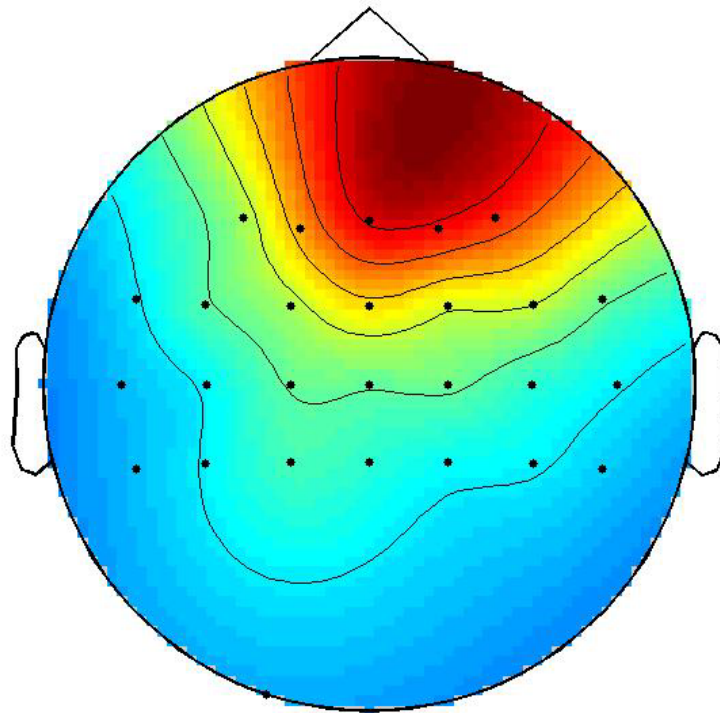


**Projet d'informatique  
Semestre 5, 2003  
Xavier Gigandet et Pierre-Yves Dénervaud**

## **Visualisation d'activité cérébrale**



**Responsable du projet : M. Gary Garcia**

**Laboratoire de traitement des signaux**

## Table des matières

<b>Introduction .....</b>	<b>3</b>
<b>Méthodologie .....</b>	<b>4</b>
Méthode des potentiels maximums .....	4
Algorithme de base des N micro états .....	4
<b>Résultats .....</b>	<b>7</b>
1 <sup>er</sup> test.....	7
2 <sup>ème</sup> test .....	8
3 <sup>ème</sup> test .....	22
4 <sup>ème</sup> test .....	27
5 <sup>ème</sup> test .....	31
<b>Conclusion.....</b>	<b>33</b>
<b>Annexe .....</b>	<b>34</b>
<b>Bibliographie .....</b>	<b>34</b>
<b>Remerciements.....</b>	<b>34</b>

## Introduction

L'être humain est une machine extrêmement complexe. La diversité des organes, des tissus et ses différentes fonctions forment une entité très intéressante pour les individus les plus concernés par son fonctionnement, c'est-à-dire nous. Nous possédons une excellente connaissance de nos organes et de leur fonctionnement, des différentes structures de notre corps (peau, os, tendons, ligaments, etc.). Actuellement, deux domaines se rapportant à la connaissance biologique de l'être humain sont encore le centre de questions multiples : la génétique et le fonctionnement du cerveau.

Nous nous intéresserons plus particulièrement au cerveau pour essayer de classifier certaines activités en fonction de leur activité cérébrale et, qui sait, un jour nous pourrions peut-être permettre aux handicapés d'améliorer leur qualité de vie.

Le cerveau est le centre de contrôle de l'être humain et une forte activité se déroule en son sein. Cette activité est caractérisée par des flux électriques et peut être observée à la surface du crâne à l'aide d'électrodes permettant de mesurer le potentiel électrique en un point donné. Ce qu'on appelle l'électroencéphalogramme (EEG) est ainsi obtenu. Il reflète la dynamique de l'état fonctionnel du cerveau. Chaque potentiel correspondant à une électrode et par la même à une position du crâne, il est ainsi possible d'examiner les parties les plus actives du cerveau à chaque instant de l'enregistrement des données.

Chaque action (consciente ou non) et perception sont visibles sur l'EEG. Serait-il possible de reconnaître l'action ou la perception qui a eu lieu en observant l'enregistrement de l'EEG durant l'événement? Pour pouvoir décrypter l'EEG d'un événement, différents algorithmes ou méthodes sont envisageables. Dès lors, le but est d'établir différents modèles qui permettent de caractériser les enregistrements de différents EEG en fonction de la dynamique des potentiels des électrodes.

## Méthodologie

Différents algorithmes plus ou moins simples et plus ou moins efficaces nous aident à classer les actions enregistrées par EEG.

### **Méthode des potentiels maximums**

Tout d'abord, nous établissons un petit algorithme pour déterminer à chaque instant les électrodes subissant le plus de potentiel en valeur absolue. Nous prenons  $X$  échantillons de  $N$  potentiels ( $N$  électrodes) par pas de temps. Nous considérons un nombre  $T$  de pas de temps. Pour chaque pas de temps, nous regardons un nombre  $n_{max}$  de potentiels. Si le potentiel d'une électrode est dans les  $n_{max}$  potentiels absolus, alors nous incrémentons sa valeur par 1 pour ce pas de temps. Nous effectuons ce test pour les  $X$  échantillons et pour chaque pas de temps. Nous avons ainsi une matrice  $N$  par  $T$  contenant le nombre d'apparitions dans les  $n_{max}$  plus grands potentiels de chaque électrode à chaque pas de temps. Finalement, nous sortons les  $n_{max}$  électrodes ayant le plus grand nombre d'apparitions pour chaque pas de temps. Avec ces données, nous pouvons observer les parties les plus actives du cerveau à chaque instant d'une action donnée.

### **Algorithme de base des $N$ micro états**

Un micro état est un état fonctionnel/physiologique du cerveau durant une activité quelconque. Il est caractérisé par un vecteur de longueur  $n_s$ , chaque élément représentant le potentiel électrique en un point donné. Le but est d'obtenir un nombre  $n_{mu}$  de micro états caractérisant le mieux un échantillon par rapport à un échantillon de type différent.

Soit  $n_s$  le nombre d'électrodes,  $n_{mu}$  le nombre de micro états,  $V_t$  un vecteur de dimension  $n_s$  contenant les potentiels de chaque électrodes à un instant  $t$

( $T=1\dots nt$ ),  $\Gamma_k$  est le vecteur normalisé de longueur  $ns$  représentant le  $k$ ème micro état et  $akt$  est l'intensité du  $k$ ème micro état à l'instant  $t$ .

$$V_t = \sum_{k=1}^{nmu} akt \cdot \Gamma_k + E_t \quad (1)$$

A chaque instant  $t$ , un seul  $akt$  est différent de 0 pour éviter le recouvrement.

Pour un  $nmu$  donné, les paramètres du modèle peuvent être estimés en minimisant la fonction suivante :

$$F = \frac{1}{nt(ns-1)} \sum_{t=1}^{nt} \left\| V_t - \sum_{k=1}^{nmu} akt \cdot \Gamma_k \right\|^2 \quad (2)$$

Pour pouvoir trouver les micro états  $\Gamma_k$ ,  $nmu$   $\Gamma_k$  sont choisis parmi les vecteurs  $V_t$  de l'échantillon pour l'initialisation. Ensuite, la distance orthogonale entre chaque  $V_t$  et chaque  $\Gamma_k$  est calculée :

$$dkt^2 = V_t' \cdot V_t - (V_t' \cdot \Gamma_k)^2 \quad (3)$$

Chaque  $V_t$  a désormais un label  $L_t$  correspondant au micro état dont il se rapproche le plus :

$$L_t = \arg \min_k \{dkt^2\} \quad (4)$$

L'estimateur des  $akt$  non nuls, où  $k=L_t$ , est donné par :

$$akt = V_t' \cdot \Gamma_k \quad (5)$$

Au pas suivant, il va falloir définir de nouveau micro état représentant mieux l'échantillon. Un nombre  $nmu$  de matrices de covariance  $S_k$  sont établies selon la

formule suivante où la sommation ne s'effectue que pour les  $V_t$  pour lesquels  $L_t=k$  :

$$S_k = \sum_{t \wedge L_t=k} V_t \cdot V_t' \quad (6)$$

En prenant les vecteurs propres normalisés correspondant à la valeur propre maximale de chaque matrice  $S_k$ , nous obtenons des nouveaux micro états plus représentatifs :

$$\Gamma k = \arg \max_X X' \cdot S_k \cdot X \quad (7)$$

Ces opérations seront effectuées tant que 2 itérations successives donnent des variances qui diffèrent de manière non négligeable. La variance du modèle  $\sigma_\mu$  est calculée de la façon suivante :

$$F_{\min} = \sigma_\mu^2 = \sum_{t=1}^{nt} (V_t' \cdot V_t - (\Gamma k' \cdot V_t)^2) / (nt(ns - 1)) \quad (8)$$

Une fois l'algorithme terminé, le rapport entre la variance du modèle et la variance des données est calculée avec comme variance des données  $\sigma_d$  telle que :

$$\sigma_d^2 = \sum_{t=1}^{nt} V_t' \cdot V_t / (nt(ns - 1)) \quad (9)$$

Malgré tout, l'algorithme est très dépendant de l'initialisation et la fonction  $F$  peut se terminer sur un minimum local. C'est pour cela qu'en pratique l'algorithme sera répété plusieurs fois.

## Résultats

### 1<sup>er</sup> test

Les données utilisées dans les deux premiers tests sont :

Left trials (219 échantillons), l'EEG obtenu avec 27 électrodes pendant 1,51 secondes par pas de 0,01s lorsque le sujet pense à lever le doigt gauche.

Right trials (194 échantillons), l'EEG obtenu avec 27 électrodes pendant 1,51 secondes par pas de 0,01s lorsque le sujet pense à lever le doigt droit.

Voici une image tirée d'une animation montrant l'évolution des 3 potentiels maximums d'un seul échantillon :

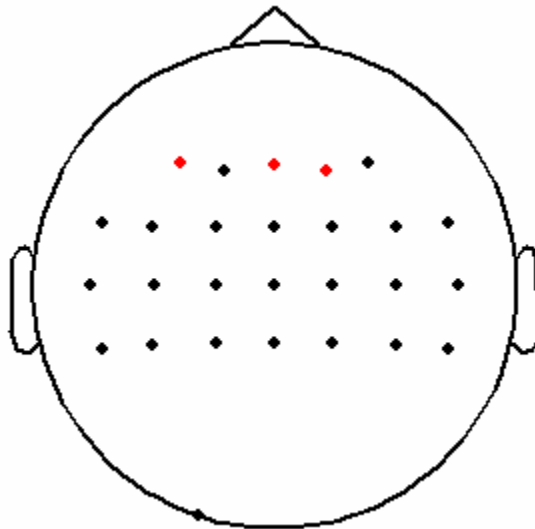


Figure 1

Sur la figure 1 nous pouvons observer en rouge les électrodes dont le potentiel est maximum en valeur absolue, ce qui correspond à l'endroit où la dynamique est la plus forte.

Nous avons ensuite effectué l'algorithme des potentiels maximums sur l'ensemble des échantillons de left trials afin de voir si nous pouvions trouver une séquence qui caractériserait cet ensemble. Les résultats obtenus indiquent que les trois électrodes les plus actives sont les électrodes 2,3,4, soit les électrodes situées dans la zone frontale du cerveau, et cela à chaque pas de temps. L'ensemble de right trials nous fournit également la même information.

Ce premier test ne permet donc pas de définir une séquence typique à une action définie. A ce stade il nous est impossible de différencier un échantillon appartenant à right trials d'un échantillon de left trials.

## **2<sup>ème</sup> test**

Nous construisons alors des micro états avec l'algorithme de base des N micro états à l'aide de d'une cinquantaine d'échantillons choisis aléatoirement parmi left trials, nous calculons la variance de ces échantillons par rapport aux micro états obtenus(courbe bleue). Ensuite, nous prenons à nouveau une cinquantaine d'échantillons choisis aléatoirement parmi left trials et calculons à nouveau la variance (courbe rouge). Finalement, nous effectuons la même chose avec une cinquantaine d'échantillons de right trials (courbe verte).

Pour chaque graphique de variance, nous avons effectué cette opération dix fois et pris la moyenne de chaque variance, afin d'avoir des résultats aussi précis que possible.

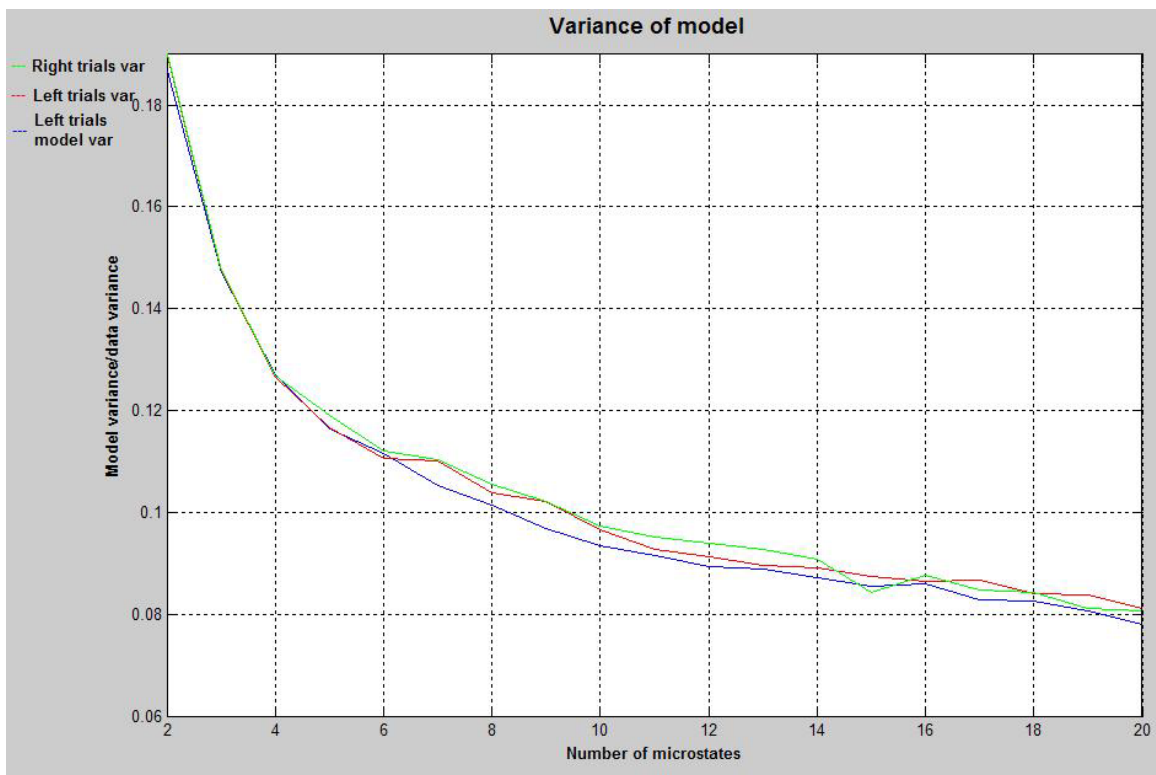


Figure 2

Nous observons alors que les courbes de variance ne sont pas clairement distinguables les unes des autres. Les micro états définissent donc aussi bien left trials que right trials. Il n'y a donc pas de classification possible à ce niveau-là.

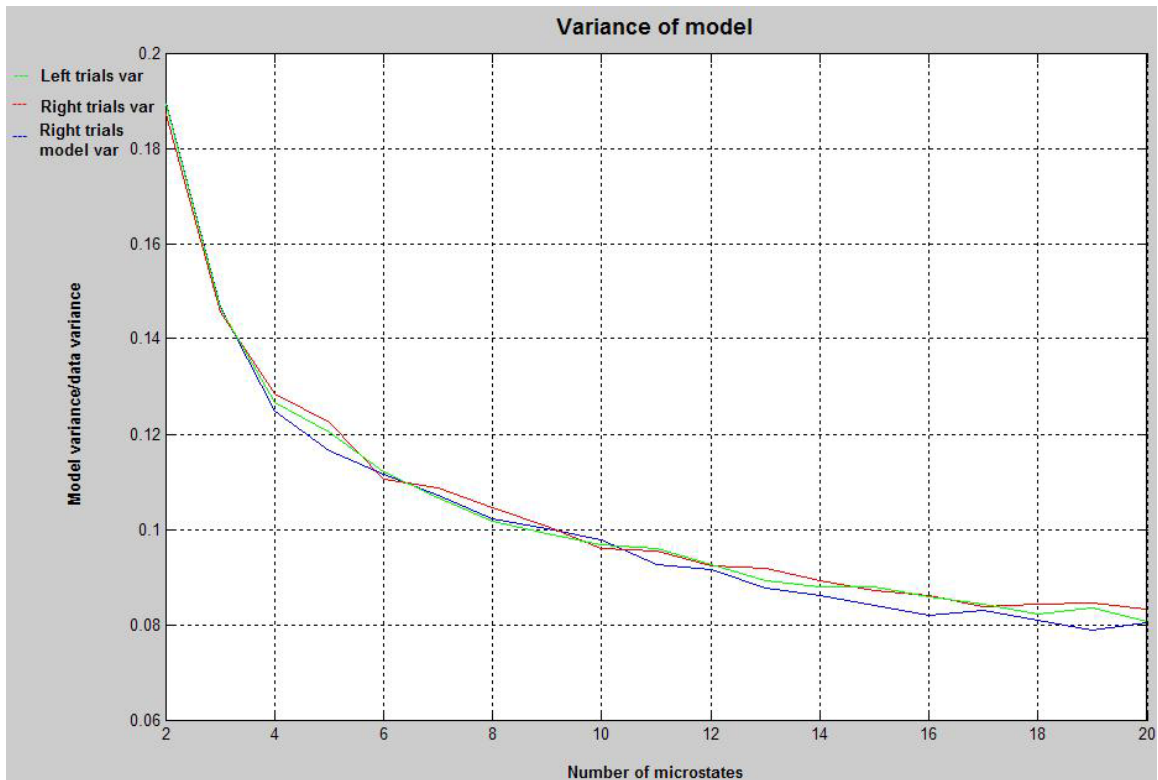


Figure 3

Inversement, en construisant les micro états avec une cinquantaine d'échantillons aléatoirement choisis de right trials, nous observons à nouveau cette impossibilité de classifier left trials et right trials de cette façon.

Nous décidons alors de déterminer les micro états à l'aide d'une centaine d'échantillons choisis aléatoirement parmi left trials et right trials. Nous calculons ensuite à nouveau la variance sur une cinquantaine d'échantillons de left trials et de right trials.

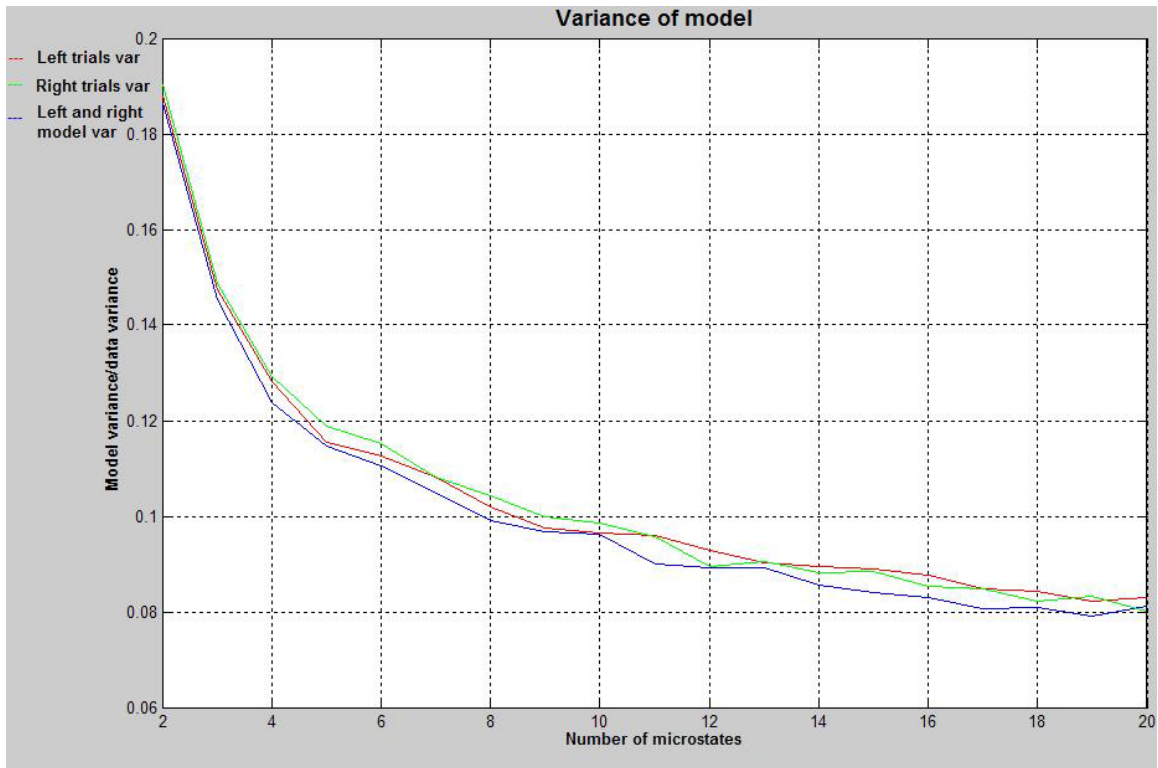


Figure 4

Nous observons à nouveau que ces micro états définissent aussi bien left trials que right trials. Cette méthode ne permet donc pas directement de déterminer à quel ensemble de trials appartient un échantillon pris au hasard.

Maintenant, nous devons choisir le nombre de micro états que nous désirons employer. Si nous en prenons trop, les micro états seront une base et cela ne nous intéresse pas. Si nous n'en prenons pas assez, left trials et right trials seront mal définis. Ainsi, nous avons opté pour prendre 9 micro états, car la courbe de variance semble se stabiliser en 9 avant de baisser à nouveau pour tendre vers une base.

Nous observons alors les 9 micro états suivants. Nous les avons représentés par une interpolation des potentiels de chaque électrode, le rouge et le bleu étant les potentiels les plus positifs et négatifs respectivement.

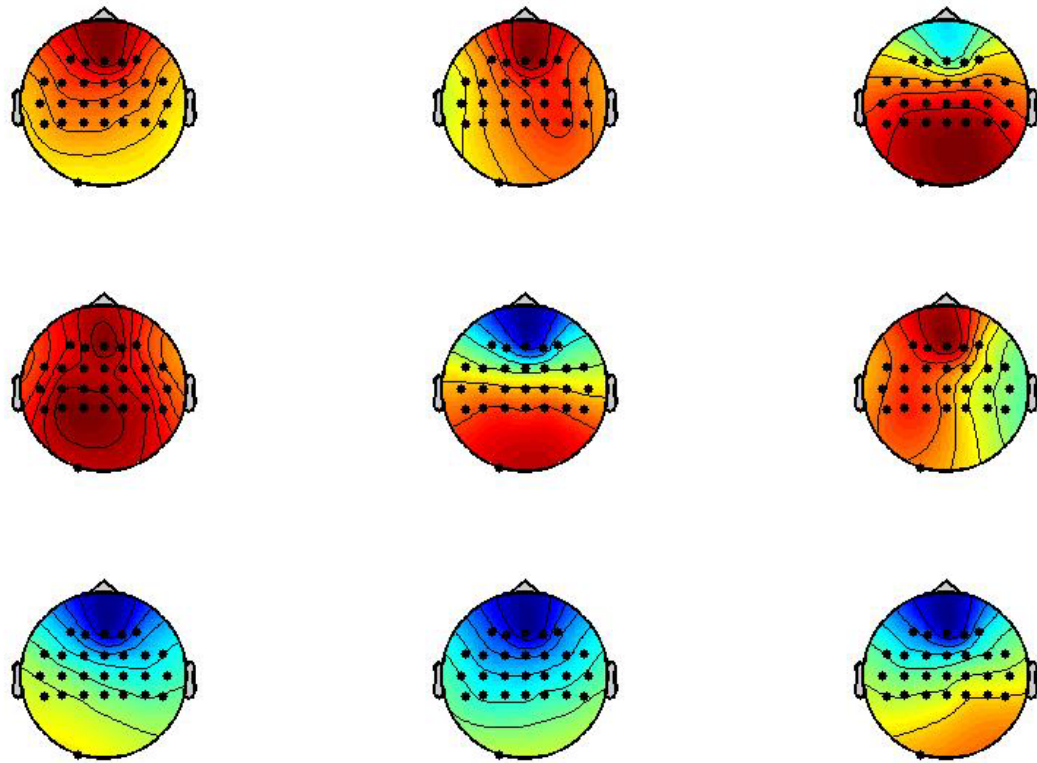


Figure 5

Nous remarquons que l'activité cérébrale est plus grande dans la partie frontale.

Pour contrôler que les micro états déterminés par left trials et right trials ne soient pas une base, nous calculons la variance d'une cinquantaine d'échantillons créés aléatoirement par matlab.

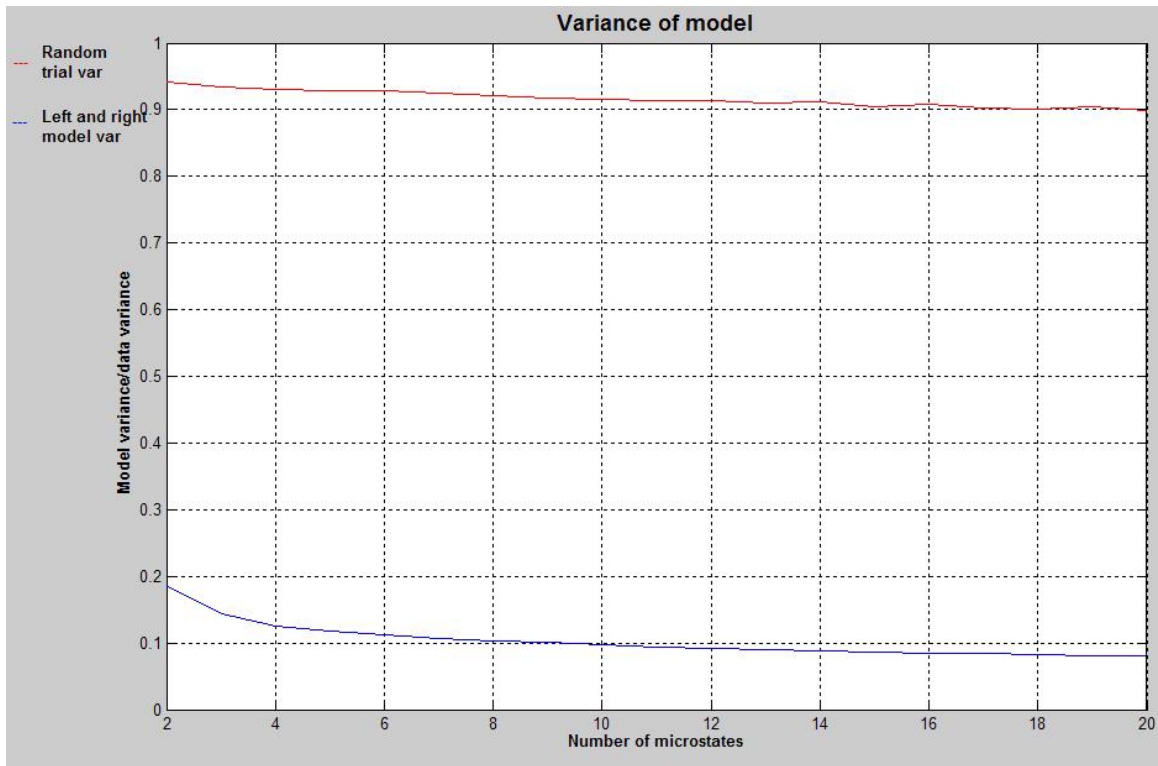


Figure 6

Vu les résultats, nous pouvons dès lors rejeter le fait que les micro états soient une base.

Ensuite, ayant les micro états, nous allons prendre un échantillon de left trials et un échantillon de right trials pour déterminer, à chaque pas de temps, de quel micro état l'échantillon se rapproche le plus. Nous obtenons ainsi une suite de 151 labels.

Les labels obtenus, nous calculons les distances entre chaque micro état successif pour déterminer si l'activité cérébrale évolue rapidement ou est plutôt stable en terme de dynamique. Pour plus de clarté, un histogramme nous permet de voir la répartition des distances.

Finalement, une image représentant les labels de chaque échantillon à chaque pas de temps donne une idée de la ressemblance des échantillons.

Résultats pour left trials :

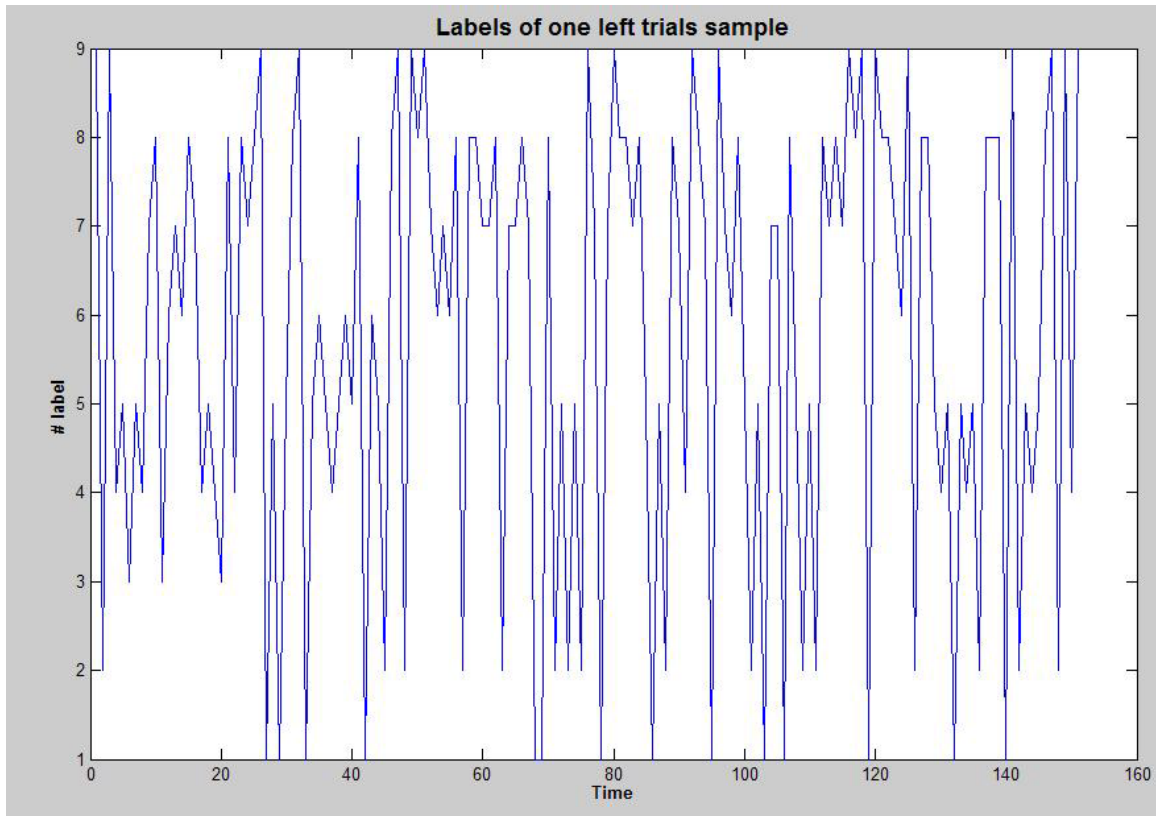
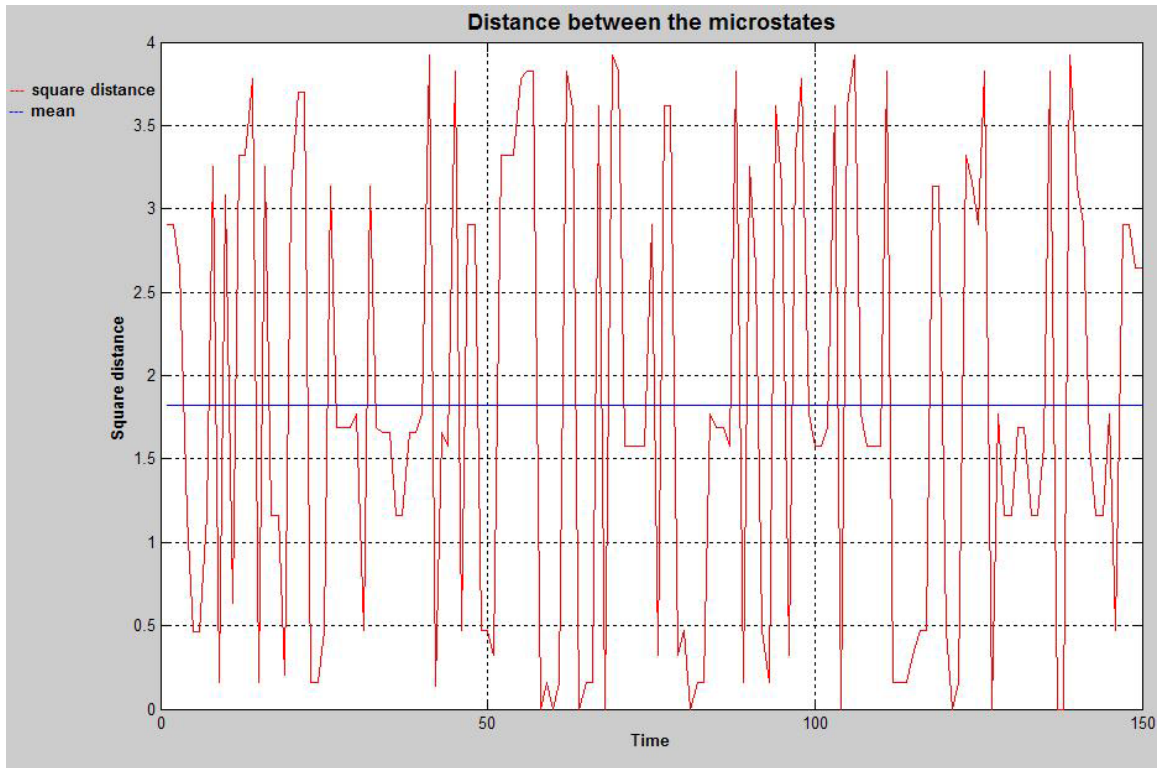


Figure 7

Nous remarquons qu'il y a très peu de mêmes labels à la suite, il y a apparemment beaucoup de bruit.



**Figure 8**

La moyenne des distances est grande et nous apercevons que les changements sont très souvent brusques.

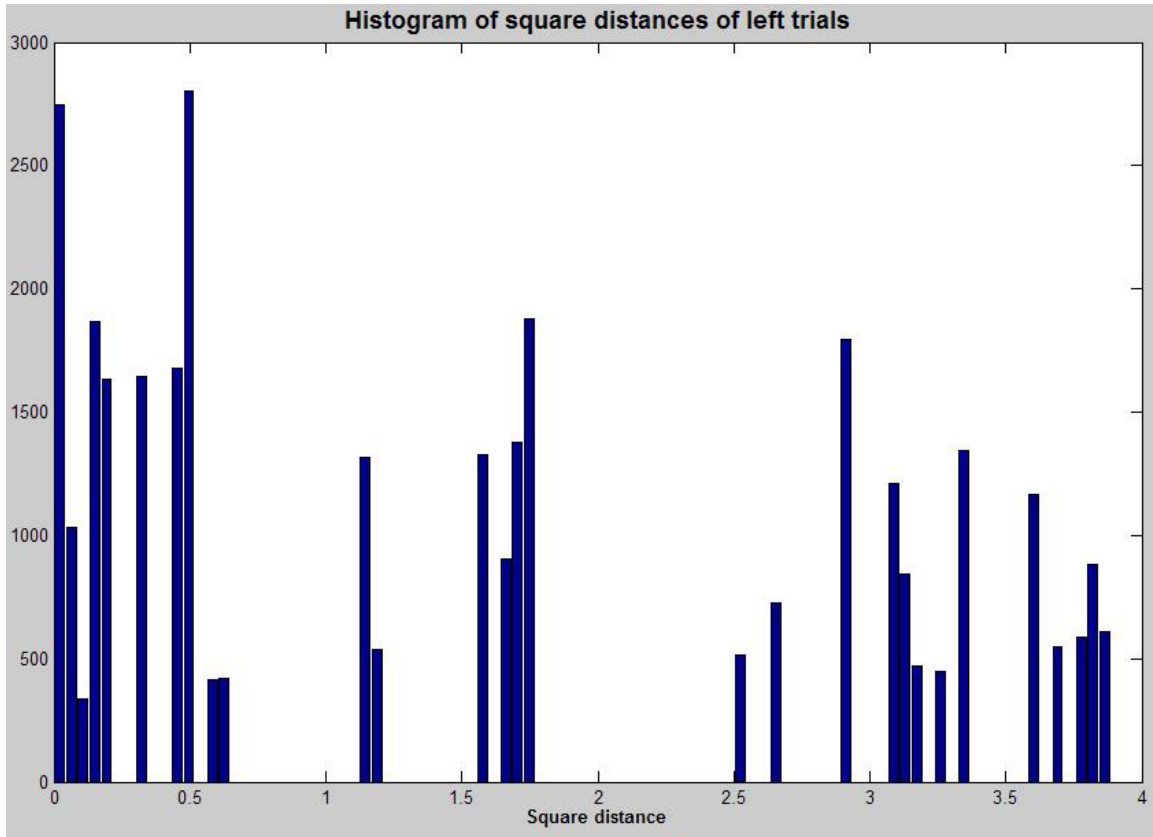
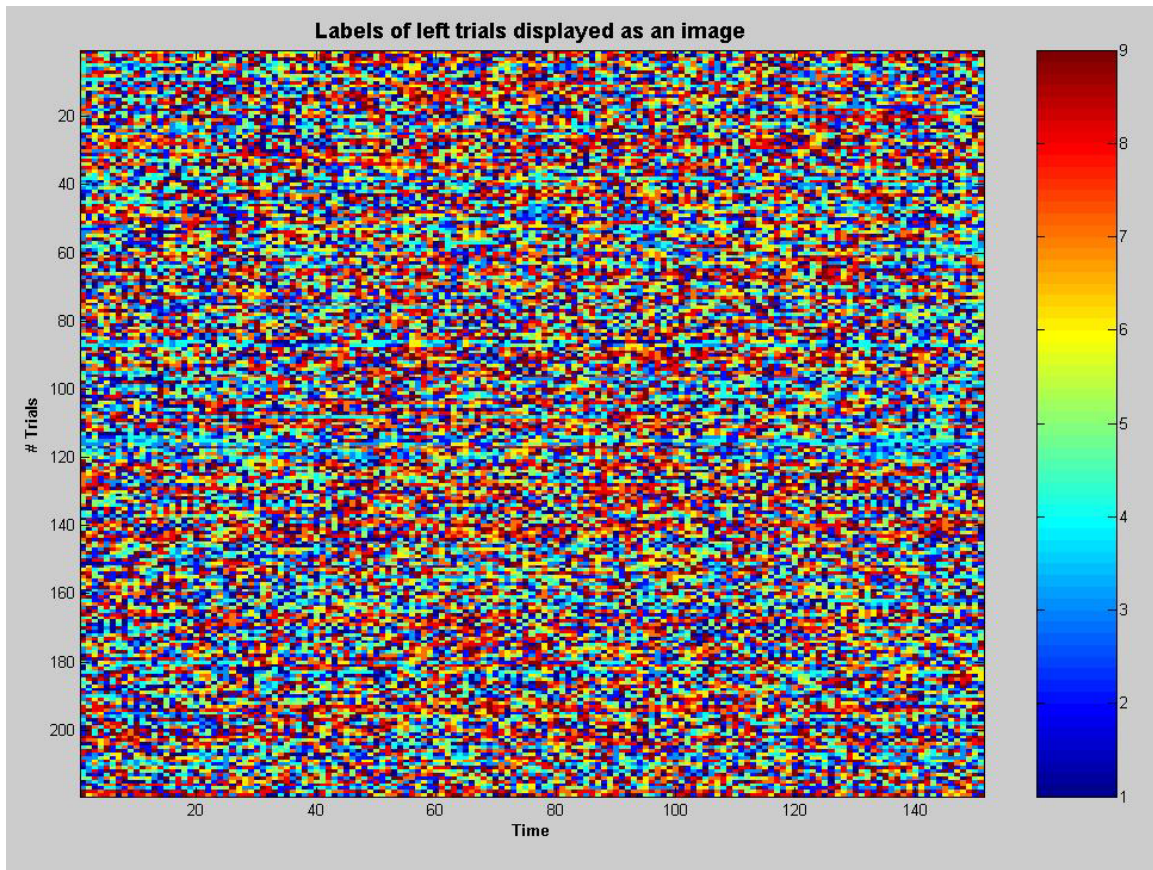


Figure 9

L'histogramme nous permet de voir que les distances sont tout de même plus fréquemment petites. Il se pourrait que ce soit dû à un bruit élevé.



**Figure 10**

A un temps donné, les labels des échantillons ne se ressemblent pas (pas de ligne verticale claire). Cela est en partie dû au fait que les EEG ne débutent pas tous au même instant, puisque la composante temporelle n'est pas prise en compte lors des mesures, et qu'il existe des déphasages. Une amélioration possible serait d'effectuer la corrélation entre différents échantillons pour tenter de synchroniser les données.

Résultats pour right trials :

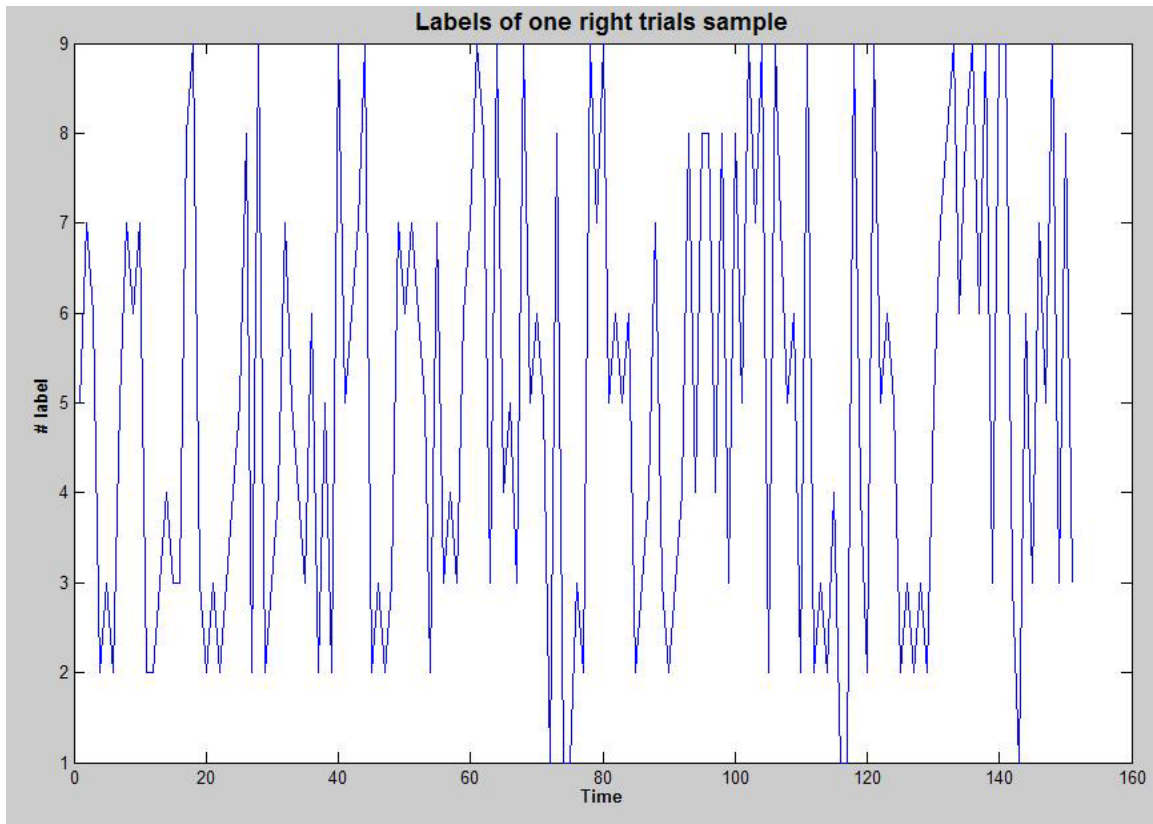
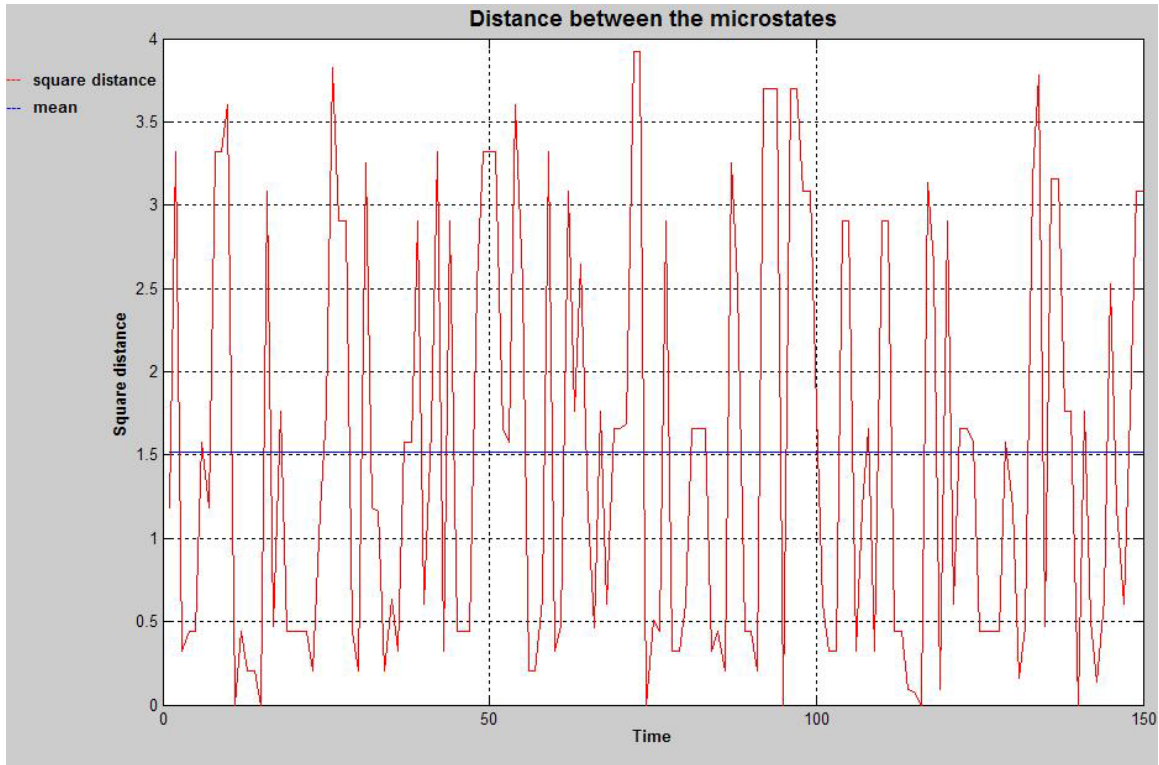


Figure 11

A nouveau nous remarquons qu'il y a très peu de mêmes labels à la suite, les états sont instables.



**Figure 12**

La moyenne des distances est grande et nous apercevons que les changements sont très souvent brusques.

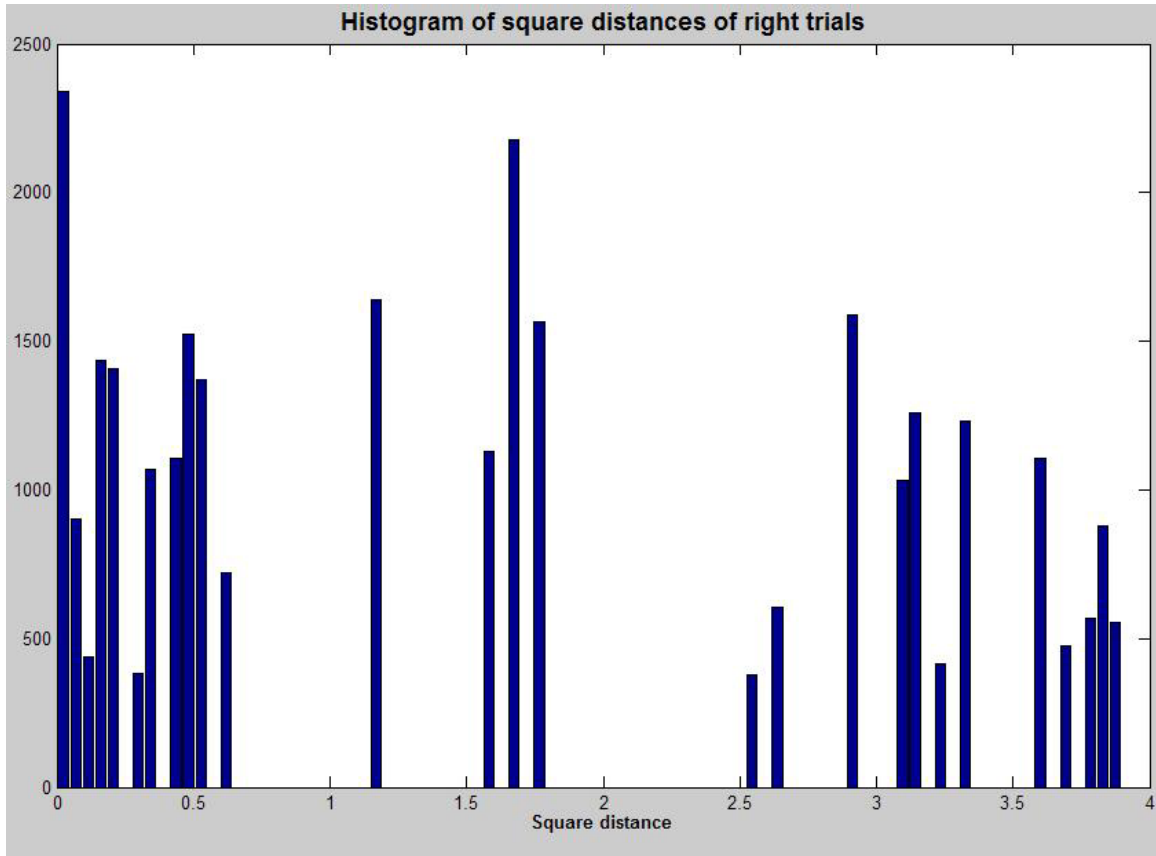
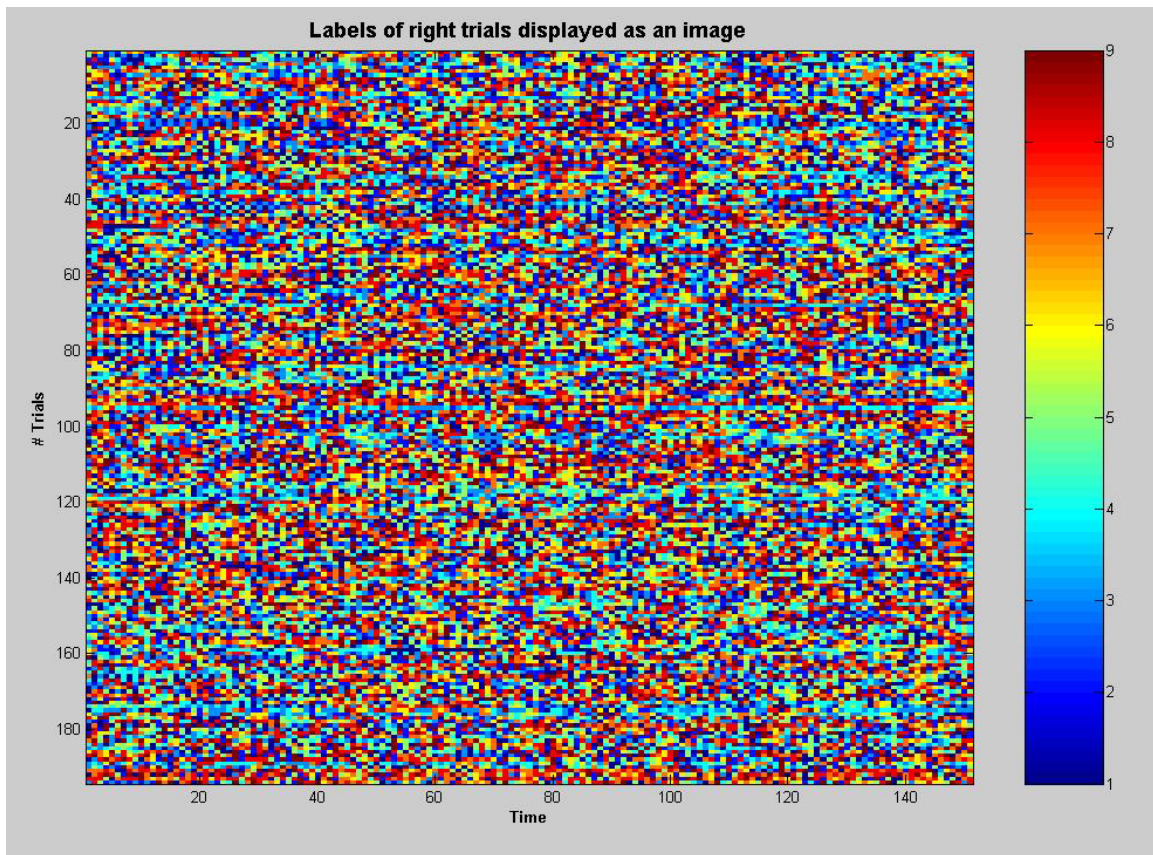


Figure 13

L'histogramme nous permet de voir que les distances sont tout de même plus fréquemment petites. Il se pourrait que ce soit dû à un bruit élevé.



**Figure 14**

A un temps donné, les labels des échantillons ne se ressemblent pas (pas de ligne verticale claire). L'explication est la même que pour les échantillons de left trials.

Nous voyons d'après ce test que les échantillons de left trials et de right trials peuvent être caractérisés par les mêmes micro états, et que la suite des labels n'est pas stable, les changements sont beaucoup plus fréquents que prévus, ce qui est probablement dû au bruit lors des mesures. Il y a aussi un autre facteur qui peut être important : la concentration du sujet lors des mesures. En effet, il est possible que le sujet ne soit pas toujours très concentré lors des tests. De

plus, il est possible que certains sujets sachent moins bien contrôler leurs actions. En effet il est plus difficile de penser à effectuer une action que de l'effectuer réellement, il est donc possible que les sujets n'effectuent pas forcément l'opération demandée lors de l'expérience. Il est donc impossible à l'aide de ces tests de déterminer une suite typique de micro états pour les deux actions qui ont été testées.

### **3<sup>ème</sup> test**

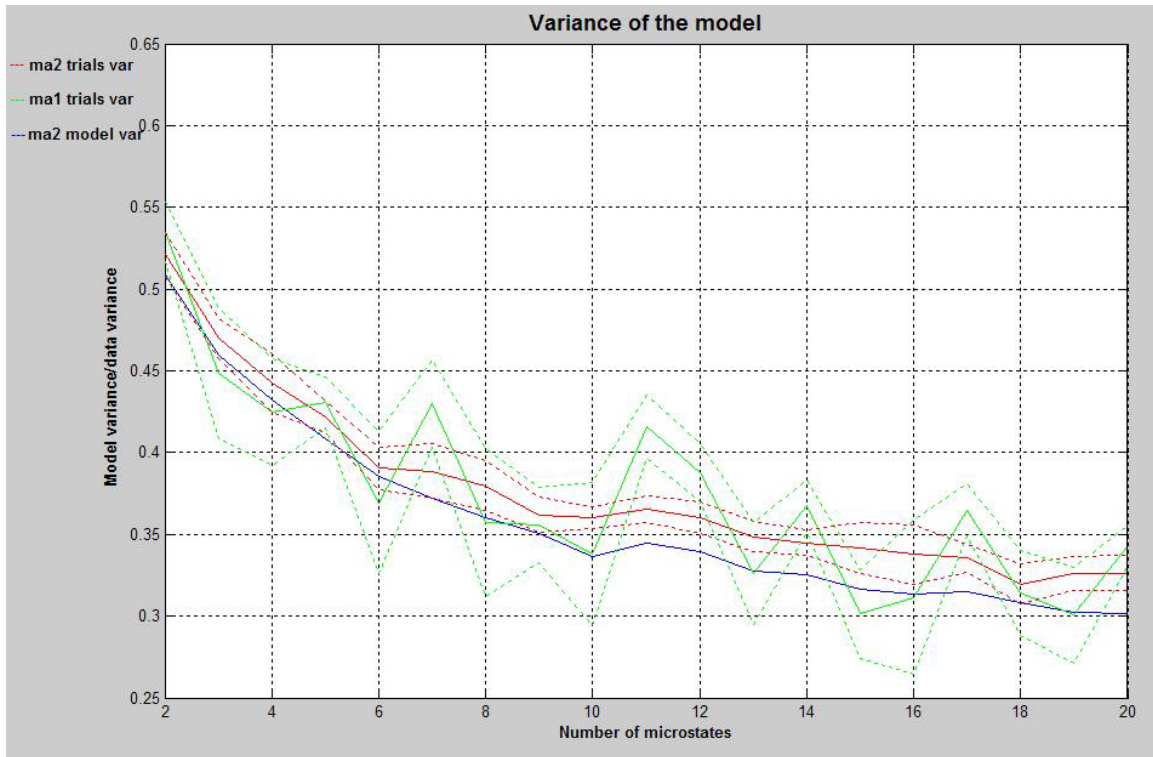
Afin de vérifier nos hypothèses, nous avons refait l'expérience avec les mêmes actions que précédemment, mais dont les mesures ont été effectuées dans un autre laboratoire, avec 16 électrodes.

Données :

Ma1 (200 échantillons), l'EEG obtenu avec 16 électrodes pendant 1,28 secondes par pas de 0,01s lorsque le sujet pense à lever le doigt gauche

Ma2 (190 échantillons), l'EEG obtenu avec 16 électrodes pendant 1,28 secondes par pas de 0.01s lorsque le sujet pense à lever le doigt droite

La démarche est la même qu'auparavant, à la différence près que nous avons posé les gabarits correspondants à l'écart type de chaque courbe.



**Figure 15**

Ce graphique montre que les micro états correspondant aux échantillons de ma2 peuvent tout aussi bien définir les échantillons de ma1. Il n'est donc pas possible de différencier ces deux actions sur la base de ce test. L'hypothèse la plus probable est que ces deux actions engendrent des EEG trop semblables et que cette méthode ne permet pas de détecter une différence.

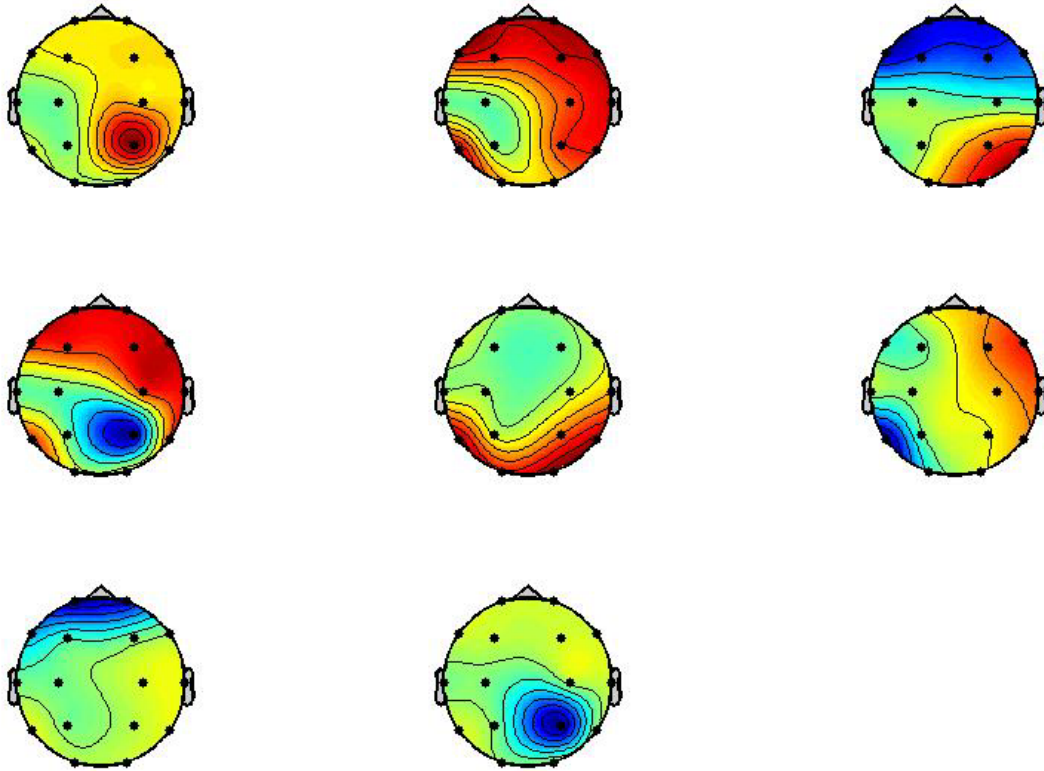
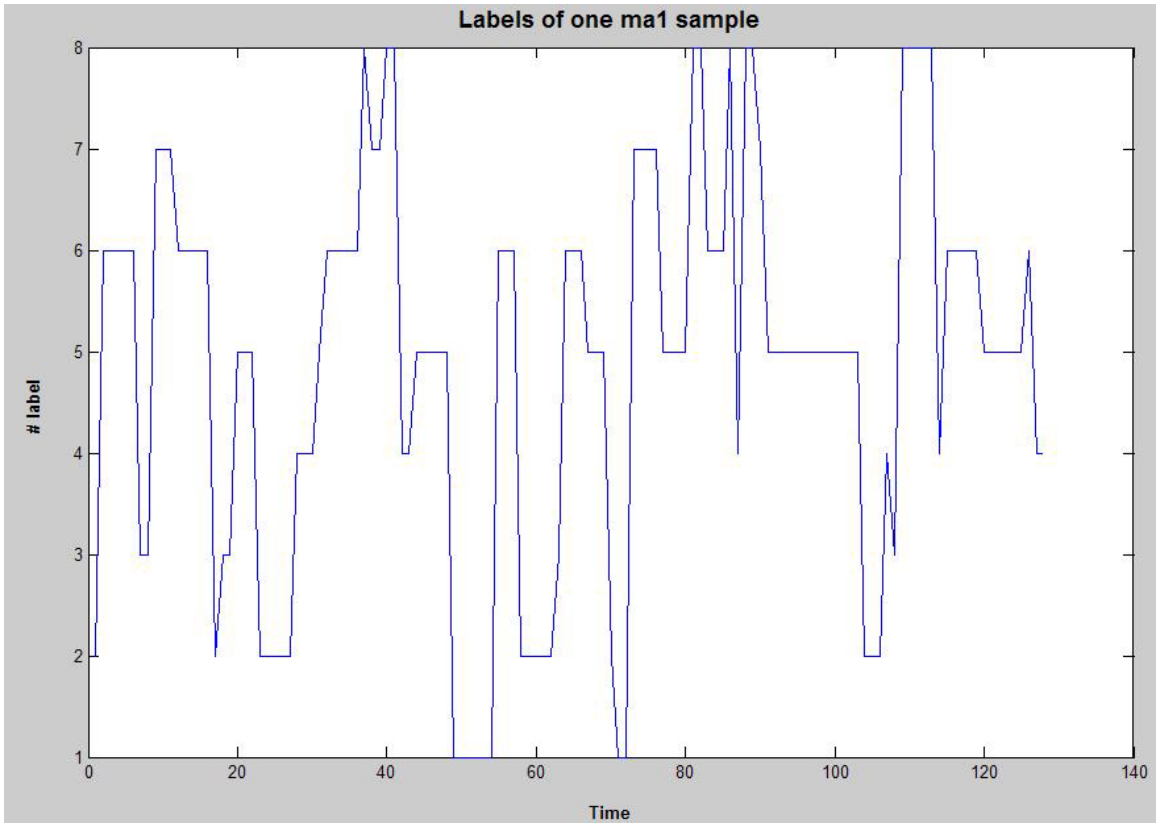


Figure 16

Nous pouvons voir que les micro états correspondant à ma1 trials ont une configuration différente de ceux observés avec left trials, alors que l'action effectuée est la même. Le nombre d'électrodes utilisé pour l'EEG joue donc un rôle important pour les micro états.

A nouveau, ayant les micro états, nous allons prendre un échantillon de ma1 trials pour déterminer, à chaque pas de temps, de quel micro état l'échantillon se rapproche le plus. Nous obtenons ainsi une suite de 128 labels.

Les labels obtenus, nous calculons les distances entre chaque micro état successif pour déterminer si l'activité cérébrale évolue rapidement ou est plutôt stable en terme de dynamique. Pour plus de clarté, un histogramme nous permet de voir la répartition des distances.



**Figure 17**

Les labels sont cette fois beaucoup plus stables.

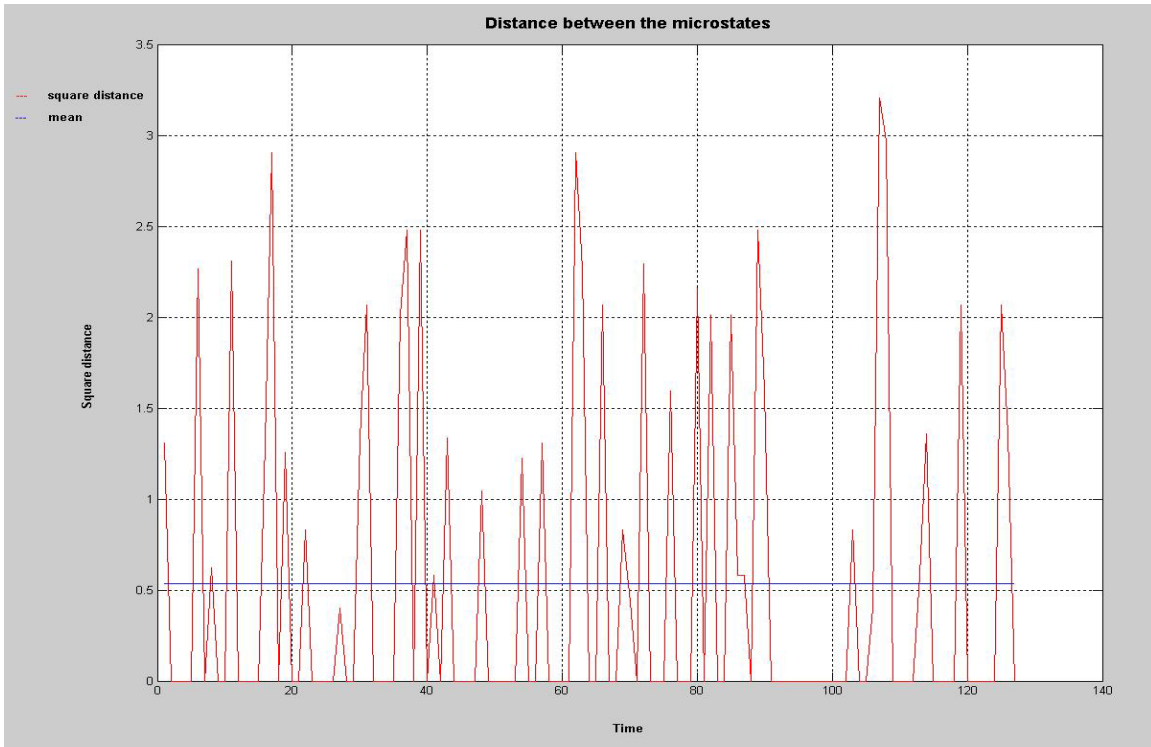


Figure 18

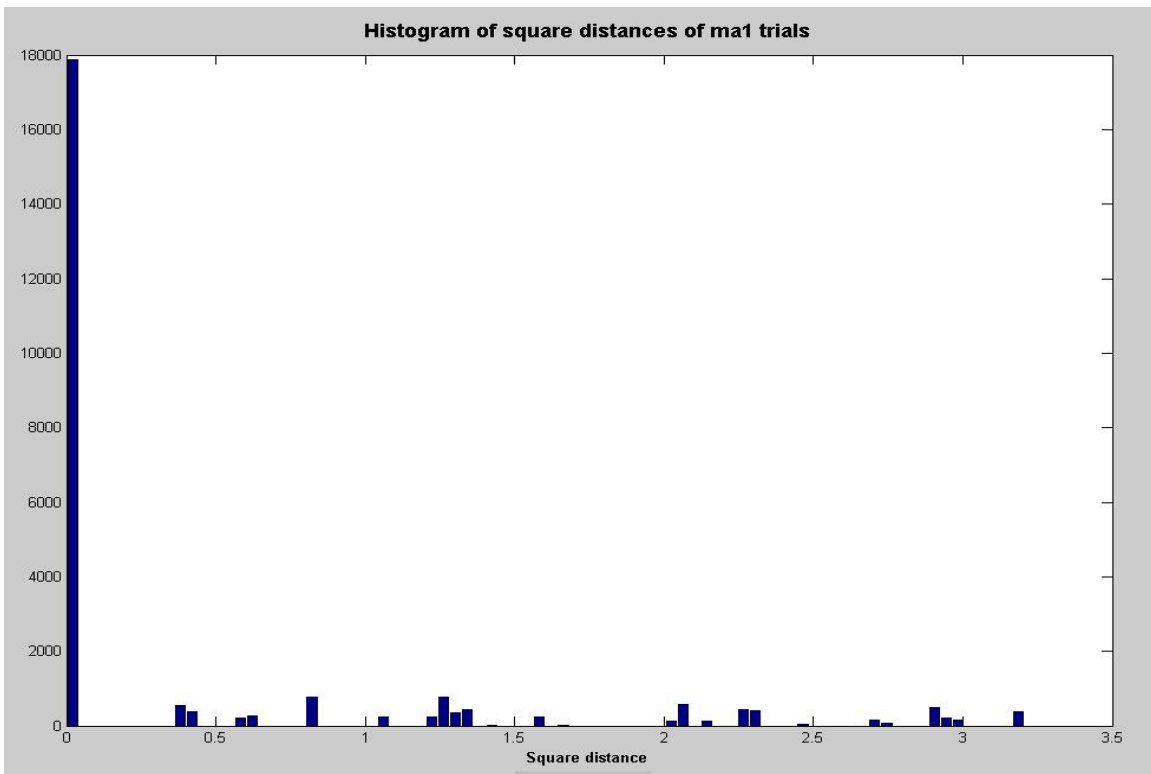


Figure 19

Sur les deux graphes ci-dessus, nous pouvons observer que les sauts entre les micro états sont très faibles. Ces tests ont été effectués également sur ma2 et les résultats sont les mêmes. Il semblerait donc que les mesures effectuées sur 16 électrodes sont plus précises. Il est possible également que le nombre d'électrodes utilisées pour les mesures joue un rôle sur les résultats obtenus.

Nous avons vu précédemment que les deux actions utilisées pour ces tests n'étaient pas différenciables à l'aide de cette méthode. Nous allons maintenant observer ce qui se passe avec deux actions complètement différentes.

#### **4<sup>ème</sup> test**

Données :

Ma1 (200 échantillons), l'EEG obtenu avec 16 électrodes pendant 1,28 secondes par pas de 0,01s lorsque le sujet pense à lever le doigt gauche

Ma3 (30 échantillons), l'EEG obtenu avec 16 électrodes pendant 1,28 secondes par pas de 0,01s lorsque le sujet réalise une opération arithmétique

Nous devrions observer une différence entre les micro états correspondant à ma1 et ma3, car l'activité cérébrale de ces deux actions diffèrent en localisation et amplitude.

La démarche est la même qu'auparavant, à la différence près que nous avons posé les gabarits correspondants à l'écart type de chaque courbe.

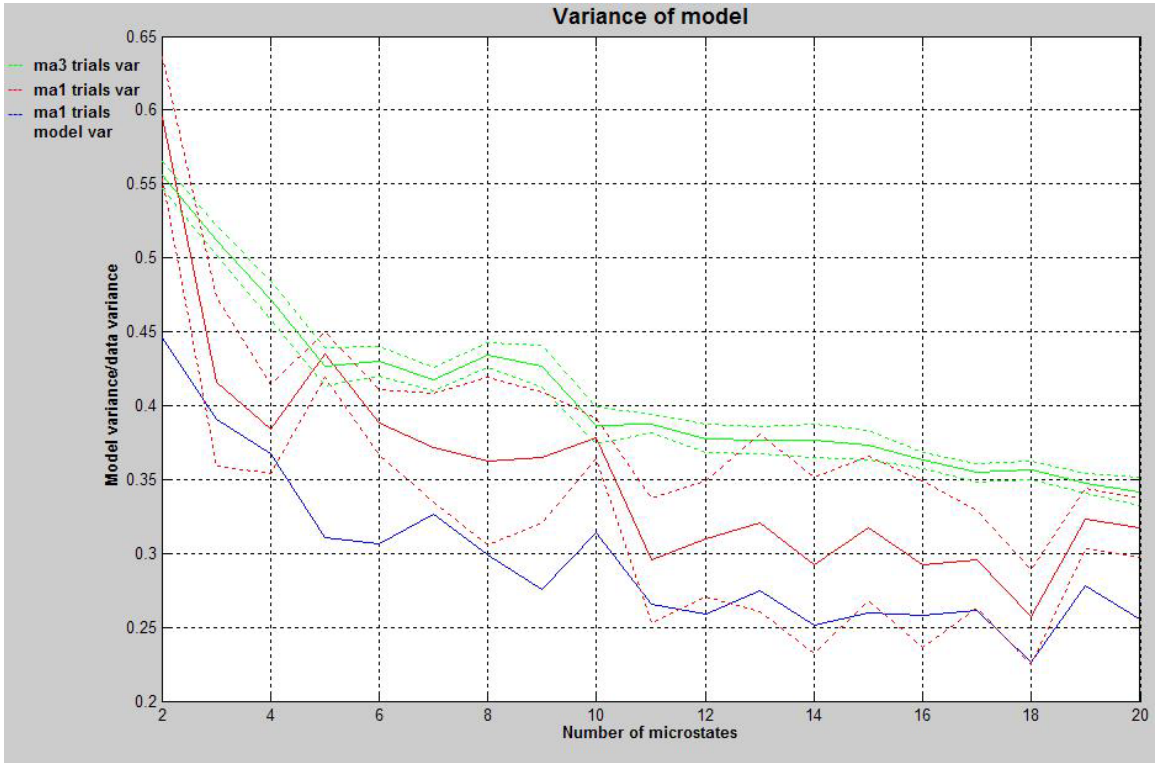


Figure 20

Nous observons une différence significative et optimale pour 8 micro états.

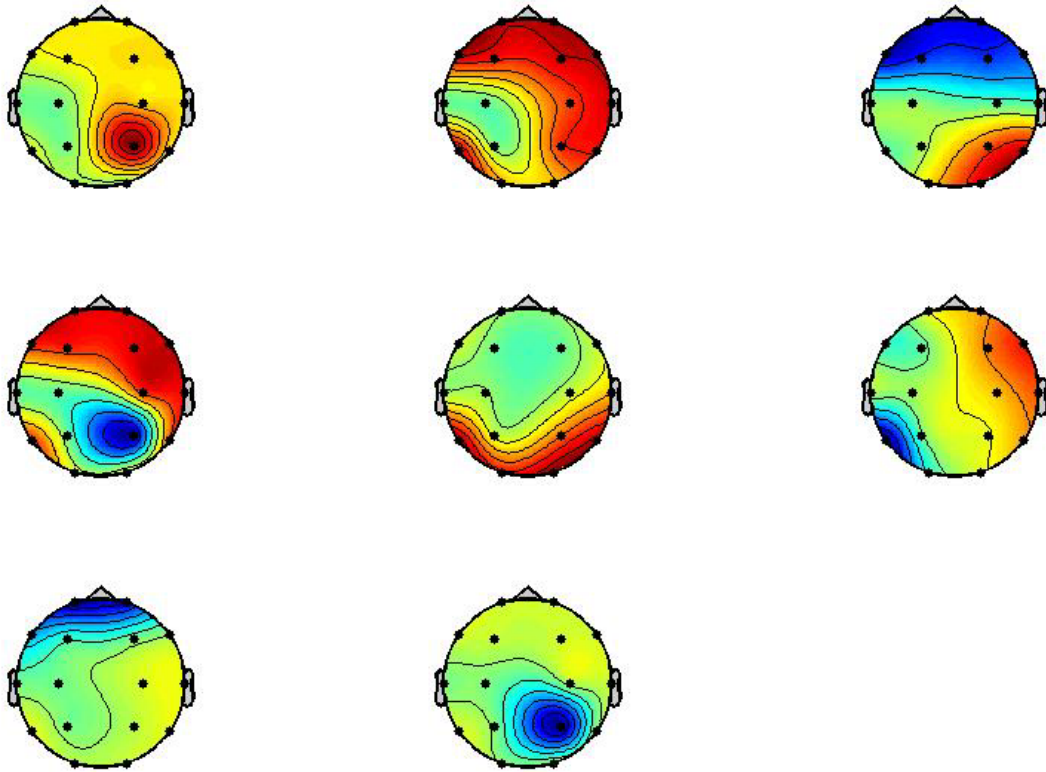


Figure 21

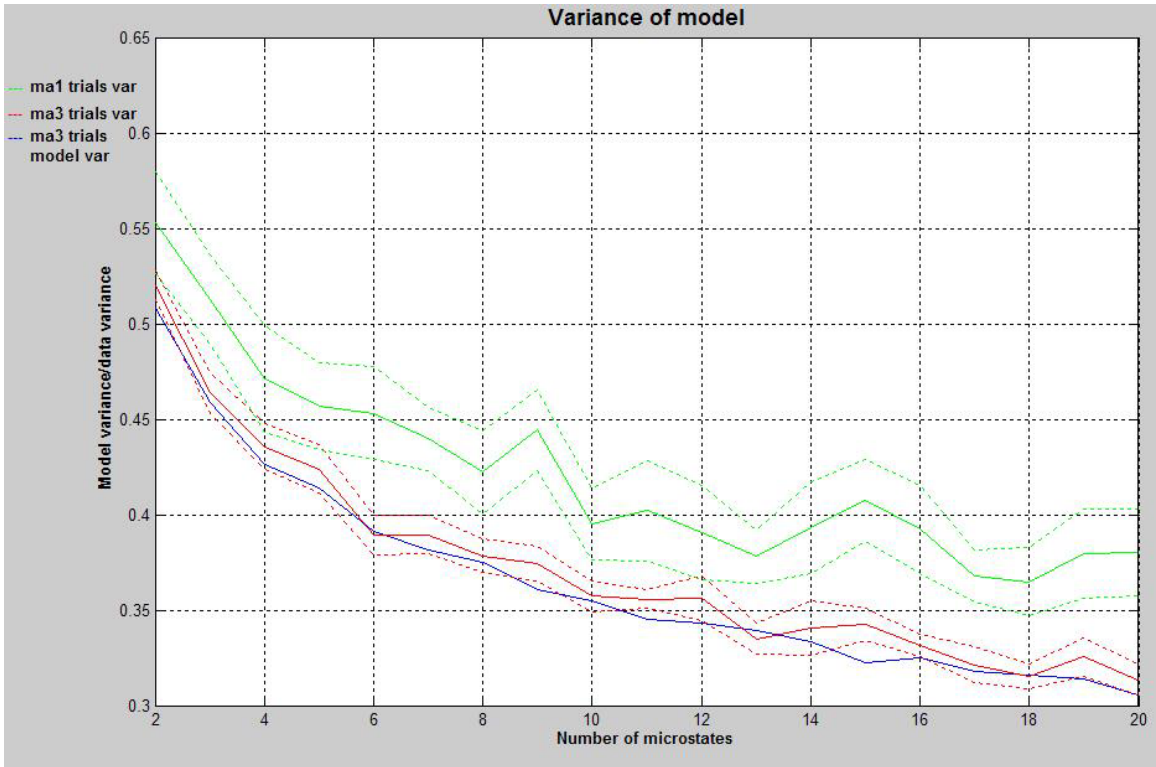


Figure 22

Nous observons une différence significative et optimale pour 8 micro états, en admettant que nous ayons un saut aberrant en 9.

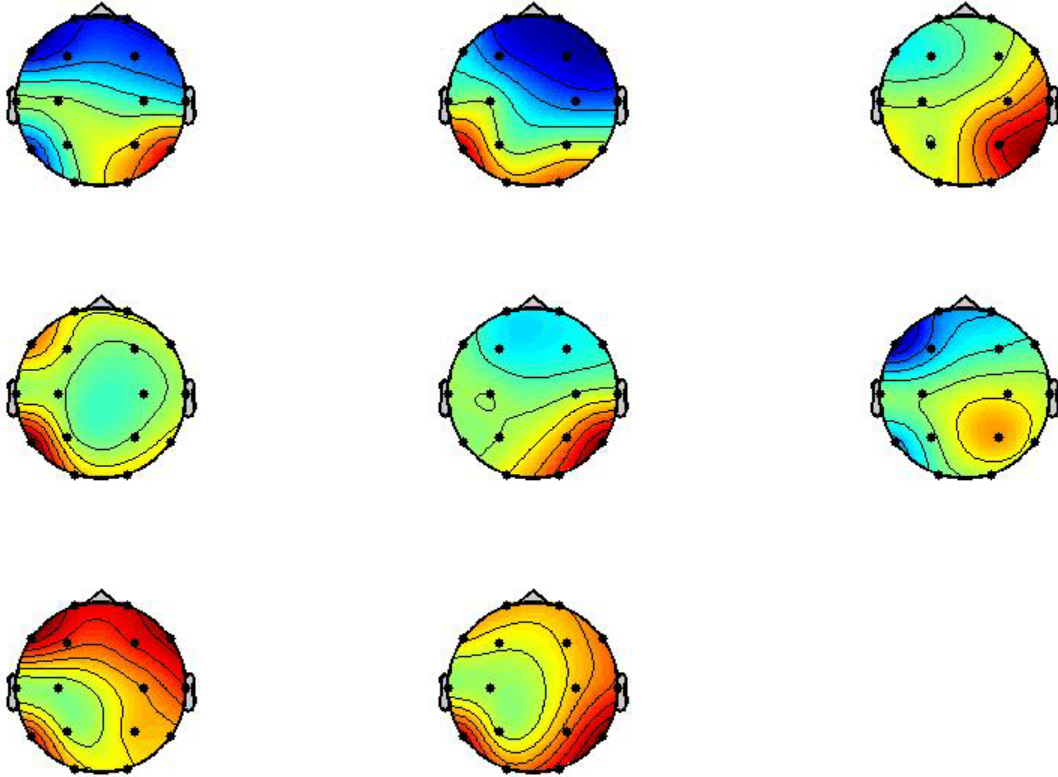


Figure 23

Ainsi il nous semble que ces deux actions pourraient être différenciées sur la base de ce test.

### 5<sup>ème</sup> test

Données :

Ma1 (200 échantillons), l'EEG obtenu avec 16 électrodes pendant 1,28 secondes par pas de 0,01s lorsque le sujet pense à lever le doigt gauche

Ma0 (450 échantillons), l'EEG obtenu avec 16 électrodes pendant 1,28 secondes par pas de 0,01s lorsque aucune action particulière n'a été demandée au patient

Nous pourrions ainsi voir si nous observons une différence significative entre un sujet au repos et un sujet effectuant une action déterminée.

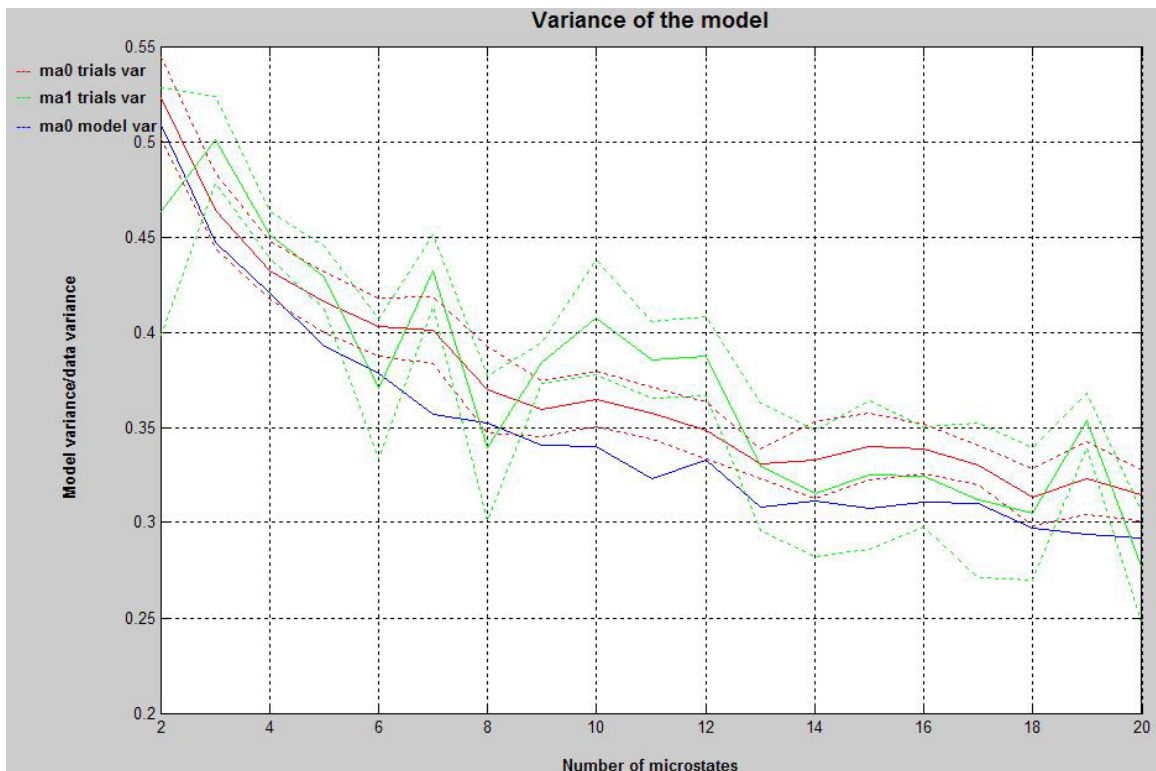


Figure 24

En prenant en compte les gabarits, il apparemment pas possible de différencier ces deux échantillons. Le bruit est probablement trop important sur les données.

## Conclusion

En utilisant la visualisation des potentiels maximums, il est difficile de mettre en valeur une différence au cours du temps. Nous pouvons juste observer les zones les plus actives sans pouvoir créer de classification quelconque.

A l'aide de l'algorithme des micro états, nous avons comparé la variance de différents échantillons pour tenter une différenciation. Il n'y a aucune différence notable entre le fait de vouloir lever le doigt droit et le doigt gauche. Nous avons effectué le test avec des échantillons sur 27 puis 16 électrodes. Nous avons tout de même remarqué que les échantillons effectués sur 16 électrodes donnait une meilleure suite de labels. Cela peut être dû simplement au nombre d'électrodes. Les labels pourraient néanmoins nous permettre de déterminer une suite de micro états représentatifs d'une action. En comparant le fait de vouloir lever le doigt gauche et le fait d'effectuer un calcul mental, nous avons cette fois-ci observé une différence significative entre les deux actions. Finalement, en comparant ces différentes actions avec un échantillon représentant un état de « repos », nous n'arrivons pas à déterminer une réelle différence, ce qui montre les limites de l'algorithme pour la différenciation. Malgré tout, son emploi pourrait servir à réaliser un premier tri rapide des EEG, les algorithmes plus performants prenant naturellement plus de temps.

Une autre possibilité serait de prendre en compte le temps dans l'algorithme. En effet l'action effectuée par le sujet ne débute jamais au même moment, chaque échantillon est donc « décalé ». Il faudrait donc un moyen de pouvoir synchroniser les données, le problème résidant dans le fait de déterminer le début de l'activité cérébrale associée à une action.

## **Annexe**

Les informations sur les fonctions matlab créés dans le cadre du projet sont fournies dans l'annexe 'The matlab functions'.

## **Bibliographie**

Roberto D. Pascual-Marqui, Christoph M. Michel et Dietrich Lehmann, 'Segmentation of Brain Electrical Activity into Microstates: Model Estimation and Validation', IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 42, no. 7, juillet 1995.

## **Remerciements**

Remerciements à Monsieur Gary Garcia pour le temps précieux et l'aide qu'il nous a fournis.

Xavier Gigandet et Pierre-Yves Dénervaud