

CLASSIFICATION AUTOMATIQUE EN STADES DU SOMMEIL PAR FILTRAGE ADAPTATIF DU TYPE LSP

Joël HANCQ

Faculté Polytechnique de Mons

Boulevard Dolez, 31, B-7000 Mons, Belgique

Résumé : L'application à l'EEG d'un filtrage adaptatif de type gradient basé sur un modèle de filtre LSP (paires de raies spectrales) permet de réduire la complexité de la partie "traitement du signal" dans le problème de la classification du sommeil en stades.

La méthodologie utilisée et quelques résultats expérimentaux sont ici présentés.

1. INTRODUCTION

L'étude du sommeil et sa classification en stades présentent de grands intérêts au niveau clinique. Toutefois, rappelons simplement que le dépouillement manuel d'une nuit de sommeil correspond à 3 à 4 heures de travail pour un spécialiste; on conçoit dès lors la nécessité de recourir à des systèmes automatisés de notation en stades du sommeil ou d'aide à la notation.

Cependant, ces systèmes s'avèrent complexes et restent l'apanage de grands laboratoires spécialisés.

La méthodologie communément acceptée est basée sur les travaux de RESCHTSCHAFFEN et KALES [1]. Elle nécessite le traitement de signaux électroencéphalographiques (EEG), électromyographique (EMG) et électro-oculographiques (EOG).

Un découpage temporel en pages successives (20s en Europe, 30s aux U.S.A) permet alors d'associer un stade de sommeil à chacune de ces pages (stade d'éveil, stades de sommeil non paradoxal cotés de 1 à 4, stade de sommeil paradoxal ou REM coté 5 par la suite, stade de mouvements).

Au niveau du traitement des EEG, une connaissance de l'activité prépondérante pour chaque page est utile (il y correspond une partition de l'axe des fréquences par bande d'activité) ainsi que la détection de grapho-éléments tels que les **fuseaux** (oscillations entretenues de fréquence 12 à 14 Hz d'enveloppe fusiforme et de durée de 0.5 à 2 s) et les **complexes_K** (brusque déflexion de grande amplitude suivie d'une déflexion de sens opposé de durée de 0.5 à 1.5s).

Parmi les méthodologies courantes, le recours à une modélisation du type prédiction linéaire (LPC) est largement consacré [2]. Un modèle d'ordre 4 à 6 peut être utilisé avec une fenêtre d'analyse de 2s répétée par

Abstract : In the sleep stage scoring, the complexity of the "signal processing" part can be reduced by an EEG adaptive filtering. A least-mean-square (LMS) algorithm is used with a model of the line spectral pair (LSP) filter.

This methodology and a series of experimental results are presented.

exemple toutes les 1.25 secondes. La recherche des racines et la mise en évidence dans le cercle unité de la position du pôle dominant (c-à-d présentant le plus grand rayon vecteur) permet de définir l'activité prépondérante (figure 1).

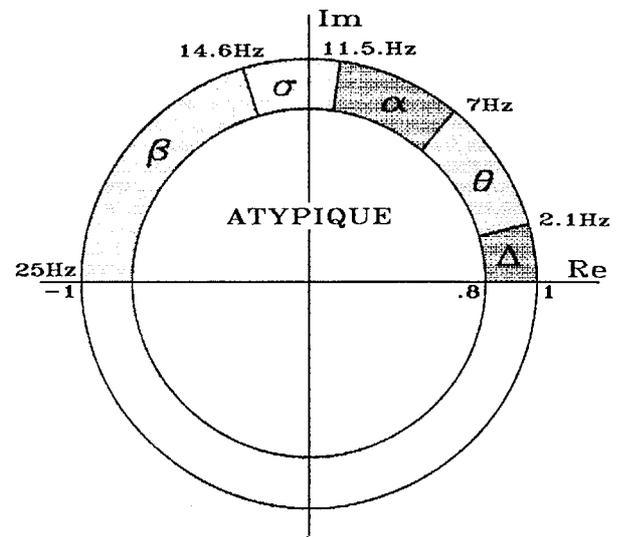


Figure 1. Partition du cercle unité pour la fixation de l'activité prédominante.

Toutefois, une telle méthodologie présente des imperfections dans la détection de grapho-éléments tels que les complexes_K. En outre, des tendances modernes conduisent à envisager de nouveaux concepts de notation basé sur une segmentation adaptative (pages de durée variable).

Ceci nous amène à reconsidérer le problème de l'analyse des signaux EEG.



2. FILTRAGE ADAPTATIF DU TYPE LSP

2.1 Les paramètres LSP.

L'introduction du concept de "paires de raies spectrales" (LSP) est due à ITAKURA [3]; il s'agit d'une alternative de la modélisation par prédiction linéaire proposée pour les vocodeurs paramétriques.

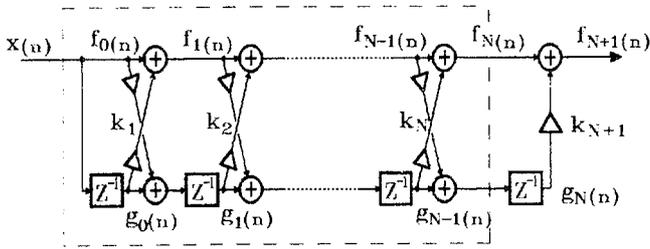


Figure 2. Structure en treillis d'introduction au filtre LSP.

Considérant l'extension du filtre en treillis à l'ordre N+1 par adjonction d'un coefficient k_{N+1} égal à ± 1 (figure 2), on peut montrer l'existence de polynômes prédicteurs singuliers notés $P(z)$ et $Q(z)$ et donnés par:

$$(1) \quad P(z) = A_N(z) + z^{-(N+1)} \cdot A_N(z^{-1}) \quad (k_{N+1} = +1)$$

$$Q(z) = A_N(z) - z^{-(N+1)} \cdot A_N(z^{-1}) \quad (k_{N+1} = -1)$$

Ces formes classiques correspondent à l'extraction des parties réciproques et antiréciproques de $A_N(z)$.

On montre que :

- les racines de $P(z)$ et $Q(z)$ sont simples.
- elles sont situées sur le cercle de rayon vecteur unitaire.
- elles y alternent; cette dernière propriété constituant un critère de stabilité du filtre de synthèse.
- si N est pair, $P(z)$ et $Q(z)$ ont chacun une racine réelle, respectivement en -1 et +1.
- si N est impair, $P(z)$ n'a pas de racine réelle et $Q(z)$ en a deux en respectivement +1 et -1.

Appelons $P'(z)$ et $Q'(z)$ les polynômes obtenus après extraction de ces racines réelles:

$$P'(z) = \frac{P(z)}{1+z^{-1}} \quad \text{et} \quad Q'(z) = \frac{Q(z)}{1-z^{-1}} \quad \text{si N pair}$$

$$Q'(z) = Q(z) \quad \text{et} \quad Q'(z) = \frac{Q(z)}{1-z^{-2}} \quad \text{si N impair}$$

Les polynômes $P'(z)$ et $Q'(z)$ sont tous deux réciproques, leur degré est pair et seront notés $2M_1$ et $2M_2$ avec:

$$\begin{aligned} M_1 = N/2 \quad \text{et} \quad M_2 = N/2 \quad & \text{si N est pair} \\ M_1 = (N+1)/2 \quad \text{et} \quad M_2 = (N-1)/2 \quad & \text{si N est impair} \end{aligned}$$

Les racines de $P'(z)$ et $Q'(z)$ étant complexes conjuguées et de rayon vecteur unitaire, peuvent se mettre sous la forme:

$$e^{\pm j\varphi_i} \quad \text{pour les racines de } P'(z)$$

$$e^{\pm j\psi_i} \quad \text{pour les racines de } Q'(z).$$

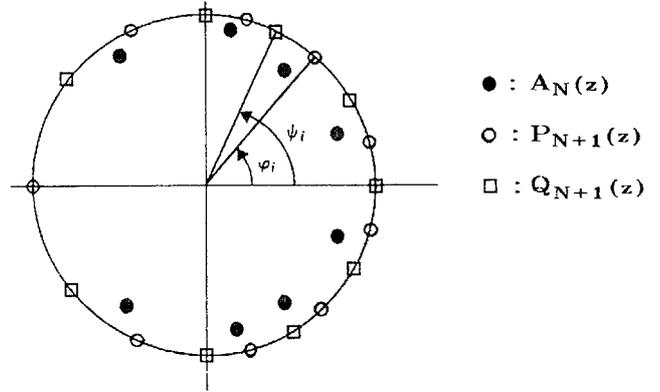


Figure 3. Position des racines des divers polynômes.

Un couple (φ_i, ψ_i) constitue ce qu'on nomme une "paire de raies spectrales" et compte tenu des propriétés précédentes, de tels couples vont se succéder sur le cercle unité (figure 3).

$$0 < \varphi_1 < \psi_1 < \varphi_2 < \psi_2 < \dots < \varphi_i < \psi_i < \dots < \varphi_{M_1} < \psi_{M_2} < \pi$$

$$P(z) + Q(z)$$

$$\text{Comme} \quad A_N(z) = \frac{P(z) + Q(z)}{2}$$

on donne aux LSP l'interprétation physique suivante : "Les raies spectrales sont liées aux fréquences de résonance de la transmittance modélisée (en parole, on parle de "formants")". Ainsi, il semble que les raies spectrales tendent à se concentrer autour des fréquences de résonance. Toutefois, il faut noter que la proximité de deux raies spectrales n'indique pas toujours une résonance de la transmittance car il faut considérer l'ensemble des racines.

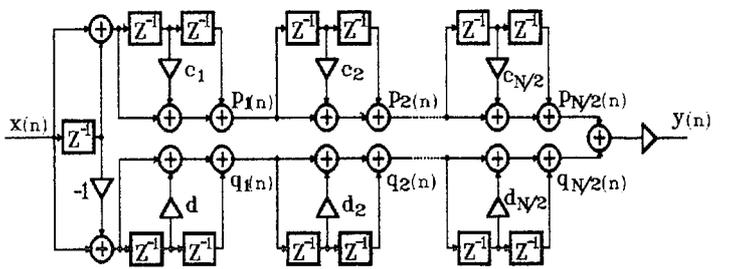


Figure 4. Structure du filtre LSP.

Les polynômes $P(z)$ et $Q(z)$ peuvent être factorisés. On peut ainsi écrire, par exemple pour N pair :

$$(2) \quad \begin{aligned} P(z) &= (1 + z^{-1}) \prod_{i=1}^{M_1} \pi (1 + c_i z^{-1} + z^{-2}) \\ Q(z) &= (1 - z^{-1}) \prod_{i=1}^{M_2} \pi (1 + d_i z^{-1} + z^{-2}) \end{aligned}$$

avec :

$$c_i = -2 \cos \varphi_i$$

$$d_i = -2 \cos \psi_i$$

On en déduit immédiatement la structure de filtre de la figure 4.

L'activité EEG peut donc aussi être caractérisée par la position des raies spectrales.

2.2 Le filtrage adaptatif.

Un processus de minimisation basé sur l'"algorithme du gradient" peut être appliqué à la structure de la figure 4; celui-ci peut être une suite d'algorithmes de minimisation locale appliqués à chacune des cellules comme le montre la figure 5.

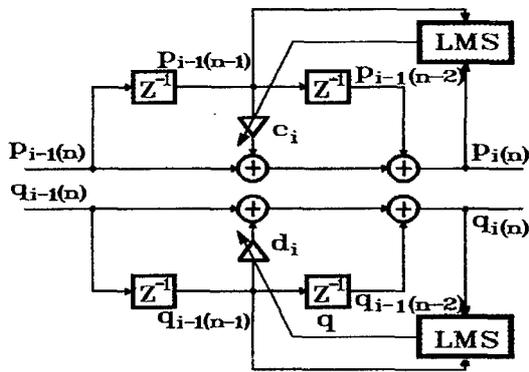


Figure 5. Algorithme de minimisation appliqué au filtre LSP.

Ceci nous conduit aux expressions suivantes:

$$c_i(n+1) = c_i(n) - \delta \partial p_i^2(n) / \partial c_i(n)$$

$$d_i(n+1) = d_i(n) - \delta \partial q_i^2(n) / \partial d_i(n)$$

ce qui s'exprimera :

$$(3) \quad c_i(n+1) = c_i(n) - 2 \delta p_i(n) p_i(n-1)$$

$$d_i(n+1) = d_i(n) - 2 \delta q_i(n) q_i(n-1)$$

Ce mécanisme simple d'adaptation présente des propriétés intéressantes au niveau de la convergence et de son implantation en arithmétique "virgule fixe" [4].

En outre, la connaissance des paramètres "échantillon par échantillon" permet d'envisager de nouveaux concepts de cotation basés sur une segmentation de durée variable.

3. RESULTATS EXPERIMENTAUX

L'étude des EEG de sommeil grâce à de telles structures de filtrage a été abordée. Par similitude à la prédiction linéaire, le choix s'est porté sur un ordre du filtre égal à 4 de façon à mettre en évidence deux fréquences de résonance.

Une étude expérimentale sur signaux théoriques et réels a permis de définir la valeur de la constante d'adaptation δ . Celle-ci est de l'ordre de 0.004 ce qui conduit à une convergence raisonnable de l'ordre d'une cinquantaine d'échantillons.

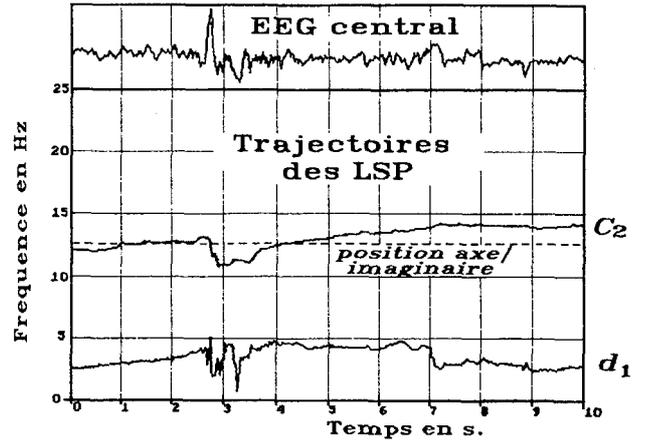
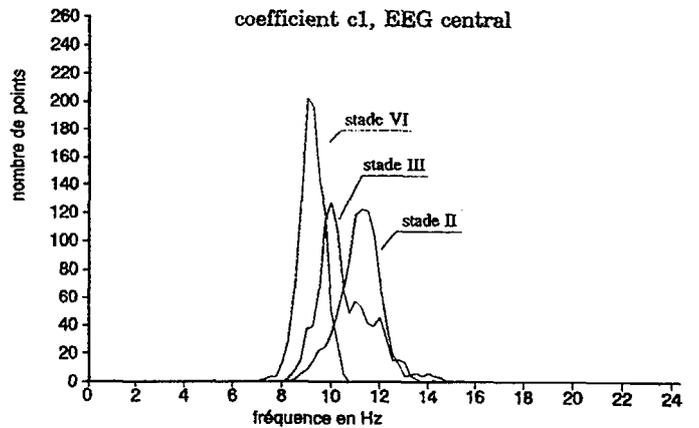


Figure 6. Evolution des coefficients LSP (C_2) pour un complexe_K.

Une expérimentation approfondie dans le cadre de la détection des grapho-éléments a d'abord été réalisée [5]. Ainsi, on a pu constater que tout complexe_K entraîne une brusque chute des divers coefficients LSP. En particulier, la variation du coefficient C_2 peut être traduite dans le plan z par le passage successif de ce coefficient à travers l'axe imaginaire (figure 6), l'intervalle de temps entre deux passages n'excédant pas 1,5 secondes.

Repartition fréquentielle des coefficients



Repartition fréquentielle des coefficients

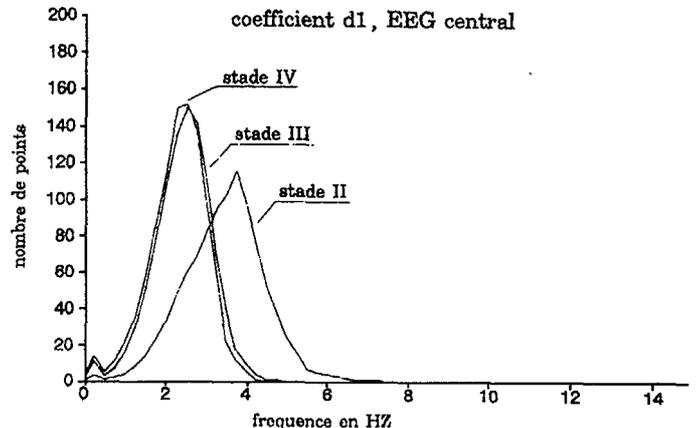
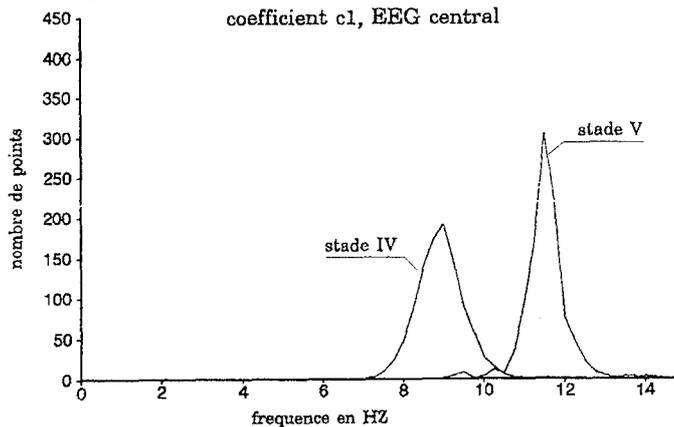


Figure 7. Répartition fréquentielle des coefficients LSP. Evolution en fonction des stades.



L'étude des distributions fréquentielles des coefficients en fonction des stades [6] permet d'établir le caractère discriminant des coefficients LSP dans la cotation du sommeil en stades. Les figures 7 et 8 représentent de tels exemples. On y note que les coefficients c_i et d_i évoluent selon le stade coté; pour chaque coefficient, on note ainsi un déplacement des fréquences prépondérantes vers les fréquences basses lors que le sommeil passe du stade I au stade IV.

Repartition fréquentielle des coefficients



Repartition fréquentielle des coefficients

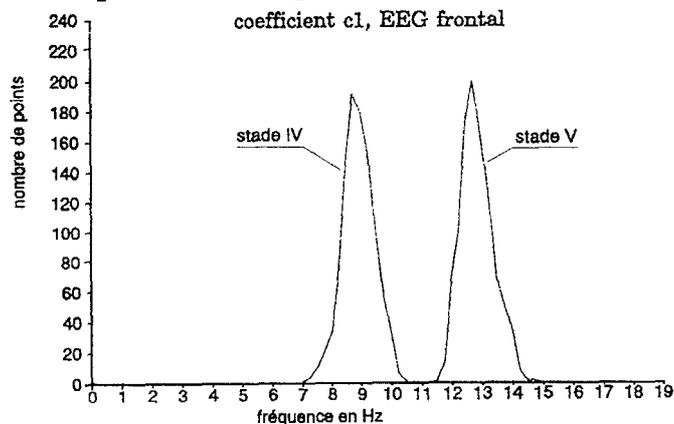


Figure 8. Répartition fréquentielle des coefficients LSP. Evolution en fonction des stades.

Le stade V (REM) présente des distributions fréquentielles similaires au stade I, ceci s'avérant normal compte tenu que la distinction doit s'effectuer au niveau de l'EMG et de l'EOG.

En particulier, on peut noter le caractère discriminatoire du coefficient C_1 de l'EEG frontal.

Les résultats s'avèrent reproductibles pour les différents enregistrements traités.

4. CONCLUSIONS

Le filtrage adaptatif du type LSP décrit ici permet l'extraction des caractéristiques essentielles des signaux EEG en vue de la classification du sommeil en stades.

On note particulièrement la détection simplifiée des grapho-éléments tels que les complexes_K.

D'autre part, la distribution fréquentielle des divers coefficients offre un caractère discriminatoire suffisant que pour aborder la cotation des stades.

La connaissance des paramètres "échantillon par échantillon" permet d'envisager de nouveaux concepts de cotation basés sur une segmentation de durée variable.

Le processus implanté s'avère simple, présentant un volume de calcul réduit vis-à-vis des méthodologies antérieures. A ce sujet, la réalisation de systèmes ambulatoires peut ainsi être envisagée.

5. BIBLIOGRAPHIE

- [1] RECHTSCHAFFEN A., KALES A.
"A manual of standardized terminology techniques and scoring system for sleep stages of human subjects"
Brain information service / Brain research institute
University of California, Los Angeles (p52) 1968.
- [2] LACROIX B., STANUS E.
"Contribution à l'analyse automatique des stades du sommeil : leur identification en temps réel par traitement numérique de signaux électrophysiologiques"
Prix HEWLETT-PACKARD 1985 d'Informatique médicale, Bruxelles, 1985.
- [3] ITAKURA F.
"Line Spectrum Representation of Linear Predictive Coefficients of Speech Signals"
J. Acoust. Soc. Amer., vol 57, S35(A), 1975.
- [4] ZAKI F.
"Learning characteristics of a new adaptive line spectral pair filter"
Soumis à publication dans Signal Processing.
- [5] DESCAMPS F.
"Détection de grapho-éléments dans un signal EEG par analyse adaptative"
Travail de fin d'études, Faculté Polytechnique de Mons, Mons, 1990.
- [6] VANDE WATTYNE T.
"Mise en oeuvre du filtrage adaptatif en vue de la classification des stades du sommeil"
Travail de fin d'études, Faculté Polytechnique de Mons, Mons, 1991.