

UN SYSTEME DE FUSION DE DONNEES POUR LA RECONNAISSANCE DES PHASES DU SOMMEIL

O.INGREMEAU*, M. BILLON***,
M. CORAZZA*, E. MARTIN**

* LASTI, Université de Rennes I, 6 Rue de Kérampont, 22305 LANNION cedex.

** LESTER, Université de Bretagne Occidentale, 10 Rue Jean Zay, 56325 LORIENT cedex.

*** Laboratoire d'Optronique, U.A. CNRS, 6 rue de Kérampont, 22305 LANNION cedex.

RÉSUMÉ

Nous présentons dans cet article, un système automatique de reconnaissance des phases du sommeil basé sur l'utilisation d'un ensemble original de capteurs pour ce problème. Des informations cardiaques, respiratoires et de motricités sont extraites des signaux captés. La chaîne de traitement de l'information intègre du traitement du signal et de la fusion de données. La détection est réalisée à l'aide de la théorie des ensembles flous et de l'intégration de la connaissance à priori des paramètres extraits des signaux.

ABSTRACT

We present in this paper an automatic sleep phases detection system based on the use of a new sensor set for this problem. Cardiac, respiratory and movement informations are extracted from the sensed signals. The processing chain of these informations involves signal processing and data fusion. Detection of phases is achieved by the use of fuzzy set theory and a priori knowledge integration of extracted parameters.

I. INTRODUCTION

La reconnaissance automatique des phases du sommeil est le plus souvent basée sur l'analyse des signaux d'électro-encéphalogramme (EEG), d'électro-oculogramme (EOG) et d'électromyogramme (EMG). Ces signaux sont les plus discriminatifs pour l'étude du sommeil, cependant ils entraînent un inconfort important pour le patient qui doit porter de nombreuses électrodes sur le scalp. Cette gêne n'est pas sans conséquence sur les mesures du sommeil qui s'en trouve perturbé. Aussi une autre approche tente de limiter cet inconfort en s'appuyant sur l'analyse d'autres signaux physiologiques moins contraignants à capter. Ces signaux relatifs à l'activité cardiaque, respiratoire et de motricité du patient, ne comportent pas d'informations aussi pertinentes que les

premiers. Les différents systèmes basés sur l'analyse d'un seul de ces signaux n'ont pas donné des résultats suffisants pour une utilisation de routine [1]. Aussi nous proposons un système basé sur l'utilisation d'un ensemble de capteurs simple à utiliser et confortable pour le patient, permettant d'obtenir simultanément des informations cardiaques, respiratoires et de motricités. Ces différentes informations combinées par l'utilisation de techniques de fusion de données doivent nous permettre d'atteindre une reconnaissance des phases de sommeil dont le taux d'agrément avec le scorage manuel est d'environ 80%.

II. LES SIGNAUX, LES INFORMATIONS



L'ensemble des capteurs du système se présente sous la forme d'un bracelet-montre (figure 1). Celui-ci intègre deux capteurs piézoélectriques (c1 et c2), un capteur piézorésistif (c3) et de l'électronique de conditionnement et de transmission. Les échantillons des signaux captés sont en effet transmis par modulation d'amplitude H.F. de sorte qu'aucun fil ne relie ce capteur à l'unité de traitement du système.

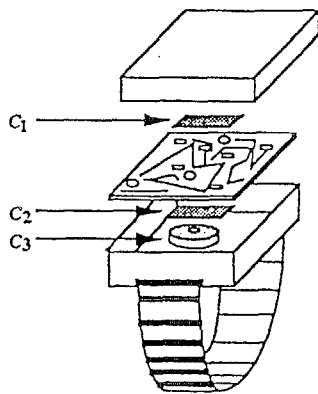


Figure 1: l'ensemble capteur

Le premier capteur piézoélectrique (c1) fournit une information de type actimétrique relative aux mouvements du poignet du patient. Le second capteur piézoélectrique (c2) est en contact indirect avec le poignet et donne une image relative de la pression artérielle du patient, dont on peut déduire par filtrage passe-bas, un signal représentant l'activité respiratoire de celui-ci. Le signal mouvement sert aussi de référence bruit pour le débruitage du signal de pression lors de mouvements du poignet. Enfin le capteur piézorésistif fournit un signal dont l'amplitude est proportionnelle à la tension de serrage du bracelet. En effet, l'amplitude de la pression artérielle différentielle étant fonction de ce serrage, il est ainsi possible de différencier les variations naturelles de la pression de celles provoquées par une variation de serrage du bracelet, laquelle pouvant résulter d'un déplacement de la montre après un mouvement

important. La figure 2 donne un exemple des principaux signaux en l'absence et en présence de mouvement du poignet.

Les signaux fournis par cet ensemble capteur ont été validés en milieu hospitalier par comparaison à des signaux "médicaux" de référence [2].

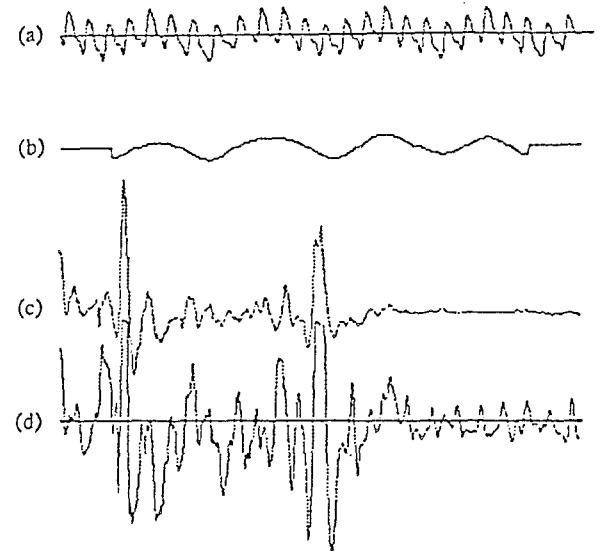


Figure 2 : les principaux signaux :

- (a) signal de pression artérielle sans mouvement
- (b) signal de respiration sans mouvement
- (c) signal d'actimétrie lors d'un mouvement
- (d) signal de pression artérielle lors d'un mouvement

III. FUSION DE DONNEES

III.1. Choix de la méthode

Afin d'effectuer la reconnaissance des phases du sommeil, on réalise une analyse à court terme et à moyen terme (respectivement 20 secondes et 2 minutes) des signaux. On extrait ainsi de ces signaux par époques successives, des paramètres dont les variations ou la présence sont corrélées avec les phases du sommeil [3]. Ces paramètres sont relatifs aux variations du rythme cardiaque instantané, de l'amplitude différentielle de la pression artérielle, de l'amplitude et du rythme respiratoire ainsi qu'à la présence de pauses

respiratoires et à la durée et l'amplitude des mouvements. Chacun de ces paramètres apporte une information relative à une phase ou à un ensemble de phases du sommeil, voir encore à des transitions entre phases. La nature du problème à résoudre nous guide vers certaines méthodes de fusion des données. En effet, les phases du sommeil sont un phénomène sans dimension, ce qui rapproche leur reconnaissance du problème de la déclaration d'identité [4]. De plus, le sommeil étant un phénomène continu contenant des phases transitionnelles progressives, une approche floue de la reconnaissance nous a semblé appropriée ; le flou en effet permet de définir graduellement l'appartenance des données aux différentes classes et nous donne la possibilité de trouver un référentiel commun pour des informations de natures et de types différents.

III.2. Le système de fusion

Un schéma de principe simplifié du système de fusion est donné figure 3. Dans un premier temps, les paramètres sont "fuzzifiés". Cette opération consiste à attribuer à partir d'une fonction floue (figure 4.a) une valeur $\mu(x)$ comprise entre 0

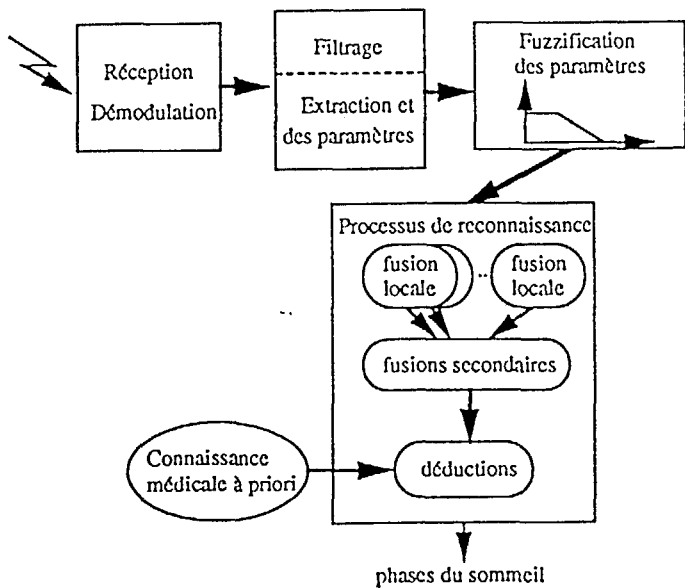


Figure 3 : Le système de fusion

et 1 appelée degré d'appartenance, représentant l'adéquation d'un paramètre x à un postulat graduel. On sait par exemple que le rythme cardiaque est de plus en plus stable lorsque le sommeil progresse vers le sommeil profond (stades 3 et 4), et qu'il est particulièrement instable durant le sommeil paradoxal.

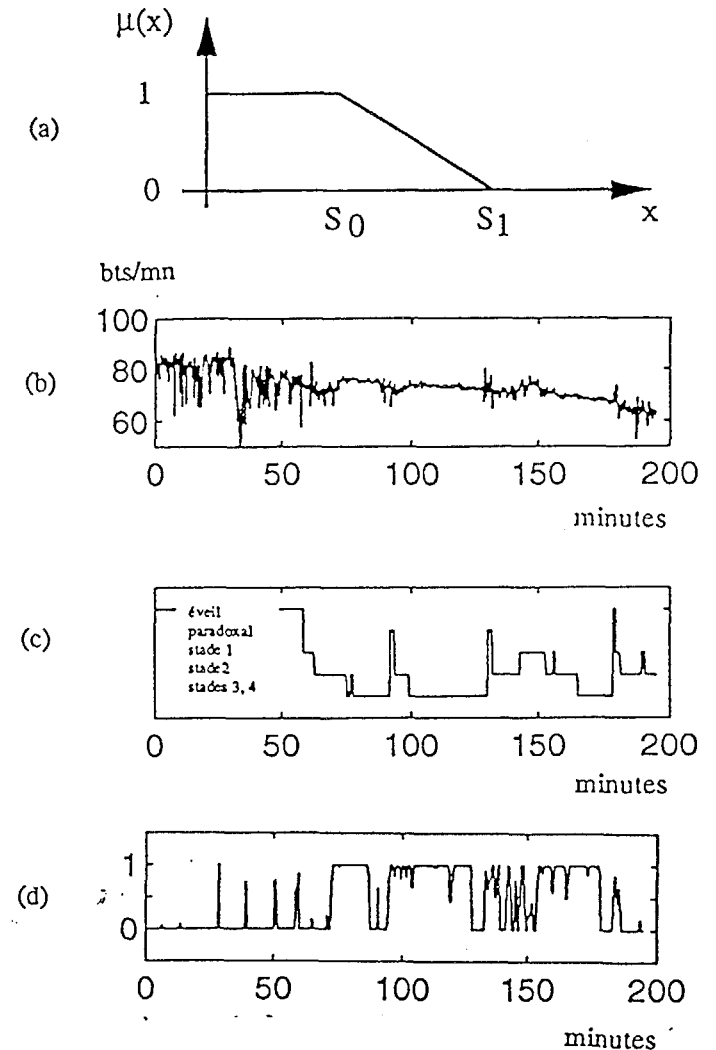


Figure 4 : Fuzzification des paramètres

- (a) fonction floue d'appartenance
- (b) rythme cardiaque
- (c) hypnogramme (scoring manuel)
- (d) stabilité rythme cardiaque à moyen terme

La figure 4.d représente le résultat de la "fuzzyfication" de la variation du rythme cardiaque durant les trois premières heures d'un enregistrement d'une nuit de sommeil (figure 4.b).



Le paramètre flou ainsi déduit représente l'adéquation de la variation cardiaque au postulat flou "stable". On voit ici que la fonction floue est conçue afin de détecter le sommeil lent profond (stades 3 et 4). Les seuils S_0 et S_1 étant déterminés par apprentissage. Le scorage de référence (figure 4.c) a été obtenu par analyse manuelle des signaux EEG, EOG et EMG par un spécialiste du sommeil. Des opérations similaires de fuzzyfication sont effectuées sur chacun des paramètres.

La théorie des ensembles flous [5] nous donne un cadre mathématique pour exprimer les degrés d'appartenance de certains des paramètres dans chaque phases ou ensemble de phases, notamment par les relations d'intersection (3.2.1) et d'union (3.2.2) :

$$(3.2.1) \quad \mu_{F \cap G}(x) = \min(\mu_F(x), \mu_G(x))$$

$$(3.2.2) \quad \mu_{F \cup G}(x) = \max(\mu_F(x), \mu_G(x))$$

On peut donc dans une seconde étape mettre en oeuvre des opérateurs pour fusionner les degrés d'appartenances des paramètres à court et moyen terme, ainsi que certains résultats de ces premières fusions entre eux. Finalement, des règles de décisions basées sur la connaissance médicale, nous permettent de déduire la phase de sommeil représentée dans la fenêtre d'analyse.

Les résultats obtenus après fusion donnent une information quantitative quand à l'appartenance de l'époque de 20 secondes traitée, aux différentes phases du sommeil.

IV. RESULTATS, CONCLUSION

Un enregistrement d'une nuit de sommeil effectué en parallèle avec le système classique (EEG, ...), nous a permis d'établir une première connaissance des "champs d'applications" de certains paramètres par rapport aux phases, de quantifier leurs apports pour la reconnaissance et de

proposer un premier ordonnancement des opérations de fusion et d'utilisation des règles basées sur la connaissance. La fusion des analyses à court et moyen terme effectuées sur la stabilité du rythme cardiaque seule, permet d'obtenir environ 80% du sommeil lent profond (stades 3 et 4) ; celle du rythme respiratoire donne environ 70 % du sommeil orthodoxe (stades 2, 3, 4). Ces premiers résultats sont encourageants, nous poursuivons actuellement nos recherches sur les apports des autres paramètres et sur leur intégration dans le processus de décision. D'autres enregistrements de nuits de sommeil nous permettrons enfin d'évaluer les performances du système.

V. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] GAILLARD J.M. "Structure du sommeil humain : analyse traditionnelle, électronique et pharmacologique". Dans [3].
- [2] INGREMEAU O., CORAZZA M., MARTIN E., GAGNADRE I., BILLON M. "BIOPHASE : An automatic sleep phases detection system". 3rd European Conference on Engineering and Medicine, Florence 30 Avril - 3 Mai 1995.
- [3] BENOIT O., FORET J. : "Le sommeil humain. Bases expérimentales physiologiques et physiopathologiques". Ed. MASSON, 1992.
- [4] HALL D.L. "Mathematical techniques in multisensor data fusion". ARTECH HOUSE, 1992.
- [5] OFTA "Logique Floue". MASSON, 1994.