

# Vers un codage numérique de l'activité épileptique

A. KINIE, M. L. NDIAYE, J.J. MONTOIS, Y. JACQUELET.

Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image, INSERM U642 antenne de Saint Malo, IUT de Saint Malo, 35409, France

FAX : 02 99 21 95 41 TEL : 02 99 21 95 52

{ [abel.kinie](mailto:abel.kinie), [mamadou.ndiaye](mailto:mamadou.ndiaye), [jean-jacques.montois](mailto:jean-jacques.montois), [yann.jacquelet@univ-rennes1.fr](mailto:yann.jacquelet@univ-rennes1.fr) }

**Résumé** Dans ce travail on propose une transformation du signal épileptique en une suite de booléens en exploitant la répartition de la densité spectrale de puissance dans 9 bandes de fréquences  $\delta_1, \delta_2, \theta_1, \theta_2, \alpha_1, \alpha_2, \beta_1, \beta_2, \gamma$  classiquement utilisées dans l'analyse du signal Stéréo-EEG. Cette transformation produit un indicateur scalaire dont l'exploitation judicieuse, associée à un système informatique dédié (ici un système multi-agent) et appliquée à l'analyse de d'une crise d'épilepsie fait émerger une représentation très réaliste du contenu spectral des aires cérébrales impliquées dans la crise d'épilepsie.

**Abstract** – In this paper a depth SEEG signal recorded is transform in bytes using the spectral density in 9 epileptic frequency bands  $\delta_1, \delta_2, \theta_1, \theta_2, \alpha_1, \alpha_2, \beta_1, \beta_2, \gamma$ . This transformation gives rise to a scalar indicator which is included in a multiagent system approach in order to analyze the propagation of the epileptic seizure. This new method gives a relevant spatio-temporo-spectral representation of brain areas included in the epileptic seizure.

## 1. Introduction

Pour L'analyse du signal épileptique il est souvent essentiel d'éclairer comment se recompose, fonctionnellement le système d'intercommunications entre les différentes structures du cerveau et comment y évolue la dynamique des activités neuro - électriques attachées à chacune de ces structures

En électroencéphalographie, il est admis que le signal stéréo - électroencéphalographique (Stéréo-EEG) critique est un "marqueur temporel" des interactions entre les structures cérébrales enregistrées, interactions qui naissent, perdurent puis s'éteignent au cours des crises d'épilepsie. Le signal SEEG se compose alors d'une suite de plages temporelles durant lesquelles les structures cérébrales enregistrées présentent un "état dynamique stable". La description de ces états de stabilité et leurs caractérisations pour différentes crises d'épilepsie d'un même patient, doit permettre la mise en évidence de la dynamique spatio-temporelle du réseau épileptogène chez ce même patient. Cette notion de réseau développée par le professeur Chauvel[1] peut être vue comme l'ensemble des structures cérébrales et des voies de propagation qui sont systématiquement mise en jeu durant les crises et suivant un ordonnancement temporel.

Etudier l'évolution des mises en jeu progressive des structures cérébrales impliquées dans l'épilepsie amène à analyser le comportement des groupes de neurones à travers les signaux recueillis au sein même de ces groupes.

De nombreuses études ont été consacrées à la mise en évidence d'interactions mutuelles entre les aires cérébrales impliquées dans la génération de la crise d'épilepsie soit au travers de la segmentation du signal SEEG[2], soit au travers du calcul d'un temps de retard de propagation [3]. D'autres études plus récentes utilisent des modèles réalistes de

génération du signal épileptique pour expliquer le paradigme du réseau épileptogène responsable des crises d'épilepsie [4]. Toutes ces approches paramétriques et non paramétriques utilisent pour la majorité d'entre elles l'information temporelle (corrélation) ou fréquentielle (Transformée en ondelettes, analyse temps-fréquence, rythme du signal [5] pour rendre compte des interactions entre structures cérébrales impliquées dans la crise d'épilepsie.

Dans ce travail nous proposons de transformer l'énergie en sous-bandes du signal SEEG en une suite de booléens dont l'exploitation au travers d'un système informatique dédié ici le système multi-agents produit une représentation d'une crise d'épilepsie en nappes spatio-temporo-spectrales faisant émerger de manière très réalistes les implications des structures cérébrales initiatrices de la crise d'épilepsie.

Dans le paragraphe 2 nous explicitons la démarche conduisant au codage numérique de l'activité épileptique. Le paragraphe 3 sera consacré à l'exploitation du codage numérique dans la production de nappes spatio-temporo-spectrales et le dernier paragraphe discute des bénéfices attendus de cette nouvelle représentation du signal Stéréo-EEG dans l'analyse de l'épilepsie et le suivi des patients épileptiques.

## 2. Codage numérique de l'activité épileptique

Nous considérons un signal aléatoire réel  $X_1(t)$  observé pour des valeurs de  $t$  dans un intervalle  $[0, T_e]$  où  $T_e$  est la durée de l'enregistrement Ce signal suivant les 9 bandes de fréquences classiquement utilisées dans le domaine de l'épilepsie, à savoir les activités basses fréquences ( $\delta_1, \delta_2, \theta_1, \theta_2, \alpha_1, \alpha_2, \beta_1, \beta_2, \gamma$ ) compris dans l'intervalle  $[0, 128\text{Hz}]$  est codé sur 9 bits.

On définit ensuite  $C\Delta m$  comme étant le contenu spectral à l'intervalle  $\Delta m = [mb, mb+L] \in [0, Te]$ . Ce contenu fréquentiel est calculé à partir de la densité spectrale de puissance estimée, elle, à partir de la méthode du périodogramme (FFT sur 256 échantillons avec 50% de recouvrement).

La suite  $\Delta m$ ,  $m=0, 1, \dots, M$  correspond à une suite de fenêtres temporelles de 512 échantillons débutants aux instants  $mb$  avec  $mb+L \leq Te$ .  $C\Delta m$  varie avec  $m$  et on désire calculer à partir des échantillons de signal contenu dans  $\Delta m$  la contribution au cours du temps de chaque descripteur  $\delta_1, \delta_2, \theta_1, \theta_2, \alpha_1, \alpha_2, \beta_1, \beta_2, \gamma$  dans l'activité critique ou intercritique de la crise d'épilepsie. La table 1 ci-dessous présente les bandes de fréquences retenues dans l'analyse du contenu fréquentiel d'un signal épileptique.

TAB.1 : Bandes de fréquences du signal SEEG

0°)	[0 - 1.9]	Hz	$\delta_1$
1°)	[1.9 - 3.4]	Hz	$\delta_2$
2°)	[3.4 - 5.4]	Hz	$\theta_1$
3°)	[5.4 - 7.4]	Hz	$\theta_2$
4°)	[7.4 - 10]	Hz	$\alpha_1$
5°)	[10 - 12.4]	Hz	$\alpha_2$
6°)	[12.4 - 18]	Hz	$\beta_1$
7°)	[18 - 24]	Hz	$\beta_2$
8°)	[24 - 128]	Hz	$\gamma$

## 2.1 Calcul d'un indicateur scalaire par codage numérique

Le signal SEEG enregistré sur une durée  $Te$  (3 mn d'enregistrement) est analysé par segments stationnaires d'une durée moyenne de 2s soit 512 échantillons du signal. Pour les bandes de fréquences retenues on va alors construire un vecteur  $\vec{S}_i$  ( $i$  représente ici le nombre de signaux SEEG à analyser, 128 en générale) dont les éléments sont donnés par la quantité d'énergie dans les 9 bandes de fréquences utilisées. On a donc :

$$\vec{S}_i = [e_0, e_1, e_2, e_3, e_4, e_5, e_6, e_7, e_8]^T$$

l'exposant  $T$  est mis pour le vecteur transposé et  $e_n$ ,  $n=0, \dots, 8$  représente l'énergie calculée dans la sous-bande  $n$ .

- ❖ Les éléments du vecteur  $\vec{S}_i$  sont ensuite transformés en une suite de booléens par l'équation suivante qui tient compte des quantités d'énergie calculées dans les sous-bandes

$$b_n = \begin{cases} 1 & \text{si } e_n \geq \eta e_T \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

$b_n$  est un booléen appartenant au nouveau vecteur de

$$\text{booléens } \vec{B}_i = [b_0, b_1, b_2, b_3, b_4, b_5, b_6, b_7, b_8]^T$$

$e_T$  représente l'énergie totale dans les 9 bande de fréquences retenues et  $\eta e$  est un seuil en dessous duquel l'énergie

calculée dans la sous-bande de fréquences est jugée expérimentalement non satisfaisante.

- ❖ La suite de booléens  $b_n$  est ensuite convertie en valeur décimale pour produire un indicateur scalaire  $D_i$  selon la formule :

$$D_i = 2^0 x_{b_0} + 2^1 x_{b_1} + 2^2 x_{b_2} + 2^3 x_{b_3} + 2^4 x_{b_4} + 2^5 x_{b_5} + 2^6 x_{b_6} + 2^7 x_{b_7} + 2^8 x_{b_8}$$

- ❖ L'exploitation judicieuse de cet indicateur scalaire permet de procéder à un regroupement (classification) de signaux d'intérêts par contenu fréquentiel similaire.

## 2.2 Classification des signaux SEEG par l'indicateur scalaire $D_i$

Afin d'illustrer la pertinence et la mise en pratique de la transformation obtenue au paragraphe précédent nous avons dans les travaux de recherche développés dans notre laboratoire introduit l'indicateur scalaire  $D_i$  dans le mécanisme de coordination d'un système multi-agent [6]. En effet comme le souligne WEISS[7], un **agent** est une "entité computationnelle" ; un programme informatique ou un robot, qui peut être vue comme percevant et agissant de façon autonome sur son environnement. Un système multi-agents (SMA) est alors constitué d'un ensemble de processus informatiques se déroulant en même temps, donc de plusieurs agents vivant au même moment, partageant des ressources communes et communiquant entre eux. Le point clé des systèmes multi-agents réside dans la formalisation de la **coordination** entre les agents. De même il est admis que la recherche sur les agents est une recherche sur :

- 1) **la décision** -quels sont les mécanismes de la décision de l'agent? Quelle est la relation entre les perceptions, les représentations et les actions des agents ? Comment décomposent-ils leurs buts et tâches ? Comment construisent-ils leurs représentations ?
- 2) **le contrôle** - quelles sont les relations entre les agents?, Comment sont-ils coordonnés ? Cette coordination peut être décrite comme une coopération pour accomplir une tâche commune ou comme une négociation entre des agents ayant des intérêts différents.
- 3) **la communication** - quels types de message s'envoient-ils? à quelle syntaxe obéissent ces messages? Différents protocoles sont proposés en fonction du type de coordination entre les agents.

Le travail présenté ici ne traite pas les trois domaines de recherche cités mais l'activité de recherche s'appuie sur une organisation des agents en pyramide irrégulière [8] et exploite le point 2) pour rendre compte dans l'analyse d'une crise d'épilepsie de l'organisation spatio-temporelle de la propagation de l'activité paroxystique critique et dégager les éléments d'une modélisation de la dynamique d'interactions entre les structures cérébrales impliquées dans la crise d'épilepsie. Nous allons ainsi pouvoir associer à chaque signal SEEG analysé un

agent suivant le tableau ci-dessous où l'on applique une pondération à chacune des activités fréquentielles pour produire l'indicateur scalaire  $D_i$ . 4 des 5 activités basses fréquences principales du signal épileptiques sont découpées en 2 sous activités afin de proposer un codage numérique sur 9 bits.

TAB.2 : Activités fréquentielles principales et Classes d'activité (CA)

CA	b0	b1	b2	b3	b4	b5	b6	b7	b8
PC	0	0	0	0	0	0	0	0	0
$\delta 1$	0	0	0	0	0	0	0	0	1
$\delta 2$	0	0	0	0	0	0	0	1	x
$\theta 1$	0	0	0	0	0	0	1	x	x
$\theta 2$	0	0	0	0	0	1	x	x	x
$\alpha 1$	0	0	0	0	1	x	x	x	x
$\alpha 2$	0	0	0	1	x	x	x	x	x
$\beta 1$	0	0	1	x	x	x	x	x	x
$\beta 2$	0	1	x	x	x	x	x	x	x
$\gamma$	1	x	x	x	x	x	x	x	x

avec  $x=0$  ou  $1$ .

Dans ce tableau il apparaît ainsi que un agent signal (AS) appartiendra à l'une ou l'autre des classes d'activité de fréquence selon la valeur de l'indicateur scalaire  $D_i$  de la manière suivante :

- Pas Classée(PC) :  $D_i = 0$ .
- Classe d'activité (CA)  $\delta 1$  :  $D_i = 1$
- Classe d'activité  $\delta 2$  :  $D_i \in [2,3]$
- Classe d'activité  $\theta 1$  :  $D_i \in [4,7]$
- Classe d'activité  $\theta 2$  :  $D_i \in [8,15]$
- Classe d'activité  $\alpha 1$  :  $D_i \in [16,31]$
- Classe d'activité  $\alpha 2$  :  $D_i \in [32,63]$
- Classe d'activité  $\beta 1$  :  $D_i \in [64,127]$
- Classe d'activité  $\beta 2$  :  $D_i \in [128,255]$
- Classe d'activité  $\gamma$  :  $D_i \in [256,511]$

Cette classification terminée nous obtenons pour l'ensemble des signaux SEEG analysés une représentation de la crise d'épilepsie sous forme d'une nappe spatio-temporo-spectrale mettant clairement en évidence les structures cérébrales impliquées dans le processus de génération de l'activité paroxystique.

Nous présentons dans le dernier paragraphe de ce travail les résultats obtenus en application de la méthodologie développée dans son ensemble au laboratoire lorsque celle-ci est appliquée dans le mécanisme de traitement d'un système multi-agent dédié.

### 3. Résultats

Nous avons appliqués notre démarche sur 3 crises d'épilepsie enregistrées sur un patient (CAN) présentant une crise

d'épilepsie du lobe temporal d'après le clinicien ; les structures impliquées dans l'initiation des crises sont le pôle tempore interne (TP), l'hippocampe antérieur (B), l'hippocampe postérieur. (C) et le cortex entorhinal (TB).

Les résultats obtenus pour 3 valeurs de seuil  $\eta_e$  sont présentés dans la figure 1.

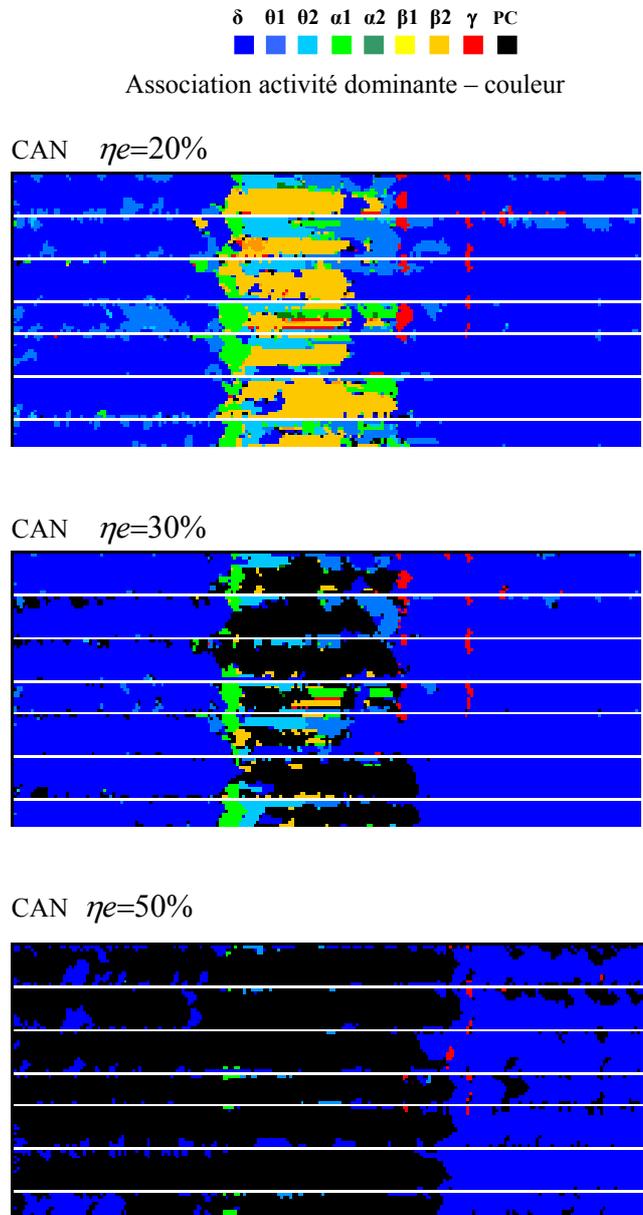


FIG.1 : Nappes spatio-temporo-spectrales sur une crise du patient CAN.

Ces résultats (nous avons attribué une couleur à chaque activité SEEG) laissent apparaître de manière très réaliste le contenu spectral sur les voies SEEG analysées. Cette représentation laisse clairement émerger différentes interactions entre structures cérébrales. Ces interactions restent très localisées pour  $\eta_e=20\%$  et moins convaincantes pour  $\eta_e=50\%$ . Cette représentation laisse aussi apparaître les seuils limites d'utilisation de  $\eta_e$  pour avoir les bandes de fréquences d'intérêts.

## 4. Conclusion

Nous avons proposé et exploité dans ce travail une transformation en éléments binaires, puis en un indicateur scalaire des activités de fréquences du signal épileptique. Les résultats obtenus dans la représentation de la crise d'épilepsie en nappes spatio-temporo-spectrales renseignent sur la pertinence de notre choix. La transformation de l'activité épileptique en une suite de booléens dégage aussi d'autres perspectives pour le traitement et le suivi des patients épileptiques. Nous envisageons ainsi au niveau du laboratoire des recherches sur :

- ❖ les systèmes de transmission sans fils de l'information relative à l'activité épileptique en utilisant les nouvelles technologies de l'information GSM, Wi-Fi, Bluetooth.
- ❖ le suivi des patients épileptiques en étudiant un système de capteurs radios répartis sur le scalp et permettant de relayer les signaux symptomatiques, via terminaux mobiles légers (téléphones portables PDA etc) vers des bases de données situant le niveau d'alarme et l'information temps réel à donner au clinicien.

## Références

- [1] P.Chauvel *La zone épileptogène chez l'homme : représentation des événements intercritiques par cartes spatio-temporelles* Revue Neurologique, n° 143, pp. 443-450, 1987.
- [2] F.Wendling *Mise en correspondance d'observations EEG de profondeur pour la reconnaissance de signatures spatio-temporelles dans les crises d'épilepsie* thèse, université de Rennes1, Rennes 1996
- [3] A. Kinié. *Détection de relations de causalités et estimation de temps de retard en épilepsie* : thèse, université de Rennes1, Rennes 1996
- [4] F. Wendling. *Modélisation des signaux SEEG et interprétation des mesures de relations dans les crises temporales : une approche de l'étude des réseaux épileptogènes*. Epileptic Disorders Décembre 2001
- [5] M.Shamsollahi. *Revue bibliographique d'applications de représentations temps-fréquence aux signaux biomédicaux*. *Innov. Techn. Biol. Méd.*, 1998, 19(3) : 151-165.
- [6] M.L. Ndiaye. *Localisée distribuée des activités épileptiques par une analyse vectorielle : approche expérimentale multi-agent*. 20 ème colloque GRETSI Louvain la Neuve 2005.
- [7] G. Weiss. *Multiagent System. A Modern Approach to Distributed Artificial Intelligence*, The MIT Press, Cambridge, Massachusetts (Ed) 1999
- [8] É Duschenay . *Architecture intelligente distribuée pour la segmentation d'images*, rapport de DEA, Université de Rennes1 1998.