

**Mise en correspondance de signaux vectoriels pour
l'extraction de signatures spatio-temporelles.
Application à la stéréoelectroencéphalographie.**

F. WENDLING*, J.J. BELLANGER*, J.M. BADIER**, S. LHORO*

*Laboratoire de Traitement du Signal et de L'Image, INSERM CJF 93-04
Université de Rennes 1, Campus de Beaulieu, 35042 Rennes Cedex.

**Unité Clinique d'Epileptologie, INSERM CJF 90-12, Clinique Neurologique,
CHR Pontchaillou, 35033 Rennes Cedex.

RESUME

Parmi les méthodes d'investigation utilisées en épilepsie, la stéréoelectroencéphalographie (SEEG) fournit des informations capitales sur les interactions entre structures cérébrales. Une méthodologie complète de mise en correspondance des enregistrements SEEG est présentée. Elle permet i) de calculer une distance quantifiant le degré de ressemblance entre observations et ii) d'extraire les périodes durant lesquelles les signaux traduisent des phénomènes reproductibles dans plusieurs observations. Elle procède par déformations d'une première observation pour la faire correspondre à une seconde, sous des contraintes de coût de transformation. Les résultats montrent que la méthode permet d'isoler des signatures spatio-temporelles et d'exhiber différents types de crise.

1. INTRODUCTION

Appliquée chez des patients épileptiques candidats à une intervention chirurgicale, la stéréoelectroencéphalographie (SEEG) est une technique d'investigation qui consiste à enregistrer, à l'aide d'électrodes profondes et sur un nombre important de capteurs (de l'ordre de 100), les signaux issus de différentes structures du cerveau. Elle fournit des enregistrements de l'activité électrique cérébrale durant les crises d'épilepsie, qui peuvent durer de quelques secondes à plusieurs minutes. Au travers de l'identification et de l'analyse de certaines formes particulières de signaux (fréquences élevées, pseudo-périodicités), l'étude des enregistrements permet d'identifier les structures responsables du départ des crises puis de leur propagation dans l'espace cérébral. La comparaison des différents enregistrements permet ensuite d'analyser les formes reproductibles présentes dans les signaux. Celles-ci sont essentielles car elles "signent" les processus épileptiques dans leur dynamique spatio-temporelle.

Cet article présente une méthodologie complète de mise en correspondance d'observations multi-voies pour i) quantifier le degré de similarités inter-observations et ii) extraire les informations invariantes appelées "signatures spatio-temporelles."

2. FORMALISATION DU PROBLEME

On considère un ensemble de M signaux vectoriels

ABSTRACT

Among the investigation methods used in the field of epilepsy, the stereoelectroencephalographic (SEEG) technique provides major information on brain structure interactions. A comprehensive methodology of comparing SEEG recordings is presented. It allows i) to compute a distance which quantifies the degree of similarities between observations and ii) to extract periods of time during which signals seem to transcribe reproducible phenomena for different observations. It proceeds by deformations of the first observation to optimally match the second, under cost constraints. Results show that the method isolates spatio-temporal signatures and exhibits different types of seizure mechanisms.

O^e , $e = 1..M$, tous à valeurs dans R^N (correspondant, chacun, à un enregistrement effectué durant une crise d'épilepsie, à partir de N capteurs implantés chez le même patient) :

$$(O^e(t), t \in [0, Te]), e = 1..M,$$

$$O^e(t) = [o_1^e(t) \ o_2^e(t) \ .. \ o_N^e(t)]^T, o_k^e(t) \in R, k = 1..N$$

où les intervalles d'observation $[0, Te]$ ont tous été calés sur l'origine des temps et où Te peut donc avoir une valeur variant d'un enregistrement à l'autre. Pour e et k donnés, un signal $o_k^e(t)$ peut être considéré comme présentant une suite de plages temporelles à l'intérieur desquelles le groupe de cellules neuronales influant sur le capteur k adopte un certain type de dynamique, relativement stable. Les hypothèses faites ici entendent qu'on peut introduire:

i) une segmentation de tous les $o_k^e(t)$ suivant des partitions $\{\Theta_k^e(i), i = 1..n_k^e\}$ des supports $[0, Te]$ menant à une représentation :

$$o_k^e(t) = \sum_{i=1}^{n_k^e} M_{ki}^e(t), t \in [0, Te], k = 1..N, e = 1..M \quad \text{ou}$$

$$M_{ki}^e(t) \triangleq o_k^e(t) \quad \text{si } t \in \Theta_k^e(i) \quad \text{et } \triangleq 0 \quad \text{sinon.}$$

ii) un regroupement de l'ensemble des $M_{ki}^e(t)$ en un petit nombre de classes notées arbitrairement $a, b, c \dots$ et s'interprétant, chacune, comme un type de dynamique



stable et qu'on peut physiologiquement distinguer à l'intérieur de l'ensemble $S = \{a, b, c, \dots\}$.

On considère qu'à un instant t , la zone du cerveau qui influe localement sur le capteur k génère un signal dont la dynamique correspond à un élément de la liste S . On introduit ainsi, pour chaque e , un processus vectoriel $Q^e(t)$ à valeurs dans S^N , qui représente sur $[0, Te]$, l'évolution d'un "état dynamique global" concernant toutes les zones cérébrales étudiées.

Etant données deux observations $O^e(t)$ et $O^{e'}(t)$ de durées non égales, le problème consiste à trouver une suite de paires d'intervalles non obligatoirement synchrones 2 à 2 sur lesquels $Q^e(t)$ et $Q^{e'}(t)$ sont proches (au sens d'une distance) sur un nombre maximal de capteurs.

3. METHODOLOGIE

La méthodologie proposée procède en trois étapes : i) la construction des $M_{k_i}^e$ par segmentation voie par voie des signaux $o_k^e(t)$, ii) la caractérisation et le codage symbolique de la dynamique de chaque segment et iii) la mise correspondance, pour des valeurs de e distinctes, des observations O^e codées sous forme de suites de vecteurs de symboles.

i) Recherche des $M_{k_i}^e$ par segmentation

Une méthode de segmentation simple (non présentée ici) a été développée. Elle est basée sur un paramètre fondamental en analyse de l'EEG, le rythme du signal [1]. Elle consiste à détecter des changements dans la valeur moyenne d'une quantité reflétant la fréquence moyenne du signal, au moyen d'un algorithme de Page Hinkley [2]. Le comportement de la méthode de segmentation est satisfaisant puisqu'elle génère des instants de ruptures proches de ceux marqués interactivement par le clinicien.

ii) Caractérisation et codage symbolique des $M_{k_i}^e$

Caractérisation : un vecteur d'attributs, obtenu à partir d'une caractérisation morphologique et fréquentielle, est associé à chaque segment $M_{k_i}^e$. Une analyse statistique de données (analyse discriminante linéaire basée sur la distance de Mahalanobis) permet d'affecter ensuite une classe, choisie dans l'ensemble fini de symboles S , à chaque $M_{k_i}^e$, en fonction du contenu spectral et morphologique des signaux enregistrés.

Codage : on partitionne $[0, Te]$ en intervalles Δt_i , $i = 1..l_e$, de même longueur Δ (petite devant les durées réelles des transitions entre dynamiques d'une voie), et on associe à $Q^e(t)$, par quantification du temps, la suite q_i^e , $i = 1..l_e$ de vecteurs à valeurs dans S^N obtenue en faisant, pour $i = 1..l_e$, $q_i^e = Q^e(t)$ si $t \in \Delta t_i^e$ (une procédure "d'arrondi" est appliquée pour les cas, rares, où Q^e n'est pas constant sur Δt_i^e).

iii) Mise en correspondance des observations et extraction de signatures spatio-temporelles

On met en correspondance les observations codées, par application de l'algorithme de Wagner et Fischer [3] à

des suites de vecteurs q_i^e et $q_i^{e'}$. C'est essentiellement ce troisième point qui sera développé dans la suite de cet article.

4. MISE EN CORRESPONDANCE DES OBSERVATIONS CODEES

Chaque observation, codée sous la forme d'une suite de vecteurs, est, en fait, une matrice ayant un nombre déterminé (égal au nombre de capteurs) de lignes. La mise en correspondance de deux observations est effectuée par application de l'algorithme de Wagner et Fischer, qui permet de calculer une distance (appelée distance d'édition) entre deux suites de symboles et de retrouver la plus longue suite de symboles commune aux deux suites initiales. Une extension de l'algorithme au cas vectoriel permet d'utiliser cette distance pour quantifier le degré de similarités entre matrices : une distance faible dénote un faible coût de transformation, ce qui signifie également des similarités importantes entre les deux observations correspondantes. Des opérations, dites d'édition, sont introduites pour calculer la distance d'édition entre les matrices $M(p, m)$ et $M'(p, m')$:

- soient M et M' , deux matrices à p lignes ,

$$M = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \dots & a_{1m} \\ a_{21} & a_{22} & \dots & a_{2m} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{p1} & a_{p2} & \dots & a_{pm} \end{bmatrix} \text{ et } M' = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & \dots & b_{1m'} \\ b_{21} & b_{22} & \dots & b_{2m'} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ b_{p1} & b_{p2} & \dots & b_{pm'} \end{bmatrix}$$

- soient u^i , un vecteur colonne de M et v^j , un vecteur colonne de M' , on définit les opérations suivantes et leur coût Γ associé :

$$\begin{aligned} \cdot \text{substitution à } u^i \text{ de } v^j : \Gamma(u^i, v^j) &= \sum_{k=1}^p \gamma(u_k^i, v_k^j) \\ \cdot \text{insertion de } v^j : \Gamma(\Lambda, v^j) &= \sum_{k=1}^p \gamma(\Lambda_k, v_k^j) \\ \cdot \text{suppression de } u^i : \Gamma(u^i, \Lambda) &= \sum_{k=1}^p \gamma(u_k^i, \Lambda_k) \end{aligned}$$

où $\Lambda^T = [\lambda \lambda \dots \lambda]^T$, λ est la suite vide, $|\lambda| = 0$, et où γ est le coût élémentaire de substitution, d'insertion ou de suppression d'un symbole.

Si l'inégalité triangulaire est vérifiée par la fonction Γ , le résultat montré dans [3] reste valide dans le cas de la distance d'édition $d(M, M')$, entre matrices, définie à partir de la notion de trace :

$d(M, M') = \min \{ \text{coût}(T) \mid T \text{ est une trace entre } M \text{ et } M' \}$
Ce résultat, en complément de la relation récursive de Wagner et Fischer,

$$d(u^i, v^j) = \min \left\{ \begin{aligned} &d(u^{i-1}, v^{j-1}) + \Gamma(u^i, v^j) \\ &d(u^{i-1}, v^j) + \Gamma(u^i, \Lambda) \\ &d(u^i, v^{j-1}) + \Gamma(\Lambda, v^j) \end{aligned} \right\}$$

conduit directement, grâce à une méthode de programmation dynamique, à une procédure itérative de calcul de la distance $d(M, M')$. De même que dans [3], en choisissant des coûts appropriés pour la fonction Γ , la suite de vecteurs non obligatoirement contigus, et exhibant un

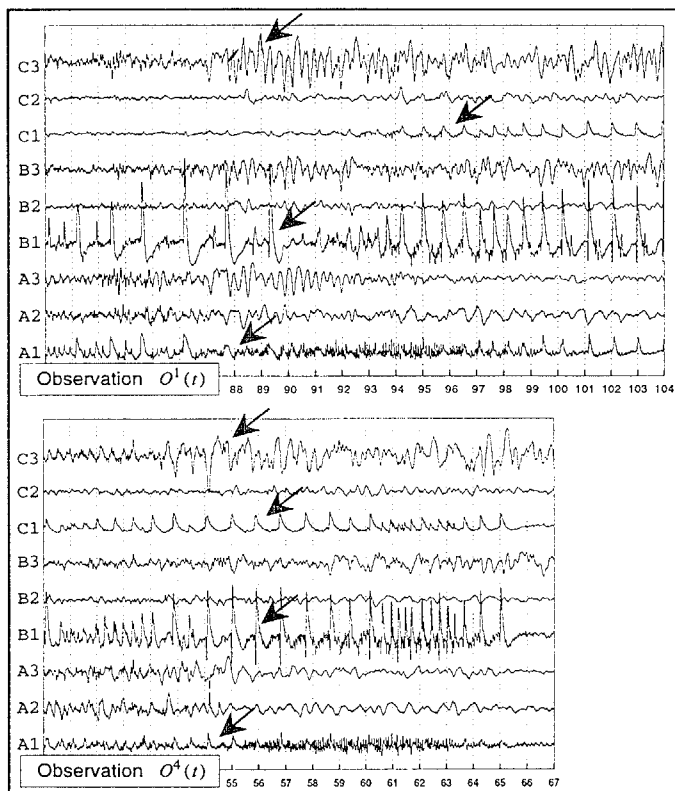


Figure 2 : signature spatio-temporelle extraite des observations O^1 et O^4 . Les mécanismes enregistrés par les signaux semblent être identiques dans les deux cas. Les flèches montrent les phénomènes particulièrement reproductibles.

Cependant, des différences significatives peuvent être observées si l'on compare cette signature à celle extraite de O^1 et O^4 . Ceci confirme les résultats obtenus sur les distances inter-observations : on retrouve ici 2 groupes d'observations, chacun correspondant à un mécanisme épileptique particulier.

Du point de vue clinique, la méthodologie proposée conduit donc à des résultats satisfaisants : l'information extraite par l'algorithme est pertinente, elle correspond à des mécanismes reproductibles qui caractérisent les processus épileptiques. Elle doit maintenant être validée sur un grand nombre de cas.

Du point de vue théorique, l'extension proposée à l'algorithme de Wagner et Fischer montre que l'on peut mettre en correspondance des observations de durées non égales. L'algorithme est parfaitement adapté au problème posé puisqu'il procède par déformation (sur le temps) de la première observation pour la faire correspondre à la seconde, sous des contraintes de coût de transformation.

6. CONCLUSION

Cet article présente une méthodologie complète de mise en correspondance d'enregistrements SEEG.

L'approche adoptée permet i) de calculer une distance inter-observations qui donne une quantification du degré de ressemblance entre observations et ii) d'extraire les périodes pendant lesquelles les signaux traduisent des

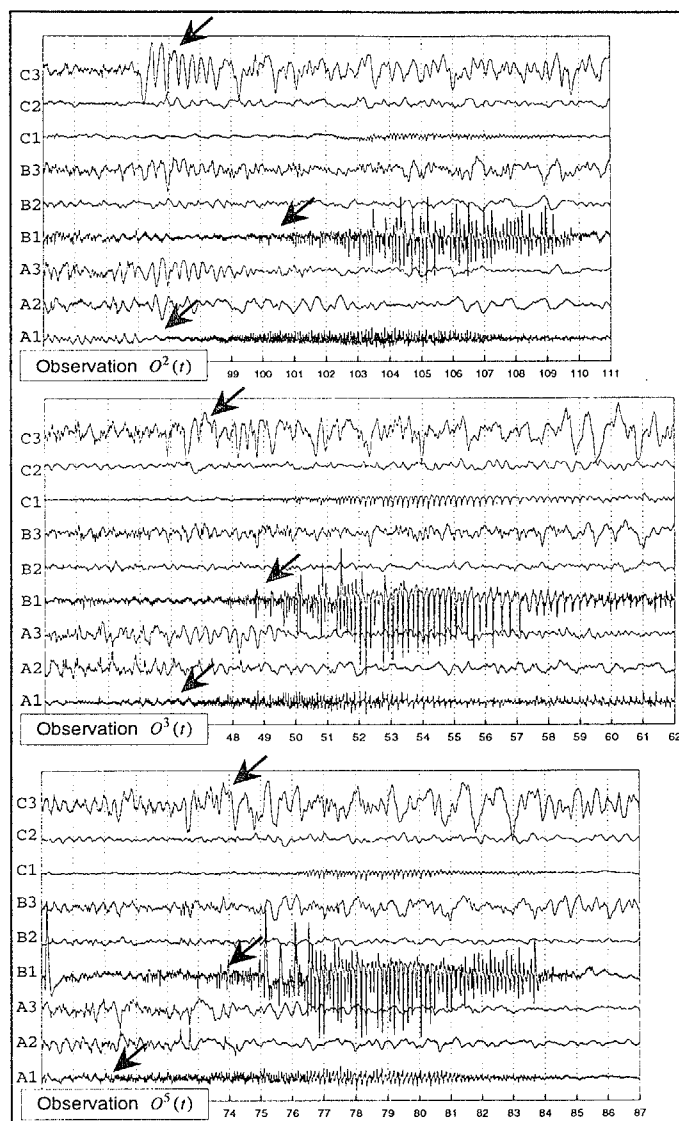


Figure 3 : signature spatio-temporelle extraite des observations O^2 , O^3 et O^5 . A nouveau, les mécanismes enregistrés par les signaux semblent être identiques dans les deux cas. Cependant, on note des différences significatives par rapport aux observations O^1 et O^4 .

processus reproductibles (signatures spatio-temporelles). Cette étude apporte des résultats objectifs sur les mécanismes d'activation cellulaire qui interviennent durant les crises d'épilepsie et pourrait fournir un outil d'aide à la compréhension des réseaux épileptogènes [4].

Références

- [1] M.C. Salinsky, B.S. Oken, R.E. Kramer, L. Morehead, A comparison of quantitative EEG frequency analysis and conventional EEG in patients with focal brain lesions, *Electroenceph. Clin. Neurophys.*, vol.83, pp.358-366, 1992
- [2] M. Basseville & A. Benveniste, Detection of abrupt changes in signals and dynamical systems, LNCIS n°77, Springer-Verlag, 1986.
- [3] R.A. Wagner & M.J. Fischer, The String-To-String Correction Problem, *J. Assoc. Comp. Machin.*, Vol.21, N°1, pp.168-173, 1974.
- [4] P. Chauvel, P.Buser, J.M. Badier, C. Liégeois-Chauvel, P. Marquis, J. Bancaud, la "zone épileptogène" chez l'homme : représentation des événements intercritiques par cartes spatio-temporelles, *Revue Neurologique*, vol.143, no.6, pp.443-450, 1987.