = \left[\text{Seuil}_{\text{emp.}} - \frac{\text{Energie}}{2} \right] / \text{hauteur dsp.}$$

Le tableau ci-après donne les correspondances.

SUJET	Coûts correspondants au seuil empirique	
	$\ln n$	$n = C_f / C_m \quad P_o = P_1$
S1 80db	1.91	6.7
S1 50db	1.31	3.7
S1 15db	1.02	2.8
S2 80db	0.71	2.0
S2 50db	0.80	2.2
S2 15db	0.76	2.1
S3 80db	0.75	2.1
S3 50db	1.26	3.5
S3 15db	0.89	2.4
S4 80db	1.55	4.7
S4 50db	1.64	5.1
S4 15db	1.68	5.4
S5 80db	0.78	2.2
S5 50db	0.64	1.9
S5 15db	0.82	2.3
S6 80db	0.55	1.7
S6 50db	0.82	2.3
S6 15db	0.78	2.2

TABLEAU 5.1

$\ln n$ et n correspondant au seuil empirique

b) Seuils théoriques

Nous avons choisi 3 seuils théoriques évalués à partir de l'énergie du PEA et de la hauteur de la densité spectrale en posant comme rapport de coût de fausse alarme sur non détection égal à 5, 2.7 et 2.

c) Courbe de P_F vs P_D

En reprenant l'équation du minimax :

$$C_m P_m = C_F P_F$$

P_m = probabilité de non détection

P_F = probabilité de fausse alarme

P_D = probabilité de détection

Nous pouvons tracer les courbes reliant la P_F à la P_D pour différents rapports de coûts :

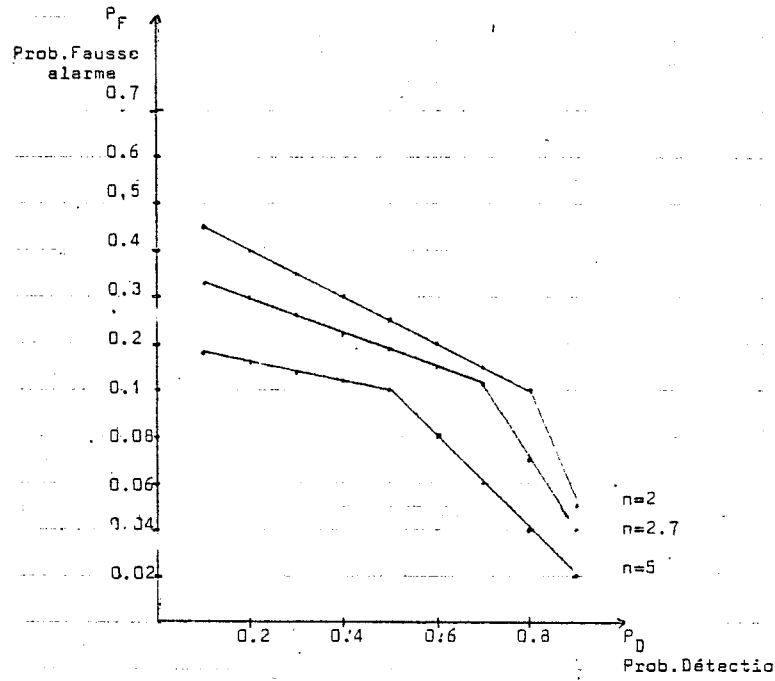


FIGURE 5.10

Courbe de P_F vs P_D pour les coûts correspondants aux seuils théoriques.

3 - La détection

Seuil $C_f/C_m =$	5		2.7		2		empirique	
	détec./f.alar		détec./f.alar		détec./f.alar		détec./f.alar	
S1 80db	74	19	75	30	80	38	72	15
S1 50db	43	8	56	15 *	62	23	50	11
S1 15db	10	9	20	17 *	27	31	20	17
S2 80db	45	6	74	15	86	18 *	83	17
S2 50db	26	8	48	19	56	26 *	55	23
S2 15db	62	42	70	58	71	61	54	24
S3 80db	6	3	25	5	43	12 *	42	12
S3 50db	31	12	71	39 *	81	50	59	24
S3 15db	5	8	20	18	32	25 *	28	20
S4 80db	70	7	87	23	90	27	78	11
S4 50db	47	14	61	21 *	65	28	47	14
S4 15db	36	9	60	22	65	25 *	42	11
S5 80db	0	0	16	11	39	27 *	29	21
S5 50db	0	0	3	2	20	12 *	25	17
S5 15db	2	6	12	10	27	22 *	22	17
S6 80db	77	3	87	5 *	89	10	90	10
S6 50db	43	9	57	13	64	14 *	61	14
S6 15db	13	8	17	14	25	17 *	24	16

TABLEAU 5.2

Le nombre de détectionset de faussesalarmes

a) Variabilité inter-sujets

L'examen du tableau de détections laisse apparaître une variabilité inter-sujets. Les sujets 1, 2, 4, 6 présentent un écart marqué entre le nombre de détectionset le nombre de faussesalarmespour les différentes intensités. Par contre pour les sujets 3, 5 ayant des PEA moyens plus bruités, la détection est plus faible et les fausses alarmes élevées.

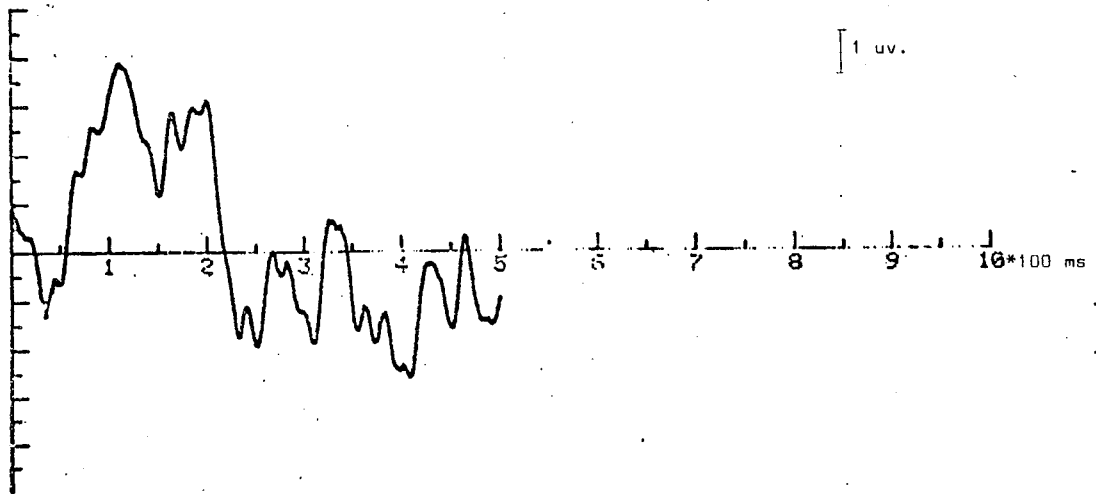


FIGURE 5.11
PEA moyen S₅ stim 80db

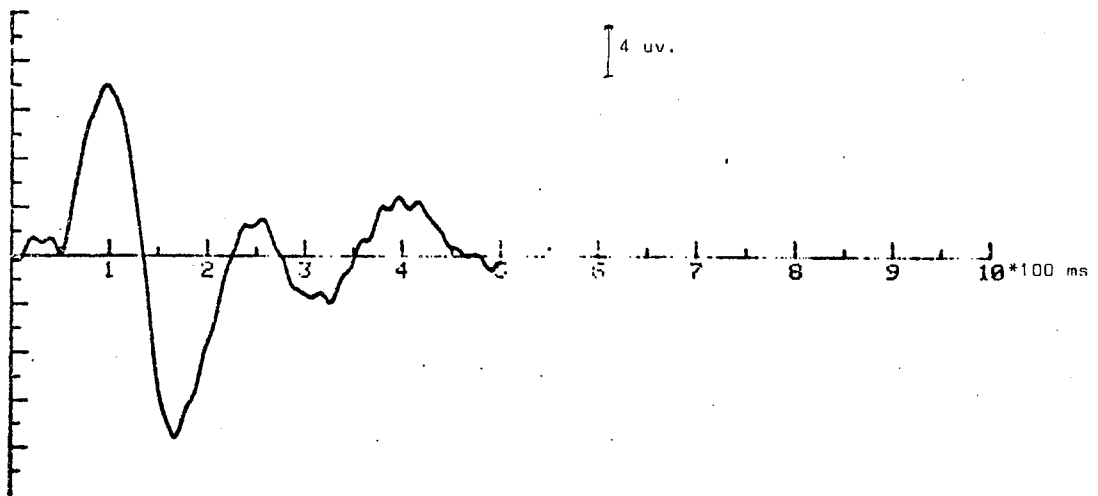


FIGURE 5.12
PEA moyen S₆ stim 80db

b) Variation d'êe au seuil

Nous remarquons que le choix du seuil est très important surtout pour la plus faible stimulation celle de 15db. Un seuil trop élevé occasionne plus de fausses alarmes que de "bonnes détections", cependant nous devons faire remarquer que la détection d'un petit nombre de PEA n'indique pas nécessairement une mauvaise méthode de détection car à 15db il est loin d'être évident

qu'il y ait un PEA pour chaque stimulation. Ce qui est important par contre c'est l'écart entre les détections "bonnes" et les fausses alarmes. Nous avons établi les graphes de cet écart en fonction des seuils pour chaque intensité de stimulation.

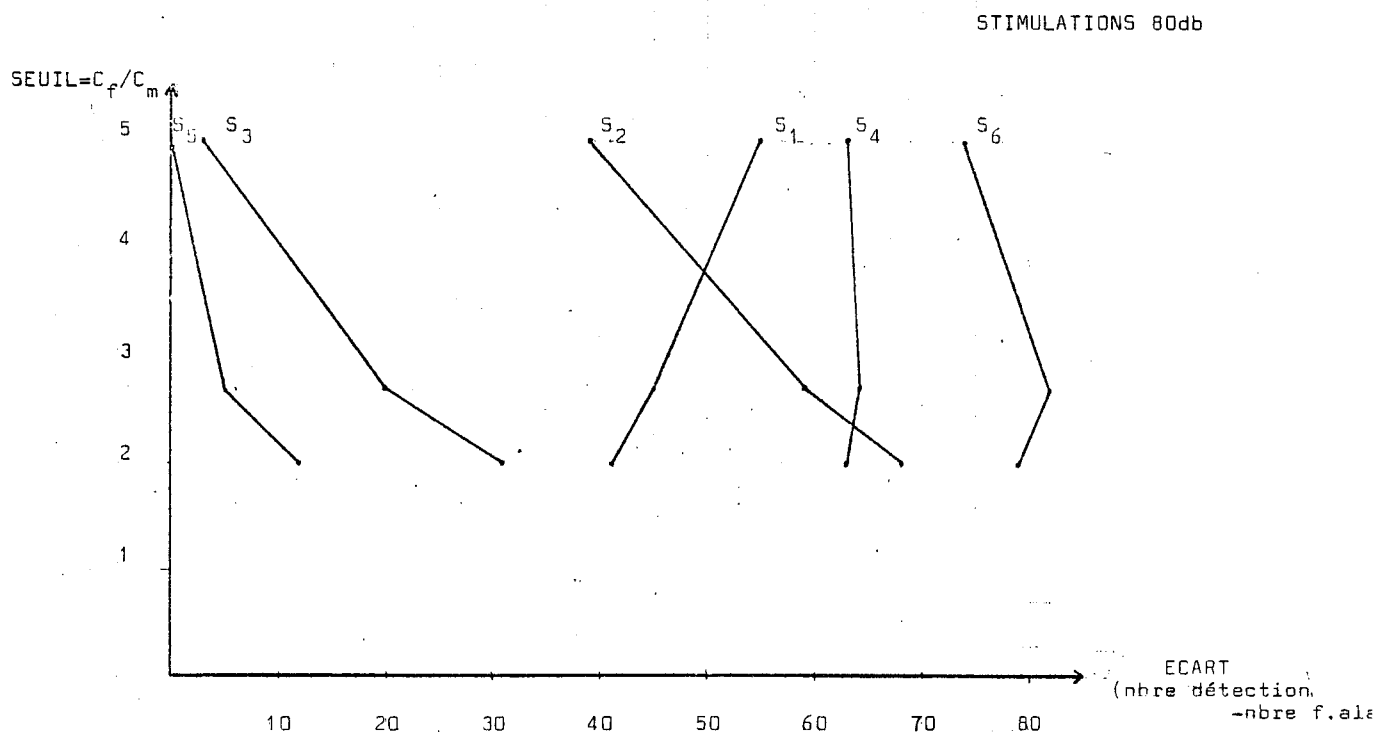


FIGURE 5.13(a)

Variation de l'écart entre le nombre de détection et les fausses alarmes vs le seuil.

Pour une stimulation de 80db, l'écart fluctue de manière appréciable en fonction du seuil. Lorsque le seuil est élevé, sauf pour le sujet 1, l'écart est plus faible. Les courbes laissent supposer que le rapport adéquat est $C_f/C_m = 2$ pour les S2, S3 et S5 et $C_f/C_m = 2.7$ pour S4, S6, soit où l'écart est maximum un seuil trop élevé ou trop faible tend à diminuer l'écart soit en diminuant le nombre de détection ou augmentant les fausses alarmes. Ce qu'il faut c'est trouver l'équilibre.

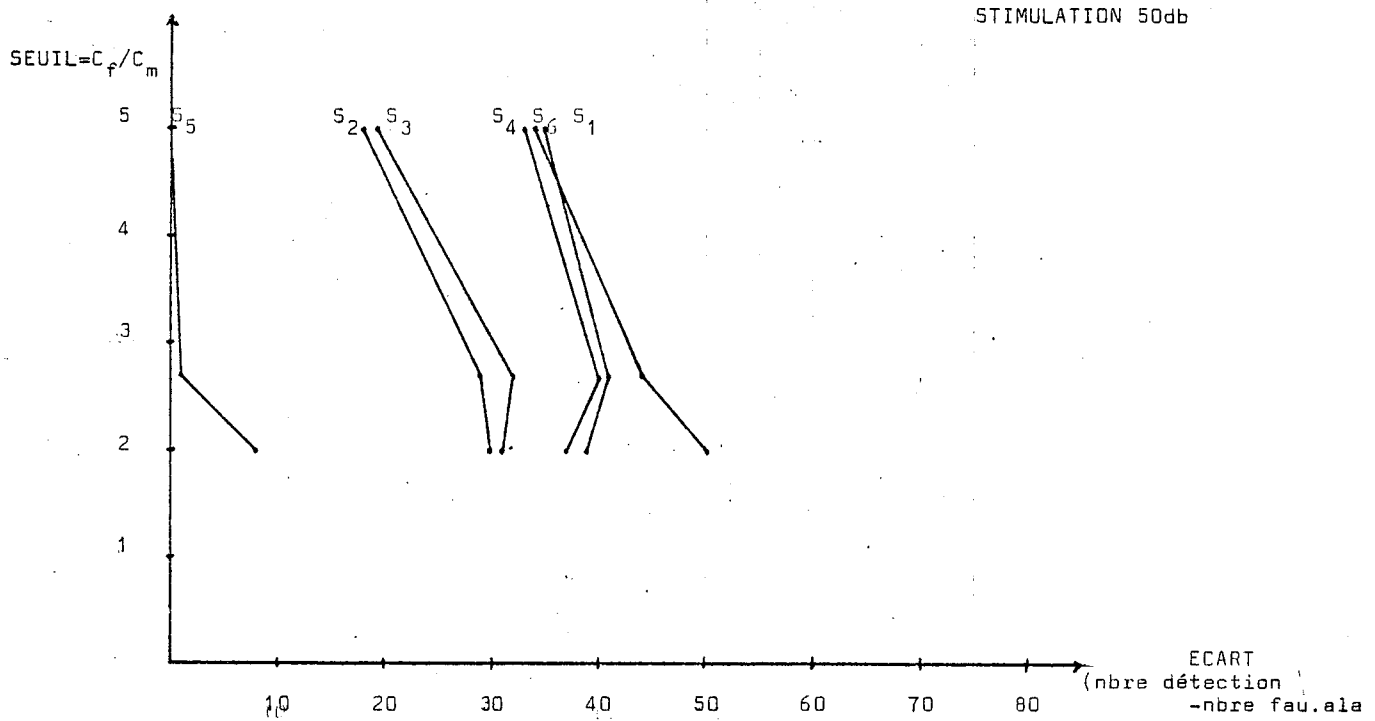


FIGURE 5.13(b)

Variation de l'écart entre les détections et les fausses alarmes en fonction du seuil, pour les signaux obtenus par stimulation de 50db.

Pour la stimulation de 50db, l'influence du seuil est moins marquée, l'écart restant à peu près constant, quoique plus élevé pour le seuil correspondant au coût plus faible.

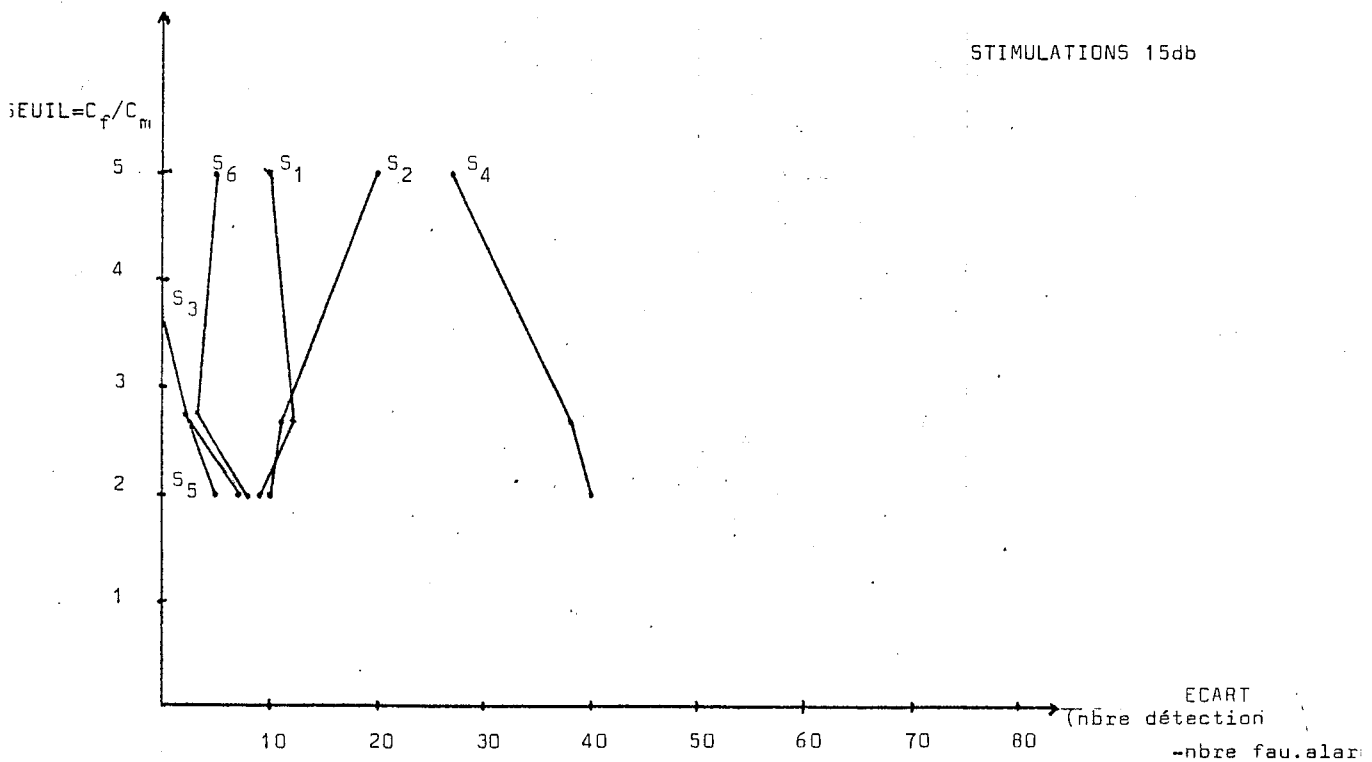


FIGURE 5.13(c)

Stimulation de 15db

Pour la stimulation de 15db, un seuil trop élevé occasionne rapidement plus de fausses alarmes que de détections sauf pour le sujet 4 où les écarts sont plutôt faibles.

V-C - MINIMISATION DU TEMPS D'EXAMEN EN AUDIOMETRIE

Il est intéressant lors d'un examen d'audiométrie de pouvoir dire le plus rapidement possible si le sujet examiné entend ou non. Nous avons étudié la détection en fonction du temps d'examen. Nous avons établi les graphiques du nombre de détections et nombre de fausses alarmes en fonction du nombre de séquences examinées ou de stimulations émises. Nous allons définir un point de cette courbe qui nous intéresse plus particulièrement. C'est celui ayant les coordonnées, nombre de détection minimum au-dessus du bruit et nombre de séquences examinées correspondant. Nous l'appelons le point D_m . Sur les graphiques, l'ordonnée de ce point correspond au nombre maximum de fausses alarmes. Pour la stimulation de 80db, nous avons recherché le point expérimental D_m :

Intensité =80db. stimulation	Nbre de détection minimum	après nbre séquences examinées
Sujet 1	15	18
Sujet 2	18	22
Sujet 3	12	32
Sujet 4	11	12
Sujet 5	27	58
Sujet 6	5	7
Moyenne	13	25

TABLEAU 5.3

Nombre de détections minimum après n séquences pour
stim. 80db.

Donc en moyenne si nous effectuons au moins 13 détections après l'examen de 25 séquences, nous pouvons conclure que le sujet répond. Pour les 6 sujets il y a au moins 13 détections après 25 séquences.

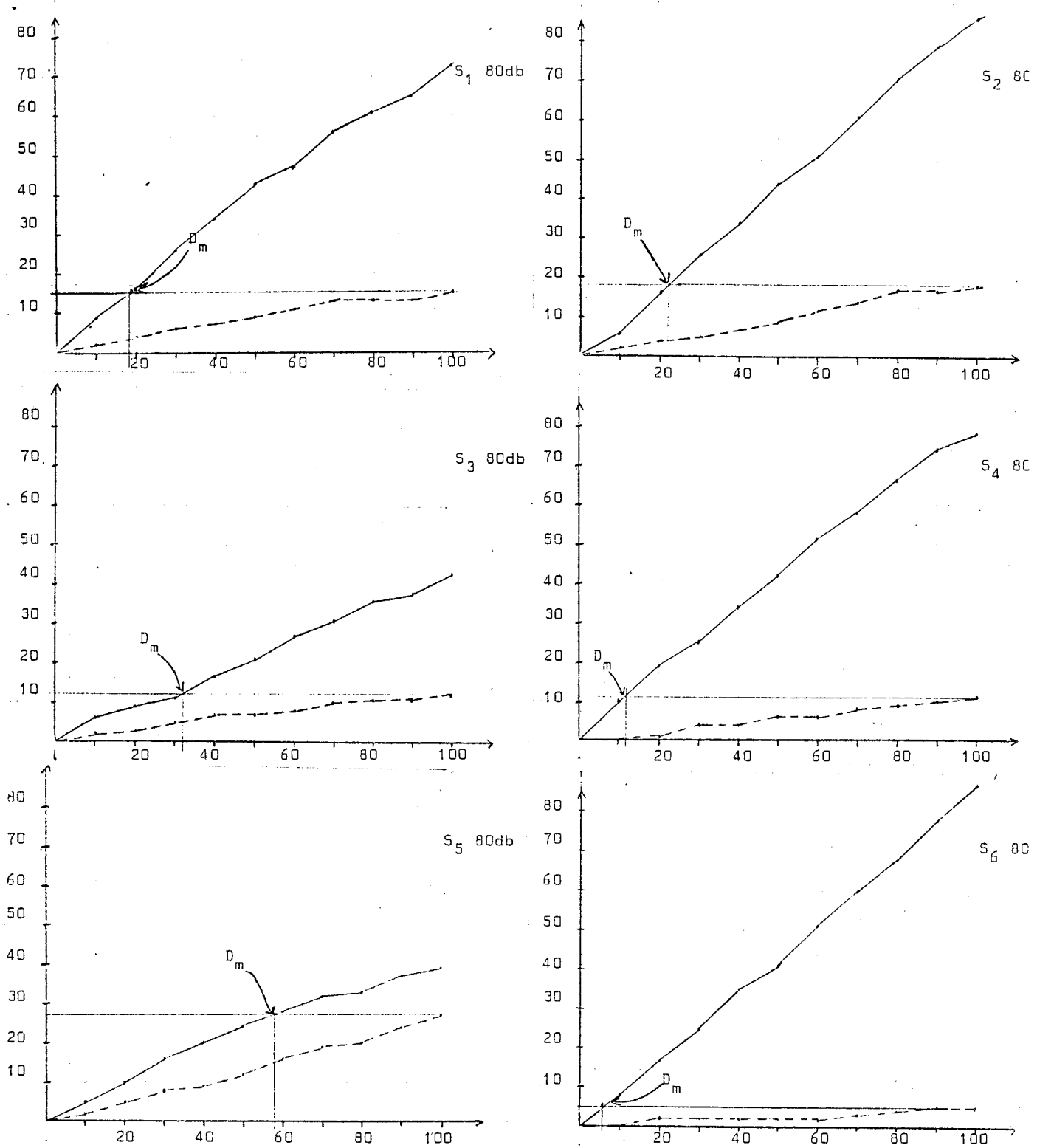


FIGURE 5.14(a)

Etude des 6 sujets avec des stimulations de 80db. En ordonnée le nombre de détection, en abscisse le nombre de séquences examinées ou le nombre de stimulations émises.

— détection de PEA
- - - fausse alarme

D_m nombre de PEA détecté au-dessus du niveau de fausse alarme maximum.

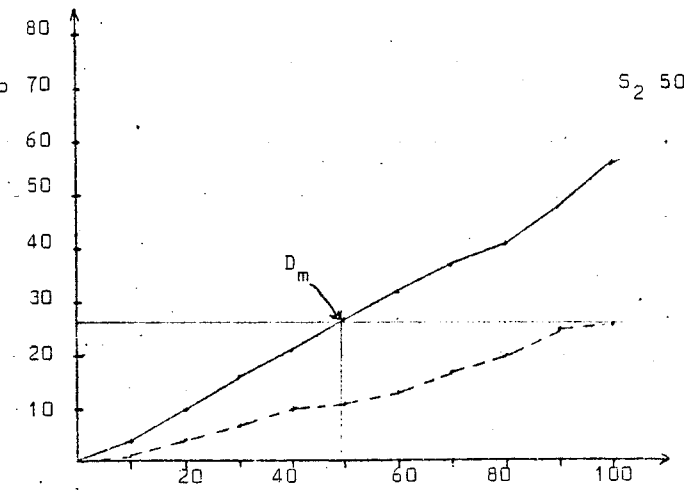
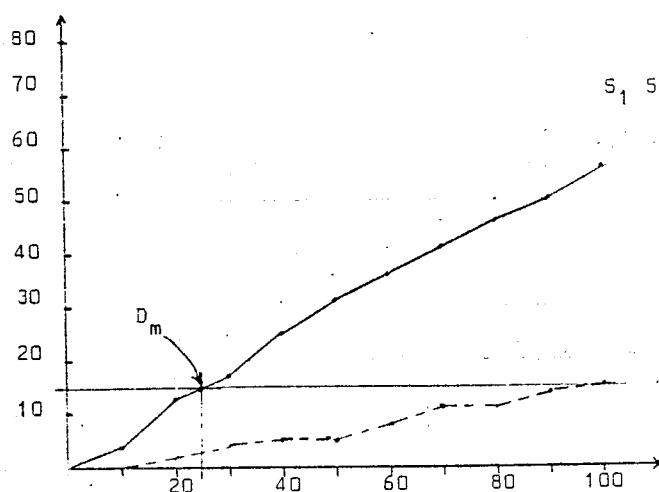
Des graphes de 50db nous obtenons :

Intensité =50 db stimulation	Nbre de détection minimum	après nbre séquences examinées
Sujet 1	15	25
Sujet 2	26	49
Sujet 3	37	45
Sujet 4	21	37
Sujet 5	12	62
Sujet 6	14	29
Moyenne	21	41

TABLEAU 5.4

Nombre de détections minimum après n séquences pour stim. de 50db

Il n'y a que le sujet 5 qui demande un grand nombre de séquences et même après 40 séquences on ne peut à coup sûr affirmer qu'il entend. Par contre les 5 autres correspondent aux valeurs moyennes.



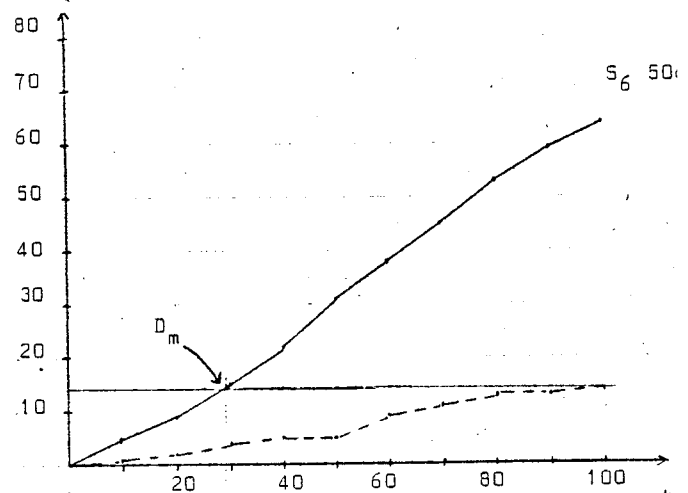
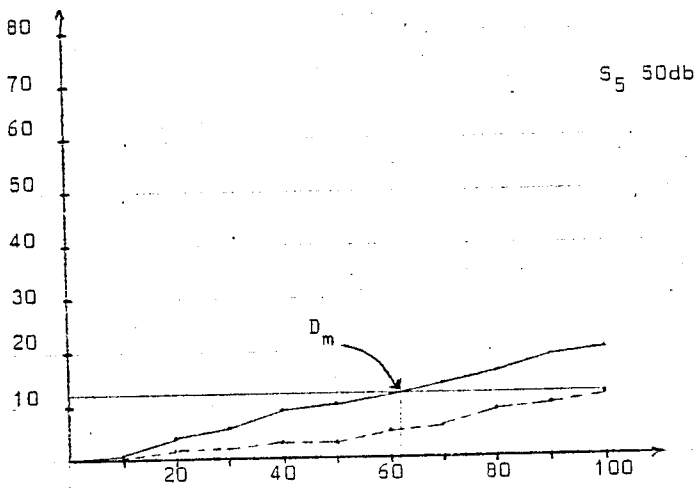
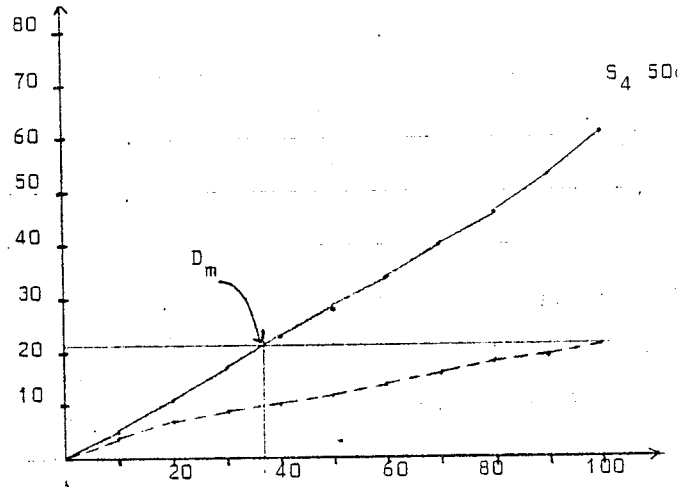
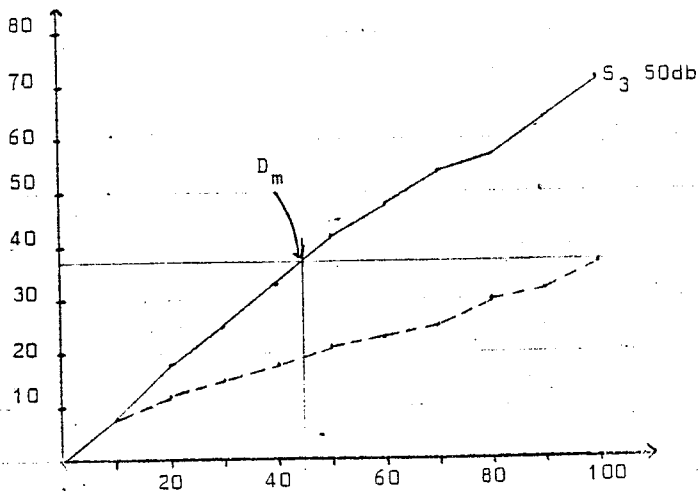
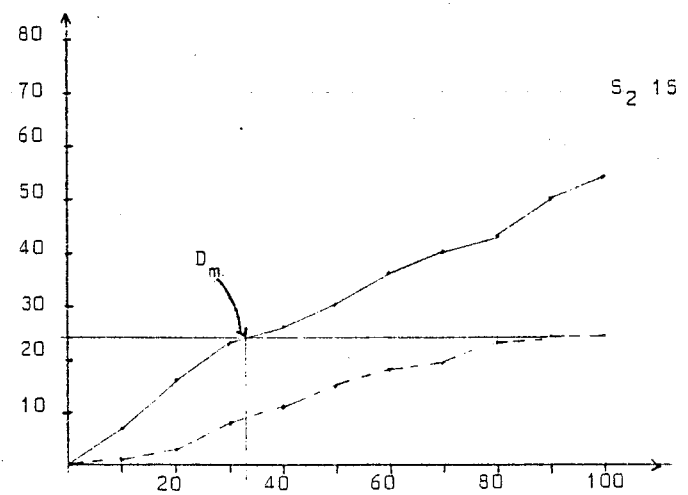
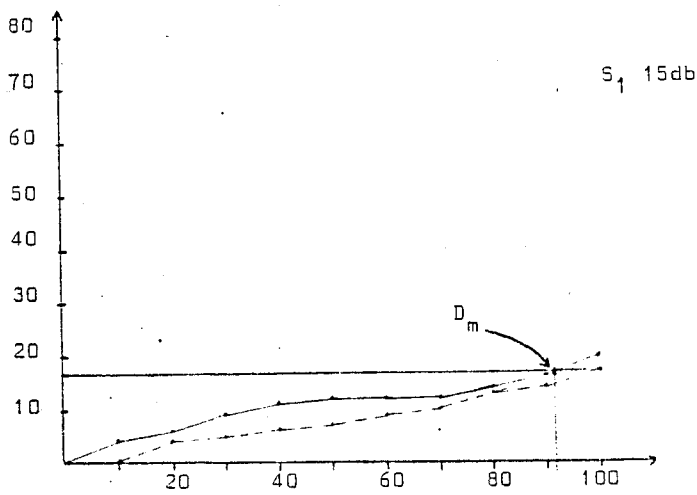


FIGURE 5.14(b)

Etude des 6 sujets pour des stimulations de 50db



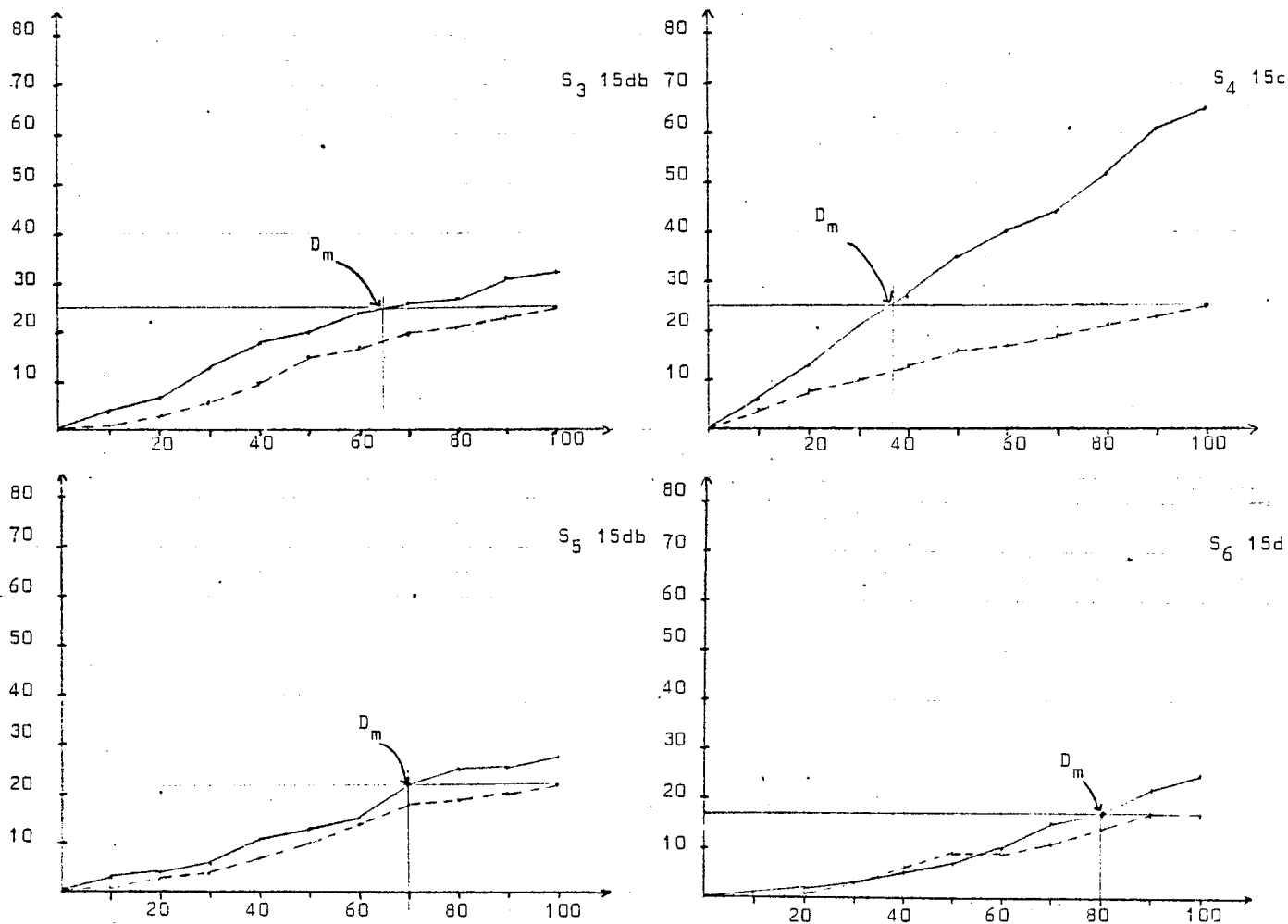


FIGURE 5.14(c)

Etude des 6 sujets pour des stimulations de 15db

Les courbes pour 15db nous donne :

Intensité =15 db stimulation	Nbre de détection minimum	après nbre séquences examinées
Sujet 1	17	92
Sujet 2	24	33
Sujet 3	25	65
Sujet 4	25	37
Sujet 5	22	70
Sujet 6	17	80
Moyenne	22	63

TABLEAU 5.5

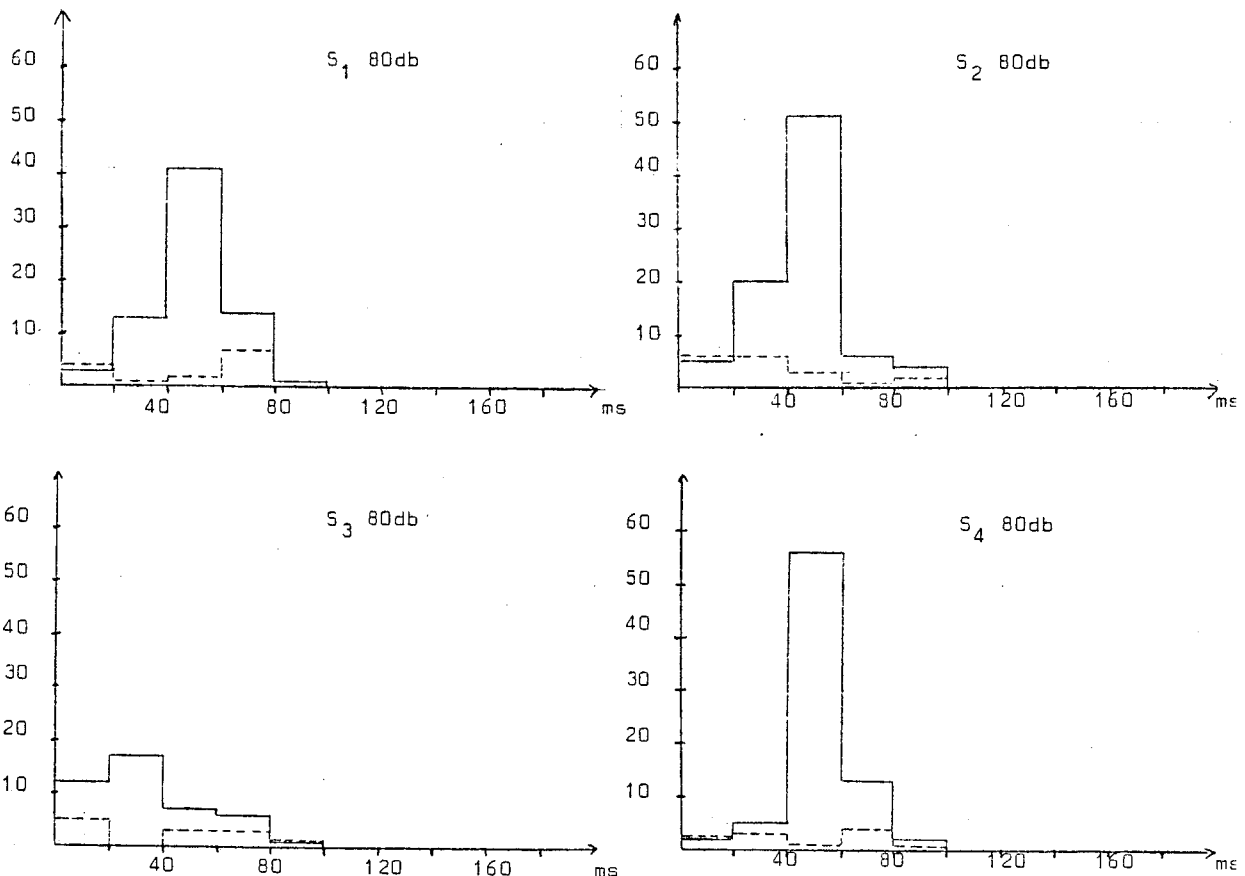
Nombre de détections minimum après n séquences pour stim.de 15db

Il faut plus de temps pour l'étude de la stimulation de 15db et nous remarquons que la variabilité intersujets est importante, par exemple entre S1 et S4. Toutefois, le nombre de détection minimum ne fluctue pas beaucoup.

Expérimentalement nous venons de montrer qu'avec notre méthode, le temps d'examen peut-être diminué à 25 stimulations pour 80db, 41 pour 50db et 63 pour 15db. Ce sont des diminutions appréciables lorsque l'on songe à toutes les variétés de tests possibles. Une marge de sécurité de 20% pourrait être ajoutée et on trouverait, 30, 49, 75 stimulations nécessaires.

V-D - ETUDE DE LA VIGILANCE

Nous voulons étudier la distribution des temps de latence en fonction des intensités de stimulations pour mesurer les temps de réactions à un stimulus extérieur, ce qui permet d'estimer la "vigilance" des sujets. Nous avons donc tracé les histogrammes du nombre de détection en fonction du temps de latence, le zéro étant au top de stimulation.



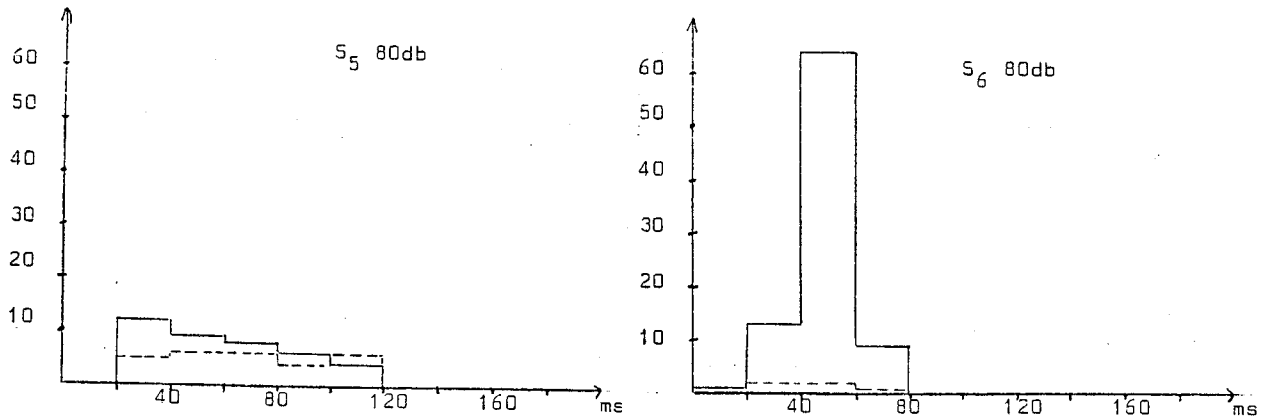
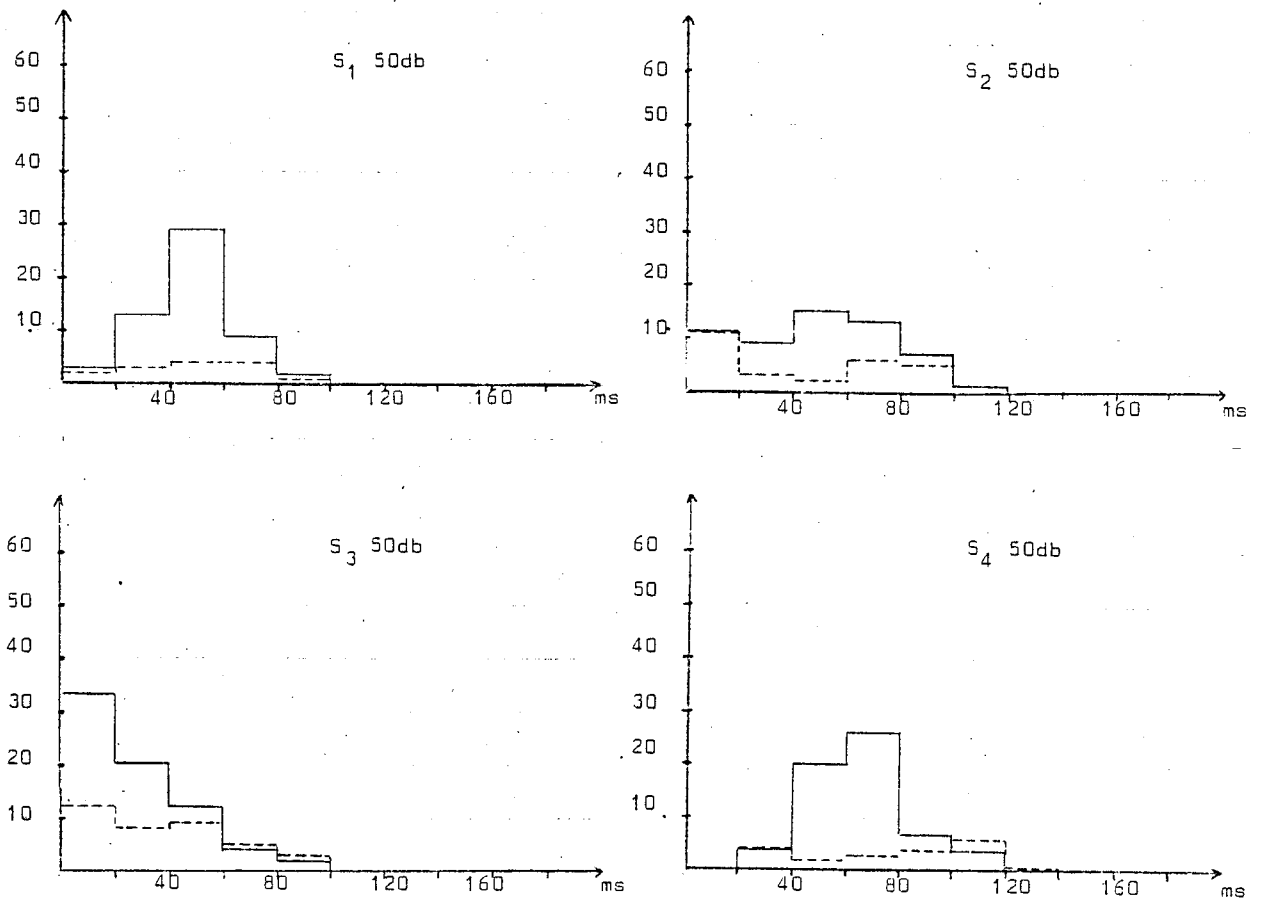


FIGURE 5.15(a)

Histogramme du nombre de détections (ordonnée) en fonction du temps de latence (abscisse) pour une stimulation de 80db.

— détection de PEA
- - - détection de fausse alarme



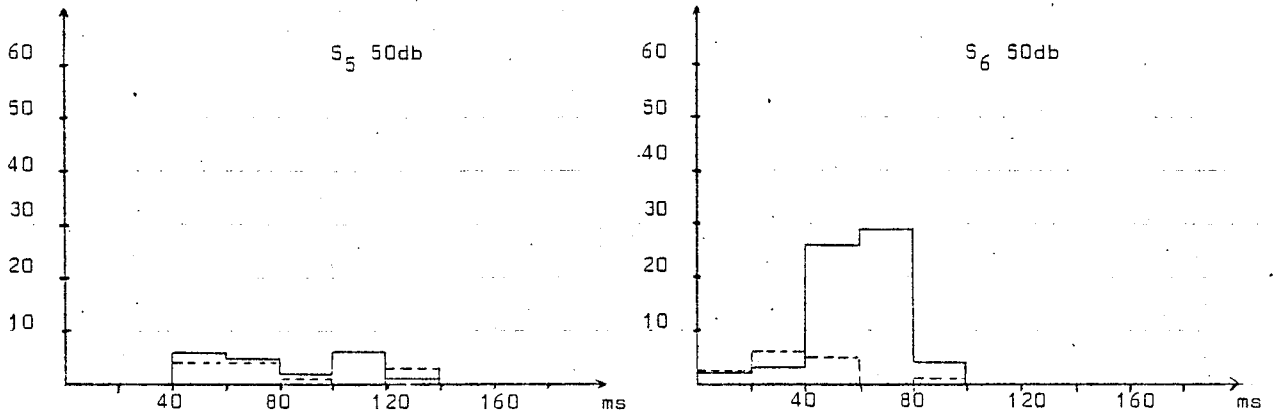
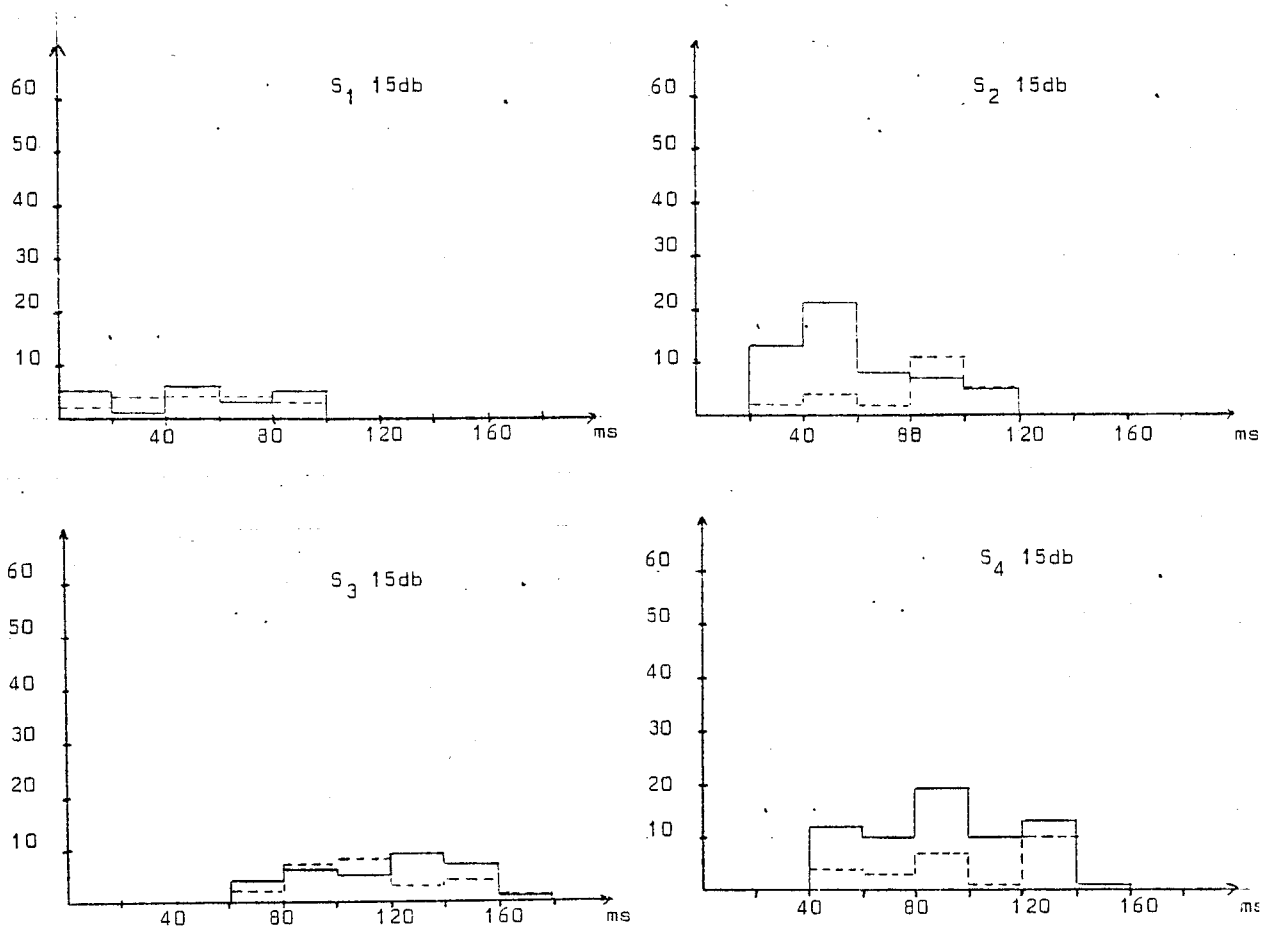


FIGURE 5.15(b)

Histogramme pour une stimulation de 50db



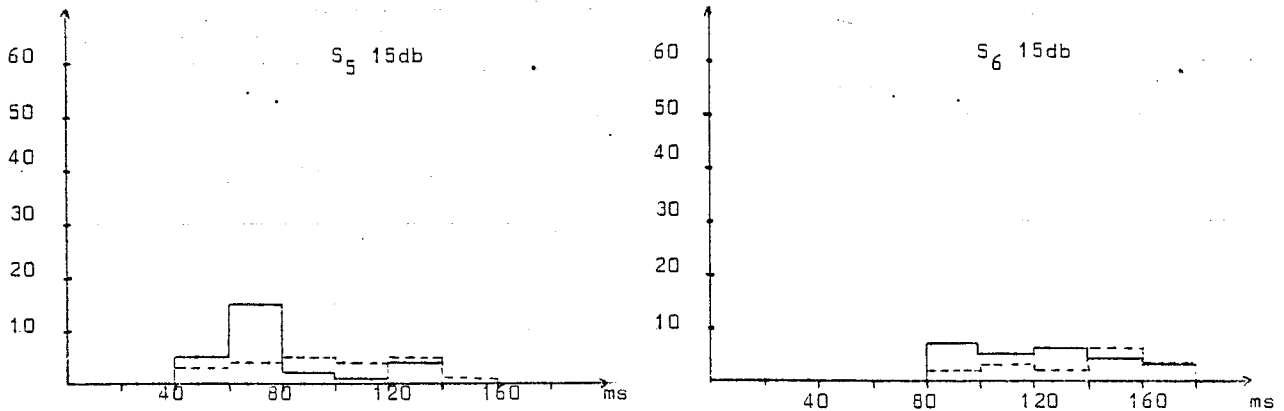


FIGURE 5.15(c)

Histogramme pour une stimulation de 15db

1 - Etude de la distribution de temps de latence

Surtout pour les stimulations de 80db et 50db il apparaît un pic très prononcé dans l'histogramme entre 40 et 60msec pour les S1, S2, S4, S6 alors que les fausses alarmes sont uniformément distribuées. Pour les S3 et S5 le pic est moins marqué et déplacé entre 0 et 20msec pour S3, 50db.

A 15db la distribution prend une allure plus uniforme et nous notons que la recherche du PEA dans un trop large intervalle occasionne plus de fausses alarmes que de bonnes détections. Par conséquent il n'est pas du tout profitable d'élargir la zone-réponse. Les PEA semblent arriver avec relativement de constance.

2 - Variation en fonction de l'intensité

A 80db le PEA arrive de manière assez constante, avec très peu de distribution. Nous pouvons en déduire que les sujets sont vigilants et réagissent avec la même latence. Plus l'intensité diminue plus il y a étalement. On pourrait penser que le sujet est moins attentif et perçoit les sons faibles avec un retard, peut-être est-il moins attentif.? A 15db en plus de l'étalement, on note que la latence est plus élevée. Le son

étant très faible, la perception semble être plus tardive et la réaction par le fait même.

3 - Variation inter-sujets

Sujet	Latence correspondant au maximum de l'histogramme		
	80 db	50 db	30 db
S1	40-60ms.	40-60ms.	40-100ms.
S2	40-60ms.	40-60ms.	40-60ms.
S3	20-40ms.	0-20ms.	120-140ms.
S4	40-60ms.	40-80ms.	80-100ms.
S5	20-40ms.	40-60ms.	60-80ms.
S6	40-60ms.	40-80ms.	80-100ms.

TABLEAU 5.6

Nous retrouvons les deux groupes de sujets S1, S2, S4, S6 et S3, S5 pour 80 et 50db. Il n'y a pas beaucoup de fluctuations dans la latence des PEA en fonction des sujets. Par contre pour 15db d'un sujet à l'autre la latence fluctue. On ne peut conclure que la fluctuation devrait se produire toujours, il faudrait plus de sujets pour aller plus à l'avant.

V-E - APPLICATION EN NEUROPHYSIOLOGIE

1 - Le moyennage sélectif

Nous avons pensé faire une étude de l'allure des PEA en utilisant les séquences où nous avons détecté des PEA et le temps de latence correspondant. Nous avons recalculé une moyenne recadrée.

Influence de l'intensité

Pour les moyennes estimées sur les données obtenues par stimulation à 80db, la moyenne recadrée n'est pas très diffé-

rente de celle estimée sur 100 séquences ; par conséquent l'utilisation de cette dernière pour le filtre adapté semble satisfaisante. A 50db, il y a une légère amélioration surtout pour les sujets ayant une très mauvaise estimation sur 100, celle recadrée est plus nette. Par contre si sur 100 non recadrées le PEA ressortait bien, le recadrage n'apporte pas beaucoup.

Par contre, à 15db le recadrage nous donne un PEA beaucoup plus découpé et moins étalé, c'est-à-dire que la fréquence augmente à cause de moins d'étalement. Le second pic négatif est plus net, sur 100 séquences c'est à peine si l'on note le PEA alors que le recadrage nous permet de le déceler.

2 - Variation inter-sujets

Les PEA estimés sur 80 et 50db sont similaires pour tous les sujets et les recadrages pour 15db montrent que les PEA gardent une même allure. L'examen des courbes ci-après le prouve.

Nous avons tracé la moyenne, plus ou moins l'écart type. Ce dernier varie très faiblement entre la moyenne non recadrée et celle recadrée. Une légère diminution peut être perçue.

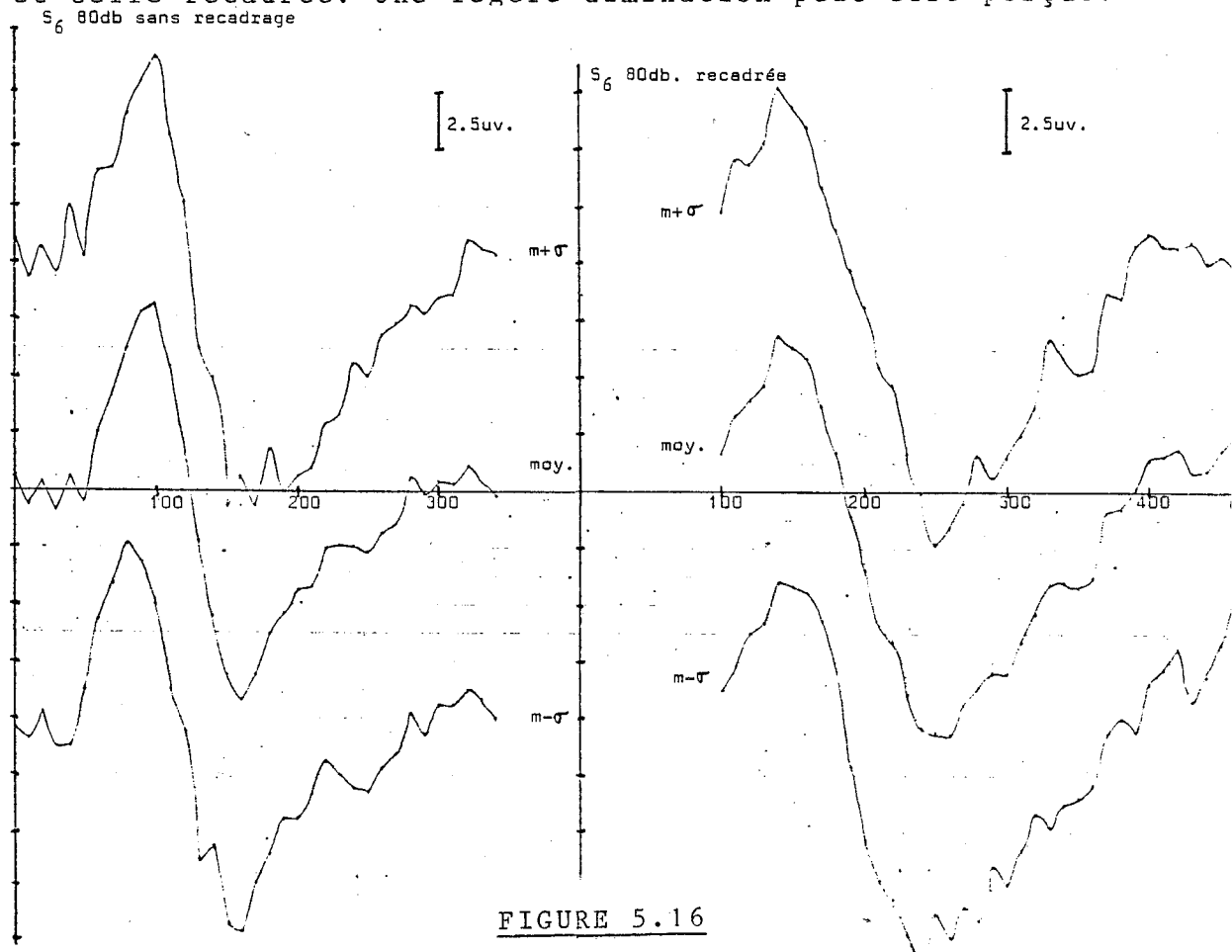


FIGURE 5.16

Moyenne sur 100 accum. et moyenne recadrée pour stim. 80db

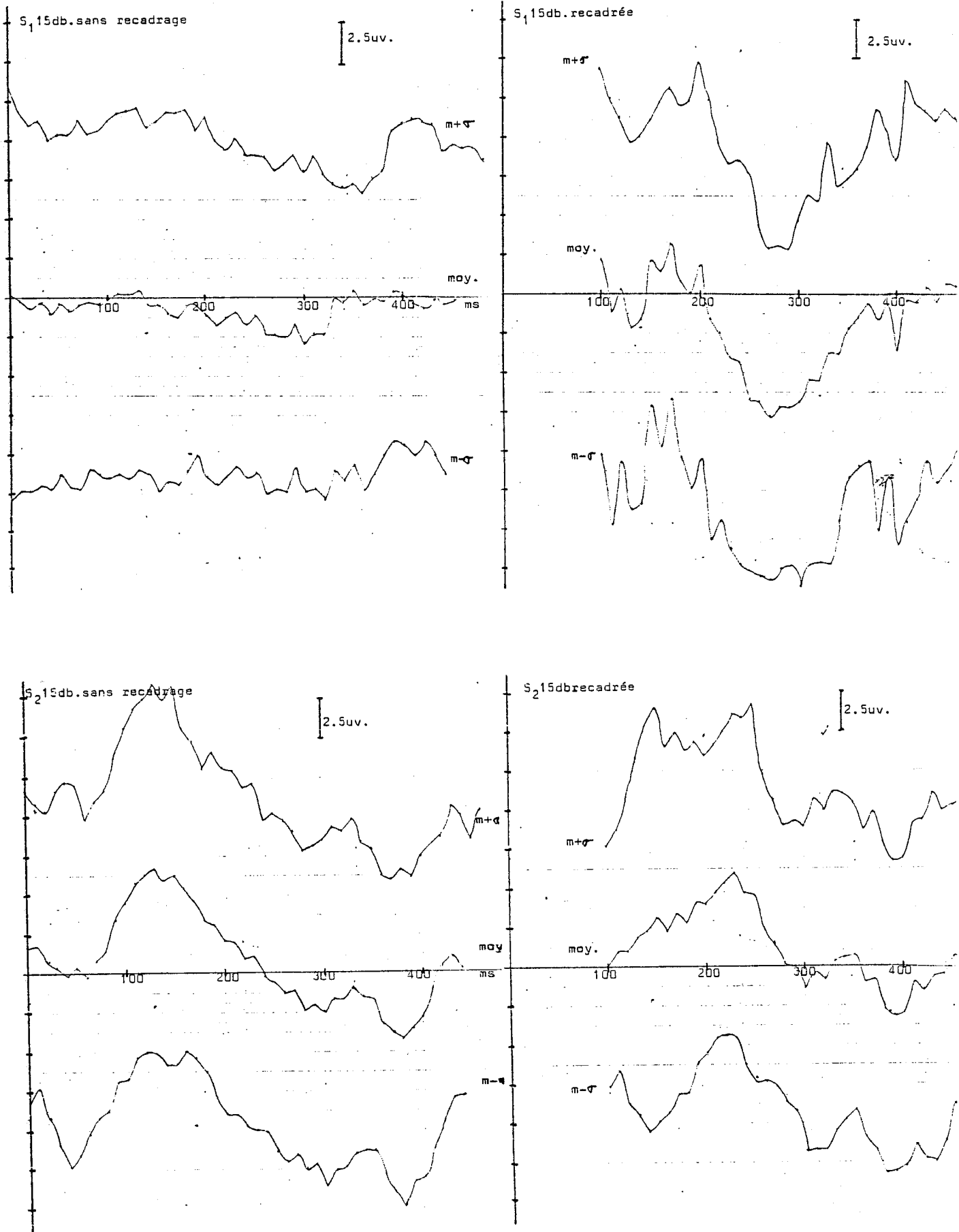


FIGURE 5.17

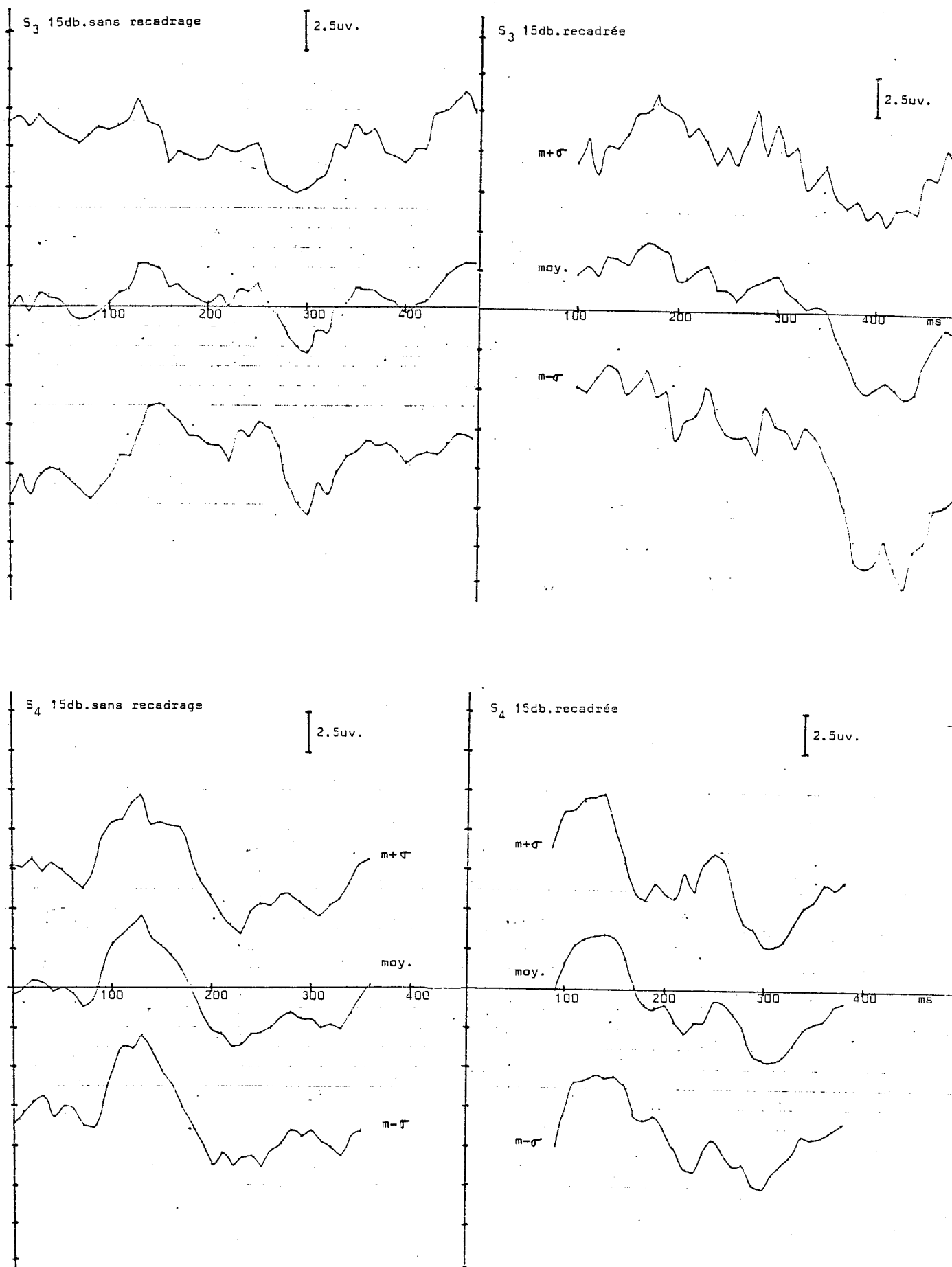


FIGURE 5.17

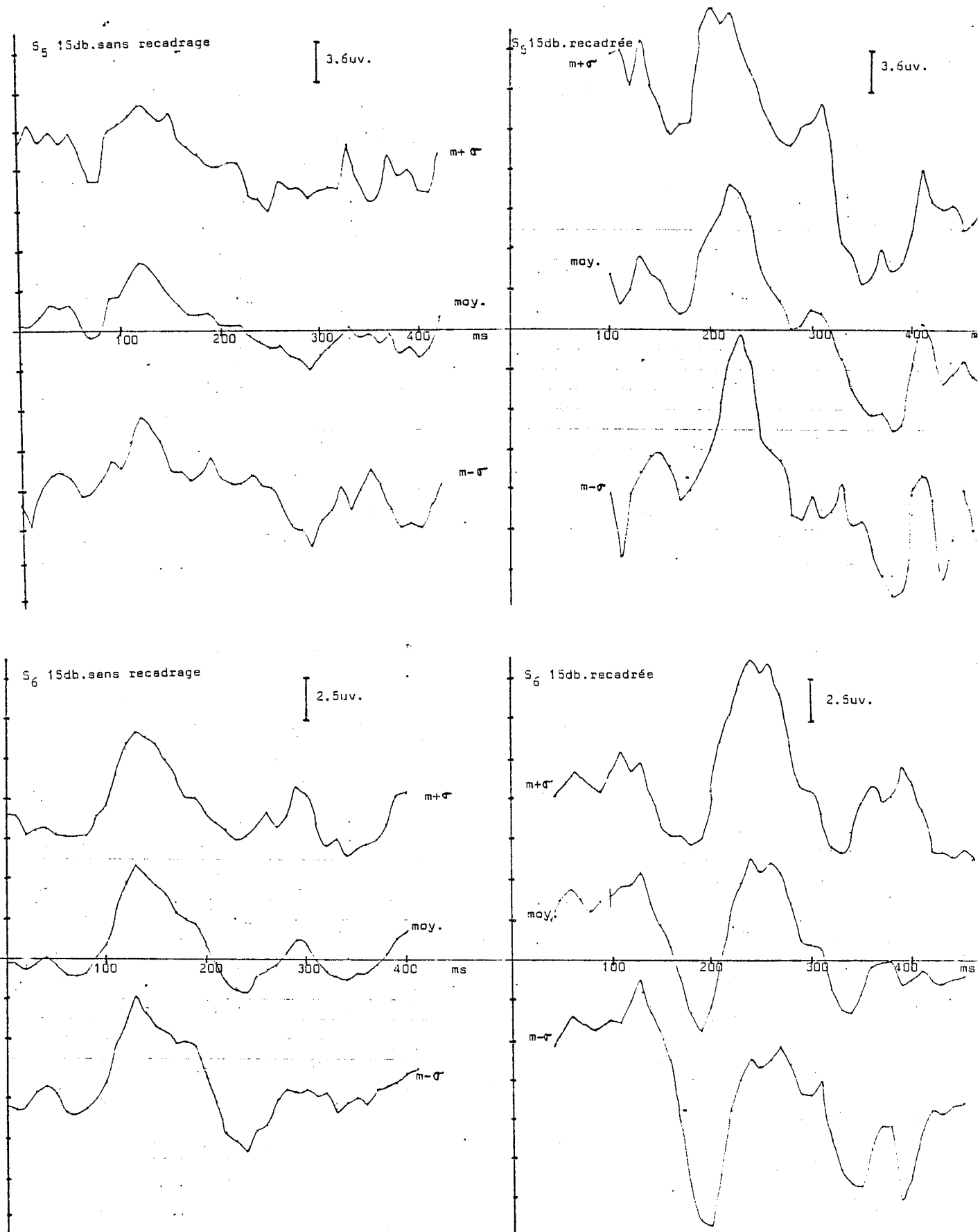


FIGURE 5.17

Moyenne - moyenne recadrée
Pour les PEA obtenus avec des stimulations de 15db

C O N C L U S I O N

Dans ce rapport nous avons examiné deux méthodes d'estimation du PEA, la première étant un moyennage classique et la seconde le filtrage de Wiener. Ayant retenu l'estimation par moyennage, nous avons recherché le PEA élémentaire dans chaque séquence d'EEG en utilisant le filtrage adapté. Nous avons d'abord voulu examiner l'efficacité du filtrage sur l'EEG sans préalablement le "blanchir", puis nous avons envisagé un blanchissement pour lui donner les caractéristiques d'un bruit blanc. Nous avons comparé la sortie du filtre à différents seuils correspondants à différentes valeurs de coûts de fausse alarme et de non détection. Nous obtenons pour les stimulations de 80db, 70% de détections pour 14% de fausses alarmes, pour celle de 50db, 55% de détection, 20% de fausses alarmes et celle de 15db 40% et 20%. Evidemment nous n'avons pas de moyen de contrôle nous permettant d'affirmer qu'il y a effectivement un PEA de généré pour chaque stimulation, le sujet étant susceptible de ne pas tous les entendre.

Ces résultats nous ont permis d'envisager 3 domaines d'application. En premier lieu, l'audiométrie où la détection du PEA élémentaire permet de raccourcir le temps des examens en pouvant affirmer plus rapidement s'il y a un PEA.

En second lieu, l'étude de la vigilance, la détection du PEA nous permet de mesurer les temps de réaction des sujets à un stimulus extérieur en nous donnant une mesure du temps de latence (temps écoulé entre la stimulation et l'apparition du PEA). En dernier lieu, nous avons envisagé une application en neurophysiologie, en étudiant la forme du PEA moyenné en tenant compte du temps de latence de chacun. Ce qui nous permet une évaluation plus réelle du PEA. De là, une étude de variabilité inter-sujet peut être menée.

La mise en oeuvre de la technique de détection employée est simple. Elle demande un "moyenneur", un filtre blanchissant, un corrélateur et un détecteur de seuil. Il serait intéressant de réaliser un appareil qui permettrait une étude en temps réel plus efficace que la programmation sur ordinateur.

A N N E X E 1

Influence du filtre blanchissant sur le rapport signal/bruit

Le rapport signal/bruit à la sortie du filtre adapté s'écrit :

$$s/b = \frac{\int_0^T h(\alpha) s(T-\alpha) d\alpha \int_0^T h(B) s(T-B) dB}{\int_0^T \int_0^T h(\alpha) R_b(B-\alpha) h(B) d\alpha dB} \quad (I-1)$$

$h(\alpha)$ est la réponse impulsionnelle du filtre.

R_b la fonction de corrélation du bruit.

Les transformées de Fourier seront $H(w)$, $S(w)$ et $\gamma(w)$ pour R_b . Dans le domaine fréquentiel le s/b s'exprime :

$$s/b = \frac{\left| \int_{-\infty}^{+\infty} S(w) H(w) dw \right|^2}{\int_{-\infty}^{+\infty} \gamma(w) |H(w)|^2 dw} \quad (I-2)$$

Pour le filtre adapté $H(w) = S(w)$:

$$s/b = \frac{\left| \int_{-\infty}^{+\infty} |S(w)|^2 dw \right|^2}{\int_{-\infty}^{+\infty} \gamma(w) |S(w)|^2 dw} \quad (I-3)$$

Nous posons l'hypothèse que les densités spectrales du signal et du bruit sont proportionnelles. En pratique nous avons vu qu'elles étaient semblables pour ce qui concerne les basses fréquences, d'où :

$$|S(w)|^2 = \alpha \gamma(w) \quad (I-4)$$

et que $\gamma(w)$ est symétrique par rapport à $B_F/2$ et :

$$\gamma(w) = w \quad 0 < w < B_F/2 \quad (I-5)$$

Si nous substituons I-4 et I-5 dans I-3 :

$$s/b = \frac{|2 \int_0^{B_F/2} \alpha \gamma(w) dw|^2}{2 \int_0^{B_F/2} \alpha \gamma^2(w) dw} \quad (I-6)$$

$$= \frac{3}{4} \alpha B_F$$

Lorsque le signal et le bruit sont blanchis la densité spectrale du bruit est égale à une constante $\gamma(w) = k$, l'équation I-3 devenant :

$$s/b = \frac{|\int_{-\infty}^{+\infty} |S^*(w)|^2 dw|^2}{\int_{-\infty}^{+\infty} K |S^*(w)|^2 dw}$$

* indique la densité du signal blanchi $S^{*2}(w) = \frac{S^2(w)}{\gamma(w)}$

$$s/b = \frac{|\int_{-\infty}^{+\infty} \left| \frac{S(w)^2}{\gamma(w)} \right| dw|}{\int_{-\infty}^{+\infty} K dw}$$

En substituant I-4 et I-5 et en les intégrant on trouve :

$$s/b = \alpha B_F$$

L'amélioration du s/b est donc de 1.33 lorsqu'on blanchit préalablement le signal.

B I B L I O G R A P H I E

- (01) KAYSER C. Physiologie - 2 système nerveux.
- (02) Crevoisier A. Thèse.
- (03) SKINNER P. Electrophysiologic response audiometry
state of the art.
J. Speech Hearing Disord. 1977, XLII.
- (04) PICTON T.W. Human auditory evoked potentials Electro-
encepha. Clin. Neurophysio., 1974, 36.
- (05) SAYERS R. The mechanism of audiometry evoked EEG
response.
Nature, Vol. 247, fev. 15-1974.
- (06) PERONNET F. Etude des PEM auditifs chez l'homme dans
la perspective d'une audiométrie automatisée
ATP N° 21-75-44, Inserm UN 94.
- (07) WASTELL D.G. Statistical detection of individual evoked
responses.
Electroencepha. clin. neurophysiol., 1977-4
- (08) WOODY C.D. Character ization of an adaptive filter for
the analysis of variable latency neuroelec-
tric signals.
Med & Biol. Enging., Vol. 5.
- (09) Mc. EWEEN J.A. Modeling the stationarity and gaussianity
of EEG activity.
IEEE on biomedical eng., Vol. BME-22, N°5,
1975.
- (10) AUNON J.I. Comparaison of differents techniques for
processing evoked potentials.
Med & Bio. Eng. & Comput. 1978-16.
- (11) VIDAL J.J. Real Timedetection of brain évents in EEG.
Proceeding of IEEE Vol. 65, N° 5 - 1977.
- (12) AUNON J.I. Techniques for processing single evoked
potentials.
- (13) ROTH W.T Parameters of temporal recovery of the
human audiometry evoked potential.
Electroencepha. Clin. Neurophys. 1976 (40)

- (14) FRANCK Signal Theory - PrenticeHall.
- (15) UNGAN P. BASAR E. Comparaison of Wiener filtering and selective averaging of evoked potentials Electroencepha. and clin. Neurophysiol. 40 (1976).
- (16) DUBUISSON B. Propriétés statist. de EEG en relation avec la détection du PEA. Electroencepha. Clin. Neurophys. 1972-32
- (17) ANQUES P.Y. Filtrage adapté et détection optimale de signaux certains. Nice 1970, Conférence.
- (18) WHALEN Détection of signals in noise.
- (19) LACQUME J.L. Rapport CEPHAG N° 49/25. Fondements de la théorie de la détection et de l'estimation.
- (20) VAN TREES.H.L. Detection, estimation and modulation theory, whiley.
- (21) MAGNET C. Basic pour l'instrumentation et pour le traitement du signal. Note LETI-MCTE N° 1219.
- (22) AMATHIEU J.Y. Communication personnelle.
- (23) NOGAWA T. Wiener filtering and visual evoked potentials. Supp. to J. Kansai Med. Sch. Vol. 25 March 1973.
- (24) MAX J. Communication personnelle.
- (25) RICHARDS P. Computing reliable power Spectra. IEE spectrum 1967.
- (26) PERONNET F. Electrodes all types. Inserm U 94.