

50376
1986
73

50376
1986
73

N° d'ordre : 391

THESE

présentée à

L'UNIVERSITE DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE
LILLE FLANDRES ARTOIS

pour obtenir le titre de

DOCTEUR INGENIEUR

par

Anne Marie DESODT-LEBRUN

Ingénieur EUDIL

CONCEPTION D'UN SYSTEME
DE DETECTION DES ARTEFACTS DANS UN
SIGNAL ELECTROENCEPHALOGRAPHIQUE

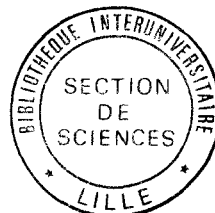


soutenue le 11 juillet 1986 devant la Commission d'examen

MM.	P. VIDAL	Président
		Rapporteur
	G. MILBLED	Examineur
	L. POVY	Examineur
	R. LAURENT	Examineur
	J.L. BRUNA	Examineur

SOMMAIRE

<u>INTRODUCTION</u>	7
<u>CHAPITRE 1 : ELECTROENCEPHALOGRAMME ET ARTEFACTS</u>	10
1.A - <u>LE SIGNAL ELECTROENCEPHALOGRAPHIQUE</u>	11
1.A.1. <u>PROTOCOLE D'ENREGISTREMENT DU SIGNAL</u>	11
1.A.2. <u>INTERPRETATION DU TRACE EEG</u>	13
1.B - <u>LES SIGNAUX PARASITES DE L'E.E.G. : LES ARTEFACTS</u>	15
1.B.1. <u>DEFINITION</u>	15
1.B.2. <u>CLASSIFICATION ET CARACTERISTIQUES DES ARTEFACTS</u> .	16
- Electrodermogramme	16
- Mouvements respiratoires	17
- Pulsations	17
- Electrocardiogramme	17
- Mouvements oculaires	17
- Electromyogramme	17
- Tremblements	19
- Pointes secteur	19
1.B.3. <u>CONCLUSION</u>	19



<u>CHAPITRE 2 : TRAITEMENT AUTOMATIQUE DES ARTEFACTS E.E.G.</u>	20
2.A - <u>METHODES CLASSIQUES DE DETECTION D'ARTEFACTS</u>	21
2.A.1. Procédures de détection de niveau	22
2.A.2. Procédures de détection de variabilité	22
2.A.3. Procédures de détection de forme d'onde avec amplitude spécifiée, phase non spécifiée	22
2.A.4. Procédure de détection d'une onde de phase spécifiée et d'amplitude non déterminée	23
2.B - <u>PROCEDURES DE DETECTION NECESSITANT DES INFORMATIONS AUTRES QUE LE TRACE CEPHALIQUE</u>	24
2.C - <u>RECHERCHE DES ARTEFACTS FONDEE SUR LE CONTENU FREQUENTIEL DE L'ENREGISTREMENT</u>	26
2.C.1. <u>UTILISATION DE LA TRANSFORMEE DE FOURIER</u>	27
2.C.2. <u>UTILISATION DE LA "SPECTRAL PARAMETER ANALYSIS"</u>	28
2.D - <u>ELIMINATION DES ARTEFACTS EMG PAR FILTRAGE</u>	29
2.D.1 <u>FILTRES ANALOGIQUES</u>	30
2.D.2 <u>FILTRES DIGITAUX</u>	30
2.E - <u>RECHECHE DES ARTEFACTS UTILISANT DES CARACTERISTIQUES MORPHOLOGIQUES</u>	32
2.F - <u>CONCLUSION</u>	33
 <u>CHAPITRE 3 : METHODES MISES EN ŒUVRE POUR LA RECHERCHE DES ARTEFACTS</u>	 34
3.A - <u>UTILISATION DE L'ANALYSE FREQUENTIELLE</u>	36

3.A.1	<u>PROBLEMES LIES AU TRAITEMENT DU SIGNAL</u>	36
3.A.2.	<u>RECHERCHE DE PARAMETRES SPECTRAUX SIGNIFICATIFS</u> .	39
3.A.3.	<u>RESULTATS</u>	41
3.B -	<u>MISE EN ŒUVRE D'UNE METHODE FONDEE</u> <u>SUR LES FAÇONS DE PROCEDER DU SPECIALISTE</u>	43
3.B.1.	<u>PRETRAITEMENT</u>	44
3.B.2.	<u>CALCUL DES MOYENNES NECESSAIRES A LA</u> <u>DETERMINATION DES DIFFERENTS TYPES D'ARTEFACTS</u>	52
3.B.3.	<u>SEGMENTATION DU TRACE</u>	54
3.B.4.	<u>RECHERCHE DES ARTEFACTS OCULAIRES</u>	55
3.B.5.	<u>RECHERCHE DES MECANOGRAMMES</u>	59
3.B.6.	<u>RECHERCHE DES MYOGRAMMES ET POINTES SECTEURS</u>	61
3.C -	<u>CONCLUSION</u>	64
	 <u>CHAPITRE 4 : RESULTATS</u>	65
4.A -	<u>METHODES DE COMPARAISON : INTERPRETATION</u> <u>VISUELLE ET AUTOMATIQUE</u>	66
4.B -	<u>DETECTION DES MOUVEMENTS D'YEUX</u>	67
4.B.1.	<u>RESULTATS</u>	67
4.B.2.	<u>EXPLICATION DES ERREURS DE DETECTION</u>	70
4.C -	<u>DETECTION DES MECANOGRAMMES</u>	72
4.C.1.	<u>RESULTATS</u>	72
4.C.2.	<u>EXPLICATION DES ERREURS DE DETECTION</u>	74
4.D -	<u>DETECTION DU MYOGRAMME</u>	74
	 <u>CONCLUSION</u>	77

<u>BIBLIOGRAPHIE</u>	80
<u>ANNEXE A : MONTAGES UTILISES POUR L'EXPERIMENTATION</u>	90
<u>ANNEXE B : LE TRAITEMENT INFORMATIQUE DE L'EEG</u>	91
<u>ANNEXE C : FILTRAGES UTILISES EN CAS DE MYOGRAMME</u>	108

INTRODUCTION

INTRODUCTION

L'électroencéphalographie, méthode d'exploration du système nerveux central connu depuis 1924, est devenue une technique classique d'investigation dans les cas de pathologie cérébrale.

Le signal électroencéphalographique, recueilli sur le scalp, traduit l'activité électrique cérébrale. Chaque enregistrement dure une vingtaine de minutes et comporte entre 8 et 16 tracés simultanés, ce qui permet l'étude de l'évolution de cette activité en fonction du temps et de l'emplacement du scalp où le signal est recueilli.

A cause du grand nombre de données à analyser et de la variété de formes que peuvent prendre le signal E.E.G. et sa topographie, l'interprétation du tracé demande à l'expert un temps parfois très long.

C'est la raison pour laquelle de nombreuses équipes de recherche se sont intéressées à la mise en œuvre de systèmes de "traitement automatique de l'E.E.G." destinés à aider le praticien dans ce travail d'interprétation.

Ces systèmes utilisant des ressources électroniques et informatiques visent à fournir une information sur la normalité du tracé et la localisation d'éventuelles lésions.

Le signal E.E.G. peut être considéré comme la superposition de deux types de signaux : des rythmes de base traduisant l'activité électrique de fond et des ondes élémentaires présentant des caractéristiques morphologiques particulières et révélatrices de pathologies diverses. C'est pourquoi, l'analyse automatique met en œuvre diverses techniques de traitement de signal et de reconnaissance des formes.

Cette analyse se trouve compliquée du fait de la présence dans le tracé d'éléments graphiques d'origine extracérébrale : les artefacts. Ces signaux non significatifs risquent, par leur présence, de modifier les bilans spectraux ou d'être confondus avec certains signaux interprétables de l'E.E.G.

Leur élimination s'avère nécessaire préalablement à tout traitement systématique de l'E.E.G. de façon à ne pas fausser le diagnostic.

Nous avons donc décidé de construire un système modulaire de traitement de l'E.E.G. dont la première étape serait constituée par un programme d'élimination des artefacts.

La variété des origines des artefacts (oculaire, musculaire, mouvements divers, influence du secteur) rend leurs caractéristiques très diverses et conduit à réaliser un traitement adapté à chacun des types rencontrés.

Après avoir défini, dans le premier chapitre, les caractéristiques fondamentales du signal E.E.G. et de ses artefacts, le deuxième chapitre passe en revue les méthodes de détection utilisées dans les systèmes d'analyse automatique décrits dans la littérature.

Dans le troisième chapitre, nous décrivons les méthodes que nous avons testées :

La première de ces méthodes basée sur la modification des caractéristiques spectrales du signal, observées en présence d'artefacts, ne nous a permis aucune conclusion quel que soit le type d'artefact rencontré.

La deuxième méthode mise au point grâce à l'observation de l'expert interprétant l'E.E.G. s'est révélée adaptée à l'élimination des artefacts oculaires, des artefacts dus au mouvement et à l'activité musculaire. Cette méthode nécessite la définition de différents seuils de durée et d'amplitude permettant de déterminer si une onde est ou n'est pas un artefact.

Un critère supplémentaire lié à la simultanéité d'occurrence d'un événement sur différents tracés de l'enregistrement est nécessaire à la détection des artefacts oculaires.

Le dernier chapitre constitue le bilan des résultats de l'expérimentation de cette méthode sur divers enregistrements. Cette expérimentation s'avère tout à fait satisfaisante en ce qui concerne les artefacts oculaires ou musculaires et les mécanogrammes dus aux mouvements.

Nous passons en revue, en annexe, les différentes méthodes d'analyse du tracé. Il s'agira donc, lors de la réalisation du système complet d'analyse de l'E.E.G., de choisir parmi ces méthodes celles qui seront mises en œuvre dans les modules de traitement agissant sur le signal après l'élimination des artefacts.

CHAPITRE 1
E.E.G. ET ARTEFACTS

E.E.G. ET ARTEFACTS

I.A - LE SIGNAL ELECTROENCEPHALOGRAPHIQUE

I.A.1 . PROTOCOLE D'ENREGISTREMENT DU SIGNAL

L'électroencéphalogramme consiste en l'enregistrement des différences de potentiel existant entre différentes électrodes placées sur le scalp.

Ces signaux électriques de l'ordre de 50 μ V permettent d'appréhender l'activité électrique des cellules intracérébrales.

Les tensions électriques sont d'abord amplifiées et filtrées de façon à éliminer les basses fréquences et les hautes fréquences parasites puis un enregistreur graphique multipiste les visualise sur papier.

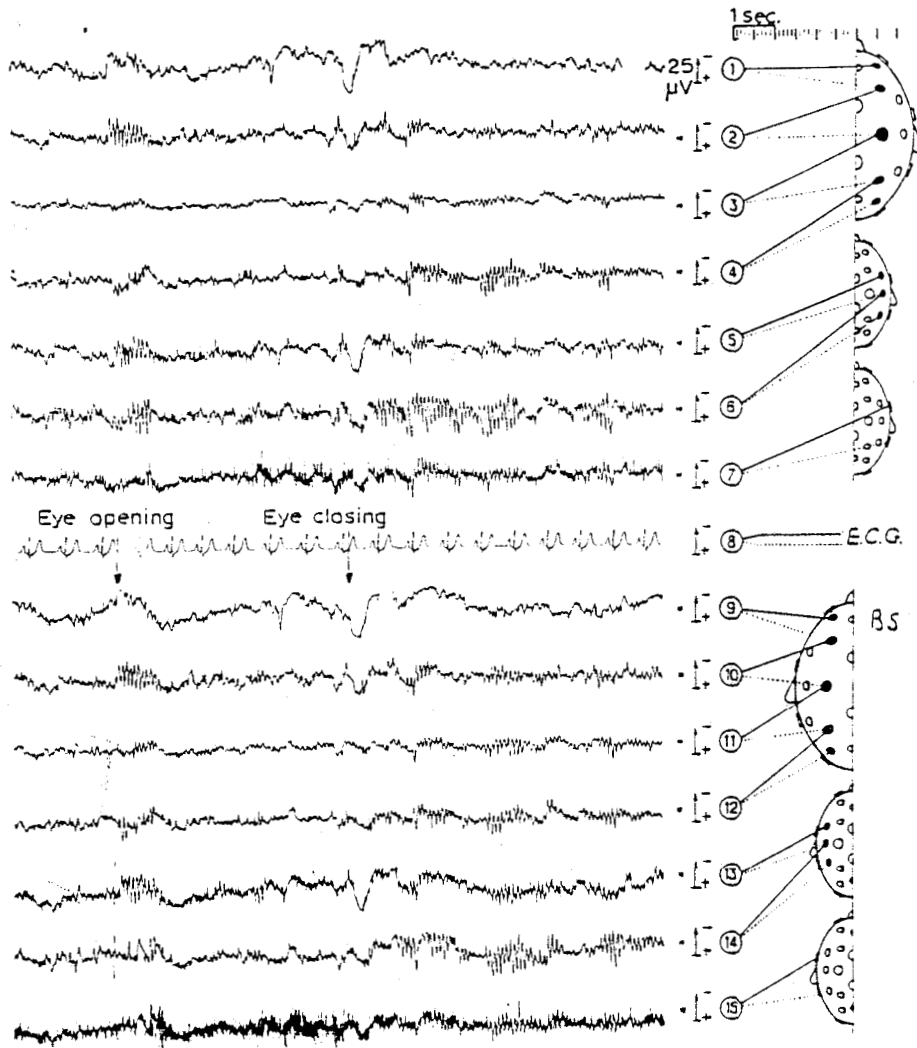
Les électrodes sont disposées suivant un schéma déterminé qui varie selon les laboratoires et le type de phénomène que l'on souhaite mettre en évidence.

On dispose en général de 21 capteurs mais il existe beaucoup de schémas d'implantation différents.

On enregistre soit la ddp entre deux électrodes consécutives (enregistrement bipolaire), soit l'activité propre de l'électrode. L'enregistrement est alors appelé référentiel et permet d'enregistrer la ddp existant entre une électrode placée sur le scalp (électrode céphalique) et une autre électrode extracéphalique qui sert de référence.

Le compte rendu d'E.E.G. précise, sur des figures représentant un crâne en vue de dessus, les électrodes entre lesquelles on a mesuré la ddp figurant sur chaque tracé (c'est ce que les techniciens E.E.G. appellent montage).

La figure qui suit concerne un compte rendu d'E.E.G. pour un examen où 15 voies sont enregistrées dont une voie concernant l'électrocardiogramme. C'est un montage "longitudinal bipolaire" puisque l'on enregistre la ddp entre deux électrodes voisines selon la direction avant arrière du scalp.



La durée de l'enregistrement varie elle aussi selon le type d'exploration souhaité. Elle peut être de l'ordre de 20 minutes pendant lesquelles on réalise des changements de montage ou beaucoup plus longue (enregistrements de nuit).

Pendant l'examen, le patient est soumis à différentes stimulations :

- stimulation lumineuse (trains d'éclairs) ;
- augmentation de la ventilation pulmonaire ;
- ouverture et fermeture des yeux.

Les conditions idéales de l'exploration sont celles où le nombre de parasites est le plus faible possible, en effet, les mouvements intempestifs de toutes provenances défigurent le tracé et gênent le praticien lors de son interprétation [1] [2].

I.A.2. INTERPRETATION DU TRACE E.E.G.

Après la phase d'examen, le praticien extrait du tracé graphique son contenu informationnel. A ce titre, on peut distinguer :

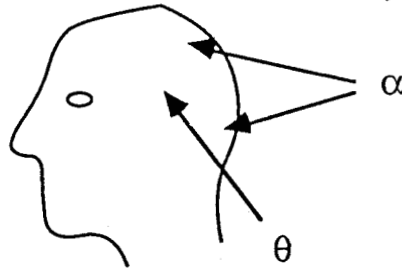
- le tracé normal ;
- le tracé pathologique (figures paroxystiques, ondes lentes) ;

Les principaux rythmes électroencéphalographiques rencontrés chez le sujet normal sont les rythmes α , δ , θ et β .

Chacun d'eux est caractérisé :

- > par sa fréquence et son amplitude ;
 - > sa morphologie (forme de l'onde) ;
 - > sa répartition à la surface du scalp ;
 - > par les circonstances physiologiques et psychologiques qui déterminent son installation.
- * Le rythme α se présente normalement dans les régions pariétales et occipitales quand le sujet a les yeux fermés. Il disparaît à l'ouverture des yeux. Il correspond à des fréquences comprises entre 8 et 13 Hertz.
 - * Le rythme δ se rencontre pendant le sommeil, sa fréquence est inférieure à 4 Hertz.

- * Le rythme θ apparaît souvent au niveau des zones temporales, il s'agit d'ondes sinusoïdales de fréquences comprises entre 4 et 8 Hertz.
- * Le rythme β est visible chez l'adulte normal sur le lobe frontal dans la région rolandique. Il disparaît pendant le sommeil et correspond à des fréquences supérieures à 13 Hertz.



Les "figures paroxystiques" présentent un intérêt clinique majeur dans la détection des épilepsies. Ce sont en général des perturbations de grande amplitude qui se présentent isolées ou groupées en "bouffées".

- les pointes sont des ondes très brèves (20 à 70 ms) biphasiques ou monophasiques, si elles existent en groupes irréguliers ce sont des pointes multiples. Les groupes peuvent également être répétitifs, lents (pointes rythmiques) ou rapides (polypointes) ;
- les pointes-onde sont des complexes formés de deux ondes, l'une de durée inférieure à 80 ms, l'autre de grande amplitude et de durée comprise entre 80 et 200 ms. On peut aussi rencontrer des polypointes ondes, c'est-à-dire plusieurs pointes associées à une même onde.

Les ondes lentes de fréquence inférieure à 8 Hertz, parfois de grande amplitude, peuvent se présenter aussi en bouffées ; elles permettent au praticien de déceler l'existence et la localisation de tumeurs.

Le praticien opère une reconnaissance visuelle des formes sur l'enregistrement graphique en tenant compte de l'amplitude, de la fréquence, des figures paroxystiques et

des relations entre les différentes voies (symétrie, décalage) qui renseignent sur la topographie d'une lésion éventuelle.

L'interprétation par le praticien intègre de plus son expérience antérieure obtenue par l'étude préalable d'un grand nombre de tracés. Ceci rend ardue une définition stricte des états normaux et pathologiques [3].

1.B - LES SIGNAUX PARASITES DE L'E.E.G. ; LES ARTEFACTS

1.B.1. DEFINITION

L'artefact est un élément graphique d'origine extracérébrale. La classe d'éléments concernés est donc vaste.

La connaissance des artefacts est nécessaire dans le cadre d'un traitement automatique de l'E.E.G. car ils risquent d'être confondus avec d'autres signaux "utiles", c'est-à-dire révélateurs d'une pathologie.

On distingue deux types de sources d'artefacts :

- origine électrique corporelle : champs électriques des globes oculaires, électrocardiogramme, électromyogramme, électrodermogramme ;
- origine extracorporelle : déplacement d'électrodes, champs électriques du secteur, artefacts instrumentaux.

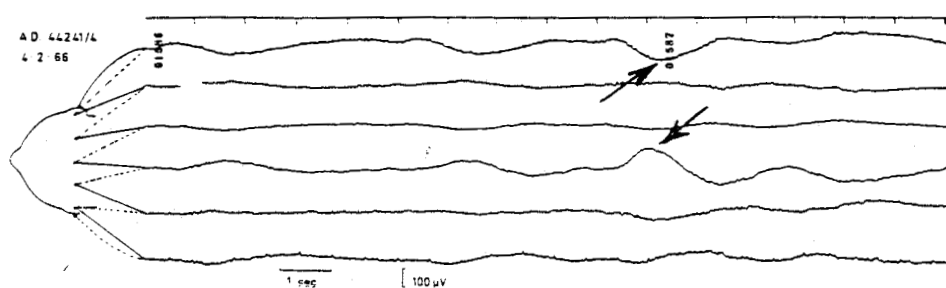
Ces artefacts, selon leur origine, peuvent se distinguer par leur fréquence, leur amplitude, leur voie d'occurrence, mais il est parfois nécessaire de connaître d'autres signaux complémentaires afin de les reconnaître de façon certaine.

Par intersection des définitions rencontrées chez différents auteurs, nous pouvons obtenir une description plus ou moins précise des éléments rencontrés. Ce "flou" s'explique par la grande variabilité intraindividus de la morphologie de ces parasites. Tout au long de cette étude, notre expérimentation, nous a permis d'apprécier cette variabilité intraindividus et même celle qui existe, pour le même type d'artefacts chez un seul individu.

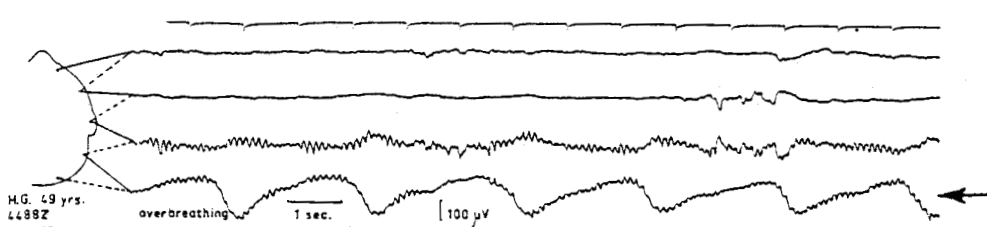
1.B.2. CLASSIFICATION ET CARACTERISTIQUES DE CHAQUE TYPE D'ARTEFACT [4] [64].

* Electrodermogramme : c'est une onde de fréquence inférieure à 0,5 Hertz et de grande amplitude par rapport au tracé de base et se présentant généralement sur les régions frontotemporales.

Exemple d'électrodermogramme dû à la transpiration :



Exemple d'artefact respiratoire principalement sous l'électrode occipitale droite

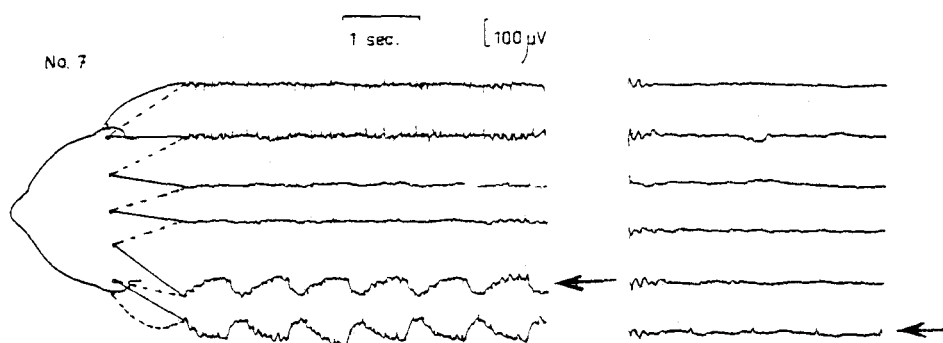


* mouvements respiratoires : ils engendrent une onde de fréquence comprise entre 0,2 et 0,5 Hertz, l'amplitude est régulière. Ils se rencontrent le plus souvent sur les régions occipitales.

* Pulsation : onde de même fréquence que l'électrocardiogramme, c'est-à-dire comprise entre 1 et 2 Hertz. L'amplitude est très variable mais régulière. Cette onde est synchronisée avec l'E.C.G. Elle est due au battement d'une artère sous l'électrode et peut donc se présenter sur n'importe quelle voie. Il faut également prendre soin de ne pas la confondre avec une onde δ pathogène.

* E.C.G. : cet artefact se présente sous forme de pointes une ou deux fois par seconde, son amplitude est faible et régulière. On la retrouve le plus fréquemment sur les dérivations temporales, synchronisée avec l'électrocardiogramme.

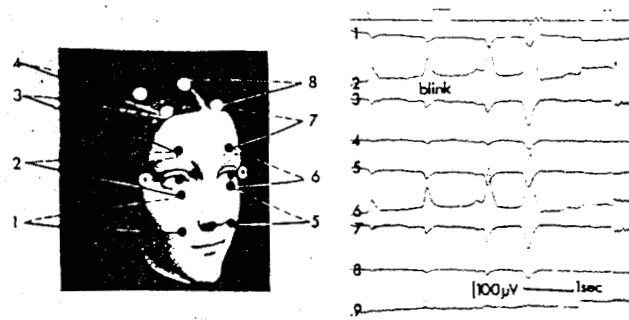
Exemple d'un artefact de pulsation sous l'électrode du milieu de la tempe gauche. La partie droite de l'enregistrement obtenue après un léger déplacement de cette électrode montre un artefact d'E.C.G. sous l'électrode mastoïde.



* mouvements oculaires : leur apparition se fait sous forme très variée dans les zones de fréquence des rythmes α et δ . La forme et l'amplitude sont assez dépendantes de l'individu considéré. Ils modifient le tracé des voies frontales droite et gauche.

* l'électromyogramme : artefact dû à l'activité musculaire. Son amplitude est quelconque, selon le type de muscle actif, mais la fréquence est toujours élevée. Il faut le distinguer, lorsque l'amplitude est importante, des pointes épileptiques de durée inférieure à 40 ms.

Exemple de mouvements verticaux de l'œil et des paupières : ici, il est facile de distinguer ces mouvements d'une activité cérébrale ; ce n'est pas toujours le cas.

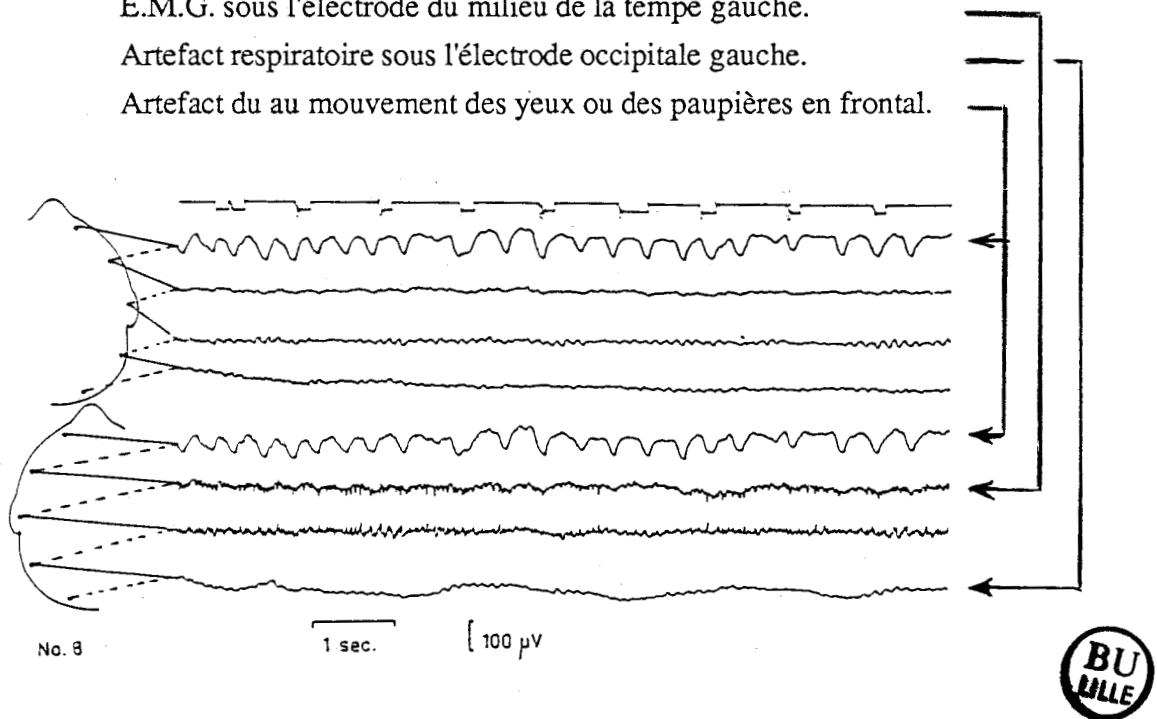


On a ici un exemple de 3 types d'artefacts rassemblés sur le même enregistrement :

E.M.G. sous l'électrode du milieu de la tempe gauche.

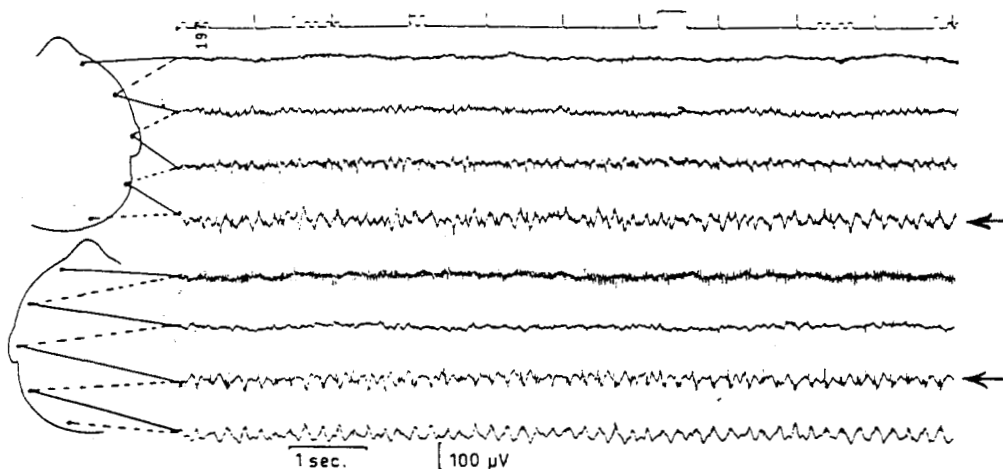
Artefact respiratoire sous l'électrode occipitale gauche.

Artefact du au mouvement des yeux ou des paupières en frontal.



* Les tremblements donnent naissance à des ondes régulières sinusoïdales de fréquences situées dans la bande θ (3 à 7 Hertz). En général, leur amplitude est faible.

Cet enregistrement révèle un tremblement de Parkinson à 5 Hertz sous les électrodes occipitales droite et occipito-temporales gauche.



* secteur : des pointes à 50 Hertz peuvent se superposer à l'activité physiologique sur n'importe quelle voie. Elles ont en général une amplitude importante par rapport au tracé de base.

1.B.3. CONCLUSION

Nous constatons que cette forme de classification des artefacts, par rapport à leur origine, s'appuie pour certains d'entre eux, sur des caractéristiques assez "floues", particulièrement en ce qui concerne la morphologie des ondes.

Notons cependant qu'il existe deux formes d'occurrence : certains artefacts comme les mouvements d'ouverture et de fermeture des yeux se présentent de façon isolée, d'autres, tels les pulsations, s'organisent en train d'ondes.

Nous pouvons penser, à priori, que les procédures de détection ne pourront être du même ordre pour ces deux catégories.

Plus généralement, compte tenu de la gamme variée des fréquences, des amplitudes et des formes rencontrées, nous ne pouvons espérer utiliser un seul type de traitement pour tous les spécimens possibles d'artefacts.

CHAPITRE 2
TRAITEMENT AUTOMATIQUE
DES ARTEFACTS E.E.G.

TRAITEMENT AUTOMATIQUE DES ARTEFACTS E.E.G.

2.A - METHODES CLASSIQUES DE DETECTION D'ARTEFACTS

La détection et le traitement des artefacts dans les expérimentations neuro-physiologiques demeurent un gros problème malgré les précautions prises au moment de l'exploration et de l'enregistrement.

Il est vraisemblablement impossible de créer puis de généraliser un algorithme qui convienne à la détection de tous les types d'artefacts mais il faut, pour chaque cas, sélectionner une méthode s'appuyant sur les propriétés du signal pur et du signal contaminé.

Le développement d'une procédure de détection d'artefacts implique le passage obligé par les stades d'analyse suivants :

- * identification de la classe d'artefacts recherchés : spécification des signaux normaux et contaminés par ce type d'artefact en précisant éventuellement les informations supplémentaires nécessaires pour la différenciation des deux types de signaux ;
- * détermination d'un algorithme approprié comportant certains paramètres, à déterminer, soit par des moyens théoriques, soit de façon empirique, pour optimiser la détection ;
- * vérification de l'efficacité de la méthode par comparaison avec une inspection visuelle des données de manière à déterminer l'adéquation de la procédure.

Nous pouvons, dans une première approche, distinguer quatre types de procédures de reconnaissance d'artefacts, ces procédures classiques sont également

utilisées pour la détection des artefacts dans des expérimentations neurophysiologiques autres que l'électroencéphalographie. C'est dire que contrairement aux méthodes développées dans les paragraphes suivants, elles n'utilisent pas certaines particularités liées au contexte du signal E.E.G.

BEATTY et FIGUEROA [5] ont effectué un travail de synthèse sur ces méthodes. C'est ce travail qui est rapporté dans la suite.

2.A.1. Procédures de détection de niveau, c'est-à-dire d'élimination des valeurs expérimentales x_i dépassant des seuils inférieurs (Lim 2) et supérieurs (Lim 1) préétablis :

$$\text{Si } x_i \geq \text{Lim 1} \quad \text{ou} \quad x_i \leq \text{Lim 2},$$

le point de mesure x_i est considéré comme artefactuel.

2.A.2. Procédures de détection de variabilité. On calcule sur L échantillons x_i la moyenne M et la variance que l'on compare à un critère donné CRIT. Si la variance est supérieure à ce critère, la suite des L points est considérée comme artefactuelle.

$$M = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L x_i$$

$$\text{si } \left(\frac{1}{L} \sum_{i=1}^L x_i^2 - M^2 \right) > \text{CRIT}$$

alors il y a détection d'artefacts.

2.A.3. Procédures de détection de forme d'onde avec amplitude spécifiée, phase non spécifiée. Il est alors nécessaire de constituer un échantillon de l'événement idéalisé défini par un ensemble de N points et de se donner pour chacun de ces points la déviation maximum permise :

Soit T_i un tel point et CRIT_i la déviation associée

Les valeurs T_i peuvent être obtenues par moyennage des occurrences de l'onde recherchée (artefact). La suite $x_1 \dots x_N$ sera considérée comme artefactuelle si

$$\begin{aligned} |x_i - T_i| &< \text{CRIT}_i \\ \forall i \in [1, N] \end{aligned}$$

2.A.4. Procédures de détection d'une onde de phase spécifiée et d'amplitude non déterminée. Il faut alors calculer la corrélation COR d'un ensemble de mesures $x_1 \dots x_N$ avec un échantillon $T_1 \dots T_N$ du signal sans artefacts, puis comparer la valeur obtenue avec un critère CRIT prédéfini.

$$\begin{aligned} \text{Si } ST &= \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L T_i \quad ; \quad SX = \sum_{i=1}^L x_i \\ ST_2 &= \sum_{i=1}^L (T_i)^2 - L (ST)^2 \quad ; \quad SX_2 = \sum_{i=1}^L x_i^2 \\ SXT &= \sum_{i=1}^L x_i T_i \end{aligned}$$

$$\text{alors } COR = \frac{SXT - ST \cdot SX}{\sqrt{ST_2 \cdot (SX_2 - \frac{1}{L} (SX)^2)}}$$

Si $COR < \text{CRIT}$, alors la suite $x_1 \dots x_N$ est considérée comme un artefact.

Ces méthodes de base définies ici dans le domaine temporel peuvent être combinées entre elles ou appliquées au domaine fréquentiel pour améliorer la procédure de détection.

Nous allons maintenant décrire, pour les artefacts rencontrés dans l'E.E.G., des procédures plus spécifiques relatées dans la littérature.

2.B - PROCEDURES DE DETECTION NECESSITANT DES INFORMATIONS AUTRES QUE LE TRACE CEPHALIQUE

Ce type de méthode a été appliqué aux mouvements oculaires, E.C.G. et mis en œuvre selon les auteurs de façon légèrement différente ; les signaux artefactuels sont recueillis à l'aide d'électrodes supplémentaires puis soustraits de l'E.E.G. parasite. La contribution des signaux d'électrodes supplémentaires à la soustraction des artefacts de l'E.E.G. primitif peut être ajustée par le technicien [6], [7] ou calculée, de façon telle que la variance résiduelle dans l'E.E.G. corrigé soit minimale [8].

Il s'agit de déterminer, compte tenu des caractéristiques des signaux physiologiques (mouvements oculaires ou E.C.G.) le nombre N d'électrodes supplémentaires nécessaires.

La valeur des coefficients de pondération de chacun des signaux recueillis sur ces électrodes est calculée de façon à minimiser l'expression de la variance.

Dans le cas de l'artefact oculaire, les N électrodes supplémentaires enregistrent l'activité électrique du dipole oculaire. C'est l'électro-oculogramme (EOG) se composant de N signaux recueillis sur les électrodes oculaires.

L'expression de l'EEG corrigé est, pour le j^{ème} échantillon :

$$EEG(j) - \sum_{i=1}^N A_i EOG_i(j)$$

où EEG(j) représente le j^{ème} échantillon de l'enregistrement EEG initial et EOG_i(j) représente le j^{ème} échantillon de l'électrooculogramme recueilli sur la i^{ème} électrode oculaire.

Si les signaux artefactuels sont non corrélés avec l'activité EEG, alors, tout artefact dans l'EEG va accroître sa variance.

Le problème est donc de trouver A_i pour minimiser :

$$\sum_{i=1}^N \left\{ \text{EEG}(j) - \sum_{i=1}^N A_i \text{EOG}_i(j) \right\}^2$$

En prenant la dérivée par rapport à A_i et recherchant l'annulation de cette dérivée, on obtient N équations linéaires qui nous donnent les ratios A_i .

La détermination de N nécessite la connaissance du potentiel V_p engendré en un point P du scalp par le dipole oculaire [65] [66].

L'amplitude de l'artefact du au mouvement oculaire est linéairement relié à la grandeur du dipole oculaire :

$$V_p = C_p \cdot p \cdot \cos(\alpha + \alpha_p) \cos(\beta + \beta_p)$$

C_p est une constante

p est l'amplitude du dipole

α_p et β_p sont des caractéristiques de la position du point p

α et β sont des fonctions du temps représentant les rotations du dipole dans l'espace.

La tension en P est la somme pondérée des N tensions mesurées en des points P_i

$$V_p = p \sum_{i=1}^N A_i C_{p_i} \cos(\alpha + \alpha_{p_i}) \cos(\beta + \beta_{p_i})$$

En réécrivant cette équation, on obtient:

$$T_1 \cos \alpha \cos \beta + T_2 \cos \alpha \sin \beta + T_3 \sin \alpha \cos \beta + T_4 \sin \alpha \sin \beta = 0$$

où T_1, T_2, T_3, T_4 sont des expressions linéaires en A_i

En résolvant cette équation pour tout α et β , on obtient un ensemble d'équations linéaires :

$$T_1 = 0$$

$$T_2 = 0$$

$$T_3 = 0$$

$$T_4 = 0$$

Il est donc nécessaire de connaître quatre enregistrements indépendants du dipole.

Faisant le même raisonnement pour l'activité ECG, on montre qu'il faut aussi quatre déviations ECG et on minimise alors

$$\sum_{j=1}^M \left\{ \text{EEG}(j) - \sum_{i=1}^4 B_i \text{ECG}_i(j) \right\}^2$$

ce qui nous donne les quatre valeurs B_i représentant les ratios de participation des dérivations ECG à l'artefact ECG apparaissant dans l'EEG.

2.C - RECHERCHE DES ARTEFACTS FONDEE SUR LE CONTENU FREQUENTIEL DE L'ENREGISTREMENT

La détermination de la représentation du signal dans le domaine de fréquences peut se faire de deux façons :

- par calcul de la transformée de FOURIER ;
- en utilisant une méthode paramétrique basée sur les filtres autorégressifs.

Nous avons vu, lors de la définition de différents types d'artefacts que pour certaines d'entre eux, la fréquence pouvait être considérée comme une caractéristique sûre.

Certains auteurs, particulièrement dans des systèmes implantés cliniquement, ont donc mis au point des stratégies basées sur des quantités liées au contenu spectral.

2.C.1. UTILISATION DE LA TRANSFORMÉE DE FOURIER

Nous verrons dans le chapitre suivant que sous certaines conditions de stationnarité, la méthode de la transformée de FOURIER rapide, nous donne une idée de la quantité d'énergie associée à chaque fréquence du signal.

Le plus difficile est donc de se définir des plages de fréquences nettement bornées pour chaque type d'artefacts, avant d'appliquer ces méthodes.

GEVINS [9] et BOURNE [10] considèrent que les artefacts de type EOG ont une interférence sur la bande de fréquence inférieure à 4 Hertz.

GEVINS recherche les myogrammes dans la bande 34 à 44 Hertz qui correspond aux fréquences les plus élevées de la bande EEG et les mouvements respiratoires, électrodermogrammes dans la bande 0 à 1 Hertz.

A partir de la connaissance de 10 périodes d'une durée de 10 s pouvant visuellement être considérées sans artefacts, il calcule, pour chaque voie, la moyenne M_i^k et l'écart type σ_i^k de l'intensité spectrale dans ces 3 bandes.

Le seuil de détection pour la voie i et le type d'artefact k ($k = 1$ à 3) est de la forme

$$IS_i^k = M_i^k + N\sigma_i^k ;$$

la valeur $N = 25$ ayant été considérée comme adaptée après de nombreuses expérimentations.

Pour la $j^{\text{ème}}$ période, il considère donc qu'il y a présence d'artefacts si son intensité spectrale $IS_i^k(j)$ est telle que :

$$\exists k, \exists i \text{ tels que } IS_i^k(j) > IS_i^k$$

BOURNE, par contre, considère non pas la fréquence d'occurrence des myogrammes mais la fréquence où ils se répercutent : il a été montré en effet que la

présence d'EMG entraîne une augmentation de la puissance contenue dans la bande 13 à 20 Hertz.

Il définit donc à partir d'une période sans artefacts une puissance acceptable P_i pour la voie i . Pour chaque période j de 4 secondes d'EEG, le test pour considérer ou non la période comme artefactuelle sera :

$$\sum_0^{4 \text{ Hertz}} \text{Puissance}^i(j) + \sum_{13}^{20 \text{ Hertz}} \text{Puissance}^i(j) > P_i$$

Il est à noter que cette détection constitue le premier niveau d'un système d'analyse syntaxique de l'EEG [12] où la définition d'une grammaire amène à classer chaque segment de l'EEG compte tenu des événements apparaissant sur les différentes voies.

2.C.2. UTILISATION DE LA SPA (Spectral Parameter Analysis) [13] [45] [46] [27]

Dans cette méthode, l'analyse des caractéristiques de l'EEG est basée sur un modèle qui en décrit les propriétés spectrales sous forme paramétrique.

Les propriétés spectrales de l'EEG peuvent être décrites en utilisant un modèle analogique composé d'un générateur de bruit blanc suivi d'un filtre linéaire.

La justification de l'utilisation de ce modèle réside dans le fait que le signal EEG est obtenu en sortie d'un système qui additionne et filtre les impulsions primaires du cerveau.

Le signal de sortie du filtre doit avoir les mêmes propriétés statistiques que l'EEG étudié, c'est-à-dire que leur fonction d'autocorrélation et leur densité spectrale doivent être aussi identiques que possible.

L'analyse des paramètres spectraux de l'EEG permet de décrire la distribution des puissances spectrales de l'EEG sous forme d'un spectre à 8 paramètres seulement.

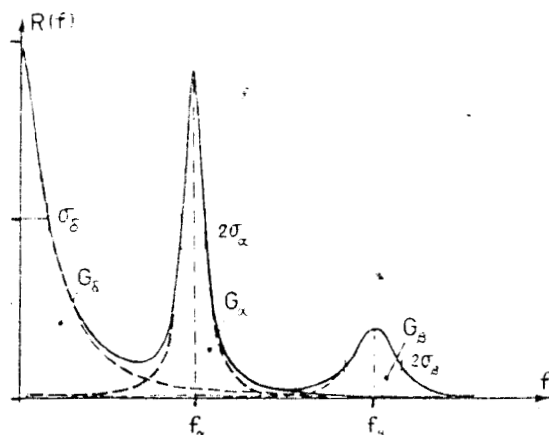
Le spectre est divisé en 1 à 3 composantes (α , β , δ) pouvant être caractérisées par les paramètres largeur de bande (σ), fréquence dominante (f) et puissance (G).

Les caractéristiques du signal EEG décident si 1, 2 ou 3 composantes doivent être introduites pour sa description.

L'activité musculaire peut affecter tous les composants spectraux : augmentation de la largeur de bande $\sigma\delta$ sur toutes les voies, et de $\sigma\alpha$ dans les régions frontotemporales.

En ce qui concerne la bande β , la puissance et la largeur de bande se trouvent également augmentées par la présence d'artefacts EMG.

Les artefacts de basse fréquence (pulsation, mécanogrammes, mouvements d'yeux), se traduisent au contraire par une diminution de la largeur de bande δ .



2.D - ELIMINATION DES ARTEFACTS EMG PAR FILTRAGE

Les fréquences usuelles générées par cet artefact se trouvent dans la bande des fréquences supérieures à 25 Hertz.

Pour l'élimination de ces fréquences, on ne peut se contenter de baisser la fréquence de coupure du filtre passe bas analogique qui se trouve sur l'appareil d'enregistrement car on obtient une distorsion de phase. On est donc amené à mettre en œuvre des filtres analogiques ou numériques plus évolués.

2.D.1. FILTRES ANALOGIQUES

BARLOW [14] a réalisé un filtre de BUTTERWOTH à 4 poles ayant une fréquence de coupure à 12,5 Hertz ; avec cette fréquence de coupure, l'artefact EMG résiduel est très faible. La fonction de transfert de ce filtre est :

$$B(p) = \frac{\omega n^4}{\omega n^4 + 2,61 \omega n^3 p + 3,41 \omega n^2 p^2 + 2,61 \omega n p^3 + p^4}$$

avec $\omega n = 78,5$ rd/s

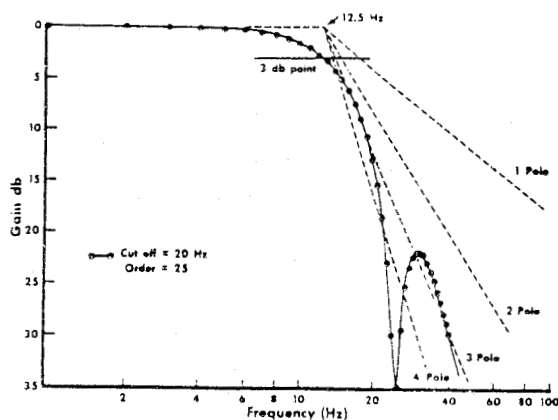
2.D.2. FILTRES DIGITAUX

GOTMAN [15] s'est penché sur le problème des crises épileptiques, dont l'existence est masquée par la présence d'artefacts EMG.

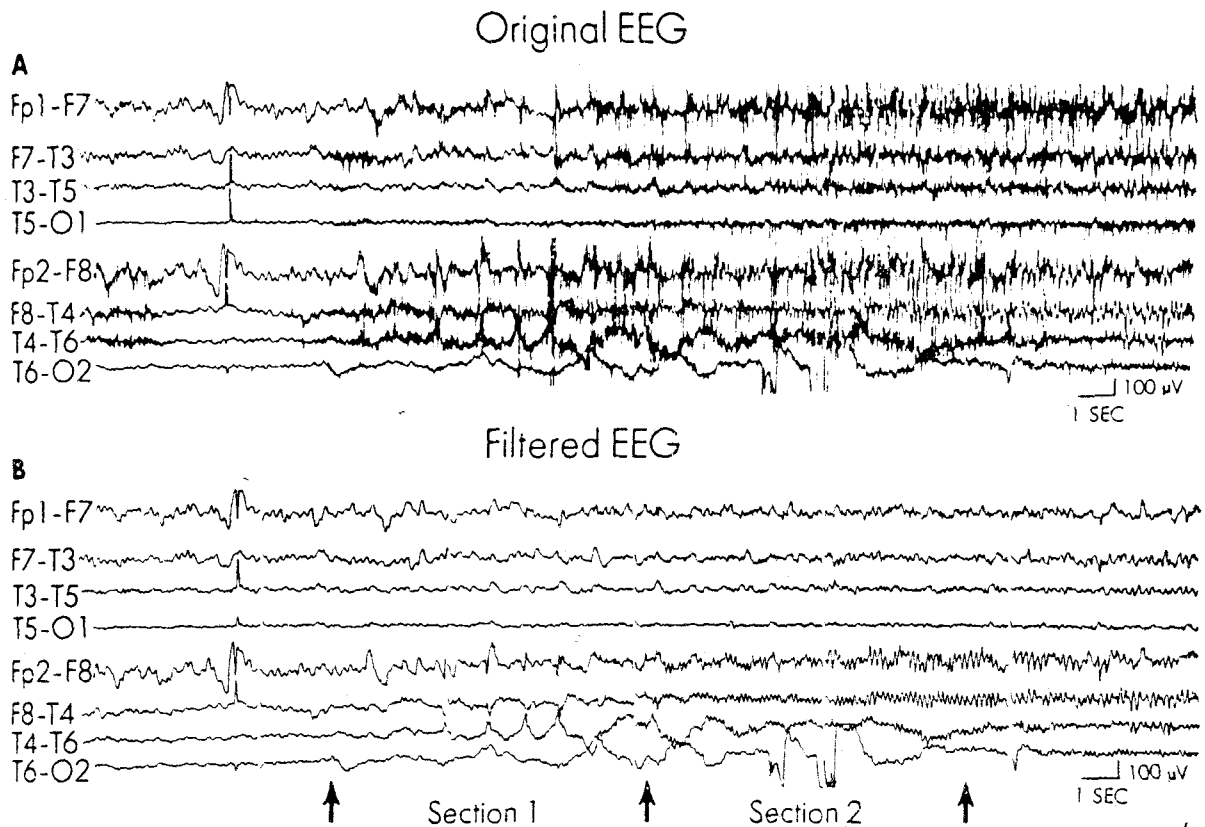
Pendant ces crises, l'activité cérébrale a une fréquence fondamentale inférieure à 25 Hertz et l'on peut procéder par filtrage pour séparer les deux types d'activité.

Le filtre digital utilisé est un filtre de type "finite impulse response" avec une coupure abrupte et pas de distorsion de phase [67] de façon à supprimer l'activité EMG sans modifier l'activité épileptique.

Réponse fréquentielle du filtre FIR. Les lignes en pointillé sont les pentes des filtres analogiques de BUTTERWORTH :



La figure ci-dessous montre un signal EEG avant et après filtrage.



Ce type de filtrage est détaillé dans l'annexe C. Nous constatons qu'il est intéressant pour éliminer des EMG qui ont déjà été détectés et non pour être utilisé systématiquement sur tout l'enregistrement comme les procédures précédentes.

JOHNSON [16] a réalisé un filtre non linéaire en supposant que l'EEG a une distribution d'amplitude gaussienne et qu'il peut être modélisé par la superposition de 4 oscillations amorties (α , β , θ et δ), l'artefact musculaire est considérée comme la superposition de potentiels d'action de 3 durées différentes qui sont les réponses impulsionnelles de trois systèmes linéaires dont les entrées sont des processus de POISSON indépendants. Ce type de filtrage est détaillé dans l'annexe C.

2.E - RECHERCHE DES ARTEFACTS UTILISANT DES CARACTERISTIQUES MORPHOLOGIQUES

Compte tenu de la complexité du signal EEG, il est difficile d'utiliser une seule procédure de détection de niveau d'amplitude sauf dans le cas d'une première détection de mécanogramme (GOTMAN). En général, plusieurs caractéristiques du signal sont requises : amplitude, durée, temps de croissance et de décroissance de l'onde, pente, complétées éventuellement par les voies d'occurrence de l'artefact.

- * BARLOW [17] détecte les artefacts musculaires, dans le cas où il n'y a pas interférence musculaire continue par leur valeur de pente supérieure à un seuil réglé manuellement ; en effet, l'EMG peut être considéré comme un phénomène de grande fréquence (par rapport aux fréquences habituelles de l'EEG) et d'amplitude supérieure à l'activité de fond donc la pente de l'onde constituant l'artefact EMG est importante.
- * GOTMAN [18] considérant que les clignements de paupières ont des caractéristiques semblables aux pointes épileptiques à savoir : phase de montée très raide, descente plus lente, sommet pointu, a introduit des caractéristiques supplémentaires basées sur l'observation du signal : durée plus grande que 150 ms, voie d'occurrence frontale, polarité positive.
- * KVONAS [19] a proposé une méthode pour éliminer les artefacts transitoires : mouvements d'yeux, mécanogrammes. Cette méthode est basée sur un test d'adéquation par χ^2 à une distribution gaussienne et est appliqué à des enregistrements EEG d'une durée de 30 secondes (époque). Ce test se révèle très sensible aux non stationnarités de la distribution d'amplitude de l'EEG, et donne une valeur élevée au coefficient χ^2 en présence d'un artefact. Les époques EEG pour lesquelles on obtient un coefficient χ^2 supérieur à un minimum déterminé heuristiquement sont éliminées.

2.F - CONCLUSION

L'étude de la littérature consacrée aux artefacts EEG montre que deux types de traitements ont été développés :

- d'une part, des traitements simples adaptés à chaque type d'artefacts permettant leur détection, ces traitements sont utilisés couramment en clinique ;
- d'autre part, des traitements plus sophistiqués, donc plus coûteux en temps calcul, destinés soit à la recherche, soit à l'élimination en clinique mais seulement sur les segments où une certitude d'artefact a été préalablement établie.

Aucun chiffre de résultat n'a été cité car les différents auteurs travaillent sur des données de types différents : certains n'ont que des populations d'épileptiques, d'autres des populations d'enfants, d'autres des populations homogènes en ce qui concerne les médicaments absorbés. Un pourcentage de réussite n'aurait de sens que sur une population hétérogène au niveau de l'âge, de la pathologie et du traitement.

La recherche d'une méthode permettant de détecter le plus d'artefacts possible doit essayer de tenir compte des efforts faits dans les différentes équipes, c'est ce que nous développons dans le chapitre suivant.

CHAPITRE 3

METHODES MISES EN ŒUVRE POUR LA RECHERCHE DES ARTEFACTS

METHODES MISES EN ŒUVRE POUR LA RECHERCHE DES ARTEFACTS

Le module de traitement d'artefacts ne constitue qu'une partie d'un système plus complexe de traitement de l'EEG.

Dans ce système plus vaste, nous pouvons envisager la réalisation de l'étude des rythmes de base dans l'EEG par analyse spectrale, notre idée première a donc été d'utiliser ces mêmes calculs pour la recherche des artefacts de façon à minimiser le temps total de traitement.

Nous avons testé la validité de cette méthode sur des données obtenues selon le protocole suivant :

Un appareil d'EEG nous permet de recueillir un signal électroencéphalographique sur 8 voies et de l'enregistrer sur bande magnétique. Le signal ainsi enregistré n'est pas affecté par les filtres employés par l'opérateur pour améliorer la lisibilité du tracé sur papier. L'expérimentation est menée sur 10 sujets d'âges et de pathologies diverses en utilisant deux montages d'implantations différentes [annexe A].

Le signal ainsi stocké est ensuite acquis par la chaîne de mesure d'un ordinateur SOLAR 16-30 avec une fréquence d'échantillonnage de 128 Hertz par voie.

Compte tenu du fonctionnement des différents organes mis en œuvre dans la chaîne de mesures, la prise en compte de l'information ne peut se produire exactement en même temps sur les 8 voies : chaque voie se trouve effectivement échantillonnée à 128 Hertz, c'est-à-dire avec un intervalle de temps de 8 ms entre chaque prise de mesure mais il existe un décalage de 0,122 ms entre la prise en compte de la voie numéro (i) et de la voie

numéro $(i + 1)$, soit 0,854 ms entre l'échantillonnage de la 1^{ère} voie et l'échantillonnage du même point de mesure sur la 8^{ème} voie.

Ce décalage peut, dans notre expérimentation, compte tenu de l'ordre de grandeur de la période d'échantillonnage et de la vitesse de propagation [23] des signaux électriques dans le scalp, être considéré comme négligeable.

3.A - UTILISATION DE L'ANALYSE FREQUENTIELLE

Nous avons vu, au chapitre précédent, que certains auteurs [9], [10], [13] détectent la présence d'artefacts dans un enregistrement grâce à la modification des caractéristiques fréquentielles de cet enregistrement par rapport à celles d'un enregistrement sans artefacts.

Le choix de la transformée de FOURIER rapide pour obtenir ces caractéristiques, est lié à la facilité de mise en œuvre (actuellement, il existe sur la majorité des calculateurs des sous programmes de FFT) et à la rapidité du calcul.

3.A.1. PROBLEMES LIES AU TRAITEMENT DU SIGNAL

Ces problèmes sont de différents ordres : certains sont dus à l'échantillonnage et à la troncature du signal, d'autres aux hypothèses de validité du calcul de FFT [20].

a - Fréquence d'échantillonnage

Le signal électroencéphalographique ne comportant pas de fréquences supérieures à 64 Hertz [24], la fréquence d'échantillonnage choisie (f_e : 128 Hertz) respecte le théorème de SHANNON.

b - Filtre antirepliement

Pour être certain que le signal ait un spectre négligeable au delà de la fréquence $f_e/2$, l'appareil d'EEG comporte un filtre antirepliement.

Il s'agit d'un filtre analogique passe-bas, qui agit sur le signal avant échantillonnage de façon à ce que la contribution d'une fréquence f supérieure à 64 Hertz ne puisse se superposer à la contribution de la fréquence $(128 \text{ Hertz} - f)$: filtre de BUTTERWORTH de fréquence de coupure 64 Hertz et de pente 24 dB/octave.

c - Fenêtre utilisée

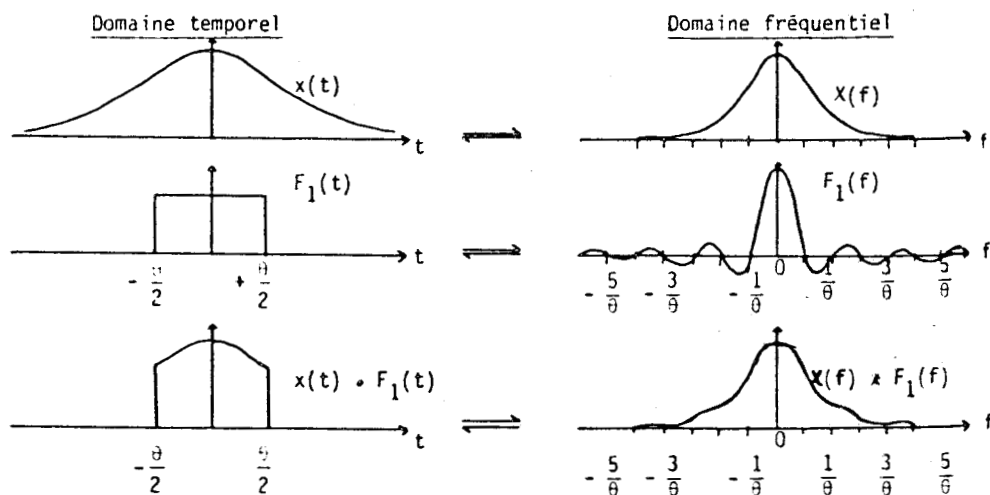
Réaliser l'analyse d'un signal pendant le temps θ , revient à supposer ce signal nul en dehors de la période d'observation.

L'EEG est un signal non limité dans le temps $X(t)$. Le spectre calculé sur une période θ sera, non pas le spectre du signal $X(t)$ initial, mais celui du produit de $X(t)$ par une fenêtre rectangulaire $F_1(t)$ telle que :

$$F_1(t) = 1 \quad \text{pour} \quad t \in \left[-\frac{\theta}{2}, +\frac{\theta}{2} \right]$$

$$F_1(t) = 0 \quad \text{pour} \quad t \text{ en dehors de cet intervalle}$$

Soit $G_{F_1}(f)$ ce spectre, il s'obtient en faisant le produit de convolution de $G(f)$ et du spectre $F_1(f)$ de la fenêtre de troncature.



$$\text{Le spectre de } F_1(t) \text{ est } F_1(f) = \theta \frac{\sin \pi \theta f}{\pi \theta f}$$

L'existence des lobes parasites nous donne un spectre $G_{F_1}(f)$ différent du spectre $G(f)$ souhaité.

L'emploi d'une fenêtre temporelle de pondération $H(t)$ qui se superpose à la fenêtre temporelle naturelle pour diminuer ces effets, nous donne un spectre apodisé plus proche du spectre $G(f)$.

La fenêtre fréquentielle associée à $H(t)$ doit présenter les caractéristiques suivantes :

- un pic central le plus étroit possible ;
- peu de lobes de très faibles amplitudes ;
- si possible, pas de lobes négatifs.

La fenêtre de HANNING est généralement employée dans la littérature traitant de l'analyse spectrale de l'EEG.

Dans le domaine temporel où nous l'avons utilisée, elle est définie par

$$H(t) = \frac{1}{2} \left(1 + \cos \frac{2 \pi t}{\theta} \right) \quad \text{si } t \in \left[-\frac{\theta}{2}, +\frac{\theta}{2} \right]$$

$$H(t) = 0 \text{ en dehors}$$

Son utilisation est facile puisqu'il nous suffira de multiplier le signal de mesure $X(t)$ par $H(t)$ avant le calcul de la FFT.

d - Stationnarité du signal :

La validité du calcul de FFT repose sur l'hypothèse que l'EEG est un processus stationnaire et ergodique. Le choix de la période de calcul θ intervient au niveau de cette hypothèse puisque, si elle est trop longue, la stationnarité peut être mise en cause.

Le choix de θ intervient sur la précision du calcul du spectre puisque la résolution fréquentielle de celui-ci est égale à $(1/\theta)$ Hertz. Il s'agit donc de réaliser un compromis entre la précision souhaitée et le respect de l'hypothèse de stationnarité.

Nous avons adopté pour θ la valeur de 4 secondes. Notre enregistrement est alors découpé en époques de 4 secondes avant le calcul de la FFT, le pas du spectre est de 0,25 Hertz sur l'étendue 0-64 Hertz.

3.A.2. RECHERCHE DE PARAMETRES SPECTRAUX SIGNIFICATIFS

Les artefacts lorsqu'ils existent dans un enregistrement, apportent une contribution à la puissance contenue dans leur bande de fréquence. Il est donc concevable de pouvoir constater une variation de ce paramètre en présence d'artefacts.

Dans un premier temps, nous calculons donc par FFT les coefficients de FOURIER qui nous font passer de la suite temporelle x_i^j où i désigne le numéro de l'échantillon et j le numéro de la voie ($X_i = (x_i^1 \dots x_i^8)$) à la suite fréquentielle (A_k^j, B_k^j) où k désigne le numéro de la raie du spectre.

L'algorithme de COOLEY-TUKEY est employé [20] (si N est le nombre d'échantillons du signal pendant la période θ , cet algorithme nécessite $N \log_2 N$ opérations au lieu de N^2).

Pour la voie j :

$$A_k^j = \frac{1}{N} \sum_{i=-N}^{N-1} x_i^j \cos\left(\frac{2\pi k i}{N}\right)$$

$$B_k^j = \frac{1}{N} \sum_{i=-N}^{N-1} x_i^j \sin\left(\frac{2\pi k i}{N}\right)$$

$$k \in \left[0, \frac{N}{2}\right]$$

Le spectre de puissance obtenu grâce à ces coefficients nous donne la puissance associée à chaque fréquence (k/θ) .

$$P_k^j = A_k^j{}^2 + B_k^j{}^2$$

Soient l_1 et l_2 les limites inférieures et supérieures de la bande de fréquence considérée, la puissance contenue dans cette bande est, pour la voie j :

$$P_{l_1, l_2}^j = \sum_{k=l_1 \theta}^{l_2 \theta} P_k^j$$

Ces quantités ne sont pas intéressantes en valeur absolue, les variations entre individus et entre voies étant très élevées mais si nous les rapportons à la moyenne ou à la variance pour un individu et une voie, nous obtenons des indices de variabilité de la puissance.

Si l'enregistrement comporte D périodes de durée θ , nous calculons la moyenne M^j pour cette voie et cet individu :

$$M^j = \frac{1}{D} \sum_D \sum_{k=l_1 \theta}^{l_2 \theta} P_k^j$$

et la variance :

$$V^j = \frac{1}{D} \sum_D \left[\sum_{k=l_1 \theta}^{l_2 \theta} P_k^j - M^j \right]^2$$

Pour chaque bande de fréquence et chaque période d'enregistrement, nous nous intéressons à des critères du type :

- C_1 : puissance sur la période supérieure à α fois la moyenne sur cette voie ;
- C_2 : puissance sur la période différant de plus de β écart-types de la moyenne.

En effet, ces deux critères :

$$C_1 : \frac{\sum_{k=1_1^{\theta}}^{l_2^{\theta}} P_k^j}{M^j} > \alpha$$

$$C_2 : \sum_{k=1_1^{\theta}}^{l_2^{\theta}} P_k^j - M^j > \beta \sqrt{V^j}$$

sont généralement considérés par les auteurs [10], [15], comme de bons indices de variabilité due aux artefacts.

3.A.3. RESULTATS

Au cours de l'étude, nous pourrons faire varier de nombreux paramètres :

- > l'étendue exacte de chaque bande de fréquences ;
- > les coefficients α et β des critères C_1 et C_2 .

Finalement, nous avons retenu 4 bandes de fréquences qui sont les plus fréquemment utilisées dans la littérature :

- > 0 à 1 Hertz : mécanogrammes divers ;
- > 1 à 2 Hertz : ECG, pulsation ;
- > 3 à 7 Hertz : tremblements ;
- > 30 à 50 Hertz : myogrammes et artefacts secteurs.

Dans une première expérimentation, les valeurs $\alpha = 2$ et $\beta = 1$, ont été utilisées puisqu'elles correspondent à des bornes minimales. Le bien fondé de la méthode devait être vérifié par la comparaison, pour chaque période, entre les artefacts détectés par le spécialiste interprétant l'EEG et la satisfaction des critères C_1 ou C_2 pour la bande de fréquence considérée.

Il s'avère que pour les mécanogrammes, pulsations ou myogrammes existant dans nos enregistrements, notre méthode n'a donné lieu à aucune conclusion possible. En effet, bien que les coefficients α et β aient été pris volontairement faibles, nous obtenons un pourcentage de fausses détections aussi élevé que le pourcentage d'artefacts non détectés et un pourcentage de détections correctes de l'ordre de 30 à 40 %.

Nous ne pouvons donc espérer utiliser cette méthode pour détecter les mouvements ou l'activité musculaire. Nos enregistrements ne comportant pas de tremblements, aucune conclusion ne peut être tirée quant à la détection de ce type d'artefacts.

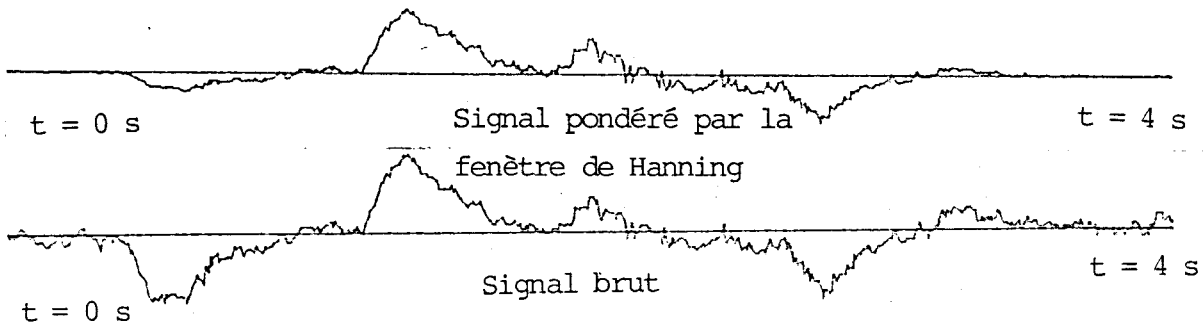
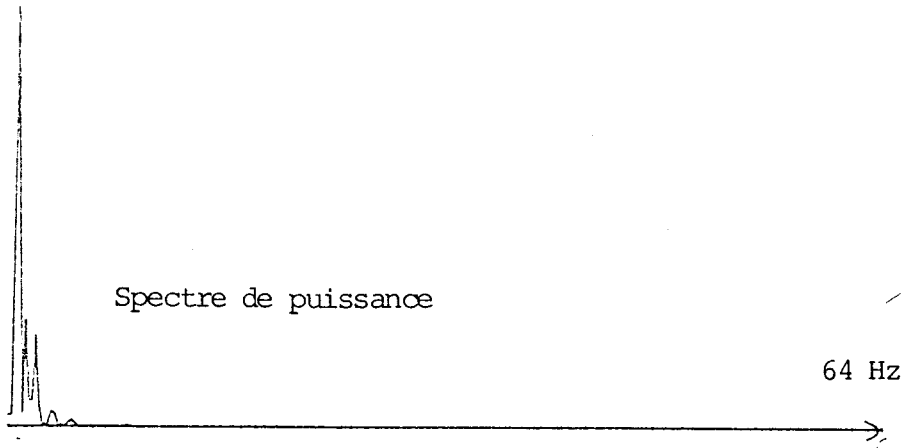
L'examen de divers exemples (époques et voies différentes) pris sur l'enregistrement d'un même malade, montre que nous ne pouvons expliquer les différences de résultats pour un type donné d'artefact par la seule variabilité interindividus.

Des enregistrements comportant 4 secondes de signal brut puis le même signal pondéré par la fenêtre de HANNING et le spectre correspondant sont donnés à titre d'exemple :

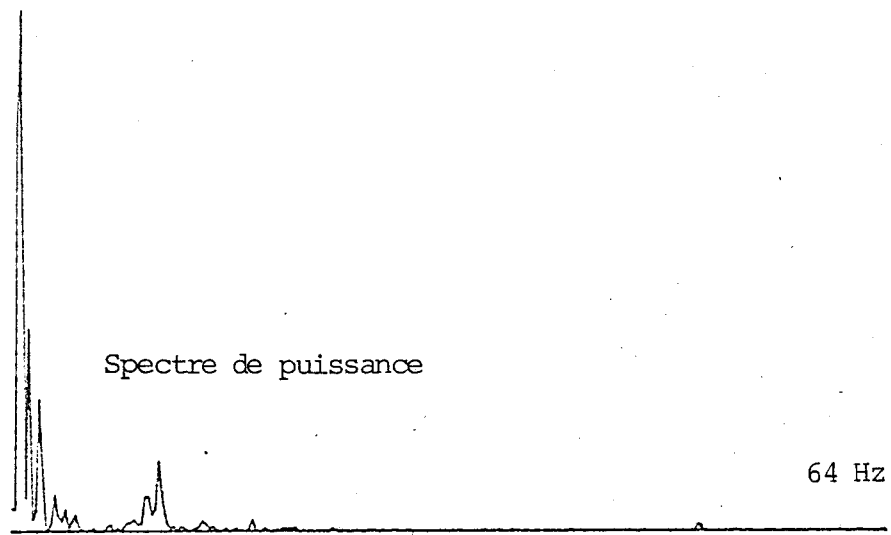
- l'enregistrement figure α -a comportant un mécanogramme d'amplitude faible et l'enregistrement α -b n'en comportant pas, ont le même type de comportement spectral dans la bande 0 Hertz à 1 Hertz ;
- les enregistrements figures β -a et β -b comportant tous deux du myogramme, pour le premier, la contribution spectrale 30 Hertz à 50 Hertz est beaucoup plus faible. Ceci peut s'expliquer par le fait que, dans le 2^{ème} tracé, l'amplitude et la durée du signal d'artefact sont plus élevées.

Nous sommes amenés à mettre en cause la "propreté" du signal pendant les périodes considérées et particulièrement l'absence de stationnarité qui rend le calcul de la transformée de FOURIER non valide.

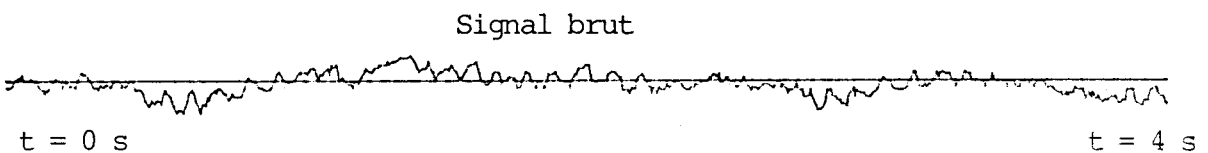
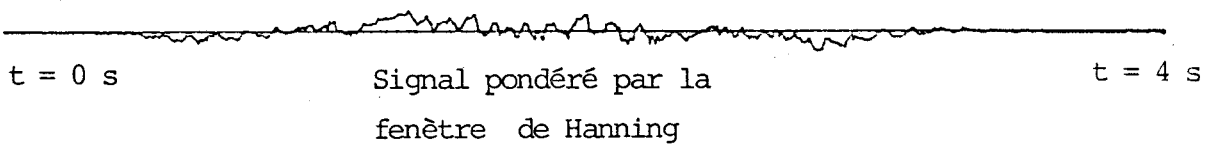
Nous avons travaillé sur des périodes d'EEG de longueur constante, il pourrait être intéressant comme certains auteurs le font pour l'étude des rythmes de base de réaliser une segmentation du tracé de façon à traiter des périodes où le signal est stationnaire : PRAETORIUS [26] utilise un filtre autorégressif et MICHAEL [27] une fonction d'auto - corrélation pour déterminer les bornes de ces périodes. Nous n'avons pas expérimenté ces

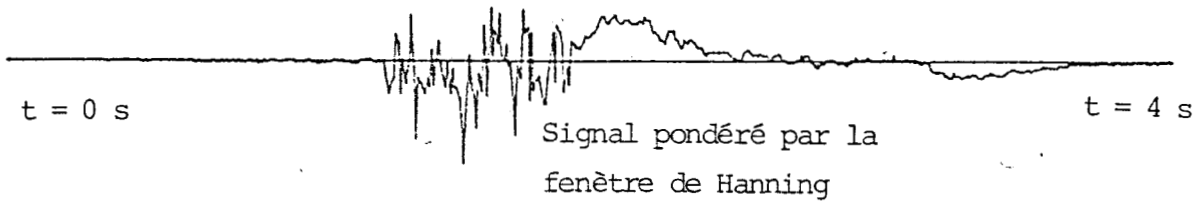
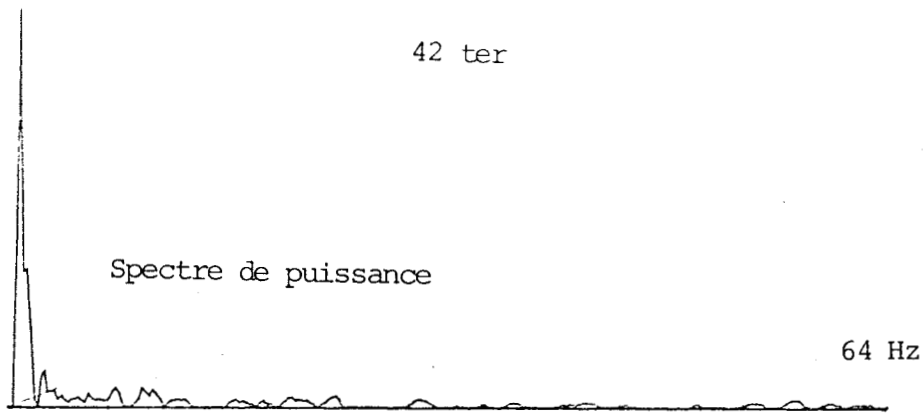


αa

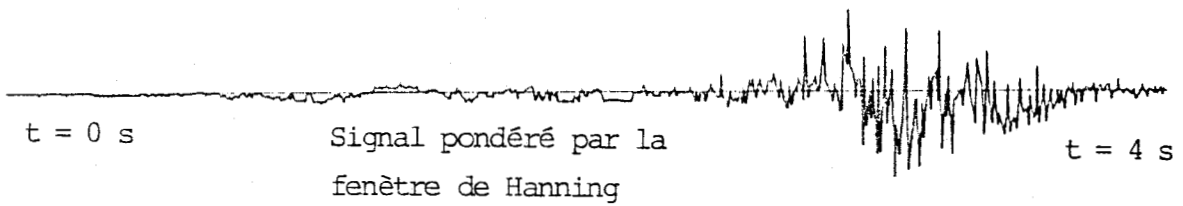
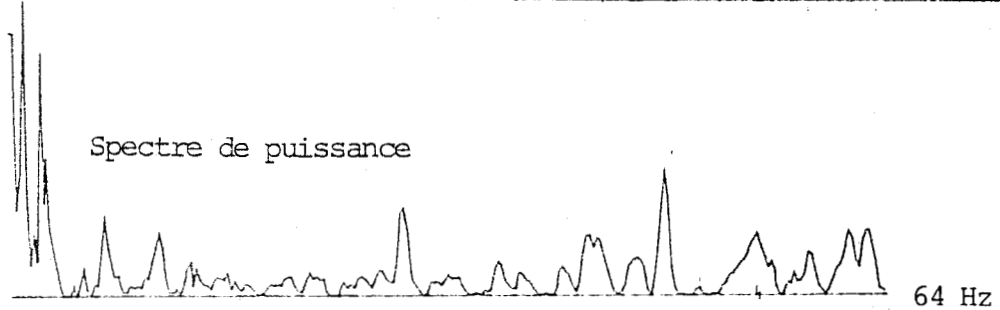
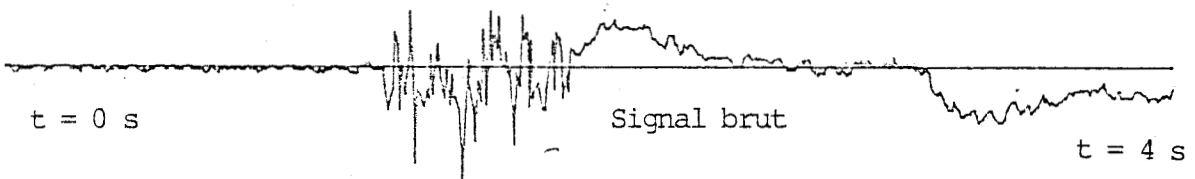


αb

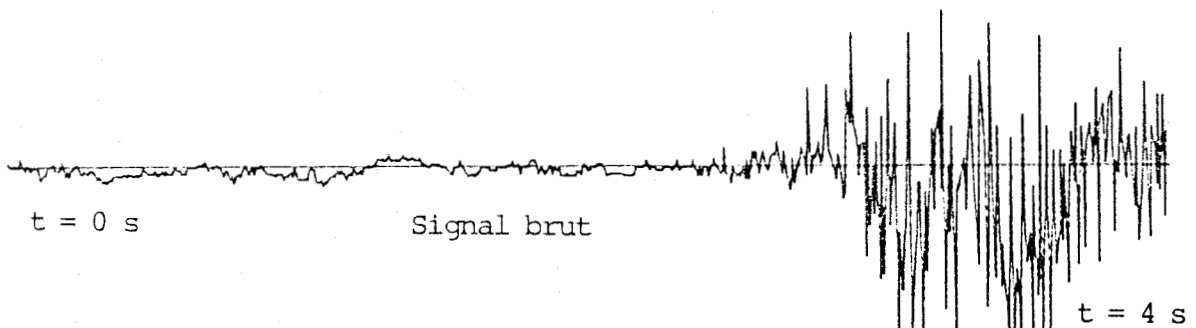




βa



βb



méthodes car sur le matériel dont nous disposions, le temps de calcul aurait été trop important.

Nous avons ensuite étudié d'autres caractéristiques spectrales qui d'après [11], devaient subir des variations en présence d'artefacts : déplacement des fréquences des pics spectraux des bandes α , β et θ , élargissement des bandes θ et δ . Ces investigations n'ont permis aucune conclusion.

Nous avons alors décidé d'abandonner cette méthode spectrale au profit d'une méthode plus proche de l'attitude du clinicien interprétant l'EEG.

Le signal est alors considéré non plus comme une suite d'oscillations sinusoïdales de durée infinie mais comme une succession d'événements élémentaires de durée limitée.

Il s'agit donc de réaliser un système expert, imitant le raisonnement du spécialiste, c'est-à-dire intégrant les connaissances acquises lors des interprétations précédentes et les informations concernant le contexte du signal.

3.B - MISE EN ŒUVRE D'UNE METHODE FONDEE SUR LES FAÇONS DE PROCEDER DU SPECIALISTE

L'observation du clinicien interprétant un tracé EEG est très enrichissante pour la mise au point d'une méthodologie.

Pour ce qui concerne la recherche des artefacts, l'EEG se présente aux yeux de l'expert, comme un tracé de fond sur lequel se superposent les éléments significatifs recherchés.

Les comportements suivants sont à retenir :

- l'EEGiste parcourt le tracé dans son intégralité pour l'évaluer puis revient sur les endroits où il y a des phénomènes intéressants ;
- il apprécie l'ordre de grandeur de l'amplitude de façon à s'adapter à la morphologie de chaque tracé nouveau ;

- il mène des comparaisons entre les phénomènes se déroulant simultanément sur les différentes voies (étude du contexte) pour confirmer son jugement.

Notre démarche est la suivante :

Après avoir réalisé un prétraitement du signal qui permet de considérer celui-ci comme une suite de demi ondes, puis une segmentation nous conduisant à repérer les époques où les chances de trouver un artefact existent, nous recherchons certains types de formes en utilisant des règles syntaxiques définies de façon heuristique.

Nous suivons, en cela, la démarche de C. FAURE [21] utilisée pour la recherche d'éléments paroxystiques.

La suite du traitement concerne les mécanogrammes, mouvements oculaires et myogrammes. La détection des artefacts ECG et pulsations peut être envisagée par des méthodes analogues mais en utilisant une information supplémentaire : l'électrocardiogramme du patient. Cette information est souvent disponible sur les tracés à 16 plumes et l'expert, procède par comparaison entre le tracé ECG et les tracés des différentes voies EEG. Faute de données, nous n'avons pu mener cette expérimentation à son terme.

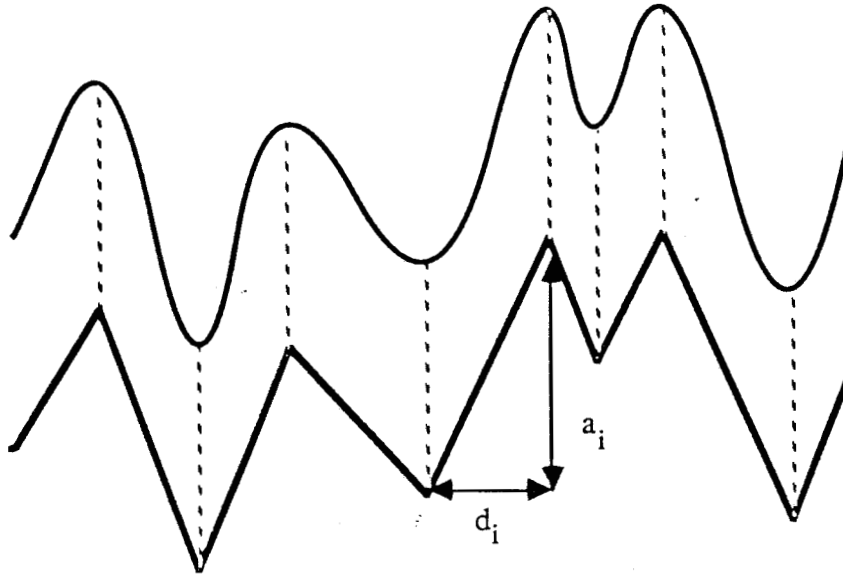
Les paramètres que nous utilisons sont :

- l'amplitude de l'onde suspectée d'être un mécanogramme ou un mouvement oculaire ou encore, un myogramme. Cette amplitude ne nous intéresse pas en valeur absolue mais en valeur relative par rapport à la moyenne d'amplitude pour l'individu et la voie considérés ;
- la surface engendrée entre le tracé et la ligne de base pour ce qui concerne le mécanogramme (grandes ondes) ;
- la durée des ondes qui permet d'avoir un ordre de grandeur de la fréquence donc, amène à suspecter la présence d'un certain type d'artefacts plutôt que d'un autre.

3.B.1. LE PRETRAITEMENT

Nous cherchons à approcher le signal par une suite f_i de segments de droites joignant deux extréma successifs.

Un tel segment de droite constituera une demi onde définie par son amplitude a_i et sa demi période d_i .



Le premier avantage réside dans la réduction importante de données et la facilité de calcul de l'amplitude moyenne des ondes.

Le deuxième est la possibilité d'éliminer certaines ondes non significatives dans leur contexte si leur faible amplitude se superpose à une onde d'amplitude beaucoup plus importante.

Il est nécessaire d'utiliser un algorithme permettant une bonne qualité de restitution du signal car ce prétraitement est la base sur laquelle va s'appuyer le reste de notre évaluation.

Un certain nombre d'auteurs [25] ont défini des algorithmes de recherche d'extrêma, D. BURGER [22] a mené la comparaison des différents algorithmes et déterminé les paramètres correspondant à la meilleure restitution du signal ; il a montré que l'algorithme des extrêma constitue une procédure de prétraitement fournissant une image réduite du signal sans perte notable d'information bien adaptée à l'analyse des phénomènes transitoires.

Nous appliquons la méthode développée et utilisons les valeurs des paramètres qu'il a déterminées.

Cette méthode comporte plusieurs étapes :

- > détermination d'une "ligne de base", niveau de référence par rapport à laquelle vont pouvoir être évaluées les amplitudes des ondes ;
- > recherche des changements de sens de variation du signal ;
- > utilisation de critères d'amplitude pour savoir si ces extrêmes sont significatifs dans leur environnement.

Préliminaire : La référence zéro n'ayant pas de sens en électrophysiologie, la référence d'amplitude sera une "ligne de base" définie à l'instant d'échantillonnage i et pour la voie j par :

$$B_i^j = \left(1 - \frac{1}{N}\right) B_{i-1}^j + \frac{x_i^j}{N}$$

N est un paramètre positif choisi par l'utilisateur. Nous verrons ultérieurement son utilité.

Nous réalisons ainsi un filtrage passe-bas dont la puissance dépend de N , en effet :

B_i^j est une combinaison linéaire des mesures précédentes ($x_i^j, x_{i-1}^j \dots x_0^j$) nous pouvons itérer la formule et nous obtenons :

$$B_i^j = \left(1 - \frac{1}{N}\right)^m B_{i-m}^j + \frac{1}{N} \sum_{k=i-m+1}^i \left(1 - \frac{1}{N}\right)^{i-1-k} x_k^j$$

Et lorsque m tend vers l'infini :

$$B_i^j = \frac{1}{N} \sum_{k=-\infty}^i \left(1 - \frac{1}{N}\right)^{i-1-k} x_k^j$$

B_j résulte d'une opération de convolution dont l'analogue dans le domaine continu est :

$$B^j(t) = \frac{1}{N} \int_{-\infty}^t f(t-u) x^j(u) du$$

$f(t)$ est la réponse impulsionnelle d'un filtre capacitif équivalent du traitement numérique réalisé.

B_j résulte d'un filtrage linéaire du premier ordre de fréquence de coupure f_c et de constante de temps τ :

$$f(t) = \left(1 - \frac{1}{N}\right)^{\frac{t}{T_e}} \left\{ \begin{array}{l} f_c = \frac{-\text{Log} \left(1 - \frac{1}{N}\right)}{2 \pi T_e} \\ \tau = \frac{T_e}{\text{Log} \left(1 - \frac{1}{N}\right)} \end{array} \right.$$

(T_e : période d'échantillonnage)

Pour une période d'échantillonnage de 7,8 ms (128 Hertz), nous obtenons les différentes fréquences de coupure et constantes de temps :

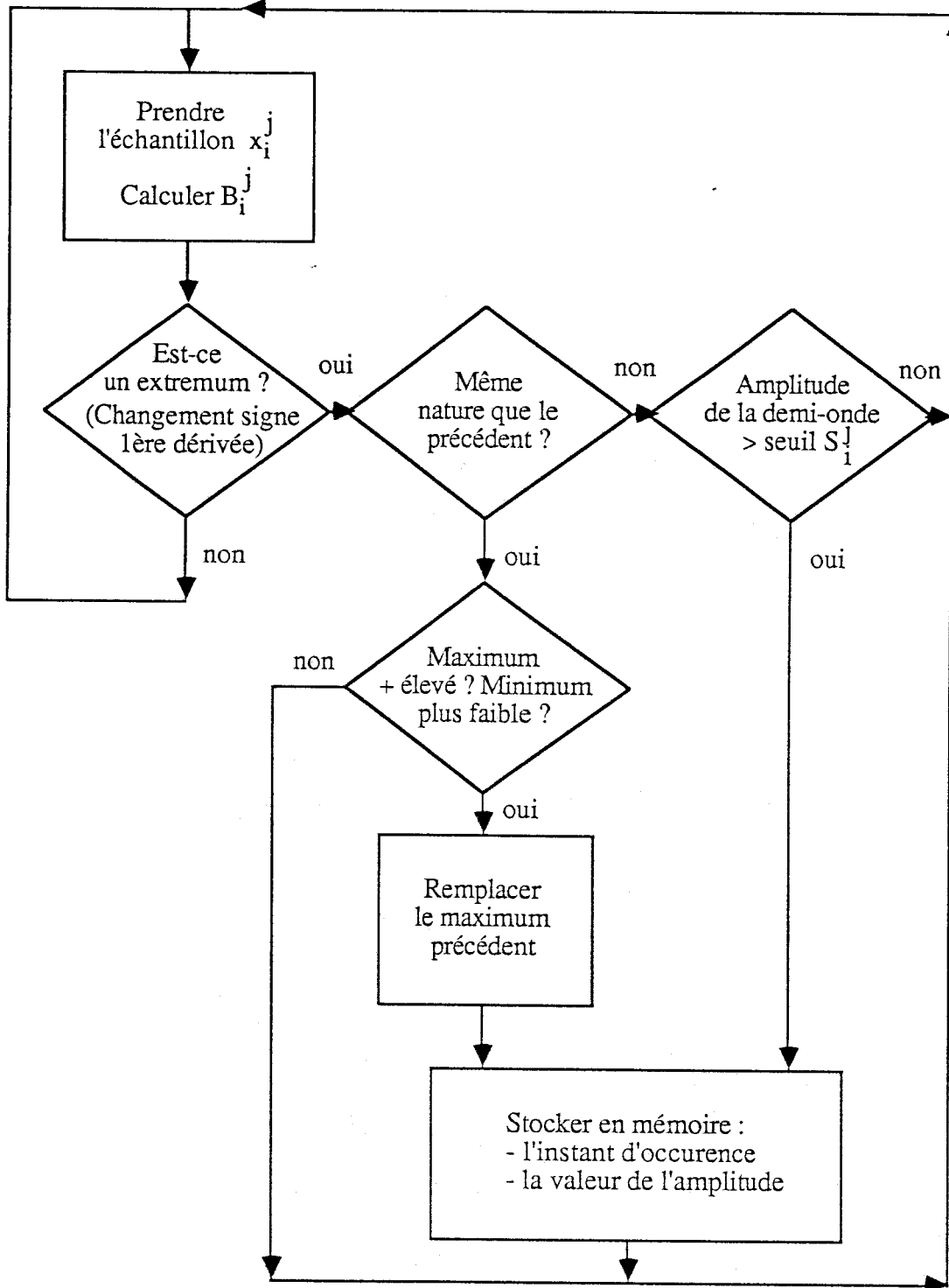
N	5	10	40	160
t (s)	0,039	0,075	0,31	1,25
f_c (Hertz)	4,6	2,2	0,5	0,1

Plus N est grand, plus la "ligne de base" filtre les ondes correspondant aux rythmes de base de l'EEG.

C'est par rapport à cette "ligne de base" que vont être calculées les amplitudes des extrêmes.

Algorithme de recherche d'extrêma :

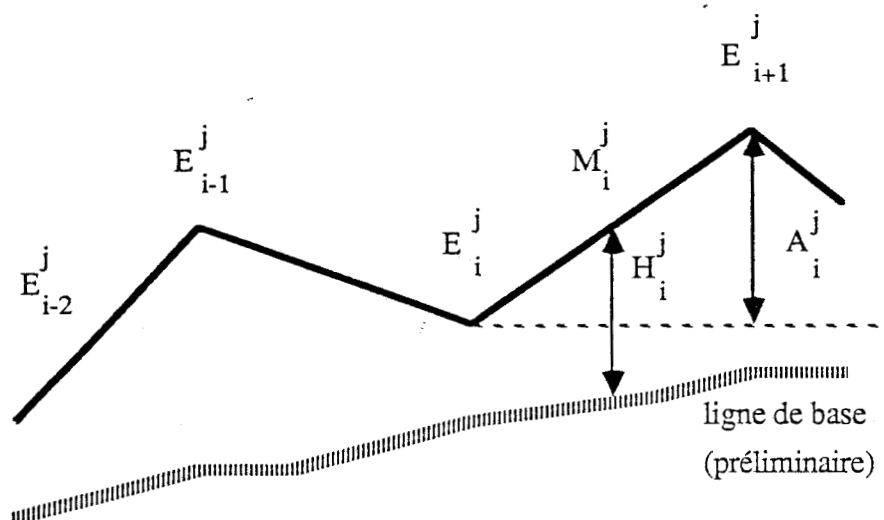
Il correspond à l'organigramme suivant :



Le seuil auquel est comparé l'amplitude de la demi-onde est fonction du contexte. Il est obtenu de la manière suivante :

Considérons la suite d'extrêma $E_0^j \dots E_i^j$ déjà retenue et l'adjonction éventuelle de E_{i+1}^j . Nous pouvons définir l'amplitude de la demi-onde $A_i^j : E_i^j \rightarrow E_{i+1}^j$ par la différence d'intensité de l'EEG associé à ces deux points.

Soit M_i^j le point milieu de la demi-onde :



Si H_i^j désigne la hauteur de M_i^j par rapport à la "ligne de base" à cet instant, le seuil S_i^j est égal à :

$$S_i^j = \frac{H_i^j}{K} \quad (K : \text{paramètre choisi par l'utilisateur})$$

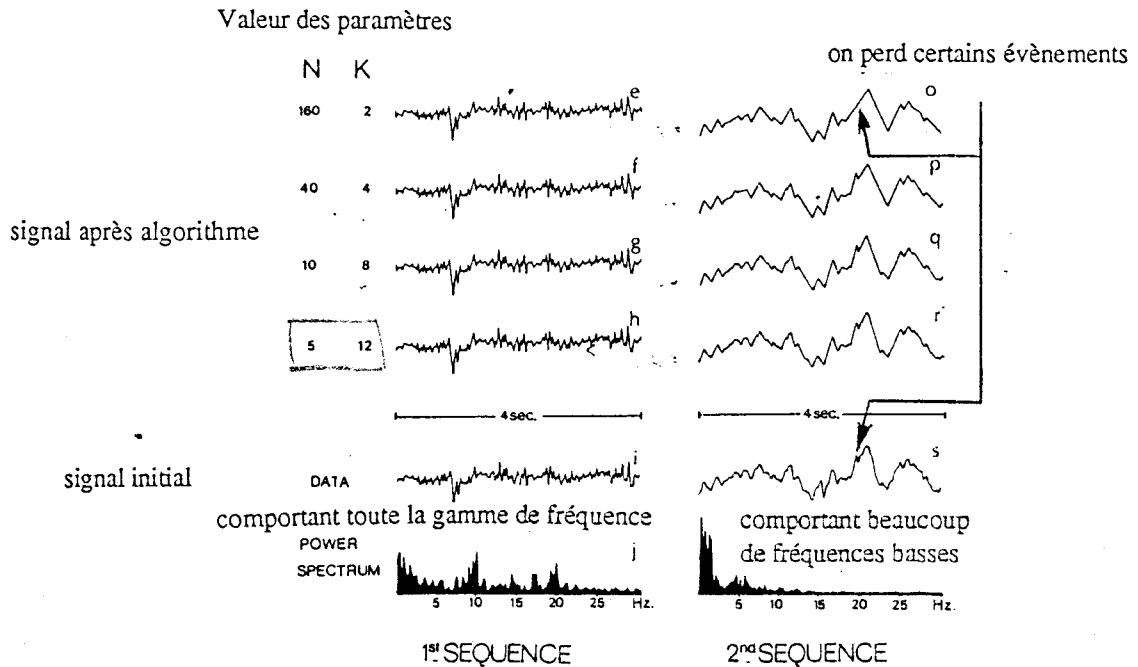
Le point E_{i+1}^j sera donc retenu comme extremum si $A_i^j > S_i^j$

Ce test permet d'éliminer les ondes d'amplitude non significative dans leur contexte.

Utilisation de l'algorithme :

BURGER a fait varier les valeurs de N et K , la figure suivante montre la restitution de deux séquences de 4s pour différentes valeurs de ces paramètres :

Dans la première séquence, quelle que soit la valeur des paramètres, la restitution est correcte. Pour la deuxième séquence, si N devient trop grand et K trop faible, nous perdons des événements pouvant être significatifs.

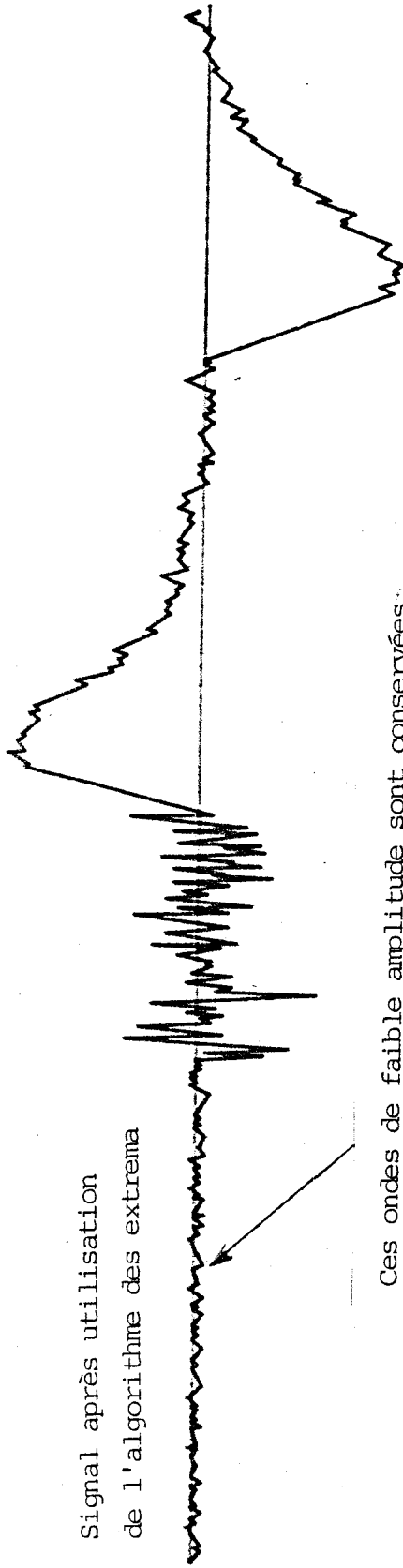


Il a mis en évidence que les paramètres $N = 5$ et $K = 12$, assurent la meilleure restitution du signal. Ce sont ces valeurs que nous avons utilisées pour réaliser le traitement.

La figure suivante montre un enregistrement de 4 secondes traité par cette méthode :

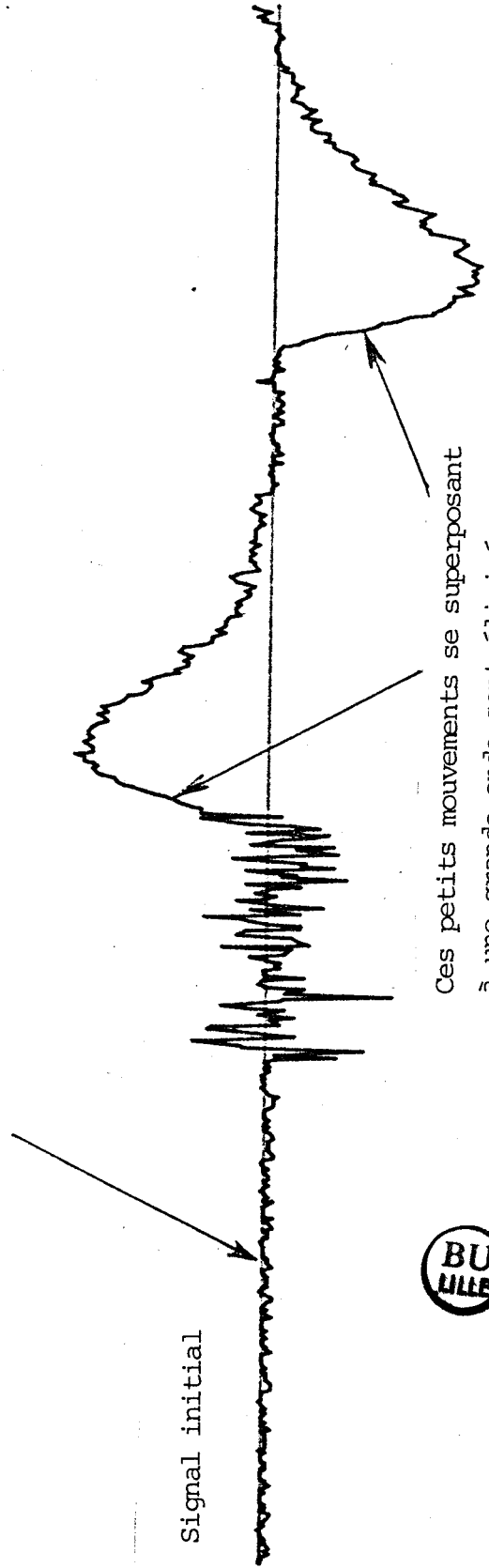


Signal après utilisation
de l'algorithme des extrema



Ces ondes de faible amplitude sont conservées
puisque'elles sont représentatives d'une activité

Signal initial



Ces petits mouvements se superposant
à une grande onde sont éliminés



3.B.2. CALCUL DES MOYENNES NECESSAIRES A LA DETERMINATION DES DIFFERENTS TYPES D'ARTEFACTS

Les caractéristiques de type intensité, qu'il nous semble intéressant de retenir sont :

- le niveau moyen de l'enregistrement car, compte tenu des dérives et des artefacts très lents (électrodermogramme), l'amplitude zéro n'a pas de sens ;
- l'amplitude moyenne des demi-ondes car les événements artefactiels ont une amplitude relative par rapport au tracé de base (myogrammes, artefacts oculaires, mécanogrammes) ;
- la valeur de la surface comprise entre la succession des extrêma et la valeur moyenne de l'enregistrement qui donne une idée des grands mouvements se produisant sur le tracé (mécanogrammes).

Ces données de type amplitude devront bien sûr, dans notre méthode, être complétées par celles concernant la durée des demi-ondes, pour chaque type d'artefact étudié.

Après la phase de prétraitement, nous disposons d'un signal défini par deux suites de points :

- > l'enregistrement initial défini par 512 points (pour 4 secondes) se présentant comme une suite x_j^k , pour la voie j , et pour lequel la durée entre chaque point est égale à la période d'échantillonnage.
- > la suite E_k^j des extrêma pour la voie j . Cette suite comportant N_c points définis par 2 coordonnées

$$\begin{aligned} I_j(k) \\ T_j(k) \quad k = 1 \text{ à } N_c \end{aligned}$$

$I_j(k)$ représente l'intensité du signal associé à l'extremum E_k^j

$T_j(k)$ représente l'instant d'occurrence de E_k^j exprimé en nombre de périodes d'échantillonnage.

Le rapport de réduction ($N_c / 512$) est forcément inférieur à 1 mais dépend de la forme du signal.

Le deuxième type de présentation, outre qu'il entraîne une forte réduction de la durée des tests, nous permet de calculer par simple différence l'amplitude et la durée des demi-ondes.

La moyenne des 4 secondes de la $i^{\text{ème}}$ période d'enregistrement est calculée en utilisant le premier type de données :

$$M_1^j = \frac{1}{512} \sum_{i=1}^{512} x_i^j$$

Cette quantité va nous permettre d'éliminer l'influence de l'électrodermogramme et des dérives instrumentales dans nos calculs ultérieurs. En effet, nous obtenons une ligne de base constituée d'une suite de segments horizontaux de durée 4 secondes.

La surface comprise entre la courbe et cette moyenne s'exprime alors simplement pour l'enregistrement l et la voie j par :

$$S_1^j = \sum_{i=1}^{512} | x_i^j - M_1^j |$$

L'amplitude moyenne des demi-ondes se calcule en utilisant la suite des extréma pour l'enregistrement l et la voie j :

$$A_1^j = \frac{\sum_{k=2}^{N_c} | I^j(k) - I^j(k-1) |}{N_c - 1}$$

3.B.3. SEGMENTATION DU TRACE

Nous utilisons les quantités définies précédemment pour déterminer, pour chaque période et chaque voie, si il y a ou non suspicion, d'artefacts. Ceci nous permet de ne réaliser la comparaison avec une forme donnée de signal que pour les périodes "intéressantes" et donc de gagner du temps de calcul.

De nombreux auteurs préconisent l'emploi d'une période sans artefacts, déterminée par le technicien EEG, pouvant servir de référence pour les moyennes considérées.

Cette méthode n'est pas très pratique pour une utilisation clinique aussi, dans un premier temps, nous avons décidé de parcourir entièrement l'enregistrement pour obtenir la moyenne des quantités S_j^j et A_j^j .

Puis, nous avons procédé de façon adaptative, ces moyennes s'actualisant au fur et à mesure. Bien sûr, cela ne permet aucune conclusion pour la première période et cela risque de fausser les résultats sur les 3 ou 4 premières périodes rencontrées mais, compte tenu de la durée usuelle de l'enregistrement (20 minutes), cela est négligeable.

Pour déterminer la présomption d'artefacts sur l'enregistrement l et la voie j , nous sommes donc amenés à comparer S_j^j et A_j^j aux quantités suivantes déterminées après l'étude de l'enregistrement $(l - 1)$.

$$S_{1 \rightarrow l-1}^j = \text{MIN}_{k=1}^{l-1} S_k^j$$

$$M A_j^j = \frac{1}{l-1} \sum_{k=1}^{l-1} A_k^{j*}$$

où $A_k^{j*} = A_k^j$ si l'enregistrement, numéro k ne comporte ni mécanogrammes, ni pointes.

et $A_k^{j*} = A_m^j$ si l'enregistrement numéro k comporte mécanogrammes ou pointes, l'enregistrement de numéro m ($m < k$) étant l'enregistrement le plus proche de l'enregistrement numéro k qui, pour cette voie, ne comporte ni mécanogrammes ni pointes.

La recherche des mécanogrammes se fait alors sur les enregistrements et les voies telles que :

$$S_j^j > 2 \cdot S_{1 \rightarrow 1}^j$$

En effet, nous repérons le tracé, les mécanogrammes à la grande surface qu'ils engendrent.

Nous segmentons ainsi le signal en zones où il peut exister des mécanogrammes et en zones où il n'y a pas de chances d'en rencontrer.

Nous pouvons donc maintenant passer à la reconnaissance des différentes formes d'onde permettant de déterminer, à partir de l'examen d'une demi-onde, s'il s'agit ou non d'un artefact, ceci pour chaque type d'artefacts concerné.

3.B.4. RECHERCHE DES ARTEFACTS OCULAIRES

Les artefacts oculaires engendrent des perturbations sur les voies frontales. Chez certains sujets, ils s'accompagnent de mouvements en polarité inverse sur les autres voies. De façon à garder à la méthode le maximum de généralités, nous ne raisonnons, quel que soit le montage, que sur les voies frontales.

D'autre part, la forme exacte de ces artefacts est très variable : la montée de l'onde est plus ou moins raide selon les individus et le sommet peut comporter plusieurs bosses.

Les caractéristiques retenues pour la recherche de ces artefacts sont les suivantes :

- onde dont l'amplitude relative permet de la distinguer du tracé de fond ;
- 1/2 onde de durée conforme à la plage de fréquences possibles des mouvements oculaires ;
- mouvement se produisant msimultanément sur les voies frontales droite fd et gauche fg.

Cherchons pour chaque type de caractéristiques, comment elles peuvent être traduites mathématiquement :

* amplitude

Soient 2 extréma successifs représentés par E_k^f et E_{k+1}^f se produisant sur une voie frontale f , pendant l'enregistrement 1. Soient :

$$(I^f(k) - M_1^f) \quad \text{et} \quad (I^f(k+1) - M_1^f)$$

leurs intensités relatives, le critère devient alors :

- pour une onde de polarité positive, il existe un point du segment $E_k^f - E_{k+1}^f$ dont l'intensité relative est $X M A^f$
- pour une onde de polarité négative, il doit exister un point du segment $E_k^f - E_{k+1}^f$ dont l'intensité relative est $(-X M A^f)$.

Nous introduisons donc un paramètre multiplicatif de niveau X qui doit nous permettre lors de l'expérimentation d'ajuster nos seuils de façon heuristique pour obtenir une détection optimale.

* Durée

Nous nous intéressons à la durée de l'onde séparant deux extréma situés de part et d'autre du seuil d'amplitude : après avoir déterminé selon le critère précédent le point E_{k+1}^f , nous recherchons le point E_m^f , premier extrémum suivant E_{k+1}^f tel que :

- pour une onde de polarité positive, il existe un point du segment : $E_{m-1}^f - E_m^f$ dont l'intensité relative est : $X M A^f$
- pour une onde de polarité négative, il existe un point du segment : $E_{m-1}^f - E_m^f$ dont l'intensité relative est : $(-X M A^f)$

La durée Δ séparant le point E_m^f du point E_{k+1}^f va nous donner la durée de "demi-onde" correspondante (avec éventuellement des petits mouvements sur le sommet de l'onde).

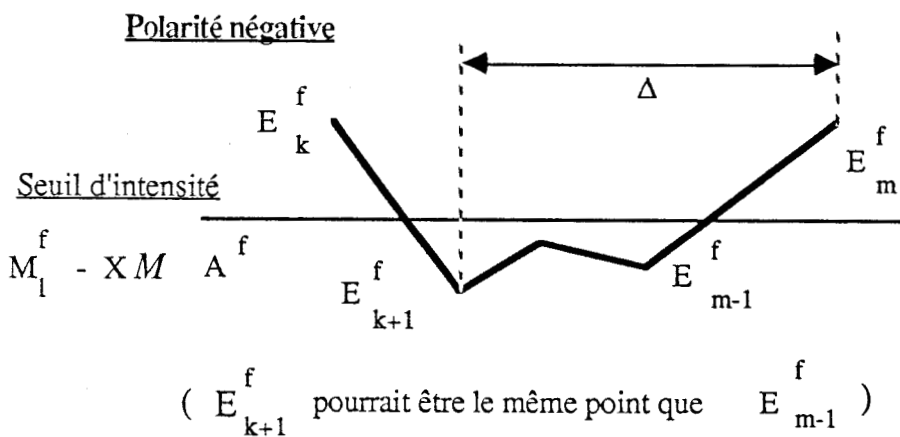
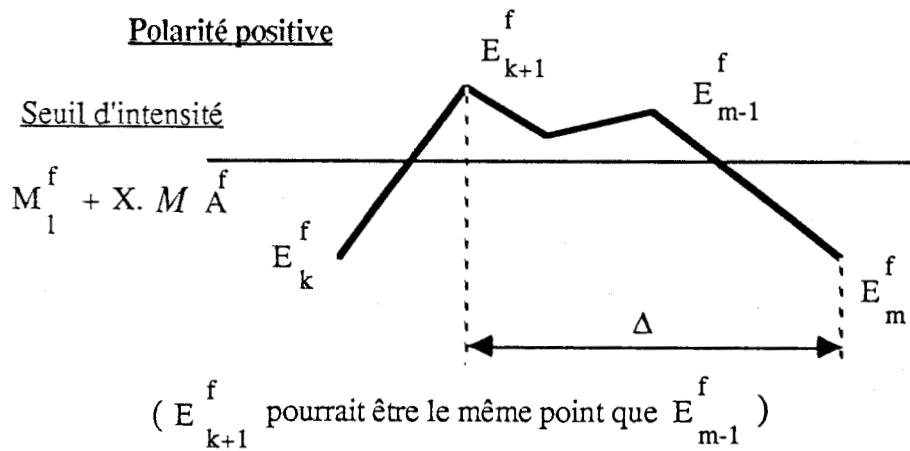
Cette durée Δ doit être comprise entre des valeurs correspondant aux bornes des fréquences oculaires. Pour notre étude, nous avons :

min $\Delta = 5$ périodes d'échantillonnage ;

max $\Delta = 120$ périodes d'échantillonnage.

ce qui correspond à des durées de descente de l'onde comprises entre 1/25s et 1 seconde, ce qui est conforme aux fréquences annoncées au chapitre I.

Les schémas suivants résument les deux premières caractéristiques (amplitude, durée) pour le 1^{ème} enregistrement de la voie f.



* Simultanéité :

Compte tenu des différences qui peuvent exister dans la pente de montée de l'artefact oculaire, nous ne recherchons pas le synchronisme parfait des points E_{k+1}^{fd} et E_{p+1}^{fg} correspondant à l'occurrence du même artefact se produisant sur les deux voies frontales fd et fg mais nous nous autorisons un certain décalage Δv tenant compte de cette différence possible et de la propagation du signal au niveau du scalp, d'où le critère retenu :

$$|T^{fd}(k+1) - T^{fv}(p+1)| < \Delta v$$

Ce décalage Δv sera, après expérimentation, pris égal à 8 périodes d'échantillonnage, c'est-à-dire 1/16 de seconde.

La figure suivante montre une configuration d'artefacts détectée par notre méthode :

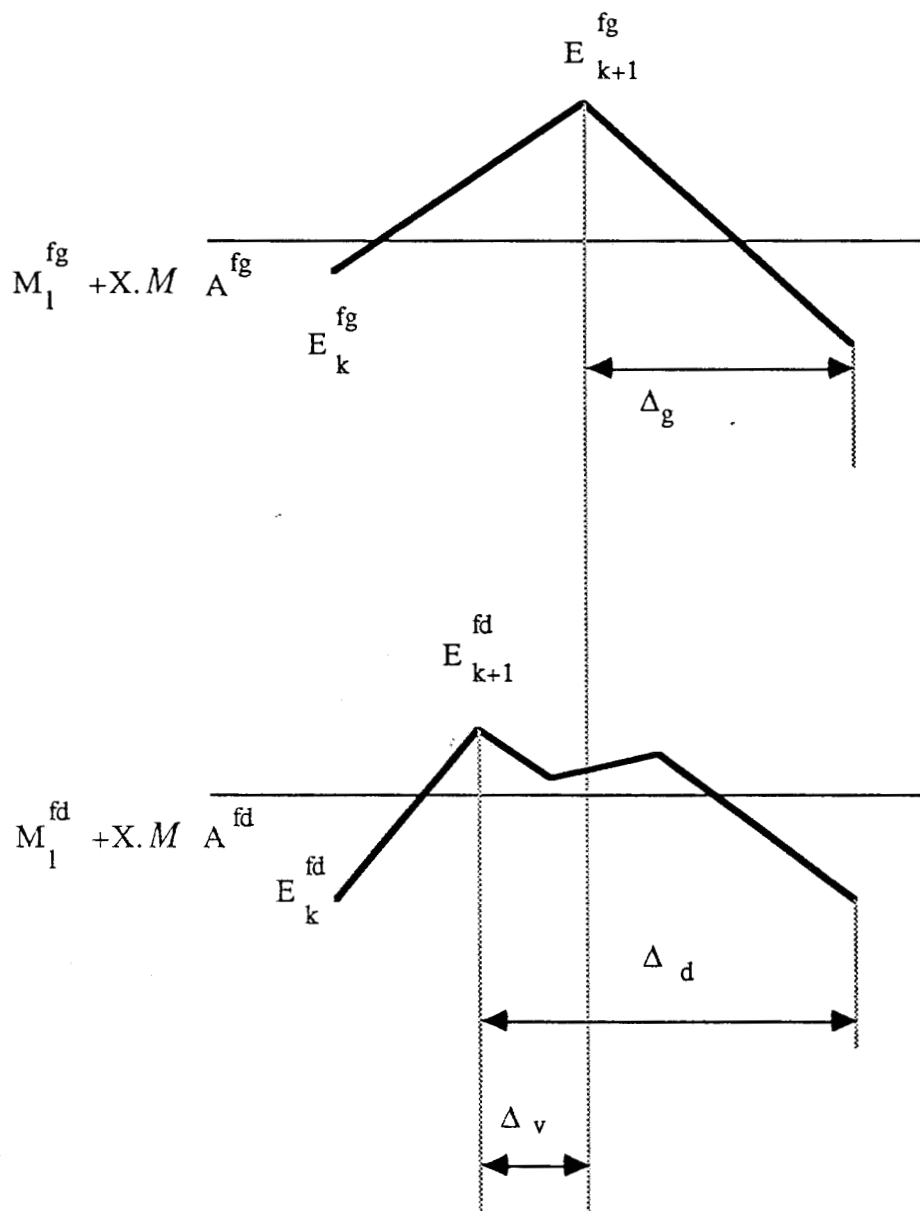
- polarité positive ;
- maximum se produisant d'abord en frontal droit.

Critères exprimés en nombre de périodes d'échantillonnage :

$$\begin{aligned} \Delta v &< 8 \\ 5 &< \Delta g < 120 \\ 5 &< \Delta d < 120 \end{aligned}$$

Nous définissons donc pour la recherche des artefacts oculaires, trois critères :

- l'un de durée correspondant à la "descente" de l'onde considérée comme artefact, comprise entre 1/25 et 1 seconde ;
- l'un d'amplitude minimale dont la valeur du seuil dépend d'un coefficient multiplicatif X, à déterminer pour optimiser la détection ;
- le troisième de simultanéité correspondant à l'occurrence de ce type d'événement sur les deux voies frontales.



3.B.5. RECHERCHE DES MECANOGRAMMES

Une première étape est déjà accomplie dans cette recherche, grâce à la segmentation. En effet, nous avons déterminé grâce à un critère de surface (pour l'enregistrement l et la voie j) :

$$S_j^l > 2 \cdot S_{l \rightarrow l-1}^j$$

les époques où il pouvait y avoir une suspicion d'artefacts de type mécanogramme.

Pour les époques et les voies où ce critère est vérifié, il est possible de conduire plus loin la recherche grâce à des critères de forme.

Les caractéristiques retenues pour décider qu'une onde est un mécanogramme, sont :

- amplitude de l'onde supérieure à un seuil ;
- durée compatible avec les fréquences usuelles des mécanogrammes.

Les critères s'expriment de façon analogue à ce qui a été fait pour les artefacts oculaires. Seuls, les niveaux et les durées diffèrent.

Le seuil d'intensité devient pour la voie j et l'enregistrement l :

- pour une polarité positive :

$$M_1^j + Y M A^j$$

- pour une polarité négative :

$$M_1^j - Y M A^j$$

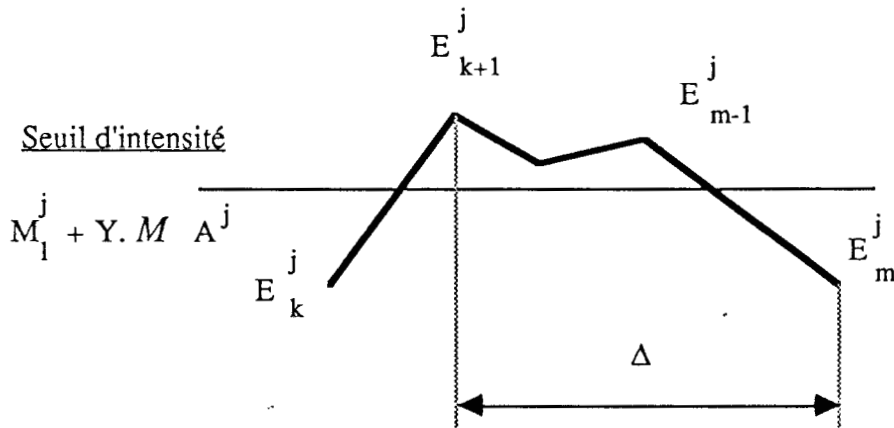
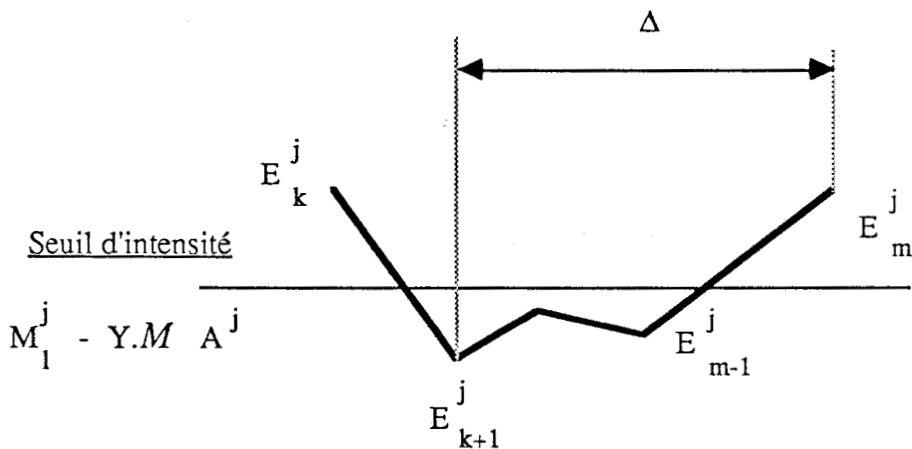
Y étant un coefficient que nous chercherons à ajuster pour que la détection soit optimale.

La durée minimale de la demi-onde est prise égale à dix périodes d'échantillonnage car les fréquences des mécanogrammes sont plus faibles que celles des artefacts oculaires. Quant à la borne supérieure, elle est identique puisqu'en fait, elle correspond à une limitation du calcul d'où :

$$\min \Delta = 10 \text{ périodes d'échantillonnage (1/12s)}$$

$$\max \Delta = 120 \text{ périodes d'échantillonnage (1s)}$$

Ce qui résume aux figures :

Polarité positivePolarité négative

Nous considérerons donc, comme un mécanogramme :



- une onde dont la durée de "descente" sera comprise entre 1/12s et 1s ;
- d'amplitude supérieure à un seuil dépendant d'un coefficient multiplicatif Y à ajuster pour obtenir une détection optimale.

3.B.6. RECHERCHE DES MYOGRAMMES ET "POINTES SECTEURS"

Nous avons rassemblé ces deux catégories d'artefacts car leur durée est du même ordre.

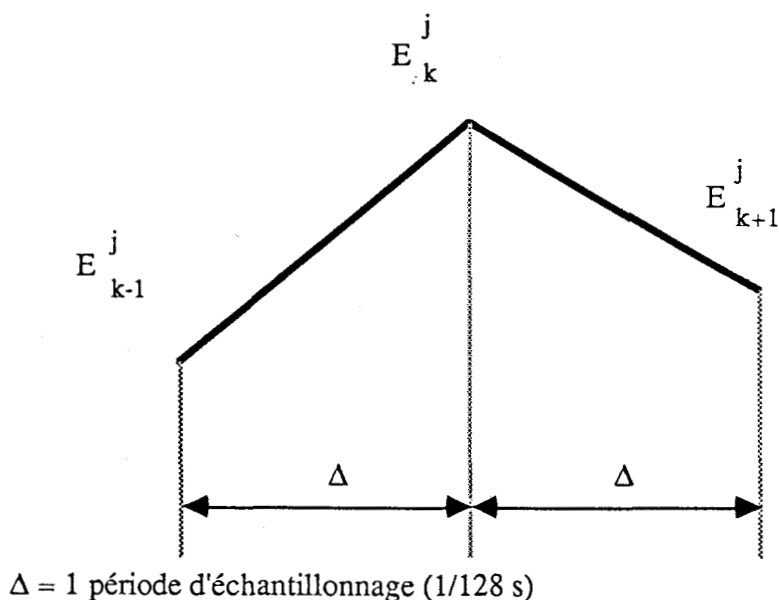
Les méthodes qui peuvent convenir à l'un sont adaptées à l'autre, seules les voies d'occurrence varieront.

Nous nous intéressons à deux types de myogrammes, l'un d'intensité proche de l'amplitude de l'activité de fond, l'autre d'amplitude voisine de celle du mécanogramme.

Pour le premier type, nous recherchons une suite de tels éléments, le second type nous intéresse en tant qu'événement isolé. Dans les deux cas, la fréquence d'ondes recherchée est supérieure à 32 Hertz.

Comme le signal a été échantillonné à 128 Hertz, cela nous amène à travailler sur trois extréma séparés les uns des autres d'une période d'échantillonnage :

- montée de l'onde sur une période
- descente de l'onde sur une période



a) Myogrammes d'amplitude voisine de celle du tracé

Nous recherchons des ondes telles que l'amplitude de la montée et l'amplitude de la descente soient supérieures à l'amplitude moyenne sur cette voie, c'est-à-dire :

$$|I_j(k) - I_j(k-1)| > M A_j$$

$$|I_j(k+1) - I_j(k)| > M A_j$$

avec les conditions préalables :

$$T_j(k) - T_j(k-1) = 1$$

$$T_j(k+1) - T_j(k) = 1$$

Cet artefact ne nous intéressant pas de façon isolée, nous ne signalons que les enregistrements comprenant au moins dix ondes satisfaisant à ces critères de durée et d'amplitude.

b) Myogramme de grande amplitude et "pointes secteurs"

La durée est du même ordre mais l'amplitude proche de celle des mécanogrammes.

Nous chercherons donc à déterminer un coefficient Z telle que la détection soit optimale :

$$|I_j(k) - I_j(k-1)| > Z M A_j$$

$$|I_j(k+1) - I_j(k)| > Z M A_j$$

avec les conditions préalables

$$|T_j(k) - T_j(k-1)| = 1$$

$$|T_j(k+1) - T_j(k)| = 1$$

La distinction entre les pointes secteurs et le myogramme résidera dans le fait que les "pointes-secteurs" apparaissent sur toutes les voies.

Sont donc considérées comme du myogramme des ondes dont la montée et la descente correspondent chacune à une période d'échantillonnage et dont l'amplitude est supérieure à la moyenne de l'amplitude correspondant à cette voie.

3.C - CONCLUSION

Après avoir expérimenté sans résultats probants une méthode basée sur le contenu fréquentiel de l'enregistrement, des méthodes fondées sur des critères de forme nous ont donné des résultats corrects en ce qui concerne le myogramme, le mécanogramme et les artefacts oculaires.

Ces résultats ont été obtenus par un ajustement des coefficients (X, Y, Z) intervenant dans le calcul des seuils d'amplitude.

Ce sont ces résultats que nous allons étudier dans le chapitre suivant.

CHAPITRE 4
RESULTATS

RESULTATS

4.A - METHODES DE COMPARAISON : INTERPRETATION VISUELLE ET AUTOMATIQUE

Les méthodes ont été expérimentées sur dix sujets malades ou non, âgés de 29 à 75 ans, et sur deux types de montages (voir annexe A).

Le spécialiste disposait du tracé papier obtenu grâce aux plumes de l'appareil d'EEG. Il a annoté ce tracé avec les différents types d'artefacts rencontrés.

D'autre part, un enregistrement sur bande magnétique du même malade était acquis par la chaîne de mesures du calculateur.

Les résultats du programme apparaissant sur un listing, il suffisait alors pour chacune des voies de vérifier si l'artefact détecté par le technicien l'avait été par le programme et si l'artefact détecté par le programme l'avait été par le technicien, ceci pour chaque valeur des paramètres X, Y, Z.

Il ne faut pas oublier, au niveau du programme, d'éliminer les parties de l'enregistrement correspondant aux phases où le technicien a interrompu l'examen pour déplacer des électrodes mais n'a pas stoppé l'enregistreur magnétique car ces périodes fausseraient la moyenne mobile et donc la détection.

4.B - DETECTION DES MOUVEMENTS D'YEUX

4.B.1. RESULTATS

Il s'agit d'ajuster le paramètre X correspondant au seuil d'intensité. Une première plage de variation de ce paramètre a été retenue en examinant visuellement un certain nombre de tracés pour obtenir l'ordre de grandeur du rapport d'amplitude entre ces artefacts et l'activité de fond : le niveau de ces artefacts étant très variable, un seuil relativement faible est nécessaire. Nous avons ainsi réalisé une première estimation qui a situé la valeur de X entre 2 et 3.

Tous les tests devant être faits pour chaque valeur des paramètres, il n'est pas envisageable, compte tenu du temps de calcul de faire varier continuellement X. Nous avons donc essayé la méthode sur les valeurs 2, 2.5, 3.

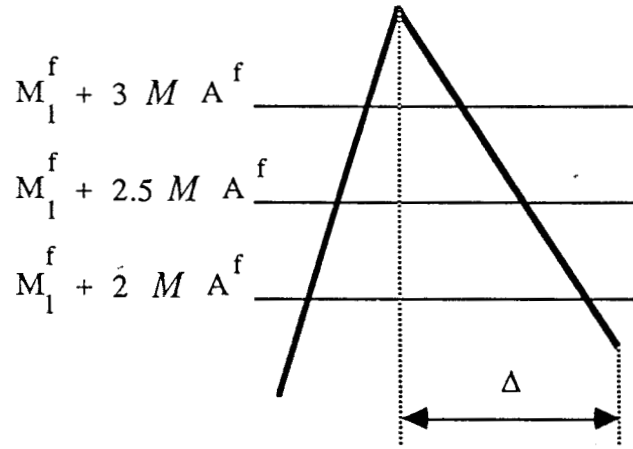
Sur les enregistrements, le spécialiste a détecté 67 artefacts oculaires, le tableau suivant donne en nombre et pourcentage les détections correctes et les artefacts non détectés par le programme. Nous nous sommes intéressés, d'autre part, aux fausses détections, c'est-à-dire à des artefacts qui n'existent pas mais ont été considérés comme tels par le programme.

Paramètre X	2	2,5	3
Artefacts détectés par le programme et le spécialiste	58 / 87 %	62 / 93 %	51 / 76 %
Artefacts existants non détectés par le programme	9 / 13 %	5 / 7 %	16 / 24 %
Fausses détections	39	9	3

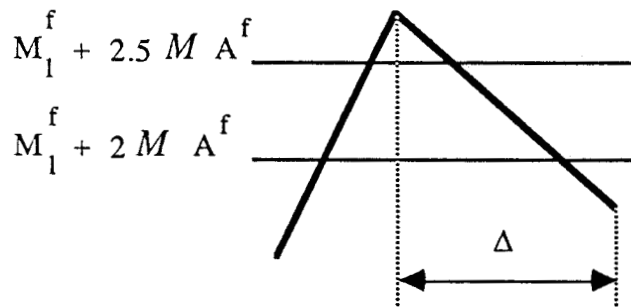
Dans le but d'améliorer la procédure de détection, nous comptabilisons le nombre d'artefacts réels et détectés simultanément par les trois niveaux de seuil. Ils sont au nombre de 46, soit 69 % des artefacts réels.

De même, les artefacts existants et détectés simultanément pour $X = 2$ et $X = 2.5$, sont au nombre de 56, soit 83 % des artefacts réels, ceux détectés par les deux seuils $X = 2.5$ et $X = 3$ sont moins nombreux : nous en avons trouvé 49, soit 73 %.

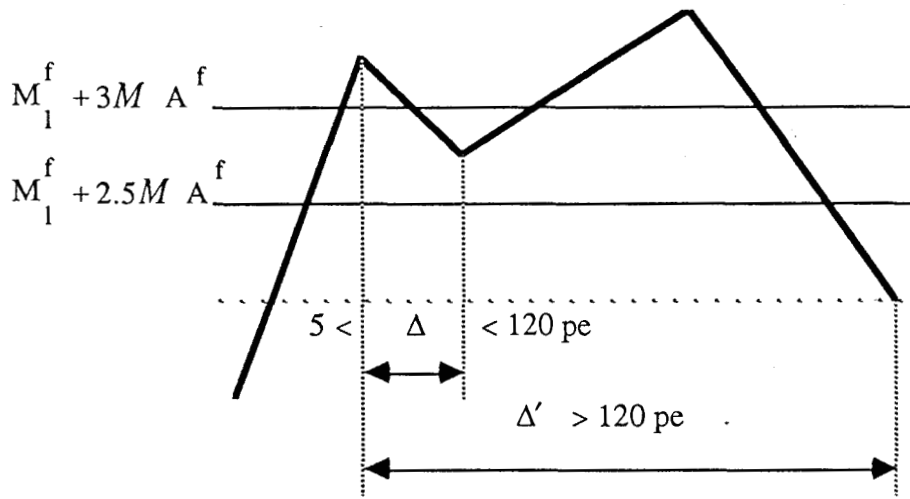
Exemples



Détection par 2, 2.5 et 3



Détection par 2 et 2.5



Détection par 2.5 et 3

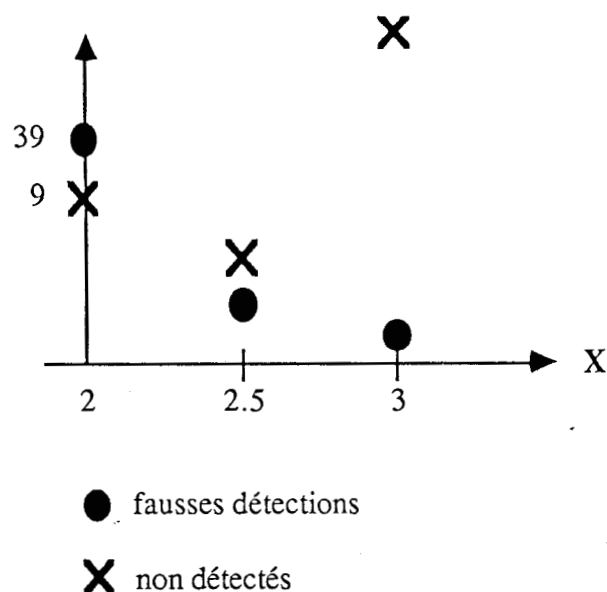
Nous pouvons donc conclure :

- > qu'une détection multi-seuils n'améliore pas la qualité de détection ;
- > que pour les valeurs des seuils testés, la meilleure détection se fait pour $X = 2.5$

Il existe peut-être une valeur de X comprise entre 2 et 2.5 (compte tenu du pourcentage de doubles détections plus élevé entre 2 et 2.5 qu'entre 2.5 et 3) telle que le nombre d'artefacts détectés soit le plus élevé possible mais nous constatons que le nombre de fausses détections serait lui aussi plus élevé. En effet, il est difficile de parler d'optimum car nous nous trouvons en face de deux critères antagonistes :

- > maximisation du nombre d'artefacts détectés ;
- > minimisation des fausses détections.

La courbe des fausses détections est constamment décroissante en fonction de X , alors que la courbe des non détectés décroît lorsque X varie entre 2 et 2.5 et croît de 2.5 à 3. Il existe donc un minimum pour cette courbe que l'on peut situer, compte-tenu des résultats pour les doubles seuils, entre 2 et 2.5 mais le nombre de fausses détections sera, en ce point, supérieur au nombre des fausses détections pour $X = 2.5$.



Nous en resterons donc à une valeur de seuil telle que, pour l'enregistrement l et la voie f :

$$\text{Polarité positive : Seuil} = M_1^k + 2,5 M A^f$$

$$\text{Polarité négative : Seuil} = M_1^k - 2,5 M A^f$$

Dans l'hypothèse d'un sujet épileptique atteint de petit mal, certaines pointes-ondes pourraient, compte tenu des durées autorisées, se trouver sur les voies frontales avec des amplitudes dépassant les seuils précédents.

Une méthode pour éliminer ces pointes de notre détection serait de tester le synchronisme de ces figures sur toutes les voies : si elles se trouvent sur toutes les voies, alors ces "pseudo-artefacts" étaient des pointes-ondes et ne sont pas à rejeter.

Ce test supplémentaire n'a pu être expérimenté faute des données cliniques correspondantes.

4.B.2. EXPLICATION DES ERREURS DE DETECTION

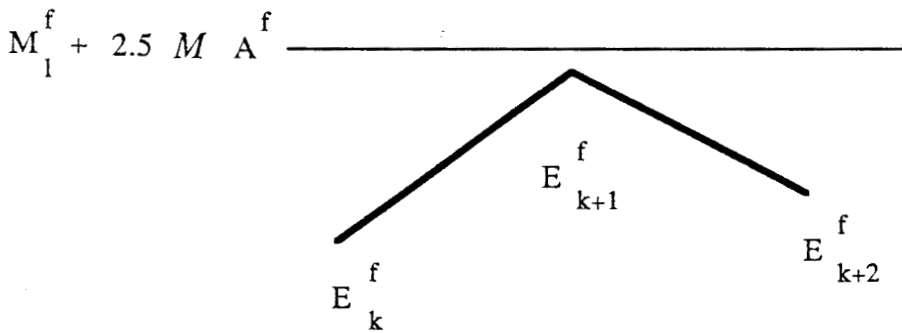
Ayant retenu la valeur 2.5 pour le coefficient de seuil X, il demeure deux types d'éléments inexplicés :

- les atéfacts détectés par le spécialiste et non détectés par le programme : 7 % ;
- les éléments considérés par l'analyse automatique comme artefacts et qui n'en sont pas en réalité.

Il est intéressant, en reprenant les enregistrements concernés, de tenter d'explicitier les raisons de ces erreurs.

La première catégorie correspond à deux phénomènes différents :

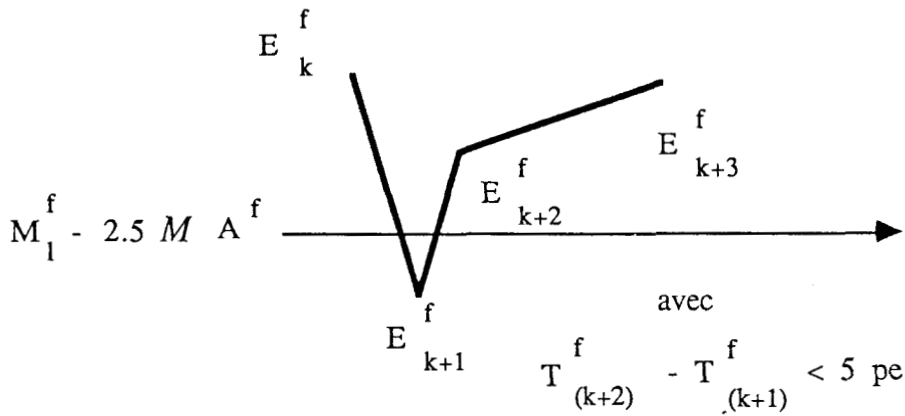
- certains artefacts, pour des enregistrements dont le niveau moyen est assez élevé, ne dépassent pas le seuil d'amplitude sur l'une des deux voies frontales, ce qui, sur cette voie, entraîne une configuration du type (polarité positive).



Un abaissement du seuil (diminution de X) entraînerait leur détection mais accroîtrait peut être le nombre de fausses détections ;

- d'autres artefacts ont un sommet extrêmement pointu et dont la durée au sommet est inférieure à 5 périodes d'échantillonnages. Par exemple, la configuration suivante (polarité négative) peut se rencontrer.

Ces artefacts sont rares ; diminuer la valeur minimum de Δ risquerait d'entraîner la détection de pointes épileptiques ou de myogrammes d'amplitude moyenne.



L'explication des fausses détections peut prendre, elle aussi, deux formes différentes.

Nous constatons que même si l'on prend $X = 3$, il demeure trois fausses détections. Ces fausses détections "résiduelles" sont le fait de la façon d'interpréter du spécialiste.

D'autre part, les autres fausses détections sont dues à un problème de seuil pour des enregistrements dont le niveau moyen est assez faible. Des "rythmes courants" sont alors pris comme artefacts. Le problème est alors inverse de celui rencontré pour les indétectés puisqu'augmenter le seuil (c'est-à-dire X) supprimerait ces fausses détections mais accroîtrait les indétectés.

4.C - DETECTION DES MECANOGRAMMES

4.C.1. RESULTATS

La première partie du travail a consisté en comparant les enregistrements et la valeur des moyennes mobiles, à déterminer une plage grossière du paramètre de seuil des mécanogrammes Y .

Ceci nous a amené à prendre :

$$4 \leq Y \leq 6$$

Nous ne pouvons pas trop diminuer le seuil de détection, car en présence d'ondes lentes, celles-ci pourraient se trouver détectées.

Nous avons testé le programme pour $Y = 4$, $Y = 5$ et $Y = 6$ puisque le temps de calcul ne nous autorisait pas à prendre des pas plus fins.

Nos enregistrements comportaient, d'après le spécialiste, 128 mécanogrammes. Nous dressons le tableau suivant

	Y = 4	Y = 5	Y = 6
Artefacts détectés par le programme et l'expert	115 / 90 %	118 / 93 %	96 / 75 %
Artefacts non détectés par le programme	13 / 9 %	10 / 7 %	32 / 24 %
Fausse détections	37	4	0

Nous nous sommes également intéressés aux résultats correspondant à une détection correcte pour plusieurs seuils à la fois :

- les artefacts réels qui sont détectés en même temps pour $Y = 4$, $Y = 5$ et $Y = 6$ sont au nombre de 86, soit 67 % du total des mécanogrammes existants ;
- les artefacts réels détectés pour $Y = 4$ et $Y = 5$ sont 109 (85 %) ;
- les artefacts réels détectés pour $Y = 5$ et $Y = 6$ sont 94 (75 %).

On remarque que pour les doubles détections, les seuils $Y = 4$ et $Y = 5$, amènent à une meilleure détection que l'utilisation des seuils 5 et 6.

S'il existe un optimum de détection, nous pouvons en conclure qu'il se situerait entre $Y = 4$ et $Y = 5$.

Là encore, il est difficile de parler d'optimum globalement puisque la courbe des fausses détections est constamment décroissante en fonction de Y alors que la courbe des non détectés est d'abord décroissante puis croissante.

Nous pouvons donc considérer que $Y = 5$ constitue un bon compromis entre les non détectés et les fausses détections.

Ceci nous donne les seuils d'intensité pour la voie j et l'enregistrement l :

$$\text{Polarité positive : } S = M_j + 5 M A_j$$

$$\text{Polarité négative : } S = M_j - 5 M A_j$$

4.C.2. EXPLICATION DES ERREURS DE DETECTION

Nous constatons que pour $Y = 6$, nous atteignons un pourcentage de fausses détections égal à 0. Ici, l'explication des fausses détections est uniquement une question de niveau de seuil, en effet, pour cette détection, aucun critère de synchronisme n'intervient, donc une onde suffisamment grande peut être détectée si l'enregistrement considéré a une moyenne M_j faible. Alors une onde d'amplitude supérieure à son environnement risque d'être prise pour un mécanogramme, Y intervenant comme un coefficient multiplicatif.

Les artefacts non détectés par le programme, correspondent, soit à des individus et à des voies dont le tracé de base (activité de fond) a une moyenne d'amplitude élevée, soit à des artefacts dont le sommet est très pointu. Nous avons vu, à propos des artefacts oculaires, qu'il pourrait être dangereux de diminuer la durée maximum acceptable de peur de confondre ces artefacts avec des phénomènes pathologiques.

4.D - DETECTION DU MYOGRAMME

Pour ce type d'artefacts, le chiffrage du résultat est plus difficile. En effet, l'interprétation du spécialiste se fait sur un tracé qui n'est pas l'exacte réplique des données brutes en mémoire puisque le technicien, lors de l'enregistrement, fait intervenir des filtres atténuateurs et que d'autre part, l'inertie de la plume tend à gommer les phénomènes rapides que sont les myogrammes.

La détection de ce type d'artefacts doit pourtant se faire sur les données brutes telles qu'elles sortent de l'appareil d'EEG puisque c'est sur ces données que l'analyse automatique va être menée.

Toutefois, il est facile pour l'informaticien de vérifier la concordance des résultats du listing (présence ou non du myogramme pour un numéro d'enregistrement et une voie), et l'allure du tracé en utilisant une console de visualisation graphique et en faisant tracer sur celle-ci les données telles qu'elles se trouvent en mémoire du calculateur.

Nous constatons que pour le myogramme de faible amplitude, le critère retenu, c'est-à-dire présence de 10 ondes dont le temps de montée et de descente correspond à une période d'échantillonnage, et dont l'amplitude est supérieure à l'amplitude moyenne des ondes sur cette voie, correspond bien aux tracés "noircis par une activité musculaire".

Ce critère va donc nous permettre d'éliminer les morceaux d'enregistrement correspondant pour la suite de l'analyse.

D'autre part, pour la recherche des myogrammes de grande amplitude qui sont des événements isolés, le paramètre Z correspond à un choix qui doit permettre de détecter les pointes secteurs.

Après avoir fait tourner le programme pour des valeurs de $Z = 4$, $Z = 5$, $Z = 6$ [pour le critère amplitude de la montée supérieure à Z fois la moyenne d'amplitude pour cette voie et amplitude de la descente supérieure à Z fois la moyenne d'amplitude pour cette voie], nous constatons que $Z = 5$ convient pour la détection des pointes secteurs.

Le myogramme de cette amplitude, s'il se produit de façon isolée, sera éliminé pour la phase suivante de l'analyse automatique.

Par contre, si ce phénomène obscurcit durablement l'activité de fond, il est intéressant de mettre en œuvre, sur ces périodes, les filtres définis à l'annexe C, c'est-à-dire le filtre F.I.R. de GOTMAN [15] en cas de suspicion d'activité épileptique, ou le filtre non linéaire de JONHSON [16] dans les autres cas. Les moyens de calcul dont nous disposons, ne nous ont pas permis de les utiliser, compte tenu de l'importance du temps de calcul nécessaire mais, dans un système complet de traitement de l'EEG, ils constitueraient un module intéressant.

CONCLUSION

CONCLUSION

Notre but était de mettre au point une méthode permettant la détection et donc l'élimination des artefacts pouvant se rencontrer sur un tracé EEG.

Après avoir tenté d'utiliser une méthode globale basée sur les caractéristiques fréquentielles du signal, nous avons cherché à imiter le comportement de l'expert qui interprète le tracé. Une méthode basée sur les caractéristiques morphologiques du tracé a donc été mise au point. Elle donne satisfaction en ce qui concerne les artefacts oculaires, le mécanogramme et le myogramme.

Le signal électroencéphalographique tel qu'il résulte de l'examen du patient peut, en utilisant les méthodes vues précédemment, être débarrassé des mécanogrammes, myogrammes et artefacts oculaires.

En effet, le calculateur fournit pour chaque occurrence de ce type d'artefact, l'instant et la voie où il se produit. Il suffit alors dans l'analyse ultérieure de ne plus considérer l'enregistrement dans son intégralité mais seulement les moments où le programme n'a rien détecté.

Il en résulte que, pour l'étude des rythmes de base contenus dans le signal, l'étude fréquentielle, qu'elle soit menée par FFT ou par recherche des passages à zéro, ne sera pas biaisée par l'influence des artefacts.

D'autre part, lors de la recherche de figures paroxystiques, soit par reconnaissance de formes élémentaires, soit par filtrage autorégressif, ces mêmes artefacts ne pourront être confondus avec des éléments pathologiques.

Le module réalisé constitue un prétraitement dans le système complet d'analyse de l'EEG. Il nous semble que, compte tenu de la complexité du signal EEG, un système automatique de traitement de ce signal doit être un système expert intégrant des données autres que le seul tracé EEG : le spécialiste lorsqu'il interprète le tracé utilise, non seulement son expérience mais aussi beaucoup d'informations liées au contexte (car si les états pathologiques sont générateurs d'anomalies dans le tracé, le diagnostic ne peut se fonder sur la seule observation de l'EEG). Il doit prendre en compte d'autres facteurs cliniques, tels l'âge du patient, les traitements médicamenteux en cours et les tracés EEG antérieurs. En effet, les mêmes anomalies peuvent provenir de troubles différents ou même se rencontrer dans un tracé normal.

Cet ensemble de données pourra se trouver rassemblé dans la base de connaissance associée au système expert.

La réalisation de ce système constituera la suite de notre travail.

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE

- [1] P. HAZEMAN
Electroencéphalographie - Masson - 1979

- [2] M.L. HECTOR
Technique de l'enregistrement électroencéphalographique - Masson - 1968

- [3] H. FISHGOLD - C. DREYFUS-BRISAC
Savoir interpréter un électroencéphalogramme.
Albert de Vissher - 1969

- [4] M. BEAUSSART - J.D. GUIEU
Handbook of electroencephalography and clinical neurophysiology.
Vol. 11A - p. 80-97 - Elsevier - 1977

- [5] J. BEATTY - C. FIGUEROA
The detection and treatment of artifacts in computer controlled neurophysiological
experiments - Behavior Research Methods and Instrumentation
Vol. 7 (2) - p. 179-182 - 1975

- [6] J.S. BARLOW - A. REMOND
Eye movement artifact hulling in EEGs by multichannel online EOG subtraction. -
Electroencephalog. and Clin. Neurophysiol.
Vol. 52 n° 5 - p. 418-423 - Nov. 1981

- [7] D.G. GIRTON - J. KAMIYA
A simple on line technique for removing eye movement artifacts from the EEG.
Electroencephalog. and Clin. Neurophysiol.
Vol. 34 n° 2 - p. 212-216 - Fev. 1973

- [8] C. FORTGENS - M.P. DEBRUIN
Removal of eye movement and ECG artifacts from the non cephalic reference EEG -
Electroencephalog. and Clin. Neurophysiol - Vol. 56 - p. 90-96 - 1983
- [9] A.S. GEVINS - C.L. YEAGER - G.M. ZEITLIN - S. ANCOLI -
M.F. DEDON
On line computer rejection of EEG artifact.
Electroencephalog. and Clin. Neurophysiol - Vol. 42 - p. 267-274 - 1977
- [10] J.R. BOURNE - B. HAMEL - D. GIESE - G.H. WOYCE - P.L. LAWRENCE
J.W. WAROL - P.E. TESCHAN
The EEG analysis system of the national cooperative dialysis study.
IEEE Trans. on Biomed. engineering - Vol. BME 27 n° 11 - Nov. 1980
- [11] A. ISAKSSON - A. WENNBERG
Visual evaluation and computer analysis of the EEG. A comparison.
Electroencephalog. and Clin. Neurophysiol. - Vol. 38 - p. 79-86 - 1975
- [12] V. JAGANNATHAN - J.R. BOURNE - D.A. GIESE - B. HAMEL - J.W. WARD
Syntactic EEG analysis : artifact and drowsiness detection.
IEEE Trans. on Systems Man and Cybernetics - Vol. 11-6 - 1979
- [13] L.H. ZETTERBERG
Recent Advances in EEG data processing.
Contemporary Clinical Neurophysiology (EEG Suppl. n° 34) - Elsevier - 1978
- [14] J.S. BARLOW
EMG artifact minimization during clinical EEG recordings by special analog filtering.
- Electroencephalog. and Clin. Neurophysiol. - Vol. 58 n° 2 - p. 161-174 - Août
1984
- [15] J. GOTMAN - J.R. IVES - P. GLOOR
Frequency content of EEG and EMG at seizure onset : possibility of removal of
EMG artefact by digital filtering.
Electroencephalog. and Clin. Neurophysiol. - Vol. 52 - p. 526-639 - 1981

- [16] T.L. JOHNSON - S.C. WRIGHT - A. SEGALL
Filtering of muscle artifact from the Electroencephalogram.
IEEE Trans. on Biomed. Engineering - Vol. BME-26 n° 10 - Oct. 1979
- [17] J.S. BARLOW
Muscle spike artifact minimization in EEGs by time domain filtering.
Electroencephalog. and Clin. Neurophysiol. Vol. 55 - p. 487-481 - 1983
- [18] J. GOTMAN - P. GLOOR
Automatic recognition and quantification of interictal epileptic activity in the human scalp EEG.
Electroencephalog. and Clin. Neurophysiol. - Vol. 41 - p. 513-529 - 1976
- [19] P.Y. STONAS - P.L. OSORIO - R.L. EVERETT
Automated detection of EEG artifacts during sleep : preprocessing for all night spectral analysis.
Electroencephalog. and Clin. Neurophysiol. Vol. 46 - p. 382-388 - 1979
- [20] J. MAX
Méthodes et techniques de traitement du signal et application aux mesures physiques
- Tome 1 - Masson - 1981
- [21] C. FAURE - B. DUBUISSON - D. SAMSON-DOLLFUSS
Segmentation d'un signal expérimental à partir de descripteurs morphologiques, application à l'électroencéphalogramme - Int. J. Biomedical Computing (11) - p. 461-477 - 1980
- [22] D. BURGER
Analysis of Electrophysiological signals : a comparative study of two algorithms.
Computers and Biomedical Research 13 - p. 73-86 - 1980
- [23] P.L. NUNEZ
A study of origins of the time dependencies of scalp EEG II : Experimental support of theory. - IEEE Trans. on Biomed. Engineering - Vol. BME 28 n° 3 - p. 281-288 - Mars 1981

- [24] D. LEHMAN
Multichannel topography of human alpha EEG fields.
Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. - n° 31 - p. 439-449 - 1971
- [25] K. PALEM - R.E. BARR
Period-peak analysis of the EEG with microprocessor applications.
Computer Programs in Biomedicine n° 14 - p. 145-156 - 1982
- [26] H.M. PRAETORIUS - G. BODENSTEIN - O.D. CREUTZFELDT
Adaptative segmentation of EEG records : a new approach to automatic EEG analysis
- Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. n° 42 - p. 84-94 - 1977
- [27] D. MICHAEL - J. HOUCHIN
Automatic EEG analysis : a segmentation procedure based on the autocorrelation
function - Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. - n° 46 - p. 232-235 - 1979
- [28] G. DUMERMUTH
Clinical EEG Informatics
Contemporary Clinical Neurophysiology (EEG sup n° 34)
Elsevier - p. 133-140 - 1978
- [29] J.S. BARLOW
Computerized Clinical Electroencephalography in perspective.
IEEE Trans. on biomed. engineering
Vol. BME 26 n° 7 - p. 377-390 - Juillet 1979
- [30] A.S. GEVINS - C.L. YEAGER - S.L. DIAMOND - J.P. SPIRE - G.M. ZEITLIN
- A.H. GEVINS
Automated analysis of the electrical activity of the human brain (EEG)
A progress report
Proceedings of the IEEE - Vol. 63 n° 10 - p. 1382-1392 - oct. 1975
- [31] M. MATOUSEK - A. ARDVIDSSON - S. FRIBERG
Implementation of Analytical methods in daily clinical EEG.

- Contemporary Clinical Neurophysiology (EEG sup. n° 34)
Elsevier - p. 199-204 - 1978
- [32] H. KUNKEL
Frequency analysis.
Contemporary Clinical Neurophysiology (EEG Sup. n° 34)
Elsevier - p. 147-150 - 1978
- [33] J. GOTMAN - D.R. SKUCE - C.J. THOMPSSON - P. GLOOR - J.R. IVES -
W.F. RAY
Clinical applications of spectral analysis and extraction of features from
electroencephalograms with slow waves in adult patients.
Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. - n° 35 - p. 225-235 - 1973
- [34] J. GOTMAN
Problems of presentation of analytical results.
Contemporary Clinical Neurophysiology (EEG Sup. n° 34)
Elsevier - p. 191-197 - 1978
- [35] A. BRICOLO - S. TURAZZI - F. FACCIOLI - F. ODORIZZI -
G. SCIARRETTA - P. ERCULIANI
Clinical application of compressed spectral array in long term EEG monitoring of
comatose patients.
Contemporary Clinical Neurophysiology - n° 45 - p. 211-225 - 1978
- [36] D. SAMSON-DOLLFUSS - J.M. CALLAUD - P. GOLDBERG - F. GREMY
Analyse multidimensionnelle des spectres EEG chez des sujets normaux et
pathologiques - Société d'EEG et de Neurophysiologie Clinique de langue française -
p. 195-197 - 1972
- [37] R.N. HARNER - K.A. OSTERGREN
Computed EEG Topography.
Contemporary Clinical Neurophysiology (EEG Sup. n° 34)
Elsevier - 1978

- [38] R.N. HARNER
EEG Analysis in the time-domain.
EEG Informatics Editeur Rémond - Sept. 1977
- [39] J.R. SMITH
Automated EEG analysis with microcomputers.
Medical Instrumentation - Vol. 14 - n° 6 - p. 319-321 - Nov. 1980
- [40] J.D. FROST - C.E. HILLMAN - J. AND P KELLAWAY .
Automatic interpretation of EEG : Analysis of background activity Computers and
Biomed. - Research - n° 13 - p. 242-257 - 1980
- [41] M. CHAVANCE
L'analyse temporelle de l'EEG et ses quantifications.
Société d'EEG et de Neurophysiologie Clinique de langue française -
p. 212-217 - 1975
- [42] D. SAMSON-DOLLFUSS - P. GOLDBERG
Electroencephalographic quantification by time domain analysis in normal 7.15 years
old children.
Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. - n° 46- p. 147-154 - 1979
- [43] L.H. ZETTERBERG
Recent advances in EEG data processing.
Contemporary Clinical Neurophysiology (EEG Sup. n° 34)
Elsevier - p. 19-38 - 1978
- [44] B.H. JANSEN - J.R. BOURNE - J.W. WARD
Autoregressive estimation of short segment spectra for computerized EEG analysis. -
IEEE Trans. on biomed. engineering
Vol. BME 28 - n° 9 - p. 630-638 - Sept 1981
- [45] A. ISAKSSON - A. WENNBERG - L.H. ZETTERBERG
Computer analysis of EEG signals with parametric models.
Proceedings of the IEEE - Vol. 69 n° 4 - p. 451-461 - Avril 1981

- [46] A. WENNBERG - L.H. ZETTERBERG
Application of a computer based model for EEG analysis.
Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. - n° 31 - p. 457-468 - 1971
- [47] A. ISAKSSON - A. WENNBERG
Visual evaluation and computer analysis of the EEG : a comparison.
Contemporary Clinical Neurophysiology - n°38 - p. 79.86 - 1975
- [48] F.H. LOPES DA SILVA
Analysis of EEG non stationnarities.
Contemporary Clinical Neurophysiology (EEG Sup. n° 34)
Elsevier - p. 163-179 - 1978
- [49] F.H. LOPES DA SILVA - K. VAN HULTEN - J.G. LOMMEN - W. STORM
VAN LEEUWEN - C.W.M. VAN VEELLEN - W. ULIEGENTHART
Automatic detection and localisation of epileptic foci.
Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. - n° 18 - p. 1-13 - 1978
- [50] J. GOTMAN - P. GLOOR - N. SCHAUL
Comparison of traditional reading of the EEG and automatic recognition of interictal epileptic activity.
Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. - n° 44 - p. 48-60 - 1978
- [51] J. GOTMAN
Automatic recognition of epileptic seizures in the EEG.
Electroenceph. and Clin. Neurophysiol - n° 54 - p. 530-540 - 1982
- [52] J.M. PINON
Reconnaissance de formes dans l'électroencéphalogramme : application à la détection automatique des bouffées de pointes-ondes diffuses.
Thèse de Docteur Ingénieur - Lyon - Oct. 1980
- [53] W.J. RIJCKEN - J.M.F. MOL
Spectral analysis in clinical electroencephalography.
Journal of medical engineering and technology
Vol. 5 - n° 3 - p. 119-128 - Mai 1981

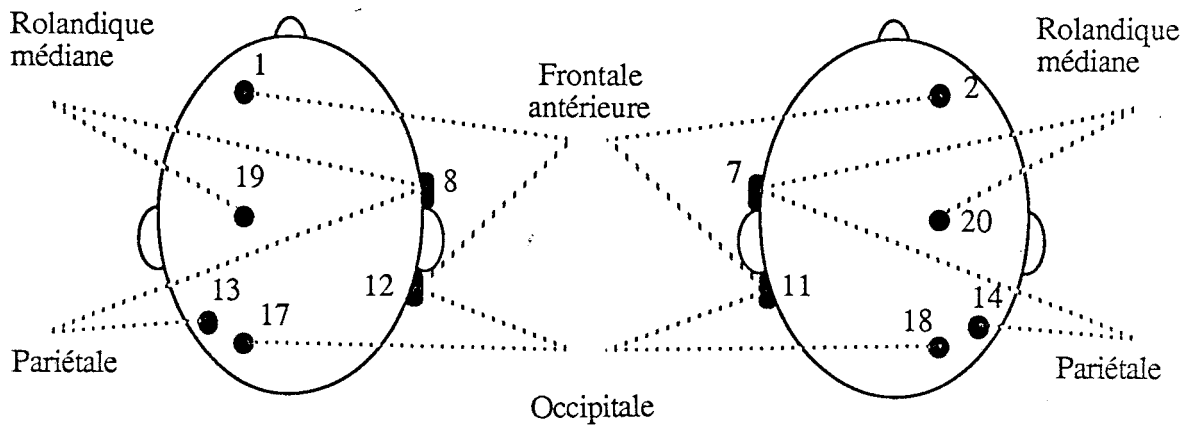
- [54] C.D. BINNIE - B.G. BATCHELOR - P.A. BOWRING - C.E. DARBY -
L. HERBERT - D.S.L. LLOYD - D.M. SMITH - G.F. SMITH - M. SMITH
Computer assisted interpretation of clinical EEGs.
Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. - n° 44 - p. 575-585 - 1978
- [55] H. RIEGER
L'utilisation des fonctions de corrélation dans la recherche EEG topographique.
Société d'EEG et de Neurophysiologie Clinique de langue française - p. 298-300 -
Séance des 5 et 6 décembre - 1972
- [56] S.G. COUPLAND - M.J. TAYLOR - R.F. KOOPMAN
EEG Landscapes : an application of computer cartography.
Psychophysiology - Vol. 17 - n° 4 - p. 413-417 - Juillet 1980
- [57] J.C. SHAW
Topographic analysis of the EEG.
Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. - p. 133-146 - 1972
- [58] F.H. DUFFY - P.H. BARTELO - J.L. BURCHFIEL
Significance probability mapping : an aid in the topographic analysis of brain
electrical activity.
Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. - n° 51 - p. 455-462 - 1981
- [59] A. REMOND - C. CONTE - M. ZARINDJIAN
Description de quelques aspects de l'organisation du rythme alpha à l'état de veille -
Société déléctroencéphalographie de langue française - Séance du 5 avril 1962 - p.
225.231
- [60] R.N. HARNER - K.A. OSTERGREN
Computed EEG topography.
Contemporary Clinical Neurophysiology (EEG Sup. n° 34)
Elsevier - p. 151-161 - 1978
- [61] I. FEINBERG - J.D. MARCH - G. FEIN - T.C. FLOYD - J.M. WALTER -
L. PRICE

- Period and amplitude analysis of 0.5-3 c/sec. activity in Nrem sleep of young adults.
Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. - n° 44 - p. 202-213 - 1978
- [62] J.M. GAILLARD - A.E. SIMMEN - R. TISSOT
Analyse automatique des enregistrements polygraphiques de sommeil.
Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. - n° 30 - p. 557-561 - 1971
- [63] J.R. SMITH - W.F. FUNKE - W.C. YEO - R.A. AMBUEHL
Detection of human sleep EEG waveforms.
Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. - n° 38 - p. 435-437 - 1975
- [64] B.B. MAC GILIVRAY
Handbook of electroencephalography and Clinical Neurophysiology.
Elsevier - Vol. 3C - p. 88-103 - 1974
- [65] W. BARRY - G.M. JONES
Influence of eye lid movements upon electrooculographic recording of vertical eye movement.
Aerospace Med. - n° 36 - p. 855-858
- [66] D.A. OVERTON - C. SHAGASS
Distribution of eye movement and eyeblink potentials over the scalp.
Electroenceph. and Clin. Neurophysiol. - n° 27 - p. 546-556 - 1969
- [67] A.V. OPPENHEIM - R.W. SCHAFER
Digital signal processing.
Prentice Hall - 1975
- [68] K.A. KOOI
Fundamentals of Electroencephalography - Harper and Row - 1971
- [69] D.O. WALTER - W.R. ADEY
Analysis of brain wave generators as multiple statistical time series.
IEEE Trans. Biomed. Engineering - Vol. BME 12 - p. 8-13 - Janvier 1965

ANNEXES

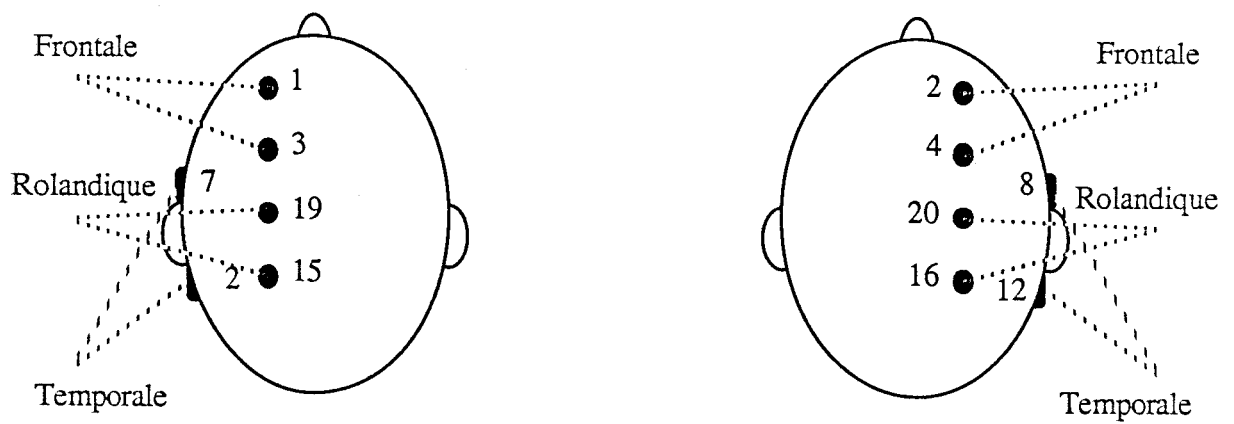
ANNEXE A

Premier Montage : montage d'orientation



8 dérivation E.E.G.

Deuxième Montage



6 dérivation E.E.G.
1 dérivation E.C.G.



ANNEXE B

LE TRAITEMENT INFORMATIQUE DE L'EEG

Etant données les caractéristiques des signaux d'électroencéphalographie, les traitements concernant l'interprétation automatique de l'EEG peuvent se diviser en deux catégories :

- ceux visant à évaluer l'activité de fond ;
- ceux relatifs à la détection et à l'identification de l'activité paroxystique.

D'autre part, ce type de traitement ayant donné lieu à une littérature abondante portant sur les aspects tant recherche qu'utilisation clinique, nous nous sommes particulièrement attachés à décrire les méthodes qui ont fait leurs preuves en milieu hospitalier [28], [29], [30].

De plus, une bonne interprétation nécessite la prise en compte simultanée des événements se produisant sur les différentes voies de façon à pouvoir découvrir la localisation des éventuelles anomalies. Nous nous sommes donc intéressés aux techniques qui permettent de mettre à l'évidence la topographie de l'EEG.

L'interprétation des tracés de nuit posant quelques problèmes spécifiques, nous avons laissé à part l'étude des traitements relatifs à ce type de tracé.

1 - METHODES D'ETUDE DES RYTHMES DE BASE

Il s'agit d'évaluer la répartition fréquentielle du signal. Pour ce faire, différentes techniques sont utilisables [31], [32].

a) Calcul de la transformée de FOURIER rapide

Par cette méthode, on obtient directement le spectre et le spectre de puissance.

Lorsque les hypothèses concernant la validité de ce calcul sont satisfaites (stationnarité) et que l'on a corrigé l'erreur due à la taille finie de l'échantillon (utilisation de fenêtres), ce calcul nous donne des résultats intéressants mais produit une masse de données telle qu'un traitement ultérieur s'impose.

Ce traitement peut se présenter sous forme de ratios (34,33). GOTMAN définit des ratios entre les activités dans les bandes de fréquence δ , α , θ et β : $\delta+\theta / \alpha+\beta$. En normalisant ce rapport, il obtient des canonogrammes qui lui permettent de détecter les lésions cérébrales s'il y a l'augmentation de ce rapport en un point du scalp.

A. BRICOLO [35] a envisagé la condensation des spectres dans le temps permettant de voir facilement l'évolution du patient.

SAMSON DOLLFUS réalise l'analyse multidimensionnelle des spectres : on étudie la modification du nuage de points selon la phase du tracé enregistré ou selon les diverses dérivations [36].

b) Etude dans le domaine temporel

Elle est réalisée soit par analyse de période : on mesure la durée séparant les passages à 0 du signal [37], [38], [39], [40], soit en utilisant les paramètres de HORJT [41] qui représentent la pente, l'amplitude et la variance de la pente du signal.

Là encore, des traitements statistiques [42] sont nécessaires pour interpréter facilement les résultats obtenus [54].

c) Modèles autorégressifs [43], [44], [45]

Ces modèles nous permettent d'obtenir le spectre du signal : les coefficients d'autorégression sont obtenus par autocorrélation du signal et sont les paramètres du filtre qui permet de calculer le spectre.

Le filtre de KALMAN est utilisable mais donne des calculs plus longs. Dans ce type de méthodes, le calcul de l'ordre du modèle est un point délicat (souvent ordre 10).

WENNBERG [46], [47], a développé des techniques SPA (Spectral parameter analysis) et LPA (latent profile analysis) permettant de réduire les paramètres et d'exploiter synthétiquement les résultats.

II - METHODES D'ETUDE DES ELEMENTS PAROXYSTIQUES

Nous pouvons distinguer trois approches selon la façon de considérer la figure paroxystique.

a) Utilisation de modèles autorégressifs [48] [49]

Cette méthode repose sur l'hypothèse que l'EEG d'un malade épileptique est la somme d'un bruit filtré et de pointes.

Il s'agit donc de calculer un modèle de filtre autorégressif qui représente le processus et de déterminer le filtre inverse. Ensuite, on traite l'EEG par ce filtre et le signal d'erreur est élevé au carré puis lissé.

Le signal ainsi obtenu et le signal initial sont confrontés dans un test du χ^2 , les instants où ce test a une valeur supérieure à une valeur donnée correspondent à des pointes épileptiques.

b) Utilisation de méthodes descriptives [50], [51]

Ces méthodes sont basées sur une approche heuristique, où l'on recopie la démarche de l'opérateur humain : les pointes sont assimilées à des triangles et la reconnaissance des signaux s'opère par rapport à un seuil dépendant des caractéristiques du tracé de fond. Les critères utilisés sont très simples : pente du signal, amplitude, durée, dérivée seconde.

c) Utilisation de l'analyse discriminante [52]

Après avoir défini des paramètres significatifs (variables temporelles et variables spectrales) qui permettent de définir les classes de formes, on examine l'appartenance du signal suspecté à chacune de ces classes.

III - ETUDE DE LA TOPOGRAPHIE DE L'EEG

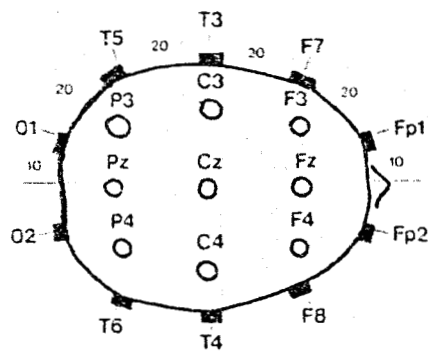
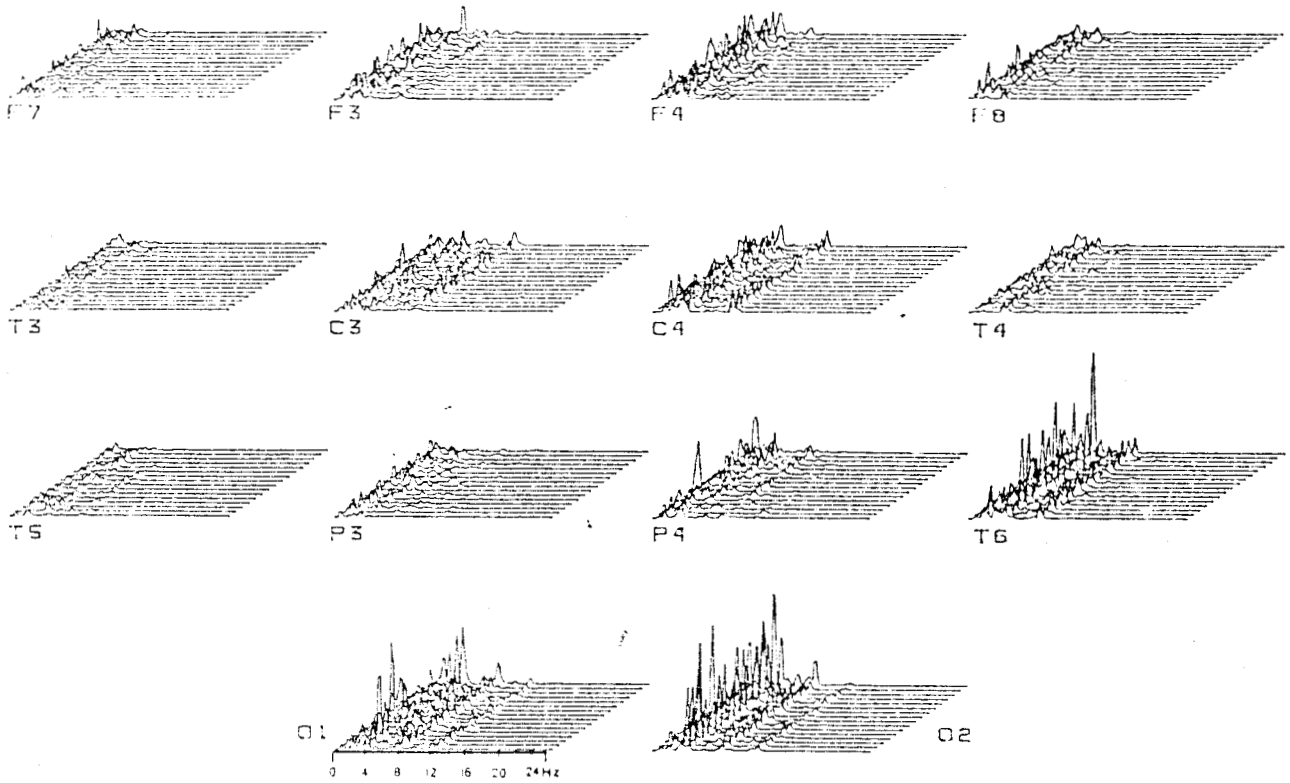
Les méthodes vues précédemment permettent d'analyser le contenu de chacun des tracés constituant l'enregistrement EEG.

Dans l'interprétation de l'EEG, on utilise de façon importante la comparaison des activités des différentes voies, c'est-à-dire la distribution spatiale du signal. Ceci permet de déterminer au niveau de la relation entre signaux, des caractéristiques particulières qui ont une signification dans une pathologie donnée.

Il est donc intéressant de rechercher des méthodes qui permettent d'exposer de façon synthétique ces différences d'activité selon la position sur le scalp.

Les visualisations présentant le spectre condensé pour les différentes électrodes sont intéressantes car elles permettent de suivre en même temps l'évolution spatiale et temporelle [53].

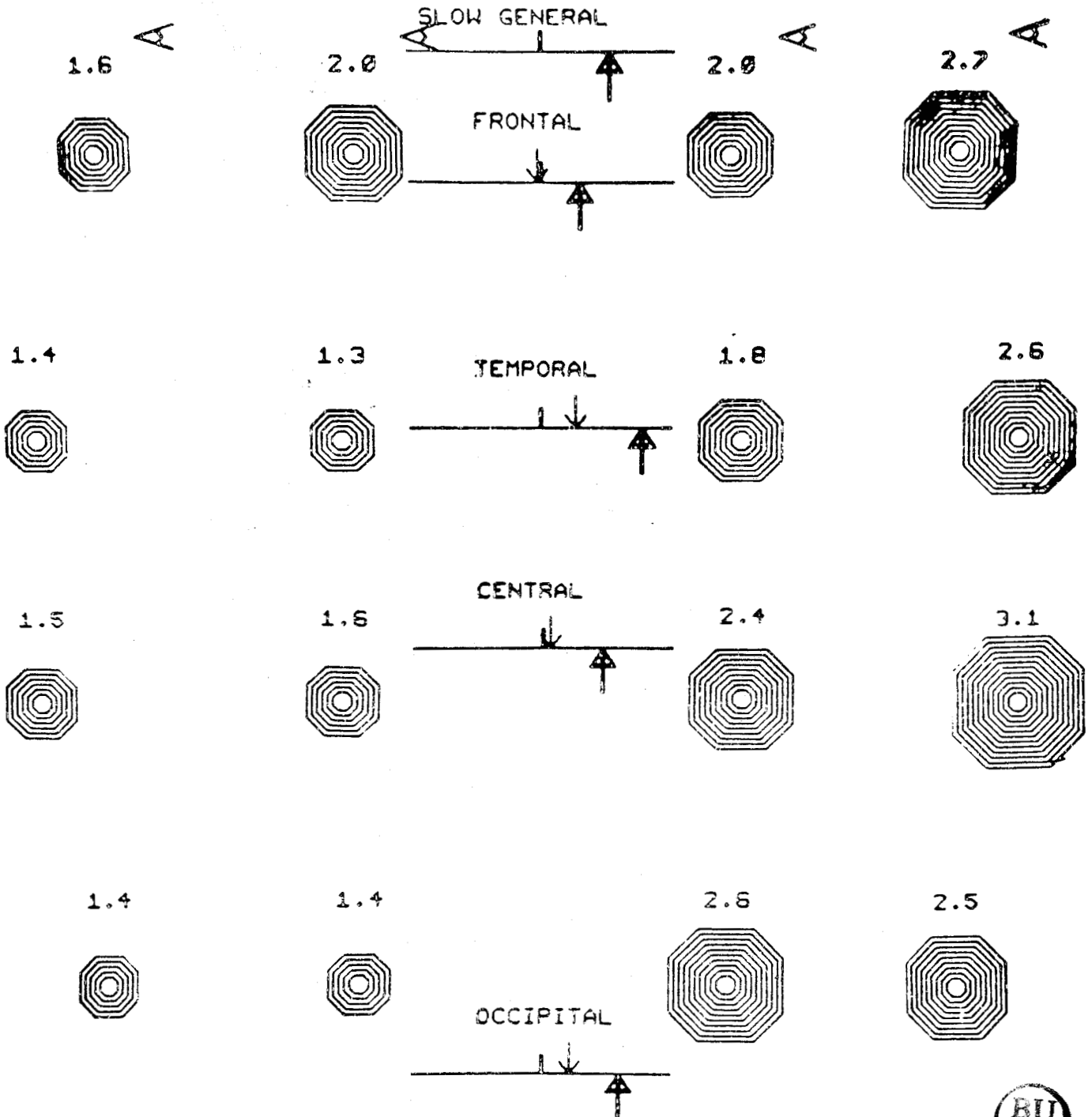
En dessous de chaque spectre condensé, la référence indique la position de l'électrode concernée (F : frontale, C : centrale, P : pariétale, T : temporale, O : occipitale).



Implantation
des électrodes



De la même façon, à partir des ratios $\delta+\theta / \alpha+\beta$ définis par GOTMAN [33], [34], on peut tracer des figures représentatives situées à l'emplacement des électrodes : les canonogrammes dont le nombre d'anneaux est proportionnel pour chaque voie à la racine carrée du ratio. Un sujet idéal, c'est-à-dire de ratio égal à 1, comprendrait trois anneaux. De plus, la déviation de la flèche par rapport au centre, est proportionnelle à la différence entre l'activité lente des deux hémisphères et se trouve du côté où il y a le plus d'ondes lentes. La figure suivante constitue une telle représentation (au dessus de chaque canonogramme est indiquée la valeur du ratio).



Nous nous sommes particulièrement intéressés à deux types de représentations

- les cartes de contour permettant les études des rythmes de base et leur évolution ;

- les études de corrélation et de cohérence permettant d'étudier le décalage temporel de deux signaux.

a) Les cartes de contour

Ces méthodes visent à représenter la distribution du potentiel sur toute la surface du scalp et non pas seulement à l'emplacement des électrodes. Ceci nécessite donc l'interpolation spatiale entre les points de mesure.

Si l'on néglige la dimension spatiale due à la courbure du crâne, il reste nécessaire pour représenter l'évolution du signal EEG de disposer d'un espace à quatre dimensions : deux dimensions pour indiquer la position du point de mesure dans un plan, une pour le temps, une pour l'amplitude du signal. Sur une représentation plane paramétrée, trois de ces facteurs seulement peuvent apparaître.

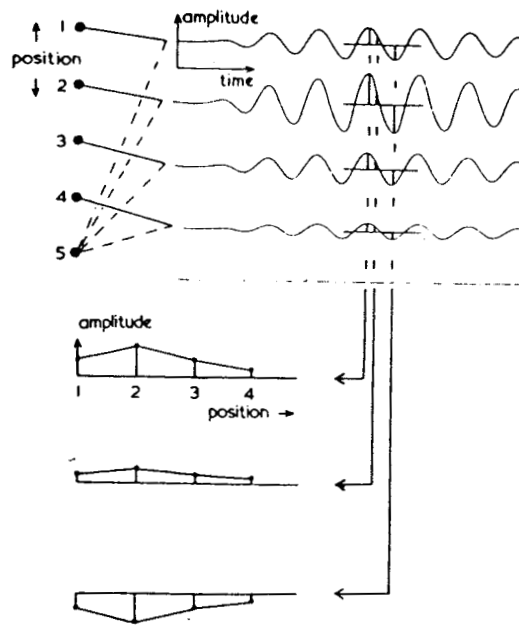
Le choix des paramètres représentés différencie les types de cartes de contour :

- cartes spatio-temporelles :

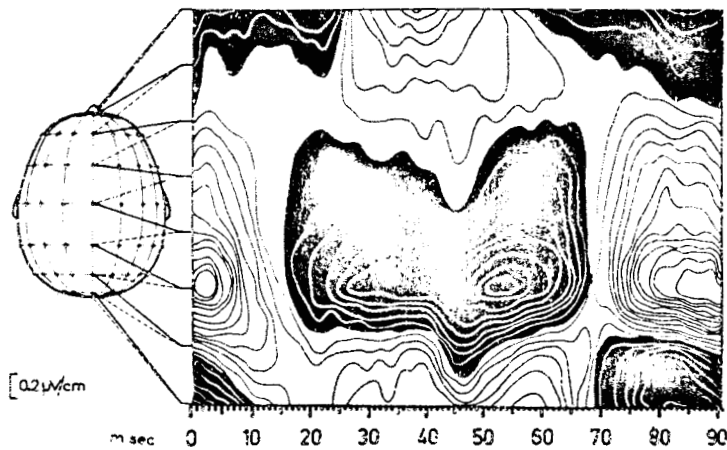
Elles ont été développées par REMOND [56]. Il ne se préoccupe que de la distribution du potentiel le long d'une ligne d'électrodes.

L'amplitude du signal est mesurée à des instants successifs et les valeurs du potentiel entre deux électrodes sont obtenues par interpolation.

La figure suivante montre comment l'on passe de la représentation de l'amplitude en fonction du temps pour chaque électrode à la représentation de l'amplitude en fonction de la position du point le long de la ligne d'électrode, ceci pour des instants successifs.



A partir de cette nouvelle représentation, il réalise les cartes de contours (appelées chronotopogrammes) dans lesquelles le temps est représenté en abscisse et la distance en ordonnée, les contours sont des équipotentiels.



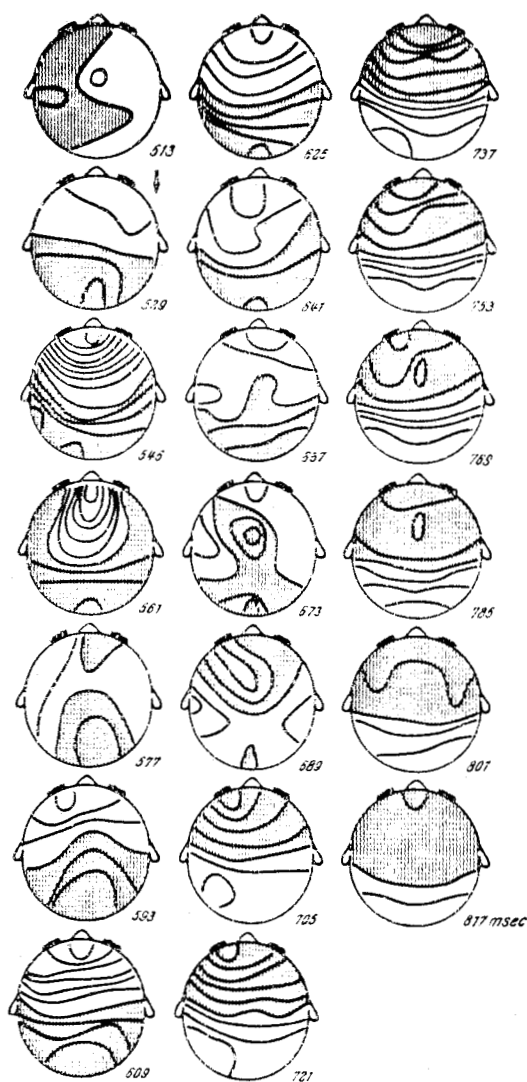
- cartes de contour représentant les deux dimensions spatiales [54]

Disposant d'une matrice d'électrodes, on mesure l'amplitude à des instants successifs. Pour chacun de ces instants, on construit une carte de contour.

Sur les axes, sont portées les distances dans les deux dimensions du tableau d'électrodes, et les lignes de contour représentent le potentiel. La construction de ces lignes

est basée sur l'hypothèse que le gradient entre les électrodes est linéaire et que l'on peut donc connaître le potentiel en tout point situé entre deux électrodes par interpolation linéaire.

La figure suivante extraite des travaux de LEHMAN [59] montre des cartes de contours pour une période d'échantillonnage de 16 ms. Les zones blanches correspondent à des potentiels positifs et les zones grises à des potentiels négatifs (ici le pas séparant deux équipotentielles est de $20 \mu\text{V}$).



b) Etudes de corrélation et de cohérence [55]

Ce type d'études est mené lorsque l'on veut mesurer le degré d'association de l'activité recueillie aux différentes électrodes pour déterminer quels signaux ont une source commune.

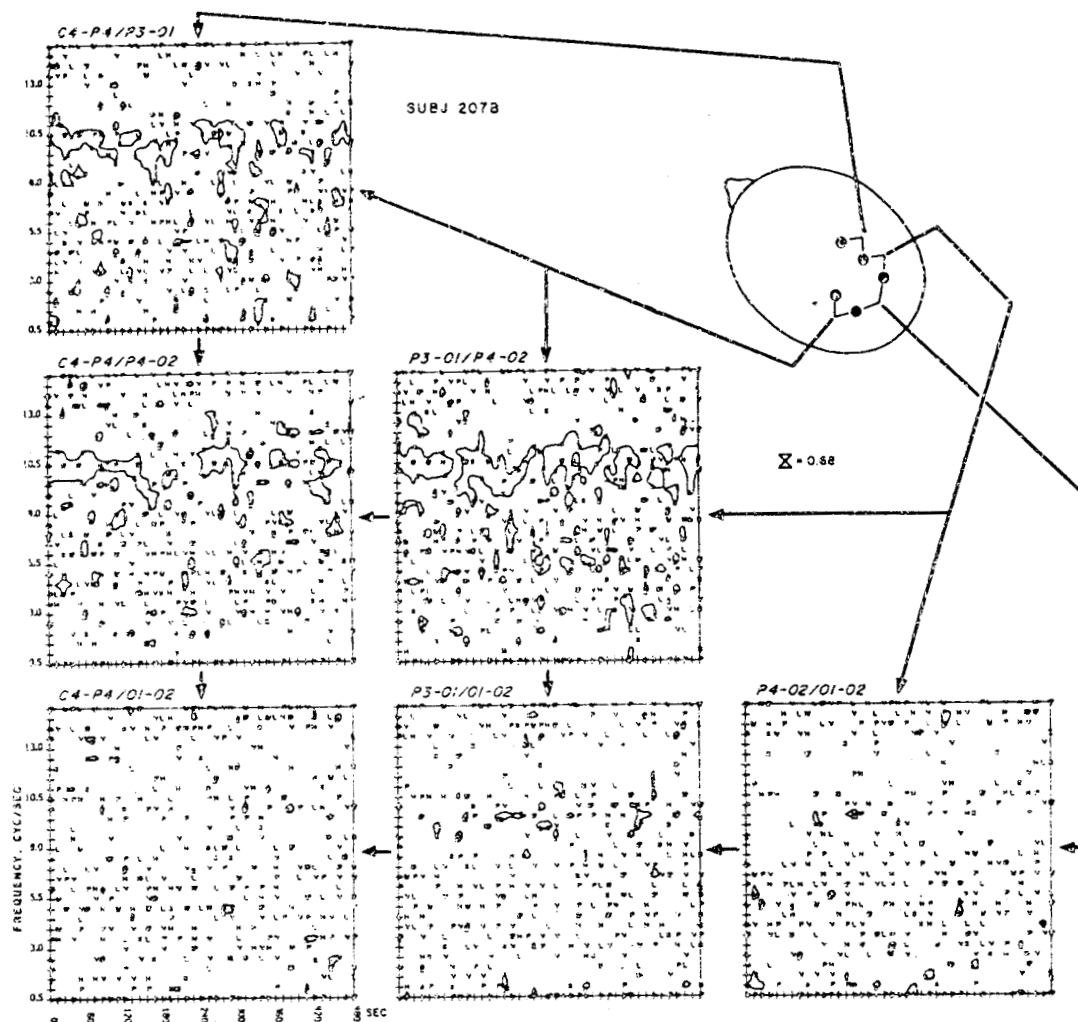
La crosscorrélation et l'analyse cospectrale nous donnent une idée des relations de temps entre les signaux issus de différents sites alors que le cospectre et la cohérence mesurent la dépendance entre paires de signaux en fonction de la fréquence.

Le coefficient de corrélation de deux signaux est obtenu en divisant la covariance (moyenne du produit de ces fonctions), par la racine carrée du produit des variances (moyenne des carrés de l'amplitude). Ceci nous donne la crosscorrélation qui compare deux signaux qui se ressemblent mais sont décalés dans le temps : la fonction de crosscorrélation a une valeur maximale pour la valeur du temps correspondant au décalage temporel entre les signaux.

Le crosspectrum calcule l'amplitude de la puissance commune à deux signaux en fonction de la fréquence et donne une information sur les relations de phase des composantes de même fréquence des deux signaux.

La figure suivante, extraite des travaux de D.O. WALTER, est une carte de niveau où l'abscisse est le temps et l'ordonnée la fréquence, et où les contours représentent l'intensité cospectrale de la cohérence entre les deux dérivations dont les références sont placées au dessus de la carte.

Nous pouvons constater la difficulté que peut présenter l'interprétation de ces cartes.



IV - TRAITEMENT DES EEG DE NUIT



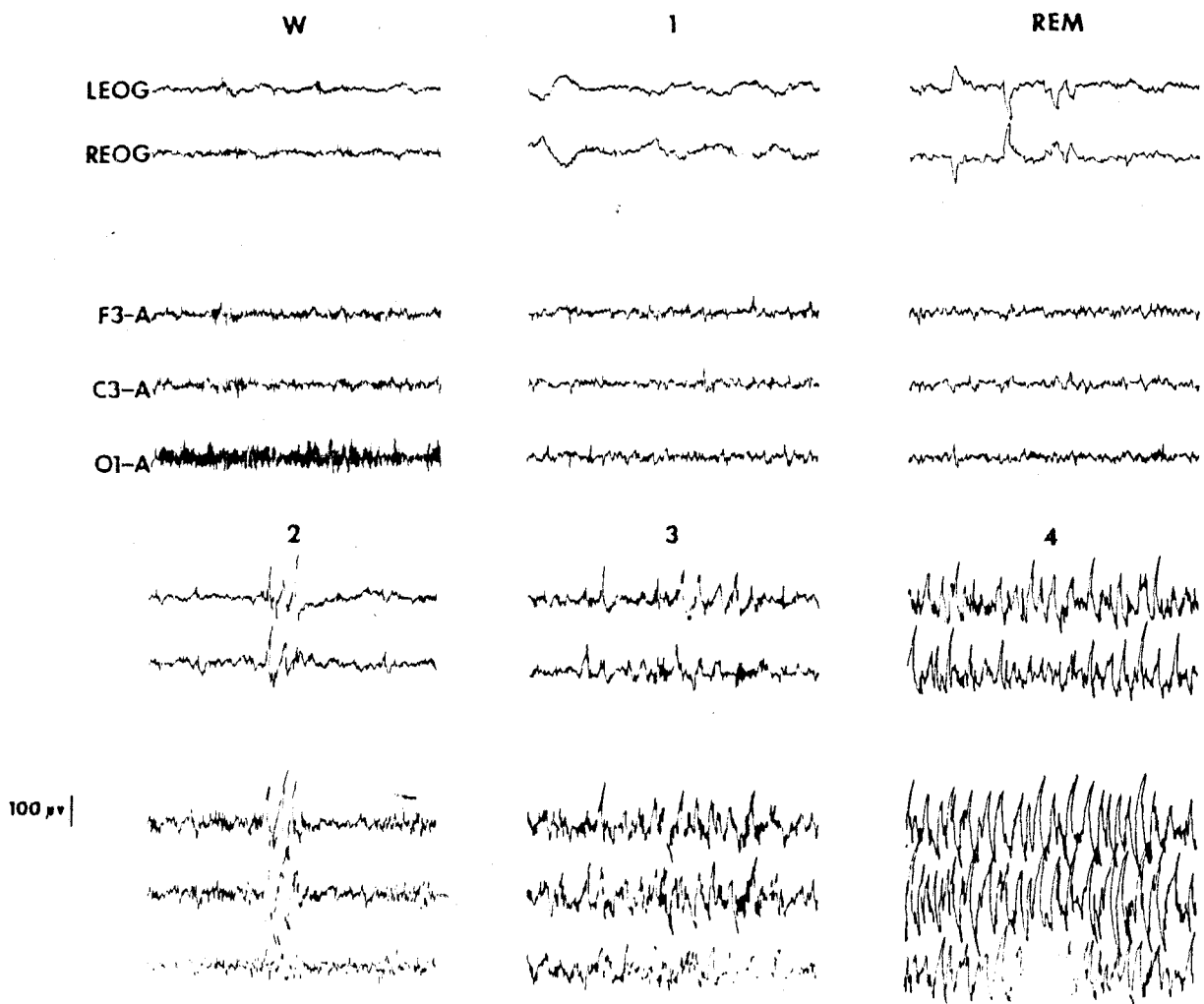
Ce type de tracé EEG a donné lieu à une littérature fournie en ce qui concerne l'application des méthodes "classiques" à l'étude d'un enregistrement de longue durée qui génère des quantités de données très importantes.

Les différentes études semblent s'accorder sur la définition "normalisée" des différentes étapes du sommeil au niveau fréquentiel et au niveau des "accidents" qui peuvent s'y rencontrer (fuseaux de sommeil et complexe K). Des méthodes, comme la CSA (compressed spectral array), rendent possible le tracé de somnogrammes où l'EEG,

associé à l'EOG et à l'EMG, soumis à l'analyse spectrale, fournit un compte rendu compact de l'activité nocturne et permettent de se rendre compte de la phase de sommeil dans laquelle le patient se trouve et de tracer un hypnogramme.

a) Les différentes étapes du sommeil de l'adulte normal

L'EEG présente des modifications systématiques pouvant être décrites comme la succession de cinq stades se déroulant de manière ordonnée et cyclique. La figure suivante représente cette évolution.

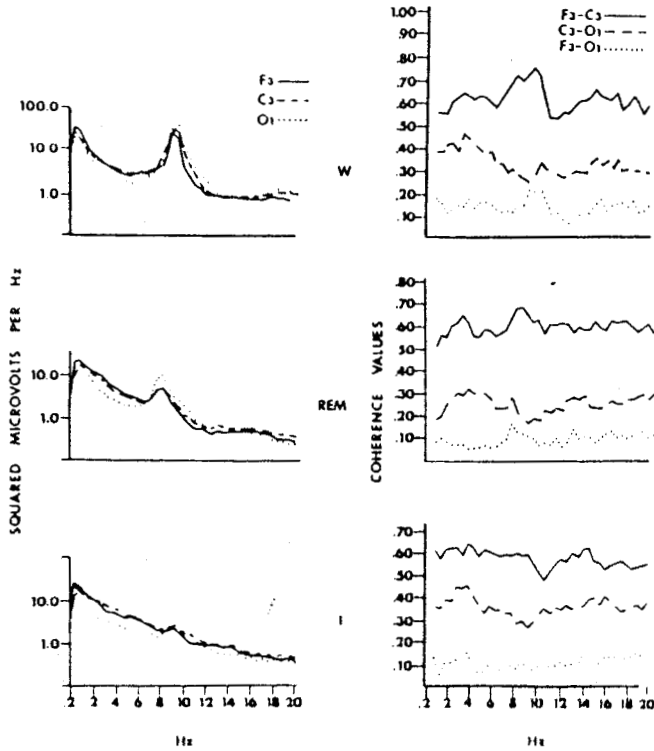


La figure ci-après représente les tracés fréquentiels leur correspondant (résolution spectrale 0,49 Herz sur la bande 0,49 -> 20 Hertz, trois périodes d'une minute ont été utilisées pour chaque tracé).

La veille, yeux fermés, se reconnaît à la présence d'un rythme α (8 à 13 Hertz) et la veille, yeux ouverts, est caractérisée par des rythmes rapides et de faible amplitude.

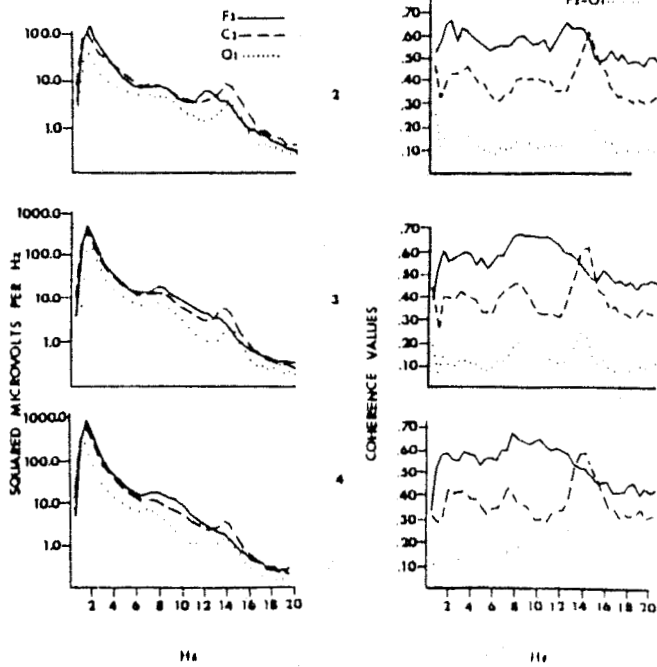
Le stade I correspond à l'absence d' α , ce rythme est remplacé par un mélange de fréquences, à dominante dans la bande θ (4 à 7 Hertz) et de faible amplitude.





Profils spectraux

Valeur de la cohérence



Le stade II se reconnaît à la présence de fuseaux se produisant dans la région centrale entre 11,5 et 14 Hertz (ce qui permet de séparer le sommeil de l'éveil) et de complexes k (pointe polyphasique suivie d'une ou deux ondes lentes).

Le stade III est défini par un tracé comportant des ondes lentes (2 Hertz au moins) d'amplitude supérieure à 75 μ V crête à crête, au moins pendant 20 % et au plus pendant 50 % de l'époque. Il peut y avoir ou ne pas y avoir de fuseaux.

Le stade IV comporte des ondes lentes de forte amplitude sur plus de la moitié de l'époque. Des fuseaux peuvent également être présents ou non.

Les caractéristiques de l'EEG sont complétées par l'EOG et l'EMG pour la caractérisation des différents stades et il semble que deux dérivations soient suffisantes pour caractériser les différents stades (vertex occipitale médiane et frontale latérale rolandique).

On observe de plus que le rythme δ possède une périodicité dans le temps (100 ms).

b) Les procédures d'études de tracé du sommeil

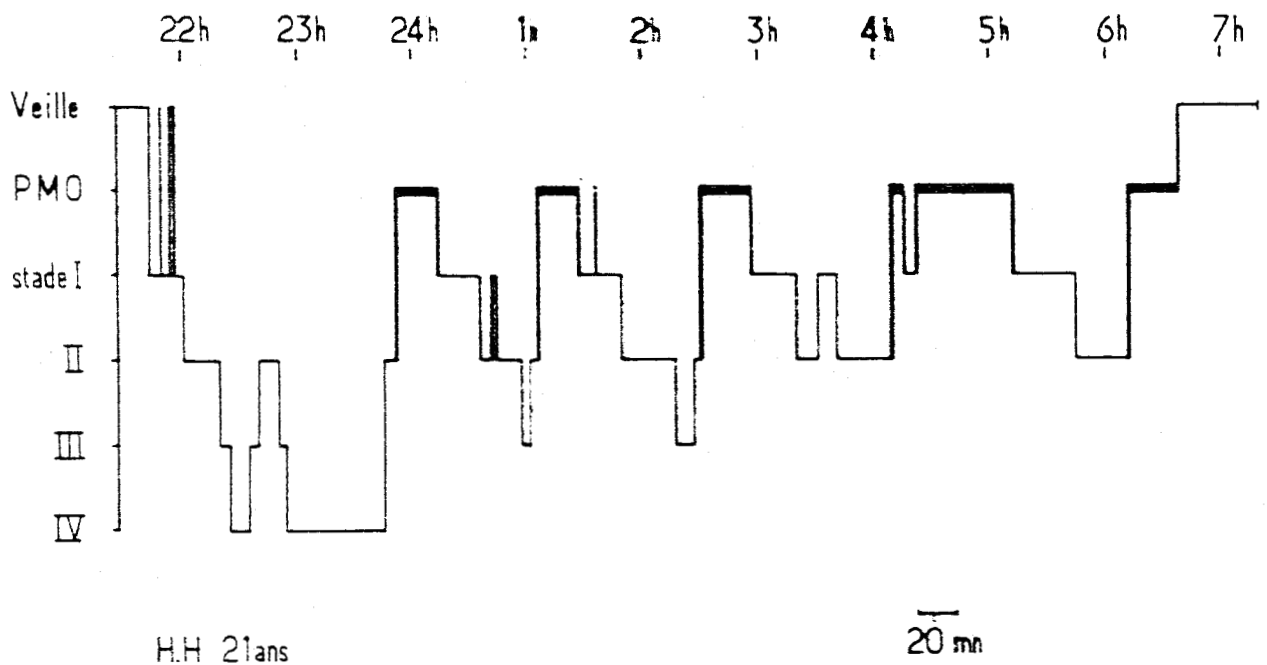
Le fait que les stades du sommeil puissent être clairement décrits, permet d'envisager un classement et le tracé d'un hypnogramme représentant la succession des stades de sommeil.

Les études faites sur l'automatisation de l'analyse des EEG de nuit s'orientent suivant deux grandes tendances :

La première utilise un traitement statistique du signal (analyse spectrale, analyse de période) ainsi qu'une procédure de reconnaissance automatique (analyse discriminante) tandis que la seconde emploie des techniques analogiques ou digitales pour reconnaître les éléments typiques du tracé (α , δ , fuseaux, complexes k et mouvements oculaires) puis combine ces éléments suivant une logique similaire à l'analyse visuelle.

LARSEN et WALTER [61] ont proposé une méthode purement digitale avec une analyse spectrale en 5 bandes de fréquence suivie d'une analyse discriminante quadratique.

Parmi les méthodes du 2^{ème} type, on rencontre des systèmes hybrides : SMITH [63], [39] propose sur micro-ordinateur, un système qui filtre l'EEG, détermine les temps entre les passages à zéro, mesure l'amplitude et détermine si l'onde se produit dans un schéma spécifique ; il utilise pour ces différentes reconnaissances, une série de filtres adaptés dont certains sont remplaçables par des micro-ordinateurs.



La méthode la plus utilisée cliniquement semble celle de GAILLARD et TISSOT [62]. Le système donne minute par minute le diagnostic du stade du sommeil. Il comporte une partie analogique constituée par 18 analyseurs (filtres, discriminateurs), une partie digitale et un interface assure le dialogue entre les deux (registres d'E/S, compteurs). Après correction automatique des résultats bruts en fonction du contexte, le programme calcule un diagnostic par une suite de décisions logiques.

L'analyse tient compte des mouvements oculaires et du tonus musculaire, elle est calquée sur les techniques d'analyse visuelle.

CONCLUSION

On constate que, aussi bien pour l'étude des tracés brefs que pour les enregistrements de nuit, les méthodes sont variées. Elles supposent toutes l'utilisation d'un signal propre, c'est-à-dire dépourvu d'artefacts.

ANNEXE C

FILTRAGES UTILISABLES EN PRESENCE DE MYOGRAMMES

Cette annexe rassemble les deux types de filtrages numériques utilisables dans le cas où une activité musculaire parasitant le tracé EEG a été décelée.

Leur utilisation permet de retrouver, de façon plus ou moins nette, l'activité de base ou les figures paroxystiques masquées par l'activité EMG.

I - FILTRE NON LINEAIRE DE JOHNSON

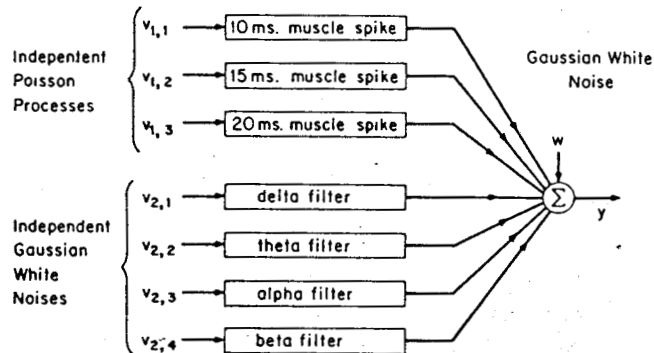
Les filtres linéaires créent une distorsion du signal lorsqu'on les utilise pour réduire l'activité musculaire dans l'EEG, en effet, les spectres de ces deux signaux se recouvrent.

L'idée de base de ce filtre non linéaire est de détecter l'activité musculaire et de la soustraire du signal initial.

Le modèle statistique sert d'hypothèse de travail pour paramétrer une connaissance a priori des sources de variations de l'EEG dans le cas d'un EEG non pathologique. La structure est conforme à la terminologie EEG acceptée de façon internationale [68], [69].

L'EEG y est représenté comme la somme des sorties de quatre oscillateurs largement amortis à l'entrée desquels se trouve un bruit blanc GAUSSIEN.

L'artefact musculaire est la superposition de potentiels d'action de trois durées différentes, réponses impulsionnelles de trois systèmes linéaires.



La caractérisation des artefacts musculaires a été faite à partir de l'analyse directe d'un enregistrement.

Le tableau donnant les valeurs des différents paramètres a été rempli en utilisant ces considérations :

	Amplitude mV	Fréquence centrale (Hz)	Largeur de bande (Hz)
δ	15	2,5	2
θ	17	6	4
α	36	10	4
β	18	18	8
Artefact musculaire	35	70	70



les fonctions de transfert correspondantes sont :

δ	$\frac{1}{s^2 + 12,6 s + 325}$
θ	$\frac{1}{s^2 + 25,1 s + 1730}$
α	$\frac{1}{s^2 + 25,1 s + 4260}$
β	$\frac{1}{s^2 + 50,35 s + 1,4 \cdot 10^4}$
Artefact musculaire	$\frac{1}{s^2 + 440 s + 2,9 \cdot 10^4}$

Le modèle dans l'espace d'état peut donc s'écrire de la façon suivante :

$$x_1(n+1) = F_1 x_1(n) + G_1 v_1(n)$$

$$x_2(n+1) = F_2 x_2(n) + G_2 v_2(n)$$

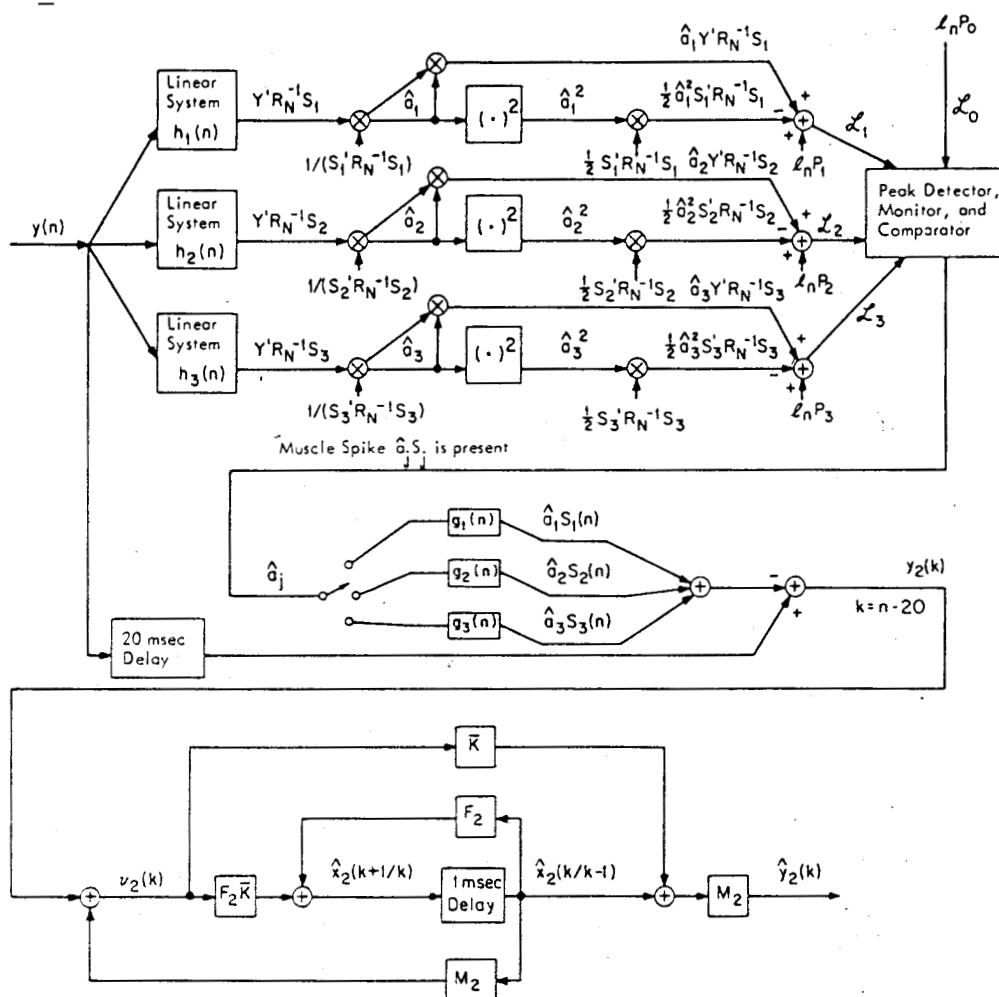


avec l'observation :

$$y(n) = M_1 x_1(n) + M_2 x_2(n) + \omega(n)$$

où x_1 est un vecteur à six composantes représentant les trois simulations musculaires du second ordre, v_1 est le vecteur des trois processus de POISSON d'intensité inconnues (a_1 a_2 a_3) et de taux λ_3 , x_2 est un vecteur à huit composantes représentant les quatre rythmes EEG de base, v_2 est un vecteur à quatre composantes représentant les sources de bruits GAUSSIEN et y est le vecteur représentant l'enregistrement EEG, ω étant un bruit blanc représentant le bruit dû aux électrodes et à l'amplification.

Le schéma bloc du filtre obtenu est le suivant :



Dans ce schéma $h_1 h_2 h_3$ réalisent le filtrage adapté, $g_1 g_2 g_3$ sont la simulation des pointes musculaires.

$y(n)$ est un vecteur des dix neuf dernières mesures $s_j(n)$ et la réponse impulsionnelle de la simulation musculaire j .

$$Y(n) = [y(n), \dots y(n-18)]^T$$

$$S_j(n) = [s_j(n), \dots s_j(n-18)]^T = M_1 x_1$$

$$N(n) = [M_2 x_2(n) + \omega(n), \dots M_2 x_2(n-18) + \omega(n-18)]^T$$

et son autocorrélation R_n

\hat{a}_j est l'estimation du maximum de vraisemblance

$$\hat{a}_j = \frac{Y^T R_N^{-1} S_j}{S_j^T R_N^{-1} S_j} \quad j = 1, 2, 3$$

P_j est la probabilité a priori pour que H_j , c'est-à-dire $Y(n) = a_j S_j(n) + N(n)$ se produise à l'instant n

P_{Y/H_j} est la probabilité conditionnelle que l'observation Y se produise compte tenu du fait que H_j est vrai

$$L_j = \ln P_j + \ln (P_{Y/H_j} / P_{Y/H_0})$$

L'algorithme du filtre comporte les phases suivantes :

- > mettre à jour $Y(n)$
- > estimer \hat{a}_j , $j = 1, 2, 3$
- > calculer L_j $j = 1, 2, 3$
- > détecter les pics musculaires
- > simuler les pics détectés
- > soustraire les pics détectés de l'entrée retardée
- > simuler le filtre de KALMAN

Cette méthode, lourde à mettre en œuvre au niveau calcul, en est encore au stade de la recherche.

II - FILTRE FIR

L'hypothèse utilisée dans le filtrage précédent, à savoir que l'EEG a une distribution d'amplitude gaussienne et peut être modélisée par la superposition de quatre oscillateurs amortis ($\alpha, \beta, \delta, \theta$) se révèle être fautive pendant les crises d'épilepsie.

Il s'avère qu'environ 30 % des enregistrements de sujets épileptiques sont difficiles à interpréter à cause de l'activité musculaire. L'EEG et l'EMG ayant des fréquences communes, il est difficile de les séparer.

De l'observation des caractéristiques spectrales de l'activité épileptique d'une part et de l'activité musculaire d'autre part, il résulte qu'un filtre passe bas idéal de fréquence de coupure 25 Hertz éliminerait l'activité musculaire sans toucher à l'activité épileptique.

L'intérêt du filtre digital est de permettre la réalisation d'un filtrage de coupure très raide sans distorsion de phase.

Ce filtre a été conçu en utilisant la méthode de la fenêtre. Il est symétrique et a une réponse en phase linéaire.

Le programme FORTRAN suivant, calcule les coefficients du filtre. Un filtre d'ordre 25 est calculé ; du fait de la propriété de symétrie, seulement treize coefficients différents suffisent.

```

C PROGRAM TO GENERATE A FINITE IMPULSE RESPONSE DIGITAL FILTER
C
C ARRAY FOR HALF OF FILTER COEFFICIENTS (FILTER IS SYMMETRICAL)
C DIMENSION '51' ASSUMES ORDER OF FILTER IS 101 OR LESS
  REAL FIL (51)
C
C CONSTANT
  PI = 3,14159
C
C CHANGE THE FOLLOWING VARIABLES ACCORDING TO DESIRED VALUES
C - DIGITIZING FREQUENCY (HZ)
  XDGFR = 200.
C - FREQUENCY CUT-OFF OF FILTER (HZ)
  ICUTOF = 20
C - ORDER OF FILTER ( MUST BE AN ODD NUMBER)
  NORD = 25
C
C GENERATE FILTER
  CUTOFF = FLOAT ( ICUTOF ) / ( XDGFR / 2. )
  OM = CUTOFF * PI
  LNFIL = ( NORD + 1 ) / 2
  DO 1000 I = 1, LNFIL - 1
    XI = I
    FX = SIN ( OM * XI ) / ( XI * PI )
    FIL ( I + 1 ) = FX * ( 0.5 + 0.5 * COS ( XI * PI / ( LNFIL - 1 )))
1000 CONTINUE
  FIL ( 1 ) = OM / PI
C
  END

```

Ce filtrage nécessite un temps de calcul important : il faut trois minutes pour filtrer une minute d'enregistrement (16 voies) sur un calculateur PDP 11/60.

Il ne peut donc être systématiquement mis en œuvre et doit être réservé aux cas où la présence d'une activité musculaire a été établie.



RESUME

Ce travail s'inscrit dans le cadre de la réalisation d'un système de traitement automatique du signal électroencéphalographique.

Avant de pouvoir appliquer à ce signal les procédures classiques de traitement, il est nécessaire de le débarrasser des éléments d'origine extra-céphaliques non interprétables : les artefacts.

Après avoir constaté le manque d'efficacité d'une méthode basée sur l'analyse des caractéristiques spectrales, une procédure bâtie grâce à l'observation de la façon de procéder de l'expert a été mise au point.

Cette méthode utilise des seuils dépendant de l'amplitude moyenne du tracé et permet de pallier à la variabilité du signal EEG selon les individus.

Les caractéristiques retenues pour la détection sont la durée des ondes, leur amplitude et la simultanéité d'occurrence des événements sur différents tracés constituant l'enregistrement.

Après expérimentation, il s'avère que la détection des artefacts d'origines oculaires, musculaires et de ceux dûs aux mouvements des électrodes s'effectue correctement.

