



NICE du 20 au 24 MAI 1985

---

Conception d'un microsysteme informatique dedicacé au traitement  
des signaux électrophysiologiques du sommeil.  
THEME I3 Applications du traitement du signal.

E. STANUS

Faculté Polytechnique de Mons, ETN 1005, 33 Bd Dolez 7000 Mons Belgique

---

## RESUME

Le présent article décrit une méthode d'analyse automatique des tracés polygraphiques de sommeil. Une application temps réel du logiciel sur microsysteme est évoquée.

Un tel système permet notamment

- d'alléger le travail de cotation (+ 4 heures par nuit analysée et par patient)
- de réduire la part de subjectivité et les différences d'interprétation entre cotateurs créant ainsi une structure d'analyse plus rigoureuse.

Les techniques d'analyse du signal employées sont:

- la prédiction linéaire pour les électro-encéphalogrammes;
- la corrélation pour la détection de mouvements oculaires;
- le sous-échantillonnage pour l'électromyogramme.

Un arbre de décision déterministe conduit aux stades de sommeil.

Le taux d'accord avec l'analyse visuelle avoisine les 80 %.

## SUMMARY

Sleep analysis are important tools in the diagnosis of sleep disorders, and in the evaluation of the efficiency of hypnotic drugs. These studies are usually performed by recording on paper several electro-physiological signals: electroencephalogram (EEG), electromyogram (EMG) and electro-oculogram (EOG). The visual scoring of such recordings, is time consuming, tedious and its reliability depends on the skill of the scorer. So, a computerized analysis may be useful and means to objectivize and standardize the scoring.

The algorithm involves an autoregressive model for the EEG. The only information we are interested in when scanning EOGs is the presence of eye movements (detection by local correlation). The EMG algorithm is designed to measure the envelope width by means of undersampling.

The algorithm briefly described in this paper has been compared with routine Human scoring of the same records, yielding good accuracy: average 80 %.



Conception d'un microsysteme informatique dédié au traitement des signaux électrophysiologiques du sommeil.

THEME I3 Applications du traitement du signal.

### 1. INTRODUCTION

Selon des statistiques récentes, au moins 30 % de la population adulte souffre d'une pathologie du sommeil. Quantitativement, il apparaît que 15 à 20% des consultations chez le généraliste ont l'insomnie pour motif. Et pourtant, l'insomniaque est encore souvent traité sur base de sa seule anamnèse.

Il existe cependant une possibilité plus objective d'évaluation de la réalité et de la nature de cette insomnie: l'examen polygraphique. Actuellement, ce type d'analyse reste l'apanage de quelques laboratoires spécialisés. En effet, l'instrumentation utilisée implique l'extraction du malade hors de son environnement habituel et son envoi en milieu hospitalier.

Pour remédier à cette situation, nous avons développé un système léger d'analyse automatisée du sommeil.

Remarquons que, même au niveau des "laboratoires de sommeil", un tel système n'est pas sans intérêt: il permet notamment

- d'alléger le travail de notation (+ 4 heures par nuit analysée et par patient)
- de réduire la part de subjectivité et les différences d'interprétation entre notateurs créant ainsi une structure d'analyse plus rigoureuse.

### 2. ASPECT MEDICAL SOMMAIRE

Ce paragraphe, sans aucune prétention médicale, ne vise qu'à introduire quelques notions indispensables à la suite de l'exposé.

Le sommeil est en fait, un état physiologique complexe et actif se répétant de manière périodique. En 1935, Loomis avait déjà, sur base de critères purement électroencéphalographiques, défini cinq stades de conscience spécifiques. Entre 1935 et 1968, de nombreux auteurs arguant des limitations inhérentes à l'électroencéphalographie ont ajouté divers autres signaux électrophysiologiques dont les plus importants sont:

- l'électromyogramme caractérisant l'activité musculaire
- les électrooculogrammes permettant de détecter des mouvements oculaires.

De plus, ils se sont défini nombre de classifications différentes. Ce n'est qu'en 1968, sous l'impulsion de Rechtschaffen et Kales [1] qu'un effort de normalisation a été tenté. Leur but était de codifier les nomenclatures existantes et de définir les règles de notation sur une base strictement visuelle. Si, actuellement, leurs critères font toujours force de loi, il n'en demeure pas moins vrai que certaines notions ont évolué et que certains critères devraient être pondérés. Quoi qu'il en soit, une polygraphie minimale comprenant un ou plusieurs électroencéphalogrammes (notés EEG), 2 oculogrammes (EOG), 1 myogramme (EMG) sert de base à toute étude.

L'activité électroencéphalographique de sommeil (figure 1) est interprétée comme une activité de fond sur laquelle viennent se superposer des figures

typées: les graphoéléments.

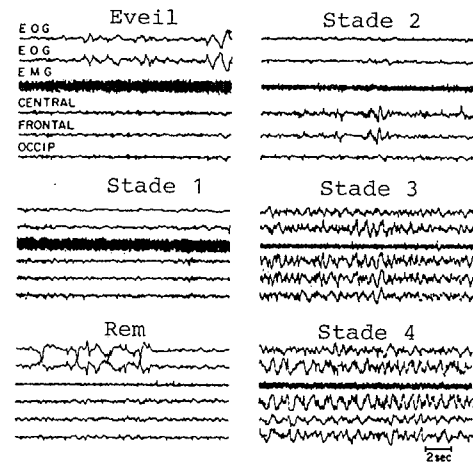


Figure 1: Activité polygraphique de sommeil pages caractéristiques.

La gamme de fréquences occupée par l'activité de base est conventionnellement divisée en bandes dont les limites les plus communément admises sont les suivantes:

- bande  $\Delta$  : 0,5 - 2,5 Hz
- bande  $\theta$  : 3 - 7 Hz
- bande  $\alpha$  : 8 - 12 Hz
- bande  $\sigma$  : 13 - 15 Hz
- bande  $\beta$  : 16 - 40 Hz

Les graphoéléments caractéristiques du sommeil léger sont:

- le complexe K, onde biphasique simple de fréquence comprise entre 1 et 2 Hz d'amplitude crête à crête supérieure à 100  $\mu$ V, précédée et suivie de périodes d'activité de faible amplitude dont la durée peut être estimée à 2 secondes.
- Le fuseau, bouffée d'ondes monomorphes (11,5-14,6 Hz) d'amplitude successivement croissante et décroissante (35,5 -70,3  $\mu$ V en moyenne) dont la durée varie entre 1 et 2,5 secondes.

L'état de vigilance est évalué toutes les 20 secondes selon les critères suivants:

- |                           |   |
|---------------------------|---|
| Eveil                     | EEG : activité de faible amplitude $\alpha$ ou $\beta$ - $\theta$ ;<br>EOG : actif;   |
|                           | EMG : élevé, artefacts dus aux mouvements du sujet.   |
| Stade 1 (transition)      | EEG : chute de l'activité $\alpha$ prédominance d'activité $\theta$ mélangée à du $\beta$ amplitude faible, absence de K complexe<br>EOG : mouvements oculaires lents<br>EMG : élevé mais inférieur au niveau de l'éveil. |
| Stade 2 (sommeil léger)   | EEG : fuseaux, complexes K, possibilité d'apparition d'ondes polyphasiques de haut voltage n'ayant pas la morphologie d'un K<br>EOG : pas de mouvements oculaires<br>EMG : faible amplitude                               |
| Stade 3 (sommeil profond) | EEG : activité delta d'amplitude supérieure ou égale à 75 $\mu$ V pendant 20 % au moins, 50 % au plus, de la période  |

Conception d'un microsysteme informatique dedicace au traitement des signaux electrophysiologiques du sommeil.  
THEME I3 Applications du traitement du signal.

d'analyse; presence eventuelle de fuseaux ou de K complexes.

EOG : pas de mouvements oculaires  
EMG : faible amplitude

Stade 4 (sommeil profond) EEG : activite delta d'amplitude superieure ou egale a 75 µV pendant au moins 50% de la periode d'analyse; presence eventuelle de fuseaux ou de K complexes.  
EOG : pas de mouvements oculaires  
EMG : faible amplitude

Stade REM (sommeil paradoxal) EEG : similaire a celui du stade 1 quoique parfois 1 a 2 Hz plus bas dans la region occipitale. Absence totale de fuseaux et de K complexes. Des ondes en dents de scie peuvent etre observees juste avant les mouvements oculaires.  
EOG : mouvements oculaires rapides isolés ou en bouffees  
EMG : atonie profonde. Presence eventuelle de quelques brèves augmentations d'amplitude

Mouvement : Ce pseudo-stade est donne aux periodes d'analyses contigues a une phase quelconque de sommeil mais au cours de laquelle l'EEG et l'EOG sont perturbés sur plus de la moitié de la periode par des artefacts de mouvements. Si cette periode est contigüe a une phase d'éveil, elle est considerée comme faisant partie du stade d'éveil et n'est, de ce fait, pas cotée mouvement.

Outre ces divers criteres, il existe un certain nombre de cas transitoires. Pour chacun d'eux, Rechtschaffen et Kales donnent des regles de cotation basees sur le contexte. L'évolution du sommeil peut se resumer par un hypnogramme, ce qui n'est autre que la representation graphique de la sequence chronologique des stades de sommeil au cours d'une nuit (figure 2).

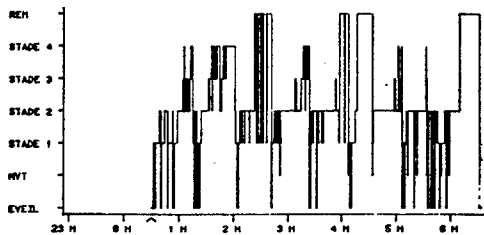


Figure 2: Hypnogramme d'un sujet normal.

Ce type de representation est cependant biaise : l'évolution du sommeil léger vers le sommeil profond est un processus continu, non une fonction en échelons.

Par contre, le phenomene inverse est mieux représenté : les transitions vers l'éveil sont

généralement abruptes.

Elles correspondent souvent à des mouvements corporels ou à de brèves phases d'éveil.

Nonobstant cette remarque d'ordre théorique, on peut déduire de l'hypnogramme un certain nombre de paramètres importants:

- la latence précédant l'endormissement
- la durée et la régularité du cycle REM/NREM
- la durée totale et la proportion de stade REM
- la durée totale et la proportion de stade NREM
- la durée totale et la proportion de chacun des stades de sommeil léger

Chez l'individu adulte et normal, les valeurs moyennes de ces quantités sont les suivantes

- phase 1 : 3 à 8 % de la durée totale (8h).
- phase 2 : 50 % de la durée totale
- phase 3 & 4 : 22 à 27 % de la durée totale
- phase REM : 20 % de la durée totale

### 3. ENVIRONNEMENT INSTRUMENTAL

Les résultats présentés ici ont été obtenus dans le cadre du laboratoire de sommeil de l'hôpital Erasme. La chaîne de mesures est schématisée par la figure 3.

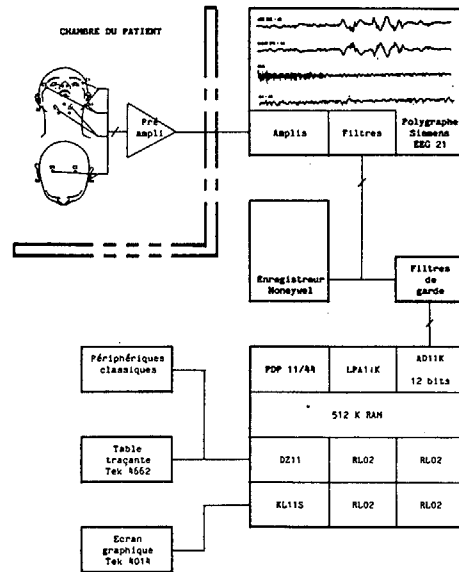


Figure 3: Environnement instrumental.

Trois signaux électroencéphalographiques sont obtenus par des électrodes collées sur le scalp. Deux électrooculogrammes sont prélevés par des électrodes placées de part et d'autre des yeux. Pour l'ensemble de ces signaux la référence électrique est le mastoïde. De plus, un myogramme est mesuré entre deux électrodes collées sur la lèvre du menton. Tous ces signaux sont préamplifiés dans la chambre du patient avant d'être envoyés par lignes blindées vers un polygraphe: enregistreur graphique multicanaux avec filtrage analogique différencié. Après ce système d'amplification classique, le matériel lié au processus de traitement se compose:



Conception d'un microsysteme informatique dedicacé au traitement des signaux electrophysiologiques du sommeil.  
THEME I3 Applications du traitement du signal.

- d'un enregistreur d'instrumentation Honeywel 101
- d'un banc de filtres de gardes
- d'un miniordinateur DEC PDP11-44 pourvu
  - d'un convertisseur 12 bits (AD11K) precedé d'un multiplexeur (AM11K) travaillant en accés direct à la mémoire sous contróle d'un LPA11K;
  - de periphériques conventionnels et de periphériques graphiques.
- du systeme operatoire temps réel RSX11M-PLUS

Parallèlement au developpement du logiciel FORTRAN sur PDP, nous avons également conçu, à la Faculté Polytechnique de Mons, un microsysteme informatique dont la structure est donnée à la figure 4. Ce calculateur est doté d'un progiciel assembleur donnant, à peu de frais, les mêmes résultats.

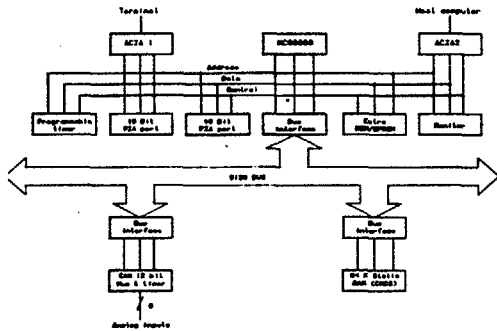


Figure 4: Structure matérielle du micro-système de traitement des signaux

4. LOGICIEL D'ANALYSE

Le logiciel proposé peut être décomposé en deux blocs principaux:

- le premier réduit les signaux étudiés à un ensemble limité d'activités typées
- le second utilise ces résultats pour en déduire le stade.

Il est à noter que, pour rester indépendant de la chaîne analogique, il n'a été fait usage d'aucun critère de seuil absolu.

5. MODELISATION DE L'EEG PAR UN SYSTEME A TEMPS DISCRET

Arguant du fait que l'eeeg de sommeil est essentiellement un phénomène basse fréquence 0,5 à ~ 20 Hz, nous avons opté pour une période d'échantillonnage de 20 ms.

L'analyse du signal EEG n'est pas un problème simple, en effet, il y a lieu, non seulement, d'évaluer les caractéristiques spectrales d'un signal non stationnaire, mais aussi d'y déceler la présence de graphoéléments. Partant du fait qu'un cotateur humain ne semble sensible qu'à la présence d'une activité périodique et non à son absence, il nous a paru opportun d'utiliser un modèle de type "All pole". Ce modèle conduit en outre à une estimation spectrale plus fiable que la classique FFT sur des segments de signal de

courte durée.

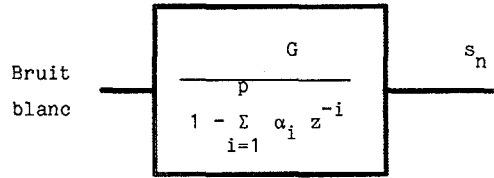


Figure 5: Modèle à temps discret de l'EEG

Ce filtre résulte des considérations suivantes: on suppose à priori qu'un échantillon quelconque du signal peut être calculé à partir des échantillons qui le précèdent. Ce qui s'écrit mathématiquement:

$$\hat{s}_n = \sum_{k=1}^p \alpha_k s_{n-k}$$

L'erreur de prédiction est donnée par:

$$\hat{e}_n = s_n - \hat{s}_n = s_n - \sum_{k=1}^p \alpha_k s_{n-k}$$

De cette expression, on peut déduire que le signal d'erreur serait donné par un filtre dont la fonction de transfert s'écrit:

$$A(z) = 1 - \sum_{k=1}^p \alpha_k z^{-k}$$

et dont le graphe de fluence est donné à la figure 6.

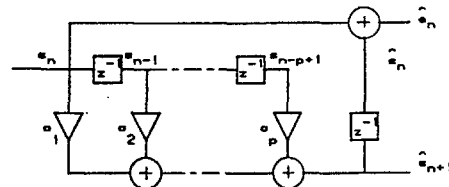


Figure 6: filtre prédicteur avant graphe de fluence

Les paramètres  $\alpha_k$  optimaux sont ceux qui minimisent la somme des carrés des erreurs de prédiction, somme calculée sur un ensemble de points  $s_n(m)$  pris au voisinage de l'échantillon n:

$$\begin{aligned} E_n &= \sum_m \hat{e}_n^2(m) \\ &= \sum_m (s_n(m) - \hat{s}_n(m))^2 \\ &= \sum_m (s_n(m) - \sum_{k=1}^p \alpha_k s_{n-k}(m))^2 \end{aligned}$$

La condition de minimisation s'écrit

$$\frac{\delta E_n}{\delta \alpha_i} = 0 \quad i = 1, 2, \dots, p$$

ce qui conduit aux équations suivantes

$$\sum_m s_{n-i}(m) s_n(m) = \sum_{k=1}^p \alpha_k \sum_m s_{n-i}(m) s_{n-k}(m)$$

$i = 1, 2, \dots, p$

Dans le cas particulier où les échantillons sont supposés nuls à l'extérieur de la fenêtre d'analyse, le système d'équations en  $\alpha_k$  peut s'écrire sous forme matricielle:

$$\begin{pmatrix} R_n(0) & R_n(1) & \dots & R_n(p-1) \\ R_n(1) & R_n(2) & \dots & R_n(p-2) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ R_n(p-1) & R_n(p-2) & \dots & R_n(0) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \dots \\ \alpha_p \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R_n(1) \\ R_n(2) \\ \dots \\ R_n(1) \end{pmatrix}$$

où  $R_n(x)$  représente la fonction d'autocorrélation évaluée en  $x$ . La structure de Toeplitz dont jouit la matrice des coefficients d'autocorrélation autorise l'emploi d'algorithmes de résolution du type récursif. Nous avons opté pour celui de Leroux et Guegen [4] dont la spécificité est de n'utiliser que des variables normées; ce qui permet une optimisation du code sur un calculateur dépourvu d'accélérateur d'arithmétique flottante.

De façon concrète, nous avons limité l'ordre du filtre à 4, eu égard au fait que l'oeil humain ne peut discerner plus de 2 composantes fréquentielles distinctes dans un EEG. Des considérations de stationnarités et d'effet de bords nous ont, de plus, conduits à opter pour des fenêtres d'analyse de 2,5 secondes se chevauchant de 1,25 seconde.

**6. DECOMPOSITION EN TERMES SEMEIOLOGIQUES**

Ainsi qu'exposé précédemment, l'interprétation d'un EEG recouvre essentiellement un aspect fréquentiel. La détection de fuseaux peut elle, être considérée comme une recherche d'instabilité (entrée en oscillations) du modèle. On conçoit donc facilement qu'une tranche d'EEG puisse être interprétée en fonction de la position des pôles de la fonction de transfert. La règle discriminante graphiquement exposée à la figure 7.

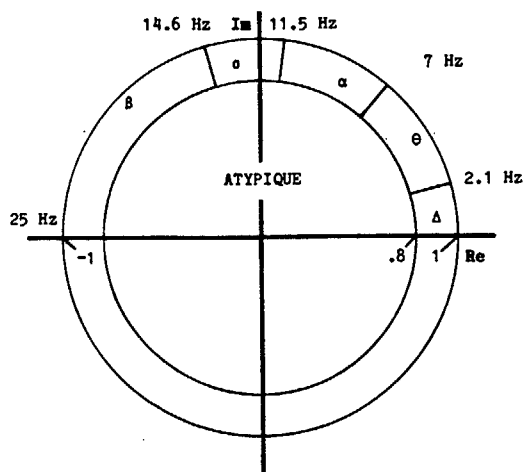


Figure 7: règle discriminante basée sur la position du pôle dominant

De plus, le complexe K est défini comme étant une activité delta isolée entre deux tranches d'activités atypiques de plus faible amplitude.

Le processus de réduction décrit ci-dessus est appliqué séparément à chacun des EEG. Une synthèse des trois canaux en est ensuite déduite selon les règles suivantes:

- une activité pure a priorité sur une activité atypique
- en cas de conflit, l'électroencéphalogramme central a priorité sur le frontal qui a lui-même priorité sur l'occipital.

**7. DETECTION DES MOUVEMENTS OCULAIRES**

Les yeux peuvent être considérés comme des dipôles. De plus, leurs mouvements sont binoculairement synchrones. Il est donc clair qu'en collant des électrodes sur les canthis latéraux, les signaux oculographiques ainsi prélevés seront en opposition de phase. Cette particularité permet d'éliminer les artéfacts qui apparaissent en phase. L'algorithme de détection, illustré par la figure 8 est de type temporel.

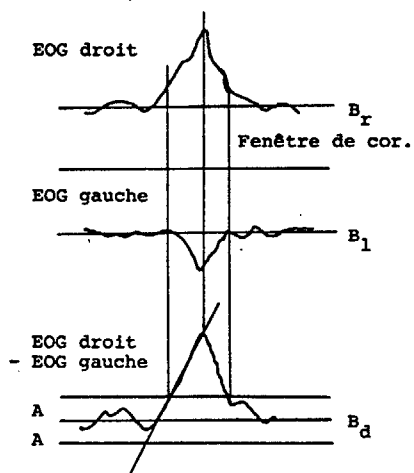


Figure 8: Algorithme de détection de mouvements oculaires.

- Les lignes de base  $B_r$ ,  $B_l$  et  $B_d$  sont définies comme étant, respectivement, les niveaux moyens des signaux EOG gauche, droit et de leur différence. Ces moyennes sont calculées sur les périodes précédant la page courante par la formule

$$B_x(i) = \frac{B_x(i-1) + \bar{x}(i) * a}{1 + a}$$

ou:  $\bar{x}(i)$  est la valeur moyenne du signal  $x$  calculée sur la période  $i$   
 $a$  = facteur d'oubli.





Conception d'un microsysteme informatique dedicace au traitement des signaux electrophysiologiques du sommeil.

THEME I3 Applications du traitement du signal.

- Si le signal de difference s'eloigne de sa ligne de base de plus de 4 ecart-type, on peut suspecter la presence d'un mouvement.
- un calcul de correlation entre voies permet alors de verifier que les EOG sont en opposition de phase.
- Si le coefficient de correlation est superieur a -0.87, l'evenement est ignore
- Dans le cas ou un mouvement a ete detecte, la discrimination mouvement lent, mouvement rapide se fait par seuil de pente. De facon a se premunir du bruit autant que faire se peut, l'estimation de la pente du flanc montant du signal de difference est evaluee par regression lineaire.

### 8. EVALUATION DE L'ACTIVITE MUSCULAIRE

Dans le cadre reduit de la polygraphie de sommeil seule, l'amplitude de l'enveloppe du signal EMG est a considerer. La technique d'evaluation utilisee est de type statistique. Le signal est volontairement sous-echantillonne sans aucun filtrage prealable. La suite des valeurs ainsi obtenues est consideree comme une variable aleatoire que l'estimateur de la variance

$$\hat{s} = \frac{1}{n} \sum |x_i - \bar{x}| \quad i = 1, \dots, n$$

$$\text{avec } \bar{x} = \frac{1}{n} \sum x_i \quad i = 1, \dots, n$$

suffit a caracteriser.

### 9. COTATION EN STADES

Le logiciel de decision final a pour mission d'assigner un stade de sommeil a chaque tranche polygraphique de 20 secondes.

Il utilise dans ce but:

- les resultats du pretraitement expose plus haut
- le contexte: stade precedent, evolution a moyen terme du tonus,...

La decision s'opere de facon deterministe par un arbre binaire simulant les criteres de cotations de Rechtschaffen et Kales ainsi que quelques regles de bonne pratique.

### 11. RESULTAT

Une etude de validation complete, incluant des cas pathologiques est en cours, neanmoins les resultats partiels dont nous disposons actuellement sont prometteurs: 80 % d'accord strict en moyenne sur des traces de sujets sains, 70 % sur des cas pathologiques. Il faut cependant relativiser ces chiffres. En effet

- la cotation visuelle qui sert de reference n'est pas absolue. Le taux d'accord intercotateur peut etre estime a 90 % pour un sujet normatif, 80 % pour un trace pathologique.
- la discrimination entre stades 3 et 4 est discutable, certains auteurs les fusionnent d'ailleurs en 1 seul denomme sommeil delta

- aucune page n'a ete exclue des traces, meme pas celles jugees ambiguës par le cotateur visuel
- La figure 9 donne un exemple d'interpretation visuelle et automatique d'un trace normal.

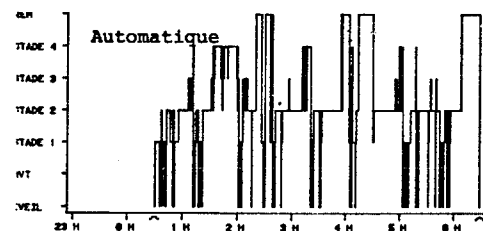
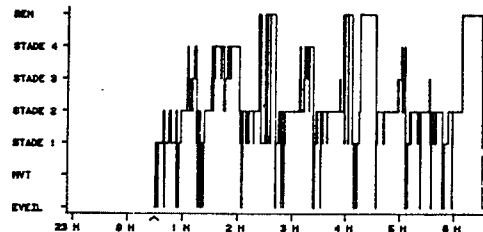


Figure 9: Comparaison entre interpretation visuelle et automatique d'un trace de sujet sain.

### CONCLUSIONS

Le logiciel presente permet d'analyser, en temps reel, un trace polygraphique de sommeil avec une fiabilite plus que suffisante.

Un microsysteme informatique base sur le MC68000 a ete mis au point. Les performances de cette machine sont telles que le traitement d'un enregistrement polygraphique de 8 heures sur support magnetique peut etre effectue en 2 heures.

### BIBLIOGRAPHIE

- [1] RECHTSCHAFFEN, 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, 1968
- [2] HAURI P.  
The sleep disorders current concepts  
Ascope publication  
Upjohn
- [3] ZETTERBERG L.H.  
Recent advances in EEG data processing  
Contemporary clin neurophysiology 1978  
EEG suppl n° 34, pp 19-36
- [4] LE ROUX J., GUEGUEN C.  
A fixed point computation of partial correlation coefficients  
IEEE Trans. on Acoustics, Speech and Signal Processing, June 1977
- [5] Kales A., Kales J.D.  
Evaluation and treatment of insomnia  
Oxford University Press 1984 324 p.