

**Titre:** Potentiels évoqués associés au temps d'occurrence du modèle  
Title: delta-lognormal pour un mouvement volontaire induit

**Auteur:** Mohamed Kéfil Landou  
Author:

**Date:** 2008

**Type:** Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

**Référence:** Landou, M. K. (2008). Potentiels évoqués associés au temps d'occurrence du  
Citation: modèle delta-lognormal pour un mouvement volontaire induit [Mémoire de  
maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.  
<https://publications.polymtl.ca/8224/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**  
Open Access document in PolyPublie

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/8224/>  
PolyPublie URL:

**Directeurs de  
recherche:** Réjean Plamondon  
Advisors:

**Programme:** Non spécifié  
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

POTENTIELS ÉVOQUÉS ASSOCIÉS AU TEMPS D'OCCURRENCE  
DU MODÈLE DELTA-LOGNORMAL POUR UN MOUVEMENT  
VOLONTAIRE INDUIT

MOHAMED KÉFIL LANDOU

DÉPARTEMENT DE GÉNIE ÉLECTRIQUE  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION  
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES  
(GÉNIE ÉLECTRIQUE)

DÉCEMBRE 2008



Library and  
Archives Canada

Bibliothèque et  
Archives Canada

Published Heritage  
Branch

Direction du  
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

395, rue Wellington  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

*Your file    Votre référence*  
*ISBN: 978-0-494-48925-3*  
*Our file    Notre référence*  
*ISBN: 978-0-494-48925-3*

**NOTICE:**

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

**AVIS:**

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

---

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

■ ■ ■  
**Canada**

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

POTENTIELS ÉVOQUÉS ASSOCIÉS AU TEMPS D'OCCURRENCE  
DU MODÈLE DELTA-LOGNORMAL POUR UN MOUVEMENT  
VOLONTAIRE INDUIT

Présenté par : Mohamed Kéfil LANDOU

En vue de l'obtention du diplôme de: Maîtrise ès Sciences appliquées

A été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. LESAGE Frédéric, Ph.D, président

M. PLAMONDON Réjean, Ing., Ph.D, membre et directeur de recherche

MME STEMMER Brigitte, M.D, Ph.D, membre

À mes parents, mes sœurs Nabila et Zahra et à mes cousines Hadi et Al Hayyath

## Remerciements

Je tiens à exprimer ma reconnaissance envers mon directeur de recherche, le Professeur Réjean Plamondon, Ing., Ph. D, pour l'opportunité qu'il m'a offert de travailler dans son laboratoire sur un sujet aussi passionnant. Son assistance m'a été très précieuse pour l'aboutissement de ma recherche.

J'adresse également ma gratitude au Professeure Brigitte Stemmer, M.D, Ph. D. En m'ouvrant les portes de son laboratoire pour une collaboration avec le laboratoire Scribens, elle a rendu possible la réalisation du projet. Son expertise dans le domaine des neurosciences a aussi été un point important dans la réussite de nos travaux.

J'aimerais aussi remercier les membres du jury qui ont accepté d'évaluer le travail réalisé ainsi que le Département de Génie Électrique de l'École Polytechnique de Montréal pour m'avoir fourni des équipements nécessaires à la réalisation de ce projet de même qu'un cadre de travail agréable et stimulant.

Je souligne la grande générosité dont a fait preuve à mon égard Moussa Djioua, Ph. D du laboratoire Scribens. Ses nombreux conseils, son soutien moral et surtout son apport à la préparation et à l'analyse de mes expériences, m'ont vraiment aidé. Dans le même ordre d'idée, j'apprécie les efforts de mes amis Maxime et Thierry Adadja,

Roméo Honvo, Hakim Maakeb, Gérard Bouyela, de mon maître de kung-fu Franklin Eyelom, Ph.D. Je ne peux terminer sans un mot de remerciement aux participants des expériences réalisées.

## Résumé

Comprendre et reproduire le mouvement humain est l'un des objectifs que s'est fixé la communauté scientifique d'aujourd'hui. Pour y arriver, les chercheurs se basent sur deux philosophies : la première consiste à observer et décrire les phénomènes en place grâce à des outils d'observation très performants; la seconde consiste à développer des modèles mathématiques très utilisés pour la représentation des principes qui régissent l'exécution du mouvement.

Plamondon, en 1995, représente le profil de vitesse asymétrique par une équation Delta-Lognormale. Son modèle pose que le mouvement s'effectue en trois étapes : préparation – émission d'une commande – exécution de la commande. Il prédit également l'instant auquel le Système Nerveux Central émet la commande – ce temps est appelé temps d'occurrence. L'objectif de ce mémoire est de vérifier expérimentalement cette prédiction.

Pour atteindre cet objectif, nous avons utilisé une des techniques d'observation du mouvement humain: l'électroencéphalographie. Nous présentons dans un premier temps le modèle Delta-Lognormal à travers ses hypothèses, ses paramètres et ses prédictions. Nous décrivons ensuite la technique des potentiels évoqués, qui est la dérivée de l'électroencéphalographie que nous avons utilisée dans le cadre de cette recherche.

La réalisation d'une expérience nécessite une planification et l'exécution d'un protocole expérimental. Dans notre cas, nous avons choisi de demander à des sujets d'effectuer des traits rapides de crayon sur une tablette à numériser pendant qu'on enregistre leur électroencéphalogramme au moyen d'électrodes placées sur leur crâne. Les sujets doivent réagir à deux types de stimuli : les stimuli visuels et les stimuli auditifs.

À partir des données brutes recueillies, nous avons extrait les paramètres du modèle Delta-Lognormal notamment les temps d'occurrence. Nous avons également déduit les potentiels évoqués associés. De l'analyse de ces potentiels, nous avons observé une composante positive des potentiels évoqués issus des essais à stimuli visuels dont le temps de latence est statistiquement identique au temps d'occurrence. Il en ressort donc qu'il existe une activité électrique, caractérisée par une composante positive des potentiels évoqués issus des essais à stimuli visuels, qui se produit à l'instant prédit par le modèle Delta-Lognormal comme étant le temps d'occurrence. En d'autres termes, nous avons montré que la prédiction du temps d'occurrence est justifiée.

Nous avons également essayé d'associer les diverses électrodes à des zones correspondant aux trois étapes de la production du mouvement. Par ailleurs, nous avons utilisé le temps d'occurrence pour analyser les signaux électroencéphalographiques. Cette opération nous a permis d'observer une composante négative pour les potentiels évoqués issus des stimuli auditifs, alors qu'on n'observait rien dans la première partie de l'analyse.

La confirmation de la prédiction du temps d'occurrence permet d'utiliser ce paramètre pour améliorer le traitement des signaux comme ce fut le cas dans cette recherche. On peut également approfondir l'étude de la composante associée au temps d'occurrence notamment examiner l'impact de diverses maladies sur la valeur du temps de latence et de l'amplitude. De telles études peuvent aboutir à l'établissement d'outils de diagnostic utilisant le modèle Delta-Lognormal comme principe de base.

## Abstract

Understanding and reproducing human movements is one of the assert goals of the scientific community. To reach this goal, researchers use two main philosophies: the first one is to observe and describe the mechanisms applied during the production of the movement using sophisticated devices or techniques; the second one is to develop mathematical models to replicate the movement.

In 1995, Plamondon represents the asymmetric velocity profile by a Delta-Lognormal equation. In his model, he supposes that the movement is executed in three phases: preparation – emission of a command – execution of the command. He also predicts the instant when the Central Nervous System emits the command. This instant is called the occurring time. The goal of this dissertation is to verify this prediction.

To reach this goal, we used the electroencephalography technique. In first hand, we present the Delta-Lognormal model through his hypothesis, his parameters and his predictions. Then, we describe the evoked potentials techniques, which is the derivate of the electroencephalography used during this research.

The fulfilment of an experiment needs a good planning and the execution of an experimental protocol. In our case, we chose to ask our subjects to draw quick line with a pencil on a numeric plate while we register their electroencephalograms using electrodes placed on their head. The subjects have to react after identifying two types of stimuli: visual ones and audible ones.

With the data acquired, we extracted the parameters of the Delta-Lognormal model, particularly the occurring time. Additionally, we deduced the associated evoked potentials. From the analysis of these data, we found a positive component in the evoked potentials deduced from the trials using the visual stimuli. The latency of this component has been proved to be statistically identical to the occurring time. We, then, concluded that there's an electrical activity in the brain occurring at the exact time predicted by the Delta-Lognormal model as the moment when the Central Nervous System emits his command. In other words, we showed that the prediction of the occurring time of the Delta-Lognormal model is true.

We, then, tried to associate each electrode with a zone corresponding to one of the three steps of the production of the movement. Furthermore, we used the occurring time to analyse the electroencephalographic signals. This operation allowed us to observe a negative component in the evoked potentials deduced from the trials using the audible stimuli. We have to mention that this component was not visible in the first part of the analysis.

The confirmation of the prediction of the occurring time allows us to use this parameter to ameliorate the signal treatment as it was the case in this research. We can, as well, deepen the study of the positive component associated to the occurring time, by looking at the impact of diverse kinds of illness on the value of his latency or his amplitude. Such works can lead to the establishment of diagnosis devices using the Delta-Lognormal model as reference.

## Table des matières

Remerciements .....	v
Résumé .....	vii
Abstract .....	x
Table des matières .....	xii
Liste des Tableaux .....	xvii
Liste des figures .....	xviii
Glossaire .....	xxviii
INTRODUCTION .....	1
Chapitre 1 THÉORIE CINÉMATIQUE : MODÈLE DELTA-LOGNORMAL .....	11
1.1 Introduction .....	11
1.2 Contrôle moteur : Des muscles à la cinématique .....	12
1.3 Hypothèses du modèle Delta-Lognormal .....	15
1.3.1 Vitesse comme variable de contrôle de la théorie cinématique des mouvements rapides .....	15
1.3.2 Synergie entre les systèmes agoniste et antagoniste .....	17
1.3.3 Modélisation des systèmes agoniste et antagoniste .....	18
1.4 Modèle Delta-Lognormal .....	21
1.5 Interprétation des paramètres .....	23

1.5.1 Paramètres $D_i$ .....	23
1.5.2 Temps d'occurrence $t_0$ .....	24
1.5.3 Paramètres $\mu_i$ et $\sigma_i$ .....	25
1.6 Extraction des paramètres .....	25
1.7 Conclusion .....	26
Chapitre 2 ÉLECTROENCÉPHALOGRAPHIE : POTENTIELS ÉVOQUÉS .....	28
2.1 Introduction .....	28
2.2 Potentiels évoqués .....	29
2.2.1 Définition .....	29
2.2.2 Composantes des potentiels évoqués .....	30
2.2.3 Technique de Moyennage .....	33
2.2.4 Protocole expérimental des expériences EEG.....	34
2.3 Conclusion .....	36
Chapitre 3 EXPÉRIENCE DE VÉRIFICATION DU TEMPS D'OCCURRENCE : MATÉRIEL ET MÉTHODES .....	38
3.1 Introduction .....	38
3.2 Sujets .....	39
3.3 Enregistrement des profils de vitesse.....	40
3.4 Enregistrement des électroencéphalogrammes .....	42
3.4.1 Électrodes et convertisseur analogique/numérique.....	42
3.4.2 Présentation des données .....	42

3.5 Synchronisation des signaux EEG et du profil de vitesse.....	43
3.6 Design de l'expérience.....	45
3.7 Tâches .....	47
3.7.1 Tâches effectuées pour un stimulus visuel.....	48
3.7.2 Tâches effectuées pour un stimulus auditif.....	51
3.8 Procédure de collecte de données .....	52
3.9 Conclusion .....	54
<b>Chapitre 4 EXPÉRIENCE DE VÉRIFICATION DU TEMPS D'OCCURRENCE :</b>	
<b>ANALYSES.....</b>	<b>56</b>
4.1 Introduction.....	56
4.2 Extraction des paramètres du modèle Delta-Lognormal.....	56
4.2.1 Méthode d'extraction .....	56
4.2.2 Résultats .....	63
4.3 Potentiels évoqués.....	66
4.3.1 Technique d'extraction de la courbe moyennée.....	66
4.3.2 Calcul du temps de latence de la composante cible .....	78
4.4 Conclusion .....	82
<b>Chapitre 5 ANALYSE ET DISCUSSION DES RÉSULTATS.....</b>	<b>84</b>
5.1 Introduction.....	84
5.2 Analyse des potentiels évoqués obtenus pour les essais avec stimuli auditifs.....	84
5.3 Prédiction du temps d'occurrence.....	90

5.3.1 Validation des données .....	90
5.3.2 Analyse statistique .....	93
5.3.3 Conclusion .....	105
5.4 Hypothèses sur la localisation des différentes étapes de l'exécution d'un mouvement volontaire induit .....	106
5.5 Utilisation du temps d'occurrence dans l'analyse des potentiels évoqués.....	109
5.5.1 Résultats sur les essais à stimuli auditifs.....	110
5.5.2 Cas des essais à stimuli visuels .....	116
5.5.3 Conclusion .....	127
5.6 Nouvelle composante de potentiels évoqués: Composante du temps d'occurrence.....	128
5.7 Hypothèses sur l'extraction des paramètres.....	129
5.8 Conclusion .....	130
Chapitre 6 CONCLUSION GÉNÉRALE .....	132
RÉFÉRENCES.....	140
ANNEXES .....	149
ANNEXE 1 Interfaces de divers logiciels utilisés .....	149
A-1 Logiciel E-Prime .....	149
A-2 Logiciel E-Prime .....	150
A-3 Logiciel E-Prime .....	151
A-4 Logiciel E-Prime .....	152

A-5 Logiciel E-Prime.....	153
B-1 Logiciel Actiview de Biosemi.....	154
ANNEXE 2 Programme utilisé pour faire le recodage des marqueurs.....	155
ANNEXE 3 Valeurs des temps de latence.....	160
C-1 Tableau des différentes valeurs de $t_{dz}$ selon les sujets (par ligne) et les électrodes (par colonne).....	160
C-2 Tableau des différentes valeurs de l'écart-type de $t_{dz}$ selon les sujets (par ligne) et les électrodes (par colonne).....	165

## Liste des Tableaux

Tableau 4-1 Valeur moyenne (en secondes) de la $t_0$ pour chaque sujet et nombre de traits utilisés pour calculer cette valeur .....	66
Tableau 4-2 Nombre d'essais retenus pour le calcul des potentiels évoqués .....	74
Tableau 4-3 Valeurs du temps de latence (en seconde) de la composante P1 pour les électrodes F7, Fz, F2, C1, Cz et C2 .....	81
Tableau 4-4 Valeurs de l'écart-type du temps de latence (en seconde) de la composante P1 pour les électrodes F7, Fz, F2, C1, Cz et C2 .....	81
Tableau 5-1 Valeurs du paramètre t de Student comparant le temps d'occurrence et le temps de latence de la composante P1 pour les électrodes F7, Fz, F2, C1, Cz et C2.....	95
Tableau 5-2 Pourcentage de sujets qui ont les électrodes représentées coloriées en bleue .....	103
Tableau 5-3 Valeurs du temps de latence (en seconde) de la composante P1 pour les signaux synchronisés par rapport à $t_0$ et pour les électrodes F7, Fz, F2, C1, Cz et C2.	119
Tableau 5-4 Valeurs de l'écart-type du temps de latence (en seconde) de la composante P1 pour les signaux synchronisés par rapport à $t_0$ et pour les électrodes F7, Fz, F2, C1, Cz et C2.....	119
Tableau 5-5 Valeurs du paramètre t de Student comparant le temps d'occurrence et le temps de latence de la composante P1 pour les signaux synchronisés par rapport à $t_0$ et pour les électrodes F7, Fz, F2, C1, Cz et C2.....	120

## Liste des figures

Figure 0-1: Aires motrices du cerveau .....	1
Figure 0-2 Canal de communication représentant la séquence d'action conduisant à l'exécution d'un mouvement.....	3
Figure 1-1 Représentation des systèmes agoniste et antagoniste à gauche et du trajet effectué à droite. La distance entre les points A et B représente la différence entre les commandes émises au niveau des systèmes agoniste et antagoniste. ....	18
Figure 1-2 Représentation des systèmes agoniste et antagoniste montrant la décomposition des systèmes en sous-systèmes.....	19
Figure 1-3 Représentation du délai cumulatif de deux sous-systèmes adjacents. Le temps $T_{j-1}$ représente le temps de délai cumulatif à la sortie du sous-système $H_{j-1}$ et le temps $T_j$ représente le temps de délai cumulatif à la sortie du sous-système $H_j$ .....	20
Figure 1-4 Profil de vitesse d'un mouvement rapide montrant le modèle Delta-Lognormal, les courbes des lognormales agoniste et antagoniste de même que la courbe originelle.....	23
Figure 1-5 Représentation du temps d'occurrence dans le processus d'exécution du mouvement et sur le profil de vitesse.....	25
Figure 2-1 Exemple de potentiels évoqués visuels (VEP) obtenus sur l'électrode Oz dans deux expériences différentes.....	32
Figure 2-2 Moyennage .....	33

Figure 2-3 Champs d'étude des potentiels évoqués et de la théorie cinématique relativement au contrôle moteur. Les potentiels évoqués permettent d'étudier le SNC à travers la perception et la prise de décision, tandis que la théorie cinématique nous donne des renseignements utiles sur la prise de décision et l'exécution du mouvement. Une combinaison de ces deux approches permet donc d'approfondir l'étude du mouvement.....	35
Figure 3-1 Instruments pour enregistrer les profils de vitesse des traits de crayon .....	40
Figure 3-2 Interface du logiciel <i>E-Prime V1.4</i> de la compagnie <i>Psychology Software Tools, Inc.</i> .....	43
Figure 3-3 Illustration de la synchronisation des potentiels évoqués et du profil de vitesse au moyen d'un signal TTL provenant du Générateur de stimuli .....	44
Figure 3-4 Illustration de l'inscription du marqueur de stimulus sur les enregistrements EEG.....	45
Figure 3-5 Ordinogramme montrant la planification d'une session .....	46
Figure 3-6 Ordinogramme montrant la planification d'un bloc d'essais .....	47
Figure 3-7 Illustration du mouvement effectué par le sujet au cours d'un essai. Pour effectuer un mouvement de pointage entre deux points, le sujet réagit à un stimulus visuel ou sonore généré par un système électronique en respectant le protocole expérimental.....	49
Figure 3-8 Profil de vitesse modèle de type Delta-Lognormal, obtenu à la suite de l'exécution d'un trait suivant le protocole défini pour l'expérience. ....	50

- Figure 3-9 Sujet au cours de l'exécution de la tâche. On peut voir sur la photo, la tablette à numériser, le générateur de stimuli de même le bonnet placé sur la tête du sujet. .... 53
- Figure 4-1 Logiciel d'extraction des paramètres du profil de vitesse. La courbe en rouge représente l'ajustement du modèle Delta-Lognormal (dans le cas ci-dessus, le RSB = 26dB traduit une bonne extraction). La modélisation lognormale agoniste est en violet et celle antagoniste en vert. En jaune, nous avons le profil de vitesse enregistré et en bleu nous avons la courbe correspondant à la pression du stylo sur la tablette. .... 58
- Figure 4-2 Exécution d'un trait avec un aller-retour. Ce cas est rejeté lors de l'analyse car il ne respecte pas le protocole. .... 60
- Figure 4-3 On a  $d = 2.27\text{cm}$  tandis que  $D = 7.947\text{cm}$ , ce qui donne une différence de 250% (>25%). Le critère 4 n'est pas respecté à cause de la mauvaise évaluation de la distance réelle  $d$ . On peut voir que cette mauvaise évaluation de  $d$  est due au mouvement de retour qu'effectue le sujet en effleurant la tablette avec le stylo lorsqu'il ramène celui-ci au point de départ. .... 62
- Figure 4-4 Extraction dans le cas où le critère 5 n'est pas respecté. On a un temps de réaction de  $560\text{ms} \geq 500\text{ms}$ . .... 63
- Figure 4-5 Sujet 11 Stimulus Auditif bloc 3 essai 24. Profil de vitesse et trajectoire du trait réalisé. .... 64

Figure 4-6 Sujet 11 Stimulus Auditif bloc 3 essai 24. En rouge : la courbe Delta-Lognormale ajustée avec un RSB=32dB. Pour cet exemple, on a $t_0 = 114.4\text{ms}$ .....	65
Figure 4-7 Interface du logiciel <i>BrainVision Analyzer</i> .....	67
Figure 4-8 Entête du programme utilisé pour recoder les marqueurs (Programme en annexe) .....	68
Figure 4-9 Avant l'opération de segmentation, l'EEG est continu avec la présence de marqueurs qui indiquent les différents blocs. Après, on obtient 2 parties : une pour le stimulus visuel et l'autre pour le stimulus auditif .....	70
Figure 4-10 Définition de références utilisées par l'algorithme de Gratton et Coles pour faire la correction oculaire. ....	71
Figure 4-11 Sujet 03 Stimulus Visuel Essai 01 avant correction oculaire .....	72
Figure 4-12 Sujet 03 Stimulus Visuel Essai 01 après correction oculaire .....	73
Figure 4-13 Potentiel évoqué non filtré du Sujet 05 – stimulus visuel – électrode FC4. Le temps $t=0\text{s}$ représente l'instant où le stimulus est émis .....	77
Figure 4-14 Potentiel évoqué filtré du Sujet 05 – stimulus visuel – électrode FC4. Le temps $t=0\text{s}$ représente l'instant où le stimulus est émis .....	78
Figure 4-15 Potentiel évoqué non filtré du Sujet 05 – stimulus auditif – électrode FC4. Le temps $t=0\text{s}$ représente l'instant où le stimulus est émis .....	77
Figure 4-16 Potentiel évoqué non filtré du Sujet 05 – stimulus auditif – électrode FC4. Le temps $t=0\text{s}$ représente l'instant où le stimulus est émis .....	77

Figure 4-17 Illustration du calcul du temps de latence; en rouge l'intervalle [60ms, 350ms] utilisé pour définir la composante P1; $t_{inf}$ et $t_{sup}$ sont définis par rapport à 67% du potentiel maximum. Le temps $t=0s$ représente l'instant où le stimulus est émis.....	79
Figure 5-1 Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif – électrode F7. En rouge, l'intervalle formé par $t_0 \pm \sigma_0$ pour chaque sujet. Le temps $t=0s$ représente l'instant où le stimulus est émis .....	85
Figure 5-2 Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif – électrode F2. En rouge, l'intervalle formé par $t_0 \pm \sigma_0$ pour chaque sujet. Le temps $t=0s$ représente l'instant où le stimulus est émis .....	86
Figure 5-3 Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif – électrode C1. En rouge, l'intervalle formé par $t_0 \pm \sigma_0$ pour chaque sujet. Le temps $t=0s$ représente l'instant où le stimulus est émis .....	86
Figure 5-4 Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus visuel – électrode F7. En rouge, l'intervalle formé par $t_0 \pm \sigma_0$ pour chaque sujet. Le temps $t=0s$ représente l'instant où le stimulus est émis .....	88
Figure 5-5 Carte de Shewhart du temps d'occurrence .....	91
Figure 5-6 Carte de Shewhart du temps de latence de la composante P1 pour les essais à stimuli visuels et pour l'électrode TP7 .....	91
Figure 5-7 Carte de Shewhart du temps de latence de la composante P1 pour les essais à stimuli visuels et pour l'électrode F7 .....	92

Figure 5-8 Carte de Shewhart du temps de latence de la composante P1 pour les essais à stimuli visuels et pour l'électrode C1 .....	92
Figure 5-9 Carte du crâne montrant la disposition des électrodes selon le système étendu 10-20.....	95
Figure 5-10 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour le sujet 03 .....	97
Figure 5-11 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour le sujet 04.....	97
Figure 5-12 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour le sujet 05.....	98
Figure 5-13 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour le sujet 06.....	98
Figure 5-14 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour le sujet 07.....	99
Figure 5-15 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour le sujet 08.....	99
Figure 5-16 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour le sujet 09.....	100
Figure 5-17 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour le sujet 10.....	100

Figure 5-18 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour le sujet 11 .....	101
Figure 5-19 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour le sujet 12.....	101
Figure 5-20 Légende pour les figures 5.21 à 5.25. Nous avons défini 4 zones de couleurs selon le pourcentage de sujets qui ont l'électrode d'une même couleur donnée. ....	102
Figure 5-21 Carte moyenne montrant les pourcentages de sujets qui ont leurs électrodes colorisées en bleu. ....	102
Figure 5-22 Carte moyennant montrant le pourcentage de sujets qui ont leurs électrodes en vert.....	103
Figure 5-23 Carte moyenne montrant le pourcentage de sujets qui ont leurs électrodes en rouge.....	104
Figure 5-24 Carte moyenne montrant le pourcentage de sujets qui ont leurs électrodes en gris.....	105
Figure 5-25 Carte du crâne illustrée à partir de la mise en commun des résultats obtenus chez tous les sujets.....	108
Figure 5-26 Décalage du repère d'origine des potentiels évoqués par rapport à la valeur de $t_0$ associé à chaque essai .....	110

Figure 5-27 Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif centré sur $t_0$ – électrode F7. En rouge, l'intervalle formé par $\pm \sigma_{t_0}$ pour chaque sujet. Le temps $t=0s$ correspond à l'instant où $t=t_0$ .....	111
Figure 5-28 Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif centré sur $t_0$ – électrode F2. En rouge, l'intervalle formé par $\pm \sigma_{t_0}$ pour chaque sujet. Le temps $t=0s$ correspond à l'instant où $t=t_0$ .....	112
Figure 5-29 Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif centré sur $t_0$ – électrode C1. En rouge, l'intervalle formé par $\pm \sigma_{t_0}$ pour chaque sujet. Le temps $t=0s$ correspond à l'instant où $t=t_0$ .....	113
Figure 5-30 Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif centré sur $t_0$ – électrode Cz. En rouge, l'intervalle formé par $\pm \sigma_{t_0}$ pour chaque sujet. Le temps $t=0s$ correspond à l'instant où $t=t_0$ .....	114
Figure 5-31 Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif centré sur $t_0$ – électrode C2. En rouge, l'intervalle formé par $\pm \sigma_{t_0}$ pour chaque sujet. Le temps $t=0s$ correspond à l'instant où $t=t_0$ .....	115
Figure 5-32 Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus visuel centré sur $t_0$ – électrode F2. En rouge, l'intervalle formé par $\pm \sigma_{t_0}$ pour chaque sujet. Le temps $t=0s$ correspond à l'instant où $t=t_0$ .....	116
Figure 5-33 Carte de Shewhart du temps de latence de la composante P1 pour les essais à stimuli visuels synchronisés par rapport à $t_0$ et pour l'électrode F7 .....	117

Figure 5-34 Carte de Shewhart du temps de latence de la composante P1 pour les essais à stimuli visuels synchronisés par rapport à $t_0$ et pour l'électrode TP7.....	118
Figure 5-35 Carte de Shewhart du temps de latence de la composante P1 pour les essais à stimuli visuels synchronisés par rapport à $t_0$ et pour l'électrode C1.....	118
Figure 5-36 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour la 2 <sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 02.....	121
Figure 5-37 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour la 2 <sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 03.....	122
Figure 5-38 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour la 2 <sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 04.....	122
Figure 5-39 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour la 2 <sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 05.....	123
Figure 5-40 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour la 2 <sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 06.....	123
Figure 5-41 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour la 2 <sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 07.....	124
Figure 5-42 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour la 2 <sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 08.....	124
Figure 5-43 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour la 2 <sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 09.....	125

Figure 5-44 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour la 2 <sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 10.....	125
Figure 5-45 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour la 2 <sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 11.....	126
Figure 5-46 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre t de Student pour la 2 <sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 12.....	126
Figure 5-47 Potentiel évoqué issu des essais à stimuli visuels illustrant la composante du temps d'occurrence. Le temps $t=0s$ correspond à l'instant où le stimulus est émis	129

## Glossaire

Cortex moteur primaire	Une des aires du cerveau responsable du contrôle de l'exécution du mouvement
Cortex moteur secondaire	Une des aires du cerveau responsable d'autres aspects reliés au mouvement
Cortex prémoteur	Une des aires motrices secondaires
EEG	Électroencéphalographie – Technique qui consiste à enregistrer les potentiels électriques sur le scalp au moyen d'électrodes. Ces potentiels représentent l'activité électrique du cerveau
EMG	Électromyographie – Technique de mesure de l'activité électrique des muscles
CRIUGM	Centre de Recherche de l'Institut Universitaire de Gériatrie de Montréal
Modèle Delta-Lognormal	Modèle proposé par Plamondon qui représente le profil de vitesse, en cloche asymétrique, d'un mouvement rapide par une équation Delta-Lognormale
Mouvement auto-initié	Mouvement volontaire lorsque l'individu décide du moment où il commence son mouvement

Mouvement induit	Mouvement volontaire lorsque le sujet exécute son mouvement en réponse à un stimulus externe
Muscle agoniste	Muscle dont la contraction permet la réalisation du mouvement voulu
Muscle antagoniste	Muscle dont la contraction s'oppose à la réalisation du mouvement voulu
Système moteur	Ensemble des voies nerveuses contrôlant les contractions musculaires
SNC	Système Nerveux Central
SNM	Système Neuromusculaire
SQUID	« Superconducting Quantum Interference Device »; appareil de mesure de champ magnétique utilisé par la magnétoencéphalographie
Temps d'occurrence	Temps mis par le SNC pour préparer la commande à envoyer au SNM

## INTRODUCTION

La volonté se définit comme la faculté de se déterminer à certains actes et de les accomplir (*Le Petit Larousse Illustré*, 2000). Ainsi, lorsqu'un individu décide de bouger son pied et qu'il le fait, on dit qu'il a effectué un acte volontaire. Ces mouvements sont reconnus comme étant principalement contrôlés par le système nerveux central (SNC) (Bear, Connors, & Paradiso, 2002; Collet & Paillard, 2002; Pocock & Richards, 2004). Penfield et ses collègues ont montré que l'excitation d'une des régions du cerveau provoquait des contractions musculaires localisées à différents endroits du corps. Ces travaux ont permis d'identifier les zones du cerveau intervenant dans le mouvement volontaire. Ainsi, le cortex moteur primaire (aire 4 de Brodmann; voir l'illustration de la figure 0-1), le cortex prémoteur (aire 6 de Brodmann) et le cortex moteur secondaire sont associés au mouvement volontaire (Bear, Connors, & Paradiso, 2002; Collet & Paillard, 2002; Pocock & Richards, 2004).

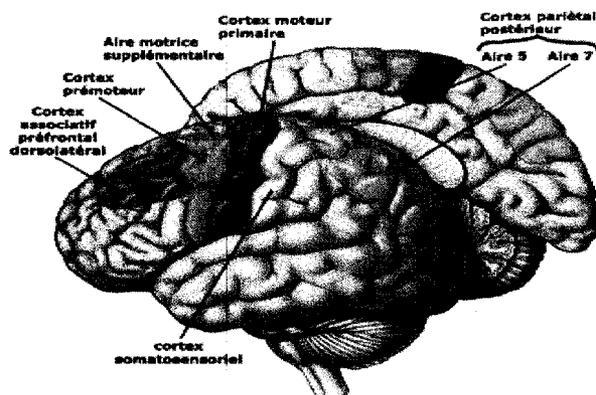


Figure 0-1: Aires motrices du cerveau<sup>1</sup>

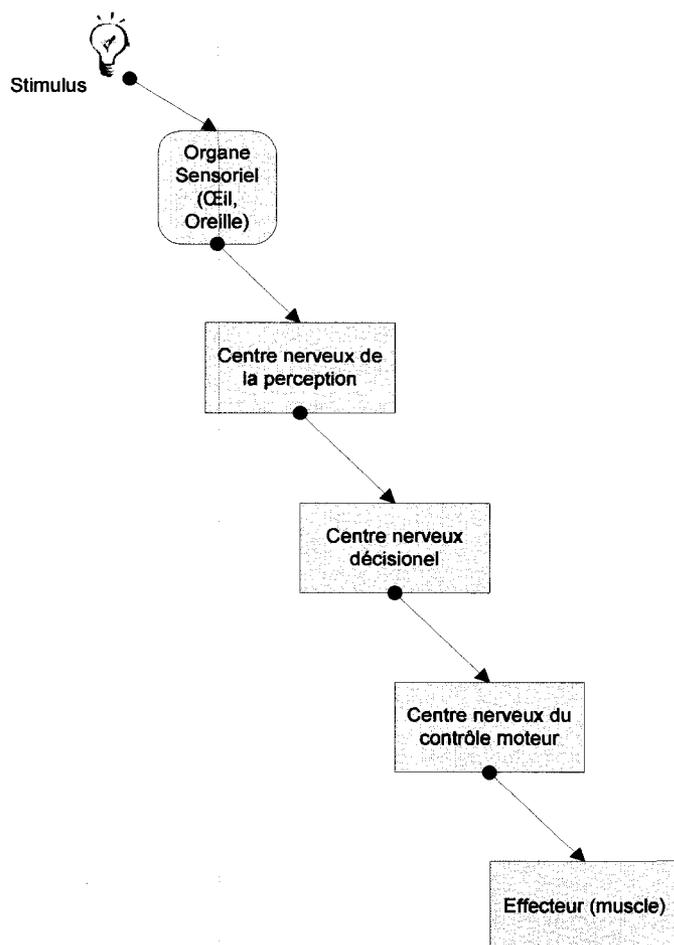
<sup>1</sup> Avec la permission de Bruno Dubuc  
[http://lecerveau.mcgill.ca/flash/a/a\\_06/a\\_06\\_cr/a\\_06\\_cr\\_mou/a\\_06\\_cr\\_mou.html](http://lecerveau.mcgill.ca/flash/a/a_06/a_06_cr/a_06_cr_mou/a_06_cr_mou.html) visité le 04 avril 08 à 01 :14

Les aires motrices sont interconnectées et reçoivent également plusieurs signaux extérieurs. Le signal d'entrée le plus important provient du système somesthésique (Pocock & Richards, 2004). Le SNC tient donc compte des informations visuelles et somatosensorielles reçues pour contrôler le mouvement volontaire. Dépendamment de la source qui les induit, on sépare les mouvements volontaires en deux catégories : les mouvements auto-initiés – l'individu décide lui-même du moment où il commence son action – et les mouvements induits – dans ce cas, le sujet réagit à un stimulus externe. Lorsque le sujet auto-initie son mouvement, on enregistre, au moyen d'une électrode placée sur le cortex cérébral, une lente augmentation d'un potentiel négatif avant le début de son action. Ce potentiel appelé « potentiel de préparation » n'apparaît pas lorsque le mouvement est induit (Papa, Artieda, & Obeso, 1991). Cette observation suggère que le SNC ne contrôle pas de la même façon les deux types d'actes volontaires. Cette hypothèse est confirmée par Gerloff et al. (1998).

Toujours dans la tentative de comprendre le contrôle moteur, Henry et Rogers (Henry & Rogers, 1960) ont montré que plus les mouvements induits réalisés sont complexes, plus le temps de réaction mesuré augmente. Il existerait donc une construction préalable avant l'exécution du mouvement (Collet & Paillard, 2002).

Ces différentes observations sur le fonctionnement du SNC lors du contrôle d'un mouvement volontaire induit, ont amené certains auteurs (Plamondon, 1995b, 1995c; Pocock & Richards, 2004; Wolf, Baedeker, & Appel, 1988) à représenter l'exécution d'un mouvement volontaire induit par un système linéaire fonctionnant sur le principe

d'un canal de communication. Ainsi, lorsqu'un stimulus est émis (voir la figure 0-2), il est capté par les récepteurs sensoriels et cette information est acheminée à une des régions du SNC responsable de la perception et transmise ensuite au centre nerveux décisionnel. Ce dernier va planifier l'action et faire parvenir son résultat à l'aire du cortex moteur (représenté sur la figure 0-2 par le centre nerveux du contrôle moteur) qui active les muscles nécessaires pour l'exécution dudit mouvement. Une commande d'activation est alors envoyée aux muscles qui vont l'exécuter en se contractant.



**Figure 0-2 Canal de communication représentant la séquence d'action conduisant à l'exécution d'un mouvement**

Plusieurs interrogations se dégagent d'une telle explication, par exemple : «Peut-on déterminer l'instant auquel la commande est envoyée? Peut-on établir dans quelle aire du cerveau la décision est prise? » En d'autres termes comment définir « l'instant de volonté » dans l'exécution du mouvement?

Dans l'étude du mouvement humain, on note essentiellement deux philosophies. La première consiste à se baser sur des modèles mathématiques pour représenter certains aspects du mouvement humain et faire des prédictions sur le contrôle moteur. La seconde consiste en une démarche descriptive. Il s'agit d'observer le mouvement à travers des outils et de faire une description aussi précise que possible des phénomènes en place.

### **Modèles mathématiques**

Dans la logique aristotélicienne, la notion de cause et d'effet se rapporte à toutes les actions, donc aux mouvements volontaires. Pour déterminer ce qui pourrait être la cause et l'effet dans ce cas, prenons l'exemple d'un acte simple : le déplacement d'une main. En contractant certains muscles du bras tel le biceps, on le plie bougeant ainsi la main. La trajectoire que suit alors la main, ainsi que sa vitesse tangentielle dépendent de l'intensité de contraction des muscles (Collet & Paillard, 2002; Pocock & Richards, 2004). En d'autres termes, la trajectoire et la vitesse tangentielle de la main sont les effets obtenus suite aux forces de contraction musculaires. On peut donc étudier le

contrôle moteur du mouvement humain soit directement à partir des forces qui produisent le mouvement soit en s'intéressant aux effets de ces forces à partir de la cinématique du mouvement. Parmi les modèles cinématiques les plus courants, on retrouve le minimum-jerk proposé par Hogan en 1984 (Hogan, 1984). Dans ce modèle, Hogan décrit le profil de vitesse du mouvement par une équation analytique. Cependant ce profil de vitesse est symétrique. On a également le modèle Delta-Lognormal, proposé en 1995 par Plamondon qui représente, quant à lui, le profil de vitesse asymétrique par une équation Delta-Lognormale (Plamondon, 1995b). Ce modèle tient compte de la synergie des muscles agonistes et antagonistes – les muscles agonistes sont les muscles dont la contraction permet la réalisation du mouvement voulu tandis que les muscles antagonistes, en se contractant, s'y opposent (Pocock & Richards, 2004). De plus, le modèle Delta-Lognormal prédit l'instant auquel le SNC émet sa commande – ce temps est appelé **temps d'occurrence**. En d'autres termes, il prédit l'existence d'un instant de volonté. Plusieurs autres modèles existent mais très peu offrent une solution analytique du profil de vitesse.

Les modèles mathématiques sont très utiles pour reproduire le mouvement humain. On peut s'en servir pour créer par exemple des robots anthropomorphiques. Cependant, ils ne permettent pas toujours d'expliquer les observations physiologiques. Il n'y a pas encore, à notre connaissance, de modèle mathématique qui sert de référence pour le diagnostic de maladies neuromusculaires.

### **Approche descriptive**

La seconde philosophie d'étude du mouvement humain consiste à le décrire ainsi que les phénomènes qui l'entourent. Pour ce faire, on utilise plusieurs outils d'observation. On peut poser des électrodes sur la surface du crâne et mesurer les potentiels électriques caractéristiques de l'activité électrique du SNC. Cette technique, appelée électroencéphalographie (EEG), a servi de support à de nombreuses études sur le mouvement humain comme l'étude de Papa sur les mouvements volontaires induits et auto-initiés (Papa, Artieda, & Obeso, 1991). L'EEG a aussi permis d'étudier plusieurs maladies neuromotrices comme la maladie de Parkinson (Stemmer et *al.*, 2007). Cette technique est également utilisée pour le diagnostic de l'épilepsie<sup>2</sup>. L'avantage de cette technique est qu'elle permet de faire une étude temporelle sur le comportement du SNC avec une excellente résolution temporelle (Luck, 2005).

Parmi les autres techniques, on a la magnétoencéphalographie (MEG) qui consiste à mesurer les champs magnétiques induits par l'activité électrique du SNC. La MEG se fait grâce à un magnétogramme à SQUID. Cette technique permet de localiser les sources d'activités électriques dans le SNC. Actuellement, dans le domaine clinique elle est surtout utilisée pour un diagnostic préopératoire en épilepsie<sup>34</sup> (Knowlton, 2006). Mais de récentes études ont été faites sur des maladies de dégénérescence telles que la maladie d'Alzheimer (Stam, van Cappellen van Walsum, Pijnenburg, Berendse, de

---

<sup>2</sup> [http://www.epilepsy.com/epilepsy/testing\\_eeg](http://www.epilepsy.com/epilepsy/testing_eeg) consulté le 30 Juillet 2008 à 09 :49

<sup>3</sup> <http://www.epilepsyontario.org/client/EO/EOWeb.nsf/web/Diagnosing+Epilepsy> consulté le 06 Mai 08 à 08:35

<sup>4</sup> [http://www.epilepsy.com/epilepsy/meg\\_intro](http://www.epilepsy.com/epilepsy/meg_intro) consulté le 06 Mai 08 à 08:35

Munck, Scheltens & van Dijk, 2002) et la maladie de Parkinson (Kotini, Anninos, Adamopoulos & Prassopoulos, 2005).

Il y a également parmi les techniques d'observation, l'imagerie par résonance magnétique. Cette technique (début des années 1980) consiste à produire une image 2D ou 3D du SNC (Haacke, 1999). Elle est basée sur le phénomène de résonance magnétique nucléaire décrit par Félix Bloch et Edward Mills Purcell. Lorsqu'on exécute une action, on note une augmentation de l'activité métabolique dans la zone du cerveau concernée. Cette activité est également caractérisée par une augmentation de l'irrigation sanguine. C'est cette variation qui est «photographiée» par le principe de résonance magnétique. L'image ainsi obtenue permet donc d'identifier les zones du cerveau intervenant dans l'action effectuée. Ce procédé offre ainsi une bonne résolution spatiale mais par contre a une très faible résolution temporelle (Luck, 2005).

Actuellement, plusieurs recherches sont faites pour combiner deux ou plusieurs de ces techniques afin d'obtenir des descriptions plus précises de l'activité du SNC. Un des problèmes qui se posent lorsqu'on utilise la démarche descriptive est celui de la reproduction des observations.

### **Problématique**

La méthode des modèles mathématiques et l'approche descriptive proposent deux techniques différentes pour étudier les mouvements. Cependant, il n'y a pas toujours de complémentarité entre ces paradigmes. Les modèles mathématiques sont

essentiels pour reproduire le mouvement mais n'aident pas toujours à la compréhension des phénomènes réels tandis que les descriptions des phénomènes réels ne sont pas toujours utiles pour la reproduction du mouvement. Toutefois, certains modèles proposent des hypothèses pour aider à expliquer l'exécution des mouvements humains. Au nombre de ces hypothèses, nous avons le modèle Delta-Lognormal de Plamondon qui prédit l'existence d'un instant où le cerveau humain prend la décision d'exécuter un mouvement volontaire. Cependant, il n'y a pas encore eu à ce jour une confirmation de cette hypothèse par des observations physiologiques. L'utilisation des techniques d'observation utilisées par l'approche descriptive permettrait de confirmer ou d'infirmer de telles hypothèses.

### **Objectif de Recherche et Méthodologie**

L'objectif principal de cette maîtrise est de réaliser une expérience pour confirmer ou infirmer la prédiction du temps d'occurrence de la théorie cinématique des mouvements rapides de Plamondon (Plamondon, 1995b). La réalisation d'une telle expérience a un double avantage. Tout d'abord, elle permettra de renforcer la valeur de la théorie dans le cas où elle ne la réfute pas. Elle offre aussi la possibilité d'améliorer les techniques d'observation utilisées.

Pour faire cette vérification, on va se servir de l'un des nombreux outils que nous offre la neuroscience. Étant donné que l'hypothèse émise est d'ordre temporel, l'idéal

serait d'utiliser une technique qui est reconnue comme offrant une **bonne résolution temporelle**, comme l'EEG ou la MEG. Compte tenu de la disponibilité des infrastructures, nous avons retenu la première comme méthode d'enregistrement dans le cadre de cette recherche.

Le projet consiste donc à concevoir et réaliser une expérience dans laquelle un sujet effectue des mouvements pendant qu'on recueille l'électroencéphalogramme représentant l'activité électrique de son cerveau. L'instant de volonté prévu par le modèle sera calculé à partir de l'enregistrement des mouvements effectués. L'idée est de découvrir dans les signaux EEG une activité électrique qui apparaîtrait à l'instant décrit par le modèle Delta-Lognormal comme étant l'instant de volonté.

### **Plan du mémoire**

Franklin Eyelom, Ph. D. Histoire des relations internationales, auteur de plusieurs ouvrages et articles, maître de Kung-fu, ancien professeur (10 ans) au CEPSUM, fondateur de l'Académie des Arts Martiaux MOAN compare un travail de recherche à une graine que l'on sème. Si elle est bien entretenue, la graine finit par donner un arbre plein de fruits.

L'arbre que nous proposons aujourd'hui repose sur la théorie cinématique des mouvements rapides et sur la technique de l'électroencéphalographie. Dans le chapitre 1, nous allons résumer le modèle Delta-Lognormal à travers ses hypothèses, ses paramètres, ses prédictions. Nous insisterons sur le concept du temps d'occurrence, qui représente l'instant où le SNC donne sa commande. Au chapitre 2, nous présenterons la technique de l'EEG. Nous décrirons les potentiels évoqués, cette classe de potentiels qui présentent une relation temporelle stable avec un événement référentiel bien défini (Vaughan, 1969). En d'autres mots, nous essaierons d'expliquer comment utiliser les potentiels évoqués pour déduire le temps d'exécution d'une activité cérébrale.

Dans le chapitre 3, nous présenterons l'expérience que nous avons réalisée pour faire la vérification de la prédiction du modèle. Il s'agit du tronc du projet. Nous y décrirons le protocole utilisé : les sujets, le matériel et les tâches effectuées. Le protocole d'analyse des données brutes ainsi que les résultats obtenus seront présentés dans le chapitre 4, qui représente les fleurs de notre arbre. Dans le chapitre 5, nous évaluerons la validité de la prédiction énoncée et nous émettrons des propositions pour l'amélioration des techniques utilisées dans l'expérience ainsi que des hypothèses sur d'autres aspects du contrôle moteur. En conclusion, nous rappellerons les objectifs atteints et donnerons des pistes pour de futures recherches.

# Chapitre 1 THÉORIE CINÉMATIQUE : MODÈLE DELTA-LOGNORMAL

## **1.1 Introduction**

Dans sa théorie cinématique du mouvement rapide, Plamondon propose de modéliser le mouvement rapide humain comme étant la réponse d'une synergie constituée d'un système agoniste et un système antagoniste. Le profil de la vitesse tangentielle résultante est une cloche asymétrique représentée par une équation Delta-Lognormale. Ce modèle a fait l'objet d'une démonstration mathématique rigoureuse (Plamondon, Feng, & Woch, 2003).

Parmi les champs d'application de ce modèle, on a la reconnaissance des formes, tout particulièrement la reconnaissance de l'écriture manuscrite et la vérification de signatures (M. Djioua, O'Reilly, & Plamondon, 2006; M. Djioua & Plamondon, 2004; Plamondon, 1995a; Plamondon & Djioua, 2006; Plamondon, Feng, & Woch, 2003; Plamondon, Guerfali, & Xiaolin, 1998; Plamondon & Privitera, 1996).

L'objectif de ce chapitre n'est pas de faire une présentation exhaustive du modèle. Plusieurs documents ont déjà été rédigés à cet effet par Plamondon et ses collaborateurs. Il s'agit plutôt de présenter une relecture de ces documents tout en

insistant sur les hypothèses de base du modèle. Le but recherché est de montrer que le modèle repose sur des observations physiologiques et n'est pas le résultat d'un simple ajustement de données expérimentales. L'emphase est mise sur la prédiction que fait le modèle par rapport au temps d'occurrence des commandes, l'instant de volonté.

## ***1.2 Contrôle moteur : Des muscles à la cinématique***

Les muscles responsables des mouvements volontaires sont les muscles squelettiques (Bear, Connors, & Paradiso, 2002). Ils sont constitués de plusieurs fibres musculaires reliées à des motoneurones (nerfs moteurs). Un motoneurone peut innervé plusieurs fibres musculaires à la fois et l'ensemble constitué d'un motoneurone et des fibres musculaires qu'il innerve est appelé unité motrice. La contraction des muscles squelettiques est le résultat de l'excitation des motoneurones (Pocock & Richards, 2004). L'unité motrice est ainsi l'élément de base du contrôle moteur et constitue la voie finale commune de l'ensemble des voies nerveuses (système moteur) contrôlant les contractions musculaires (Bear, Connors, & Paradiso, 2002; Pocock & Richards, 2004)

Avant d'aboutir dans le motoneurone, la commande motrice passe par plusieurs étapes différentes. Ainsi on considère que le système moteur est hiérarchisé (Bear, Connors, & Paradiso, 2002). Pour le contrôle des mouvements volontaires, le plus haut

niveau constitue la définition de la **stratégie motrice** (Bear, Connors, & Paradiso, 2002). Il s'agit de définir les objectifs à atteindre afin d'obtenir le but visé. Si on prend l'exemple de quelqu'un qui veut lancer un ballon de football, il s'agirait de définir comment lancer le ballon pour que l'adversaire ne puisse pas l'intercepter et que le ballon parvienne à son coéquipier. Cette fonction est réalisée par les aires associatives du néocortex et les ganglions de la base. Le niveau suivant concerne la **planification du mouvement**. En d'autres termes, il s'agit de définir « la séquence de contractions musculaires dans son aspect spatiotemporel »<sup>5</sup>. Cette tâche est réalisée au niveau du cortex moteur et du cervelet. Dans l'exemple du lanceur, le SNC sélectionne les muscles qui doivent être activés et selon quelle séquence afin d'obtenir en bout de ligne un mouvement de la main qui lancera la balle de la façon voulue. Le troisième niveau est l'**exécution du mouvement**. Il concerne l'activation des motoneurones nécessaires afin d'obtenir la contraction des muscles tels que prévu dans la planification. Cette dernière tâche est gérée par la moelle épinière et le tronc cérébral.

Toutefois, il faut noter que le système moteur n'est pas seulement hiérarchisé. Il est aussi parallèle. En effet, pour lancer son ballon, le joueur doit être en équilibre, il doit donc maintenir une certaine posture. Le maintien de la posture est également effectué par la contraction des muscles squelettiques (Bear, Connors, & Paradiso, 2002). Donc, pendant qu'une partie du SNC commande les muscles pour l'exécution du lancer, une

---

<sup>5</sup> Tiré (Bear, Connors, & Paradiso, 2002)

autre partie commande le maintien de la posture pour assurer que le lancer est fait dans de bonnes conditions. Le système neuromusculaire (SNM) peut donc être représenté par un réseau hiérarchique et parallèle. Cette représentation correspond à celle décrite dans la théorie cinématique des mouvements rapides (Plamondon 1995).

Le contrôle moteur consiste donc à définir l'intensité des forces musculaires à mettre en œuvre afin d'obtenir le mouvement souhaité, qui, quant à lui, est une manifestation spatiotemporelle de l'effecteur terminal. En d'autres termes, l'effet observé à la suite du contrôle moteur est le déplacement de l'effecteur terminal. L'analyse du contrôle moteur peut donc se faire à travers les paramètres de ce déplacement soit la trajectoire ou la vitesse. Cette étude, qu'on appelle la cinématique du mouvement humain. On pourrait également étudier le contrôle moteur à travers l'activation musculaire (Gottlieb, Song, Almeida, Hong, & Corcos, 1997; Todorov & Jordan, 2003), ou à travers un des principes fondamentaux de fonctionnement comme l'équilibre du système (Bizzi, Hogan, Mussa-Ivaldi, & Giszter, 1992; Feldman, 1966, 1986; Feldman & Levin, 1995). Toutefois, Wolpert et ses collaborateurs (Wolpert & Miall, 1996) suggèrent qu'on aurait avantage à étudier le contrôle moteur au moyen de la cinématique.

## **1.3 Hypothèses du modèle Delta-Lognormal**

### **1.3.1 Vitesse comme variable de contrôle de la théorie cinématique des mouvements rapides**

Un modèle mathématique peut être la représentation d'un phénomène physique au moyen d'équations mathématiques basées sur certaines hypothèses et permettant de faire des prédictions en relation avec le phénomène en question. Ainsi, Newton modélisait une pomme qui tombait par la force d'attraction de la terre sur cette pomme (poids de la pomme). Cette dernière est proportionnelle à la masse de cette pomme. À partir de cette modélisation, on a pu prédire le poids d'un objet connaissant sa masse. Réaliser un modèle mathématique revient donc à définir les contours du phénomène physique à modéliser et ce à travers l'énoncé d'un certain nombre d'hypothèses. La théorie cinématique des mouvements rapides n'échappe pas à ce principe.

Un mouvement, a priori simple dans son exécution, comme « prendre une tasse de café et la porter à ses lèvres », fait intervenir un si grand nombre de paramètres qu'il est techniquement impossible à l'heure actuelle de le représenter entièrement au moyen d'une formule mathématique (Pocock & Richards, 2004). Pour résoudre ce problème, l'idée proposée par plusieurs auteurs est de modéliser un mouvement simple, à partir duquel on pourrait construire des mouvements plus complexes (Plamondon, 1995b). Ces mouvements de base sont appelés mouvements rapides ou mouvements de pointage.

La question qui vient alors à l'esprit est « qu'est ce qu'un mouvement simple ? ». Dans sa thèse, Djioua (2007) énonce l'hypothèse que « *le mouvement le plus simple et le plus élémentaire que peut exécuter un humain est le mouvement rapide dont le profil de sa vitesse tangentielle possède un profil en forme de cloche asymétrique* ». Cette hypothèse a été soutenue par plusieurs auteurs, cités par Plamondon (1995b). Ces auteurs ont démontré que le profil de la vitesse tangentielle d'un tel mouvement est un profil en cloche et que cette cloche est asymétrique (Abend, Bizzi, & Morasso, 1982; Atkeson & Hollerbach, 1985; Georgopoulos, Kalaska, & Massey, 1981; Morasso, 1981; Nagasaki, 1989; Soechting & Laquantini, 1981; Uno, Kawato, & Suzuki, 1989).

Dans cette optique, selon la théorie cinématique, un mouvement rapide est la réponse obtenue suite à une seule commande neuromotrice modélisée par une impulsion de Dirac, Ainsi le SNM est représenté par une boîte noire qui reçoit comme signal d'entrée une commande neuromotrice impulsionnelle et dont la réponse est un mouvement élémentaire.

Pour modéliser cette boîte, il faut se demander quelle variable utiliser. Dans le cadre de la théorie cinématique, la variable choisie est la vitesse tangentielle. Une des raisons qui motivent ce choix est l'argument émis par Schwartz et Moran (1999). Ces derniers affirment que la vitesse tangentielle est régulée au niveau du cortex moteur. En utilisant la vitesse tangentielle, on est donc cohérent avec ce processus physiologique.

De plus, Shapiro (Shapiro, Gottlieb, & Corcos, 2002) et Gutfreund (Gutfreund, Flash, Fiorito, & Hochner, 1998) démontrent qu'il existe une relation probable entre l'intensité de l'activation musculaire et la vitesse tangentielle du mouvement. Un modèle qui permet de contrôler la vitesse tangentielle permettrait donc de contrôler l'activation musculaire.

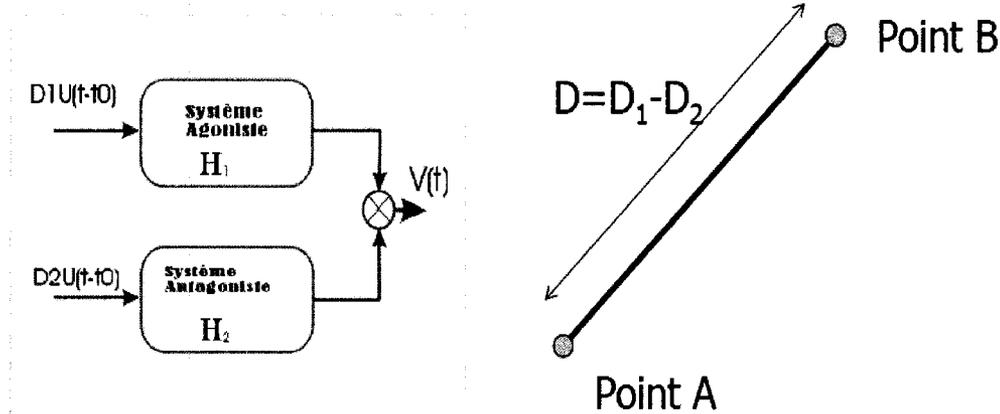
Il faut aussi noter que le profil en cloche de la vitesse tangentielle est semblable aux enregistrements réalisés par les EMG (électromyographie) des muscles activés. De plus, le profil de la vitesse ressemble aux réponses impulsionnelles positives et non oscillantes des systèmes linéaires. L'utilisation du profil de vitesse comme variable de modélisation permet donc de modéliser le SNM par un système linéaire.

Il faut préciser qu'il n'y a aucune contradiction à modéliser un système complexe non linéaire par un modèle linéaire, tant que cela se fait dans des conditions bien définies. En ingénierie, ceci est une technique très souvent utilisée. Par exemple, le transistor qui a globalement un comportement non linéaire est modélisé dans certaines conditions par un modèle linéaire.

### **1.3.2 Synergie entre les systèmes agoniste et antagoniste**

Lors de la flexion du bras, un groupe de muscles se contractent pour que le bras fléchisse tandis qu'un autre groupe de muscles empêchent le bras de fléchir. Les

premiers sont appelés muscles agonistes tandis que les seconds sont les muscles antagonistes. Cette dualité dans l'exécution du mouvement se retrouve dans la théorie de Plamondon (1995). En effet, il modélise le SNM par la synergie de deux systèmes agoniste et antagoniste. La figure 1-1 montre l'architecture du modèle représenté par deux systèmes agoniste et antagoniste contrôlés simultanément par deux commandes impulsionnelles à un instant  $t_0$ . La réponse finale  $v(t)$  est le produit de la synergie de ces deux systèmes. De plus, la distance parcourue  $D$  représente la différence entre les distances qu'auraient parcourue les systèmes agoniste et antagoniste si ces systèmes avaient agi séparément.

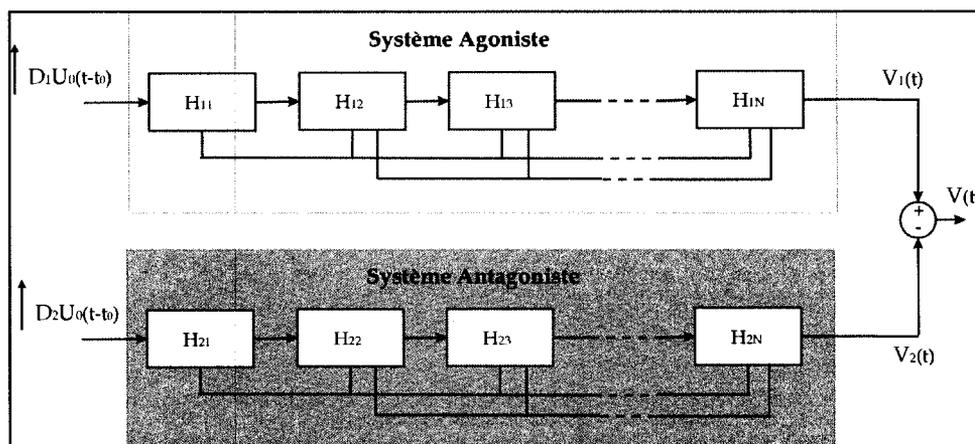


**Figure 1-1** Représentation des systèmes agoniste et antagoniste à gauche et du trajet effectué à droite. La distance entre les points A et B représente la différence entre les commandes émises au niveau des systèmes agoniste et antagoniste.

### 1.3.3 Modélisation des systèmes agoniste et antagoniste

Chaque système (agoniste ou antagoniste) est constitué d'un ensemble de sous-systèmes. Selon la théorie cinématique, le nombre de sous-systèmes est supposé infini

(voir figure 1-2). La sortie de chaque système est donc le résultat de la convolution de tous les sous-systèmes.



**Figure 1-2** Représentation des systèmes agoniste et antagoniste montrant la décomposition des systèmes en sous-systèmes

Dans la théorie cinématique, tout système (agoniste ou antagoniste) est hiérarchisé et parallèle. Cette description correspond au fonctionnement du contrôle moteur tel que présenté dans la section 1.1. Pour exprimer ce concept dans le fonctionnement des sous-systèmes, Plamondon suppose qu'il existe une relation de proportionnalité entre les temps de délai cumulatifs mesurés à la sortie de chaque sous-système.

La figure 1-3 illustre le concept d'hierarchie et de parallélisme. Sur cette figure sont représentés deux sous-systèmes  $H_{j-1}$  et  $H_j$  adjacents.  $T_{j-1}$  est le temps de délai cumulatif à la sortie du sous-système  $H_{j-1}$  et  $T_j$  celui à la sortie du sous-système  $H_j$ . La réponse obtenue à la sortie du sous-système  $H_{j-1}$  correspond à la courbe  $y_{j-1}$  et celle

obtenue à la sortie du sous-système  $H_1$  est représentée par la courbe  $y_j$ . Le fonctionnement en série des sous-systèmes  $H_{j-1}$  et  $H_j$  est indiqué par les flèches rouges et la relation parallèle par les flèches bleues.

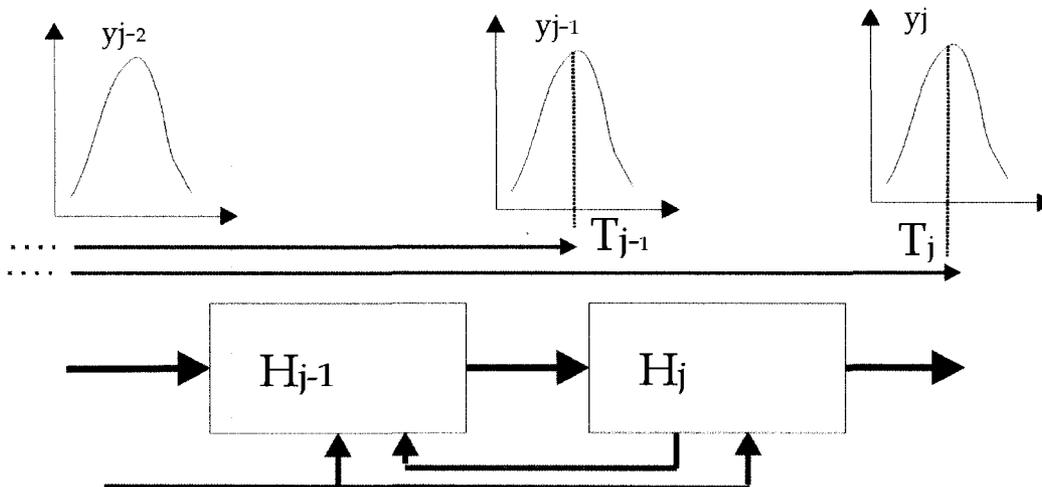


Figure 1-3 Représentation du délai cumulatif de deux sous-systèmes adjacents. Le temps  $T_{j-1}$  représente le temps de délai cumulatif à la sortie du sous-système  $H_{j-1}$  et le temps  $T_j$  représente le temps de délai cumulatif à la sortie du sous-système  $H_j$ .

Plamondon (1995) énonce l'existence d'une relation de proportionnalité entre les temps  $T_{j-1}$  et  $T_j$ .

$$(1.1) \quad T_j = \frac{\int_{t_0}^{\infty} t |y_j(t)| dt}{\int_{t_0}^{\infty} |y_j(t)| dt}$$

$$(1.2) \quad \Delta T_j = T_j - T_{j-1} = \epsilon_j T_{j-1}$$

Cette hypothèse a deux rôles essentiels. Dans un premier temps, elle permet d'appliquer le théorème de la limite centrale pour déduire une solution analytique au profil de vitesse. Dans un second temps, elle permet de décrire le comportement hiérarchique du contrôle moteur. Pour ces deux raisons, elle représente une hypothèse majeure de la théorie cinématique des mouvements rapides.

Djioua (2007) a réalisé une expérience qui confirme l'hypothèse de proportionnalité. Il a démontré qu'on observe effectivement un effet proportionnel entre les temps de délais cumulatifs des sous-systèmes.

### ***1.4 Modèle Delta-Lognormal***

En tenant compte de l'hypothèse de l'effet proportionnel et en appliquant le théorème de la limite centrale au produit de convolution d'une infinité de sous-systèmes, on obtient que la solution analytique de la réponse d'un système (agoniste ou antagoniste) est une gaussienne sur l'échelle logarithmique, ce qui correspond à une lognormale sur l'échelle linéaire.

La réponse impulsionnelle du système agoniste (ou antagoniste) est donc :

$$H(t - t_0) = \Lambda(t; t_0, \mu, \sigma^2) = \frac{1}{\sigma(t - t_0)\sqrt{2\pi}} \exp\left\{-\frac{[\log(t - t_0) - \mu]^2}{2\sigma^2}\right\}$$

(1.3)

Avec :

$t_0$  : le temps d'occurrence de la commande neuromotrice, correspondant au retard pur introduit par la commande dans le profil de vitesse

$\sigma$  : le temps de réponse du SNM, exprimé sur une échelle logarithmique (exprimé en logtemps)

$\mu$  : le temps de délai du SNM, exprimé sur une échelle logarithmique (exprimé en logtemps)

En considérant la synergie des deux systèmes agoniste et antagoniste, activés par les commandes D1 et D2, on obtient donc :

$$(1.4) \quad v(t) = D_1 \Lambda(t; t_0, \mu_1, \sigma_1) - D_2 \Lambda(t; t_0, \mu_2, \sigma_2)$$

Un exemple de profil de vitesse est représenté sur la figure 1-4. La courbe en pointillée est construite à partir de données réelles tandis que la courbe en trait plein est l'approximation obtenue en utilisant le modèle Delta-Lognormal. On constate une très bonne superposition des courbes, ce qui témoigne d'une bonne approximation. L'erreur

quadratique obtenue est  $1.72\text{cm}^2/\text{s}$ . Le temps d'occurrence des commandes qui ont produit ce profil est de 236ms.

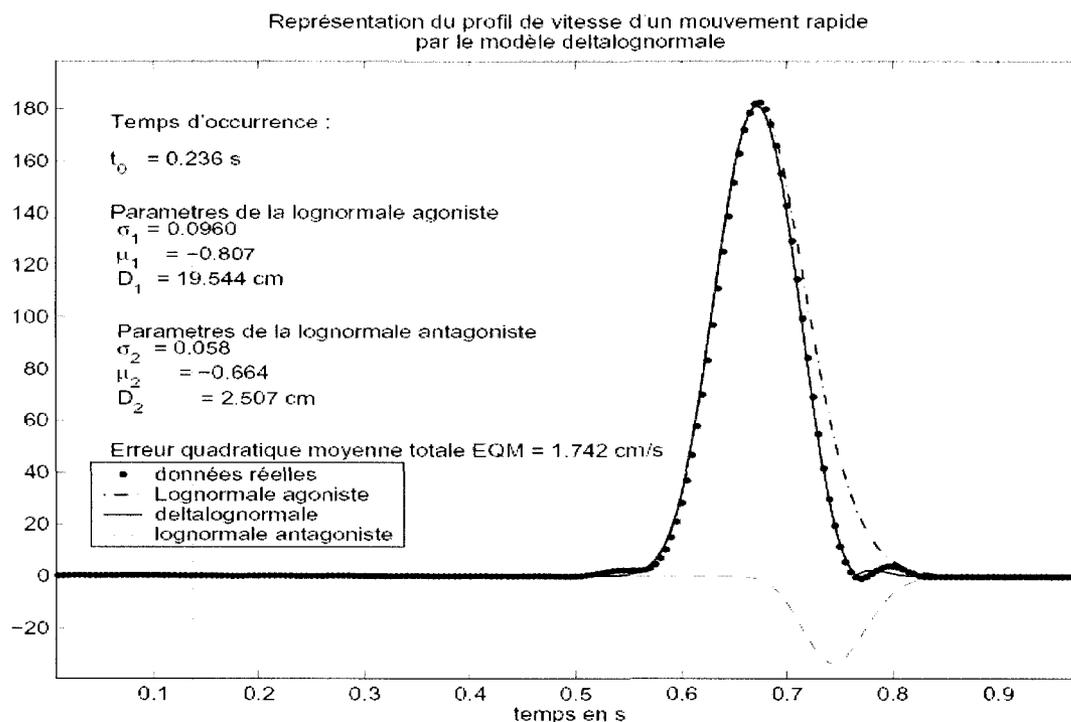


Figure 1-4 Profil de vitesse d'un mouvement rapide montrant le modèle Delta-Lognormal, les courbes des lognormales agoniste et antagoniste de même que la courbe originelle<sup>6</sup>.

## 1.5 Interprétation des paramètres

### 1.5.1 Paramètres $D_i$

D'après la théorie cinématique, le SNC envoie des commandes impulsionnelles au SNM. Les amplitudes de ces commandes (paramètres  $D_i$ ) représentent les distances qu'auraient parcourues les systèmes agoniste et antagoniste s'ils avaient agi séparément.

<sup>6</sup> Gracieuseté de Moussa Djoua

Plamondon montre aussi que la différence entre les valeurs  $D_1$  et  $D_2$  représente la distance  $D$  parcourue par la partie distale du membre qui effectue le mouvement. En effet, les lognormales  $\Lambda_1$  et  $\Lambda_2$  étant normalisées, leur intégrale est unitaire. D'où

$$(1.5) \quad \int v(t) dt = D_1 - D_2 = D$$

car l'intégrale de la vitesse est la distance. Plamondon (Plamondon, 1995b) démontre également que la durée du mouvement est reliée au rapport  $D_1/D_2$ .

### 1.5.2 Temps d'occurrence $t_0$

Lorsque le stimulus est émis, le SNC le perçoit et planifie le mouvement à exécuter. Il envoie ensuite les commandes au SNM. Cet envoi s'effectue au temps  $t_0$  qui représente alors l'instant où le sujet a décidé d'effectuer son mouvement. C'est cet instant que nous chercherons à retrouver dans l'analyse de l'activité cérébrale. La figure 1-5 indique la position du temps d'occurrence dans le processus d'exécution du mouvement ainsi que sur le profil de vitesse correspondant.

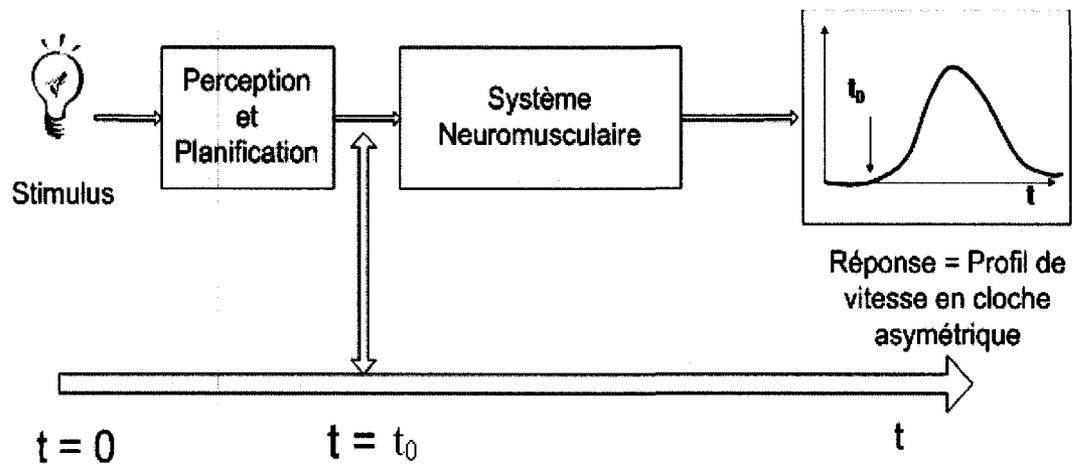


Figure 1-5 Représentation du temps d'occurrence dans le processus d'exécution du mouvement et sur le profil de vitesse

### 1.5.3 Paramètres $\mu_i$ et $\sigma_i$

Les caractéristiques physiologiques du SNM sont représentées par les temps de délai ( $\sigma_i$ ) et de réponse ( $\mu_i$ ) des systèmes agoniste et antagoniste. Leurs valeurs dépendent de la stratégie utilisée pour accomplir le mouvement. Anna Woch (Anna Woch, 2007) a montré qu'il existe une corrélation entre  $\mu_1$  et  $\mu_2$  tout comme entre  $\sigma_1$  et  $\sigma_2$ .

### 1.6 Extraction des paramètres

L'intérêt d'un modèle est de pouvoir faire des prédictions à partir de ses paramètres. Il est donc important d'avoir une technique d'obtention de ces valeurs qui soit robuste. Pour satisfaire ce critère, Plamondon et ses collaborateurs ont développé un

logiciel d'extraction basé sur plusieurs algorithmes (M. Djioua, O'Reilly, & Plamondon, 2006; M. Djioua, Plamondon, Della Ciopa, & Marcelli, 2007; Marcelli, Della Ciopa, Djioua, & Plamondon, 2006). Ces algorithmes donnent des résultats très intéressants et ont été utilisés dans le cadre de plusieurs études ( Djioua, 2007; Djioua, O'Reilly, & Plamondon, 2006; Woch, 2006).

## **1.7 Conclusion**

La théorie cinématique des mouvements rapides permet d'étudier le contrôle moteur en utilisant la vitesse comme variable de contrôle. Elle représente le profil de vitesse asymétrique d'un mouvement rapide par une équation Delta-Lognormale. Cette théorie est fondée sur la représentation du SNM par deux systèmes agoniste et antagoniste qui agissent en synergie. Ces deux systèmes sont constitués d'un ensemble infini de sous-systèmes fonctionnant simultanément en série et en parallèle. De plus, on note un effet de proportionnalité entre les temps de délais cumulatifs de chaque sous-système. Ces différentes hypothèses sont soutenues par des observations physiologiques confirmant ainsi que le modèle ne provient pas du simple fait de l'ajustement de données expérimentales.

Le modèle Delta-Lognormal est composé de sept paramètres :

- trois permettent de décrire la commande. Il s'agit des commandes  $D_1$  et  $D_2$  envoyées à chaque système (agoniste et antagoniste respectivement) et du temps d'occurrence  $t_0$ , temps auquel ces commandes sont envoyées
- quatre permettent de décrire le comportement du SNM. Il s'agit des  $\mu_i$  et  $\sigma_i$  (pour chaque système) qui sont des temps de délais et de réponses.

Grâce aux techniques d'extraction des paramètres à partir d'un profil de vitesse existant, on est en mesure d'obtenir les valeurs de ces paramètres notamment celle de  $t_0$ . L'objectif étant de vérifier si cette prédiction (évaluation de  $t_0$ ) est juste, nous allons tenter de mesurer ce temps en utilisant une autre technique de mesure. Pour les raisons énoncées ci- haut, nous avons choisi d'utiliser la technique des potentiels évoqués. Dans le prochain chapitre, nous décrivons cette technique.

## Chapitre 2 ÉLECTROENCÉPHALOGRAPHIE : POTENTIELS ÉVOQUÉS

### *2.1 Introduction*

Au début du XX<sup>e</sup> siècle, le physiologiste allemand Hans Berger (1929) réussit à enregistrer l'activité électrique du cerveau au moyen d'électrodes qu'il plaça à la surface du crâne. Ses enregistrements, qu'il appela électroencéphalogrammes ou EEG, sont les premiers jets d'une technique qui connaît un essor formidable et qui permet d'importantes avancées dans la compréhension du fonctionnement du cerveau humain de même que dans la pratique clinique, notamment du fait qu'elle est **non invasive**. L'électroencéphalographie, est aujourd'hui utilisée dans le domaine médical entre autres pour diagnostiquer une mort cérébrale ou des maladies telles que l'épilepsie (Scherzer & Wessely, 1978), la sclérose en plaques (Brusa, Mortimer, & Jones, 1995; Herbst, Ketabi, Thier, & Dichgans, 1997; Leocani, Medaglini, & Comi, 2000; Soustiel et al., 1996) .

Les premières transcriptions étaient produites sur du papier millimétré et analysées par des spécialistes. Aujourd'hui, la technique a évolué et les enregistrements se font sur un support numérique. Cet apport de l'informatique permet d'extraire plus d'informations de l'EEG et contribue ainsi au développement d'une branche de l'électroencéphalographie : les potentiels évoqués. Ils sont obtenus par des opérations sur l'EEG et visent à établir une relation temporelle stable avec un événement référentiel bien défini (Vaughan, 1969). Les potentiels évoqués sont utilisés dans de nombreux domaines psycho-neurologiques tels le langage (Steinhauer & Connolly, 2008),

l'attention (Luck, Woodman, & Vogel, 2000), les maladies neuromotrices comme le Parkinson (Bonanni et al., 2008; Stemmer, Segalowitz, Dywan, Panisset, & Melmed, 2007; Tanakaa et al., 2000).

L'objectif de ce chapitre est de présenter la technique des potentiels évoqués, sans toutefois procéder de façon exhaustive, étant donné l'existence de bons livres sur le sujet notamment (Handy, 2005; Luck, 2005). Nous essaierons cependant d'expliquer comment faire la lecture de telles références.

## ***2.2 Potentiels évoqués***

### **2.2.1 Définition**

L'électroencéphalogramme est un enregistrement en continu de l'activité électrique du SNC. Étant donné la quantité importante d'événements que traite le SNC et la faible intensité des potentiels de l'EEG (en  $\mu\text{V}$ ), il est difficile d'associer une valeur (ou un instant) de l'EEG à une tâche particulière du SNC (Luck, 2005). Donc, pour faire ressortir un comportement particulier du SNC relatif à une tâche donnée, on répète la même action un grand nombre de fois et on fait une moyenne des transcriptions obtenues. La courbe de superposition obtenue, appelée « potentiel évoqué », permet de définir un comportement global caractéristique de la tâche effectuée.

Il existe plusieurs types de potentiels évoqués. Ils dépendent du stimulus utilisé :

- Lumière
- Son
- stimulation électrique sur la peau

Ils varient également en fonction la tâche effectuée par le sujet :

- Tâche du temps de réaction : le sujet doit effectuée une action donnée (toujours la même pendant l'expérimentation) le plus rapidement possible après avoir identifié le stimulus.
- Tâche associative Go/No-go : le sujet effectue une action donnée s'il reconnaît le stimulus et une action différente s'il ne le reconnaît pas.

### **2.2.2 Composantes des potentiels évoqués**

Les potentiels évoqués sont constitués d'une succession de pics qui sous-tendent l'existence d'une activité électrique. Selon Luck (2005), la composante d'un potentiel évoqué se définit comme étant *un enregistrement crânien de l'activité neuronale qui est générée par un module neuroanatomique lorsqu'une opération spécifique est réalisée.*

Le but de la mesure des potentiels évoqués est de faire ressortir les composantes qui les constituent. On peut ainsi séparer les différentes activités exécutées par le SNC. En pratique, il est difficile de faire ressortir les composantes des potentiels évoqués. En effet, il est possible que deux composantes voisines se chevauchent. On ne peut donc pas

associer directement, un pic (maximum ou minimum local) des potentiels évoqués à une composante donnée. On peut toutefois, dire que la présence d'un pic (si elle se répète pour plusieurs sujets à un même moment) est significative de la présence d'une composante à ce moment là.

Pour nommer les composantes, on tient compte de leur valeur. On identifie ainsi les composantes P (pour positives) et N (pour négatives). On ajoute à leur nomenclature leur temps de latence. Ce temps correspond à l'instant où elles atteignent leur valeur maximale par rapport à l'instant d'émission du stimulus (qui représente l'origine temporelle dans les potentiels évoqués). La figure 2-1 est obtenue à partir d'une expérience faite avec deux catégories de sujets : des sujets bien portants (traits pleins) et des sujets souffrant de la sclérose en plaques (pointillés). Sur la figure 2-1 (partie A) on peut voir les composantes N70, P100 et N135 et sur la partie B de la même figure, la composante N180 est mise en évidence. La partie A montre que l'amplitude maximale de P100 diffère beaucoup selon le groupe tandis que sur la partie B, c'est le temps de latence de N180 qui varie selon le groupe. À partir de ces données, on peut définir l'influence de la sclérose en plaques sur les activités cérébrales concernées. Notons que pour nommer les composantes de la figure 2-1 (A), on peut utiliser la polarité et ajouter le numéro correspondant à la composante. Ainsi, au lieu de N70, P100 et N135, on aurait N1, P1 et N2. Cette forme est préférée par certains auteurs comme Luck (2005).

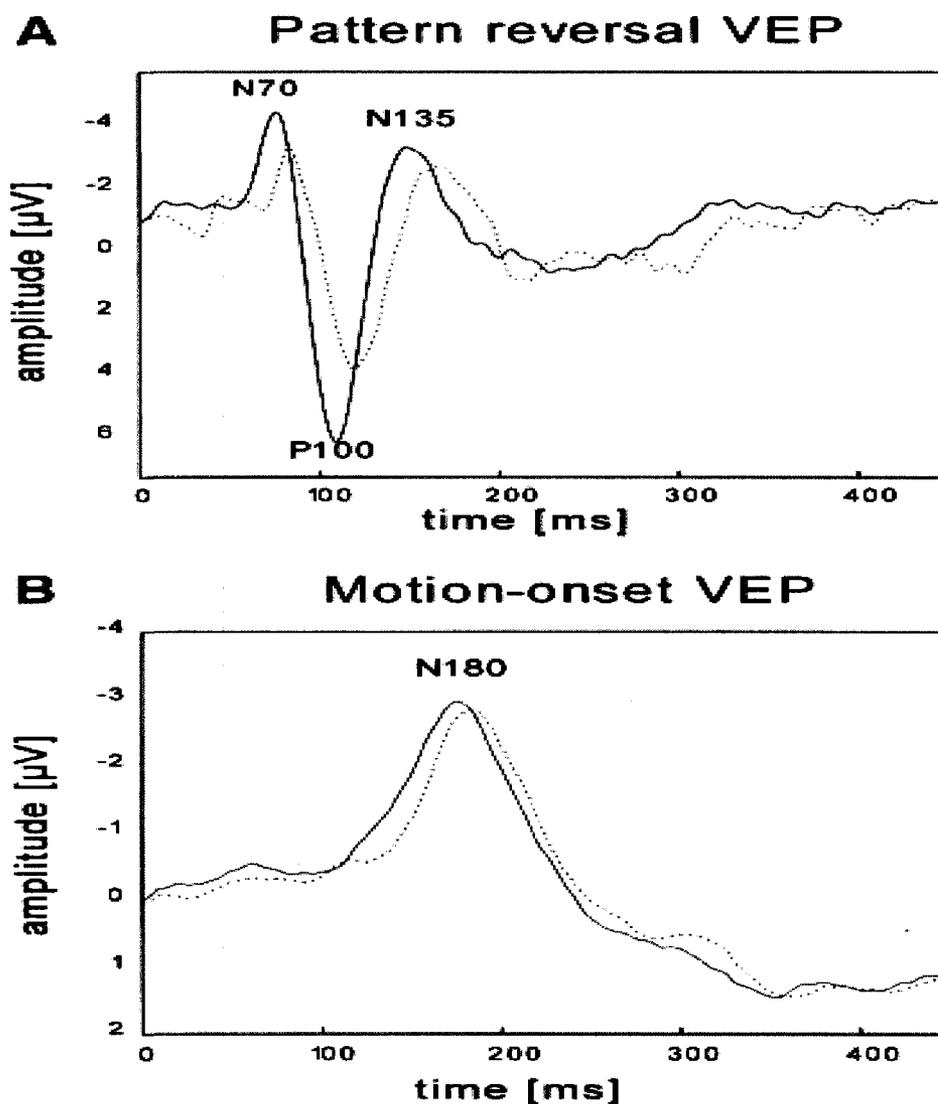


Fig. 1. (A) Grand averages of pattern reversal VEPs for controls (solid line) and MS patients (dashed line) recorded from Oz. In patients the latency of the P100 component is significantly longer and the amplitude significantly smaller as compared to controls. (B) Grand averages of motion-onset VEPs for controls (solid line) and MS patients (dashed line) recorded from Pz. Note that the latency but not the amplitude of the negative peak at 180 ms (N180) is significantly different between both groups.

Figure 2-1 Exemple de potentiels évoqués visuels (VEP) obtenus sur l'électrode Oz dans deux expériences différentes<sup>7</sup>.

<sup>7</sup> Tiré de Herbst, Ketabi, Thier, & Dichgans, 1997

Dans la prochaine section, nous décrivons comment obtenir les potentiels évoqués à partir de l'EEG.

### 2.2.3 Technique de Moyennage

Lorsque le sujet se met en place pour l'exécution de sa tâche, il a déjà les électrodes sur la surface du crâne. Ces électrodes enregistrent continuellement dans le temps l'activité électrique de son SNC. On demande généralement au sujet d'effectuer une action donnée à chaque fois qu'un stimulus est émis. Sur l'EEG, un marqueur indique l'instant d'émission du stimulus (voir la flèche bleue sur la figure 2-2). On peut ainsi découper l'enregistrement complet en plusieurs parties (voir les parties colorées jaune, orange et rouge sur la figure 2-2), chacune étant limitée par deux envois de stimulus consécutifs. On s'assure ainsi de ne pas avoir de chevauchement entre les différentes parties.

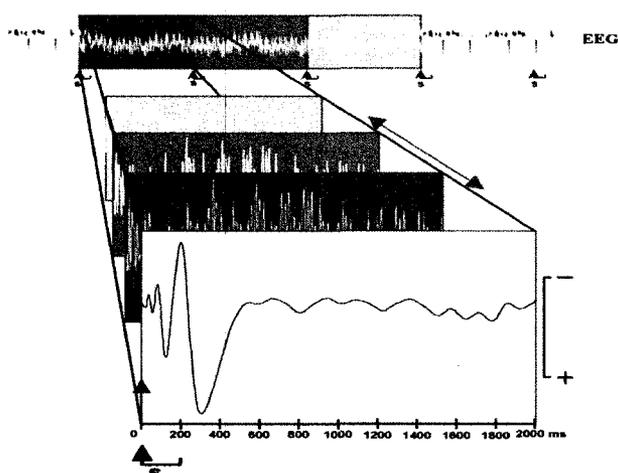


Figure 2-2 Moyennage<sup>8</sup>

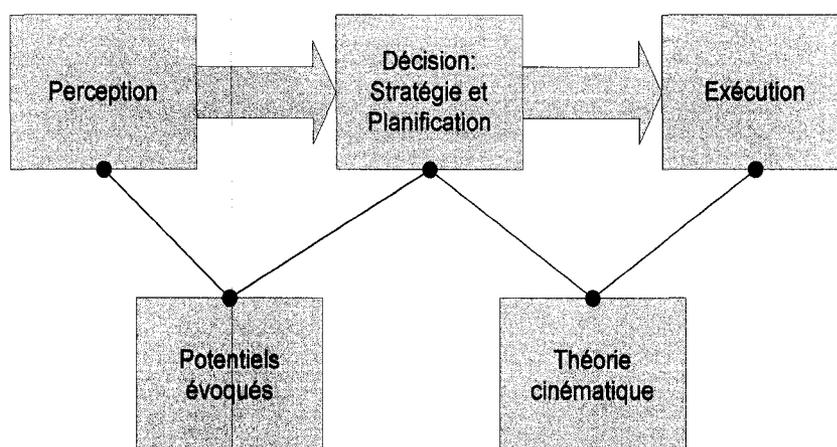
<sup>8</sup> <http://ditwww.epfl.ch/SIC/SA/publications/FI03/fi-sp-3/sp-3-page26.jpg> consulté le 02 Mai 2008 à 11h08

On fait ensuite la moyenne entre les données des différentes fenêtres temporelles obtenues. La courbe moyenne obtenue représente le potentiel évoqué associé à la tâche exécutée par le sujet. L'activité cérébrale reliée à la tâche est contenue dans chacune des parties prises séparément. Toutefois, compte tenu de la faiblesse des potentiels mesurés (en  $\mu\text{V}$ ) cette activité est noyée dans du bruit généralement considéré comme gaussien (Steven J. Luck, 2005). En faisant alors une moyenne sur plusieurs essais, ce bruit est diminué et le potentiel attribué à cette activité émerge clairement.

#### **2.2.4 Protocole expérimental des expériences EEG**

Les potentiels évoqués sont en relation directe avec les tâches accomplies par les sujets, de même qu'avec les conditions dans lesquelles ces tâches sont exécutées. Il est donc primordial de définir de façon claire et précise le protocole expérimental des expériences EEG. Pour ce faire, il faut définir le type de tâche qu'effectue le sujet. Dans notre cas, nous avons choisi les tâches de temps de réaction. Plus spécifiquement, il s'agit de demander à un sujet d'appuyer sur un bouton lorsqu'il perçoit un stimulus donné. Ce dernier peut être visuel ou auditif. On mesure simultanément le temps de réaction du sujet et son électroencéphalogramme. Wolf et ses collaborateurs (Baedeker & Wolf, 1987; Baedeker, Wolf, & Appel, 1989; Wolf, Baedeker, & Appel, 1988) ont montré qu'il existe une correspondance entre le temps de réaction du sujet et la composante N2 des potentiels évoqués visuels. De plus, il suggère qu'il est possible d'utiliser les potentiels évoqués pour définir le moment où le SNC est prêt à envoyer la

commande, en d'autres termes, il suggère qu'il est possible de mesurer avec les potentiels évoqués le temps d'occurrence que prédit le modèle Delta-Lognormal. La figure 2-3 illustre les liens entre les observations des potentiels évoqués et la théorie cinématique. Ainsi, on peut se baser sur le protocole de Wolf pour définir le nôtre. Étant donnée la difficulté de mesurer le profil de vitesse du mouvement effectué lorsqu'on appuie sur un bouton, on va remplacer ce mouvement par un mouvement de trait de crayon effectué le plus rapidement possible<sup>9</sup>.



**Figure 2-3 Champs d'étude des potentiels évoqués et de la théorie cinématique relativement au contrôle moteur. Les potentiels évoqués permettent d'étudier le SNC à travers la perception et la prise de décision, tandis que la théorie cinématique nous donne des renseignements utiles sur la prise de décision et l'exécution du mouvement. Une combinaison de ces deux approches permet donc d'approfondir l'étude du mouvement.**

Un autre point dont il faut tenir compte dans le design d'une expérience EEG est qu'il faut se concentrer sur l'observation d'une composante bien connue. Par exemple

<sup>9</sup> Plamondon (1998) a montré que le mouvement qui consiste à appuyer sur un bouton et le mouvement qui consiste à effectuer un trait de crayon le plus rapidement possible sont semblables du point de vue 'profil de vitesse'

dans l'expérience présentée à la figure 2-1, les auteurs se sont concentrés sur la composante N180. Nous n'avons pas retrouvé dans la littérature un protocole permettant d'obtenir les profils de vitesse des mouvements effectués par des sujets (pour en déduire les paramètres du modèle Delta-Lognormal) et dont les potentiels évoqués contiennent une composante reconnue comme étant reliée à l'instant où le SNC émet sa commande. Compte tenu de cette situation, notre design devient celui d'une expérience exploratoire pour vérifier l'existence d'une telle composante.

### **2.3 Conclusion**

Les potentiels évoqués permettent d'étudier l'activité électrique du cerveau. Ils sont séparés en plusieurs composantes qui représentent les différentes tâches qu'effectue le SNC. Toutefois, le SNC étant en permanence en train d'effectuer plusieurs opérations à la fois, il est difficile d'attribuer une composante à une tâche particulière. Cependant, en utilisant un protocole bien défini, on peut arriver à isoler une ou plusieurs composantes. Pour effectuer la vérification du temps d'occurrence, l'idée est de découvrir une composante dont le temps de latence correspondrait au temps d'occurrence. Cela démontrerait que le cerveau exécute une activité à l'instant que le modèle Delta-Lognormal représente comme étant l'instant où le cerveau émet sa commande. On pourrait alors en déduire que cette activité est liée à l'émission de la commande, ce qui corroborerait la théorie cinématique.

Pour ce faire, nous nous sommes basés sur les travaux de Djoua (2007) ainsi que sur les stratégies de planification d'expériences EEG proposées par Luck (2005), pour définir un protocole permettant d'enregistrer aussi bien les potentiels évoqués que le profil de vitesse afin d'en déduire la dite relation. Dans le prochain chapitre, nous décrivons le matériel et les méthodes utilisées pour réaliser cette expérience.

## **Chapitre 3 EXPÉRIENCE DE VÉRIFICATION DU TEMPS D'OCCURRENCE : MATÉRIEL ET MÉTHODES**

### ***3.1 Introduction***

L'expérience a été conduite au Centre de Recherche de l'Institut Universitaire de Gériatrie de Montréal (CRIUGM). Avant de la réaliser, nous avons obtenu l'autorisation du Comité d'Éthique du CRIUGM de même que celle du Comité d'Éthique de l'École Polytechnique de Montréal. L'objectif du présent chapitre est de décrire le matériel et les méthodes utilisées. Notons que l'expérience a deux volets simultanés: le premier consiste en l'enregistrement du profil de vitesse des mouvements effectués par le sujet afin d'en déduire le temps d'occurrence; le second consiste à obtenir les électroencéphalogrammes du sujet afin d'en déduire les différentes activités électriques exécutées par le cerveau. Il faudra ensuite vérifier si l'une de ces activités correspond à ce que prédit le modèle Delta-Lognormal.

Dans un premier temps, nous présenterons les conditions de recrutement des sujets, puis le matériel utilisé pour l'enregistrement des profils de vitesse et celui pour recueillir les électroencéphalogrammes. Nous montrerons aussi comment, nous avons réussi à synchroniser les deux systèmes. Enfin, nous présenterons le protocole expérimental.

### **3.2 Sujets**

L'expérience fait appel à la cognition et à la motricité des sujets. En effet, ils doivent reconnaître un stimulus et réagir en conséquence. Pour ne pas avoir des résultats biaisés, nous avons vérifié par un questionnaire que les sujets ne souffraient d'aucune pathologie neuromusculaire. De plus, ils ne devaient pas être sous l'influence de l'alcool ni d'aucune drogue pas plus qu'ils ne devaient être sous une médication pouvant influencer leurs capacités cognitives et motrices. Les personnes, ayant subi un traumatisme crânien ou ayant contracté une maladie affectant le système moteur, n'ont pas été prises en considération, de même que les personnes souffrant de troubles auditifs ou visuels.

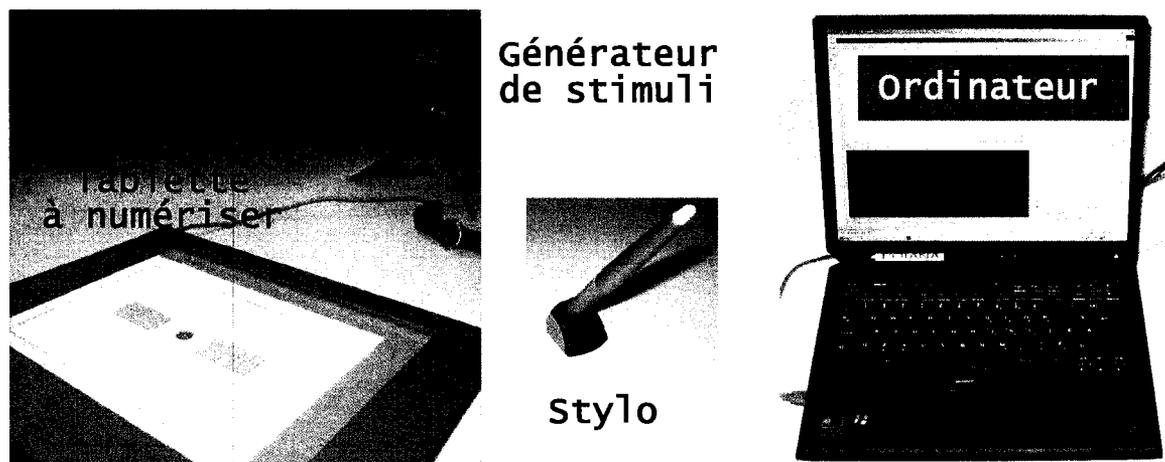
Le sexe et la latéralité des sujets ne sont pas des facteurs influençant la qualité de l'extraction des paramètres du modèle Delta-Lognormal. Ils ne représentent donc pas des variables importantes dans notre design expérimental.

L'expérience a été réalisée avec 12 sujets (7 hommes et 5 femmes), âgés de 19 à 35 ans, choisis au hasard parmi les étudiants de l'Université de Montréal, de l'École Polytechnique de Montréal, de HEC Montréal et du cégep Ahunatic. Toutefois, le premier sujet a été utilisé pour perfectionner et valider le protocole expérimental. Les données issues de ce sujet n'ont donc pas été analysées. Lors du recrutement, les prospects ont reçu des informations sur le matériel utilisé, le but de l'expérience, le caractère confidentiel de la sauvegarde et du traitement des données, de même que la liste des contraintes à respecter. Ceux, qui ont été retenus comme sujets, ont signé un

formulaire de consentement et ont été payés pour leur participation à l'expérience. Dans la suite du chapitre, nous décrivons le matériel utilisé pour faire les enregistrements de même que le protocole expérimental.

### **3.3 Enregistrement des profils de vitesse**

L'acquisition des profils de vitesse se fait grâce au système Sign@médic, développé au laboratoire Scribens. Il a servi avec succès dans plusieurs expériences notamment dans l'expérience de validation de l'hypothèse de proportionnalité effectué par Djoua (2007). Les instruments utilisés (voir figure 3-1) sont une tablette à numériser, un stylo, un générateur de stimuli et un ordinateur sur lequel est installé le programme principal qui gère l'enregistrement.



**Figure 3-1 Instruments pour enregistrer les profils de vitesse des traits de crayon**

- **Tablette à numériser**

Il s'agit d'une tablette de la compagnie *Wacom*, modèle SD-510C, qui permet d'enregistrer les coordonnées d'un mouvement effectué à sa surface avec un stylo, qui communique électroniquement avec elle, à une fréquence d'échantillonnage de 200Hz et une résolution spatiale de 100 points par millimètre.

- **Générateur de stimuli**

Une équipe d'ingénieurs du laboratoire Scribens a conçu un générateur de stimuli visuels (diodes électroluminescentes) et sonores (haut-parleur). Le système a été modifié pour permettre d'obtenir un signal TTL à chaque fois qu'un stimulus est émis. Dans le cadre d'émission de stimuli visuels, l'écran est placé à 72cm des yeux du sujet. **La durée du stimulus (auditif ou visuel) est de 500ms.** Le temps d'apparition du stimulus visuel étant de **1ms**.

- **Programme d'acquisition**

Élaboré au laboratoire Scribens, il permet de contrôler le générateur de stimuli et l'acquisition des données. Il faut noter que les données fournies par la tablette sont les coordonnées (X, Y) du mouvement effectué. Pour en déduire, le profil de vitesse associé, on utilise successivement deux filtres : un premier filtre dérivatif de type RIF ayant une fréquence de

coupure de 64Hz et le second est un filtre passe-bas RII Tchebychev de type II.

### **3.4 Enregistrement des électroencéphalogrammes**

Le matériel utilisé pour l'acquisition des données électroencéphalographiques est situé au laboratoire d'EEG du CRIUGM sous la direction de B. Stemmer.

#### **3.4.1 Électrodes et convertisseur analogique/numérique**

L'appareillage est fourni par la compagnie BIOSEMI et est constitué d'un bonnet sur lequel on peut placer 64 électrodes et de 8 électrodes externes. La particularité de ces électrodes est qu'elles possèdent chacune leur propre amplificateur. Les valeurs captées sont converties par l'*ActiveTwo Ad Box* de BIOSEMI, et transmises par fibre optique à un ordinateur pour l'enregistrement numérique à la fréquence de 512Hz. La compagnie BIOSEMI fournit avec ses équipements un logiciel, *Actiview*, qui permet d'afficher les différents canaux de l'*ActiveTwo Ad Box* et de sauvegarder toutes ces données en format '*BDF*'. L'expérience se fait dans une salle de Faraday afin de réduire les bruits extérieurs.

#### **3.4.2 Présentation des données**

La gestion des sessions d'expérience s'est faite grâce au logiciel *E-Prime V1.4* (voir figure 3-2 pour l'interface du logiciel) de la compagnie *Psychology Software Tools, Inc.* Il est très utilisé dans le domaine de la neuroscience. Il permet de contrôler le

déroulement de l'expérience. On s'en sert également pour indiquer sur les transcriptions EEG, des moments importants de l'expérience, tels que les instants où un stimulus est envoyé, les instants où l'enregistrement a commencé. Pour ce faire, le logiciel *E-Prime* imprime un marqueur, identifié par un code, sur les données EEG.

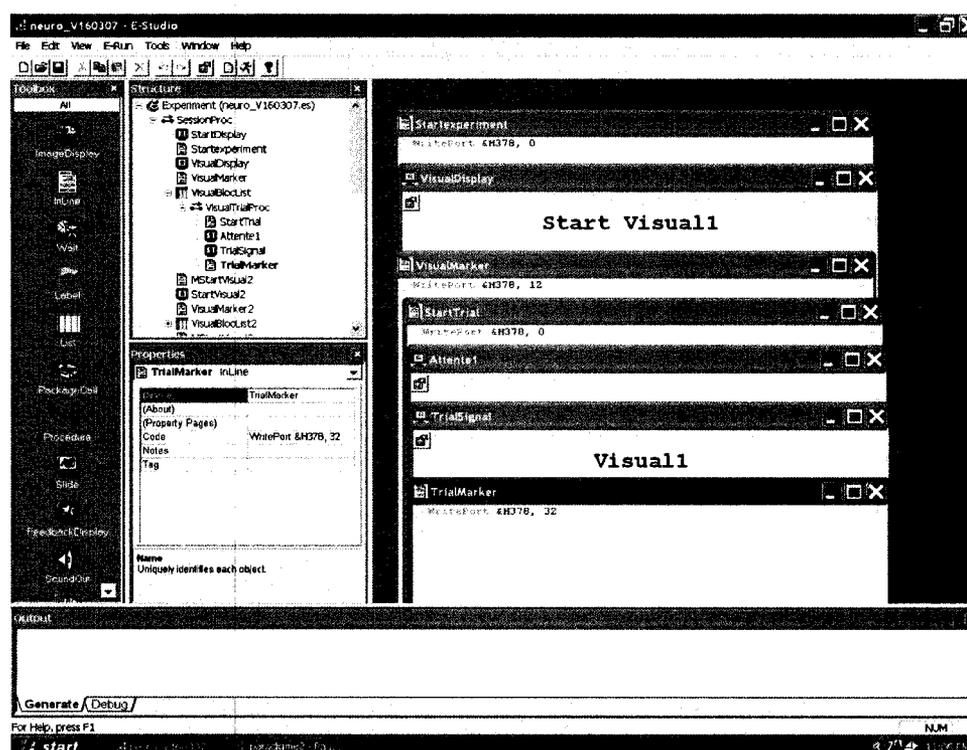
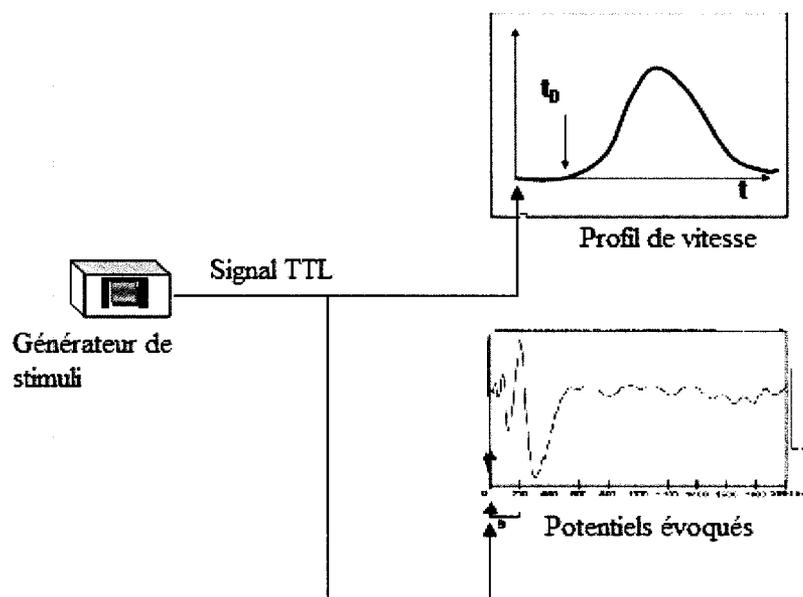


Figure 3-2 Interface du logiciel *E-Prime V1.4* de la compagnie *Psychology Software Tools, Inc.*

### 3.5 Synchronisation des signaux EEG et du profil de vitesse

Les appareils utilisés pour enregistrer les données EEG et les profils de vitesse ne sont pas connectés entre eux. Il faut donc les synchroniser. Pour ce faire, nous avons modifié le générateur de stimuli afin qu'il puisse émettre un signal TTL à chaque instant où il produit un stimulus. Ce signal, comme indiqué sur la figure 3-3, sert de repère temporel aussi bien pour les profils de vitesse que pour les potentiels évoqués. La figure

3-4 illustre comment on se sert dudit signal pour inscrire un marqueur sur les transcriptions EEG. En effet, le logiciel *E-Prime* dispose d'un module pour reconnaître un signal TTL envoyé à travers le port parallèle de l'ordinateur sur lequel il est installé. Nous avons donc programmé le logiciel de telle sorte qu'à chaque fois qu'il reconnaît le signal TTL, il l'indique par un marqueur sur les transcriptions EEG. Pour ce qui est de l'utilisation du TTL comme repère temporel sur les profils de vitesse, le code nécessaire était déjà implanté dans le programme principal de Sign@medic.



**Figure 3-3** Illustration de la synchronisation des potentiels évoqués et du profil de vitesse au moyen d'un signal TTL provenant du Générateur de stimuli

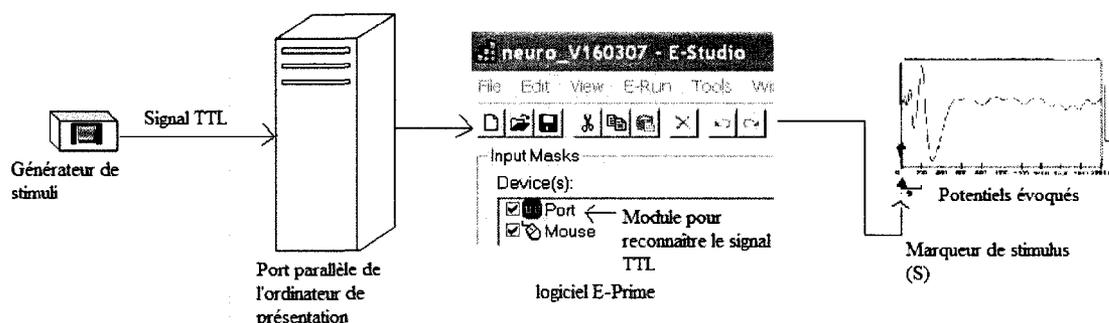


Figure 3-4 Illustration de l'inscription du marqueur de stimulus sur les enregistrements EEG

### 3.6 Design de l'expérience

Dans les sections précédentes, nous avons présenté le matériel utilisé pour recueillir aussi bien les électroencéphalogrammes que les profils de vitesse. Dans celle-ci, nous expliquons comment nous avons utilisé ce matériel.

Nous avons choisi d'utiliser deux types de stimuli dans le cadre de cette expérience : les stimuli visuels, et les stimuli auditifs. Lorsque tout le matériel est installé et que le sujet est prêt à commencer les enregistrements (voir Section 3.8), on démarre alors une session d'expérience. La figure 3-5 illustre le déroulement de la séance telle que codée sur le logiciel *E-Prime*. Une session consiste en deux étapes : la première étape se fait avec des stimuli visuels et la seconde avec des stimuli auditifs. Une pause de 5 min est accordée au sujet entre les deux étapes. Les deux étapes sont identiques du point de vue structure (voir figure 3-5), la seule différence étant le type de stimulus que perçoit le sujet avant d'exécuter sa tâche – cette dernière est décrite dans la section suivante. La partie de l'expérience avec les stimuli visuels (idem pour la seconde partie) consiste en 4 blocs de 30 essais chacun (voir figure 3-6). Une pause de 2 min est

accordée au sujet entre chaque bloc. Toutefois, tous les essais d'un même bloc se font sans pause. Un marqueur est produit à chaque fois qu'un nouveau bloc commence, de même qu'à chaque fois qu'un stimulus est envoyé.

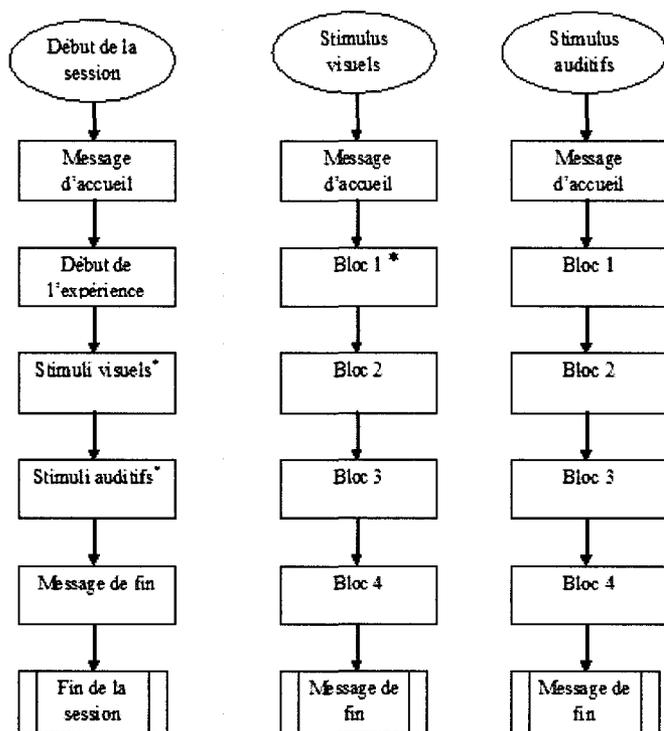


Figure 3-5 Ordinoigramme montrant la planification d'une session

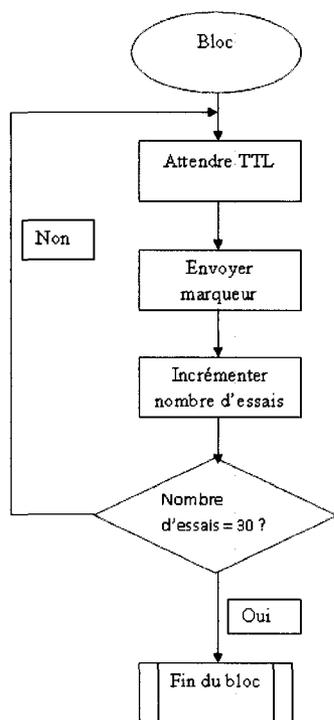


Figure 3-6 Ordinoigramme montrant la planification d'un bloc d'essais

### 3. 7 Tâches

L'objectif de la recherche est de déterminer si le temps d'occurrence tel que prédit par le modèle Delta-Lognormal est conforme aux observations faites. Pour ce faire, nous avons choisi de demander aux sujets d'effectuer des traits de crayon. À partir de ces traits de crayon, il est possible d'extraire le profil de vitesse et par suite les paramètres du modèle Delta-Lognormal correspondant. Une comparaison avec les enregistrements EEG devraient alors permettre de conclure sur l'hypothèse de départ.

La tâche qu'on demande au sujet est d'exécuter un trait le plus rapidement possible. Toutefois, il ne s'agit pas de le faire au hasard. Le sujet doit suivre une procédure précise. Cette procédure, illustrée sur la figure 3-7 consiste en trois étapes :

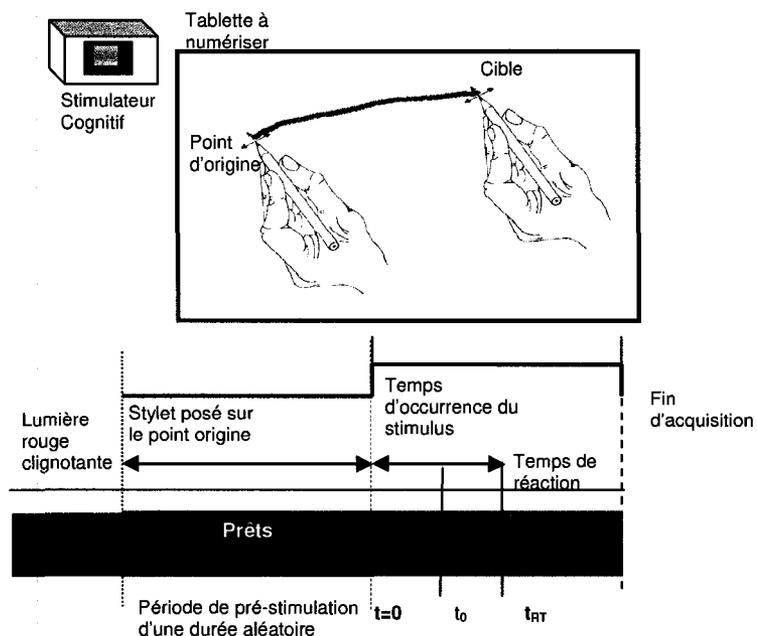
préparation, attente et exécution du mouvement. Elles sont légèrement différentes selon le type de stimulus utilisé. N'ayant pas d'étude à notre disposition, qui nous guide dans le choix des potentiels évoqués, nous avons choisi d'effectuer une étude exploratoire. Nous avons donc choisi d'utiliser deux types de stimuli : des stimuli visuels (signal lumineux vert) et des stimuli auditifs (un 'bip' sonore). Dans les deux sections suivantes, nous décrivons les trois étapes lorsque le stimulus est visuel puis lorsque le stimulus est auditif.

### **3.7.1 Tâches effectuées pour un stimulus visuel**

Les trois étapes réalisées par le sujet lorsque le stimulus qu'il perçoit est visuel sont les suivantes :

#### **Étape 1 : Préparation**

Avant de commencer chaque essai, le sujet attend que le système d'enregistrement soit prêt à recueillir son mouvement. Cela se traduit par l'émission d'un signal rouge clignotant par le générateur de stimuli. Le sujet dépose alors son stylo sur la tablette à numériser. Cette étape est illustrée par la portion « À vos marques » sur la figure 3-7.



**Figure 3-7** Illustration du mouvement effectué par le sujet au cours d'un essai. Pour effectuer un mouvement de pointage entre deux points, le sujet réagit à un stimulus visuel ou sonore généré par un système électronique en respectant le protocole expérimental<sup>10</sup>.

## Étape 2 : Attente

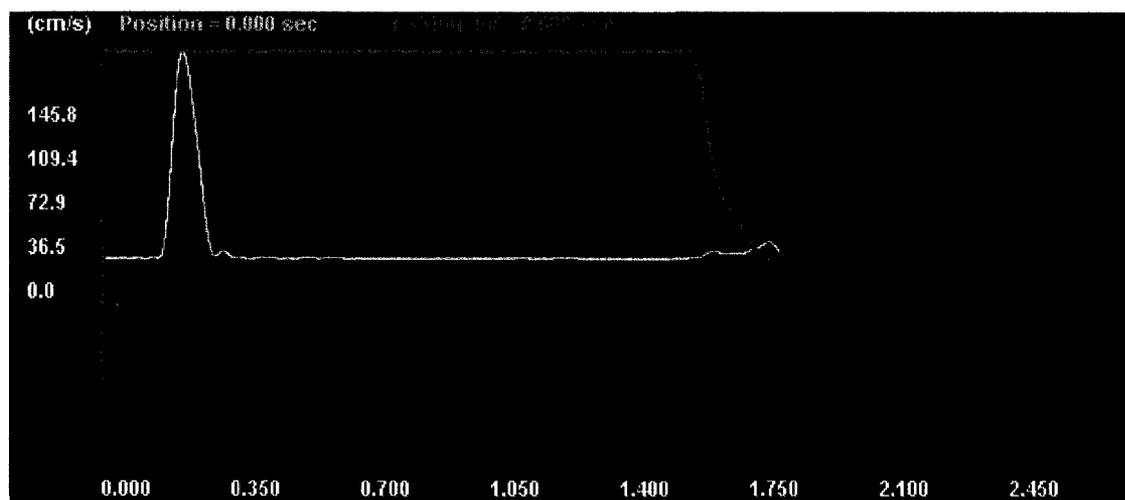
Quand le stylo est posé sur la tablette à numériser, l'écran devient noir pendant une période d'une durée aléatoire entre 0 et 10 secondes. Ce temps d'attente est généré par une fonction de hasard exponentielle qui permet d'enlever tout biais dû à l'anticipation du sujet (Luce, 1986). Cette étape correspond à l'étape « Prêts » sur la figure 3-7.

<sup>10</sup> Tiré de Djioua, 2007

### **Étape 3 : Exécution du mouvement**

Dès que le temps d'attente est écoulé, le générateur de stimuli émet un signal lumineux vert (voir figure 3-7). Le sujet exécute alors un trait le plus rapidement possible du point d'origine où il a posé le stylo à un point cible quelconque. En d'autres mots, il fait un trait d'une distance quelconque, le plus important étant de le faire le plus rapidement possible et le plus tôt après la reconnaissance du stimulus. La partie « Partez » de la figure 3-7 illustre cette étape.

Lorsqu'il arrête son mouvement, le sujet doit attendre au moins une seconde et retirer ensuite le stylo de la zone active de la tablette à numériser. Lorsque le mouvement est bien effectué, le profil de vitesse enregistré a l'allure d'une Delta-Lognormale, comme illustré par la courbe en jaune sur la figure 3-8.



**Figure 3-8 Profil de vitesse modèle de type Delta-Lognormal, obtenu à la suite de l'exécution d'un trait suivant le protocole défini pour l'expérience.**

### **3.7.2 Tâches effectuées pour un stimulus auditif**

Lorsque le stimulus est auditif, il y a quelques différences au niveau des étapes 1 et 3. Les trois étapes sont alors définies comme suit :

#### **Étape 1 : Préparation**

Dans le cas des stimuli auditifs, on cache l'écran du générateur de stimulateur. Le sujet ne peut donc voir le signal clignotant rouge qui lui signale que le système est prêt pour faire un enregistrement. On lui demande alors d'attendre quelques secondes avant chaque essai pour laisser le temps au système d'être prêt pour la nouvelle acquisition. On a vérifié au préalable que le système n'a besoin que d'une seconde ou deux entre deux enregistrements. Le sujet dépose ensuite le stylo sur la tablette à numériser.

#### **Étape 2 : Attente**

Cette étape est identique à celle de l'étape 2 pour les traits à partir des stimuli visuels.

#### **Étape 3 : Exécution du mouvement**

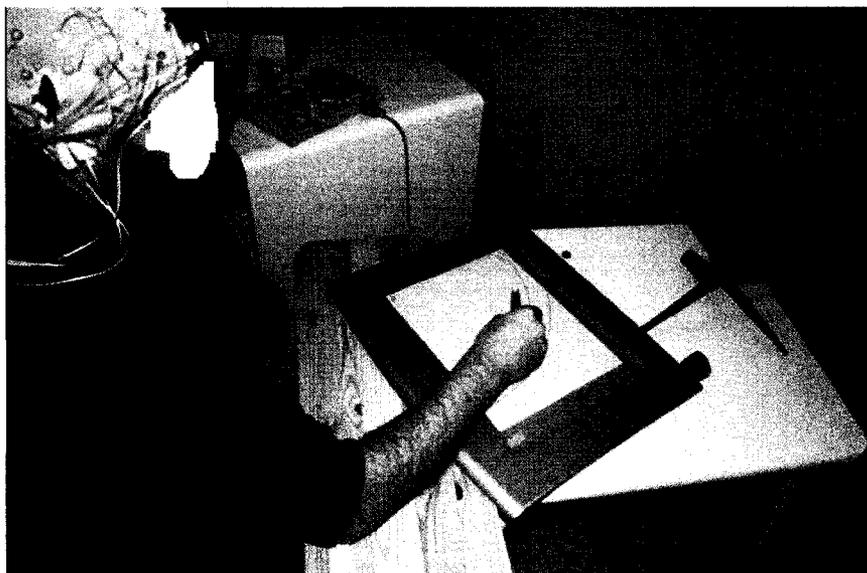
Dès que le temps d'attente est écoulé, le générateur de stimuli émet un signal sonore (un 'bip'). Le sujet exécute alors un trait le plus rapidement possible du point d'origine où il a posé le stylo à un point cible quelconque. Lorsqu'il arrête son

mouvement, le sujet doit attendre au moins une seconde et retirer ensuite le stylo de la zone active de la tablette à numériser.

### **3.8 Procédure de collecte de données**

Pour la réalisation de cette recherche, il faut un expérimentateur et un opérateur. L'expérimentateur se charge de guider le sujet à travers toutes les étapes de la session, tandis que l'opérateur s'occupe de la gestion des appareils et de la validation des données, ainsi que du cahier d'expérience, dans lequel sont indiquées toutes les remarques particulières.

Lorsque le sujet arrive, l'expérimentateur l'accueille de façon positive. Il lui explique son rôle et celui de l'opérateur. Il lui présente le matériel à utiliser, notamment le bonnet, la tablette à numériser. Il obtient ensuite de sa part un consentement dûment signé et lui pose le bonnet. Ensuite, il met du gel conducteur à travers le bonnet et place alors les électrodes. Le gel conducteur sert à améliorer le contact électrique entre les électrodes et la peau du crâne. Puis, l'expérimentateur l'invite à se rendre dans la salle de Faraday où va se dérouler l'expérience. Il s'assure qu'il est bien assis et qu'il peut faire ses mouvements sans s'emmêler dans les fils des électrodes. L'expérimentateur lui décrit alors le déroulement de la session, lui explique la tâche à accomplir et lui fait faire des essais à blanc, jusqu'à ce que le sujet comprenne bien la tâche et l'exécute bien. Sur la figure 3-9, on peut voir un sujet en train de réaliser un essai.



**Figure 3-9** Sujet au cours de l'exécution de la tâche. On peut voir sur la photo, la tablette à numériser, le générateur de stimuli de même le bonnet placé sur la tête du sujet.

Avant de laisser le sujet commencer les essais, l'opérateur vérifie si les électroencéphalogrammes sont de bonne qualité. Pour cela, il utilise le logiciel *ActiView*. S'il constate qu'un canal est saturé, il le note dans le cahier d'expérience.

Une fois que toute la portion préparatoire est terminée, la session démarre par l'enregistrement d'une session de dix minutes de repos pour obtenir des valeurs références pour l'EEG. L'expérimentateur demande alors au sujet de rester immobile, de fermer les yeux et d'être le plus détendu possible pendant dix minutes. Pendant ce temps, l'opérateur enregistre les électroencéphalogrammes. L'expérimentateur démarre alors le programme sur *E-Prime*, qui contrôle le déroulement de la session.

L'expérience proprement dite peut alors commencer. À chaque début de bloc, l'expérimentateur donne le top au sujet et lorsque ce dernier a effectué le 30ième essai, il

lui demande de s'arrêter et de prendre une pause. Il contrôle la durée de la pause et s'assure que le sujet reprend à temps, l'exécution du bloc suivant. Il s'assure que ce dernier n'a pas de préoccupation particulière. L'opérateur, pendant ce temps, vérifie que les enregistrements se déroulent bien et note tout détail imprévu dans le cahier d'expérience. À la fin de la séance, l'expérimentateur retire les électrodes et le bonnet et remercie le sujet pour sa participation.

### **3.9 Conclusion**

Pour vérifier la prédiction du temps d'occurrence en utilisant les potentiels évoqués comme moyen d'observation de l'activité du cerveau humain, on a effectué une expérience au cours de laquelle on demande à un sujet d'effectuer un trait rapide dont on capte le profil de vitesse pendant qu'on recueille les électroencéphalogrammes correspondants. Les profils de vitesse sont obtenus grâce au système Sign@medic tandis que les EEG sont enregistrés avec le matériel fourni par le laboratoire d'EEG du CRIUGM.

Nous avons utilisé deux types de stimuli : des stimuli visuels et des stimuli auditifs. Ainsi, une session est composée de deux parties : la première est constituée de 4 blocs de 30 essais chacun où le sujet réagit à un stimulus visuel tandis que la seconde comprend également 4 blocs de 30 essais, mais en réaction à un stimulus auditif. Dans le

prochain chapitre, nous présentons la démarche suivie pour analyser les données brutes recueillies.

## **Chapitre 4 EXPÉRIENCE DE VÉRIFICATION DU TEMPS D'OCCURRENCE : ANALYSES**

### ***4.1 Introduction***

Après avoir réalisé des essais avec douze sujets au laboratoire d'EEG de l'IUGM, nous avons obtenu des données brutes qui ont servi de base pour la vérification de la prédiction du temps d'occurrence. Nous avons enregistré deux types de données, soit les profils de vitesse des mouvements effectués par les sujets et l'EEG de chacun des sujets.

Dans le présent chapitre, nous présentons le protocole suivi pour l'analyse de ces données. Dans un premier temps, nous extrayons les sept paramètres du modèle Delta-Lognormal lié à chaque trait effectué par les sujets. Nous décrivons la technique utilisée pour cette extraction de même que les critères de validité des valeurs extraites. Dans un second temps, nous procédons à l'obtention des potentiels évoqués à partir des données EEG. Nous présentons la démarche utilisée pour réaliser cette extraction.

### ***4.2 Extraction des paramètres du modèle Delta-Lognormal***

#### **4.2.1 Méthode d'extraction**

Chacun des sujets a effectué un total de 240 traits de crayon, soit 120 en réponse à une stimulation visuelle et 120 suite à une stimulation auditive. Grâce à la tablette à

numériser, nous avons pu enregistrer la trajectoire de chacun de ces traits et en calculer le profil de vitesse. L'étape suivante consiste à extraire de ce profil de vitesse, les paramètres du modèle Delta-Lognormal correspondant. Cette extraction se fait grâce au logiciel *ExtracteurXZERO\_ver02* développé par Djoua au laboratoire Scribens (M. Djoua, Plamondon, Della Ciopa, & Marcelli, 2007; Marcelli, Della Ciopa, Djoua, & Plamondon, 2006). La figure 4-1 en illustre l'interface graphique. On peut y voir le trait réalisé par le sujet, le profil de vitesse associé ainsi que les courbes reconstruites à partir des paramètres extraits (en rouge la courbe Delta-Lognormale, en violet la lognormale agoniste, en vert la lognormale antagoniste et en jaune le profil expérimental) Ce logiciel combine les algorithmes INFLEX (Guerfali, W., & Plamondon, R., 1995), MINIT (Djeziri, Guerfali, Plamondon, & Robert, 2002; Plamondon, Li, & Djoua, 2007) et XZERO (Djoua, 2007) pour offrir la meilleure extraction possible. Djoua (2007) a montré que cette combinaison offre une meilleure performance par rapport aux algorithmes individuels. Il a montré que le logiciel permet de reconstruire en moyenne 98% des courbes Delta-Lognormales générées aléatoirement.

En pratique, les mouvements exécutés par les sujets ne sont pas toujours des Delta-Lognormales parfaites. Dans le pire des cas, les différents algorithmes ne permettent pas une reconstruction du profil de vitesse. Dans les cas intermédiaires, ils permettent d'obtenir des valeurs approximatives des paramètres. L'erreur quadratique moyenne, qui permet d'évaluer la qualité de l'extraction, dépend du rapport signal sur

bruit. Ainsi, plus le rapport signal sur bruit est grand, plus l'erreur est faible (Djioua, 2007).

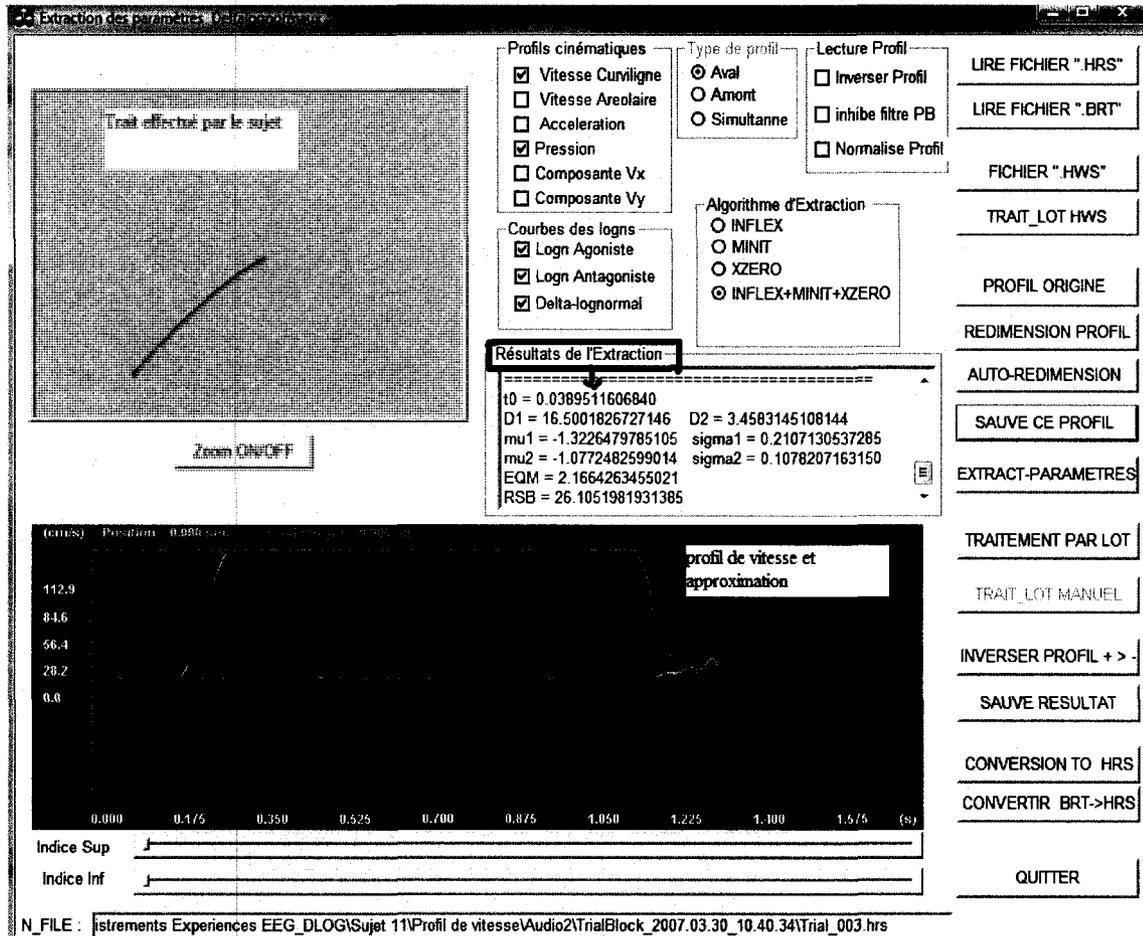


Figure 4-1 Logiciel d'extraction des paramètres du profil de vitesse. La courbe en rouge représente l'ajustement du modèle Delta-Lognormal (dans le cas ci-dessus, le RSB = 26dB traduit une bonne extraction). La modélisation lognormale agoniste est en violet et celle antagoniste en vert. En jaune, nous avons le profil de vitesse enregistré et en bleu nous avons la courbe correspondant à la pression du stylo sur la tablette.

Étant donné que le caractère expérimental des données à analyser, il se peut que la reconstruction ne soit pas excellente ou au pire des cas impossible. Pour s'assurer de

la qualité des valeurs des paramètres obtenus, on a fixé cinq critères avant de valider le résultat de l'extraction d'un profil de vitesse.

### **1. Pas d'erreur visible dans l'exécution de la tâche**

On rejette tous les cas où le sujet n'a pas respecté le protocole, par exemple s'il a levé son stylo avant de s'arrêter ou lorsqu'il a effectué un aller-retour. La figure 4-2 montre un cas de trait aller-retour qui ne correspond pas au protocole et qui a été rejeté lors de l'analyse.

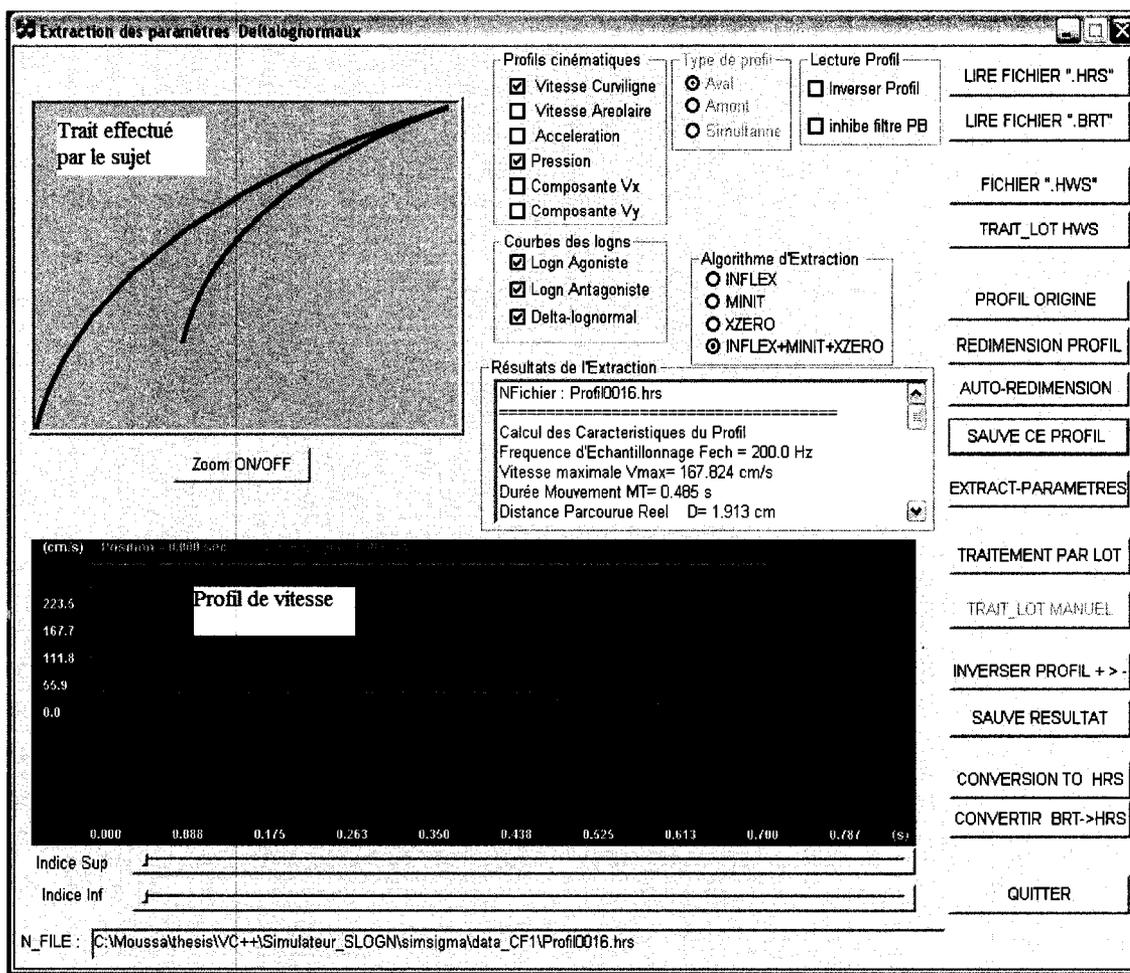


Figure 4-2 Exécution d'un trait avec un aller-retour. Ce cas est rejeté lors de l'analyse car il ne respecte pas le protocole.

## 2. Pas d'anticipation

On élimine les tâches où le sujet a anticipé le signal de départ et bougé avant l'émission du stimulus. Ces tâches sont éliminées automatiquement par le logiciel lors de l'extraction. On n'a pas mis de contrainte sur  $t_0$  car le but de l'expérience est de donner un sens à  $t_0$ . Mettre une condition sur

une valeur minimale de  $t_0$  aurait peut-être biaisé les résultats de l'expérience.

### 3. Rapport signal sur bruit, $RSB \geq 20$

On ne prend pas en compte les essais dont la valeur du signal sur bruit est inférieure à 20dB. Ce critère permet de définir une erreur maximale acceptable sur la qualité de l'ajustement. Par rapport à la valeur du paramètre  $t_0$ , l'erreur d'extraction est donnée par la relation suivante :

$$STD_{t_0} \approx 0.130e^{-0.116 \cdot RSB}$$

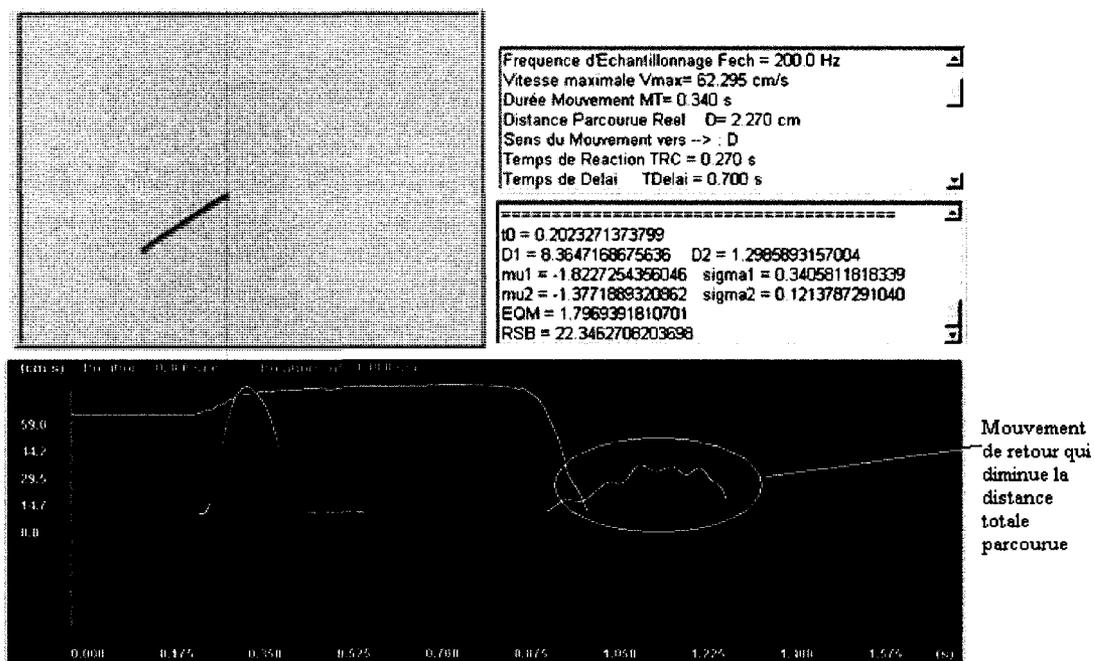
(4.1)

(Djioua, 2007). Ainsi, sous cette condition, le paramètre  $t_0$  est estimé avec une précision de  $\pm 12.8\text{ms}$ .

### 4. Distance $(D - d) \leq 25\% D$

Dans certains cas d'extraction, le RSB peut être élevé mais l'extracteur ne réussit pas à évaluer la distance réelle parcourue. On obtient donc une grande différence entre la distance estimée  $D = D_1 - D_2$  et la distance réelle parcourue  $d$ . Cette différence peut également être due à une mauvaise évaluation de la distance réelle. Ceci se produit par exemple lorsque le sujet ne soulève pas convenablement le stylo après avoir fini son mouvement. La tablette continue alors d'enregistrer un mouvement

alors qu'en réalité ce dernier est fini ; ce qui donne l'illusion d'un mouvement retour dans l'exécution de la tâche (voir figure 4-3).



**Figure 4-3** On a  $d = 2.27\text{cm}$  tandis que  $D = 7.947\text{cm}$ , ce qui donne une différence de 250% (>25%). Le critère 4 n'est pas respecté à cause de la mauvaise évaluation de la distance réelle  $d$ . On peut voir que cette mauvaise évaluation de  $d$  est due au mouvement de retour qu'effectue le sujet en effleurant la tablette avec le stylo lorsqu'il ramène celui-ci au point de départ.

## 5. Temps de réaction du mouvement $\leq 500\text{ms}$

Les mouvements qu'on analyse sont des mouvements **rapides**. On suppose donc que le sujet doit effectuer son mouvement, le **plus rapidement possible** après avoir reçu la commande 'GO'. Si le sujet s'assoupit ou perd sa concentration, il prend plus de temps pour répondre, ce qui entraîne un biais dans nos réponses. Nous avons donc décidé de ne pas tenir compte des cas où la réponse dépasse 500ms. Sur la figure 4-4,

nous présentons un exemple où le sujet a mis 560ms pour réagir. Un tel cas a été rejeté.

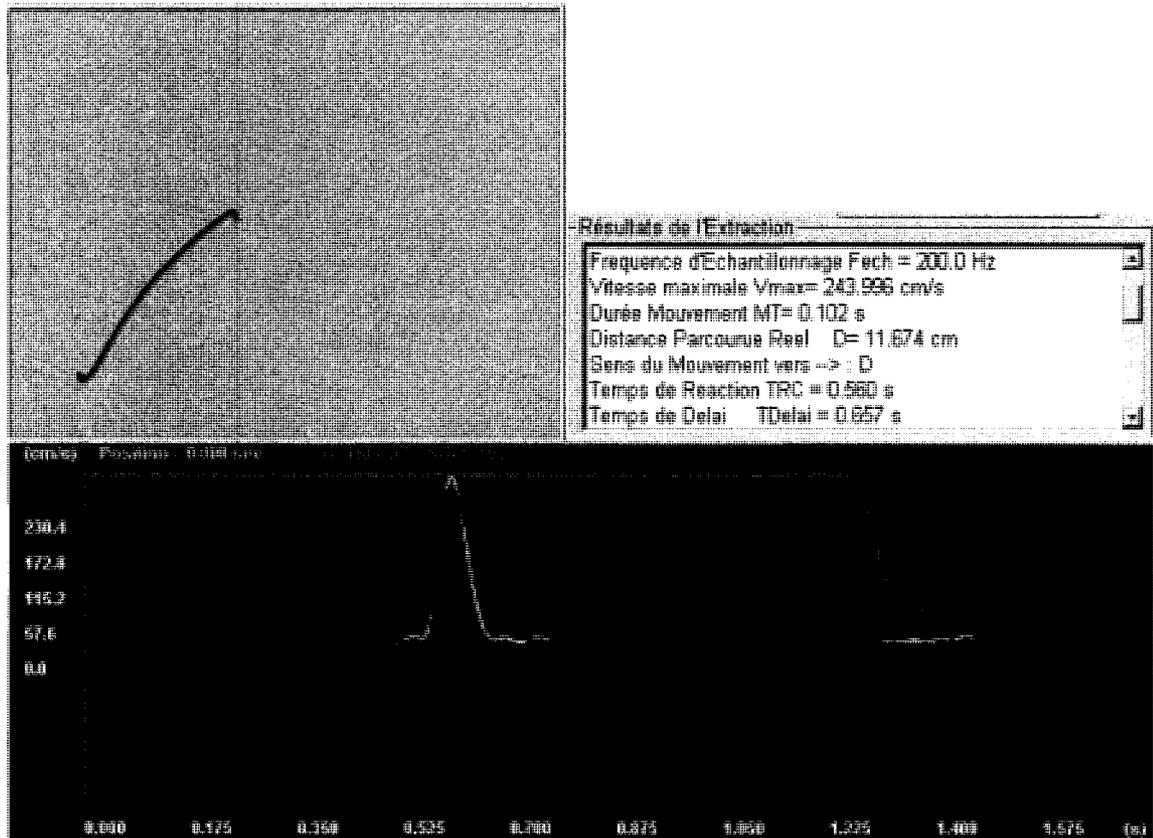


Figure 4-4 Extraction dans le cas où le critère 5 n'est pas respecté. On a un temps de réaction de  $560\text{ms} \geq 500\text{ms}$ .

## 4.2.2 Résultats

Les figures 4-5 et 4-6 montrent un exemple d'extraction des paramètres pour un essai réussi. Dans la figure 4-5, on peut voir le trait réalisé par le sujet et son profil de

vitesse en jaune. Dans la figure 4-6, on peut voir en rouge l'ajustement réalisé avec le modèle Delta-Lognormal.

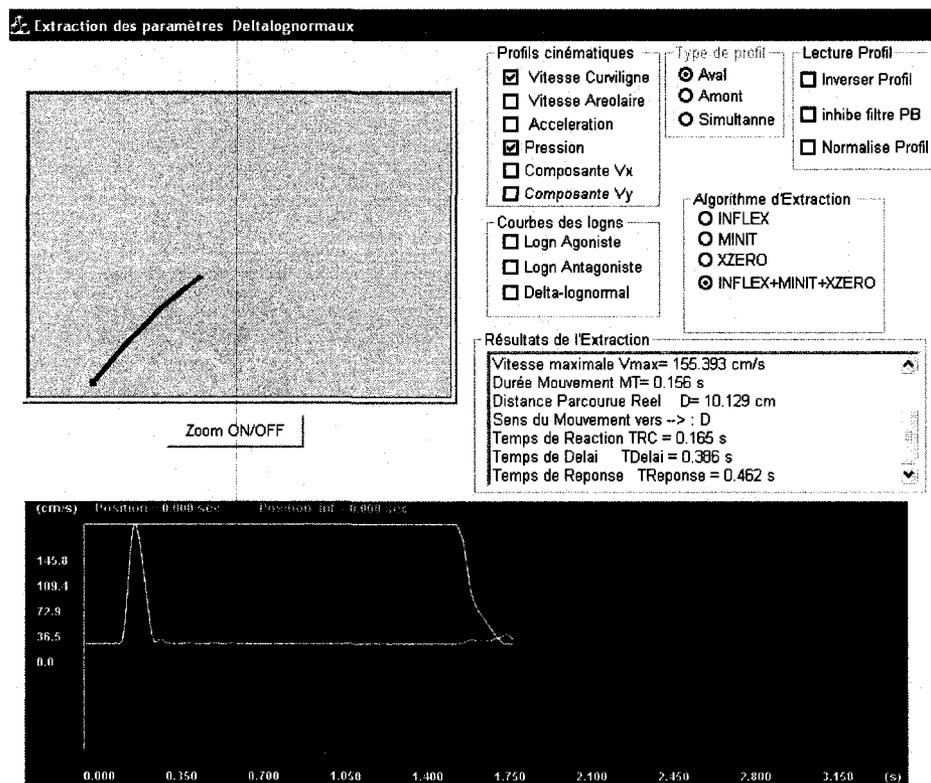


Figure 4-5 Sujet 11 Stimulus Auditif bloc 3 essai 24. Profil de vitesse et trajectoire du trait réalisé

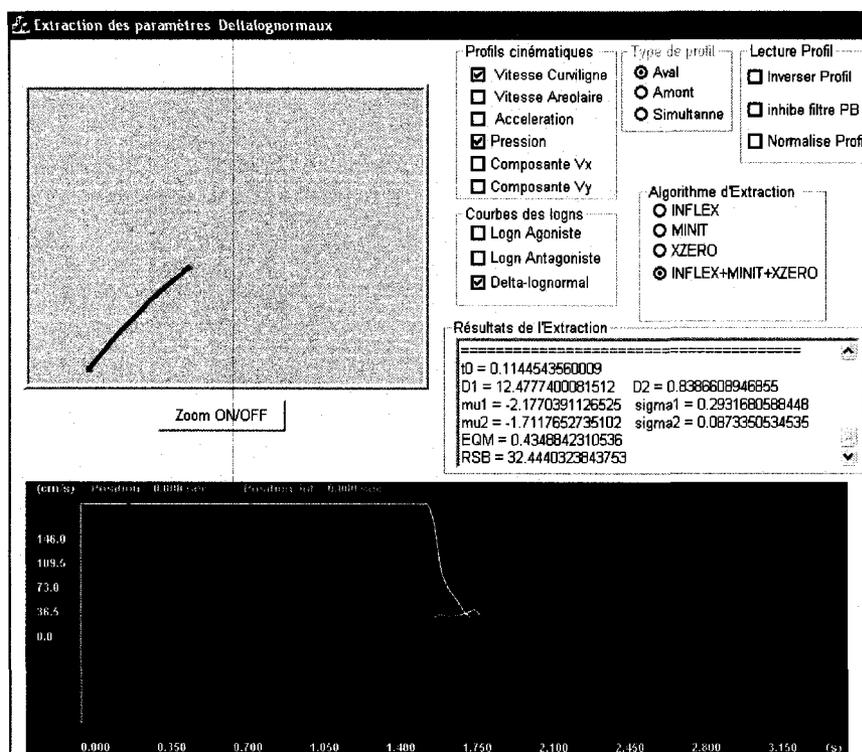


Figure 4-6 Sujet 11 Stimulus Auditif bloc 3 essai 24. En rouge : la courbe Delta-Lognormale ajustée avec un RSB=32dB. Pour cet exemple, on a  $t_0 = 114.4\text{ms}$

Les résultats obtenus à la suite de l'extraction des paramètres sont présentés dans le tableau 4-1. La première colonne indique le numéro des sujets. Par souci de confidentialité, chaque sujet est représenté par un numéro. La 2<sup>e</sup> colonne indique le temps  $t_0$  moyen obtenu pour tous les essais retenus, dont le stimulus était visuel; la 3<sup>e</sup> colonne représente l'écart-type correspondant. La 4<sup>e</sup> colonne indique le nombre d'essais retenus et utilisés pour déduire ces moyennes et écart-types. La colonne 5 indique la valeur moyenne de  $t_0$  pour les essais réalisés par le sujet en réponse au stimulus auditif; la colonne 6, l'écart-type correspondant et la colonne 7, le nombre d'essais valides. Les valeurs d'écart-type calculées comprennent l'écart-type de la distribution des valeurs de  $t_0$  sur tous les sujets plus l'incertitude de 12.8ms sur l'estimation du paramètre  $t_0$ .

**Tableau 4-1 Valeur moyenne (en secondes) de la  $t_0$  pour chaque sujet et nombre de traits utilisés pour calculer cette valeur**

Sujet	$t_0$ moyen stimulus visuel	$\sigma_{t_0}$ stimulus visuel	Nombre de traits stimulus visuel	$t_0$ moyen stimulus auditif	$\sigma_{t_0}$ stimulus auditif	Nombre de traits stimulus auditif
2	0,195	0,088	10	0,238	0,107	33
3	0,169	0,068	76	0,138	0,052	61
4	0,141	0,072	57	0,094	0,077	39
5	0,182	0,060	65	0,128	0,046	97
6	0,239	0,062	86	0,206	0,069	106
7	0,270	0,073	76	0,241	0,055	95
8	0,206	0,095	55	0,278	0,092	60
9	0,154	0,064	87	0,131	0,054	51
10	0,256	0,072	73	0,208	0,102	88
11	0,168	0,044	100	0,128	0,042	87
12	0,183	0,050	91	0,149	0,061	78

Globalement, on constate que les temps  $t_0$  moyens sont plus élevés pour les essais à partir d'un stimulus visuel que pour les essais à partir d'un stimulus auditif. Le temps  $t_0$  moyen pour tous les sujets est de  $197\text{ms} \pm 55\text{ms}$  pour les stimuli visuels et  $182\text{ms} \pm 72\text{ms}$  pour les stimuli auditifs. Toutefois, le sujet 2 ne respecte pas ce principe. Cela est probablement dû au nombre d'essais valides très faible utilisé pour calculer ses valeurs moyennes. En effet, le sujet 2 à 10 essais valides en stimuli visuels et 33 en stimuli auditifs, ce qui est petit par rapport aux autres sujets qui ont des nombres d'essais valides en général supérieur à 50.

### **4.3 Potentiels évoqués**

#### **4.3.1 Technique d'extraction de la courbe moyennée**

Les données ont été enregistrées à partir de 64 électrodes utilisant le système standard étendu 10-20 et numérisées à la fréquence de 512Hz et avec un filtre passe-bas

de 100Hz. Les mouvements des yeux ont été enregistrés verticalement et horizontalement selon les positions standards. Pendant l'enregistrement, un système de référence par rapport au Zéro a été utilisé et les données ont été plus tard re-référencées hors-ligne par rapport à la moyenne des deux mastoïdes. L'analyse des potentiels évoqués a été réalisée avec le logiciel *BrainVision Analyzer*, en suivant plusieurs étapes.

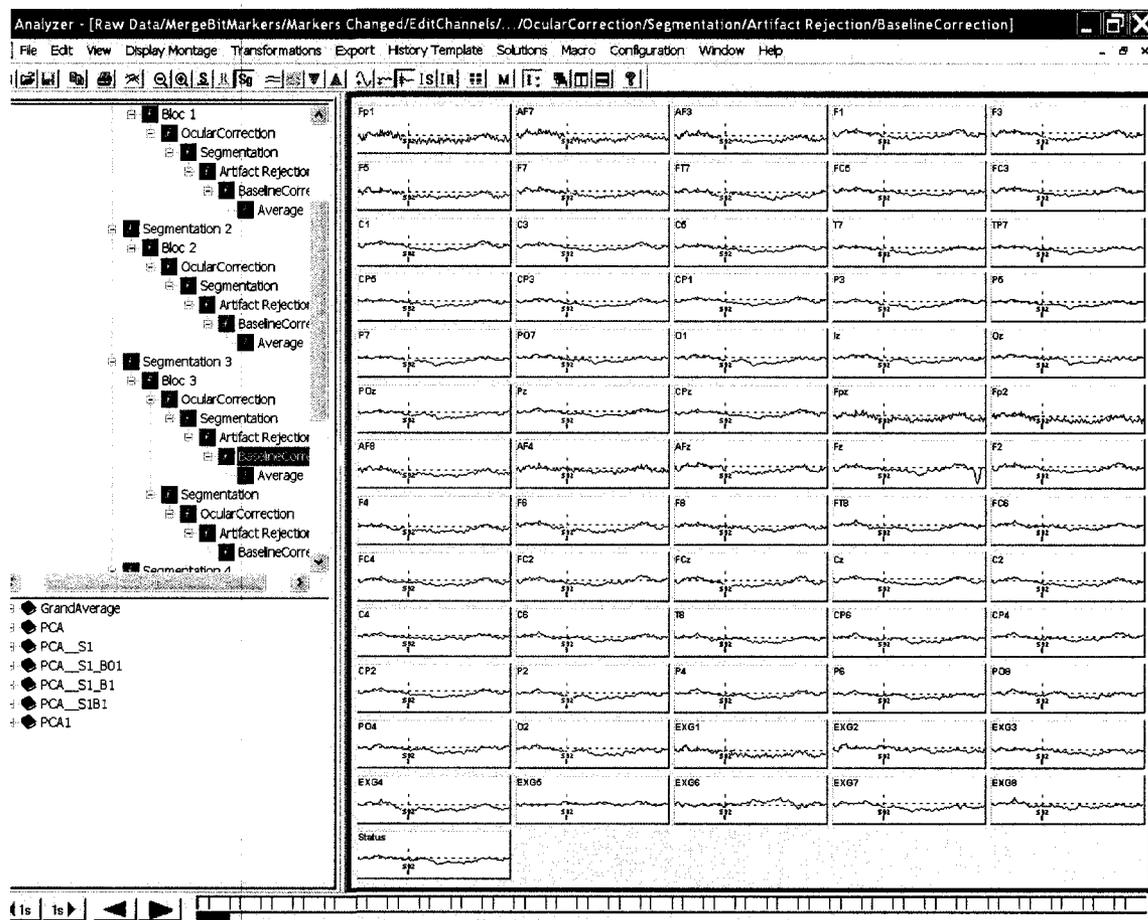


Figure 4-7 Interface du logiciel *BrainVision Analyzer*

Les étapes suivies sont présentées ci-dessous.

### 1. Recodage des marqueurs

Lors de l'enregistrement de l'EEG, des marqueurs sont inscrits dans le fichier original grâce au logiciel E-Prime. Toutefois, ces marqueurs sont identifiés par un code binaire. La première étape du traitement des enregistrements EEG consiste à recoder l'identification des marqueurs afin de leur donner une nomenclature plus explicite.

```
' MergeBitMarkers - Program recodes bit coded individual markers into standard
decimal markers.
' Author: Dr. Ingmar Gutberlet, (c) BlindSight Consulting 2002 / Date of work start:
16.1.2002
' $Id: MergeBitMarkers.vabs,v 1.5 2002-03-21 09:48:51+01 gutberle Exp gutberle $
'-----
' SYNOPSIS: This macro collects all individually bitcoded markers of type "Stimulus"
and
' with the description S1 to S8 and recodes them into standard Analyzer decimal markers
of
' type stimulus with descriptions "S 1" to "S255".
```

**Figure 4-8** Entête du programme utilisé pour recoder les marqueurs (Programme en annexe)

### 2. Élimination des canaux saturés

Au cours de la pose du bonnet sur la tête du sujet, il se peut qu'une électrode ne fasse pas un bon contact avec le crâne. Il se peut également qu'on ait mis trop ou pas assez de gel pour réaliser un bon contact. Dans un cas ou dans l'autre, on n'obtient des mesures EEG non valides, le

canal associé à l'électrode étant saturé. Le canal est alors retiré de l'analyse. Ce retrait se fait manuellement. On regarde l'ensemble des canaux et on retire ceux dont la tension sature.

### **3. Définition d'une référence**

Il est impossible d'enregistrer le potentiel absolu sur une électrode (Luck, 2005); ce qu'on enregistre c'est la différence de potentiels entre deux électrodes. La définition de l'électrode de référence est donc importante car si on utilise une référence non significative, les résultats obtenus ne le seront pas non plus. Durant l'enregistrement un Système de référence au Zéro a été utilisé et les données ont été plus re-référencées hors-ligne par rapport à la moyenne des deux mastoïdes.

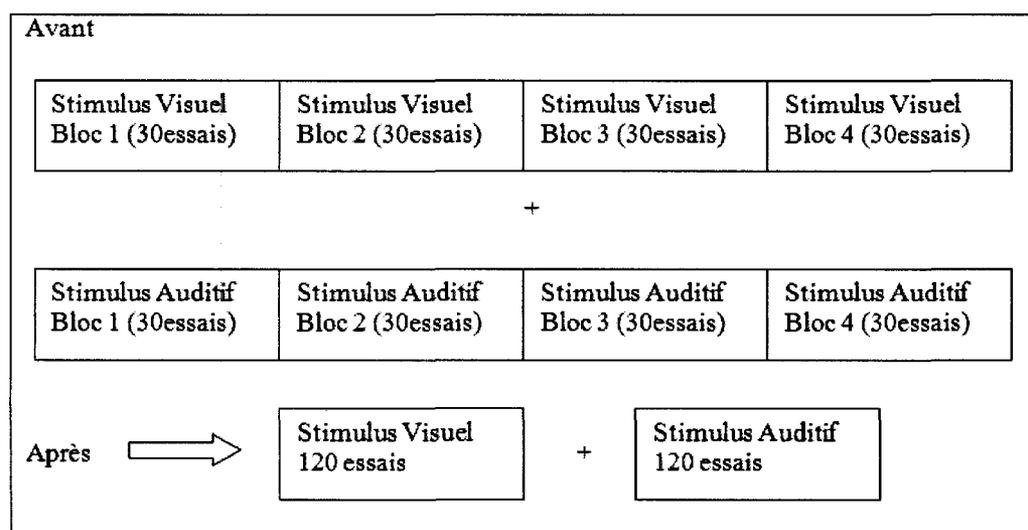
### **4. Filtrage des données**

On applique aux données un filtre Butterworth avec un déphasage nul. La fréquence de coupure basse est de 0.5 Hz pour une constante de temps de 0.3183s et une pente de 12dB/oct. La fréquence de coupure haute est de 20Hz pour une pente de 12dB/oct. Un tel filtre ne génère pas de déphasage significatif (moins d'1ms) dans le signal.

## 5. Segmentation

Avant cette étape, les signaux EEG sont des signaux continus, sur lesquels sont indiqués plusieurs marqueurs correspondant à l'envoi des stimuli et au début des divers blocs d'essais. Dans cette étape-ci, nous avons séparé ces signaux continus en deux parties selon le type de stimuli utilisé. Pour la suite des analyses, nous ne séparons pas les blocs d'essais.

La figure 4-9 illustre l'opération réalisée.



**Figure 4-9** Avant l'opération de segmentation, l'EEG est continu avec la présence de marqueurs qui indiquent les différents blocs. Après, on obtient 2 parties : une pour le stimulus visuel et l'autre pour le stimulus auditif

## 6. Correction oculaire

Le mouvement des yeux influence l'enregistrement des EEG. En effet, les EEG sont de très faibles signaux et les mouvements des yeux qui produisent aussi des variations électriques sont alors captés par les électrodes posés sur le front (en particulier). Sur la figure 4-11, les effets

de ces mouvements sont encerclés en rouge sur certains canaux. Les mouvements des yeux sont également enregistrés par les électrodes externes 1 à 4 (EXG1, EXG2, EXG3 et EXG4 posés autour des yeux). On peut voir justement une ressemblance entre les effets encerclés sur les figures 4-11 et les mouvements enregistrés sur les canaux externes 1 à 4. Ces mouvements constituent un bruit qu'il faut éliminer. La correction oculaire est réalisée de façon logicielle à partir de l'algorithme de Gratton et Coles (Gratton, Coles, & Donchin, 1983). On peut noter que l'effet est corrigé en comparant les zones encerclées des figures 4-11 à celles encerclées sur les figures 4-12.

```
*** Ocular Correction (Gratton &  
Coles) ***  
Name of HEOG channel: EXG3  
Reference channel: EXG4  
Name of VEOG channel: EXG1  
Reference channel: EXG2
```

**Figure 4-10** Définition de références utilisées par l'algorithme de Gratton et Coles pour faire la correction oculaire.

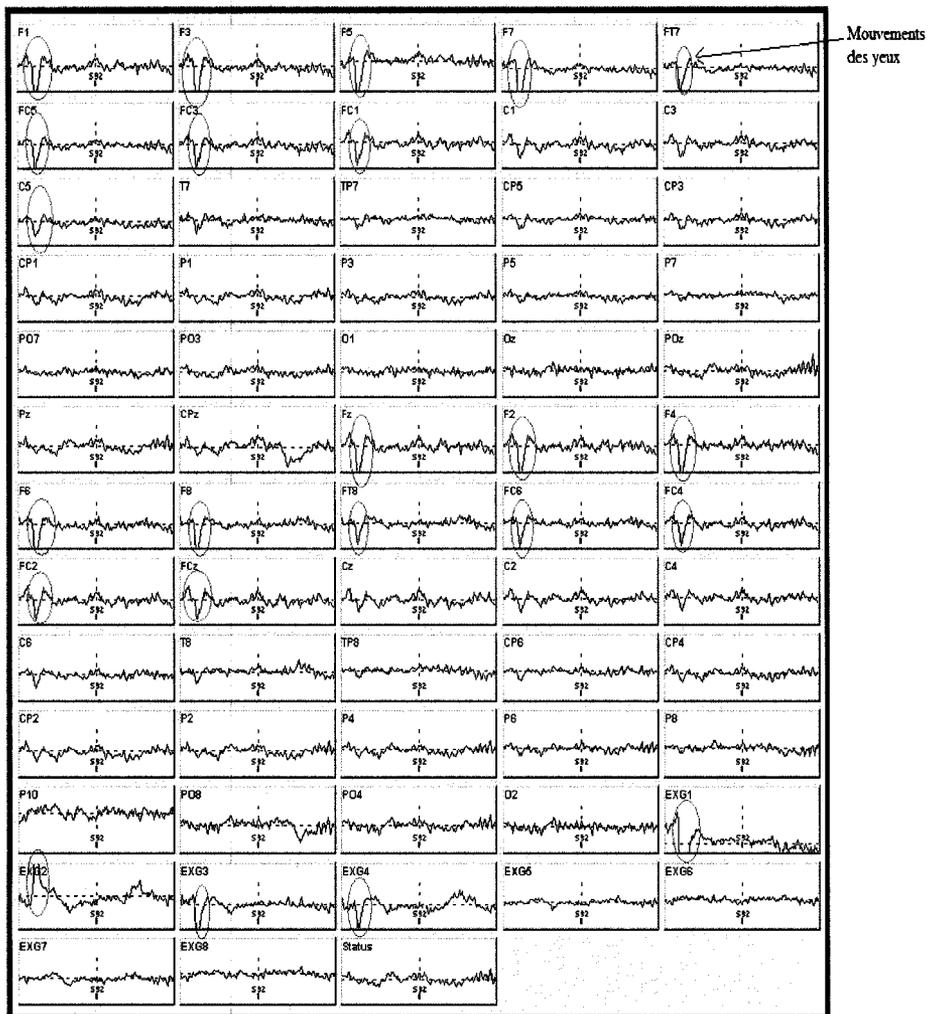


Figure 4-11 Sujet 03 Stimulus Visuel Essai 01 avant correction oculaire

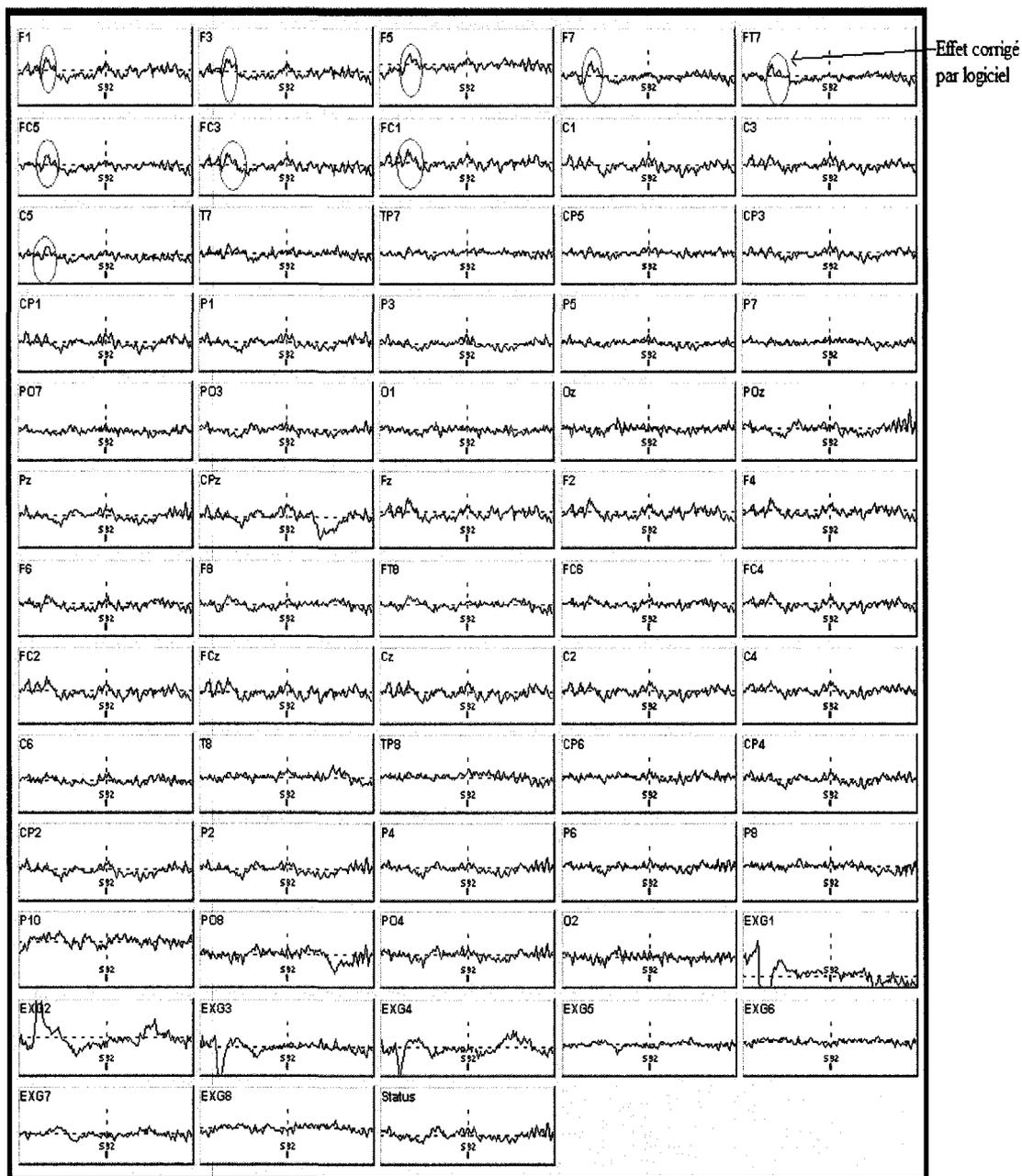


Figure 4-12 Sujet 03 Stimulus Visuel Essai 01 après correction oculaire

## 7. Rejet des artefacts

Nous avons rejeté tous les signaux sont supérieurs à  $\pm 100\mu\text{V}$ . On a également retirés les essais pour lesquels l'extraction des paramètres du profil de vitesse ne respecte pas toutes les cinq conditions définies à ce sujet. Le tableau 4-2 indique le nombre d'essais validés par sujet selon les stimuli visuels (colonne 2) ou auditifs (colonne 3). À part pour le sujet 2, nous avons un nombre d'essais valides supérieur à 50.

**Tableau 4-2 Nombre d'essais retenus pour le calcul des potentiels évoqués**

Sujet	Nombre d'essais valides pour le stimulus visuel	Nombre d'essais valides pour le stimulus auditif
2	10	33
3	76	61
4	57	39
5	65	97
6	86	106
7	76	95
8	55	60
9	87	51
10	73	88
11	100	87
12	91	78

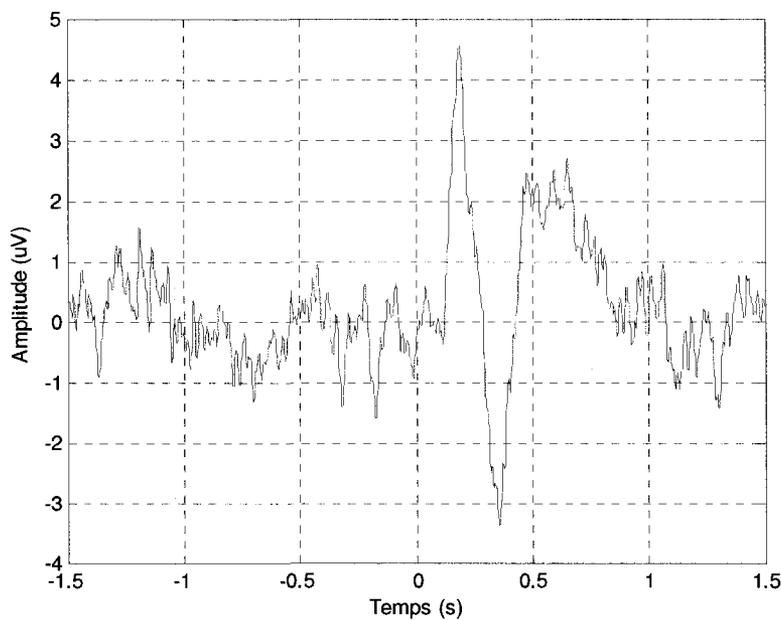
## 8. Correction de la ligne de base: définition du zéro

Lorsqu'un sujet est au repos et qu'il n'effectue a priori aucune tâche, ses potentiels ont une valeur donnée, qui représentent la valeur de base correspondant à ce sujet. Cette valeur varie selon les sujets. Il n'existe donc pas de zéro absolu dans l'évaluation des potentiels évoqués mais plutôt un zéro relatif qui se calcule par une moyenne des valeurs des potentiels mesurés lorsqu'on juge que le sujet est au repos. Cette valeur

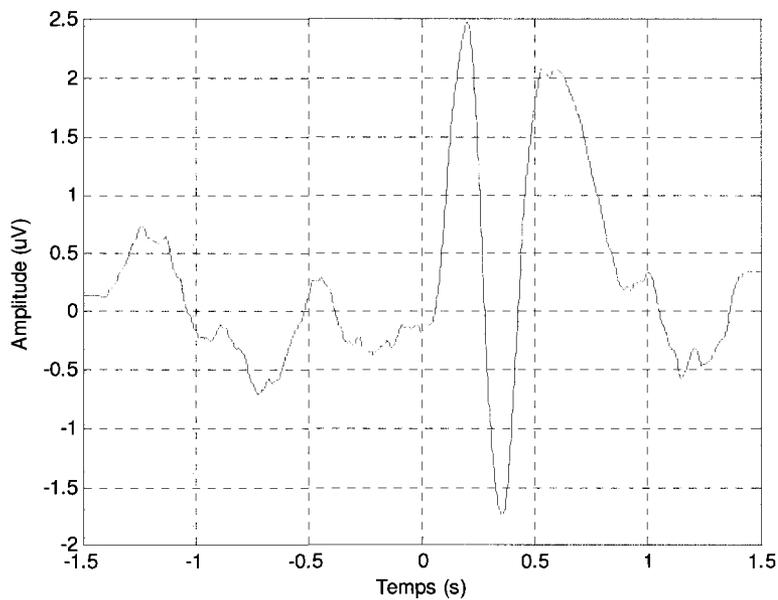
est calculée par le logiciel. Il faut, toutefois, lui spécifier quel intervalle il va utiliser pour faire ce calcul. Dans notre cas, nous avons défini l'intervalle [-1500ms, -500ms] par rapport à l'émission du stimulus comme intervalle cible. Pendant cette période, le sujet était dans la phase attente, et donc supposé ne pas faire d'autres activités.

### **9. Moyennage et Filtrage**

Les signaux sont moyennés par canal. . On utilise le filtre Savitzky-Golay disponible sur *Matlab* pour présenter les données. La figure 4-14 montre le résultat du moyennage obtenu pour l'électrode FC4 du sujet 05 pour la stimulation visuelle tandis que la figure 4-15 montre le résultat après l'application du filtre.

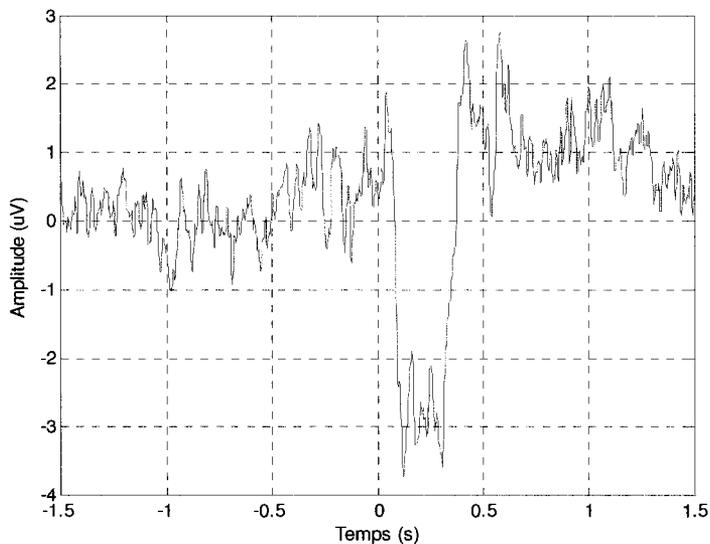


**Figure 4-13** Potentiel évoqué non filtré du Sujet 05 stimulus visuel – électrode FC4. Le temps  $t=0s$  représente l'instant où le stimulus est émis

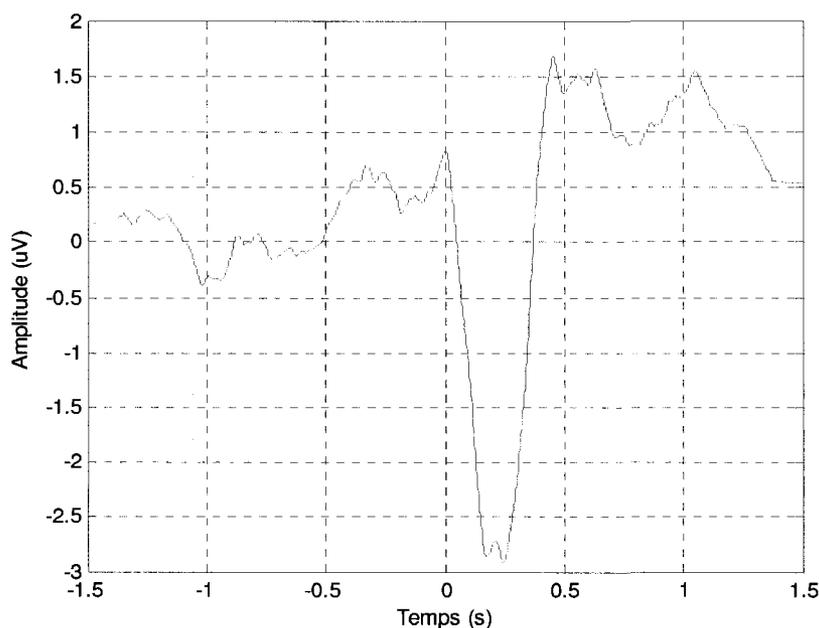


**Figure 4-14** Potentiel évoqué filtré du Sujet 05 stimulus visuel – électrode FC4. Le temps  $t=0s$  représente l'instant où le stimulus est émis

La figure 4-16 montre également le résultat du moyennage des signaux de l'électrode FC4 du sujet 05 mais pour le stimulus auditif tandis que la figure 4-17 présente le signal filtré.



**Figure 4-15 Potentiel évoqué non filtré du Sujet 05 – stimulus auditif – électrode FC4. Le temps  $t=0s$  représente l'instant où le stimulus est émis**



**Figure 4-136 Potentiel évoqué filtré du Sujet 05 – stimulus auditif – électrode FC4. Le temps  $t=0s$  représente l'instant où le stimulus est émis**

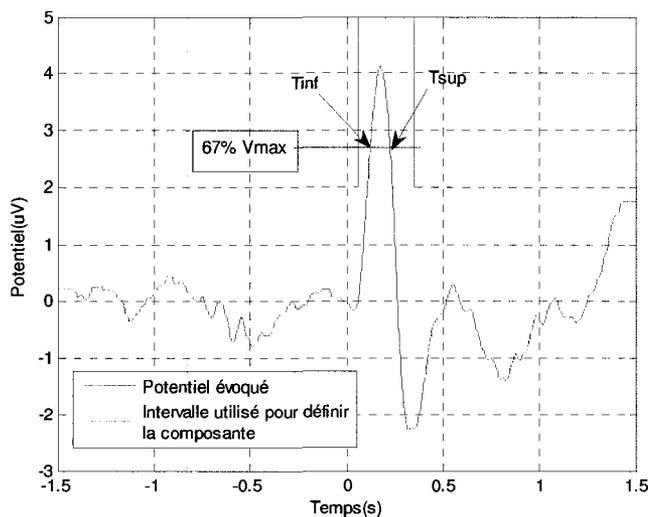
On peut voir sur la figure 4-15 la présence de trois pics importants, donc probablement de trois composantes de potentiels évoqués. Mais, on constate que le premier pic positif atteint son maximum à peu près autour de 190ms alors que nous avons trouvé que le temps d'occurrence moyen pour un stimulus visuel est de 182ms pour ce sujet. On peut donc anticiper l'existence d'une relation entre le temps de latence de ce pic et le temps d'occurrence.

#### **4.3.2 Calcul du temps de latence de la composante cible**

Pour trouver le temps de latence d'une composante des potentiels évoqués, il existe plusieurs techniques. On peut considérer que le temps de latence correspond au

temps du potentiel maximum de la composante (*temps de latence du pic maximum*). Une autre méthode consiste à utiliser la technique du **temps de latence moyen** (*'50% fractional area latency'*). Cette technique présente plusieurs avantages (Luck, 2000). L'un de ces avantages est qu'elle est moins sensible au bruit que la première. Elle peut également être associée plus directement au temps de réaction que le temps de latence du pic maximum (Luck, 2000). Le temps de latence ( $t_{dz}$ ) s'obtient par la relation suivante :

$$t_{dz} = \frac{\int_{t_{inf}}^{t_{sup}} t \cdot Enveloppe_{EEG}(t) dt}{\int_{t_{inf}}^{t_{sup}} Enveloppe_{EEG}(t) dt} \quad (4.1)$$



**Figure 4-147** Illustration du calcul du temps de latence; en rouge l'intervalle [60ms, 350ms] utilisé pour définir la composante P1;  $t_{inf}$  et  $t_{sup}$  sont définis par rapport à 67% du potentiel maximum. Le temps  $t=0s$  représente l'instant où le stimulus est émis

Pour déterminer les temps limites ( $t_{sup}$  et  $t_{inf}$ ), on cherche le point où le potentiel évoqué atteint sa valeur maximale ( $V_{max}$ ) dans un intervalle défini à l'avance. Ensuite, on recherche les points tels que le potentiel  $V = 0.67 (V_{max})$ . On a pris la valeur de 67% en supposant que si le potentiel évoqué a une forme gaussienne, alors à 67% de  $V_{max}$ , on a un écart-type de 1 sigma.

Dans la suite de notre analyse, nous avons recherché le temps de latence de la composante P1 des potentiels évoqués visuels. C'est la première composante positive que l'on peut observer sur la figure 4-18. Nous avons choisi comme intervalle de recherche [60ms ; 350ms] pour prendre en compte les variations possibles du temps de latence selon le sujet.

Le tableau 4.3 résume les résultats obtenus pour le calcul du temps de latence de la composante P1 des potentiels évoqués obtenus à partir des stimuli visuels pour différentes électrodes. Les colonnes 2 à 7 représentent les valeurs pour les électrodes F7, Fz, F2, C1, Cz et C2 respectivement. Le choix de ces électrodes est juste à titre illustratif. Le résultat pour toutes les électrodes est présenté en annexe. Sur chaque ligne, on peut lire la valeur du temps de latence (en seconde) de P1 correspondant au sujet indiqué dans la colonne 1. Le symbole P/P indique l'absence de composante positive dans l'intervalle considéré. Par exemple, il n'y a pas de composante positive dans l'intervalle considéré pour l'électrode F7 du sujet 02.

**Tableau 4-3 Valeurs du temps de latence (en seconde) de la composante P1 pour les électrodes F7, Fz, F2, C1, Cz et C2**

Sujets	Électrodes					
	F7	Fz	F2	C1	Cz	C2
2	P/P	0.184	0.289	0.206	0.200	P/P
3	0.128	0.135	0.138	0.150	0.164	0.187
4	0.120	P/P	P/P	P/P	P/P	P/P
5	0.234	0.174	0.179	0.122	0.139	0.179
6	0.181	0.132	0.166	P/P	P/P	P/P
7	0.196	0.189	0.192	0.173	0.175	0.185
8	P/P	P/P	P/P	0.227	0.273	P/P
9	0.144	0.143	0.146	0.156	0.159	0.164
10	0.193	0.192	0.202	0.133	0.131	P/P
11	0.186	0.175	0.181	0.124	0.132	0.200
12	0.212	0.204	0.205	0.189	0.192	0.181

Le tableau 4-4 donne les écarts-type des différentes valeurs indiquées dans le tableau 4-

3.

**Tableau 4-4 Valeurs de l'écart-type du temps de latence (en seconde) de la composante P1 pour les électrodes F7, Fz, F2, C1, Cz et C2**

Sujets	Électrodes					
	F7	Fz	F2	C1	Cz	C2
2	P/P	0.009	0.006	0.098	0.120	P/P
3	0.055	0.046	0.047	0.057	0.066	0.075
4	0.018	P/P	P/P	P/P	P/P	P/P
5	0.051	0.057	0.052	0.047	0.040	0.056
6	0.056	0.027	0.058	P/P	P/P	P/P
7	0.054	0.053	0.048	0.045	0.047	0.041
8	P/P	P/P	P/P	0.072	0.073	P/P
9	0.064	0.063	0.062	0.062	0.061	0.063
10	0.062	0.050	0.054	0.026	0.013	P/P
11	0.050	0.054	0.054	0.048	0.011	0.038
12	0.060	0.051	0.052	0.057	0,063	0,043

Pour donner un avant goût de l'analyse détaillée des résultats qui sera rapportée au prochain chapitre, le lecteur peut noter que pour le sujet 05, la valeur de  $t_{dz}$  est de  $179\text{ms}\pm 52\text{ms}$  pour l'électrode F2. Cette valeur est très proche de la valeur de  $t_0$  pour ce sujet qui est  $182\text{ms}\pm 60\text{ms}$ . Cela représente une raison de plus de supposer qu'il existe une relation entre le temps de latence de la composante en question et le temps d'occurrence du sujet. Toutefois, pour confirmer si la prédiction du temps d'occurrence est juste, il faut effectuer une étude statistique, ceci sera l'objet du prochain chapitre.

#### **4.4 Conclusion**

L'objectif de l'expérience est de trouver une corrélation entre une des composantes des potentiels évoqués associés au mouvement des sujets et le temps d'occurrence prédit par le modèle Delta-Lognormal. Pour ce faire, il faut obtenir le temps d'occurrence ainsi que les composantes des potentiels évoqués à partir des données brutes.

La première étape d'analyse consiste à déterminer le temps d'occurrence. Nous avons défini cinq critères pour valider l'ajustement d'un profil de vitesse par le modèle Delta-Lognormal. À partir de ces critères, nous avons obtenu le tableau 4.1 qui fournit les valeurs moyennes du temps d'occurrence obtenu pour chaque sujet. La deuxième étape de l'analyse a permis de déduire les potentiels évoqués à partir des données EEG. Nous y avons suivi les sous-étapes couramment utilisées dans le domaine de la neuroscience (Luck 2005).

Sur la figure 4-15, qui représente le potentiel évoqué d'un des sujets pour les stimuli visuels, nous avons noté que la composante P1 a son **maximum** autour de 190ms. Nous nous sommes concentrés sur cette composante pour la suite de notre analyse. Nous avons calculé le temps de latence de cette composante en utilisant la technique du temps de latence moyen. Les valeurs obtenues (179ms pour l'électrode F2) suggèrent qu'il existe une relation entre ce temps de latence et le temps d'occurrence. Toutefois, une étude statistique est nécessaire pour confirmer cette observation. L'objectif du prochain chapitre est de réaliser la dite étude.

## Chapitre 5 ANALYSE ET DISCUSSION DES RÉSULTATS

### **5.1 Introduction**

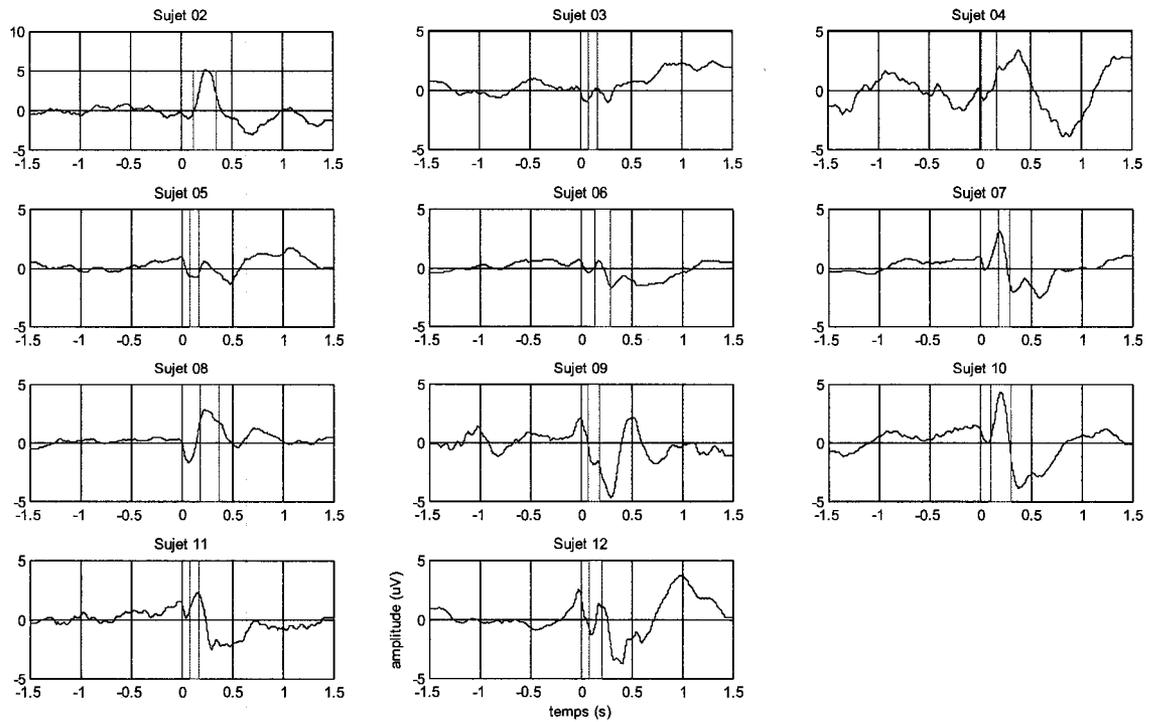
L'hypothèse du temps d'occurrence stipule qu'il existe un instant auquel le SNC envoie une commande au SNM pour déclencher l'exécution d'un mouvement. D'après la théorie cinématique, cette action devrait se traduire par l'existence d'une composante de potentiels évoqués dont le temps de latence correspond au temps d'occurrence. Pour valider cette assertion, nous devons réaliser une étude statistique pour chaque sujet.

Dans le présent chapitre, nous présentons dans un premier temps, la méthode utilisée et dans un second temps, les résultats obtenus, de même que la conclusion qui s'en déduit.

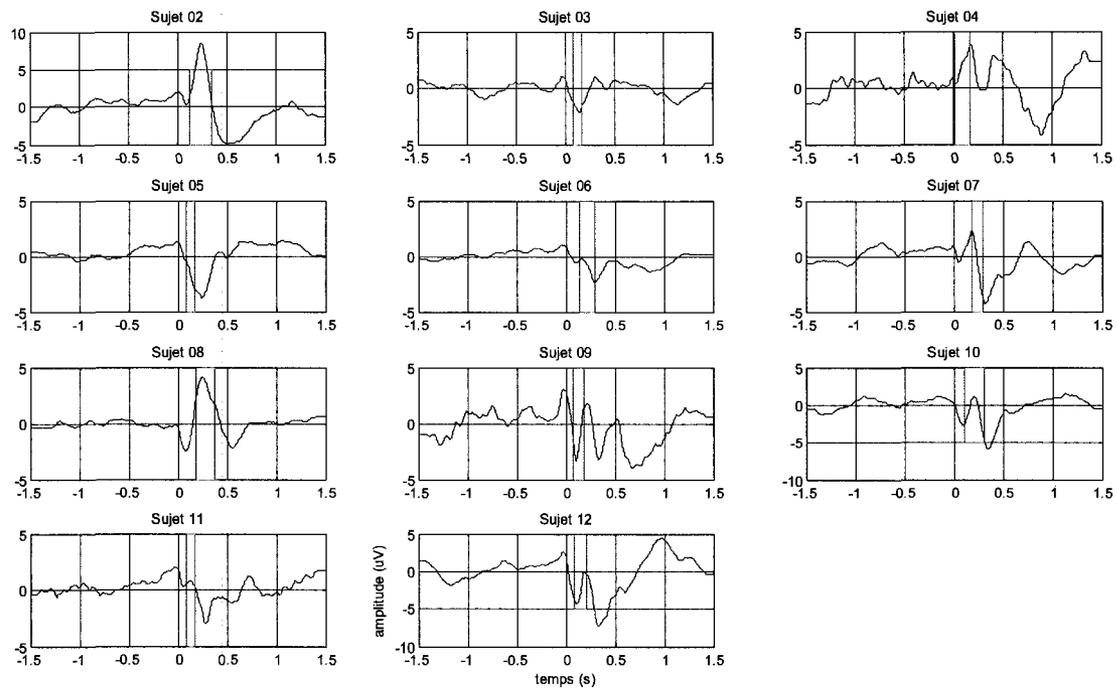
### **5.2 Analyse des potentiels évoqués obtenus pour les essais avec stimuli auditifs**

Les figures 5.1 à 5.3 représentent les potentiels évoqués obtenus à partir des stimuli auditifs pour tous les sujets. Nous avons également dessiné en rouge sur chacune d'elle l'intervalle  $t_0 \pm \sigma_0$  pour chaque sujet. La figure 5.1 illustre les résultats de l'électrode F7; la figure 5.2, ceux de l'électrode F2 et la figure 5.3 ceux de l'électrode C1. Ces trois électrodes ont été choisies car elles représentent bien l'allure globale obtenue avec toutes les électrodes. Nous avons ajouté sur ces figures l'intervalle en rouge, qui indique la zone dans laquelle on s'attend à observer un pic si la prédiction du

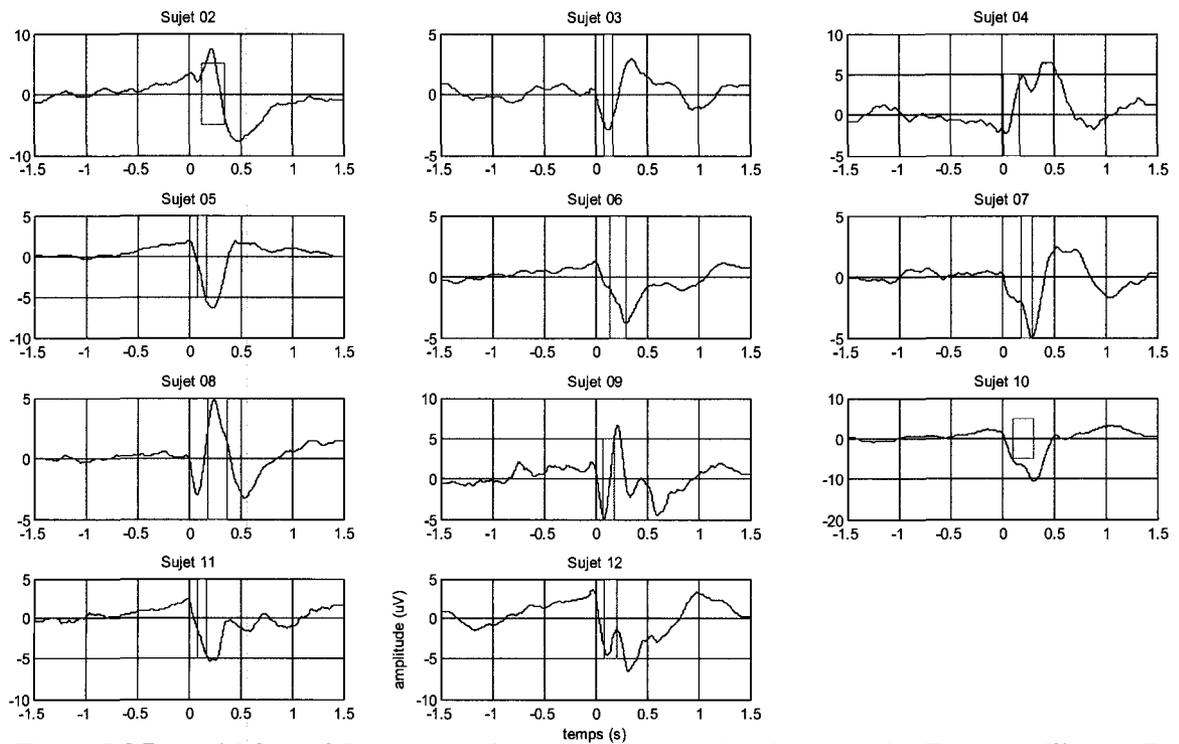
modèle Delta-Lognormal par rapport au temps d'occurrence est juste. On définit un pic par un maximum (ou minimum) local dont la valeur est d'au moins  $2\mu\text{V}$ .



**Figure 5-1** Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif – électrode F7. En rouge, l'intervalle formé par  $t_0 \pm \sigma_0$  pour chaque sujet. Le temps  $t=0\text{s}$  représente l'instant où le stimulus est émis

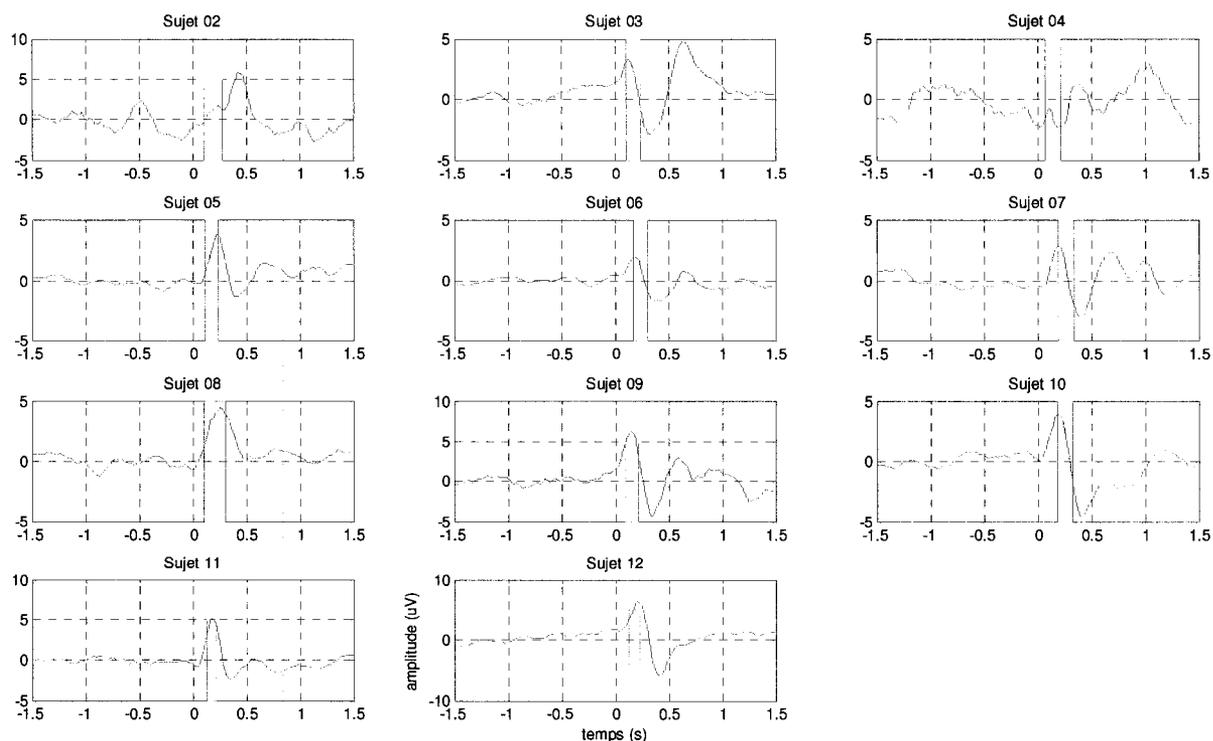


**Figure 5-2** Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif – électrode F2. En rouge, l'intervalle formé par  $t_0 \pm \sigma_0$  pour chaque sujet. Le temps  $t=0s$  représente l'instant où le stimulus est émis



**Figure 5-3** Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif – électrode C1. En rouge, l'intervalle formé par  $t_0 \pm \sigma_0$  pour chaque sujet. Le temps  $t=0s$  représente l'instant où le stimulus est émis

Pour l'électrode F7, on peut voir que 3 sujets (02, 07, 10) ont un pic positif important suivi d'un pic négatif. Les sujets 09 et 12 présentent deux pics positifs. Le sujet 08 a un pic négatif suivi d'un pic positif. Pour les autres sujets, on n'observe pas de pic remarquable. On ne peut pas en déduire un motif remarquable pour cette électrode. Pour l'électrode F2, le sujet 02 a un pic positif et le sujet 05, un pic négatif. Les autres sujets ont une succession de pics positifs et négatifs. On ne peut également pas tirer de règle générale pour cette électrode. Pour l'électrode C1, on a également des sujets qui n'ont qu'un pic positif (sujet 02), ou seulement un pic négatif (05, 07, 10, 11) ou une succession de pics positifs et négatifs. Les mêmes remarques ont été faites pour toutes les autres électrodes. Toutes ces observations nous conduisent à la conclusion, qu'il n'y a pas de composante particulière qui ressort de l'analyse des potentiels évoqués obtenus à partir des essais à stimuli auditifs.



**Figure 5-4** Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus visuel – électrode F7. En rouge, l'intervalle formé par  $t_0 \pm \sigma t_0$  pour chaque sujet. Le temps  $t=0$ s représente l'instant où le stimulus est émis

Sur la figure 5-4 qui illustre les potentiels évoqués obtenus à par des stimuli visuels pour l'électrode F7 et pour tous les sujets, on peut voir que pour tous les sujets (sauf le sujet 02 dans ce cas-ci), il y a un pic positif important. Ce pic est soit le seul pic remarquable (sujets 05, 08), soit suivi d'un pic négatif (sujets 03, 06, 07, 09, 11, 12). De plus, on constate que le pic atteint son maximum soit dans l'intervalle en rouge, soit proche de cet intervalle. Toutes ces observations suggèrent que nous avons une composante dont le temps de latence est dans la zone voulue (définie par l'intervalle en rouge). Ces remarques ont été faites sur plusieurs autres électrodes. Nous avons donc orienté la suite des analyses sur cette composante particulière.

Nous avons donc des résultats satisfaisants avec les essais à stimuli visuels et aucun résultat avec les essais à stimuli auditifs. La raison principale qui explique ce constat est que le protocole utilisé pour enregistrer les données reliées aux stimuli auditifs est inadéquat. En effet, lors de l'enregistrement, on ne contrôlait pas l'instant où le sujet devait mettre son stylo sur la tablette à numériser. Lors des essais avec le protocole auditif, on demandait au sujet d'attendre quelques secondes après son dernier trait avant de remettre le stylo sur la tablette à numériser. Cette façon de procéder donne beaucoup de liberté au sujet, car il détermine la fréquence à laquelle il effectue ses essais, contrairement aux essais visuels, où il devait attendre que le signal rouge clignotant apparaisse avant de poser le stylo. Quand on connaît l'importance de contrôler tout ce que le sujet fait pendant une expérience d'électro-encéphalogramme, on comprend aisément que dans le cas des essais à stimuli auditifs, la liberté laissée au sujet est suffisante pour biaiser les résultats. Par conséquent, cela peut expliquer l'absence de résultats significatifs. De plus, en laissant au sujet le choix du moment où il place son stylo, on a des sujets qui le font après une seconde, d'autres après deux secondes, d'autres après trois secondes (ainsi de suite). Il est donc plus difficile d'établir une plage dans laquelle, nous sommes sûrs que le sujet n'effectue aucune opération associable au mouvement. À l'opposée, lors des essais à stimuli visuels, le sujet doit attendre que la lumière rouge clignote. Cela nous garantit une plage temporelle pendant laquelle le sujet ne fait aucune action reliée à la tâche. Cette notion est importante lorsqu'on définit l'origine du repère pour les signaux EEG.

## **5.3 Prédiction du temps d'occurrence**

### **5.3.1 Validation des données**

Avant de procéder à une analyse des données, il faut s'assurer qu'elles sont valides. Pour ce faire, nous avons choisi d'utiliser la technique de représentation des Cartes de Shewhart (1931). Cette technique permet également de vérifier si l'expérience menée est statistiquement contrôlée, c'est-à-dire de confirmer si la variabilité observée correspond au fonctionnement naturel du processus étudié et qu'il n'y a pas de données aberrantes.

La figure 5.5 illustre les variations du temps d'occurrence tandis que les figures 5.6 à 5.8 présentent celles des temps de latence de la composante P1 des essais à stimuli visuels pour les électrodes TP7, F7 et C1. Dans tous les cas, nous observons sur la carte X-barre une variabilité appréciable des données à l'intérieur des limites calculées par les cartes de Shewhart.

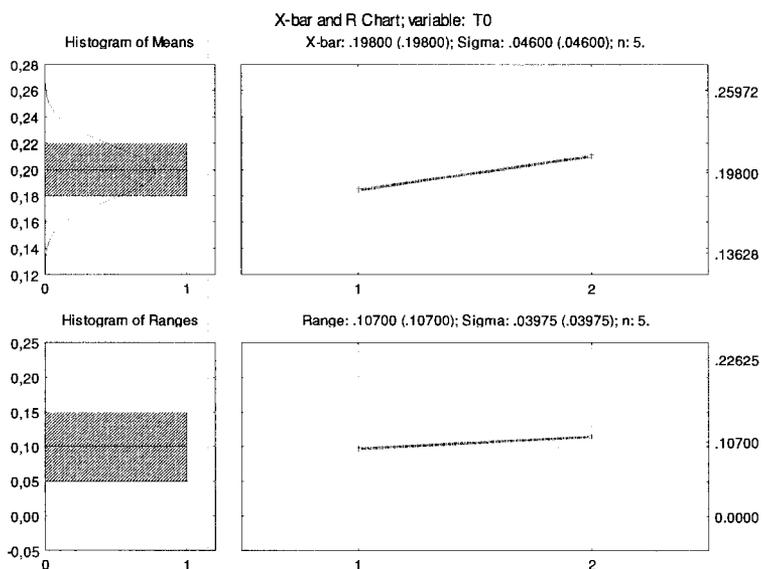


Figure 5-5 Carte de Shewhart du temps d'occurrence

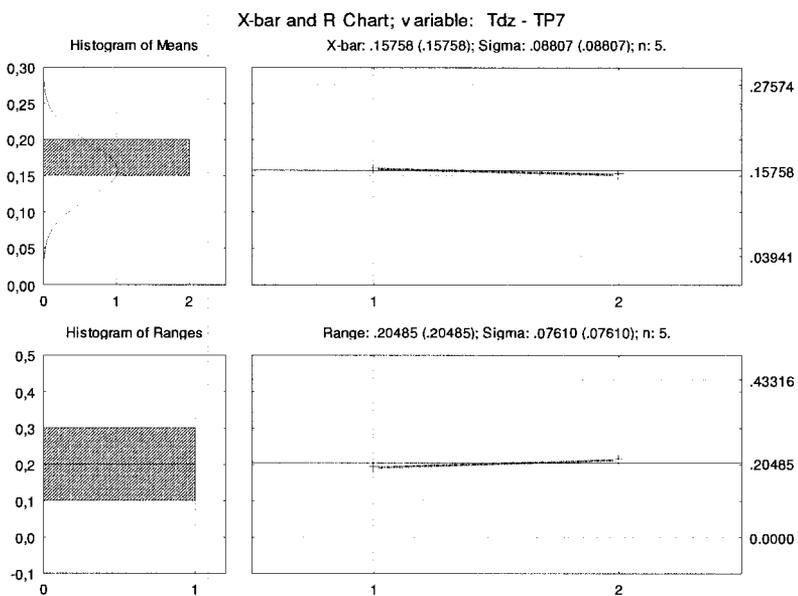
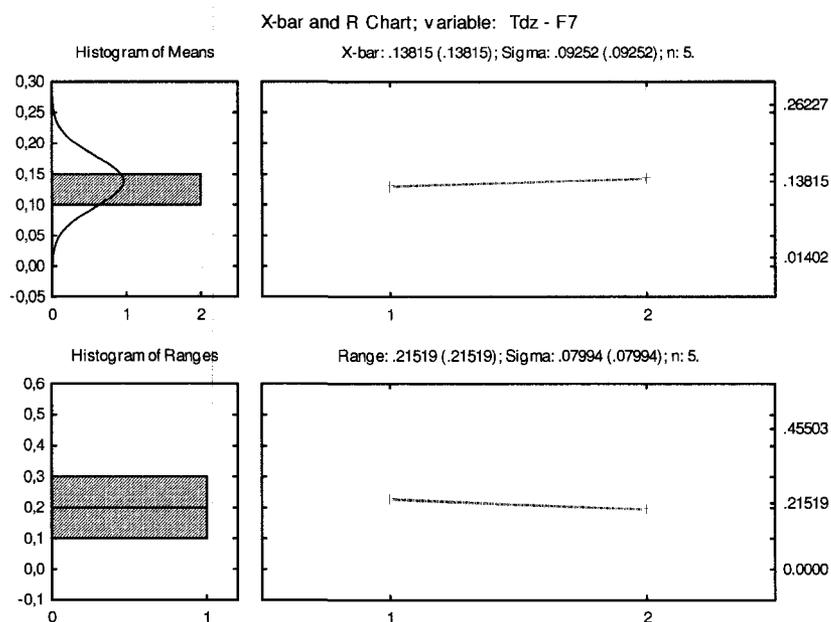
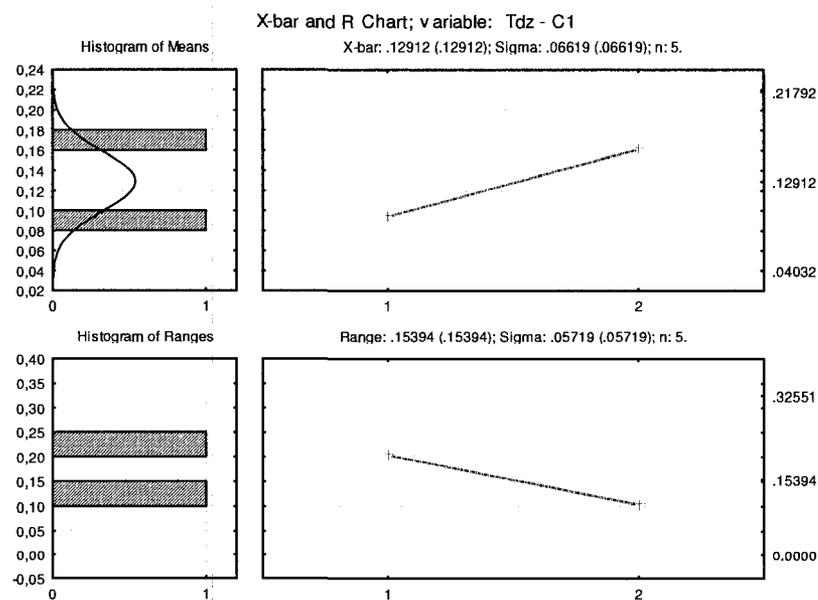


Figure 5-6 Carte de Shewhart du temps de latence de la composante P1 pour les essais à stimuli visuels et pour l'électrode TP7



**Figure 5-7** Carte de Shewhart du temps de latence de la composante P1 pour les essais à stimuli visuels et pour l'électrode F7



**Figure 5-8** Carte de Shewhart du temps de latence de la composante P1 pour les essais à stimuli visuels et pour l'électrode C1

### 5.3.2 Analyse statistique

Nous avons pris en considération toutes les 64 électrodes disponibles. Pour chacune de ces électrodes, nous avons calculé le temps de latence de la composante P1 des potentiels évoqués. Nous disposons donc de deux données, d'un côté le temps de latence  $t_{dz}$  de la composante P1 et de l'autre le temps d'occurrence  $t_0$ . Ces deux valeurs sont calculées avec un écart-type connu. L'objectif est de vérifier si on peut affirmer statistiquement que ces deux valeurs sont semblables.

Nous cherchons donc à évaluer si deux valeurs temporelles obtenues à partir de la moyenne sur plusieurs essais sont équivalentes. En d'autres termes, nous voulons confirmer que deux distributions dont nous connaissons la moyenne et l'écart-type sont semblables. L'opération statistique est un test d'égalité de la moyenne de ces deux distributions. Nous voulons donc tester l'hypothèse  $H_0: t_{dz} = t_0$  contre l'hypothèse alternative  $H_1: t_{dz} \neq t_0$ . Pour cela, nous avons choisi d'utiliser le test T de Student avec une erreur de type I  $\alpha = 5\%$  et une erreur de type II  $\beta = 10\%$ . Dans ce cas, le nombre minimal d'essais utilisés pour évaluer les valeurs de  $t_0$  et de  $t_{dz}$  doit être de 23. Nous éliminons donc le sujet 2 car les valeurs de  $t_0$  et  $t_{dz}$  ont été calculées à partir de seulement 10 essais dans ce cas. Pour les autres sujets, nous avons fait les moyennes à partir d'un nombre de données supérieur à 55 (tableau 4-2).

L'objectif de la recherche est de tester l'hypothèse  $H_0$  sur les 64 électrodes que nous avons enregistrées. Nous voulons donc réaliser des tests d'hypothèse multiples.

Dans ce cas, l'erreur de type I de l'ensemble de nos tests n'est pas égal à  $\alpha$ . En effet, si  $(1-\alpha)$  est la probabilité de ne pas se tromper sur un test, la probabilité de ne pas se tromper sur les 64 tests devient  $(1-\alpha)^{64}$ .

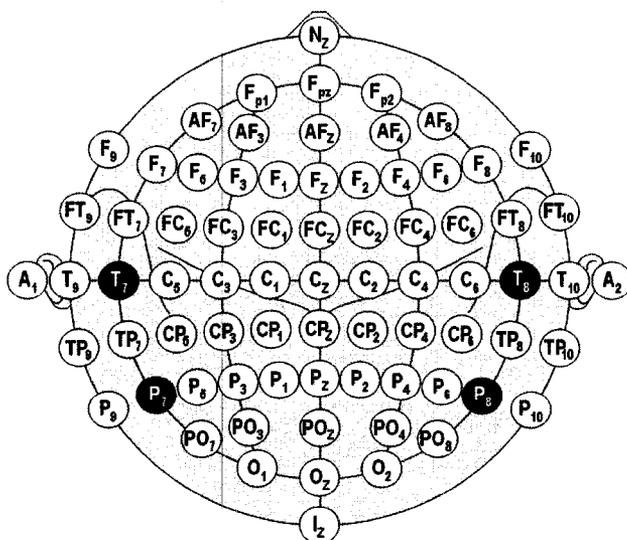
Pour résoudre ce problème, la méthode proposée par Bonferroni (Abdi, 2007) est de diviser le paramètre  $\alpha$  par le nombre  $k$  de tests à réaliser. Toutefois, il précise que la correction devient trop sévère si ce nombre est supérieur à 5. Comme, nous avons 64 tests à faire, nous ne pouvons pas utiliser entièrement cette correction. Toutefois, pour limiter les effets de ce problème, nous avons pris la valeur  $\alpha = 1\%$ . Une telle correction serait bonne si on n'avait que 5 tests, plutôt que 64, à effectuer. Comme, nous n'avons pas corrigé entièrement le problème, nous devons être plus critiques en tirant nos conclusions. Il ne suffit pas qu'un test sur les 64 soit positif pour conclure que l'ensemble des tests est positif.

Nous avons donc redéfini l'erreur de type I qui est maintenant  $\alpha=1\%$ . Toutefois, vu que nous avons utilisé plus de 55 données pour évaluer  $t_0$  et  $t_{dz}$ , notre test reste puissant ( $\beta =10\%$ ). Le tableau 5.1 représente les valeurs du paramètre  $t$  obtenu pour différentes électrodes. Si  $|t| \leq 2.576$ , on accepte l'hypothèse que les moyennes sont semblables. Sur le tableau 5.1, on a indiqué en rouge les valeurs de  $|t|$  inférieures à 2.576. Les électrodes ne possédant pas de pic sont indiquées avec la mention P/P.

**Tableau 5-1 Valeurs du paramètre t de Student comparant le temps d'occurrence et le temps de latence de la composante P1 pour les électrodes F7, Fz, F2, C1, Cz et C2.**

Sujets	Électrodes					
	F7	Fz	F2	C1	Cz	C2
3	-4,05	-3,66	-3,32	-1,83	-0,44	1,59
4	-2,18	P/P	P/P	P/P	P/P	P/P
5	5,33	-0,83	-0,32	-6,38	-4,84	-0,27
6	-6,47	-14,58	-8,02	P/P	P/P	-27,03
7	-7,08	-7,81	-7,76	-9,86	-9,53	-8,87
8	P/P	P/P	P/P	1,28	4,13	P/P
9	-1,07	-1,16	-0,86	0,24	0,54	1,02
10	-5,72	-6,24	-5,16	-13,73	-14,61	P/P
11	2,71	0,98	1,81	-6,70	-8,04	5,55
12	3,53	2,76	2,85	0,75	-0,26	4,28

Pour permettre une meilleure illustration des données, nous avons représenté sur une carte du crâne montrant la position des différentes électrodes selon le système étendu 10-20 (figure 5.11), les résultats obtenus à partir du calcul des différentes valeurs de t. Notons que sur la carte que nous avons présentée, nous n'avons pas utilisé les électrodes F9, F10, FT9, FT10, T9, T10, TP9, TP10 et Nz.



**Figure 5-9 Carte du crâne montrant la disposition des électrodes selon le système étendu 10-20.**

Nous avons colorié

- En bleu les électrodes pour lesquelles nous avons accepté l'hypothèse  $H_0 : t_{dz} = t_0$  contre l'hypothèse alternative  $H_1 : t_{dz} \neq t_0$  avec  $\alpha = 1\%$ .
- En vert, celles pour lesquelles nous avons rejeté l'hypothèse  $H_0$  contre l'hypothèse alternative  $H_1 : t_{dz} < t_0$  avec  $\alpha = 0.5\%$ .
- En rouge, celles pour lesquelles nous avons rejeté l'hypothèse  $H_0$  contre l'hypothèse alternative  $H_1 : t_{dz} > t_0$  avec  $\alpha = 0.5\%$ .

Lorsque l'électrode n'a pas de composante P1 se situant dans l'intervalle défini, les électrodes sont alors colorées en gris. Les électrodes qui n'ont pas été validées pour le sujet lors de l'analyse préliminaire ne sont pas colorées.

Les figures 5.12 à 5.22 montrent les résultats obtenus pour les sujets 3 à 12. On peut lire sur ces figures que, en dehors des sujets 6, 7 et 10, tous les autres sujets ont plusieurs électrodes de la région Frontale ou centrale ( $F_i$  ou  $FC_i$ ) coloriées en bleu. En d'autres termes **pour ces sujets, on a plusieurs électrodes pour lesquelles on a  $t_{dz} = t_0$ .**

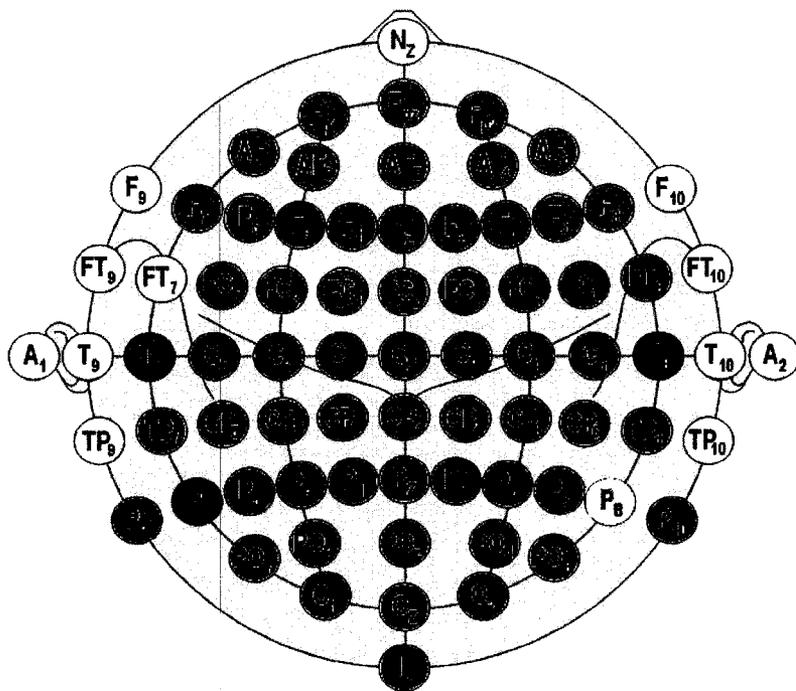


Figure 5-10 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour le sujet 03

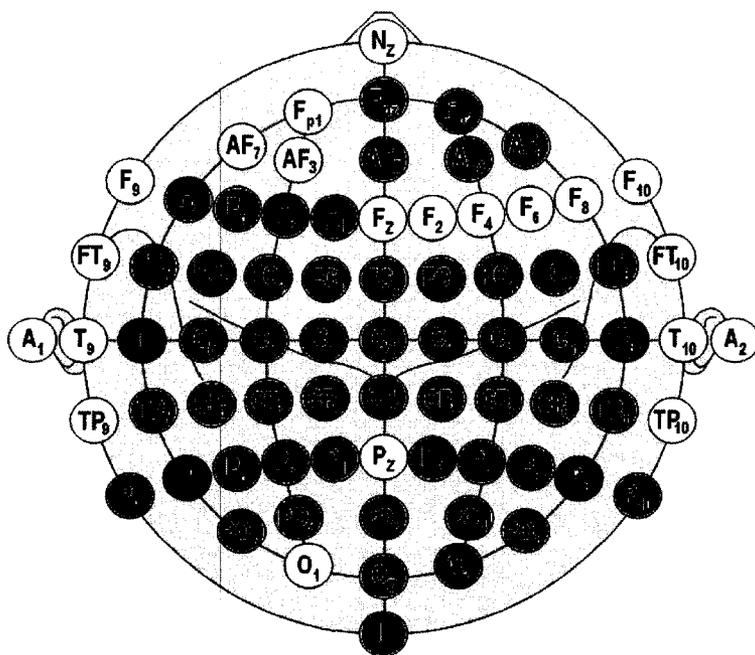


Figure 5-11 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour le sujet 04

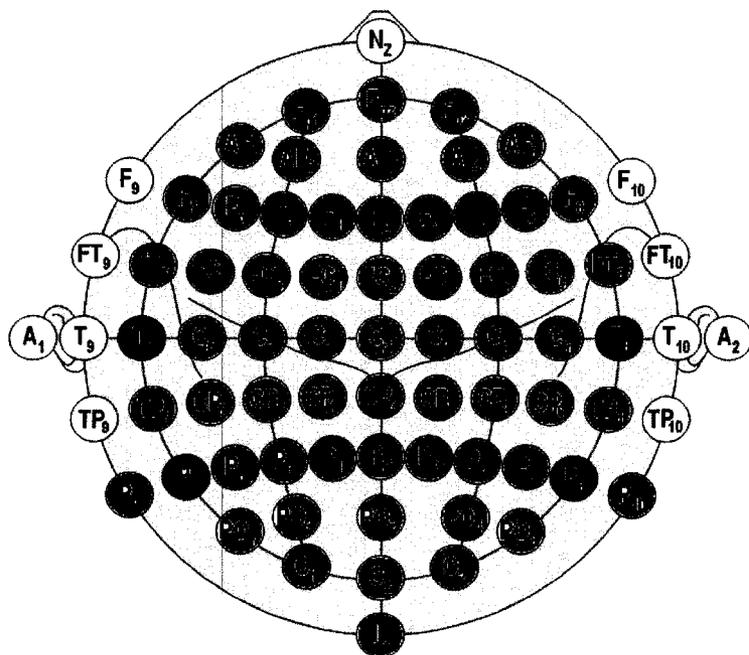


Figure 5-12 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour le sujet 05

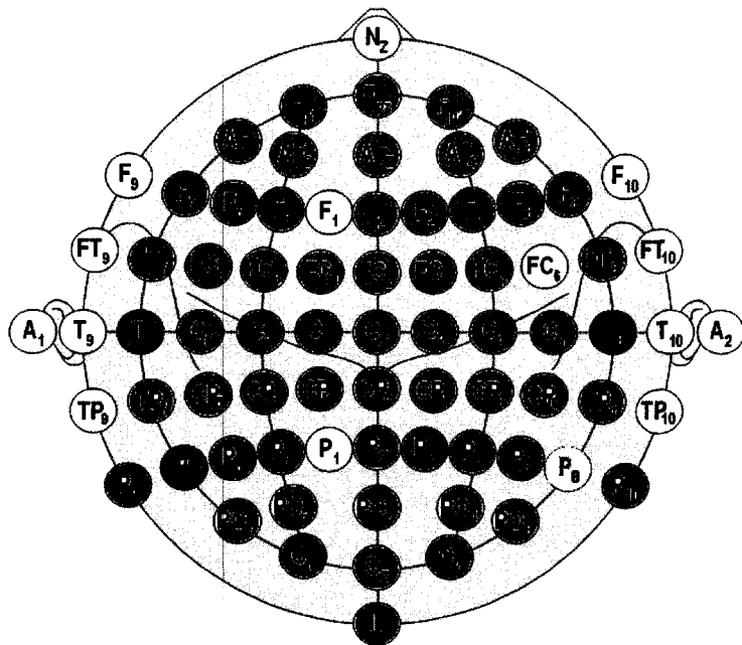


Figure 5-13 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour le sujet 06

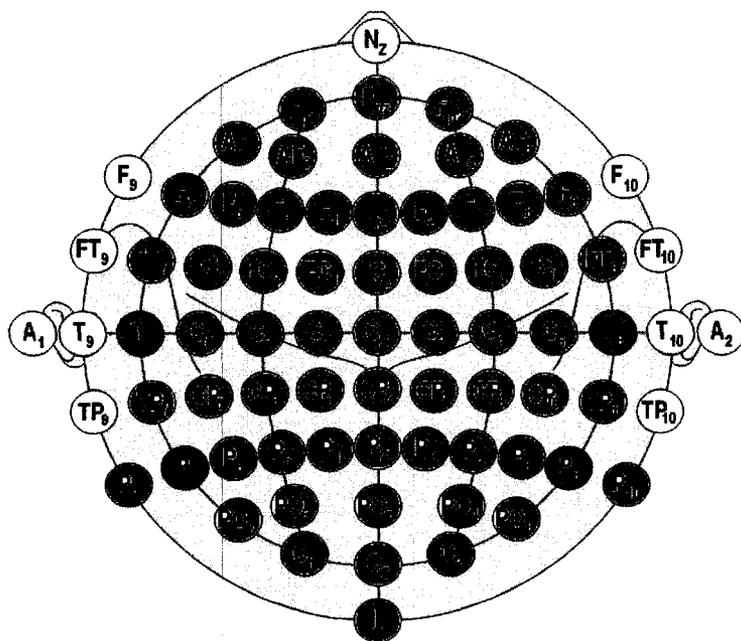


Figure 5-14 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour le sujet 07

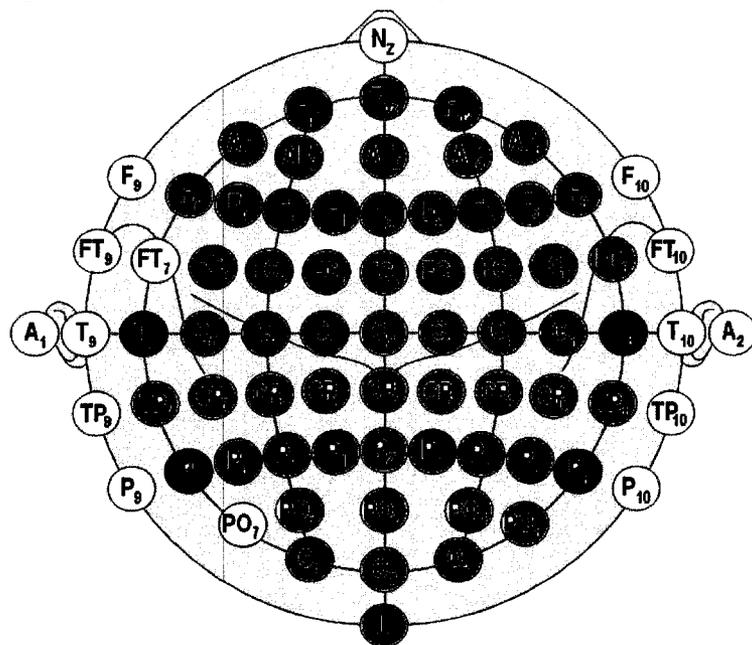


Figure 5-15 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour le sujet 08

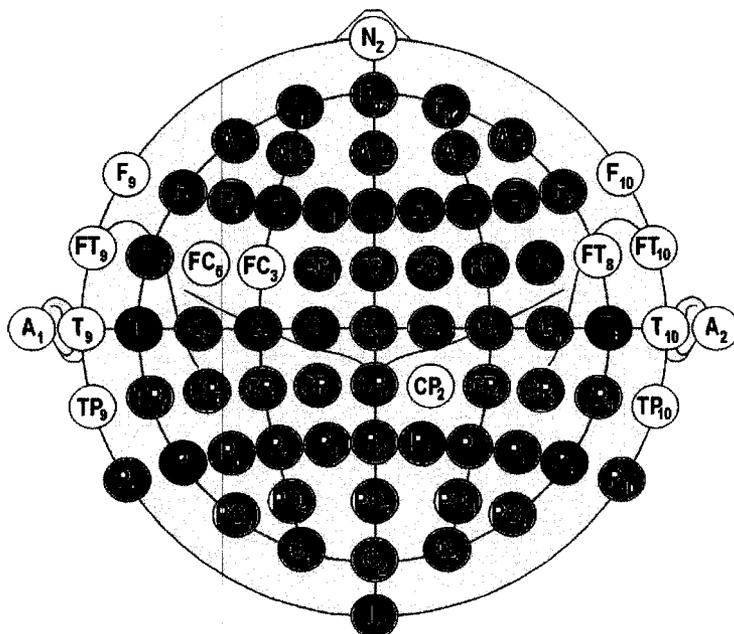


Figure 5-16 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour le sujet 09

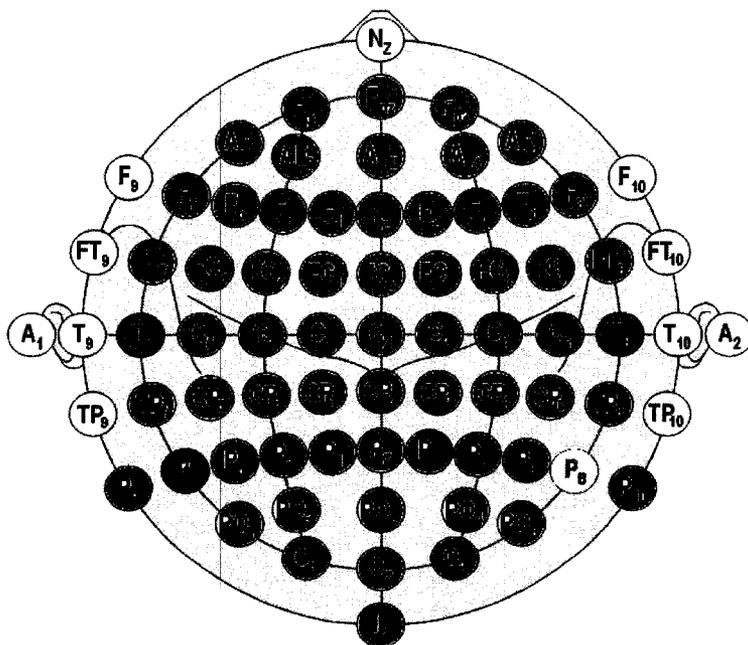


Figure 5-17 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour le sujet 10

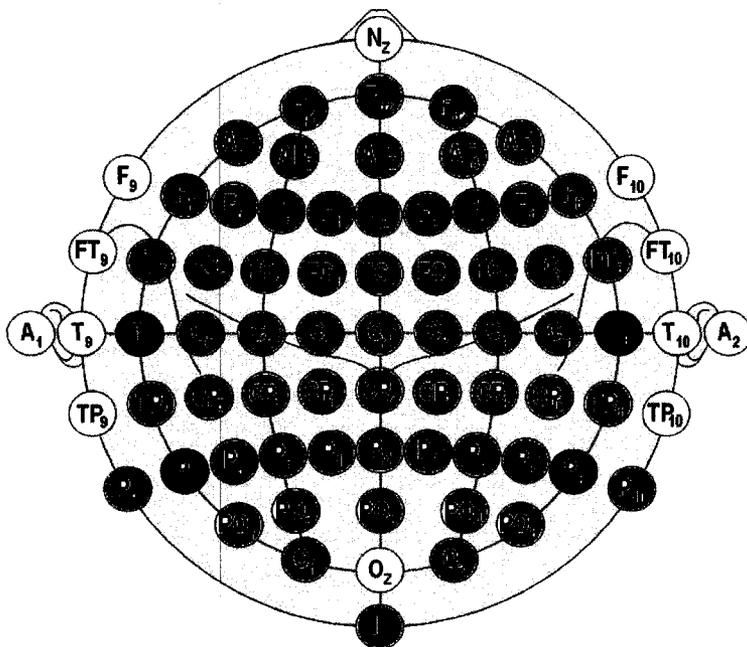


Figure 5-18 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour le sujet 11

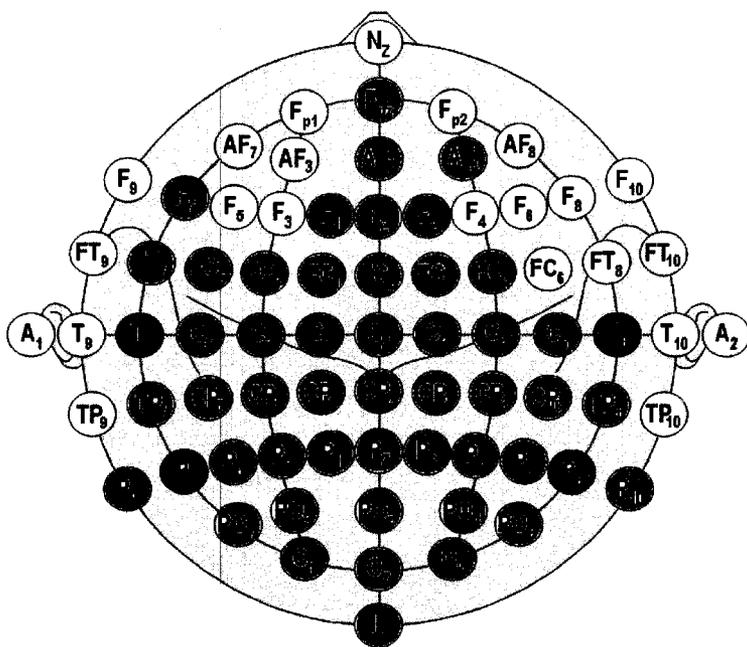


Figure 5-19 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour le sujet 12

À partir de ces données, on réalise des cartes moyennes indiquant le pourcentage de sujets qui possèdent une électrode avec une même couleur donnée. Ainsi la figure 5-21 représente le pourcentage de sujets qui ont des électrodes colorées en bleu. La figure 5-22 représente ceux avec les électrodes en vert, tandis que la figure 5-23 représente ceux avec les électrodes en rouge et la figure 5-24 les électrodes en gris.

nul	1-25%	26-50%	51-75%	76-100%

Figure 5-20 Légende pour les figures 5.21 à 5.25. Nous avons défini 4 zones de couleurs selon le pourcentage de sujets qui ont l'électrode d'une même couleur donnée.

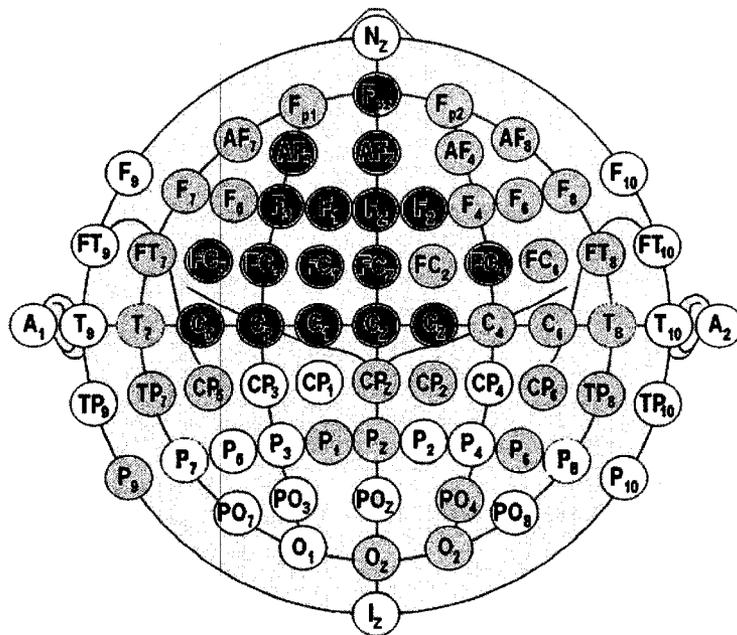
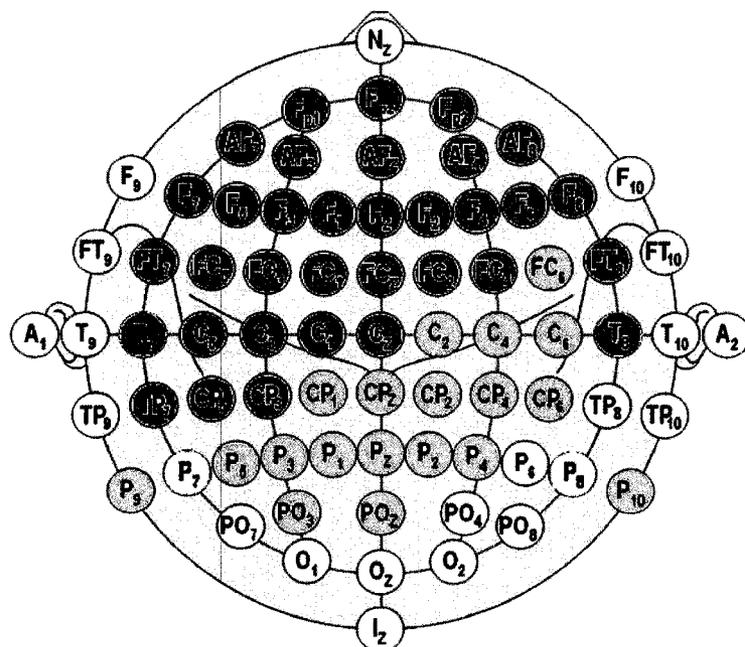


Figure 5-21 Carte moyenne montrant les pourcentages de sujets qui ont leurs électrodes colorées en bleu.

Comme on peut le voir sur la figure 5-21, plusieurs sujets ont les électrodes de la zone frontale, fronto-centrale et centrale colorées en bleu. On note également une répartition plus vers la gauche. Le tableau 5-2 donne les valeurs de pourcentage pour certaines de ces électrodes.

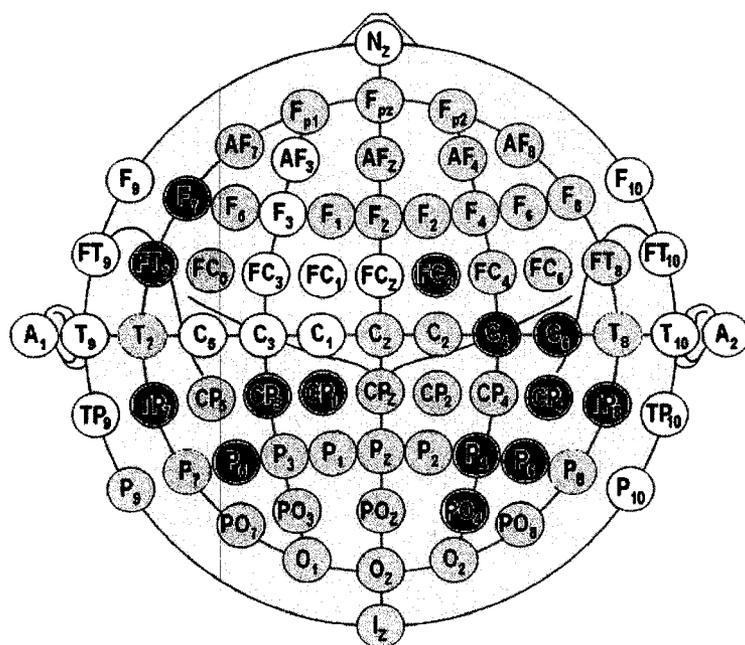
**Tableau 5-2 Pourcentage de sujets qui ont les électrodes représentées colorées en bleu**

Électrodes	FC5	FC3	FC1	C1	C3	C5
Pourcentage	40	40	40	40	40	40



**Figure 5-22 Carte moyennant montrant le pourcentage de sujets qui ont leurs électrodes en vert**

La carte de la figure 5-22 montre qu'on a également plusieurs sujets qui ont leurs électrodes en vert dans les régions frontale et centrale.



**Figure 5-23** Carte moyenne montrant le pourcentage de sujets qui ont leurs électrodes en rouge

Sur la figure 5-23, on peut voir que les électrodes en rouge sont plus concentrées dans la région centrale et centro-parietal de droite.

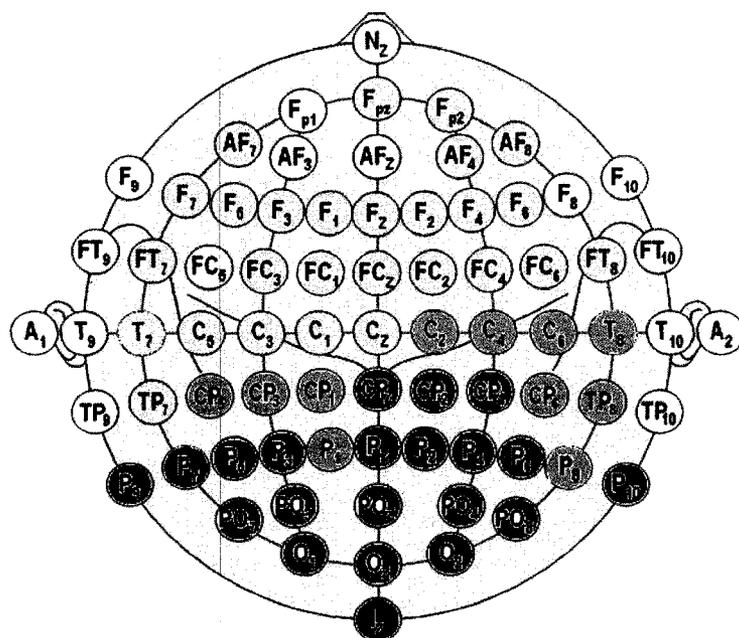


Figure 5-24 Carte moyenne montrant le pourcentage de sujets qui ont leurs électrodes en gris.

Les électrodes dans la région P et PO ne possèdent pas de pic, d'après la figure 5-24.

### 5.3.3 Conclusion

Nous avons identifié pour **plusieurs sujets, plusieurs électrodes dans la même zone (frontale, fronto-centrale et centrale)** telles que le potentiel évoqué obtenu à partir des signaux générés par les essais avec un stimulus visuel possède une composante positive dont le temps de latence est statistiquement semblable au temps d'occurrence du sujet. En d'autres termes, pour ces sujets, nous avons identifié une activité électrique (représentée par la composante positive des potentiels évoqués) qui se produit dans le SNC à l'instant prévu par le modèle pour être l'instant auquel, le SNC émet sa commande. Lorsqu'on élargit l'intervalle utilisé à  $2\sigma$ , **tous les sujets** possèdent une telle

électrode. **Ces observations confirment que la prédiction du temps d'occurrence du modèle Delta-Lognormal est justifiée.**

L'expérience réalisée nous a permis de **confirmer le sens du temps d'occurrence, comme étant l'instant où le SNC émet sa commande dans le processus d'exécution d'un mouvement volontaire induit.** On peut donc émettre l'hypothèse que cet instant correspond à un **instant de volition** dans les étapes de production du mouvement humain. Dans les sections subséquentes, nous présentons l'une après l'autre, les autres conclusions majeures que nous avons tirées de cette étude.

#### ***5.4 Hypothèses sur la localisation des différentes étapes de l'exécution d'un mouvement volontaire induit***

Dans le processus d'exécution du mouvement induit, nous avons trois étapes : une étape de préparation, une étape d'émission de la commande et une étape d'exécution de la commande. Il est intéressant de savoir dans quelle région du cerveau, chacune de ces phases s'exécute. Nous avons essayé d'identifier chacune de ces zones en utilisant les résultats obtenus à partir des figures 5.12 à 5.21.

Sur ces figures (5.12 à 5.21), nous avons indiqué cinq codes de couleur : les électrodes en bleu, celles en rouge, en vert, en gris et celles qui sont non colorées. Les électrodes en bleu correspondent à celles pour lesquelles nous avons statistiquement  $t_0 = t_{dz}$ . Elles peuvent être considérées comme couvrant principalement la région d'émission

de la commande. En effet, ces électrodes sont telles qu'on y enregistre une activité électrique à l'instant où le SNC émet sa commande d'après le modèle Delta-Lognormal. Les électrodes en rouge correspondent à celles pour lesquelles  $t_0 < t_{dz}$ . Pour ces électrodes, le pic du potentiel arrive après le temps d'occurrence. On peut donc admettre qu'elles couvrent principalement une zone dont l'activité électrique se produit après l'émission de la commande. On peut donc supposer qu'elle couvre la zone d'exécution de la commande. Les électrodes en vert quant à elles sont définies par  $t_0 > t_{dz}$ . Dans ce cas, le pic du potentiel arrive avant le temps d'occurrence. Ces électrodes sont caractérisées par une activité électrique avant l'émission de la commande. Dans le processus d'exécution du mouvement, on peut supposer qu'elles couvrent principalement la zone de préparation de la commande. Nous avons ainsi défini trois zones : préparation – émission – exécution. Les électrodes colorées en gris définissent une zone du cerveau qui n'intervient pas dans la production du mouvement.

L'observation des figures 5.12 à 5.21 révèle qu'il n'y a pas de motif récurrent pour tous les sujets. Toutefois, les sujets 06, 07 et 10, qui ont un temps d'occurrence élevé par rapport à la moyenne, présentent beaucoup d'électrodes en vert. Cela peut s'expliquer par le fait qu'ils prennent beaucoup plus de temps que les autres pour préparer leur mouvement et que pour cela, ils sollicitent une plus grande région du cerveau pour la préparation que les autres sujets. Le sujet 03, bien que n'ayant pas un temps d'occurrence élevé, a également une plus grande surface en vert. Dans son cas, on peut également supposer qu'il privilégie la préparation dans le processus d'exécution du

mouvement. Les sujets 05, 08, 11 et 12 par contre, ont une plus grande région en rouge. Cela traduit qu'ils accordent une priorité à l'exécution du mouvement. Le sujet 09 a une plus grande région associée à l'émission de la commande. Cela signifie qu'ils accordent une plus grande importance à la prise de décision. Rappelons toutefois, que ces conclusions représentent un essai d'explication des phénomènes en jeu.

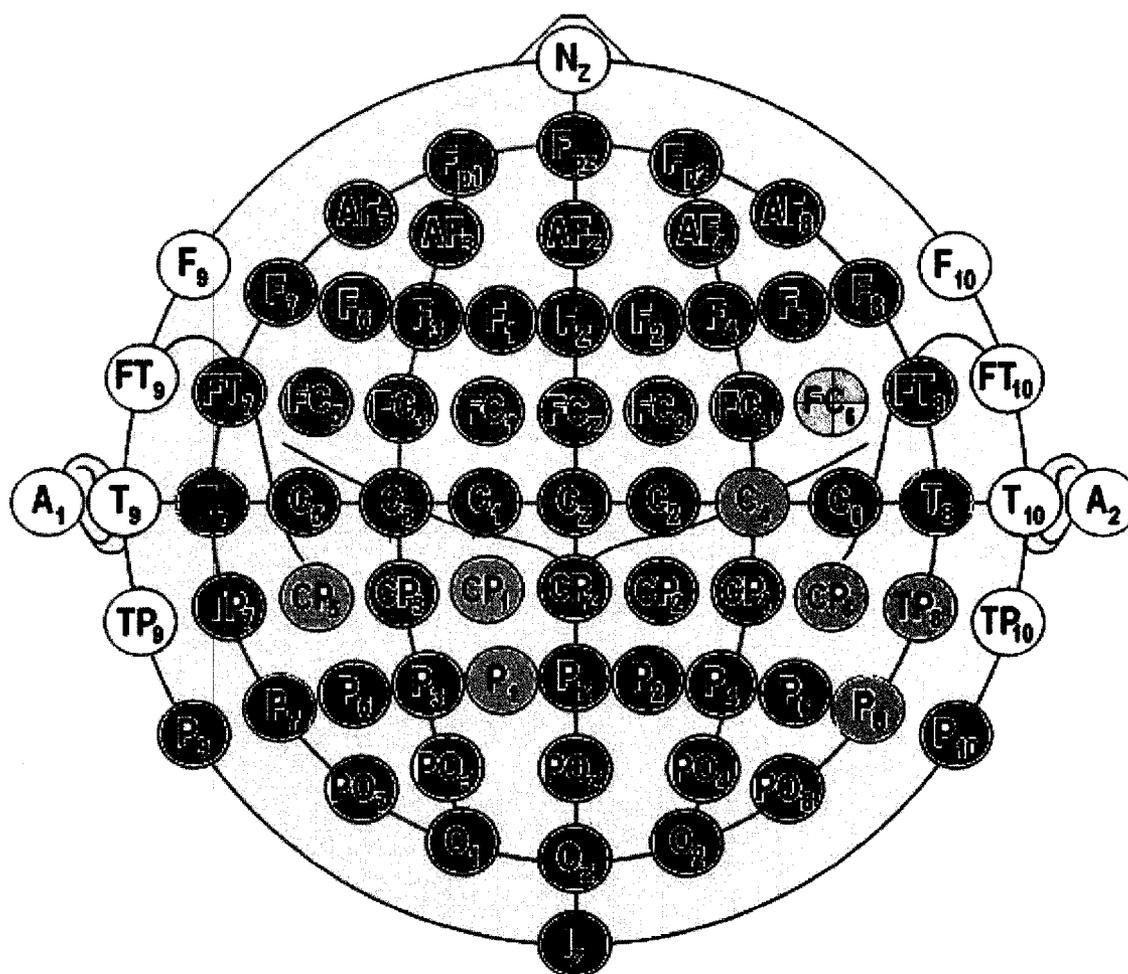


Figure 5-25 Carte du crâne illustrée à partir de la mise en commun des résultats obtenus chez tous les sujets

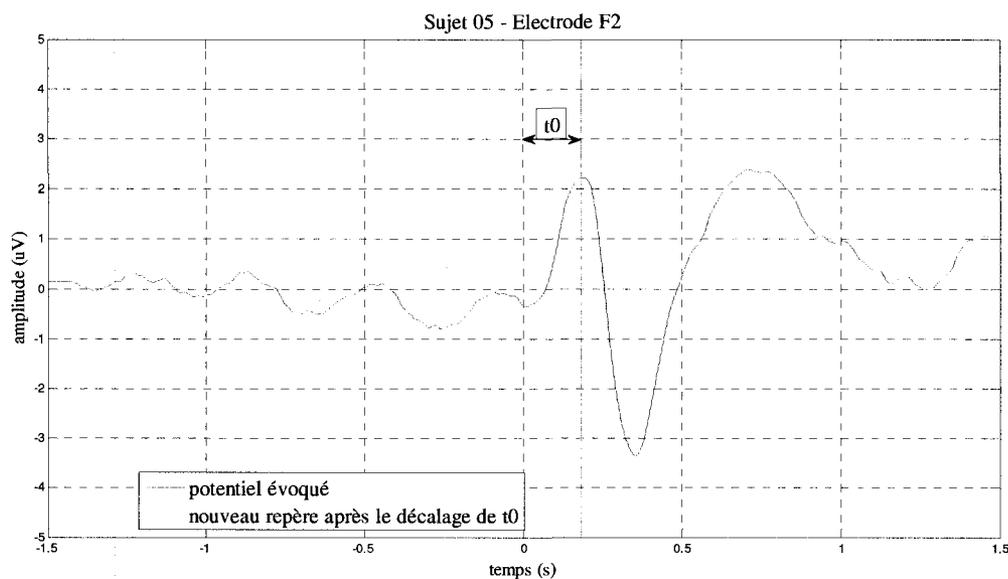
En rassemblant tous les sujets sur une seule carte, c'est-à-dire en créant une carte moyenne, on obtient la figure 5-23. Pour ce faire, on utilise comme couleur d'une électrode, la couleur majoritaire (majorité relative) pour tous les sujets. On peut lire sur cette figure que la zone de préparation est la plus importante des régions actives. De plus, elle est située au niveau préfrontal. La région d'émission est la seconde zone et se situe au niveau frontal et central. La zone d'exécution est très peu représentée et pour finir une bonne partie du cerveau ne participe pas à l'exécution du mouvement.

En définitive, selon la stratégie utilisée par le sujet, il attribue plus d'espace à une phase par rapport aux autres. La phase de décision reste toutefois celle qui utilise le moins d'espace.

### ***5.5 Utilisation du temps d'occurrence dans l'analyse des potentiels évoqués***

Dans la première partie de l'analyse, nous avons traité les données EEG et les profils de vitesse séparément. Nous avons abouti à l'existence d'une relation entre le paramètre  $t_0$  et la composante P1 des potentiels évoqués obtenus à partir des essais avec stimuli visuels. Pour les essais avec stimuli auditifs, nous n'avons pas obtenu de motif récurrent. Les potentiels évoqués avaient été obtenus en synchronisant les essais par rapport à l'instant d'émission du stimulus, pris comme référence. Dans la seconde partie du traitement des données, plutôt que d'utiliser comme référence pour chaque essai

l'instant d'émission du stimulus associé, nous avons utilisé la valeur de  $t_0$  calculée par le modèle Delta-Lognormal pour cet essai. Pour ce faire, nous avons décalé l'origine du repère de chaque essai de la valeur  $t_0$  associé à l'essai (voir l'illustration de la figure 5-26). Ensuite, nous avons continué l'analyse avec la correction oculaire et les sous-étapes subséquentes (rejet des artefacts, correction de la ligne de base, moyennage et filtrage, voir section 4.3.1).

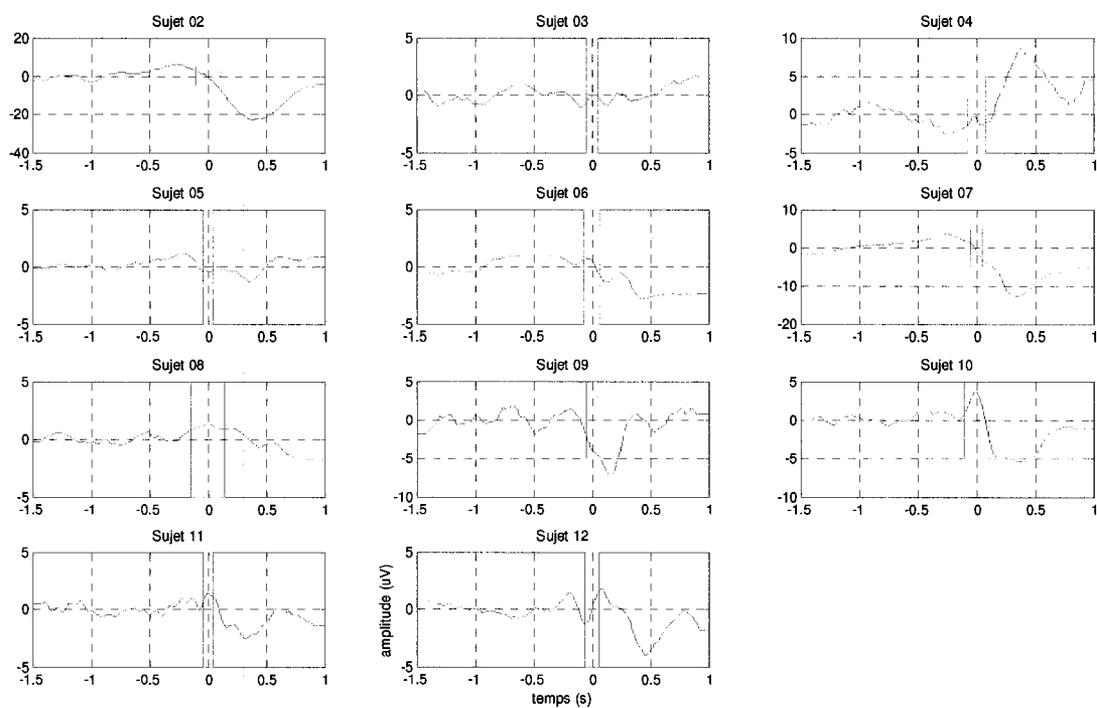


**Figure 5-26 Décalage du repère d'origine des potentiels évoqués par rapport à la valeur de  $t_0$  associé à chaque essai**

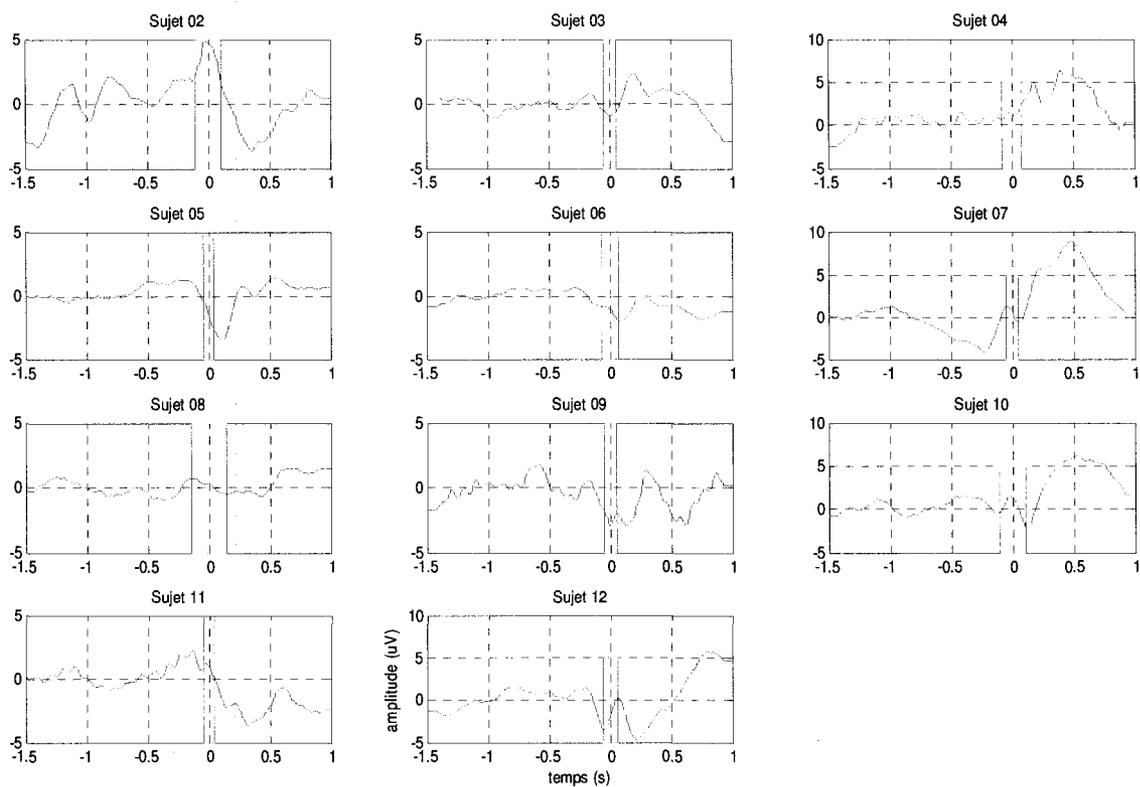
### 5.5.1 Résultats sur les essais à stimuli auditifs

Sur les figures 5-27 et 5-28, on constate qu'il n'y a aucun motif apparent. La transformation effectuée (moyenner les données par rapport à  $t_0$ ) n'a donc aucun effet sur les résultats des électrodes F7 et F2 en ce qui concerne les potentiels évoqués

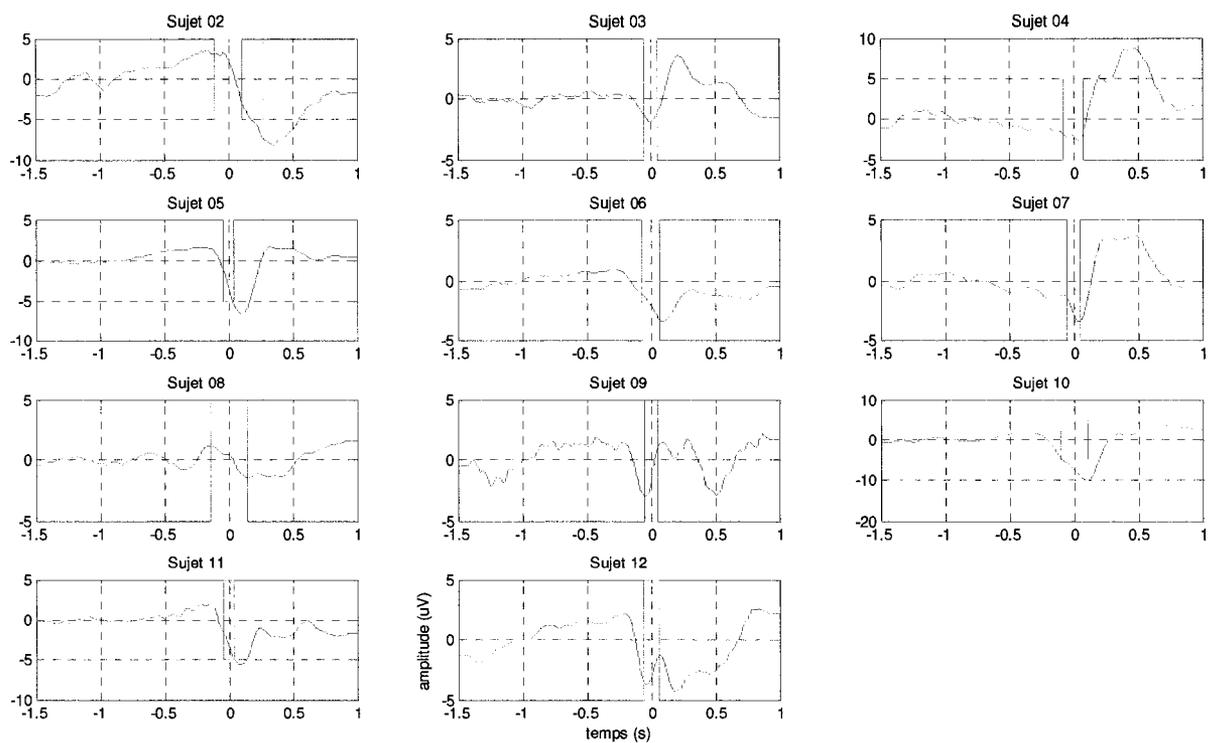
obtenus à partir des stimuli auditifs. Toutefois, contrairement à ce qu'on observait lorsqu'on a moyenné les données par rapport à l'instant d'émission du stimulus (aucun pic récurrent), cette opération révèle la présence d'un pic négatif pour les électrodes C1, Cz et C2 (voir les illustrations 5-29 à 5-31).



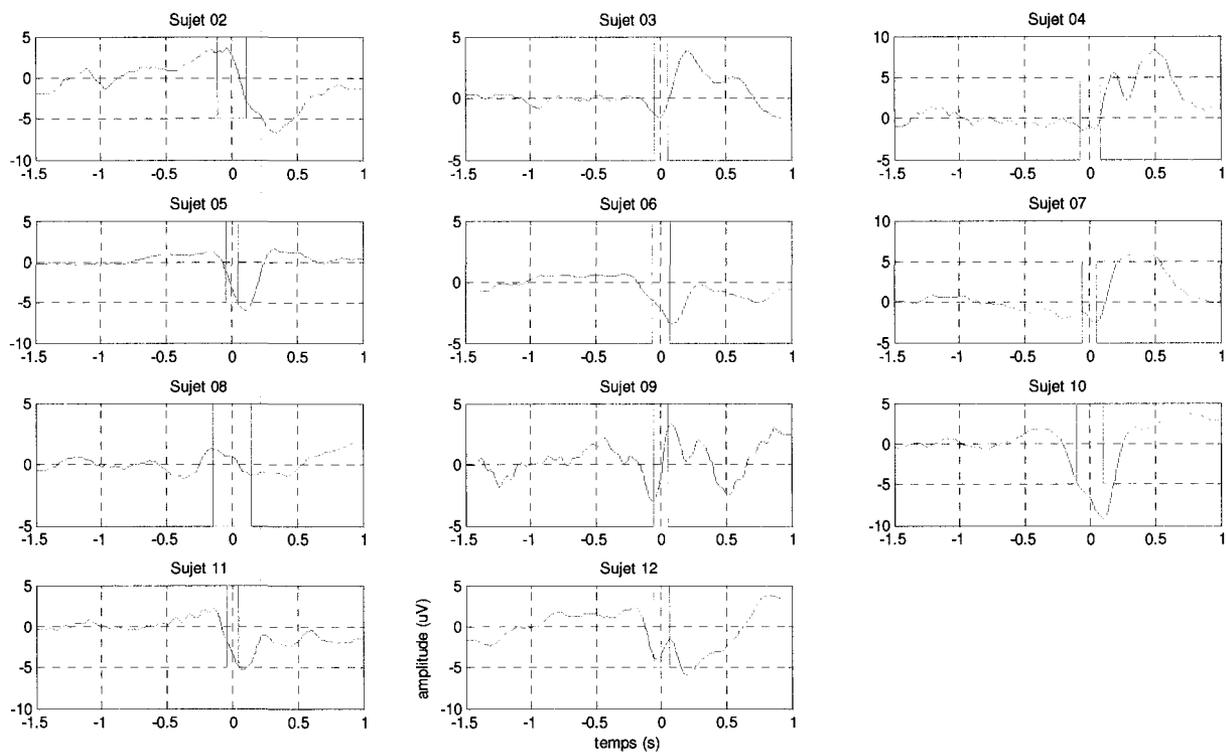
**Figure 5-27** Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif centré sur  $t_0$  – électrode F7. En rouge, l'intervalle formé par  $\pm \sigma t_0$  pour chaque sujet. Le temps  $t=0s$  correspond à l'instant où  $t=t_0$



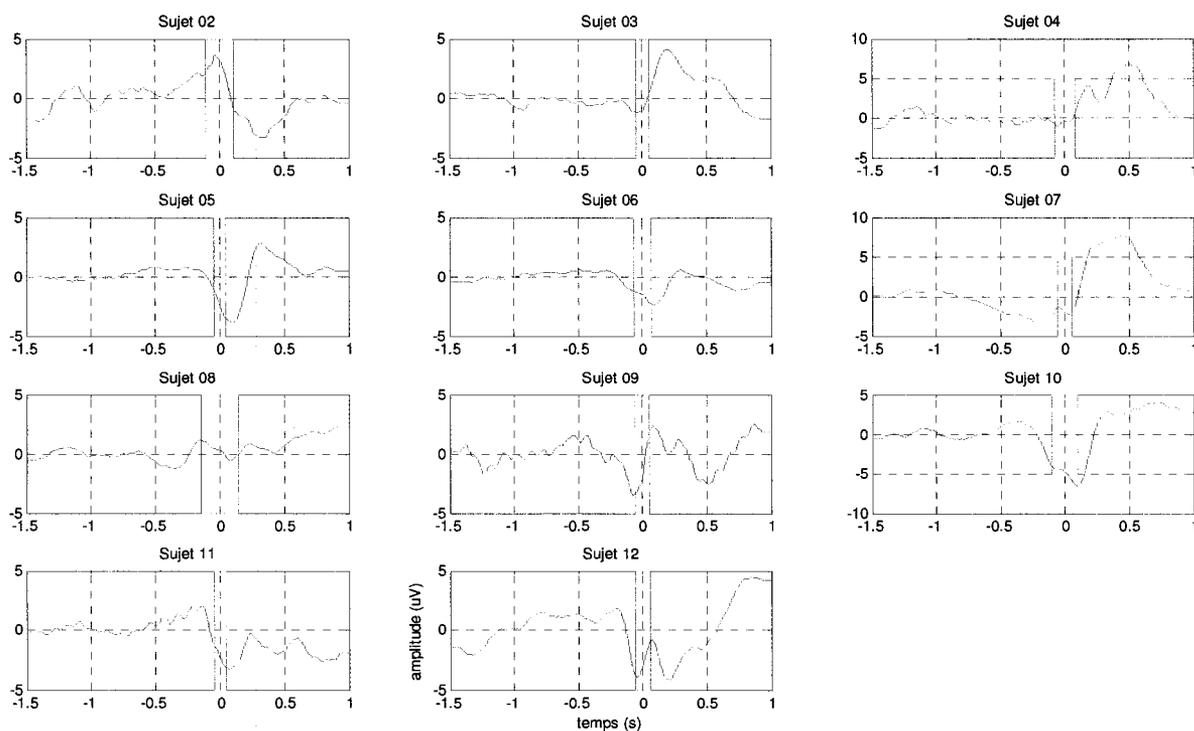
**Figure 5-28** Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif centré sur  $t_0$  – électrode F2. En rouge, l'intervalle formé par  $\pm \sigma t_0$  pour chaque sujet. Le temps  $t=0s$  correspond à l'instant où  $t=t_0$



**Figure 5-29** Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif centré sur  $t_0$  – électrode C1. En rouge, l'intervalle formé par  $\pm \sigma_{t_0}$  pour chaque sujet. Le temps  $t=0$ s correspond à l'instant où  $t=t_0$



**Figure 5-30** Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif centré sur  $t_0$  – électrode Cz. En rouge, l'intervalle formé par  $\pm \sigma_{t_0}$  pour chaque sujet. Le temps  $t=0$ s correspond à l'instant où  $t=t_0$

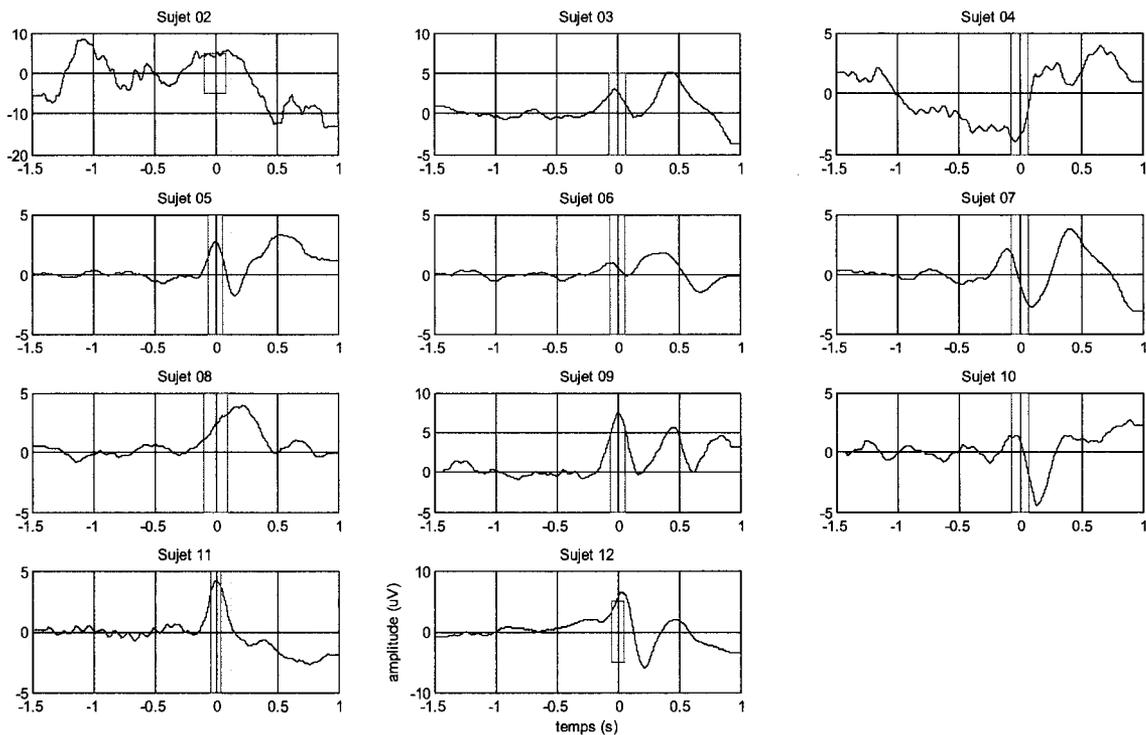


**Figure 5-31** Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus auditif centré sur  $t_0$  – électrode C2. En rouge, l'intervalle formé par  $\pm \sigma t_0$  pour chaque sujet. Le temps  $t=0s$  correspond à l'instant où  $t=t_0$

Cette composante négative atteint sa valeur maximale à un temps  $t_{dt}$  positif (confère la figure 5-29). L'origine du nouveau repère étant  $t_0$ , on a donc  $t_{dt} > t_0$ . Cela nous fait supposer que cette composante, mise à nue par l'utilisation de  $t_0$  dans l'analyse des potentiels évoqués, est reliée à l'exécution du mouvement. En utilisant, le même principe que dans la section 5-3, on admet alors que les électrodes C1, Cz et C2 couvrent principalement la zone motrice dans l'exécution du mouvement. Cette hypothèse est somme toute conforme aux résultats trouvés par Penfield et ses collègues.

## 5.5.2 Cas des essais à stimuli visuels

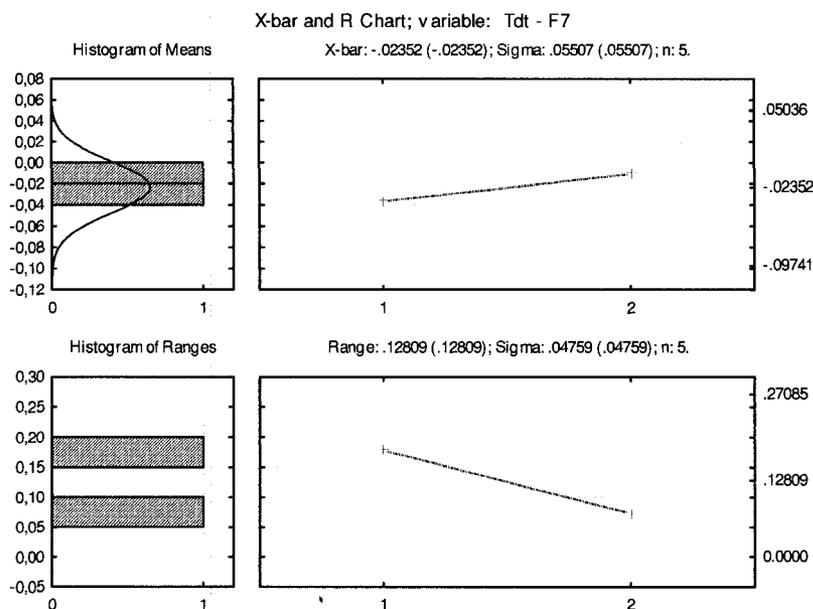
Sur la figure 5-32, on peut observer l'existence d'une composante positive dont le pic est à l'origine. Cette figure illustre le résultat obtenu pour l'électrode F2 de tous les sujets pour les essais à stimuli visuels. Nous avons évalué le temps de latence  $t_{dt}$  de cette composante pour tous les sujets en utilisant la même méthode que lors de la première partie de l'analyse. L'intervalle utilisée cette fois-ci est  $[-160\text{ms}; 160\text{ms}]$ .



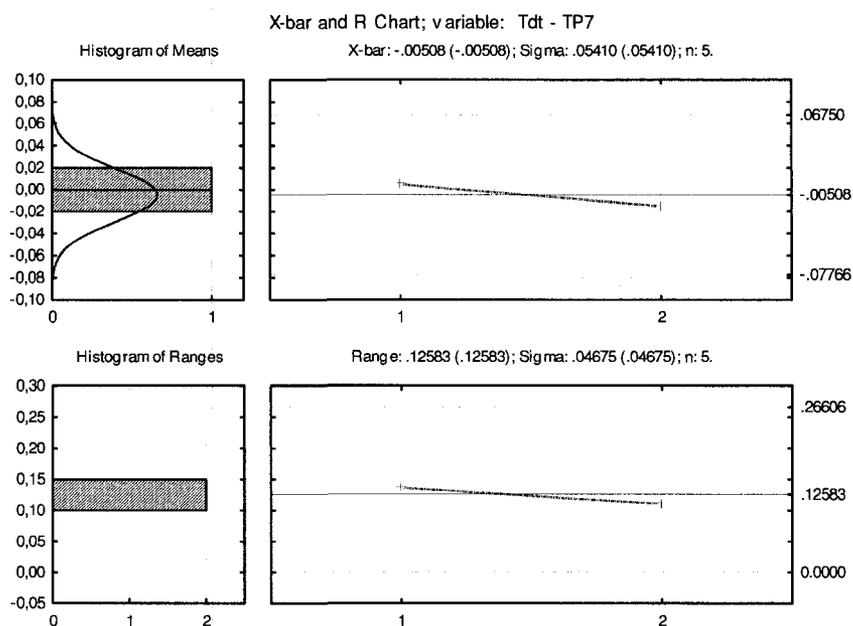
**Figure 5-32** Potentiel évoqué de tous les sujets – stimulus visuel centré sur  $t_0$  – électrode F2. En rouge, l'intervalle formé par  $\pm \sigma_{t_0}$  pour chaque sujet. Le temps  $t=0\text{s}$  correspond à l'instant où  $t=t_0$

Les figures 5-33 à 5-35 illustrent les variations des temps de latence  $t_{dt}$  pour les électrodes F7, TP7 et C1. Les cartes X-barre montrent une variabilité appréciable dans les limites calculées par les cartes de Shewhart. Les valeurs calculées sont donc valides.

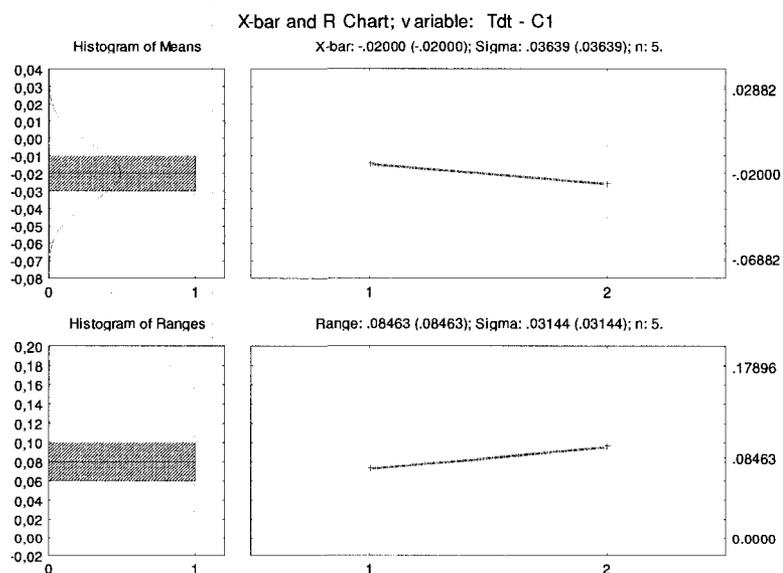
Les tableaux 5-3 et 5-4 présentent les valeurs  $t_{dt}$  et leur écart-type pour les électrodes F7, Fz, F2, C1, Cz et C2 pour tous les sujets. Dans ces tableaux, la mention P/P signifie qu'il n'y a pas de composante positive dans l'intervalle définie. Par la suite, nous avons appliqué le test de Student pour vérifier si ces valeurs sont statistiquement semblables à  $t_0 = 0 \pm \sigma_{t_0}$ . Les valeurs du paramètre t de Student pour les électrodes F7, Fz, F2, C1, Cz et C2 sont présentées dans le tableau 5-5. En rouge, sont indiquées, les valeurs critiques pour lesquelles, on peut conclure que l'hypothèse  $H_0$  est acceptée avec une marge d'erreur de 5%.



**Figure 5-33** Carte de Shewhart du temps de latence de la composante P1 pour les essais à stimuli visuels synchronisés par rapport à  $t_0$  et pour l'électrode F7



**Figure 5-34** Carte de Shewhart du temps de latence de la composante P1 pour les essais à stimuli visuels synchronisés par rapport à  $t_0$  et pour l'électrode TP7



**Figure 5-35** Carte de Shewhart du temps de latence de la composante P1 pour les essais à stimuli visuels synchronisés par rapport à  $t_0$  et pour l'électrode C1

**Tableau 5-3 Valeurs du temps de latence (en seconde) de la composante P1 pour les signaux synchronisés par rapport à  $t_0$  et pour les électrodes F7, Fz, F2, C1, Cz et C2.**

Sujets	Électrodes					
	F7	Fz	F2	C1	Cz	C2
2	-0,14	P/P	-0,06	-0,02	-0,02	0,02
3	-0,03	-0,02	-0,02	0,01	P/P	P/P
4	P/P	0,13	P/P	P/P	P/P	P/P
5	0,04	-0,01	0,00	-0,06	-0,04	-0,01
6	-0,06	P/P	-0,06	P/P	P/P	P/P
7	P/P	P/P	P/P	P/P	P/P	-0,11
8	P/P	P/P	P/P	-0,08	P/P	0,05
9	-0,01	0,00	0,01	0,01	0,02	0,03
10	-0,06	-0,07	-0,05	P/P	P/P	P/P
11	0,01	0,00	0,01	-0,06	-0,12	0,02
12	0,04	0,03	0,03	0,02	0,02	0,04

**Tableau 5-4 Valeurs de l'écart-type du temps de latence (en seconde) de la composante P1 pour les signaux synchronisés par rapport à  $t_0$  et pour les électrodes F7, Fz, F2, C1, Cz et C2.**

Sujets	Électrodes					
	F7	Fz	F2	C1	Cz	C2
2	0,009	P/P	0,054	0,097	0,100	0,101
3	0,066	0,052	0,055	0,083	P/P	P/P
4	P/P	0,014	P/P	P/P	P/P	P/P
5	0,063	0,056	0,049	0,057	0,052	0,051
6	0,057	P/P	0,061	P/P	P/P	P/P
7	P/P	P/P	P/P	P/P	P/P	0,044
8	P/P	P/P	P/P	0,002	P/P	0,012
9	0,044	0,061	0,062	0,062	0,063	0,064
10	0,064	0,048	0,055	P/P	P/P	P/P
11	0,052	0,057	0,060	0,065	0,020	0,055
12	0,066	0,058	0,060	0,058	0,056	0,051

**Tableau 5-5 Valeurs du paramètre t de Student comparant le temps d'occurrence et le temps de latence de la composante P1 pour les signaux synchronisés par rapport à  $t_0$  et pour les électrodes F7, Fz, F2, C1, Cz et C2.**

Sujets	Électrodes					
	F7	Fz	F2	C1	Cz	C2
2	-4,93	P/P	-1,83	-0,45	-0,45	0,41
3	-2,83	-2,32	-1,99	0,88	P/P	P/P
4	P/P	13,82	P/P	P/P	P/P	P/P
5	4,04	-0,51	0,14	-6,08	-3,97	-0,55
6	-6,42	P/P	-6,25	P/P	P/P	P/P
7	P/P	P/P	P/P	P/P	P/P	-11,71
8	P/P	P/P	P/P	-6,40	P/P	3,78
9	-0,61	0,37	0,88	1,50	1,89	2,75
10	-5,38	-6,82	-4,78	P/P	P/P	P/P
11	2,07	0,43	1,35	-7,91	-25,25	2,23
12	4,29	3,81	3,97	2,63	2,67	4,96

Dans cette analyse, nous représentons également les résultats de tous les sujets sur des cartes du cerveau figure 5-36 à 5-46. Les codes couleurs utilisées sont définis comme suit :

- En bleu les électrodes pour lesquelles nous avons accepté l'hypothèse  $H_0 : t_{dt} = 0$  contre l'hypothèse alternative  $H_1 : t_{dt} \neq 0$  avec  $\alpha = 5\%$ .
- En vert, celles pour lesquelles nous avons rejeté l'hypothèse  $H_0$  contre l'hypothèse alternative  $H_1 : t_{dt} < 0$  avec  $\alpha = 2.5\%$ .
- En rouge, celles pour lesquelles nous avons rejeté l'hypothèse  $H_0$  contre l'hypothèse alternative  $H_1 : t_{dz} > 0$  avec  $\alpha = 2.5\%$ .

Lorsque l'électrode n'a pas de composante se situant dans l'intervalle défini, les électrodes sont alors colorées en gris. Les électrodes qui ne sont pas valides pour le sujet ne sont pas colorées.

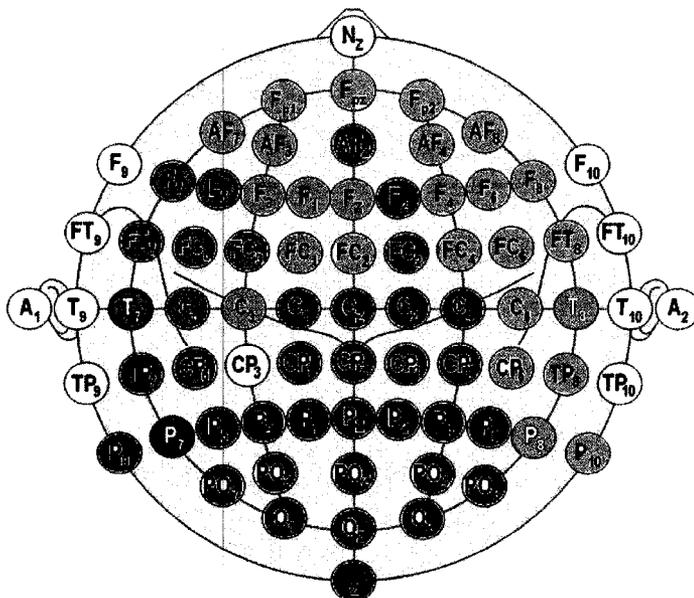


Figure 5-36 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour la 2<sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 02

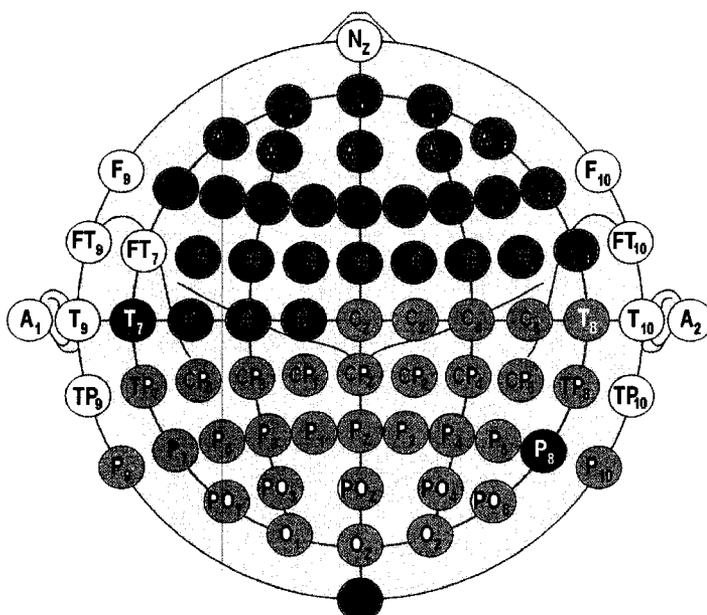


Figure 5-37 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour la 2<sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 03

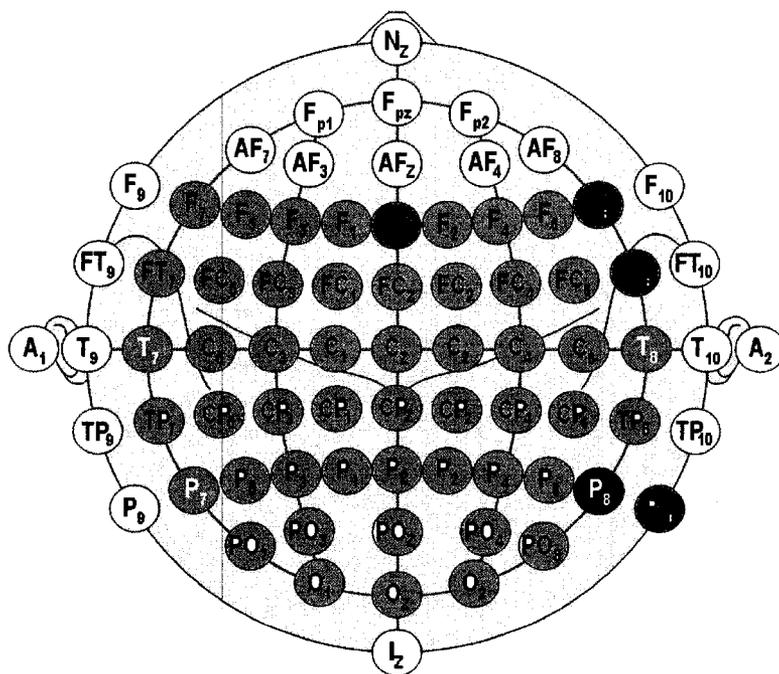


Figure 5-38 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour la 2<sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 04

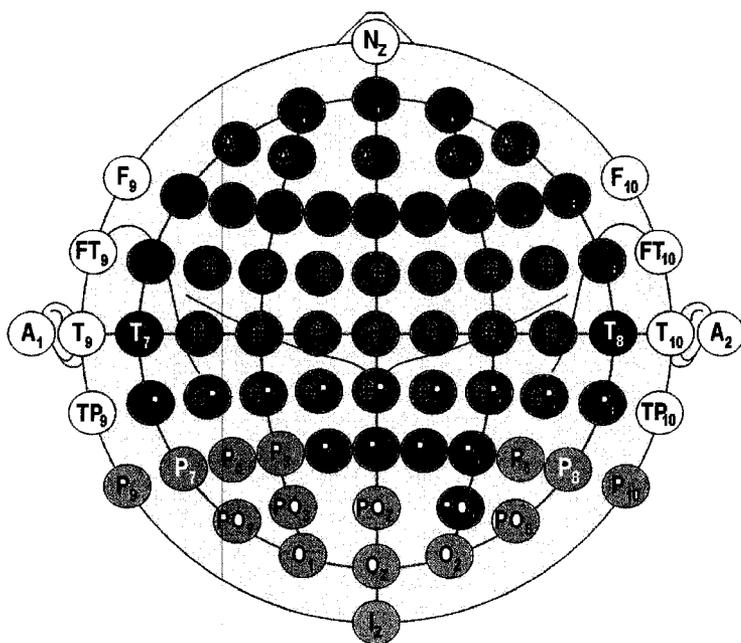


Figure 5-39 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour la 2<sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 05

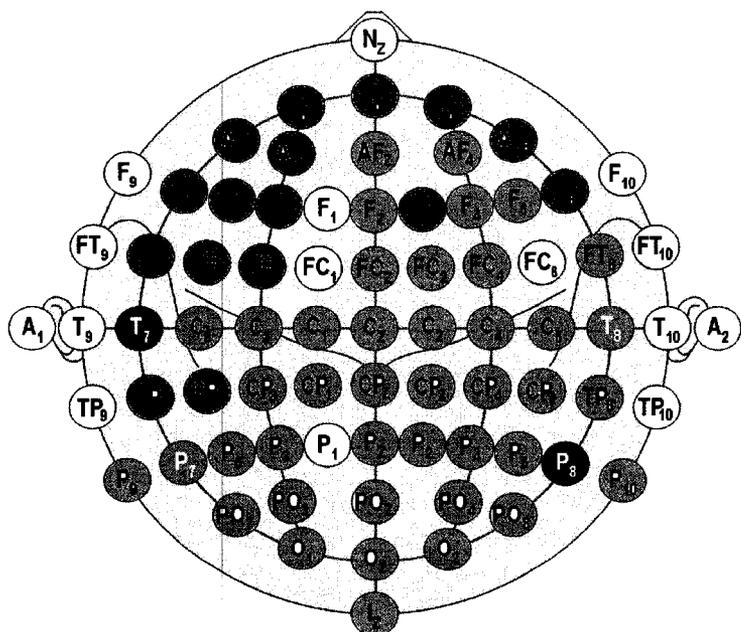


Figure 5-40 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour la 2<sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 06

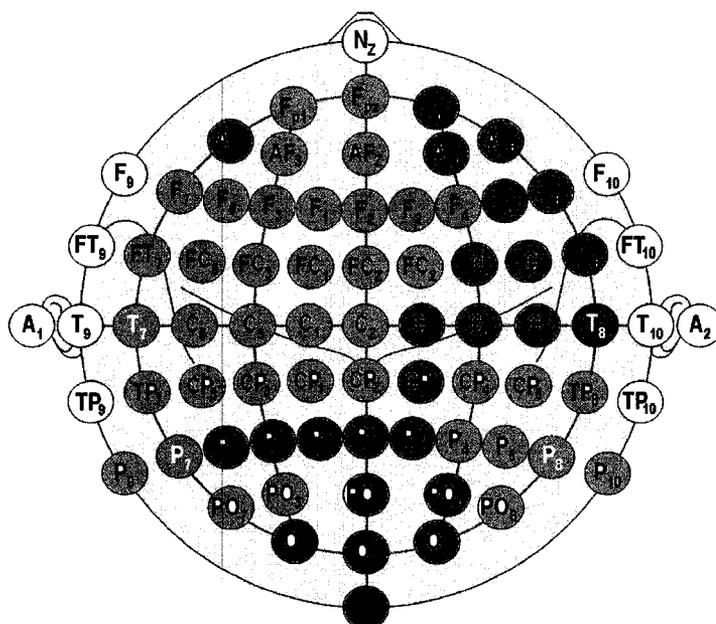


Figure 5-41 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour la 2<sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 07

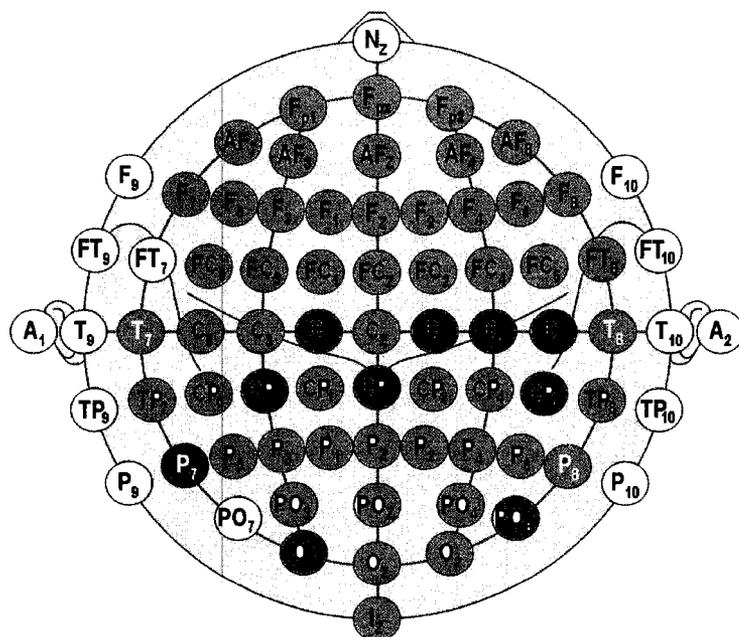


Figure 5-42 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour la 2<sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 08

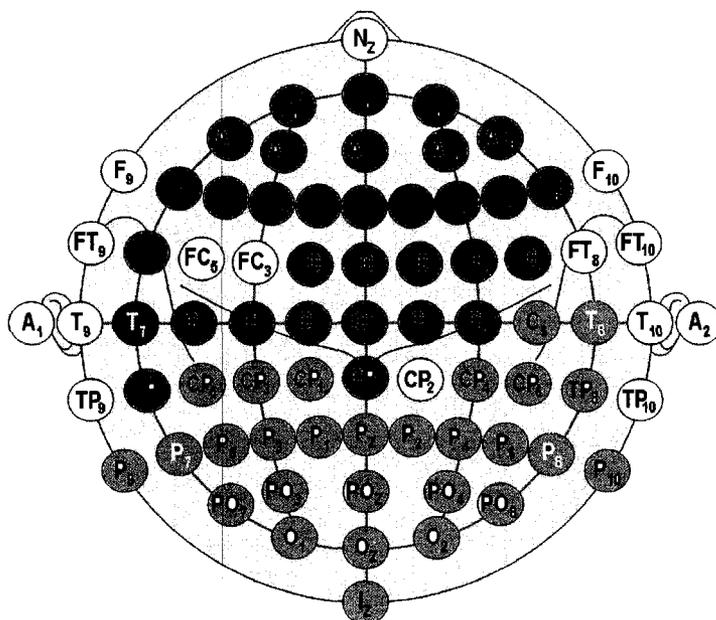


Figure 5-43 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour la 2<sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 09

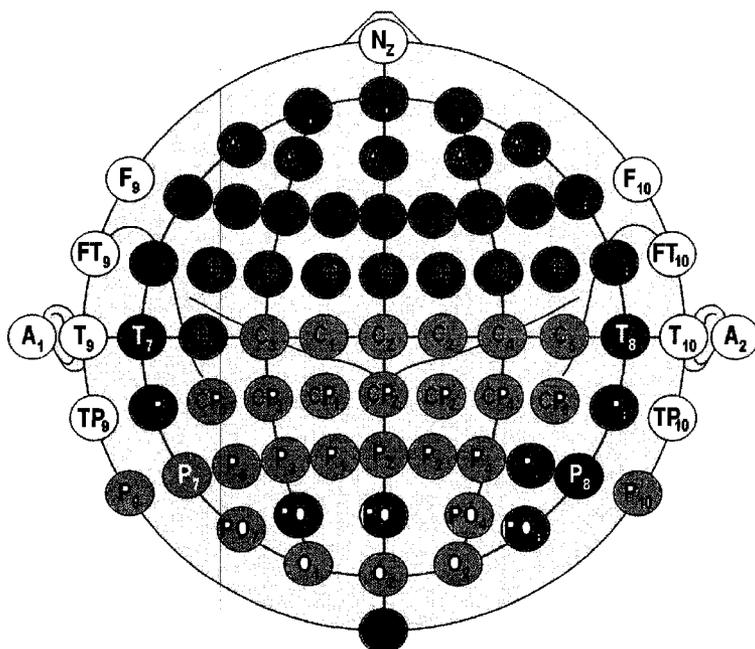


Figure 5-44 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour la 2<sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 10

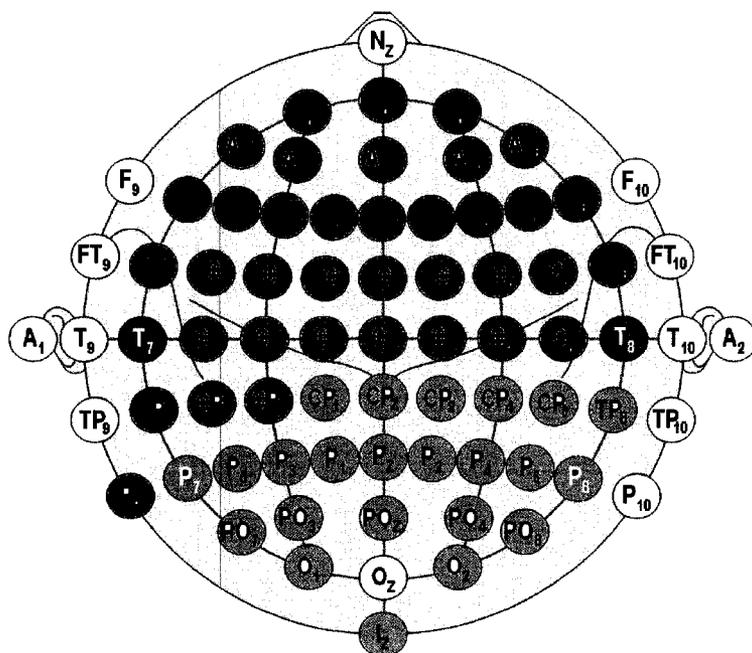


Figure 5-45 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour la 2<sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 11

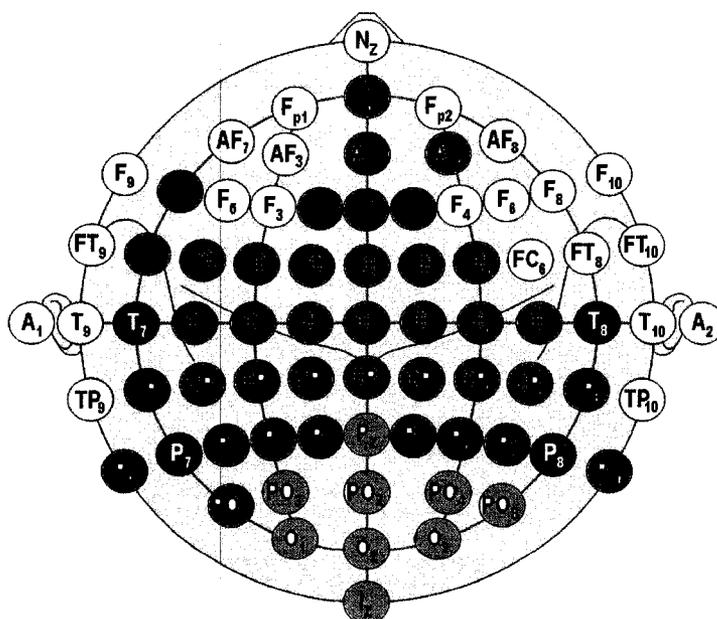


Figure 5-46 Carte du crâne illustrée à partir des valeurs du paramètre  $t$  de Student pour la 2<sup>e</sup> partie de l'analyse pour le sujet 12

Les résultats obtenus à la suite de ces données sont en conformité avec ceux obtenus pour l'étape 1. Nous avons la même couleur majoritaire selon les sujets. Par exemple le sujet 06 a une majorité d'électrodes en vert dans les deux cas. Le sujet 11 a une majorité de rouge dans les deux cas. Toutefois, certaines électrodes ont changé de couleur. De plus, nous avons 7 sur 10 sujets qui avaient plusieurs électrodes en bleu dans le premier cas. Ce pourcentage passe à 50% (5 sujets sur 10). Les conclusions que nous avons tirées après la première phase de l'analyse sont confirmées par la seconde phase dans le cadre des essais avec stimuli visuels.

### 5.5.3 Conclusion

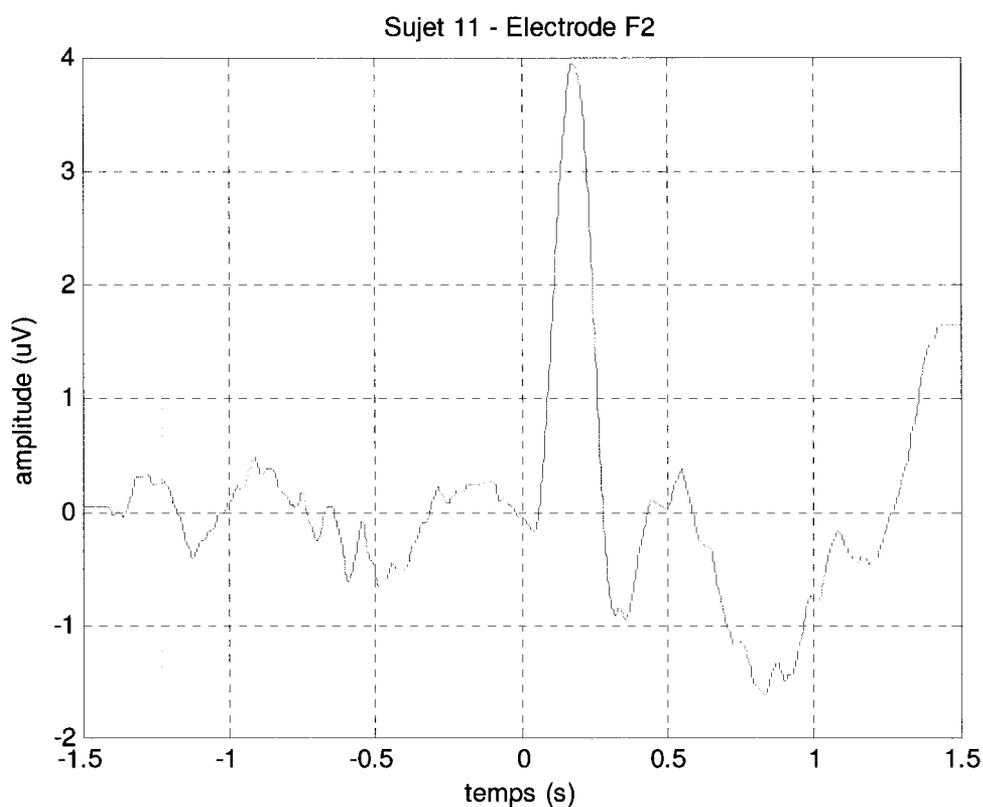
Dans la première phase de l'analyse, nous avons synchronisé tous les signaux par rapport aux temps d'émission des stimuli. Dans le cas des essais avec stimuli auditifs, nous n'avons trouvé aucun motif apparent. En revanche, dans le cas des essais avec stimuli visuels, nous avons trouvé une composante positive dont le temps de latence est statistiquement identique au temps d'occurrence obtenu à partir du modèle Delta-Lognormal.

Dans la seconde partie de l'analyse, nous avons choisi de synchroniser les signaux par rapport au temps d'occurrence de chaque essai. Pour les signaux obtenus à partir des essais auditifs, nous avons vu apparaître une composante négative. Nous pouvons donc conclure que cette opération **améliore le traitement de ces signaux.**

Dans le cas des signaux 'visuels', nous obtenons une confirmation des résultats obtenus dans la première phase.

### ***5.6 Nouvelle composante de potentiels évoqués: Composante du temps d'occurrence***

Dans les régions frontale et fronto-centrale de gauche, nous avons identifié une composante P1 dans les potentiels évoqués. La figure 5-45 illustre un bel exemple de cette composante. Le temps de latence de cette composante varie de 100ms à 240ms selon le sujet. Cette composante a été identifiée comme correspondant au temps d'occurrence du modèle Delta-Lognormal. Nous n'avons pas identifié dans la littérature cette composante. Toutefois, il faudra plus d'analyse avant de conclure à la découverte d'une nouvelle composante, qu'on pourrait appeler composante du temps d'émission de la commande; étant donné que nous avons montré qu'elle y est associée.



**Figure 5-47** Potentiel évoqué issu des essais à stimuli visuels illustrant la composante du temps d'occurrence. Le temps  $t=0s$  correspond à l'instant où le stimulus est émis

### ***5.7 Hypothèses sur l'extraction des paramètres***

Les différents algorithmes utilisés pour l'extraction des paramètres du modèle Delta-Lognormal à partir de profil de vitesse réelle donne parfois des résultats non conformes. À partir de cette expérience – ci, on peut définir une valeur inférieure limite au temps d'occurrence. En effet, nous avons trouvé que le temps d'occurrence est statistiquement identique au temps de latence de la composante du temps d'occurrence.

Or nous avons :

$t_{dzmin} = 61ms$  avec un écart-type de  $14ms$ ; d'où  $t_{0min} = t_{dzmin} - \sigma_{tdzmin} = 61ms - 14ms = 47ms$ .

On en déduit donc que  $t_{0min} = 47ms$ .

## **5.8 Conclusion**

Les potentiels évoqués obtenus à partir des essais à stimuli auditifs ne présentent aucun motif particulier. Cela est probablement dû à un protocole expérimental inadéquat dans le cas des essais à stimuli auditifs. À l'inverse, pour les essais à stimuli visuels, nous avons une composante positive. Nous avons comparé la valeur du temps de latence de cette composante à celle du temps d'occurrence. Étant donné que nous voulons comparer deux valeurs moyennes dont nous connaissons l'écart-type, nous avons utilisé le test t de Student pour faire la comparaison. Ce test a démontré que pour plusieurs sujets, plusieurs électrodes des régions frontale et fronto-centrale sont telles que le temps de latence de la composante P1 est statistiquement identique au temps d'occurrence du sujet. Nous avons donc tiré la conclusion que l'expérience confirme la prédiction du temps d'occurrence du modèle Delta-Lognormal.

Par la suite, nous avons essayé d'associer les différentes électrodes avec une zone liée à une des 3 étapes de la production du mouvement. Nous n'avons pas trouvé de motif généralisé pour tous les sujets. Toutefois, on a constaté que certains sujets ont plus d'électrodes qui couvrent la zone de préparation, ce qui nous fait penser que ces sujets

mettent plus d'effort dans cette phase du mouvement par rapport à d'autres sujets qui ont plus d'électrodes qui couvrent la zone d'exécution.

Dans la seconde partie de l'analyse des données, nous avons synchronisé les électroencéphalogrammes de chaque essai par rapport au temps d'occurrence du sujet pour cet essai. Nous en avons ensuite déduit des potentiels évoqués. Cette transformation a mis à jour la présence d'une composante négative au niveau des électrodes C1, Cz et C2. Cette composante négative dont le pic arrive après l'origine, donc après le temps  $t_0$  est associée à la zone motrice. Cela est en conformité avec les travaux de Penfield. Toutefois, ce ne sont pas toutes les électrodes qui révèlent de motif récurrent. Dans le cas des essais à stimuli visuels, nous avons une confirmation des résultats obtenus avec la première partie de l'analyse.

À l'issue de ces analyses, nous avons montré l'existence d'une composante positive des potentiels évoqués obtenus à partir des essais à stimuli visuels dont le temps de latence est statistiquement identique au temps d'occurrence. Cette composante, que nous avons appelé composante du temps d'occurrence a un temps de latence qui varie entre 100ms et 240ms selon le sujet. Nous avons utilisé cette corrélation pour fixer une valeur inférieure au temps d'occurrence calculé par les différents algorithmes lors de l'extraction des paramètres du modèle Delta-Lognormal.

## Chapitre 6 CONCLUSION GÉNÉRALE

Les mouvements constituent le moyen privilégié utilisé par les humains pour communiquer. Que ce soit pour parler, manger, se divertir, se reproduire, les hommes ne peuvent agir sans mouvement. La complexité de ces mouvements en fait un objet d'étude qui n'a jusqu'à présent toujours pas livré tous ses secrets. Plusieurs chercheurs de différents domaines tentent chaque jour de jeter un peu plus de lumière sur la connaissance de cette action. Dans cette optique, nous avons choisi d'apporter notre pierre à l'édifice.

Lorsqu'il s'agit d'expliquer les mouvements humains, deux approches se côtoient : l'approche descriptive et l'approche par modèles mathématiques. La première consiste à expliquer les mécanismes en jeu à partir des observations faites avec différents instruments. Ces instruments ont subi une grande évolution dans le temps et grâce à l'avènement de l'informatique, ils sont de plus en plus précis et pointus. La seconde permet de définir une représentation mathématique des processus effectués au cours du mouvement. En se basant sur certaines hypothèses, les modèles mathématiques permettent de reproduire certains des nombreux aspects du mouvement. Ces deux philosophies ne sont pas souvent utilisées de façon complémentaire. Notre objectif principal était de se servir de la première pour confirmer une des prédictions de l'autre.

En effet, parmi les nombreux modèles mathématiques existants, nous avons choisi le modèle Delta-Lognormal proposé par Plamondon et son équipe. Ce modèle représente le profil de vitesse d'un mouvement rapide par une équation Delta-Lognormale. Dans ce modèle, Plamondon et ses collaborateurs supposent que le mouvement est le résultat de la synergie de deux systèmes agoniste et antagoniste. Le premier exécute le mouvement dans le sens désiré et le second s'oppose à cette exécution. Ces deux systèmes réagissent à une commande envoyée par le Système Nerveux Central au Système Neuromusculaire. Ce dernier est représenté par un ensemble de sous-systèmes reliés en série et en parallèle afin d'exprimer des relations provenant de l'observation physiologique du mouvement humain. Ces sous-systèmes sont tels que le temps de délai cumulatif à la sortie d'un sous-système est proportionnel au temps de délai cumulatif à la sortie du sous-système adjacent. Cette hypothèse fondamentale dans le modèle Delta-Lognormal a été vérifiée expérimentalement (Djioua, 2007). Le modèle Delta-Lognormal a 7 paramètres : 3 sont liés à la commande et 4 au système neuromusculaire. Le SNC envoie donc 2 commandes (une à chaque système) représentant la distance à parcourir par chaque système si ce dernier fonctionnait indépendamment. La distance alors parcourue est la différence entre les deux distances  $D_1$  et  $D_2$ . Ces commandes sont envoyées au temps  $t_0$  qui représente le temps d'occurrence selon le modèle. Les paramètres liés au SNM sont des temps de délais et de réponses logarithmiques.

L'objectif de cette maîtrise était donc de vérifier si l'hypothèse du temps d'occurrence est justifiée. Pour ce faire, nous avons besoin d'un outil d'observation du mouvement humain, plus précisément d'un outil qui nous permettrait d'étudier le SNC pendant la production du mouvement. Compte tenu de l'étude temporelle à effectuer, nous avons retenu la technique de l'électroencéphalographie qui permet effectivement d'identifier des activités majeures effectuées par le SNC dans certaines conditions.

Nous avons donc planifié une expérience avec 12 sujets. Elle a été réalisée au laboratoire d'EEG de l'IUGM. Des données brutes obtenues, on a extrait les paramètres du modèle Delta-Lognormal et les potentiels évoqués correspondants. Les potentiels évoqués issus des stimuli visuels présentaient une composante P1 bien identifiable tandis que les potentiels évoqués issus des stimuli auditifs ne présentaient aucune régularité.

Nous avons calculé le temps de latence de la composante P1 des potentiels évoqués issus des stimuli visuels en utilisant la technique du temps de latence moyen. Nous avons ensuite utilisé le test de Student pour vérifier si ce temps est statistiquement identique au temps d'occurrence du sujet. Nous avons trouvé que pour plusieurs sujets (70%), plusieurs électrodes des régions frontale et fronto-centrale vérifient cette hypothèse. Ce résultat est suffisant pour conclure que l'expérience est un succès et **qu'elle nous a permis de montrer que la prédiction du temps d'occurrence est justifiée.**

En nous basant sur les résultats du test de Student, nous a associé chaque électrode à une région relative à une des trois grandes étapes de la production du mouvement humain induit. Ainsi, certaines électrodes ont été associées à la région de préparation, d'autres à la région d'émission de la commande et enfin d'autres à la région de motricité (ou exécution du mouvement). Les résultats obtenus montrent une répartition très différente selon les sujets. Toutefois, certains sujets ont une majorité d'électrodes couvrant la région de préparation. Nous avons émis l'hypothèse que ces sujets prennent plus de temps pour préparer leur mouvement. Ils utilisent donc une plus grande surface pour effectuer cette tâche. Un autre groupe de sujets ont une majorité d'électrodes couvrant la région d'exécution. Pour ces sujets, la troisième phase est la plus importante, alors ils lui attribuent une plus grande surface. En d'autres termes, selon la stratégie du sujet, il accorde plus de surface à une phase qu'à une autre.

Un point majeur qui ressort de cette expérience est la mise en évidence de la composante P1. Cette composante a été appelé composante du temps d'occurrence, car elle est associée à l'instant d'émission de la commande tel que prédit par le modèle Delta-Lognormal. Son temps de latence varie entre 100ms et 240ms.

Dans une seconde partie de l'analyse, nous avons synchronisé les électroencéphalogrammes de chaque essai avec comme nouvelle référence temporelle, le temps d'occurrence de chaque essai tel que calculé par le modèle Delta-Lognormal. Cette opération nous a permis de mettre à jour une composante négative dans les

électrodes C1, Cz et C2 des potentiels évoqués issus des essais à stimuli auditifs. Cette composante n'apparaissait pas lorsqu'on synchronisait les essais par rapport au temps d'émission des stimuli. Aucune composante nouvelle n'est apparue dans le cas des essais à stimuli visuels, mais nous avons pu confirmer les résultats obtenus précédemment.

En utilisant la corrélation entre le temps de latence de P1 et le temps d'occurrence, nous avons défini une limite inférieure à la valeur de  $t_0$ . Cette limitation est très utile lors de la conception des algorithmes d'extraction des paramètres. On peut maintenant rejeter les modèles extraits tels que  $t_0 < 47\text{ms}$ .

### **Points à améliorer**

Bien que l'expérience soit un succès du fait qu'on ait pu confirmer l'hypothèse de départ, plusieurs points méritent d'être revus pour obtenir de meilleurs résultats. Nous n'avons obtenu aucun résultat positif avec les essais à stimuli auditifs en les synchronisant par rapport à l'émission des stimuli. Le problème se situe probablement au niveau du protocole expérimental. En effet, au contraire des essais à stimuli visuels où le sujet doit attendre le signal clignotant rouge avant de poser son stylo, les essais à stimuli auditifs laissent le sujet décider lui-même de la fréquence à laquelle il pose le stylo sur la tablette à numériser. Nous ne pouvons donc garantir une plage temporelle

pendant laquelle le sujet ne fait aucune action reliée à la tâche. Cette notion est importante lorsqu'on définit l'origine du repère pour les signaux EEG. Pour palier à ce problème, nous proposons d'introduire un autre son (un 'bip' différent de celui que le sujet doit entendre avant d'effectuer son mouvement) pour indiquer au sujet qu'il peut poser le stylo sur la tablette. Ce signal sonore serait l'équivalent du signal rouge clignotant des essais à stimuli visuels. Toutefois, il faudrait s'assurer par une analyse préliminaire que l'introduction de ce second signal sonore ne confonde pas le sujet et que ce dernier réussisse à suivre le protocole sans problème. On pourrait aussi mettre une série de 'bip' plutôt qu'un seul. Ce son s'arrêterait lorsque le sujet aurait posé son stylo sur la tablette à numériser. Toutes ces solutions sont des pistes à explorer dans de futures recherches.

Un autre point à améliorer serait de n'utiliser qu'un seul type de stimuli par séance. Ainsi, on demanderait à chaque sujet de participer à deux séances : une pour les stimuli visuels et une autre pour les stimuli auditifs. L'avantage de cette méthode serait de doubler, le nombre de traits effectués par le sujet pour chaque type de stimulus afin d'affiner les résultats obtenus.

Dans le même ordre d'idée, on devrait également augmenter le nombre de sujets utilisés pour réaliser l'expérience. Cette expérience-ci était exploratoire dans le sens où, on ne savait pas quel résultat on trouverait. Mais maintenant que nous avons des résultats intéressants, il serait utile d'augmenter le nombre de sujets afin de confirmer leur caractère universel.

## Perspectives

Cette expérience nous a permis de découvrir la composante P1, associée au temps d'occurrence du sujet. Pour mieux la caractériser, on pourrait réaliser plusieurs études axées autour d'elle. Il s'agirait par exemple d'observer l'impact de l'âge, du sexe, des conditions physiques (en bonne santé ou malade) des individus qui effectueraient les essais sur les temps de latence et amplitudes de cette composante. On pourrait également comparer les effets de ces variables sur la valeur de  $t_0$ . On devrait ainsi aboutir à des conclusions qui relierait davantage le temps d'occurrence et la composante P1 : l'objectif ultime étant de pouvoir utiliser le temps  $t_0$  comme baromètre en lieu et place de la composante P1. Si par exemple, on trouvait que lorsque les sujets sont atteints d'un certain type de maladie, le temps de latence de P1 diminue, de même que la valeur de  $t_0$ , on pourrait alors concevoir un outil de diagnostic de cette maladie à partir de  $t_0$ .

Une autre des pistes à explorer est l'utilisation de  $t_0$  dans l'analyse des données EEG. On pourrait appliquer la synchronisation autour de  $t_0$  dans les diverses expériences qu'on réalise et regarder si on n'aperçoit pas des phénomènes marquants comme ce fut le cas dans la présente expérience.

À travers cette expérience, nous avons confirmé la prédiction du temps d'occurrence en accord avec le modèle Delta-Lognormal. En ajoutant cette vérification à celle faite par Djoua (2007) qui a validé l'hypothèse du temps de délai cumulatif, on peut dire que le modèle Delta-Lognormal est un modèle robuste dont les hypothèses et

les prédictions ont été vérifiées expérimentalement. Ce modèle peut donc être utilisé avec confiance dans diverses applications en génie biomédical.

## RÉFÉRENCES

- Abdi, H (2007). Bonferroni and Sidak corrections for multiple comparisons. (N.J. Salkind edition). *Encyclopedia of Measurement and Statistics*. Thousand Oaks, CA: Sage.
- Abend, W., Bizzi, E., & Morasso, P. (1982). Human arm trajectory formation. *Brain*, 105, 331-348.
- Atkeson, C. G., & Hollerbach, J. M. (1985). Kinematic features of unrestrained vertical arm movements. *The Journal of Neuroscience*, 5, 2318-2330.
- Baedecker, C., & Wolf, W. (1987). Influence of saccades on manual reactions - a reaction time and VEP study. *Vision Research*, 27(4), 609-619.
- Baedecker, C., Wolf, W., & Appel, U. (1989). *Visual evoked potentials and reaction times: dependence on alpha activity*. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Cat. No.89CH2770-6), Seattle, WA.
- Barry, R. J., Clarke, A. R., McCarthy, R., & Selikowitz, M. (2004). EEG coherence in attention-deficit/hyperactivity disorder: a comparative study of two DSM-IV types. *Clinical Neurophysiology*, 113(4), 579-585.
- Bear, M. F., Connors, B. W., & Paradiso, M. A. (2002). *Neurosciences À la découverte du cerveau* (A. Nieullon, Trans. Éditions Pradel ed.). Rueil-Malmaison (France).

- Bizzi, E., Hogan, N., Mussa-Ivaldi, F. A., & Giszter, S. (1992). Does the nervous system use the equilibrium-point control to guide single and multiple joint movements? *Behavioral and Brain Sciences*, *15*, 603-613.
- Bonanni, L., Thomas, A., Tiraboschi, P., Perfetti, B., Varanese, S., & Onofrj, M. (2008). EEG comparisons in early Alzheimer's disease, dementia with Lewy bodies and Parkinson's disease with dementia patients with a 2-year follow-up. *Brain* *131*(3), 690-705.
- Brusa, A., Mortimer, C., & Jones, S. J. (1995). Clinical evaluation of VEPs to interleaved checkerboard reversal stimulation of central, hemi- and peripheral fields. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *96*, 485-494.
- Collet, C., & Paillard, J. (2002). *Mouvements & cerveau Neurophysiologie des activités physiques et sportives*. Édition Université De Boeck .
- Djeziri, S., Guerfali, W., Plamondon, R., & Robert, J. M. (2002). Learning handwriting with pen-based systems: computational issues. *Pattern Recognition* (*35*). 1049-1057
- Djioua, M. (2007). *Contributions à la compréhension, à la généralisation et à l'utilisation de la théorie cinématique dans l'analyse et la synthèse du mouvement humain*. Université de Montréal - École Polytechnique de Montréal, Montréal.
- Djioua, M., O'Reilly, C., & Plamondon, R. (2006). *An interactive trajectory synthesizer to study outlier patterns in handwriting recognition and signature verification*.

Paper presented at the 2006 18th International Conference on Pattern Recognition, Hong Kong, China.

- Djioua, M., & Plamondon, R. (2004). The generation of velocity profiles with an artificial simulator. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 18(7), 1207-1219.
- Djioua, M., Plamondon, R., Della Ciopa, A., & Marcelli, A. (2007). Deterministic and evolutionary extraction of Delta-Lognormal parameters: performance comparison. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 21(1), 21-42.
- Feldman, A. G. (1966). Functional tuning of the nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture: controllable parameters of the muscle. *Biophysics*, 11, 565-578.
- Feldman, A. G. (1986). Once more on the equilibrium-point hypothesis ( $\lambda$  model) for motor control. *Journal of Motor Behavior*, 18, 17-54.
- Feldman, A. G., & Levin, M. F. (1995). The origin and use of positional frames of reference in motor control. *Behavioral and Brain Sciences*, 18, 723-744.
- Friel, P. N. (2007). EEG biofeedback in the treatment of attention deficit/ hyperactivity disorder. *Alternative Medicine Review*, 12(2), 146-151.
- Georgopoulos, A. P., Kalaska, J. F., & Massey, J. T. (1981). Spatial trajectories and reaction time of aimed movements: effects of practice, uncertainty and change in target location. *The Journal of Neurophysiology*, 46, 725-743.

- Guerfali, W., & Plamondon, R. (1995). Signal processing for the parameter extraction of the delta lognormal model. *Research in Computer and Robot Vision*, 217-232.
- Gerloff, C., Cohen, L. G., Floeter, M. K., Chen, R., Corwell, B., & Hallett, M. (1998). Inhibitory influence of the ipsilateral cortex on responses to stimulation of the human cortex and pyramidal tract. *J Physiol*, 510, 249-259.
- Gottlieb, G. L., Song, Q., Almeida, G. L., Hong, D.-A., & Corcos, D. (1997). Directional control of planar human arm movement. *The Journal of Neurophysiology*, 78(6), 2985-2998.
- Gratton, G., Coles, M. G. H. & Donchin E. (1983), A new method for off-line removal of ocular artifact. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 55, 468-484
- Gutfreund, Y., Flash, T., Fiorito, G., & Hochner, B. (1998). Patterns of arm muscle activation involved in octopus reaching movements. *The Journal of Neuroscience*, 18(15), 5976-5987.
- Haacke, E. M. (1999). *Magnetic Resonance Imaging Physical Principles and Sequence Design* (Wiley Magnetic resonance imaging ed.).
- Handy, T. C. (2005). *Event-Related Potentials A methods Handbook* (THE MIT PRESS edition). Cambridge, Massachussets (USA).
- Henry, I. M., & Rogers, D. E. (1960). Increased response latency for complicated movements and a "memory drum" theory of neuromotor control. *Research Quarter# for Exerc and Sport*, 31, 448-458.

- Herbst, H., Ketabi, A., Thier, P., & Dichgans, J. (1997). Comparison of psychophysical and evoked potential methods in the detection of visual deficits in multiple sclerosis. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 104, 82-90.
- Hogan, N. (1984). An organization principle for a class of voluntary movements. *The Journal of Neurosciences*, 4, 2745-2754.
- Le Petit Larousse Illustré* (2000). (Larousse Edition)(2000). Paris.
- Knowlton, R. C. (2006). The role of FDG-PET, ictal SPECT, and MEG in the epilepsy surgery evaluation. *Epilepsy Behavior*.8(1):91-101.
- Kotini A, Anninos P, Adamopoulos A, Prassopoulos P. (2005). Low-frequency MEG activity and MRI evaluation in Parkinson's disease. *Brain Topogr*. 18(1):59-63
- Leocani, L., Medaglini, S., & Comi, G. (2000). Evoked potentials in monitoring multiple sclerosis. *Neurological Sciences*, 21, S889 - S891.
- Luce, R. D. (1986). *Response times: their role in inferring elementary mental organization* (Oxford University Press edition). New York.
- Luck, S. J. (2005). *An introduction to the Event-related Potential technique* (THE MIT PRESS edition). Cambridge, Massachussets (USA).
- Luck, S. J., Woodman, G. F., & Vogel, E. K. (2000). Event-related potentials studies of attention. *Trends in Cognitive Science*, 4(11), 432-440.
- Marcelli, A., Della Ciopa, A., Djioua, M., & Plamondon, R. (2006). *Reverse handwriting: from electronic ink to generation model parameter estimation*. A

*Comparative study*. Proc. Second Italian Workshop on Evolutionary Computation,

Morasso, P. (1981). Spatial control of arm movements. *Exp Brain Res*, 42, 223-227.

Nagasaki, H. (1989). Asymmetric velocity and acceleration profiles of human arm movements. *Exp Brain Res*, 74, 319-326.

Papa, S. M., Artieda, J., & Obeso, J. A. (1991). Cortical activity preceding self-initiated and externally triggered voluntary movement. *Movement Disorders*, 6(3), 217-223.

Plamondon, R. (1998). A kinematic theory of rapid human movements. III. Kinetic outcomes. *Biological Cybernetics*, 78(2), 133-145.

Plamondon, R. (1995a). *The handwritten signature as a biometric identifier: psychophysical model and system design*. Paper presented at the European Convention on Security and Detection (Conf. Publ. No.408), Brighton, UK.

Plamondon, R. (1995b). A kinematic theory of rapid human movements. I. Movement representation and generation. *Biological Cybernetics*, 72(4), 295-307.

Plamondon, R. (1995c). A kinematic theory of rapid human movements. II. Movement time and control. *Biological Cybernetics*, 72(4), 309-320.

Plamondon, R., & Djioua, M. (2006). A multi-level representation paradigm for handwriting stroke generation. *Human Movement Science*, 25(4-5), 586-607.

- Plamondon, R., Feng, C., & Woch, A. (2003). A kinematic theory of rapid human movement. Part IV. A formal mathematical proof and new insights. *Biological Cybernetics*, 89(2), 126-138.
- Plamondon, R., Guerfali, W., & Xiaolin, L. (1998). The generation of oriental characters: new perspectives for automatic handwriting processing. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 12(1), 31-44.
- Plamondon, R., Li, X., & Djioua, M. (2007). Extraction of Delta-Lognormal parameters from Handwriting Strokes. *Frontiers of Computer Science in China*. 1(1) 106-113
- Plamondon, R., & Privitera, C. M. (1996). A neural model for generating and learning a rapid movement sequence. *Biological Cybernetics*, 74(2), 117-130.
- Plamondon, R., Stelmach, G. E., Teasdale, N., & (1990). Motor program coding representation from a handwriting generator model: the production of line responses. *Biological Cybernetics*, 63(6), 443 - 451.
- Pocock, G., & Richards, C. D. (2004). *Physiologie humaine les fondements de la médecine* (Masson Edition).
- Scherzer, E., & Wessely, P. (1978). EEG in posttraumatic epilepsy. *European Neurology* 17, 38-42.
- Schwartz, A. B., & Moran, D. W. (1999). Motor cortical activity during drawing movements: population representation during lemniscate tracing. *The Journal of Neurophysiology*, 82(5), 2705-2718.

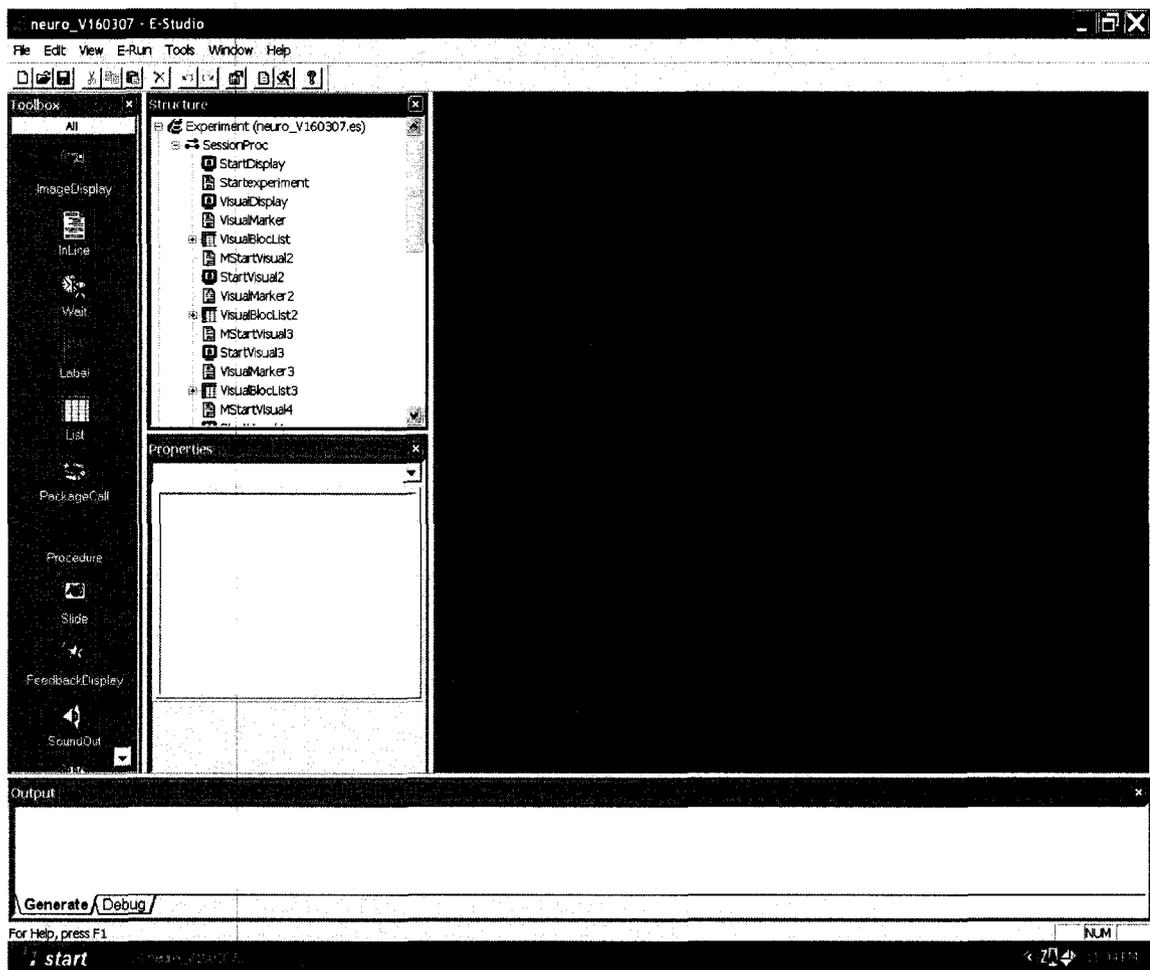
- Shapiro, M. B., Gottlieb, G. L., & Corcos, D. (2002). Electromyographic responses to an unexpected load in fast voluntary movements: descending regulation of segmental reflexes. *Journal of Neurophysiology*, 88(2), 1059-1063.
- Shewhart, W. A., (1931). *Economic Control of Quality of Manufactured Products*. (MacMillan edition). New York: Van Nostrand, London
- Soechting, J. F., & Laquantini, F. (1981). Invariant characteristics of a pointing movement in man. *The Journal of Neuroscience*, 1, 710-720.
- Soikkeli, R., Partanen, J., Soininen, H., Pääkkönen, A., & Riekkinen, P. S. (1991). Slowing of EEG in Parkinson's disease. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 79, 159-165.
- Soustiel, J. F., Hafner, H., Chistyakov, A. V., Yarnitzky, D., Sharf, B., Guilburd, J. N., et al. (1996). Brain-stem trigeminal and auditory evoked potentials in multiple sclerosis: physiological insights. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 100, 152-157.
- Stam CJ, van Cappellen van Walsum AM, Pijnenburg YA, Berendse HW, de Munck JC, Scheltens P, van Dijk BW. (2002). Generalized synchronization of MEG recordings in Alzheimer's Disease: evidence for involvement of the gamma band. *Journal of Clinical Neurophysiology*. 19(6):562-74
- Steinhauer, K. & Connolly, J.F. (2008). Event-related potentials in the study of language. In B. Stemmer & H.A. Whitaker (eds.), *Handbook of the neuroscience of language* (pp91-104). London: Academic Press.

- Stemmer, B., Segalowitz, S. J., Dywan, J., Panisset, M., & Melmed, C. (2007). The error negativity in non-medicated and medicated patients with Parkinson's disease. *Clinical Neurophysiology, 18*, 1223-1229.
- Tanaka, H., Koenig, T., Pascual-Marqui, R. D., Hirata, K., Kochia, K., & Lehmann, D. (2000). Event-Related Potential and EEG Measures in Parkinson's Disease without and with Dementia. *Dementia and Geriatric Cognitive Disorders, 11*, 39-45.
- Todorov, E., & Jordan, M. (2003). A minimal intervention principle for coordinated movement. *Advances in Neural Information Processing Systems, 15*, 27-34.
- Uno, Y., Kawato, M., & Suzuki, R. (1989). Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biological Cybernetics, 61*, 89-101
- Woch, A. (2006). *Étude des primitives bidirectionnelles du mouvement dans le cadre de la théorie cinématique : confirmation expérimentale du modèle Delta-Lognormal*. Université de Montréal - École Polytechnique de Montréal, Montréal, Québec (CA).
- Wolf, W., Baedeker, C., & Appel, U. (1988). *Visual evoked potentials and reaction times: influence of stimulus parameters*. Paper presented at the Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.88CH2566-8), New Orleans, LA.
- Wolpert, D. M., & Miall, R. C. (1996). Forward models for physiological motor control. *Neural Networks, 9*, 1265-1279.

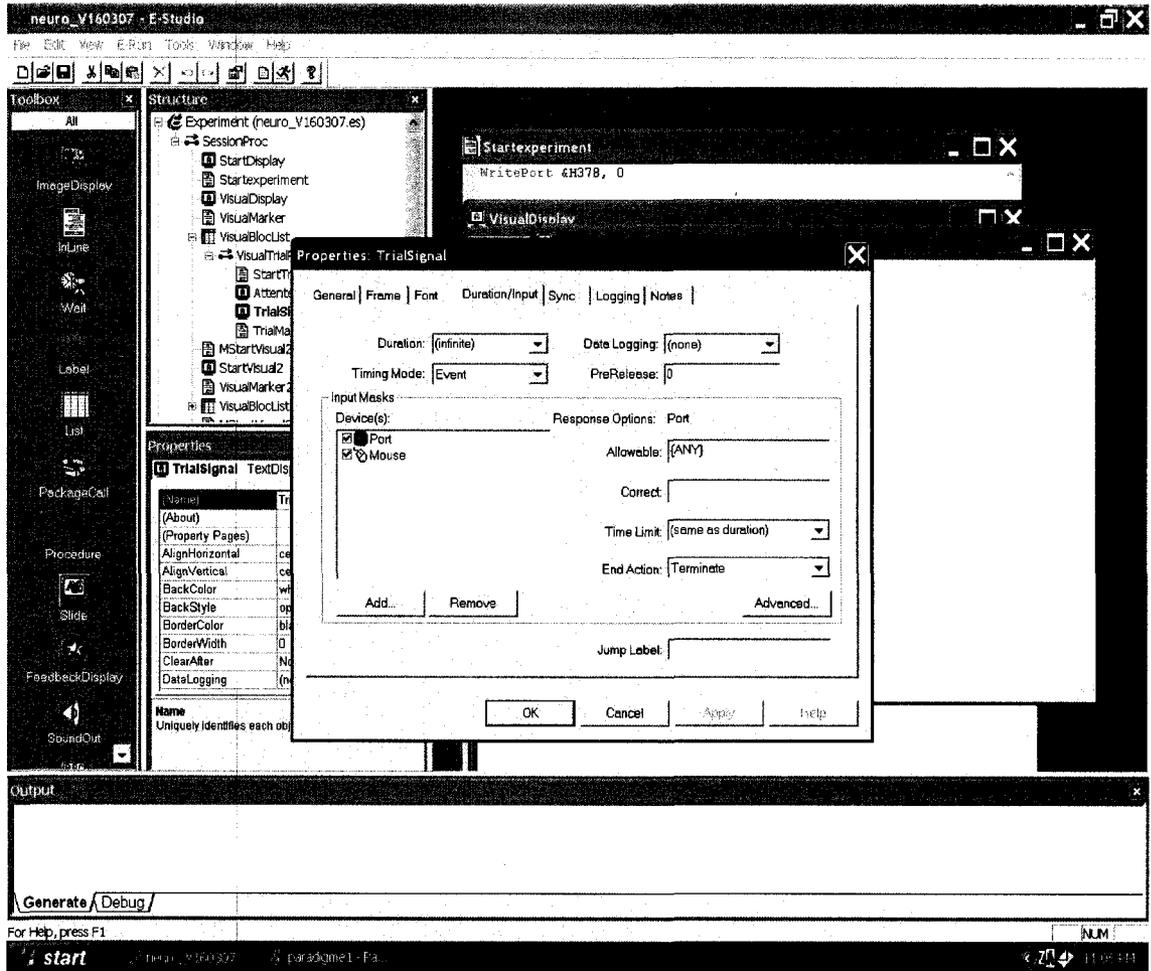
# ANNEXES

## ANNEXE 1 Interfaces de divers logiciels utilisés

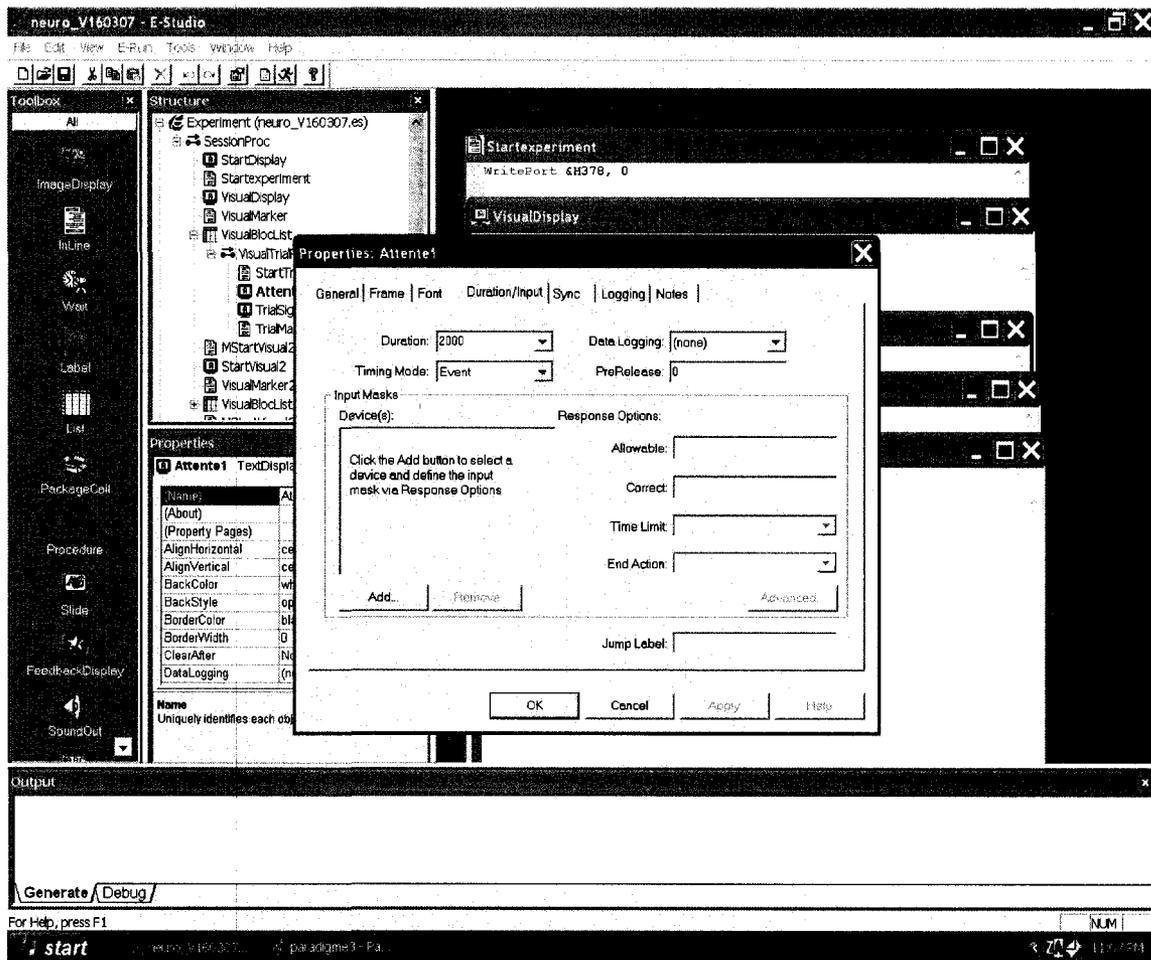
### A-1 Logiciel E-Prime



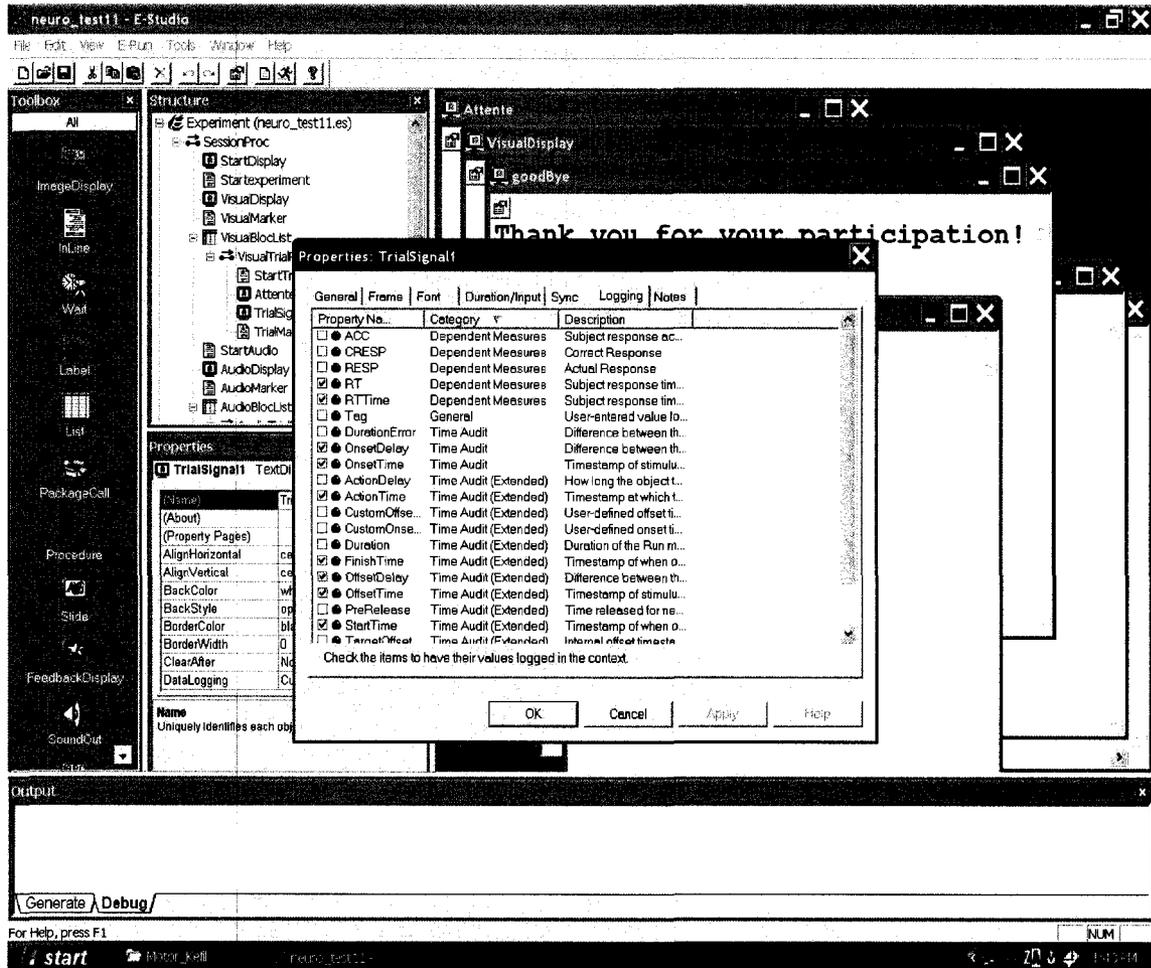
## A-2 Logiciel E-Prime



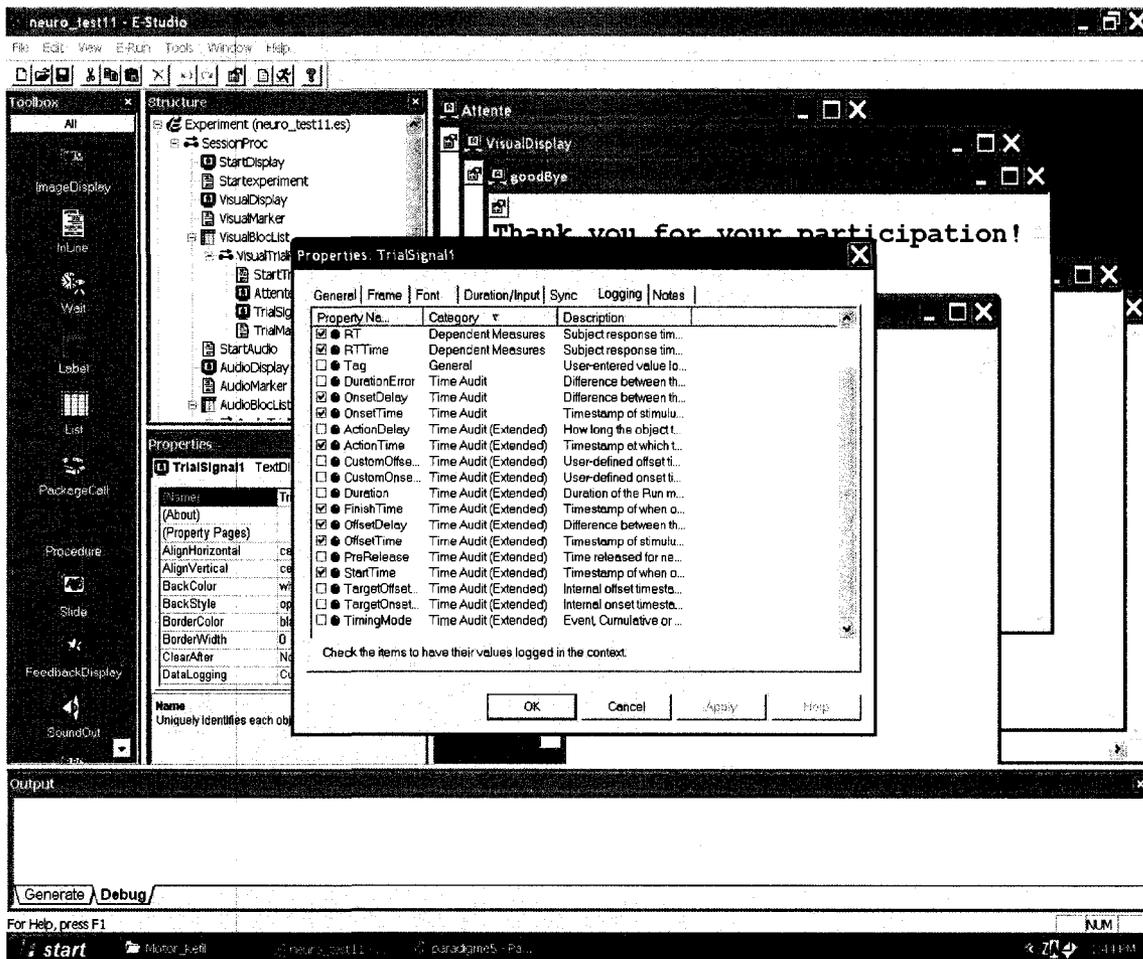
### A-3 Logiciel E-Prime



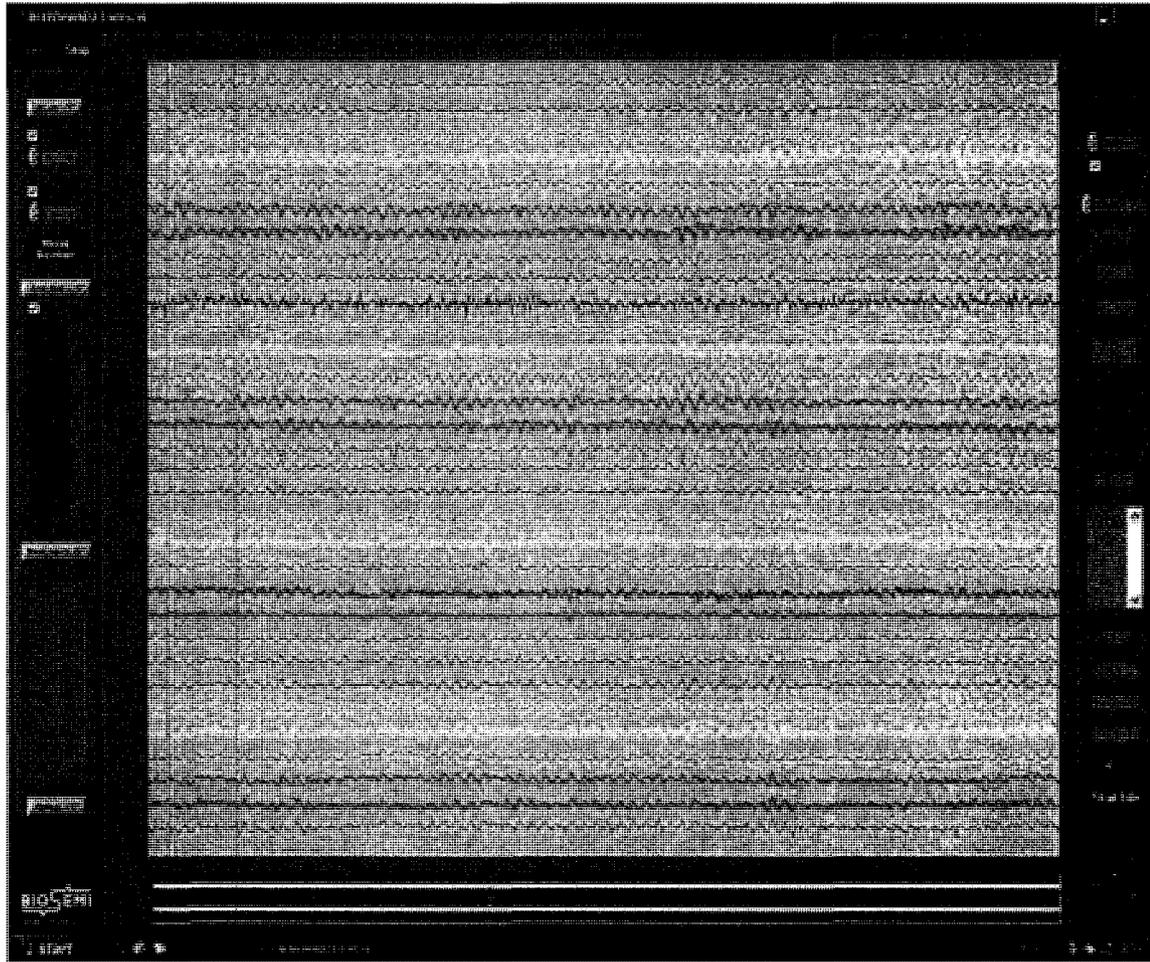
## A-4 Logiciel E-Prime



## A-5 Logiciel E-Prime



### B-1 Logiciel Actiview de Biosemi



## **ANNEXE 2 Programme utilisé pour faire le recodage des marqueurs**

```

-----
' MergeBitMarkers - Program recodes bit coded individual markers into standard
decimal markers.
' Author: Dr. Ingmar Gutberlet, (c) BlindSight Consulting 2002 / Date of work start:
16.1.2002
' $Id: MergeBitMarkers.vabs,v 1.5 2002-03-21 09:48:51+01 gutberle Exp gutberle $
-----
' SYNOPSIS: This macro collects all individually bitcoded markers of type "Stimulus"
and with the
' description S1 to S8 and recodes them into standard Analyzer decimal markers of type
stimulus
' with descriptions "S 1" to "S255".
-----

```

### Option Explicit

```

Const VersionID = "$Revision: 1.5 $"      ' Macro revision, automatically updated by
RCS repository.
Const ProgramID = "MergeBitMarkers"      ' Name of the macro. Used for alerts and
message boxes.

Const MarkerTYP = "Stimulus"              ' Type of marker to look for.
Const MarkerSTR = "S"                    ' Left aligned identification
string. Must be followed by bitnr.

```

```

Type MergeBitMarker                        ' Structure holding the
bit based marker information.

```

```

    MrkTime As Long
    MrkChan As Long
    MrkLeng As Long
    MrkBits (8) As Boolean

```

```
End Type
```

```

Dim MergeBitMarkers () As MergeBitMarker
Dim SegmentNum As Long

```

```

Dim SegmentCount As Long
Dim MarkerNum As Long
Dim MarkerCount As Long
Dim MarkerName As String
Dim MarkerBit As Variant
Dim MarkerVal As Long
Dim MarkerTxt As String
Dim MarkersFound As Long
Dim CurrSegment As Segment
Dim CurrMarker As Marker
Dim nhn As New NewHistoryNode

```

```

Sub Main

```

```

    ' Yes, we need an active data node...
    If Not ActiveNode.DataAvailable Then
        MsgBox "This macro needs an open data window for operation.",
vbCritical, ProgramID & "..."
        Exit Sub
    End If

    ' Define dataset objects...
    Dim ds As Dataset
    Set ds = ActiveNode.Dataset

    ' Set up new history node...
    nhn.Create ValidChildNodeName(ActiveNode,"MergeBitMarkers"), ActiveNode

    ' Set a couple of parameters needed for recoding...
    Dim SegmentCount As Long
    Dim MarkerCount As Long
    SegmentCount = ActiveNode.Segments.Count
    MarkersFound = 0
    ReDim MergeBitMarkers(MarkersFound)

    ' Collect and recode all available markers...
    For SegmentNum = 1 To SegmentCount
        Set CurrSegment = ActiveNode.Segments(SegmentNum)
        MarkerCount = CurrSegment.Dataset.Markers.Count
        For MarkerNum = 1 To MarkerCount
            Set CurrMarker = CurrSegment.Dataset.Markers(MarkerNum)
            ' Only look for markers of type stimulus...

```

```

If CurrMarker.Type = MarkerTYP Then
    MarkerName = UCase(Trim(CurrMarker.Description))
    ' Does the marker start with the MarkerSTR indicating an
individual bit marker...
    If ((Left$(MarkerName,Len(MarkerStr)) = MarkerSTR)
And (Len(MarkerName) <= 4))Then
        MarkerBit =
Trim(Right(MarkerName,Len(MarkerName)-Len(MarkerStr)))
        If IsNumeric(MarkerBit) Then
            ' Does the marker have a valid bit index...
            If ((MarkerBit > 0) And (MarkerBit < 9))
Then
                ' Does the current marker belong to
an already opened marker set?
                If ((MarkersFound > 0) And
(CurrMarker.Position = MergeBitMarkers(MarkersFound).MrkTime)) Then
                    With
MergeBitMarkers(MarkersFound)
                        .MrkBits(MarkerBit)
                    End With
                Else ' ... no, new marker set.
                    MarkersFound =
                    ReDim Preserve
                    With
MergeBitMarkers(MarkersFound)
                        .MrkTime =
                        .MrkChan =
                        .MrkLeng =
                        .MrkBits(MarkerBit)
                    End With
                End If
            ' Remove this individual bit marker
as it will be recoded and readded further down...
            With CurrMarker

```

```

                                                nhn.RemoveMarker
.ChannelNumber, .Position, .Points, .Type, .Description
                                                End With
                                                End If
                                                End If
                                                End If
                                                End If
                                                End If
Next MarkerNum
Next SegmentNum

' Write the recoded markers to the new history node...
For MarkerNum = 1 To MarkersFound
    With MergeBitMarkers(MarkerNum)
        MarkerVal = 0
        MarkerTxt = ""
        For MarkerBit = 1 To 8
            If .MrkBits(MarkerBit) = True Then
                MarkerVal = MarkerVal + 2^(MarkerBit-1)
            End If
        Next MarkerBit
        If (MarkerVal < 100) Then MarkerTxt = " "
        If (MarkerVal < 10) Then MarkerTxt = " "
        MarkerTxt = "S" & MarkerTxt & Trim(Str(MarkerVal))
        nhn.AddMarker .MrkChan, .MrkTime, .MrkLeng, "Stimulus",
MarkerTxt, False
    End With
Next MarkerNum

' Generate the operation info description string...
nhn.Description = "**** " & ProgramID & " - Version " &
Mid$(VersionID,12,InStr(12,VersionID," ")-12) & " / Dr. Ingmar Gutberlet, (c)
BlindSight Consulting, 2002 ****" & vbCrLf
nhn.Description = nhn.Description & "-----"
-----" & vbCrLf
nhn.Description = nhn.Description & vbCrLf
nhn.Description = nhn.Description & ">> Found and converted " &
Trim(Str(MarkersFound)) & " individual bitcoded markers." & vbCrLf

'Finish writing the new history node...
nhn.Finish

End Sub

```

```
' Takes a history node name and searches the child node names for the next valid node
name...
Function ValidChildNodeName (SearchNode As HistoryNode, SearchName As String)
As String
    Dim hnChild As HistoryNode
    Dim hnChildNum As Long
    Dim SearchNameExt As String
    Dim FileCount As Long
    FileCount = 1
    SearchNameExt = ""
    Do
        For hnChildNum = 1 To SearchNode.HistoryNodes.Count
            If (SearchNode.HistoryNodes(hnChildNum).Name = SearchName
& SearchNameExt) Then
                FileCount = FileCount + 1
                SearchNameExt = " " & FileCount
                Exit For
            End If
        Next hnChildNum
    Loop Until (hnChildNum > SearchNode.HistoryNodes.Count)
    ValidChildNodeName = SearchName & SearchNameExt
End Function
```

### ANNEXE 3 Valeurs des temps de latence

#### C-1 Tableau des différentes valeurs de $t_{dz}$ selon les sujets (par ligne) et les électrodes (par colonne)

Partie 1 du tableau (tableau coupé en longueur)

Sujet	Électrodes					
	Fp1	AF7	AF3	F1	F3	F5
2	P/P	P/P	P/P	0,235	0,231	0,225
3	0,135	0,131	0,141	0,134	0,147	0,139
4				P/P	P/P	P/P
5	0,214	0,221	0,201	0,177	0,192	0,220
6	0,200	0,189	0,182		0,181	0,181
7	0,202	0,205	0,195	0,186	0,190	0,193
8	0,246	P/P	0,250	0,246	P/P	P/P
9	0,142	0,148	0,148	0,144	0,146	0,147
10	0,201	0,195	0,201	0,190	0,191	0,195
11	0,185	0,184	0,184	0,175	0,180	0,186
12				0,207		

Partie 2 du tableau

F7	FT7	FC5	FC3	FC1	C1	C3
P/P	0,259	0,216	0,226	0,224	0,206	0,179
0,128		0,141	0,140	0,139	0,150	0,155
0,120	P/P	0,124	0,136	P/P	P/P	P/P
0,234	0,229	0,205	0,163	0,152	0,122	P/P
0,181	0,175	0,174	0,151	0,136	P/P	0,126
0,196	0,190	0,184	0,182	0,181	0,173	0,172
P/P		0,244	0,248	0,248	0,227	0,238
0,144	0,148			0,144	0,156	0,165
0,193	0,184	0,186	0,169	0,169	0,133	0,146
0,186	0,185	0,181	0,172	0,168	0,124	0,149
0,212	0,206	0,203	0,201	0,193	0,189	0,199

## Partie 3 du tableau

C5	T7	TP7	CP5	CP3	CP1	P1
0,222	0,211	0,193	0,222		0,219	P/P
0,163	0,142	0,131	P/P	P/P	P/P	P/P
P/P	P/P	0,061	P/P	P/P	P/P	P/P
P/P	0,232	0,254	P/P	0,061	0,132	0,206
0,148	0,168	0,167	0,142	P/P	P/P	
0,178	0,182	0,179	0,177	0,178	0,181	0,195
0,243	P/P	P/P	P/P	0,257	0,255	0,258
0,158	0,153	0,217	0,223	0,227	0,208	P/P
0,157	0,176	0,184	0,140	0,130	P/P	P/P
0,176	0,185	0,191	0,180	0,123	P/P	P/P
0,196	0,193	0,198	0,215	0,227	0,231	0,280

## Partie 4 du tableau

P3	P5	P7	P9	PO7	PO3	O1
P/P	0,235	0,225	P/P	P/P	0,245	0,247
P/P	P/P	P/P	0,077	0,274	0,266	0,254
P/P	P/P	P/P		P/P	P/P	P/P
P/P						
P/P						
0,190	0,191	P/P	P/P	P/P	0,223	P/P
0,267	0,268	P/P			0,263	P/P
P/P						
P/P						
P/P	0,224	0,229	0,191	P/P	P/P	P/P
0,242	0,241	0,239	0,198	0,267	P/P	P/P

## Partie 5 du tableau

lz	Oz	POz	Pz	CPz	Fpz	Fp2
0,187	0,249	P/P	P/P	0,246	P/P	P/P
0,235	0,250	0,264	P/P	P/P	0,133	0,130
	P/P	P/P	P/P	P/P		
P/P	P/P	P/P	0,201	0,176	0,210	0,212
P/P	P/P	P/P	P/P	P/P	0,190	0,200
P/P	0,264	0,220	0,197	0,184	0,201	0,207
P/P	P/P	P/P	P/P	P/P	0,224	0,241
P/P	P/P	P/P	P/P	0,173	0,138	0,141
P/P	P/P	P/P	P/P	P/P	0,201	0,205
P/P		P/P	P/P	P/P	0,184	0,190
P/P	P/P	P/P	0,286	0,247	0,221	

## Partie 6 du tableau

AF8	AF4	AFz	Fz	F2	F4	F6
P/P	P/P	P/P	0,184	0,289	P/P	P/P
0,134	0,136	0,135	0,135	0,138	0,137	0,142
			P/P	P/P	P/P	P/P
0,216	0,203	0,195	0,174	0,179	0,190	0,207
0,192	0,189	0,177	0,132	0,166	0,180	0,197
0,207	0,201	0,192	0,189	0,192	0,195	0,205
0,241	P/P	0,245	P/P	P/P	P/P	P/P
0,142	0,150	0,142	0,143	0,146	0,149	0,153
0,203	0,200	0,199	0,192	0,202	0,202	0,204
0,192	0,192	0,180	0,175	0,181	0,194	0,200
	0,219	0,211	0,204	0,205		

## Partie 7 du tableau

F8	FT8	FC6	FC4	FC2	FCz	Cz
P/P	P/P	0,261	P/P	P/P	0,211	0,200
0,138	0,153	0,155	0,148	0,138	0,136	0,164
0,124	0,120	P/P	P/P	P/P	P/P	P/P
0,221	0,228	0,211	0,190	0,163	0,149	0,139
0,187	0,182		0,159	P/P	0,124	P/P
0,213	0,213	0,210	0,197	0,184	0,180	0,175
0,241	P/P	P/P	P/P	0,263	0,250	0,273
0,144		0,152	0,158	0,154	0,146	0,159
0,204	0,205	0,209	0,203	0,189	0,169	0,131
0,202	0,221	0,219	0,207	0,188	0,165	0,132
			0,215	0,203	0,192	0,181

## Partie 8 du tableau

C2	C4	C6	T8	TP8	CP6	CP4
P/P						
0,187	P/P	0,214	0,182	0,216	0,264	P/P
P/P	P/P	P/P	0,090	P/P	P/P	P/P
0,179	0,207	0,224	0,233	0,236	0,221	0,216
P/P						
0,185	0,201	0,215	0,216	0,287	0,224	0,207
P/P						
0,164	0,176	0,197	0,151	P/P	0,163	P/P
P/P	P/P	0,236	0,218	0,287	P/P	P/P
0,200	0,244	P/P	P/P	P/P	P/P	P/P
0,213	0,223	0,241	0,246	0,271	0,263	0,258

## Partie 9 du tableau

CP2	P2	P4	P6	P8	P10	PO8
P/P	P/P	P/P	P/P		P/P	P/P
P/P	P/P	0,273	0,273	P/P	0,263	0,264
P/P						
0,202	0,213	0,220	0,224	0,238	P/P	P/P
P/P	P/P	P/P	P/P		P/P	P/P
0,196	0,206	0,214	0,249	P/P	P/P	P/P
P/P	P/P	P/P	P/P	P/P		P/P
	P/P	P/P	P/P	P/P	P/P	P/P
P/P	P/P	P/P	P/P		P/P	P/P
P/P						
0,254	0,283	0,283	0,289	0,299	0,075	P/P

## Partie 10 du tableau

PO4	O2
0,083	P/P
0,252	P/P
P/P	P/P
0,227	P/P
P/P	P/P
0,251	0,266
P/P	P/P
0,305	P/P

### C-2 Tableau des différentes valeurs de l'écart-type de $t_{dz}$ selon les sujets (par ligne) et les électrodes (par colonne)

Partie 1 du tableau

Sujet	Électrodes					
	Fp1	AF7	AF3	F1	F3	F5
2	P/P	P/P	P/P	0,067	0,071	0,040
3	0,052	0,048	0,052	0,051	0,059	0,052
4				P/P	P/P	P/P
5	0,050	0,053	0,056	0,055	0,055	0,052
6	0,045	0,050	0,045		0,048	0,052
7	0,054	0,045	0,054	0,054	0,054	0,053
8	0,103	P/P	0,101	0,097	P/P	P/P
9	0,063	0,060	0,062	0,062	0,062	0,059
10	0,053	0,057	0,053	0,053	0,053	0,057
11	0,051	0,052	0,052	0,052	0,051	0,050
12				0,051		

Partie 2 du tableau

F7	FT7	FC5	FC3	FC1	C1	C3
P/P	0,019	0,059	0,073	0,086	0,098	0,121
0,055		0,044	0,051	0,049	0,057	0,057
0,018	P/P	0,019	0,019	P/P	P/P	P/P
0,051	0,051	0,059	0,055	0,052	0,047	P/P
0,056	0,058	0,054	0,045	0,031	P/P	0,022
0,054	0,050	0,050	0,048	0,049	0,045	0,042
P/P		0,088	0,083	0,086	0,072	0,070
0,064	0,060			0,061	0,062	0,066
0,062	0,061	0,061	0,048	0,048	0,026	0,041
0,050	0,047	0,051	0,049	0,049	0,048	0,049
0,060	0,056	0,055	0,058	0,059	0,057	0,054

Partie 3 du tableau

C5	T7	TP7	CP5	CP3	CP1	P1
0,082	0,065	0,032	0,080		0,117	P/P
0,061	0,055	0,067	P/P	P/P	P/P	P/P
P/P	P/P	0,014	P/P	P/P	P/P	P/P
P/P	0,048	0,058	P/P	0,004	0,042	0,063
0,041	0,055	0,053	0,029	P/P	P/P	
0,046	0,052	0,051	0,041	0,044	0,047	0,048
0,074	P/P	P/P	P/P	0,047	0,045	0,040
0,063	0,063	0,089	0,103	0,105	0,097	P/P
0,050	0,059	0,061	0,009	0,021	P/P	P/P
0,045	0,045	0,046	0,040	0,056	P/P	P/P
0,053	0,054	0,048	0,047	0,048	0,048	0,048

Partie 4 du tableau

P3	P5	P7	P9	PO7	PO3	O1
P/P	0,083	0,077	P/P	P/P	0,086	0,089
P/P	P/P	P/P	0,029	0,070	0,069	0,059
P/P	P/P	P/P		P/P	P/P	P/P
P/P						
P/P						
0,050	0,052	P/P	P/P	P/P	0,074	P/P
0,041	0,043	P/P			0,031	P/P
P/P						
P/P						
P/P	0,069	0,072	0,042	P/P	P/P	P/P
0,053	0,054	0,054	0,054	0,028	P/P	P/P

## Partie 5 du tableau

lz	Oz	POz	Pz	CPz	Fpz	Fp2
0,030	0,078	P/P	P/P	0,099	P/P	P/P
0,040	0,055	0,068	P/P	P/P	0,048	0,051
	P/P	P/P	P/P	P/P		
P/P	P/P	P/P	0,063	0,063	0,052	0,052
P/P	P/P	P/P	P/P	P/P	0,045	0,046
P/P	0,085	0,065	0,049	0,044	0,053	0,047
P/P	P/P	P/P	P/P	P/P	0,093	0,105
P/P	P/P	P/P	P/P	0,068	0,063	0,060
P/P	P/P	P/P	P/P	P/P	0,049	0,052
P/P		P/P	P/P	P/P	0,052	0,052
P/P	P/P	P/P	0,046	0,046	0,046	

## Partie 6 du tableau

AF8	AF4	AFz	Fz	F2	F4	F6
P/P	P/P	P/P	0,009	0,006	P/P	P/P
0,049	0,047	0,042	0,046	0,047	0,046	0,049
			P/P	P/P	P/P	P/P
0,052	0,053	0,054	0,057	0,052	0,051	0,051
0,054	0,046	0,043	0,027	0,058	0,063	0,075
0,043	0,051	0,054	0,053	0,048	0,051	0,045
0,098	P/P	0,101	P/P	P/P	P/P	P/P
0,055	0,056	0,062	0,063	0,062	0,055	0,051
0,057	0,056	0,053	0,050	0,054	0,054	0,052
0,052	0,054	0,055	0,054	0,054	0,058	0,058
	0,048	0,047	0,051	0,052		

Partie 7 du tableau

F8	FT8	FC6	FC4	FC2	FCz	Cz
P/P	P/P	0,009	P/P	P/P	0,104	0,120
0,051	0,059	0,053	0,052	0,044	0,045	0,066
0,036	0,028	P/P	P/P	P/P	P/P	P/P
0,053	0,055	0,049	0,055	0,053	0,053	0,040
0,059	0,063		0,047	P/P	0,032	P/P
0,051	0,041	0,038	0,043	0,046	0,048	0,047
0,107	P/P	P/P	P/P	0,088	0,089	0,073
0,055		0,050	0,059	0,061	0,061	0,061
0,060	0,061	0,053	0,047	0,044	0,028	0,013
0,059	0,063	0,062	0,057	0,051	0,050	0,011
			0,046	0,050	0,057	0,063

Partie 8 du tableau

C2	C4	C6	T8	TP8	CP6	CP4
P/P						
0,075	P/P	0,093	0,080	0,098	0,082	P/P
P/P	P/P	P/P	0,087	P/P	P/P	P/P
0,056	0,043	0,047	0,054	0,053	0,052	0,050
P/P						
0,041	0,043	0,043	0,041	0,050	0,051	0,039
P/P						
0,063	0,070	0,088	0,047	P/P	0,015	P/P
P/P	P/P	0,004	0,055	0,027	P/P	P/P
0,038	0,062	P/P	P/P	P/P	P/P	P/P
0,043	0,052	0,060	0,064	0,042	0,052	0,049

## Partie 9 du tableau

CP2	P2	P4	P6	P8	P10	PO8
P/P	P/P	P/P	P/P		P/P	P/P
P/P	P/P	0,073	0,069	P/P	0,056	0,063
P/P						
0,051	0,053	0,053	0,051	0,060	P/P	P/P
P/P	P/P	P/P	P/P		P/P	P/P
0,042	0,046	0,047	0,068	P/P	P/P	P/P
P/P	P/P	P/P	P/P	P/P		P/P
	P/P	P/P	P/P	P/P	P/P	P/P
P/P	P/P	P/P	P/P		P/P	P/P
P/P						
0,043	0,040	0,039	0,037	0,035	0,007	P/P

## Partie 10 du tableau

PO4	O2
0,005	P/P
0,052	P/P
P/P	P/P
0,057	P/P
P/P	P/P
0,081	0,082
P/P	P/P
0,041	P/P