

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA

FACULTE DE TECHNOLOGIE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE
N° :



DOMAINE : SCIENCE ET TECHNOLOGIE
FILIERE : ELECTRONIQUE
OPTION : INSTRUMENTATION

**Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master Académique**

**Par: LAIFA Haroune
CHIKOUCHE HAMINA Abdelhaq**

Intitulé

ÉTUDE DE SIGNAUX EEG QUANTIFIE

Soutenu devant le jury composé de:

SAHED Mohamed	Université Mohamed Boudiaf M'sila	Président
TABBAKH Mostefa	Université Mohamed Boudiaf M'sila	Rapporteur
KHALEFA Ali	Université Mohamed Boudiaf M'sila	Examineur

Année universitaire : 2021 / 2022

REMERCIEMENTS

« *Au nom d'Allah le Tout Miséricordieux, le Très Miséricordieux* »

Nous remercions *Allah*, le tout puissant de nous avoir Pour nous avoir donné le courage et la volonté pour réaliser ce mémoire. Symbole de notre accomplissement scientifique.

Nous adressons nos sincères remerciements à Monsieur *Tabbakh Mostefa*, notre encadreur, pour ses conseils et ses recommandations tous le long de la rédaction et des recherches de ce manuscrit.

Nous sommes très reconnaissantes aux membres du jury, Mr. *KHALEFA Ali*, et Mr *SAHED Mohamed*, qui nous ont fait l'honneur d'examiner notre travail. Nous les remercions pour le temps et l'attention qu'ils ont consacrée à la lecture de notre manuscrit et pour les nombreuses améliorations qu'ils y ont apportées.

Nous plus sincères remerciements à tous nos enseignants de la spécialité micro-électronique chacun par son nom.

Nos vifs remerciements à nos collègues du département d'électronique et plus spécialement ceux de la spécialité *Instrumentation* de l'université de Mohamed Boudiaf de M'sila promotion *2022*.

Pour finir, nous tenons à remercier toute personne qui a contribué de près ou de loin à la réussite de ce travail.

Haroune & Abdelhaq

Dédicace

A mes très chers parents.

A mes frères et sœurs

A toute la famille LAIFA,

A tous Mes camarades

A tous ceux que je connais et qui me sont chers

Je dédie ce travail.

LAIFA Haroune

Dédicaces

A mes très chers parents.

A mes frères et sœurs

A toute la famille CHIKOUCHE HAMINA,

A tous Mes camarades

A tous ceux que je connais et qui me sont chers

Je dédie ce travail.

Chikouche Hamina Abdelhaq

RESUME:

Depuis son origine, l'électroencéphalographie (EEG) a toujours fait l'objet d'une certaine attitude de réserve dans les milieux médicaux. Parmi les causes de cette réserve, on trouve tout d'abord l'extrême prudence des chercheurs vis-à-vis de l'interprétation des signaux émanant de cette entité si complexe qu'est le cerveau.

Dans ce travail, nous tentons d'aborder ce problème complexe, en procédant à la manipulation de ces signaux depuis leur recueil jusqu'à leur traitement par ordinateur. Le but final auquel on espère arriver, est de recueillir des données numériques de base pour une éventuelle représentation cartographique de ces signaux, une technique beaucoup plus simple et beaucoup plus facile à exploiter comparativement à la technique classique utilisée.

L'objet dans ce cadre, est de pouvoir prendre des mesures réelles sur différents points du cortex en utilisant un dispositif de recueil EEG et une carte d'acquisition multivoie. Toutefois, nous procédons au traitement numérique sur ordinateur, en utilisant la transformée de Fourier rapide (FFT) pour une analyse spectrale de ces signaux.

Mots clés : Signaux EEG, Recueil, Acquisition, Traitement numérique, FFT, Analyse spectrale, Expérimentation.

ABSTRACT:

Since its inception, electroencephalography (EEG) has always been a certain reserve approach in medical circles. Among the causes of this reserve, first there is the extreme caution of researchers in opposite of interpreting signals from the complex entity that is the brain.

In this work, we try to approach this complex problem by making the handling of these signals from their collection to their computer processing. The final goal which we hope to reach, is to collect a digital data set for a possible brain mapping of these signals, a technique much simpler and much easier to operate compared to the conventional technique. The object in this context is to take actual measurements at different points of the cortex using an EEG collection device and a multi-channel acquisition card. However, we proceed to digital computer processing using the FFT for spectral analysis of these signals.

Key Words : EEG Signals, Data acquisition, Digital processing, FFT, Spectral analysis, Experience.

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 Système de mesure du signal EEG.....	6
Figure 1.2 Schéma fonctionnel de lobes du cerveau.....	7
Figure 1.3 Structure du neurone ou cellule nerveuse.....	8
Figure 1.4. Potentiels d'action.....	9
Figure 1.5 Les ondes Alpha (à gauche) et Bêta (à droite).....	11
Figure1.6 L'onde Thêta	11
Figure 1.7 L'onde Delta	12
Figure 1.8 L'onde Gamma	12
Figure 1.9 L'onde MU (à gauche) et Alpha (à droite)	12
Figure 1.10 Exemple d'une Cartographie EEG	14
Figure 1.11 Appareil EEG classique	15
Figure 1.12 Appareil EEG : Neuron-Spectrum-5	15
Figure 1.13 Structure générale d'un équipement de cartographie.....	16
Figure 2.1 Casque ou bonnet EEG.....	21
Figure 2.2 électrodes cupules.....	21
Figure 2.3 électrodes et gel de conduction.....	21
Figure 2.4 électrodes et gel utiliser pour le recueil	22
Figure 2.5 électrodes aiguilles.....	22
Figure 2.6 Placement des électrodes selon le système international 10/20.....	23
Figure 2.7 Les deux types de montages bipolaires	24
Figure 2.8 Le module utiliser pour le recueil des signaux EEG (KL-75004).....	28
Figure 2.9 Structure générale d'une chaîne d'acquisition.....	29
Figure 2.10 Différents taux d'échantillonnage.....	34

Figure 2.11 Résolution analogique de conversion.....	35
Figure 2.12 La carte d'acquisition PCI-ADC.....	36
Figure 3.1 Cellule élémentaire de calcul d'une FFT à base 2 (croisillon)	41
Figure 3.2 Schéma de calcul d'une FFT de 8 points.....	42
Figure 3.3 Localisation temps-fréquence des fonctions d'une famille de Weyl-Heisenberg... ..	47
Figure 4.1 Le système international de positionnement des électrodes 10/20	53
Figure 4.2 Expérience de mesure des signaux EEG.....	53
Figure 4.3 Position des electrodes Fp1-F3.....	53
Figure 4.4 Position des electrodes F3-C3.....	54
Figure 4.5 Position des electrodes C3-P3.....	54
Figure 4.6 Position des electrodes P3-O1.....	54
Figure 4.7 Position des electrodes Fp2-F4.....	54
Figure 4.8 Position des electrodes F4-C4.....	55
Figure 4.9 Position des electrodes C4-P4.....	55
Figure 4.10 Position des electrodes P4-O2.....	55
Figure 4.11 Position des electrodes O1-O2.....	56
Figure 4.12 Position des electrodes Fp-O : 'yeux fermé, yeux ouvert'.....	56
Figure 4.13 Position des electrodes Fp-O : 'yeux fermé, relaxation'	56
Figure 4.14 Clin d'œil	57
Figure. 4.15 Organigramme d'acquisition multicanaux	59
Figure. 4.16 Organigramme de la conversion de format	60
Figure. 4.17 signaux de test acquis	61
Figure. 4.18 Signaux de test après acquisition	62
Figure 4.19 Position des electrodes Fp1-F3.....	63
Figure 4.20 Position des electrodes F3-C3.....	63
Figure 4.21 Position des electrodes C3-P3.....	64

Figure 4.22 Position des electrodes P3-O1.....	64
Figure 4.23 Position des electrodes Fp2-F4.....	64
Figure 4.24 Position des electrodes F4-C4.....	65
Figure 4.25 Position des electrodes C4-P4.....	65
Figure 4.26 Position des electrodes P4-O2.....	65
Figure 4.27 Position des electrodes O1-O2.....	66
Figure 4.28 Position des electrodes Fp-O : ‘yeux fermé, yeux ouvert’.....	66
Figure 4.29 Position des electrodes Fp-O : ‘yeux fermé, relaxation’.....	66
Figure 4.30 Clin d’œil	67

INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

L'électroencéphalographie (EEG) est un outil clinique important pour le diagnostic, le suivi et la gestion des troubles neurologiques; ce sont des signaux biologiques complexes utilisés en médecine [13]. Depuis son origine, l'électroencéphalographie a toujours fait l'objet d'une certaine attitude de réserve dans les milieux médicaux. Parmi les causes de ce cette réserve, on trouve tout d'abord l'extrême prudence des chercheurs vis-à-vis de l'interprétation des signaux émanant de cette entité si complexe qu'est le cerveau: la disparité qui existe entre les connaissances scientifiques des différents organes et celles concernant le système cérébral explique naturellement cette prudence. De plus, sa nature unique en soit et sa complexité éminente rend impossible la disponibilité à court terme d'un modèle précis de fonctionnement.

Plusieurs difficultés existent lors du recueil et de l'acquisition d'un signal EEG avec des électrodes de surface : la faible amplitude du signal mesuré (de 10 à 100 μV), le bruit de mesure, dû à l'éloignement des sources; la qualité de recueil, est testée en mesurant l'impédance de l'ensemble constitué par chaque électrode et son câble, qui doit être inférieure à 10 $\text{k}\Omega$, voire à 5 $\text{k}\Omega$ pour que les signaux soient interprétables [1]. Les artefacts qui peuvent être d'origine corporelle, sont dus à des mouvements oculaires, aux activités musculaires, respiratoires et cardiaques, au mâchonnement, à la déglutition, à la toux etc. De plus, il ne faut pas oublier qu'il existe des pensées parasites qu'il est difficile de contrôler [2].

L'acquisition d'un signal EEG comporte en fait plusieurs étapes ; la mesure de l'activité bioélectrique au moyen d'un casque à électrodes, l'amplification du signal (par un facteur 1000 au moins), le filtrage du signal (filtrage passe-bas avec fréquence de coupure à 100 Hz) et la conversion analogique-numérique dans le but de traiter le signal par un ordinateur.

Dans le travail qu'on va présenter dans le cadre de ce Master, nous allons tenter d'aborder ce problème complexe, en procédant à la manipulation de ces signaux depuis leur recueil jusqu'à leur traitement par ordinateur. Le but final auquel on espère arriver, est de recueillir des données numériques de base pour une éventuelle représentation cartographique de ces signaux. La cartographie est une technique moderne basée sur la répartition énergétique des signaux EEG sur le scalp, beaucoup plus simple et beaucoup plus facile à exploiter comparativement à

la technique classique utilisée.

L'objet de notre travail est donc de pouvoir prendre des mesures réelles sur différents points du cortex en utilisant un dispositif de recueil EEG et une carte d'acquisition multivoie. Nous procédons néanmoins au traitement numérique sur ordinateur, en utilisant la transformée de Fourier rapide pour une analyse spectrale de ces signaux.

Le mémoire présenté est structuré autour de quatre chapitres.

Dans le premier chapitre, nous introduisons des notions générales de l'activité cérébrale. Deux aspects essentiels sont abordés: le premier dédié à l'aspect physiologique de cette activité (nature, recueil et acquisition) ainsi qu'au diagnostic des maladies nerveuses et cérébrales ; le second consacré à la description des dispositifs d'enregistrement utilisés dans le domaine de l'électroencéphalographie.

Dans le second chapitre, nous tentons de présenter les équipements de recueil et d'acquisition utilisés dans notre travail. Un bref rappel du principe d'acquisition d'une chaîne classique est d'abord formulé. Les performances et caractéristiques de la carte d'acquisition qui va être utilisée, sont rappelées.

Le troisième chapitre est plutôt dédié à la présentation d'un ensemble non exhaustif de méthodes de traitement numérique du signal et d'intelligence artificielle appliquées dans le domaine du traitement du signal EEG. L'analyse spectrale par transformée de Fourier rapide est particulièrement décrite. L'algorithme FFT à base 2 est utilisé dans notre cas pour l'analyse spectrale de ce type de signaux. Le but est de représenter les spectres correspondants aux différents signaux mesurés.

Enfin dans le quatrième et dernier chapitre, nous allons pouvoir recueillir les signaux EEG (mesures), les acquérir (acquisition en mémoire) et les analyser sur ordinateur (analyse spectrale par FFT). Un programme d'exploitation va être décrit à cet effet. Celui-ci va permettre d'assurer le processus d'acquisition, d'analyse, et de représentation des signaux EEG mesurés. Des tests de fonctionnement vont être entamés dans ce cadre pour valider le fonctionnement des différentes étapes élaborées.

Une conclusion générale en fin de ce mémoire est prévue, elle retrace les différentes étapes réalisées et souligne les perspectives futures envisagées.

CHAPITRE

I

CHAPITRE 1

GÉNÉRALITÉS SUR L'EEG

INTRODUCTION

L'activité neuronale du cerveau humain commence entre la 17^{ème} et 23^{ème} semaine du développement prénatal. On pense que de ce stade précoce et tout au long de la vie, des signaux électriques générés par le cerveau représentent non seulement la fonction du cerveau, mais aussi l'état de l'ensemble du corps. Cette hypothèse fournit la motivation d'appliquer des méthodes avancées de traitement numérique du signal afin de pouvoir analyser ces signaux et d'en extraire le maximum d'information.

Dans ce travail, nous essayons d'aborder ce problème complexe, en procédant à la manipulation de ces signaux depuis leur recueil jusqu'à leur traitement numérique. Le but comme s'est déjà souligné, est d'arriver à une représentation cartographique beaucoup plus facile à exploiter comparativement à la technique classique d'analyse de l'EEG.

Dans ce chapitre particulièrement, nous tentons de se prononcer sur les aspects physiologiques de l'activité cérébrale. Il ya plusieurs questions liées à la nature des sources originales, leurs modèles réels et les caractéristiques du milieu qui doivent être abordées.

1. L'ELECTROÉNCÉPHALOGRAMME

L'électroencéphalogramme (ou encore EEG) consiste en l'enregistrement de l'activité électrique résultante de l'activation des neurones du cortex cérébral. Elle est enregistrée à travers les méninges, l'os et la peau, par des électrodes posées sur le scalp (figure 1.1).

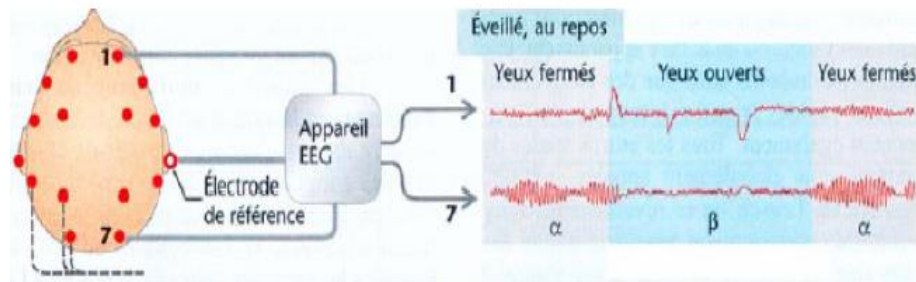


Figure 1.1 - Système de mesure du signal EEG[7].

Cette activité électrique est déformée par ces différents milieux, qui la conduisent de manière hétérogène et de faible amplitude, quelques microvolts. Ils doivent être amplifiés. Elle apparaîtra sous la forme d'un signal graphique qui est l'image d'un potentiel électrique, appelé onde cérébrale.

Ce signal est défini par trois propriétés, sa fréquence (en cycles par seconde ou Hertz), son amplitude (voltage en microvolts) et sa polarité (négative ou positive). Ces paramètres déterminent sa morphologie.

2. SOURCE DE L'ACTIVITÉ NEURONALE

Pour mieux comprendre les origines du signal EEG, une brève introduction au cerveau humain et le neurone, la cellule la plus fondamentale en neuropsychologie, est présentée dans les sections suivantes.

2.1. Le cerveau humain

Le cerveau humain peut être divisé en trois grandes parties: le cerveau, le cervelet et le tronc cérébral. Ici, nous ne considérons que les actions du cerveau et du cervelet. Le cervelet contrôle principalement les mouvements du corps complexes, impliquant la coordination et le tonus musculaire. Le cerveau peut être divisé en six parties: lobe frontal, lobe pariétal, lobe temporal, lobe occipital, lobe insulaire et le lobe limbique.

Le lobe pariétal perçoit la douleur et les sensations gustatives, et est impliqué dans des

activités de résolution de problèmes. Le lobe temporal est préoccupé par l'audition et la mémoire.

Le lobe occipital contient principalement les régions utilisées pour les tâches liées à la vision.

Le lobe frontal est principalement associé aux émotions, la résolution de problèmes, la parole et le mouvement. Il contient le cortex moteur primaire situé en avant du gyrus central comme représenté dans la figure 1.2.

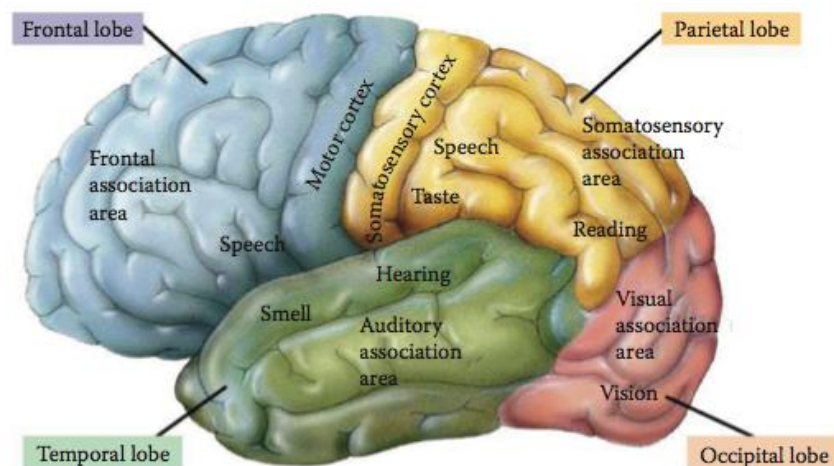


Figure 1.2 : Schéma fonctionnel des lobes du cerveau [2].

Différentes zones de la commande du cortex moteur primaire sont dédiées pour des mouvements variés du corps. Les mouvements des membres supérieurs ont une représentation différente pour l'épaule, le coude, le poignet, les doigts et le pouce.

Les mouvements du visage, y compris le cou, les yeux, le visage, les lèvres, la mâchoire, de la langue et de la déglutition, occupent une grande partie du cortex moteur primaire. Tout mouvement du corps et de l'activité sensorielle du corps est accompagné par des signaux spécifiques provenant du cortex moteur primaire. Ainsi, pour évaluer l'activité cérébrale liée aux actions motrices, l'enregistrement EEG devrait provenir de l'emplacement approprié dans le domaine spatial pour assurer la lecture correcte de chaque électrode.

Le système nerveux central est principalement constitué de cellules nerveuses et les cellules gliales. Chaque cellule nerveuse (neurone) est constituée de dendrites, des corps cellulaires et des axones.

Les cellules nerveuses réagissent à des stimuli et la transmission de l'information sur des distances. Un axone est un tube cylindrique qui envoie et transmet un signal électrique chez les vertébrés. Le système de transport d'un axone est chargé de fournir les protéines à l'extrémité de la cellule.

2.2. Structure et fonction du Neurone

Les neurones (ou cellules nerveuses) sont des unités fonctionnelles du système nerveux. Un cerveau humain adulte contient, en moyenne, 100 milliards de neurones. Le processus développé par un neurone est de transmettre des informations par des signaux électriques et chimiques.

Les neurones ont un potentiel de membrane au repos de l'ordre de -70 à 60 mV. Un neurone est constitué d'un corps de cellule (également connu sous le nom soma), les dendrites et l'axone (figure 1.3). Selon les informations que reçoivent les dendrites d'autres neurones, le neurone prend une décision qui est ensuite envoyée aux dendrites des autres neurones sur l'axone [2].

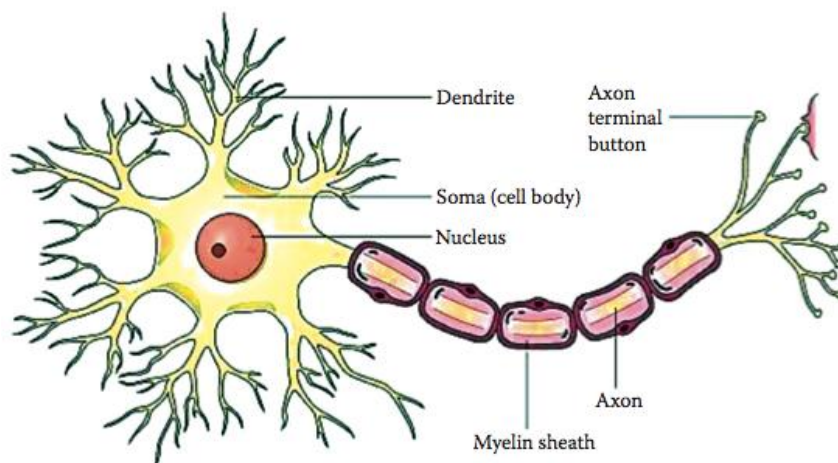


Figure 1.3 : Structure du neurone ou cellule nerveuse [2].

- Potentiels d'action

Le neurone est entouré par la membrane cellulaire, qui contrôle le mouvement dans et hors le sodium chargé (Na^+) et les ions potassium (K^+). Le corps de la cellule est chargé négativement sur l'extérieur et dispose d'un potentiel de repos de -70 mV.

Le potentiel de membrane devient moins négatif à cause du courant électrique entrant des dendrites (voir A dans la figure 1.4). La membrane cellulaire s'ouvre complètement pour les ions Na^+ si cette dépolarisation atteint -55 mV. Lorsque les ions entrent la cellule, ils

entraînent un potentiel d'action momentanément positif (voir B dans la figure 1.4). La membrane cellulaire s'ouvre également de nouveau, et les ions K^+ présents dans le congé de cellule (voir C dans la figure 1.4), ce qui provoque la repolarisation du potentiel de membrane. En raison de la perte de perméabilité de la membrane cellulaire pour les ions K^+ , le potentiel tombe au-dessous de 70 mV temporairement (ceci est connu comme une hyperpolarisation (voir D sur la figure 1.4).

Enfin, le potentiel d'action se stabilise au potentiel de repos. Ce potentiel d'action est entraîné par l'axone d'autres neurones. Par conséquent, le neurone est activé si le courant électrique total de tous les axones entrants, dépasse un certain seuil. Cela se traduit par le transfert d'informations (le potentiel d'action) des neurones ultérieures.

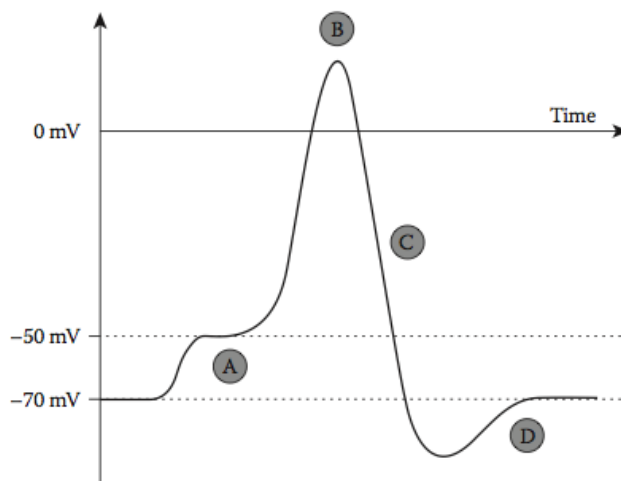


Figure 1.4 : Potentiels d'action [2].

3. LES RYTHMES DE L'EEG

Les oscillations de neurones sont observées dans le système nerveux central. Celles-ci sont générées par de grands groupes de neurones et peuvent être caractérisés par la fréquence, l'amplitude et la phase des oscillations. Les fonctions cognitives telles que le transfert de l'information, la perception, le contrôle moteur, et la mémoire sont d'une manière ou d'une autre liées à des oscillations neuronales et la synchronisation.

Les enregistrements EEG sont couramment utilisés pour étudier les oscillations neuronales. Les neurones peuvent générer des potentiels d'action ou des pointes dans un motif rythmique. Certains neurones ont tendance à tirer sur des fréquences particulières et sont appelés résonateurs. Dans de nombreux troubles neurologiques, la cause est une oscillation

neurale excessive. Par exemple, dans les saisies, la synchronisation excessive a été observée. Des phénomènes similaires ont été observés chez les patients atteints de tremblements dans la maladie de Parkinson.

Le cerveau humain peut produire cinq grandes ondes cérébrales, classées par leurs gammes de fréquences. Ces cinq grandes vagues peuvent aller de la basse fréquence à la haute fréquence. Ceux-ci sont connus en tant que alpha(α), thêta (θ), bêta(β), delta (δ), gamma(γ) et mu(μ). Berger, en 1929, a découvert les ondes alpha et bêta; les ondes gamma ont été découverts par Jasper et Andrews en 1938, les ondes delta et thêta ont été découvertes par Walter en 1936.

3.1. Rythme BETA

Cette onde a une fréquence de variation se trouvant entre 13 et 30 hertz et a habituellement une basse tension située entre 5 et 30 μV (figure 1.5). « Beta » est l'onde du cerveau généralement associée à la pensée active ; elle peut atteindre des fréquences proches de 50 hertz durant l'activité mentale intense.

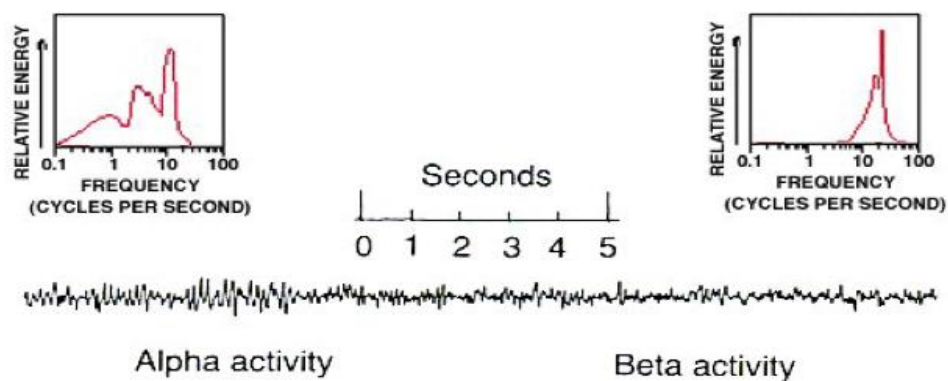


Figure 1.5 : Les ondes Alpha (à gauche) et Bêta (à droite) [6].

3.2. Rythme ALPHA

La fréquence de variation de cette onde se trouve plutôt entre 8 et 13 Hertz, avec une amplitude allant de 30 à 50 μV (figure 1.5). Les ondes « Alpha » indiquent à la fois une sensibilisation de détente et un état d'inattention. Elles ont des amplitudes plus fortes au-dessus de l'occipital (en arrière de la tête) du cortex. Il est fréquent de voir un pic dans le domaine bêta aussi haut de 20 Hz. L'onde « Alpha » seul semble indiquer un esprit vide plutôt qu'un détendu, un état aveugle plutôt qu'un passif, et peut être réduit ou éliminé en

ouvrant les yeux, en entendant les bruits peu familiers, ou par l'anxiété ou la concentration mentale.

3.3. Rythme THETA

Les ondes « Thêta » se trouvent dans la bande de fréquences 4 à 7 Hz, avec une amplitude habituellement plus grande que $20 \mu\text{V}$ (figure 1.6). Ces ondes résultent de l'effort émotif, particulièrement de l'anéantissement ou de la déception. L'onde « Thêta » a été également associée à l'accès au matériel sans connaissance, de l'inspiration créatrice, et la réflexion profonde. Le grand pic dominant des ondes « Thêta » est aux environs de 7 Hz.



Figure 1.6 : L'onde Thêta [6].

3.4. Rythme DELTA

Les ondes « Delta » se trouvent dans l'intervalle des fréquences 0.5 à 4 Hz avec une amplitude variable (figure 1.7). Ces ondes sont principalement associées au sommeil profond et sont utilisées pour indiquer certaines pathologies du cerveau.



Figure 1.7 : L'onde Delta [6].

3.5. Rythme GAMMA

Les ondes « Gamma » se trouvent en dessous de 35Hz. On considère que cette bande reflète le mécanisme de la conscience (Figure 1.8) .

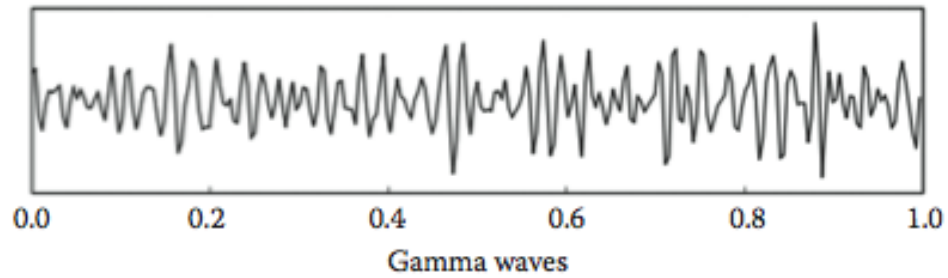


Figure 1.8 : L'onde Gamma [2].

3.6. Rythme MU

C'est une onde spontanée située dans l'intervalle 8 - 12 Hz liée aux activités motrices. Ces ondes diminuent avec le mouvement ou l'intention de se déplacer (figure 1.9).

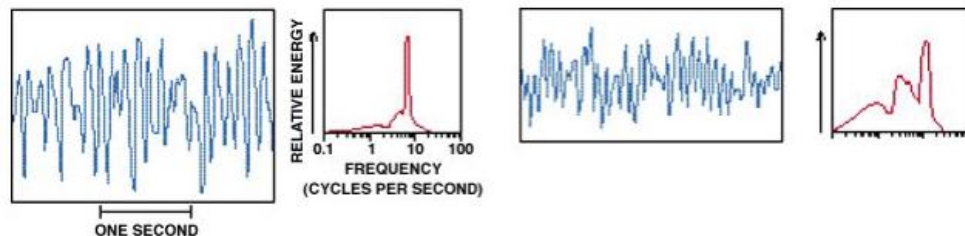


Figure 1.9: L'onde MU (à gauche) et Alpha (à droite) [6].

La plupart des tentatives de commander un ordinateur avec des mesures continues d'EEG fonctionnant à base d'ondes « Alpha » ou « MU », parce que les gens peuvent apprendre à changer l'amplitude de ces deux ondes en faisant l'effort mental approprié. Une personne pourrait accomplir ce résultat, par exemple, en se rappelant une certaine image fortement stimulante ou en élevant son niveau de l'attention.

4. LES TECHNIQUES D'ENREGISTRAMENT D'ACTIVITÉ CÉRÉBRALE

Les nouvelles techniques d'imagerie médicale permettent à l'heure actuelle d'accéder précisément à l'anatomie du cerveau (CT scan, Imagerie par Résonance Magnétique ou IRM), ainsi qu'à l'activité cérébrale (Tomographie à Emission de Positrons ou TEP), l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf), l'électroencéphalographie (EEG) et la magnétoencéphalographie (MEG). Ces dernières techniques, dites d'imagerie fonctionnelle, mesurent la variation des paramètres physiques et/ou physiologiques liés à la perception ou à

la réalisation d'une tâche cognitive (tâches linguistiques, mémoire, reconnaissance de visages...) ou en relation avec un dysfonctionnement local cérébral, comme l'épilepsie par exemple.

Cependant, la technique la plus utilisée est l'EEG. En effet, cette méthode est relativement bon marché, non envahissante, portable et fournit une bonne résolution de temps. En conséquence, dans le domaine de la recherche, elle est utilisée pour réaliser des ICM pour l'aide aux handicapés moteurs, comme elle est actuellement utilisée pour diagnostiquer des foyers épileptiques, des tumeurs cérébrales et des lésions. Elle permet aussi de trouver l'origine de migraines, de problèmes d'étourdissements, ou encore de somnolence [3].

5. DISPOSITIF D'ENREGISTEMENT DE L'EEG

5.1. Dispositif analogique

Historiquement, les premiers appareils EEG étaient constitués de chaînes analogiques d'amplification et d'écriture du tracé. Les électrodes recueillaient les micros courants issus du scalp qui étaient amplifiés au moyen d'amplificateurs différentiels. Le courant de sortie des amplificateurs mobilisait les plumes d'une table traçante dont le papier se déroulait à une vitesse définie préalablement. Selon les appareillages et leur taille, on disposait de huit à seize voies d'amplification correspondant au même nombre de tracés produits sur le papier. Les appareils analogiques d'enregistrement de l'EEG en clinique ne sont plus fabriqués actuellement et ils sont remplacés par des appareils numériques [3].

5.2. Dispositif numérique

La numérisation du signal EEG demande une fréquence d'échantillonnage assez faible (128 à 256Hz). Très souvent, elle s'effectue selon la technique de multiplexage correspondant à un entremêlement des signaux provenant simultanément des différentes voies d'acquisition. Ce procédé est permis du fait de la relative faiblesse de la fréquence d'échantillonnage nécessaire en EEG, au regard de la vitesse actuelle des horloges d'ordinateurs.

Sur les appareils contemporains, la boîte têticière qui n'était initialement qu'un système de connexion des fils d'électrodes, contient les amplificateurs et dans certains cas le CAD (Convertisseur Analogique Digital). Le signal arrive sous une forme amplifiée et numérisée directement à l'ordinateur qui, par le biais d'une carte graphique, réalise la présentation des

données. Le transfert boîte tête-ordinateur se fait souvent par l'intermédiaire d'une fibre optique, ce qui a pour intérêt de diminuer considérablement le bruit électronique et l'effet d'antenne des fils connectés [3].

6. CARTOGRAPHIE D'EEG

Les systèmes de cartographies d'EEG quantifié existants actuellement utilisent cette méthode pour représenter la répartition de la puissance moyenne issue d'une analyse spectrale par FFT des signaux dérivés au niveau du cortex cérébral. Des résultats intéressants sont obtenus comparativement à ceux issus de la méthode classique. L'analyse opérée grâce à cette nouvelle technique en clinique ou en recherche, est devenue plus simple, plus souple et plus pertinente visuellement, néanmoins elle reste relativement automatisée.

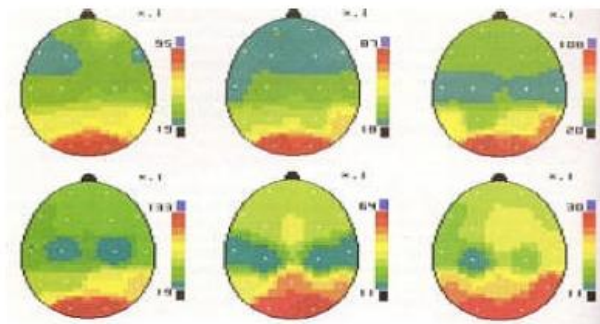


Figure 1.10. Exemple d'une Cartographie EEG [4].

7. EXEMPLES D'APPAREILS EEG

L'appareil indiqué dans la figure 1.11 est un ancien appareil d'électroencéphalographie qui est utilisé dans les hôpitaux (modèle mobile, à 8 voies). Le principe de fonctionnement est comme suit : On pose sur la tête du patient des électrodes qui permettent d'enregistrer l'activité électrique cérébrale et ses fluctuations. Le cerveau émet des signaux électriques qui sont amplifiés, chacun séparément. Tous sont reproduits simultanément par des plumes sur papier millimétré.



Figure 1.11. Appareil EEG classique.

- Appareil Neuron-Spectrum-5

La figure 1.12 montre l'appareil EEG appelé : Neuron-Spectrum-5, appareil EEG numérique 41 entrées multifonctionnelles pour les études neurophysiologiques.



Figure 1.12. Appareil EEG : Neuron-Spectrum-5 [5].

- **Caractéristiques générales du Neuron-Spectrum-5**

- 32 entrées EEG (35 amplificateurs numériques).
- Possibilité d'enregistrement de n'importe quelle des 32 dériviatives mono polaires dans le système "10-10".
- Canaux courant continu (CC).
- La fréquence d'échantillonnage de l'EEG est de 200 Hz max.
- Le niveau de bruit faible donne la possibilité d'appliquer peu de filtrage ou même aucun.
- Le résultat étant la sauvegarde d'un maximum d'informations utiles dans le signal initial.
- N'importe quelle électrode peut être utilisée comme référence et les dériviatives

bipolaires peuvent être codées sans placer d'électrodes supplémentaires, comme les électrodes oreilles par exemple [5].

8. STRUCTURE GÉNÉRALE D'UN ÉQUIPEMENT DE CARTOGRAPHIE

La structure générale d'un équipement de cartographie est présentée dans la figure 1.13.

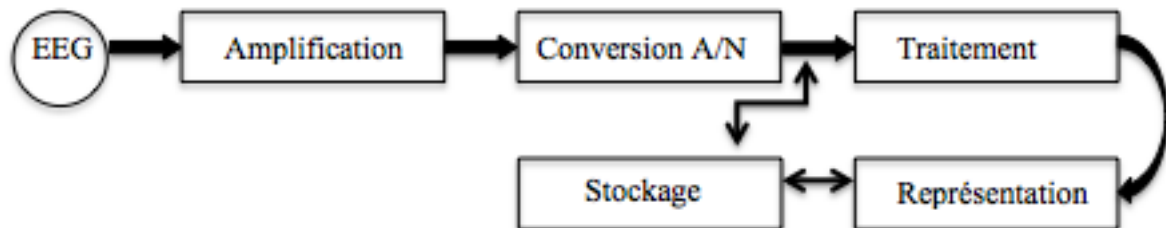


Figure 1.13. Structure générale d'un équipement de cartographie.

9. MALADIES NEUROLOGIQUES

Ce sont des maladies qui affectent les cellules nerveuses comme l'épilepsie, l'Alzheimer et la maladie de parkinson.

L'EEG est utile à plusieurs stades, après les données cliniques et surtout l'interrogatoire, l'EEG aide objectivement au diagnostic, permettant de rechercher si un trouble neurologique transitoire ou un malaise est d'origine comitiale. Toutefois la normalité du tracé EEG n'infirme pas le diagnostic. Inversement des pointes ou des pointes ondes, anomalies spécifiquement corrélées à la maladie épileptique, peuvent s'observer chez des sujets ne souffrant pas de crise d'épilepsie. Plus précisément corrélés aux signes cliniques.

9.1. Les épilepsies

Les épilepsies sont des affections chroniques de causes diverses caractérisées par la répétition spontanée de crises épileptiques. Ce sont des manifestations chroniques variées (motrices, sensibles, sensorielles, végétatives etc.) résultant de l'hyperactivité paroxystique d'un nombre plus ou moins grand de neurones cérébraux. Une crise épileptique isolée ou contemporaine d'une agression cérébrale aiguë n'entre pas dans le cadre d'une maladie épileptique, une crise pouvant affecter exceptionnellement (sous l'effet de l'alcool, d'un stress etc.) une personne sans récurrence. Les statistiques indiquant que 0.5% à 1% de la population est épileptique. Cette pathologie affecte uniformément les deux sexes, toutes les couches sociales

et toutes les nationalités [7].

9.2. Alzheimer

La maladie d'Alzheimer est une maladie dégénérative qui engendre un déclin progressif des facultés cognitives et de la mémoire. Peu à peu, une destruction des cellules nerveuses se produit dans les régions du cerveau liées à la mémoire et au langage. Avec le temps, la personne atteinte a de plus en plus de difficulté à mémoriser les événements, à reconnaître les objets et les visages, à se rappeler la signification des mots et à exercer son jugement.

9.3. Maladie de Parkinson

C'est une pathologie dégénérative dont le trait fondamental est la combinaison de la perte de neurones de la partie compacte de la substance noire du mésencéphale et la présence d'inclusions intracellulaires dans les neurones survivants. Comme il a été souligné, beaucoup de méthodes et de techniques basées sur le traitement du signal EEG et de la cartographie d'EEG quantifié existent pour le diagnostic de ces maladies.

CONCLUSION

Ce chapitre consacré à des concepts généraux sur l'EEG, comprend deux aspects essentiels : le premier dédié à l'aspect physiologique de l'activité cérébrale ainsi qu'aux maladies nerveuses et cérébrales y afférentes; le second, plutôt consacré à la description des dispositifs d'enregistrement utilisés dans le domaine.

Dans ce qui suit, nous tentons de présenter les équipements de recueil et d'acquisition qui vont être utilisés dans notre travail. Un bref rappel du principe d'acquisition d'une chaîne classique est d'abord formulé. Les performances et caractéristiques de la carte d'acquisition qui va être utilisée, vont être rappelées.

CHAPITRE

II

CHAPITRE 2

RECUEIL ET ACQUISITION DES SIGNAUX EEG

INTRODUCTION

L'acquisition d'un signal EEG comporte en fait plusieurs étapes ; la mesure de l'activité bioélectrique au moyen d'un casque à électrodes, l'amplification du signal (par un facteur 1000 au moins), le filtrage du signal (filtrage passe-bas avec fréquence de coupure à 100 Hz) et la conversion analogique-numérique dans le but de traiter le signal sur ordinateur.

Dans ce chapitre, nous allons exposer les différents procédés de recueil et d'acquisition de signaux EEG. Un module dédié au recueil ainsi qu'une carte d'acquisition multivoie PCI-ADC pour signaux basses fréquences, vont être présentés à cet effet.

1. RECUEIL DES SIGNAUX EEG

1.1. Les électrodes

Plusieurs difficultés existent lors du recueil et l'acquisition d'un signal EEG avec des électrodes de surface : la faible amplitude du signal mesuré (de 10 à 100 μV), le bruit de mesure, dû à l'éloignement des sources; la qualité du signal EEG recueilli testée en mesurant l'impédance de l'ensemble constitué par chaque électrode et son câble, qui doit être inférieure à 10 $\text{k}\Omega$, voire à 5 $\text{k}\Omega$ pour que les signaux soient interprétables. Les artefacts qui peuvent être d'origine corporelle, sont dus à des mouvements oculaires, aux activités musculaires, respiratoires et cardiaques, au mâchonnement, à la déglutition, à la toux etc. De plus, il ne faut pas oublier qu'il existe des pensées parasites qu'il est difficile de contrôler.

Les différences de potentiels créées par les neurones sont captées à la surface du scalp au moyen d'électrodes, puis amplifiées et enregistrées. Les électrodes de détection à l'aide d'un gel conducteur assurent le contact avec le cuir chevelu et doivent résister à la polarisation. Ces électrodes peuvent être insérées dans un bonnet élastique. Le tissu et les électrodes forment un

bonnet qui est déposé sur la tête du sujet (figure 2.1).

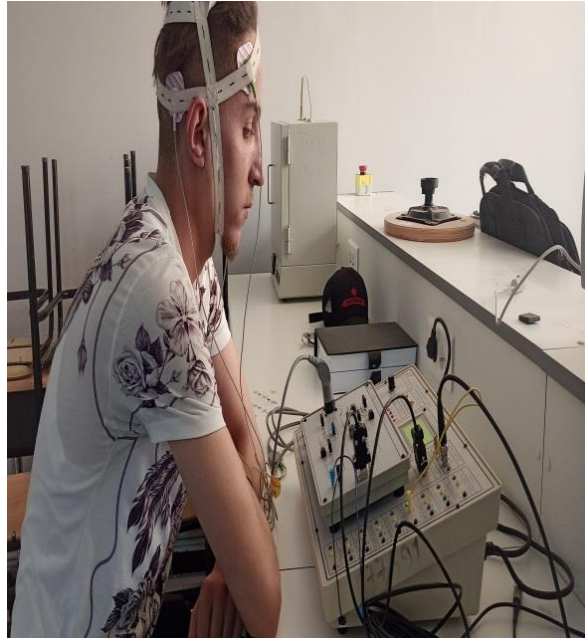


Figure 2.1 : Casque ou bonnet d'EEG.

- **Electrodes cupules (disques)**

En argent, elles sont collées sur le cuir chevelu par du collodion, elles sont reliées à l'appareil d'enregistrement au moyen de simples fils isolés (figure 2.2). Dans tous les cas, il est nécessaire de s'assurer de la continuité électrique et de la bonne qualité de l'interface électrochimique (électrode – électrolyte – peau), pour des enregistrements plus longs. C'est avec ce type d'électrodes que vont être recueillis les signaux EEG que nous allons essayer de recueillir, d'acquérir à travers une carte d'acquisition et d'analyser sur ordinateur (figure 2.3).



Figure 2.2. Electrodes et gel de conduction.

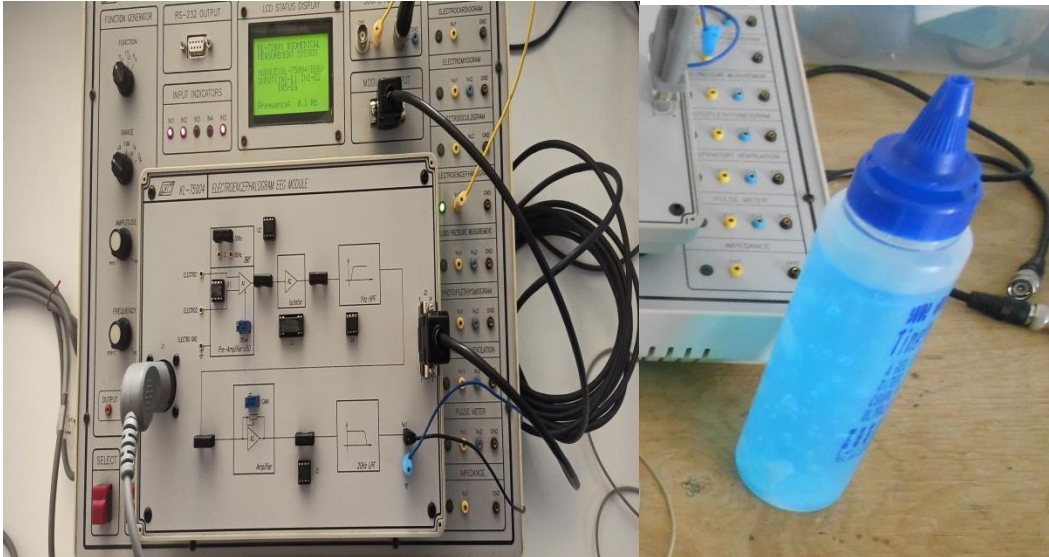


Figure 2.3. Appareil, électrodes et gel utilisé pour le recueil.

- Electrodes aiguilles

Courbées, ou rectilignes, plantées dans le cuir chevelu, employées surtout dans les comas, en réanimation (figure 2.4).



Figure 2.4. Electrodes aiguilles [9] .

- Electrodes tampon

En argent chloruré, soit isolées (monopode), soit groupées par trois (tripodes), maintenues sur la tête par un casque (pour l'enregistrement standard).

1.2. Positionnement des électrodes

Le nombre d'électrodes utilisé pour enregistrer l'activité cérébrale peut être très variable. La méthode la plus couramment utilisée est basée sur le système 10/20 international proposée par Jasper, utilisée dans de nombreux laboratoires et nécessitant un repérage anatomique (figure 2.5).

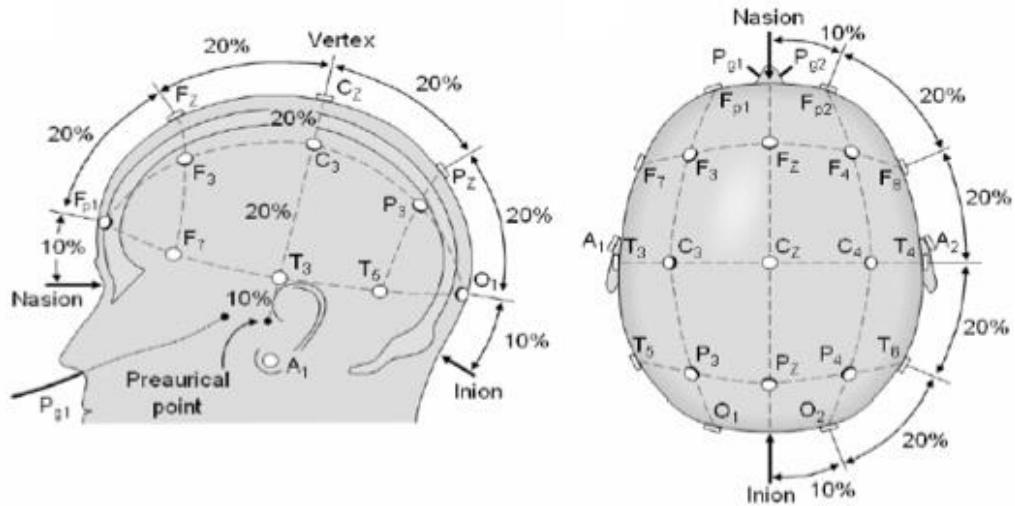


Figure 2.5. Placement des électrodes selon le système international 10/20 [1].

Le nom du système vient de la manière de positionner les électrodes toujours en fonction de secteurs de 10 % ou 20 % de la circonférence du crâne en prenant comme points de repère l’Inion et le Nasion.

Le tableau suivant donne la numérotation des électrodes :

Topographie	Côté Gauche	Côté droit
Frontale	F _{p1}	F _{p2}
Fronto- Pariétale	F ₃	F ₄
Pariétale	C ₃	C ₄
Pariétale-occipitale	P ₃	P ₄
Occipitale	O ₁	O ₂
Fronto-temporale	F ₇	F ₈
Temporale	T ₃	T ₄
Temporo-occipitale	T ₅	T ₆

Tableau 1.1- Numérotation des électrodes.

Il est très important que les électrodes soient disposées de façon symétrique, FZ , OZ , PZ sont les électrodes du vertex. Les mesures antéropostérieures sont basées sur la distance entre l’inion et le Nasion en passant par le vertex. Une ligne circulaire passe par les points repérés frontaux polaires, occipitaux médians et temporaux. D’avant en arrière, on note un plan préfrontal, frontal, central, pariétal et occipital.

1.3. Montages

On appelle montage, la combinaison qui fait correspondre à deux électrodes, une voie ou dérivation. Le nombre d'électrodes d'une topographie donnée pour enregistrer l'activité cérébrale, peut être très variable.

1.3.1. Les montages bipolaires

Ceux-ci permettent de recueillir les différences de potentiels entre deux électrodes actives (figure 2.6).

- Soit longitudinaux, d'avant en arrière, allant des électrodes frontales aux électrodes occipitales.
- Soit transversaux, allant d'une région temporale à l'autre de droite à gauche ou inversement.
- Soit encore circulaires (ou en couronne) suivant la circonférence du crâne.

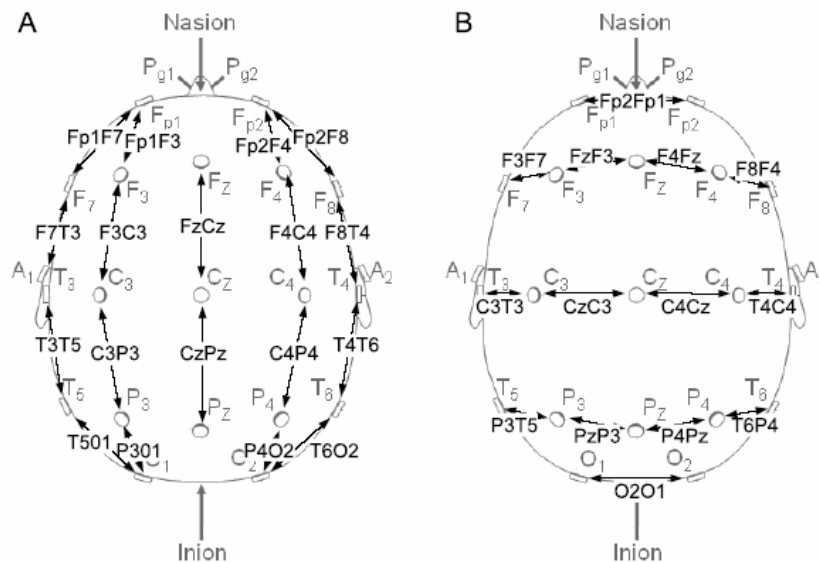


Figure 2.6. Les deux types de montages bipolaires :

A- Montage longitudinal, B- Montage transverse [2].

1.3.2. Le montage référentiel ou mono-polaire

Dans ce montage, la différence entre une certaine électrode et une électrode de référence désignée est mesurée. Cette différence est représentée par le canal. L'électrode de référence n'a pas de position standard. Toutefois, la position de l'électrode de référence est différente de celle des électrodes de l'enregistrement. Les positions médianes sont souvent utilisées pour éviter l'amplification de signaux dans un hémisphère par rapport à l'autre. Une autre référence populaire qui est utilisée est considérablement celle des "oreilles liées".

1.3.3. Montage de référence moyenne

Dans ce montage, un signal moyen est obtenu en additionnant la moyenne des sorties de tous les amplificateurs, qui est ensuite utilisée comme référence commune pour chaque canal.

1.3.4. Montage Laplacien

Dans ce montage, la différence entre une électrode et une moyenne pondérée des électrodes environnantes, est utilisée pour représenter un canal. Lorsque l'EEG numérique est utilisé, tous les signaux sont généralement numérisés et stockés (par rapport à un référentiel) dans un montage particulier. Étant donné que l'information stockée est numérique, il est possible de construire mathématiquement tout montage de tout autre montage. Cependant, pour le cas de l'EEG analogique, qui est imprimé sur le papier, la personne en charge a pour tâche de basculer entre les montages lors de l'enregistrement.

1.4. Procédures d'activation

Plusieurs épreuves peuvent favoriser l'apparition d'anomalie électroencéphalographique et procurer ainsi une aide au diagnostic.

1.4.1. L'hyperpnée (HPN)

La (HPN) consiste à faire respirer profondément le sujet en insistant sur une expiration profonde pendant trois minutes au moins, à un rythme soutenu, environ 30 par minute, ce qui entraîne une alcalose gazeuse, cette épreuve est réalisée 2 à 3 fois au cours d'un examen standard (pour chacun des montages différents). Elle est plus active en position assise qu'en position couchée.

1.4.2. La Stimulation Lumineuse Intermittente (SLI)

La (SLI) est réalisée à l'aide d'une lampe stroboscopique émettant une succession d'éclairs de durée brève et de haute intensité. Les flashes lumineux sont délivrés à des fréquences variant de 1 à 30 par seconde. La lampe doit être placée en face des yeux du patient, à une vingtaine de centimètres environ plusieurs ouvertures et fermetures des yeux seront effectuées durant l'épreuve.

1.5. Enregistrement et Artefacts

Les fluctuations potentielles d'origine non-neuronale sont appelées « artefacts ». Ces signaux sont détectés le long du cuir chevelu dans l'EEG. L'amplitude des signaux qui constituent un artefact peut être assez grande par rapport à l'amplitude des signaux d'intérêt. Bruit ou artefacts EEG peuvent être subdivisés en deux classes différentes, à savoir, les bruits biologiques résultant des fonctions cérébrales internes et les bruits techniques introduits par le matériel expérimental ou les erreurs humaines de manipulation.

1.5.1. Artefacts biologiques

Ces artefacts résultent de l'activité biologique dans le cerveau. Les artefacts de clignotement des yeux peuvent introduire des modifications observables à la fois sur l'amplitude et le contenu en fréquences de l'EEG. Ces artefacts peuvent réduire considérablement la précision de la classification. Les artefacts de clignotement des yeux tombent aussi dans la bande de fréquences des ondes alpha. Nous pouvons également voir les artefacts oculaires clignotants comme des artefacts musculaires. Les mouvements du globe oculaire peuvent donc causer les artefacts musculaires dans les signaux EEG. Ces derniers peuvent être évités en maintenant constant l'angle de vision au cours de l'enregistrement.

- Autres Bio-Artefacts

Le bruit acoustique peut produire un artefact lorsque le sujet s'expose à des stimuli acoustiques tels que le bruit environnant, les gens se déplaçant à l'intérieur du laboratoire, les appels téléphoniques etc. On peut dire à cet effet que toute forme de distraction captant l'attention d'un sujet, doit être évitée lors de la phase d'enregistrement des signaux EEG.

1.5.2. Artefacts techniques

1.5.2.1 Artefacts AC ou de lignes de puissance

Les artefacts des lignes d'alimentation ont un pic significatif d'environ 50/60 Hz dans le spectre de puissance. Les électrodes à haute impédance peuvent fonctionner comme des antennes recevant du bruit électrostatique. Le blindage de la source d'alimentation peut

réduire à cet effet ce bruit. Un filtre coupe-bande peut être utilisé par conséquent pour rejeter cet artefact.

1.5.2.2 Le bruit DC

Un décalage ou offset DC en tension est fréquemment observé dans les signaux enregistrés. Le matériel est seul responsable de ces décalages. Lors de chaque essai, le bruit DC peut varier en amplitude.

1.5.2.3 Artefacts dus à un mauvais positionnement des électrodes

Dans les enregistrements bipolaires, le placement d'électrodes à des endroits légèrement différents pendant chaque enregistrement, peut produire des artefacts supplémentaires au niveau des signaux EEG.

1.5.2.4 Artefacts dus à la haute impédance

La haute impédance des électrodes EEG ($> 5 \text{ k}\Omega$) peut entraîner des artefacts. L'EEG est un signal très faible, ayant une amplitude allant jusqu'à environ $100 \mu\text{V}$. La résistance des électrodes de contact est généralement maintenue en dessous de $5 \text{ k}\Omega$ pour éviter les artefacts de haute impédance.

1.6. L'appareil de recueil des signaux EEG

Le module utilisé dans le recueil des signaux EEG est montré dans la figure 2.7. Il est composé d'un préamplificateur, d'un isolateur et de filtre passe bande en l'occurrence.



Figure 2.7. Le module utilisé pour le recueil des signaux EEG (KL-75004).

1.6.1. Le préamplificateur

Le préamplificateur joue le rôle de premier étage d'amplification situé au plus près de la source de signal. C'est lui qui est le garant d'un bon rapport signal sur bruit en sortie du système puisqu'il doit réussir à extraire un très faible signal électrique. Grâce à sa proximité à la source du signal, il permet de limiter les dégradations de celui-ci par des interférences parasites ou par son atténuation lors du transport.

1.6.2. L'isolateur

C'est l'étage d'isolement entre la tension d'alimentation et le cerveau humain.

1.6.3. Le filtrage

Ce module utilise deux filtres, un filtre passe haut et un filtre passe bas, ce dernier qui laisse passer les basses fréquences < 30 Hz et qui atténue les hautes fréquences, c'est-à-dire les fréquences supérieures à la fréquence de coupure. Il pourrait également être appelé filtre coupe-haut. Le filtre passe-bas est l'inverse du filtre passe-haut et ces deux filtres combinés forment le filtre passe-bande.

2. ACQUISITION DES SIGNAUX EEG

2.1. Structure d'une chaîne d'acquisition classique

2.1.1. Schéma de principe

En général, on représente une chaîne d'acquisition comme suit : (figure 2.8)

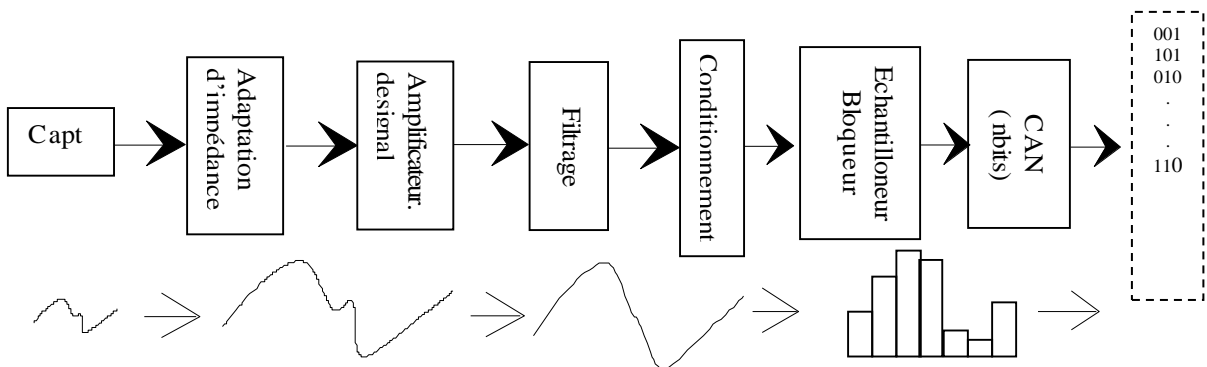


Figure. 2.8. Structure générale d'une chaîne d'acquisition.

2.1.2. Eléments d'une chaîne d'acquisition

2.1.2.1. Le Capteur

Les capteurs sont l'interface entre le monde physique et le monde électrique. Ils sont toujours associés à d'autres circuits de conditionnement, de filtrage et de mise en forme. Ils peuvent être sensibles aux phénomènes physiques ou chimiques. Leur rôle consiste à produire un signal électrique, image du phénomène à étudier, le plus souvent une tension analogique, une intensité, une fréquence, ou une série de pulsations.

Les capteurs sont au nombre de grandeurs physiques et chimiques appartenant à différents domaines tels que :

- *Chimique/Biochimique* : pH, O₂, gaz, humidité, etc.
- *Thermique* : température, quantité de chaleur, etc.
- *Radiation* : lumière, rayons X, micro-ondes, etc.
- *Mécanique* : déplacement, force, etc.
- *Bioélectrique* : EEG, EKG, EMG etc.

2.1.2.2 Adaptation d'impédance

L'association « adaptateur d'impédance-capteur », rend exploitable la mesure issue de ce dernier. Autrement dit, adapter la source du signal (capteur) à la chaîne de mesure. Du point de vue électrique, le capteur peut être considéré comme un générateur de courant (ou de tension). Si l'impédance de sortie du capteur est de même ordre de grandeur que celle du circuit sur lequel est connectée, les pertes de charges seront très importantes. Il faut alors, une adaptation d'impédance qu'on peut réaliser facilement avec un AOP (Amplificateur Opérationnel) avec un gain égal à l'unité par exemple.

2.1.2.3 Amplificateur de signal

Cette étape permet d'adapter le niveau du signal issu du capteur à la chaîne globale d'acquisition. Un signal émergent d'un capteur est généralement très faible pour être traité. On procède à son amplification pour le rendre exploitable.

2.1.2.4 Filtre d'entrée

Ce filtre est communément appelé « filtre anti-repliement ». Son rôle est de limiter le contenu spectral du signal aux fréquences qui nous intéressent en éliminant les parasites. Il est caractérisé par sa fréquence de coupure et son ordre. Sa présence est indispensable avant toute opération d'échantillonnage.

2.1.2.5 Conditionnement du signal

Les signaux issus des capteurs ne sont pas toujours directement utilisables par le Convertisseur Analogique/Numérique (CAN). Les cartes d'acquisition les plus répandues ont un calibre d'entrée de 0-10 volts avec une résistance de quelques centaines de k Ω . Plusieurs fonctions électroniques sont réalisées :

- Amplifier les signaux d'entrée et adapter leur impédance.
- Décaler leur origine de manière à exploiter au mieux l'amplitude acceptée par l'organe de mesure électrique.
- Transformer des courants ou des fréquences en tensions et filtrer pour éliminer les interférences. Une linéarisation est opérée de manière à obtenir un signal proportionnel à la grandeur étudiée.

Avant conversion du signal analogique en signal numérique, on conditionne celui-ci pour le mettre en forme en utilisant un amplificateur différentiel. Quand la distance entre le capteur et le CAN est grande, le fait de transmettre le signal amplifié, permet de diminuer l'importance relative des tensions parasites ajoutées le long des câbles de liaison.

2.1.2.6 Echantillonnage du signal

Le rôle de l'échantillonneur est de prélever à chaque période d'échantillonnage T_e la valeur analogique du signal. On l'associe de manière quasi-systématique à un bloqueur qui figera cette valeur durant un certain temps, appelé temps de conversion nécessaire à l'opération de conversion A/N. On parle alors d'échantillonneur bloqueur. D'autres convertisseurs A/N plus rapides, appelés convertisseurs flash, ne possèdent pas de dispositifs de blocage.

2.1.2.7 Conversion Analogique/Numérique

Le CAN converti le signal analogique en un signal numérique (binaire) compréhensible par le calculateur. Cette opération consiste à associer à la valeur réelle de l'échantillon, une valeur numérique approximative. Cette valeur dépend directement de la résolution choisie, c'est à dire du nombre de bits la composant. On parle de convertisseurs 8 bits, 12 bits, 16 bits etc. Différents formats sont utilisés pour le codage : complément à 1, complément à 2 etc.

2.1.2.8 Mémorisation

Elle peut être un support pour un traitement dynamique (RAM), un élément de sauvegarde (Disque dur, CD ROM, etc.) ou encore une transmission vers un récepteur situé plus loin pour stocker les données requises.

2.2. LES CARTES D'ACQUISITION DE DONNEES

2.2.1 Généralités

Dans le domaine des sciences de l'ingénieur, le système de mesure le plus simple et le plus répandu consiste à utiliser un PC interfacé au processus cible. Un dialogue établi entre le PC et l'environnement extérieur reste possible grâce à l'utilisation de cartes d'acquisition. Ces cartes dites aussi d'Entrées/Sorties sont directement implantées à l'intérieur du PC et connectées sur son bus PC via des slots. Elles sont généralement équipées de compteurs/temporisateurs, de circuits convertisseurs offrant des entrées et des sorties analogiques et des circuits à base de portes logiques offrant des entrées et des sorties numériques à l'utilisateur. L'ensemble (PC/carte) est complété par un logiciel pilote (driver) permettant la gestion de l'ensemble des fonctions spécifiques de la carte. Ces fonctions sont à l'origine de tout développement d'applications d'acquisition de signaux.

Une carte d'acquisition est considérée comme un périphérique externe qui permet d'établir un dialogue entre le PC et le monde extérieur. Elle réalise l'acquisition de signaux analogiques, les élabore à partir du PC, et assure leur échange bidirectionnel avec l'environnement. Elle peut aussi effectuer les opérations de lecture et d'écriture dans les mémoires (registres) des composants que chacun doit avoir sa propre adresse qui doit être déterminée à partir de l'adresse de base de la carte d'acquisition. En général une carte d'acquisition de données est constituée de :

- Convertisseur Analogique/Numérique (CAN) : extérieur \rightleftarrows PC.
- Convertisseur Numérique/Analogique (CNA) : PC \rightleftarrows extérieur.
- Circuits d'E/S logiques.
- Circuits qui gèrent la base de temps ou temporisateurs (Timers).

2.2.2 Caractéristiques générales

2.2.2.1 Entrée/Sortie

Selon l'application désirée, il y a plusieurs types de cartes d'acquisition : analogique/numérique, numérique/analogique, ou multifonctionnelles qui combinent plusieurs types en entrée/sortie dans une seule carte. Les entrées analogiques sont employées pour mesurer des grandeurs continues telles que la température, la pression, les vibrations etc. Les entrées numériques sont par contre employées pour des éléments ayant des niveaux discrets tels que les commutateurs et les relais. Les interfaces numériques sont employées pour commander des processus, produire des modèles de test, et communiquer avec l'extérieur.

2.2.2.2 Temporisation et comptage

Les compteurs/temporisateurs sont employés pour compter des impulsions d'entrées, envoyer des impulsions pour les actionneurs, générer des fréquences pour la synchronisation ou commander certains types de valves et d'autres dispositifs. L'avantage principal d'avoir ces possibilités dans le matériel est qu'il peut fonctionner à des vitesses beaucoup plus rapides que les sorties numériques pilotées par logiciel, et réduire ainsi les frais des logiciels d'acquisition de données. Les considérations les plus significatives d'un compteur/temporisateur sont la résolution et la fréquence de base. Une résolution plus élevée signifie que le compteur peut compter de grands nombres et la fréquence de base détermine la période des impulsions et la rapidité avec laquelle le compteur peut suivre des entrées ou créer des sorties.

2.2.2.3 Plage de tension analogique

La plage se rapporte aux niveaux de tension min et max qu'une carte analogique d'E/S peut manipuler. Quelques signaux exigent une gamme étendue de 0 à 10V, alors que d'autres de dynamique plus faible changent seulement dans 0-10mV, par exemple. La plupart des cartes permettent une sélection programmable de la plage désirée en plaçant des connecteurs situés sur la carte. Les entrées de tension peuvent être unipolaires et /ou bipolaires. Les gammes unipolaires acceptent les signaux qui sont d'une seule polarité (seulement positive ou seulement négative), comme 0 à 5 Volts. Les bipolaires acceptent plutôt des signaux de valeurs négatives et positives, tels que ± 5 Volts.

2.2.2.4 Entrées analogiques simples ou différentielles

Les entrées simples (ou asymétriques) sont toutes relatives à un seul point de référence commun tel que 0 V. Elles ont typiquement une connexion par canal d'entrée et un point

commun. Les entrées différentielles sont des signaux qui sont présents entre deux points distincts. Elles n'ont pas une référence commune et peuvent être totalement isolées de tous les autres signaux et la borne 0 V. Il est clair que les signaux différentiels ont une tension non désirée du mode-commun en plus de la tension différentielle du signal. Dans ce cas, la tension de mode commun est automatiquement rejetée.

Des entrées simples sont employées quand les signaux d'entrée sont élevés et les câbles de connexion sont relativement courts. Ceci réduit au minimum les effets d'interférence ou de bruit électrique. Cependant, les entrées différentielles sont employées pour les signaux de faible niveau ou ceux avec des fils de connexions longs. En utilisant les entrées différentielles, les erreurs de bruit sont réduites parce que le bruit de mode commun est éliminé.

2.2.2.5 Taux d'échantillonnage

Le taux d'échantillonnage détermine le nombre de fois des conversions analogiques qui peuvent avoir lieu. Il est exprimé par la fréquence d'échantillonnage en (Hz). Par exemple, un taux d'échantillonnage de 1000 Hz signifie que des données sont acquises à une cadence de 1000 fois par seconde. Une vitesse plus rapide de prélèvement acquiert plus de données au cours d'un certain temps et peut donner une meilleure représentation du signal original (Figure 2.9).

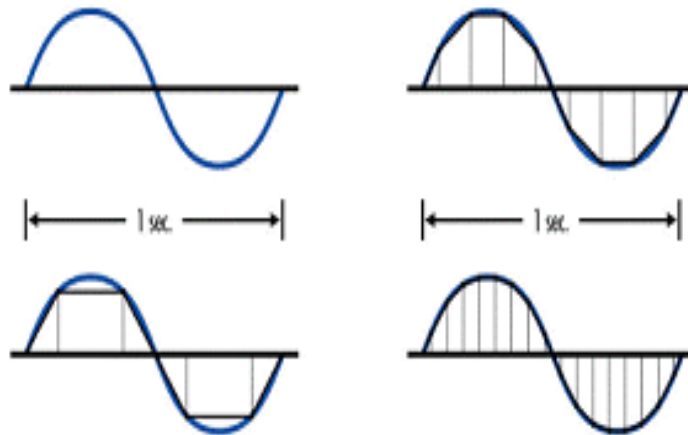


Figure 2.9. Différents taux d'échantillonnage.

2.2.2.6 Résolution de conversion

La résolution analogique du dispositif de conversion concerne le nombre de bits utilisés pour représenter la valeur maximale d'entrée. Plus la résolution est grande, mieux est l'exactitude de la valeur de l'échantillon. Dans la figure 2.10, on peut voir un cycle de sinus et

son image numérique correspondante de 2 bits. Un nombre de 2 bits, peut seulement être arrangé en quatre combinaisons : 00, 01, 10 et 11, par conséquent la représentation numérique résultante du signal original est assez maigre. Cependant, si la résolution est plus élevée, chaque bit additionnel double le nombre de combinaisons possibles et permet d'obtenir une représentation numérique extrêmement précise du signal original. Ainsi pour avoir une représentation proche de la réalité d'un signal, on doit avoir une résolution la plus grande possible.

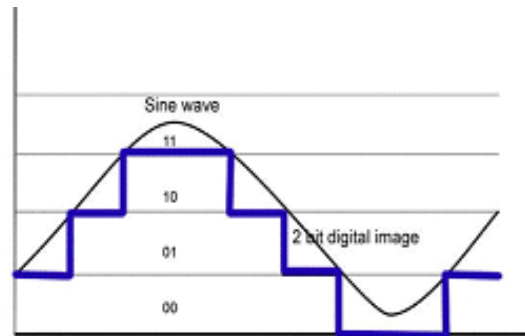


Figure.2.10. Résolution analogique de conversion.

2.2.2.7. Précision

La précision est le degré de correspondance entre les codes binaires et les signaux analogiques d'entrée ou de sortie. La précision est très importante dans la mesure où un signal analogique contient beaucoup d'informations (comme dans un signal audio), ou lorsqu'on doit examiner une petite partie de la gamme dans le plus grand détail (comme dans les applications de chromatographie). L'unité de la précision est en pourcentage de l'échelle complète de mesure ($1/2^N$ %). Le composant principal responsable de la précision est le CAN dont le facteur limiteur est bien sa résolution.

2.2.3. Les cartes d'acquisition PCI

Le bus PCI (Peripheral Components Interface) est la nouvelle architecture autour de laquelle sont construits actuellement les PCs. Les interfaces réalisées pour ce type de bus appliquent la technique dite « Plug & Play » qui élimine le besoin de configurer manuellement les ressources nécessaires à leur fonctionnement. Il n'y a pas de liens à paramétrer, il suffit d'installer une carte directement pour que ses ressources soient automatiquement assignées de façon à éviter les conflits avec d'autres matériels. Notons que les ressources allouées à une carte PCI donnée ne sont pas figées et qu'elles changeront éventuellement si cette carte est déplacée vers un autre port PCI, ou si un autre matériel est

ajouté ou enlevé. Les capacités de transfert de données d'un ordinateur peuvent de manière significative affecter le processus d'acquisition de données. Il faut relever à cet effet, que les capacités théoriques de transfert de données d'un bus PCI peuvent aller jusqu'à 132 Mo/s.

Son prédécesseur, le bus ISA n'est finalement capable de transférer des données qu'à un taux de 16 MB/s ou moins.

- La carte PCI_ADC

La carte PCI_AD appartient à la gamme de production de la firme «*Blue Chip Technology*» qui fabrique plusieurs types de cartes d'acquisition et de contrôle telles que : PCI-ADC, PCI-DIO, PCI-PIO et PCI-WDT. Cette Firme est considérée parmi les premiers leaders du marché mondial des cartes d'acquisition de données.

La carte d'acquisition PCI-ADC que nous utilisons dans ce travail (figure 2.11), fournit 16 entrées simples (asymétriques) ou 8 entrées différentielles de 12 bits entre $\pm 5\text{mV}$ et $\pm 5\text{V}$ avec gains programmables analogiques. Un registre tampon FIFO permet de stocker des échantillons multiples avant que l'intervention du processeur ne soit nécessaire. Quatre sorties analogiques bipolaires de 12 bits sont fournies, chacune configurable en courant ou en tension. Elle contient également 24 E/S numériques programmables compatibles TTL, et trois compteurs/temporisateurs programmables, dont les sorties pouvant être utilisées pour générer des interruptions, pour lancer la conversion d'entrée analogique, et pour la mise à jour des échantillons de sortie analogique ou les E/S numériques.



Figure 2.11. La carte d'acquisition PCI-ADC.

CONCLUSION

Dans ce chapitre nous avons tenté de présenter les équipements de recueil et d'acquisition à utiliser dans notre travail. Un bref rappel du principe d'acquisition d'une chaîne classique a été formulé dans un premier temps. Les performances et caractéristiques de la carte d'acquisition PCI-ADC utilisée, ont été de ce fait rappelées.

Dans ce qui suit, nous abordons la partie traitement du signal EEG par la méthode de la transformée de Fourier rapide. L'algorithme FFT à base 2, est choisi ce cadre pour l'analyse spectrale des signaux qu'on va mesurer. Notre objectif est de présenter les spectres correspondants aux différents signaux EEG recueillis.

CHAPITRE

III

CHAPITRE 3

TRAITEMENT DES SIGNAUX EEG

INTRODUCTION

Ce chapitre est plutôt dédié à la présentation d'un ensemble non exhaustif de méthodes de traitement numérique du signal et d'intelligence artificielle appliquées dans le domaine du traitement du signal EEG. L'analyse spectrale par transformée de Fourier rapide est particulièrement décrite dans ce chapitre. L'analyse spectrale par FFT reste l'outil privilégié utilisé actuellement dans ce domaine. Elle à la base de la technique de cartographie intégrant actuellement les systèmes d'EEG quantifié modernes. Dans notre cas, nous utilisons volontairement l'outil FFT dans le but d'une éventuelle extension de notre travail pour intégrer cette nouvelle technique qui est la cartographie.

1. ANALYSE TEMPORELLE

Diverses méthodes sont employées pour obtenir une mesure objective de l'activité électroencéphalographique. L'analyse dans le domaine temporel est l'une des premières analyses qui ont été opérées sur le signal EEG. Notons d'abord l'utilisation de statistiques pour mesurer les variations aléatoires de potentiels des signaux sur le scalp. Le calcul de corrélations et d'intercorrélations qui permet une analyse plus approfondie de certaines maladies, est souvent utilisé dans le but d'une élaboration de diagnostics. De même, le calcul de puissance qui présente sur un autre plan, une distinction entre les différents signaux par leur contenu énergétique, est utilisé. Dans le cas classique, la présence d'une batterie de filtres analogiques est incontournable. Toutefois, le calcul de puissance est devenu plus pertinent et plus efficace en passant à l'utilisation de l'analyse spectrale par calcul FFT. Le choix des bandes fréquentielles des signaux dans ce cas, est devenu plus pratique, rendant ainsi le système moins encombrant et plus simple encore, notamment le calcul de puissance par bande de fréquence.

2. ANALYSE FRÉQUENTIELLE

2.1. Analyse spectrale par FFT

Les signaux EEG varient aléatoirement au cours du temps. Pour identifier ces rythmes, on a besoin d'une représentation adéquate de leurs composantes fréquentielles.

2.1.1. Transformée de Fourier rapide

En 1965, les deux mathématiciens américains Cooley et Tukey proposèrent un algorithme de calcul rapide pour effectuer de façon simple la transformation de Fourier d'un signal numérisé. Cet algorithme appelé " Fast Fourier Transform " ou FFT, a permis avec la mise au point de calculateurs (notamment les processeurs de signal spécialisés appelés DSPs) de plus en plus rapides et performants. Un développement considérable de l'analyse spectrale a pu donc être étendu dans plusieurs domaines du traitement du signal, en particulier en cartographie d'EEG quantifiée appliquée dans le domaine biomédical.

Cet algorithme FFT permet en fait de réduire considérablement le temps de calcul de la TFD (Transformée de Fourier Discrète) d'une suite dont le nombre d'échantillons N est décomposable selon des puissances de 2, 4 etc.). Il est basé sur le principe qui consiste à décomposer le calcul d'une TFD en plusieurs TFD de longueur plus petite. La base (ou radix) choisie de l'algorithme indique la puissance du nombre d'échantillons N à traiter. Nous nous limitons à évoquer la FFT à base 2 comme exemple, puisque c'est cet algorithme qui est souvent utilisé.

2.1.2. Calcul de l'algorithme FFT à base 2

Cet algorithme exigeant une séquence dont la longueur est une puissance de 2 ($N=2^M$), a rendu envisageable le calcul d'une TFD de plusieurs milliers de points. Le nom de base 2 provient du fait que l'on ramène le calcul d'une TFD de N points à un certain nombre de calculs de TFD de 2 points.

Soit $X(k)$, la TFD d'une suite $\{x(n)\}$ de longueur $N=2^M$:

$$x(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot W^{-nk} ; \quad K = 0, 1, \dots, N - 1 \quad (3.1)$$

Soient les deux suites $a(n)$ et $b(n)$ de longueurs $N/2$ et leurs TFD $A(k)$ et $B(k)$ correspondantes :

$$\begin{aligned}
 a(n) &= x(2n) & a(n) &\Leftrightarrow A(k) \\
 b(n) &= x(2n + 1) & b(n) &\Leftrightarrow B(k) \quad n, k = 0, 1, \dots, \left(\frac{N}{2}\right) - 1
 \end{aligned}$$

On peut montrer que les $X(k)$ peuvent être calculées à partir des $A(k)$ et $B(k)$:

$$\begin{aligned}
 x(k) &= \sum_{n=0}^{N/2-1} x(2n) \cdot W^{-2nk} + \sum_{n=0}^{N/2-1} x(2n + 1) \cdot W^{-(2n+1)k} \\
 &= A(k) + W^{-k} \cdot B(k)
 \end{aligned} \tag{3.2}$$

$$\begin{aligned}
 x(k + N/2) &= \sum_{n=0}^{N/2-1} x(2n) \cdot W^{-2n(k+\frac{N}{2})} + \sum_{n=0}^{N/2-1} x(2n + 1) \cdot W^{-(2n+1)(k+\frac{N}{2})} \\
 &= A(k) - W^{-k} \cdot B(k)
 \end{aligned} \tag{3.3}$$

W^{-k} appelé facteur de rotation.

La séquence initiale est donc ramenée au calcul de deux sous séquences de $N/2$ points $\{a(n)\}$ et $\{b(n)\}$. Ces deux suites sont elles mêmes divisées en deux autres suites élémentaires de $N/4$ points, et ainsi de suite jusqu'à la fin de la séquence, c.-à-d arriver à une cellule élémentaire de deux points (figure 3.1).

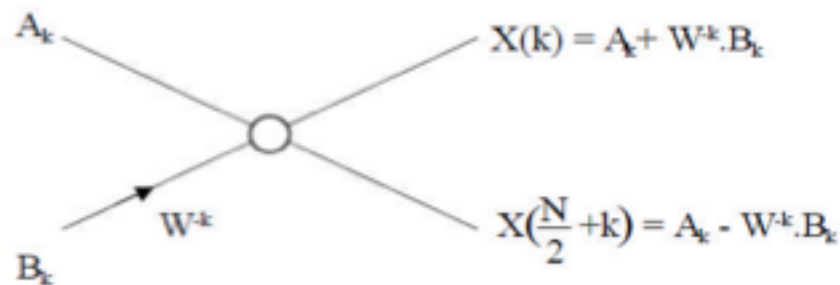


Figure 3.1. Cellule élémentaire de calcul d'une FFT à base 2 (croisillon) [3].

La séquence finale composée des $N/2$ cellules élémentaires obtenues se trouve alors dans un ordre brouillé, ce qui oblige d'opérer un désembrouillage des données temporelles en entrée de calcul (selon le code binaire réfléchi) si on veut obtenir une séquence spectrale en sortie ordonnée, c'est le calcul FFT à entrelacement temporel. Ainsi pour une séquence de N points où $N=8$ par exemple, on obtient le graphe montré dans la figure 3.2. D'une manière générale, pour $N=2^M$, le calcul s'effectue sur M étages et chaque étage comprend $N/2$ cellules élémentaires; il faut donc au total $2N \log_2 N$ opérations de multiplications au lieu de $2N^2$ dans une TFD, si on suppose que dans chaque croisillon il y a 4 multiplications. Le gain obtenu en matière de temps de calcul est signifié par le rapport $N/ \log_2 N$, soit un taux de 100 pour $N=1024$ points. Ce gain est encore renforcé par l'usage de processeurs numériques de signaux spécialisés de plus en plus rapides, tels que les DSPs.

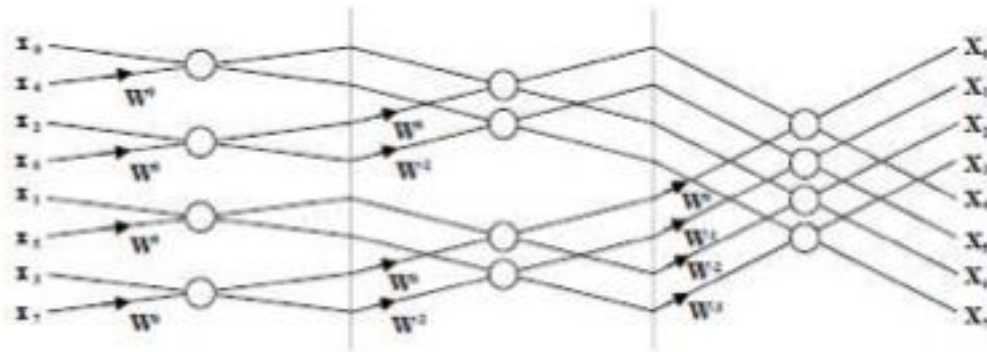


Figure 3.2. Schéma de calcul d'une FFT de 8 points [3].

En plus de la vitesse de calcul obtenue de cet algorithme, celui-ci est également efficient en termes de mémoire nécessaire ; un seul vecteur complexe de dimension N suffit pour effectuer cette transformation. En effet, à chaque étage calculé, les résultats obtenus de chaque croisillon remplacent les précédents.

Les caractéristiques généralement employées pour le traitement du signal EEG effectué par calcul FFT sont les suivantes :

- Horizon spectral : 0,5-30 Hz,
- Résolution en fréquence de 0,5 Hz (période élémentaire d'analyse : 2s).
- Durée d'analyse : de quelques secondes par moyennage de spectres élémentaires.
- Paramètres condensés : puissance absolue totale ou relative dans une bande de fréquence donnée.

Le signal EEG est considéré comme un processus aléatoire. Cependant toutes les méthodes fondées sur la théorie des processus stochastiques postulent une certaine stationnarité du phénomène à analyser.

La méthode de l'analyse harmonique généralisée (Transformée de Fourier) est une méthode du traitement du signal EEG permettant d'assurer les opérations suivantes :

- calcul de la répartition spectrale de l'énergie de chaque dérivation dans une bande de fréquence donnée et sur une durée moyenne T.
- calcul des répartitions spectrales des énergies échangées entre les différentes zones d'où sont issus les signaux étudiés.

- Calcul du Périodogramme

Après transformation de Fourier (FFT), une estimation de la densité spectrale de puissance du signal s'effectue par le calcul de la fonction Périodogramme obtenue en calculant le carré du module de chacune des composantes complexes du spectre, d'où :

$$I_k = Y_k \cdot Y_k^* \quad (1.4) \tag{3.4}$$

Avec : Y_k, Y_k^* , des nombres complexes conjugués.

2.1.3. Méthode du Corrélogramme

Cette méthode consiste à calculer tout d'abord la fonction d'autocorrélation de chaque dérivation. La relation dans le cas continu donnant cette fonction est la suivante :

$$C_{xx} = \lim_{\tau \rightarrow \infty} \frac{1}{\tau m} \int_{-\tau m/2}^{\tau m/2} x(t) \cdot x(t - \tau) dt \quad (3.5)$$

La fonction de corrélation croisée (ou intercorrélacion) de chaque paire de dérivations, peut également être définie dans le cas continu par la relation suivante :

$$C_{xy} = \lim_{\tau \rightarrow \infty} \frac{1}{\tau m} \int_{-\tau m/2}^{\tau m/2} x(t) \cdot y(t - \tau) dt \quad (3.6)$$

Ensuite on calcule la transformée de Fourier de chacune de ces fonctions, ce qui permet d'obtenir les spectres de puissance (ou densités spectrales de puissance) et les spectres de puissance croisés (densités interspectrales de puissance).

$$Y_{xx}(w) = \int_{-\infty}^{+\infty} C_{xx}(\tau) e^{-jw\tau} d\tau \quad (3.7)$$

$$Y_{xy}(w) = \int_{-\infty}^{+\infty} C_{xy}(\tau) e^{-jw\tau} d\tau \quad (3.8)$$

Avec : $w = 2\pi f$,

et la fonction de cohérence peut être déduite directement :

$$coh = \frac{Y_{xy}}{Y_{xx}Y_{yy}} \quad (3.9)$$

La cartographie d'EEG représentant ainsi la répartition énergétique des signaux sur le scalp, n'est en fait qu'une représentation graphique de ces données de puissance issues après calcul FFT.

2.1.4. Limitation de l'analyse de Fourier

Considérons un signal $s(t)$ à temps continu que nous supposons d'énergie finie :

$$\|s\|^2 = \int_{-\infty}^{+\infty} |s|^2 dt \quad (3.10)$$

Un outil traditionnel d'analyse de ce signal est sa transformée de Fourier, définie par:

$$S(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t). e^{-j2\pi ft} dt \quad (3.11)$$

Cette transformation fait clairement ressortir le contenu fréquentiel de $s(t)$ mais ne fait pas aisément localiser temporellement les événements (impulsions, sauts, changement de fréquence etc.) qui surviennent dans le signal. Pour mieux comprendre ce phénomène, on peut réécrire la transformée de Fourier sous la forme :

$$S(f) = \langle s, e^{j2\pi ft} \rangle \quad (3.12)$$

où la notation $\langle \beta_1, \beta_2 \rangle$ désigne de façon formelle le produit scalaire de deux signaux $\beta_1(t)$ et

$\beta_2(t)$:

$$\langle \beta_1(t), \beta_2(t) \rangle = \int_{-\infty}^{+\infty} \beta_1(t) \beta_2^*(t) dt \quad (3.13)$$

$\beta_2^*(t)$ désignant le complexe conjugué de $\beta_2(t)$.

Ce produit scalaire est de module maximal quand ces signaux sont égaux, à un facteur d'amplitude près. On voit ainsi que la valeur de $|S(f)|$ permet, en quelque sorte, d'évaluer le degré de ressemblance entre le signal et la cossoïde $e^{j2\pi ft}$. Cette dernière fonction correspond à une « fréquence pure » et donc est idéale pour mener une analyse spectrale, mais elle oscille sur tout l'axe temporel avec la même amplitude et n'a donc aucun pouvoir de localisation temporelle. Pour pallier cette limitation, il faut construire des représentations faisant intervenir conjointement le temps et la fréquence.

On peut dire que malgré l'immense succès de la transformée de Fourier pour analyser les signaux linéaires et stationnaires, cette technique a plusieurs limitations en pratique, en particulier son manque évident de localisation temporelle. En effet, l'analyse de Fourier permet de connaître les différentes fréquences excitées dans un signal, c'est-à-dire son spectre, mais ne permet pas de savoir à quels instants ces fréquences ont été émises. Cette analyse donne une information globale et non locale, car les fonctions d'analyse utilisées sont des sinusoïdes qui oscillent indéfiniment sans s'amortir.

L'analyse de Fourier ne permet donc pas l'étude de signaux dont la fréquence varie dans le temps. Elle n'est donc pas l'outil adéquat pour les signaux non stationnaires, à une exception : elle peut être utilisée pour les signaux non stationnaires si on ne s'intéresse qu'aux composantes spectrales qui existent dans le signal et non aux instants où elles apparaissent. De tels signaux nécessitent la mise en place d'une analyse temps-fréquence qui permettra une localisation des périodicités dans le temps.

Quand nous avons besoin de localiser dans le temps des composantes spectrales, on pourrait utiliser une parmi les méthodes suivantes :

- la Transformée de Fourier fenêtrée (Short Time Fourier Transform (STFT)),
- la Transformée en Ondelettes (Wavelet Transform (WT)).

3. TECHNIQUES AVANCÉES APPLIQUÉES AU TRAITEMENT DE L'EEG

D'autres méthodes de traitement sont actuellement utilisées comme les méthodes du modèle en tant que méthodes d'estimation de signaux, et la transformée en ondelette qui se présentent comme étant de nouvelles techniques apportant plus de précision et de performances aux données traitées. Les réseaux de neurones artificiels (RNAs) appartenant au domaine de l'intelligence artificielle se présentant comme étant une technique de reconnaissance de formes. Ils sont souvent utilisés comme étant un outil d'aide et de diagnostic.

3.1. Transformée de Fourier sur fenêtre glissante

L'analyse de Fourier présente ainsi des limitations pour certain type de signaux. La transformée de Fourier à fenêtre glissante introduite par Gabor s'écrit :

$$S(f, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t)g^*(t - b)e^{-j2\pi ft} dt = \langle s, g(t - b)e^{j2\pi ft} \rangle \quad (3.14)$$

La quantité $S(f, b)$ est appelé spectrogramme de $s(t)$ et fournit une indication sur la quantité d'énergie présente dans le signal autour de la fréquence f et de l'instant b .

Quand on analyse un signal, il est important de connaître les localisations en temps et en fréquence des fonctions sur lesquelles on décompose. Dans le cas présent, ces fonctions

Appartiennent à la famille (dite de Weyl-Heisenberg) $\{g(t - b)e^{j2\pi ft}, (b, f) \in \mathbb{R}^2\}$. La fonction $g(t)$ peut être caractérisée par deux intervalles :

$$\left[-\frac{\Delta t}{2}, \frac{\Delta t}{2}\right] \text{ et } \left[-\frac{\Delta f}{2}, \frac{\Delta f}{2}\right]$$

Ces intervalles définissent un pavé du plan temps-fréquence. En translatant $g(t)$ de b en temps, on introduit simplement un déplacement de b de ce pavé suivant l'axe temporel, alors

la modulation par $e^{ej2\pi f t}$ correspondant à un déplacement de f de ce pavé suivant l'axe fréquentiel (figure 3.3) [10] .

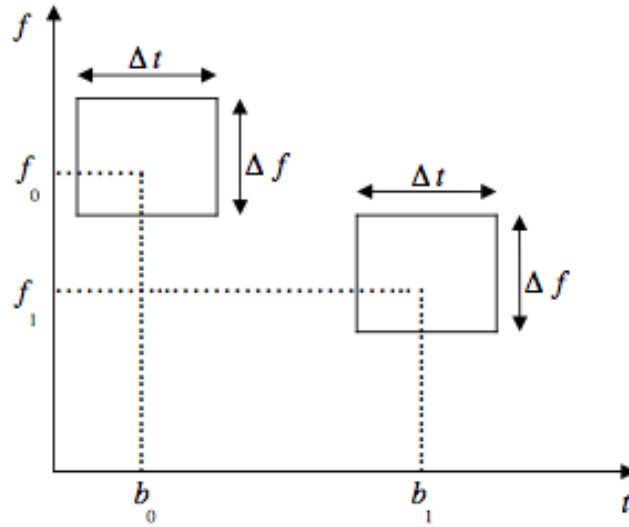


Figure 3.3. Localisation temps-fréquence des fonctions d'une famille de Weyl-Heisenberg [3].

3.2. La transformée en Ondelettes

La transformée en ondelettes a débuté au milieu du siècle dernier avec les recherches de Gabor; toutefois, le concept d'ondelette ne fut introduit véritablement que durant les années 1980, par les travaux notamment de Morlet, Meyer, Daubechies et Mallat.

- Principe de la décomposition

La transformée en ondelettes s'est imposée comme une technique performante et digne d'intérêt. C'est une représentation temps-échelle qui permet de décrire l'évolution temporelle des caractéristiques d'un signal relativement à une échelle d'observation donnée. L'analyse est réalisée au moyen d'une fonction appelée ondelette de base (ou ondelette mère) qui permet de spécifier les caractéristiques du signal que l'on souhaite détecter.

L'analyse en ondelettes consiste alors à positionner, dans le domaine temporel, l'ondelette mère en regard de la partie du signal à traiter, on parlera alors de translation. L'ondelette mère est ensuite dilatée ou contractée par l'utilisation du facteur d'échelle « a », permettant de concentrer l'analyse sur une gamme donnée d'oscillations. Quand l'ondelette est dilatée, l'analyse explore les composantes du signal qui oscillent plus lentement, quand elle est contractée, l'analyse explore les oscillations rapides comme celles contenues dans une

discontinuité du signal. Par ce changement d'échelle (contraction-dilatation), la transformée en ondelettes amène à une décomposition temporelle du signal.

La formule utilisée pour la transformée en ondelettes est :

$$C(a, b) = |a|^{-1/2} \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \cdot \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (3.15)$$

Où $\Psi(t)$ représente l'ondelette mère, b le paramètre de translation et a le paramètre d'échelle ($a \neq 0$).

Le coefficient d'ondelette $C(a, b)$ d'un signal $s(t)$ dépend de la forme de celui-ci au voisinage du temps b . Quand $s(t)$ varie peu dans le temps, son produit par l'ondelette Ψ engendre une petite aire, autrement dit, $C(a, b)$ est petit. Quand, au contraire, la séquence du signal est irrégulière et que ses variations de fréquence sont comparables à celle de l'ondelette, l'aire du produit entre le signal et l'ondelette est importante [13].

L'ondelette peut être interprétée comme un filtre passe bande de fréquence centrale f_c . La valeur des coefficients est d'autant plus grande que la fréquence du signal analysé coïncide avec celle de l'ondelette. La variation du paramètre « a » permet de déterminer les modes du signal qui correspondent à la fréquence f_s [15] :

$$f_s = \frac{f_c}{a}$$

Une autre caractéristique de l'ondelette dilatée est d'être plus diffuse dans le temps et donc d'avoir un spectre plus concentré autour de sa fréquence centrale. L'inverse est constaté pour l'ondelette contractée.

L'application des ondelettes dans le cas de la cartographie d'EEG pourrait apporter une contribution significative et non négligeable si on sait que cette nouvelle technique est bien adaptée à l'analyse des signaux non stationnaires tels que l'EEG. Avec la caractéristique multirésolution dont jouit cette méthode, on voit bien que celle-ci est très bien adaptée à la détection de transitoires et d'événements rapides pouvant survenir au niveau des rythmes standard de l'EEG. En plus des explorations fonctionnelles et de dépistage de maladies cérébrales, les applications de la technique pourraient encore être plus intéressantes dans le cas de la recherche de corrélations telles que : EEG-actes moteurs, EEG-vision ou EEG-

réflexion. A titre d'exemple, des systèmes automatisés pour handicapés ont vu déjà le jour et mis en application dans les centres et laboratoires de recherche.

3.3 Méthode du modèle

Lorsqu'on veut estimer un spectre de haute résolution d'un signal aléatoire de courte durée, les approches paramétriques fournissent de meilleures solutions par rapport aux approches basées sur le calcul FFT. Il existe différents types de modèles : le modèle AR (autoregressif) qui dépend uniquement de la sortie précédente ; le modèle MA (moving average) qui dépend plutôt de l'entrée du système ; et enfin le modèle ARMA (autorégressive moving average) qui est une combinaison de ces deux modèles.

3.4. Réseaux de Neurones Artificiels

Les réseaux de neurones artificiels (RNAs) sont largement utilisés comme un outil d'aide à la décision dans tous les domaines où une expertise est nécessaire pour une prise de décision adéquate. Le domaine médical fait partie des domaines d'application de cet outil. Même si les RNAs ne peuvent pas et ne sont pas fait pour remplacer le clinicien ils peuvent néanmoins l'assister et le conforter dans le processus de prise de décision.

CONCLUSION

Ce chapitre a été dédié à la présentation d'un ensemble non exhaustif de méthodes de traitement numérique du signal et d'intelligence artificielle appliquées dans le domaine du traitement du signal EEG. L'analyse spectrale par transformée de Fourier rapide a été particulièrement décrite dans ce cadre. Nous abordons dans ce qui suit, la partie mesures et expérimentation dans laquelle nous validons le fonctionnement des différentes étapes de recueil, d'acquisition et de traitement des signaux EEG élaborés dans ce travail.

CHAPITRE

IV

CHAPITRE 4

MESURES ET EXPERIMENTATION

INTRODUCTION

Le traitement numérique des signaux EEG nécessite avant tout, deux opérations fondamentales à élaborer qui sont : le recueil et l'acquisition. Dans notre cas, nous utilisons pour accomplir cette importante tâche, un dispositif préamplificateur d'EEG pour le recueil et une carte PCI-ADC pour l'acquisition. L'objectif est de recueillir les signaux EEG (mesures), les acquérir (acquisition en mémoire) et les analyser enfin sur ordinateur (analyse spectrale). Un programme d'exploitation réalisé à cet effet, assure le processus d'acquisition, d'analyse, d'affichage et de stockage des signaux mesurés. Dans ce cadre, des tests de fonctionnement sont entamés avant l'opération d'expérimentation afin de valider le fonctionnement de ces différentes étapes.

1. MESURES ET RECUEIL DES SIGNAUX EEG

Les mesures de signaux EEG ont été effectuées aux laboratoires du département d'électronique de l'université de M'sila. Différents signaux ont pu être recueillis depuis plusieurs points de mesure du cortex cérébral. La méthode utilisée se réfère au système international 10/20 proposé par Jasper (figure 4.1). Le dispositif de recueil utilisé se trouve présenté dans la figure 4.2. Il s'agit d'un préamplificateur d'isolement (réf : KL-75004) à faible bruit, permettant le recueil de signaux biologiques de très faible amplitude tel que l'EEG.

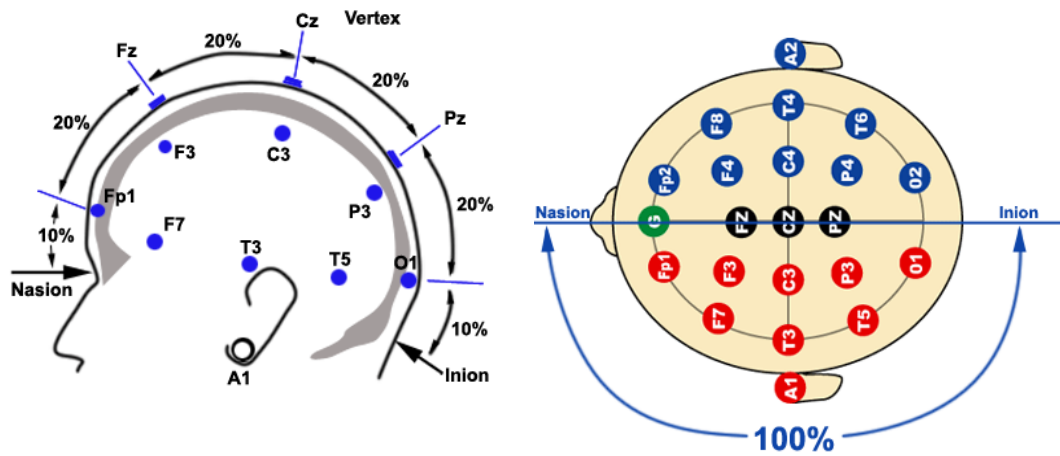


Figure 4.1. Le système international de positionnement des électrodes 10/20.



Figure 4.2. Le système de recueil des signaux EEG.

Dans les figures 4.3 à 4.13, on montre des enregistrements de signaux EEG pour différents points de mesure pris sur le cortex cérébral d'un jeune sujet.

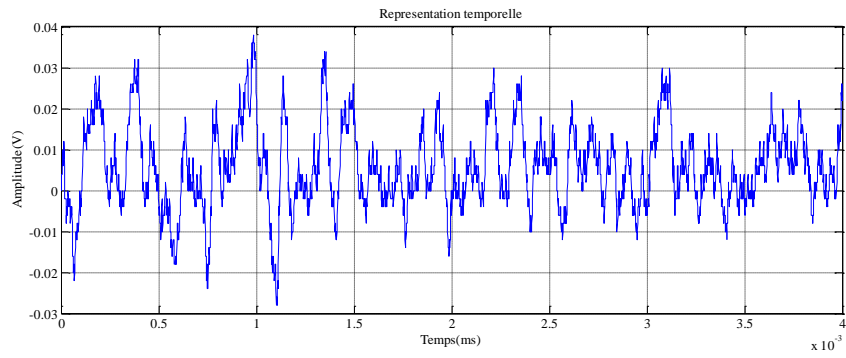


Figure 4.3. Position des électrodes Fp1-F3.

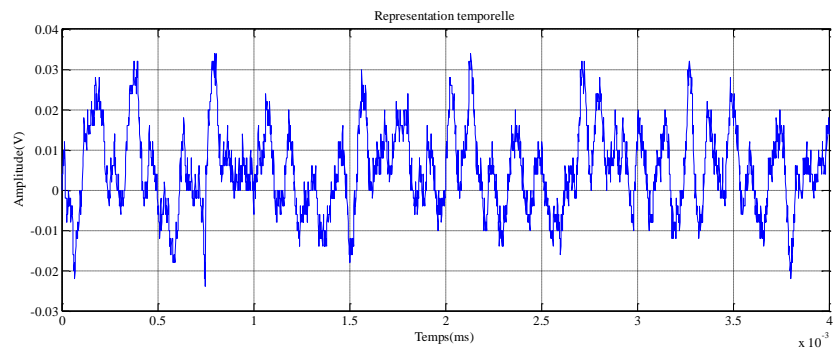


Figure 4.4. Position des électrodes F3-C3.

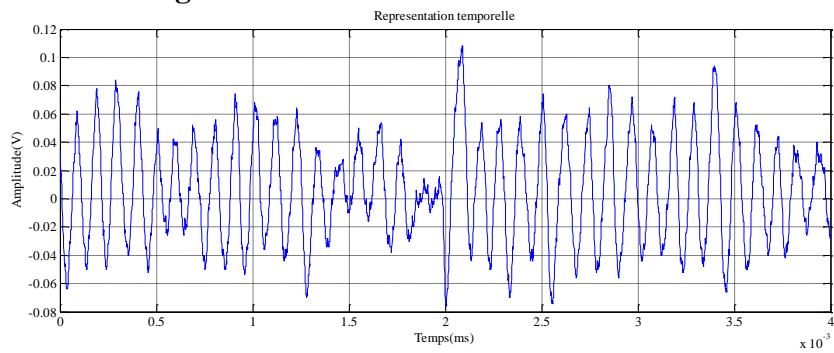


Figure 4.5. Position des électrodes C3-P3.

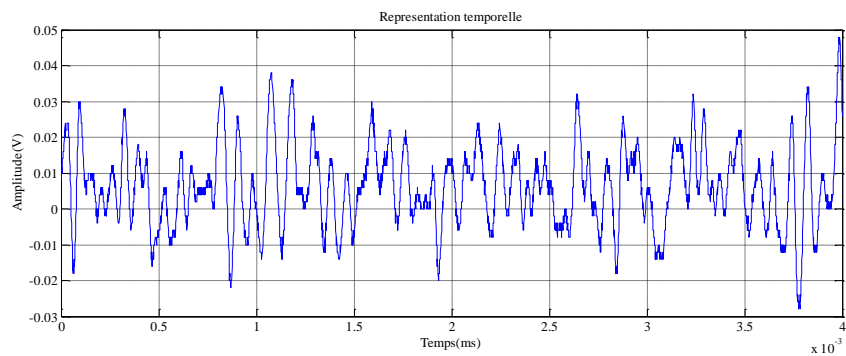


Figure 4.6. Position des électrodes P3-O1.

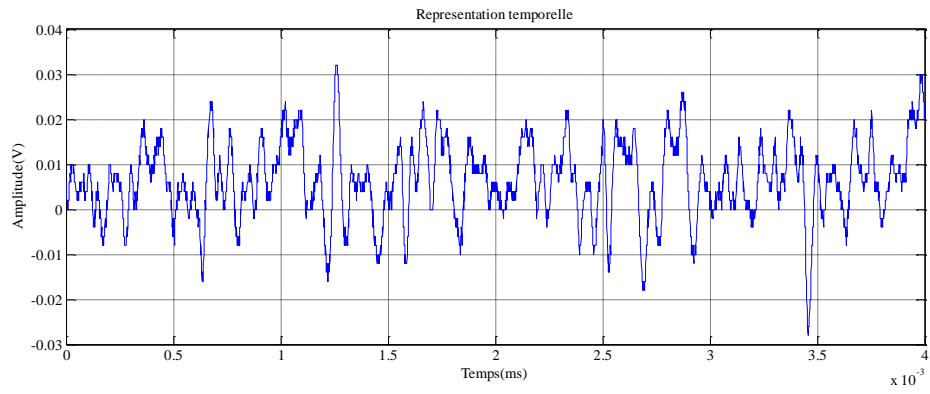


Figure 4.7. Position des électrodes Fp2-F4.

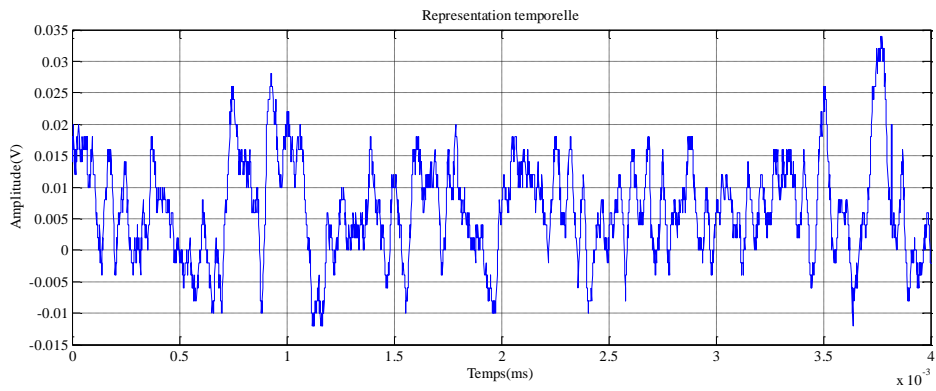


Figure 4.8. Position des électrodes F4-C4.

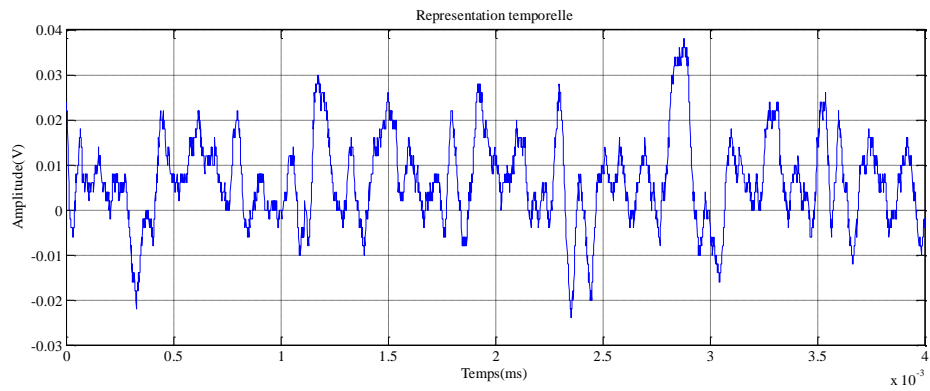


Figure 4.9. Position des électrodes C4-P4.

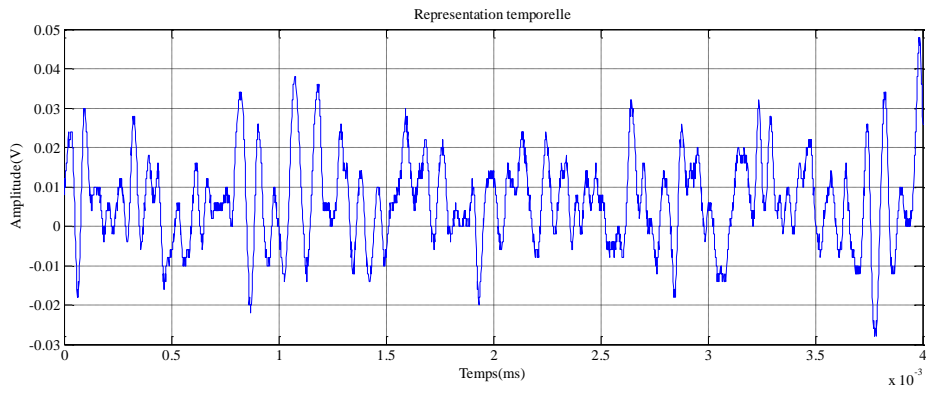


Figure 4.10. Position des électrodes P4-O2.

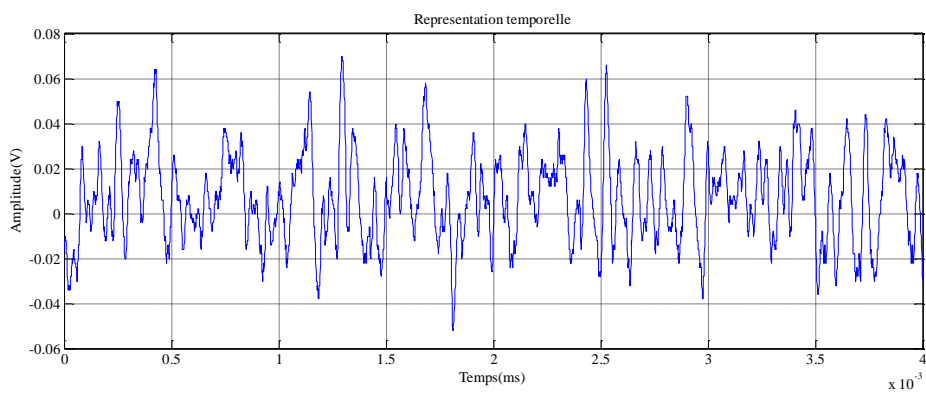


Figure 4.11. Position des électrodes O1-O2.

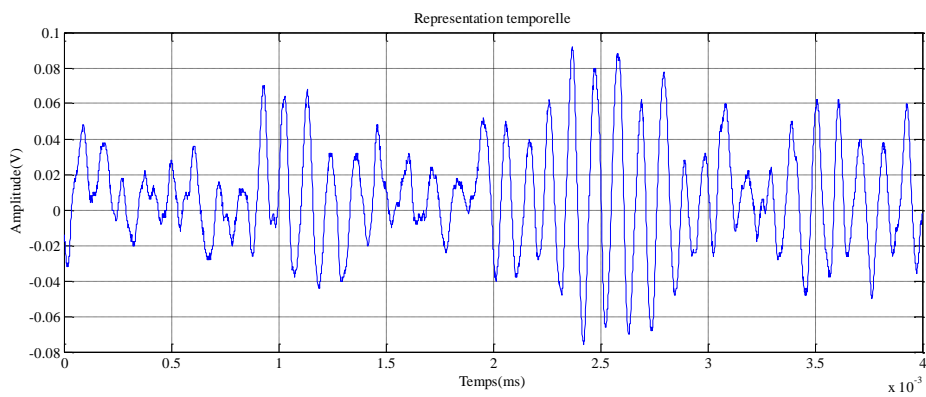


Figure 4.12. Position des électrodes Fp-O. « yeux fermés, yeux ouverts ».

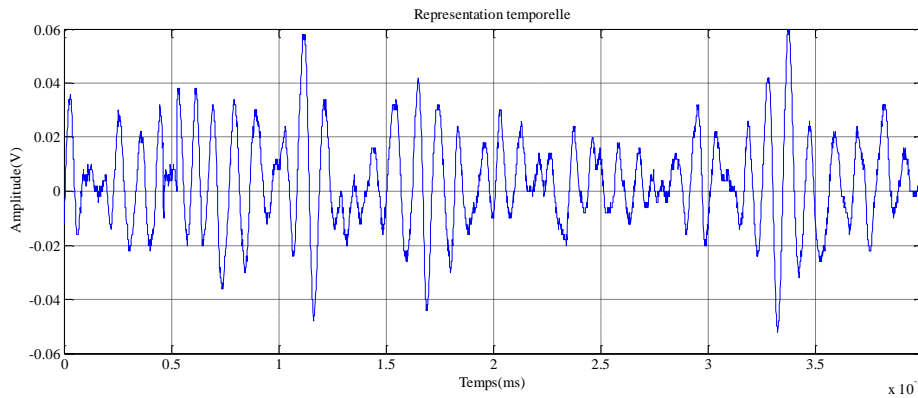


Figure 4.13. Position des électrodes Fp-O. « yeux fermés» en état de relaxe.

On voit clairement sur les figures (4. 3 – 4.13), l’influence du 50 Hz sur les signaux EEG enregistrés. Dans les figures 4.12 et 4.13, on voit bien les signaux alpha apparaissant au moment où les yeux sont fermés et disparaissant à leur ouverture.

Parmi les artefacts biologiques apparaissant sur l’EEG, le ‘clin d’œil’.

La figure 4.14 montre l’apparition de pics propres à cet acte à deux endroits différents.

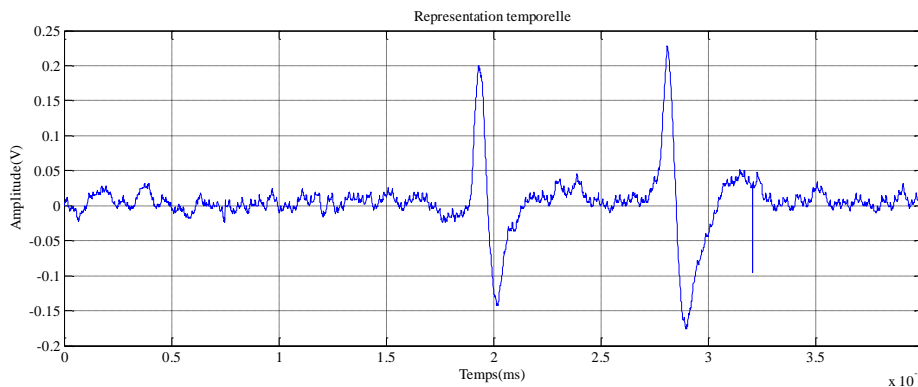


Figure 4.14. Clin d’œil.

2. DEVELOPPEMENT DU PROGRAMME D’ACQUISITION

La carte d’acquisition de données PCI-ADC peut être programmée avec n’importe quel langage évolué de type : Delphi, C++, VBASIC, etc. Différentes étapes composent le programme d’acquisition utilisé à cet effet.

2.1. Etapes de programmation

Le langage utilisé dans la réalisation de ce programme d'acquisition est le Delphi. Un Driver est fourni avec la carte permet la mise en œuvre des différentes fonctions assurant la tâche d'acquisition. Les signaux sont acquis après l'étape d'initialisation de la carte.

2.1.1 Initialisation de la carte

C'est la première étape à effectuer avant l'exploitation de la carte PCI-ADC. Un appel à des fonctions spécifiques est à effectuer.

2.1.2. Configuration des entrées analogiques

Il s'agit de configurer la carte PCI-ADC selon deux modes d'acquisition : simple ou différentiel. En mode simple, il est possible d'acquérir 16 voies, alors qu'en mode différentiel 08 voies uniquement.

2.1.3 Visualisation des données

On peut visualiser les données échantillonnées en tant que valeurs lues par les fonctions précédentes, et les sauvegarder sous forme d'image. Ces données au format fixe 1.11 sont codées en complément à deux. Leur lecture nécessite une conversion de format fixe 1.11 au format réel.

2.1.4 Stockage des données

Les valeurs échantillonnées au niveau de la carte sont sauvegardées dans une mémoire FIFO de 1K mots x 16bits. Pour bien exploiter ces données dans une application quelconque, on les sauvegarde dans un fichier de données (fichier DAT *.dat) ou (fichier TXT *.txt). La procédure de conversion de format reste la même.

2.2 Organigramme

L'organigramme de la figure 4.15 montre le déroulement du processus d'acquisition pour les différents modes offerts. L'utilisateur présente les paramètres de fonctionnement tels que : le nombre de canaux à acquérir (n), la durée d'acquisition (T_a) et éventuellement la bande passante des signaux (B).

L'acquisition effectuée est de type séquentiel quasi simultané, c'est-à-dire que les signaux sont acquis de manière séquentielle, tel que un et un seul échantillon est acquis par voie. Avant mémorisation, l'opération de conversion de format est obligatoire. Les échantillons codés en complément à deux au format fixe 1.11, sont convertis en format réel. Ces données peuvent être exploitées par la suite après avoir été sauvegardées.

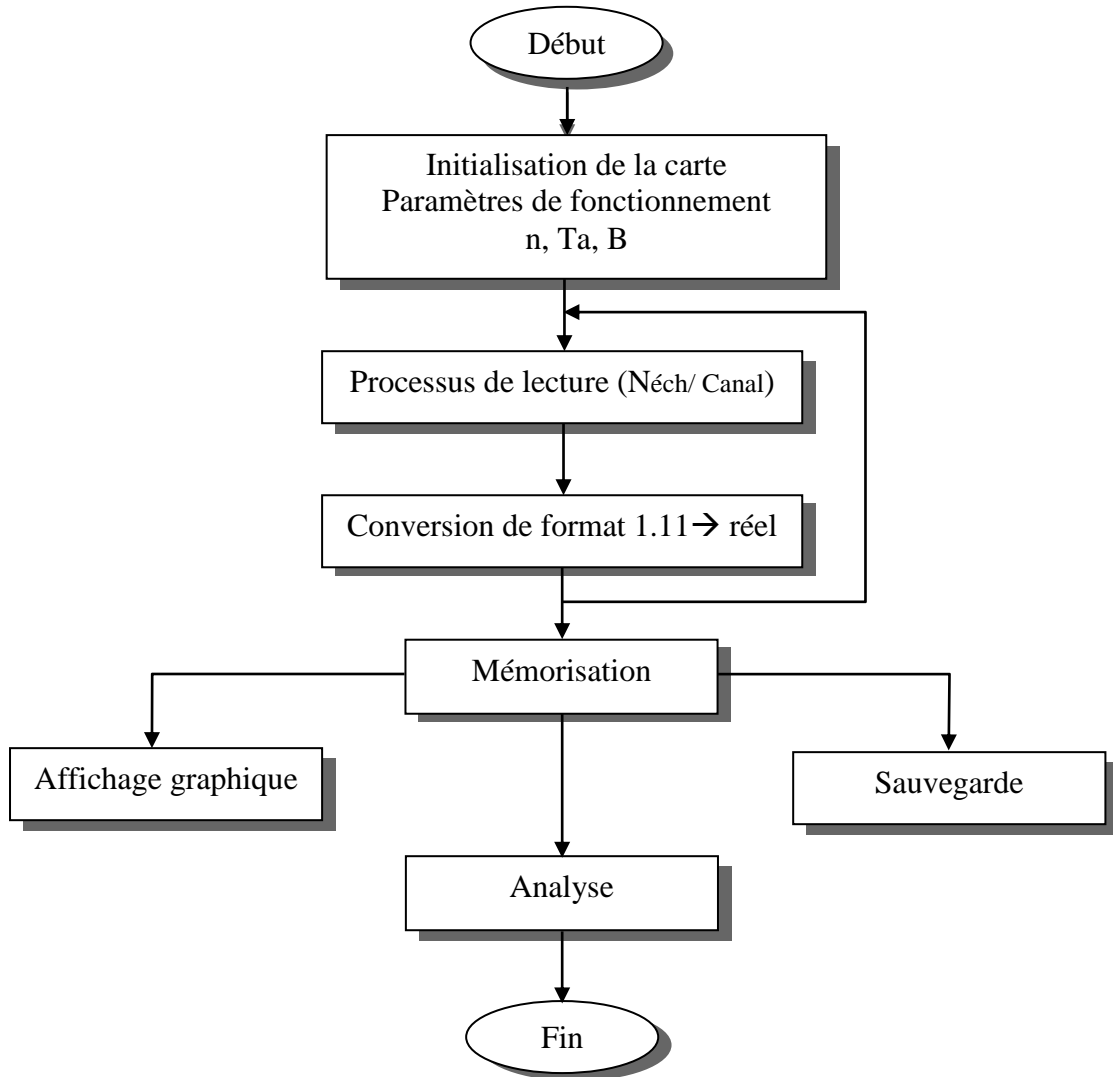


Figure. 4.15. Organigramme d'acquisition multicanaux [11].

L'organigramme suivant, présenté en figure 4.16 résume explicitement le processus de conversion de format.

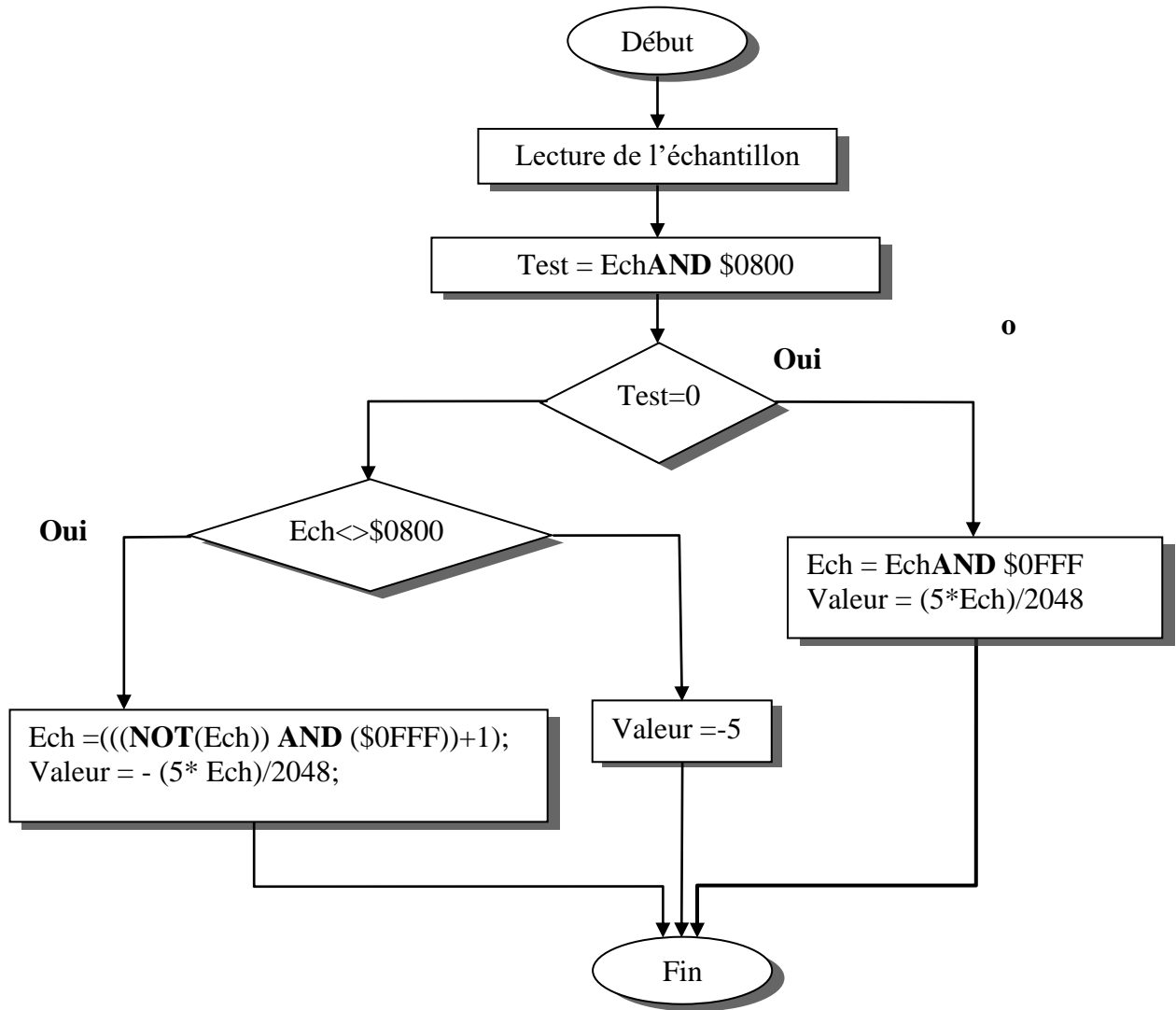


Figure. 4.16. Organigramme de conversion de format [11].

3. ANALYSE SPECTRALE DES SIGNAUX EEG

Après test de fonctionnement des différentes étapes de recueil et d'acquisition, les signaux EEG obtenus après traitement par FFT sont montrés dans les figures 4.17 à 4.28. Chaque signal mesuré lui est associé son spectre calculé.

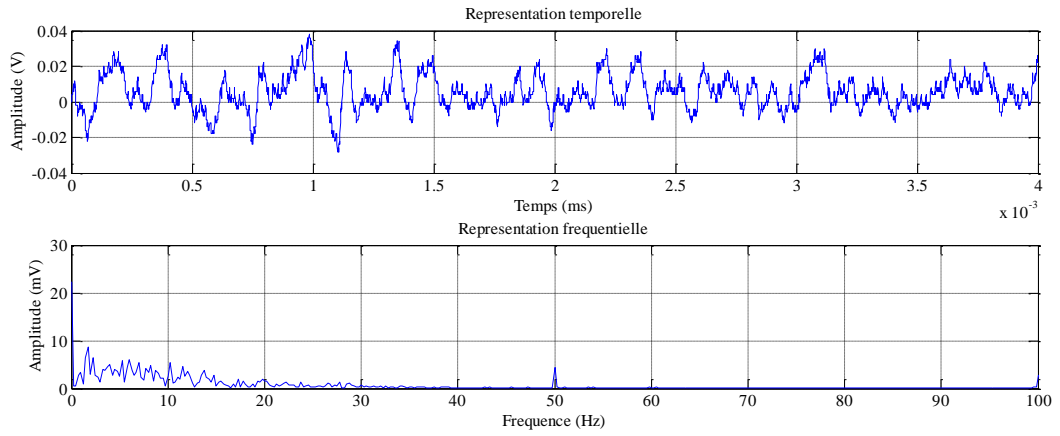


Figure 4.17. Position des électrodes Fp1-F3.

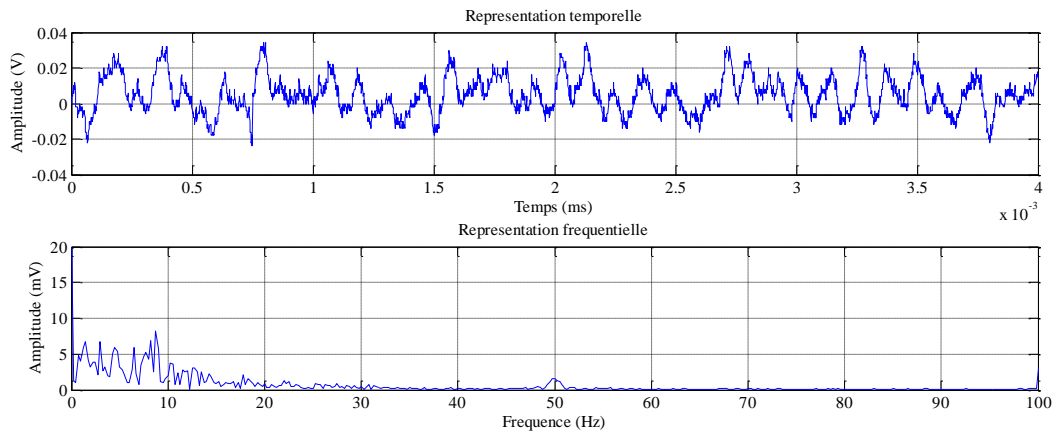


Figure 4.18. Position des électrodes F3-C3.

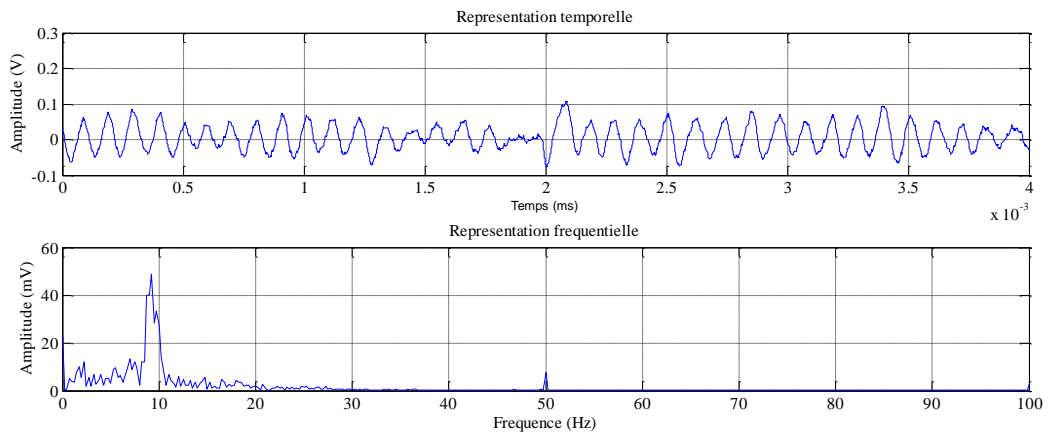


Figure 4.19. Position des électrodes C3-P3.

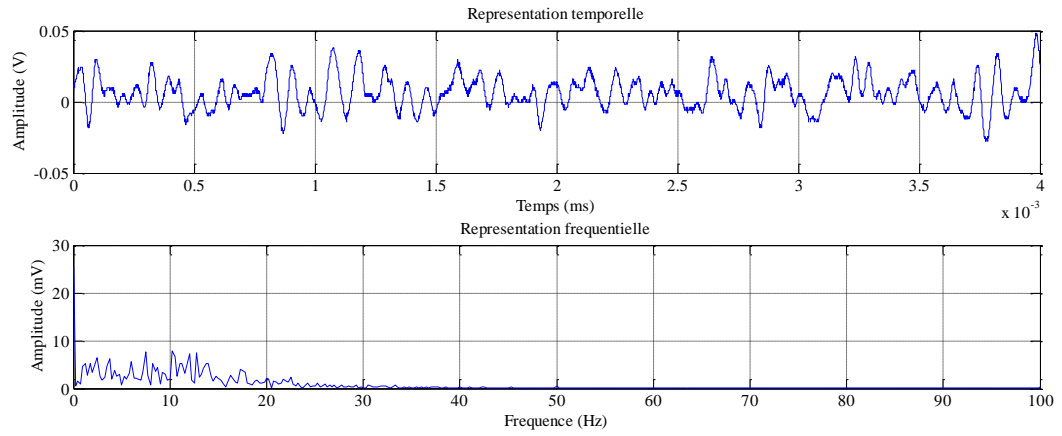


Figure 4.20. Position des électrodes P3-O1.

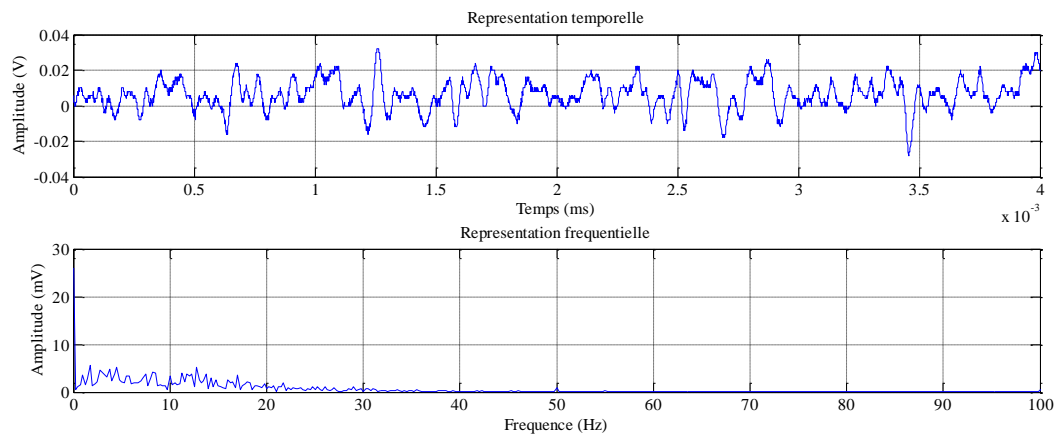


Figure 4.21. Position des électrodes Fp2-F4.

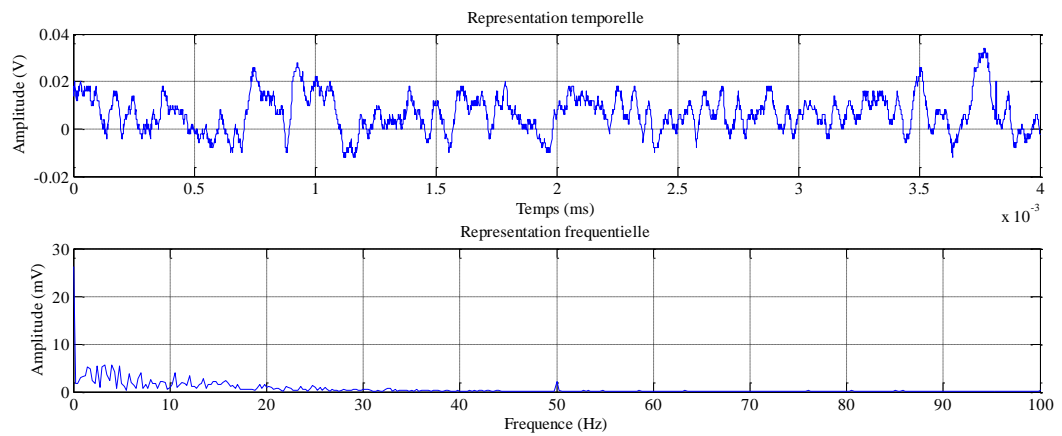


Figure 4.22. Position des électrodes F4-C4.

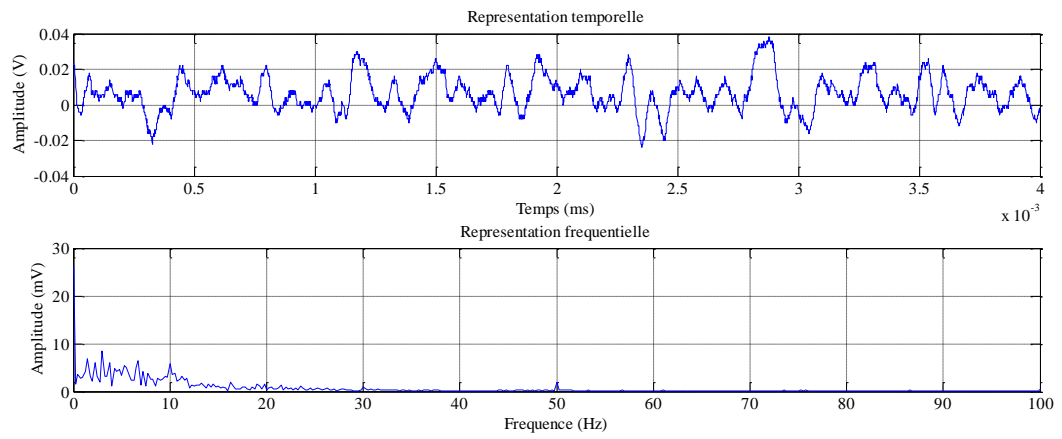


Figure 4.23. Position des électrodes C4-P4.

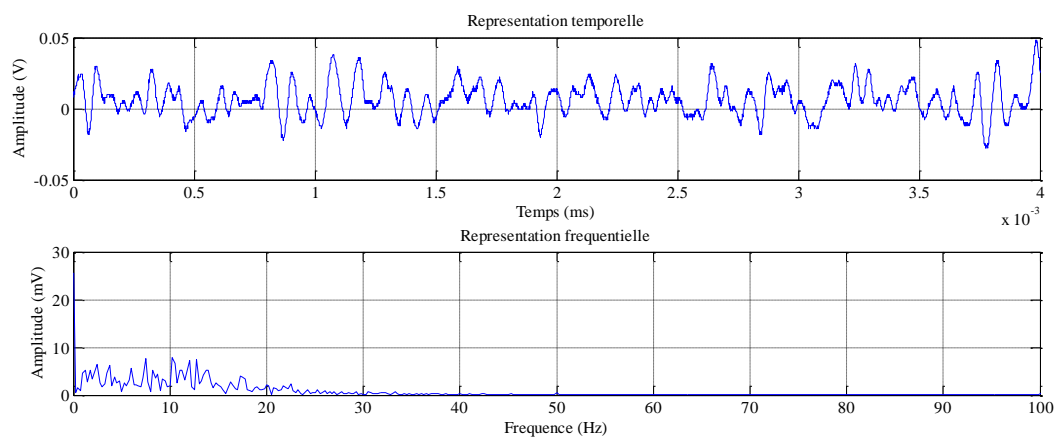


Figure 4.24. Position des électrodes P4-O2.

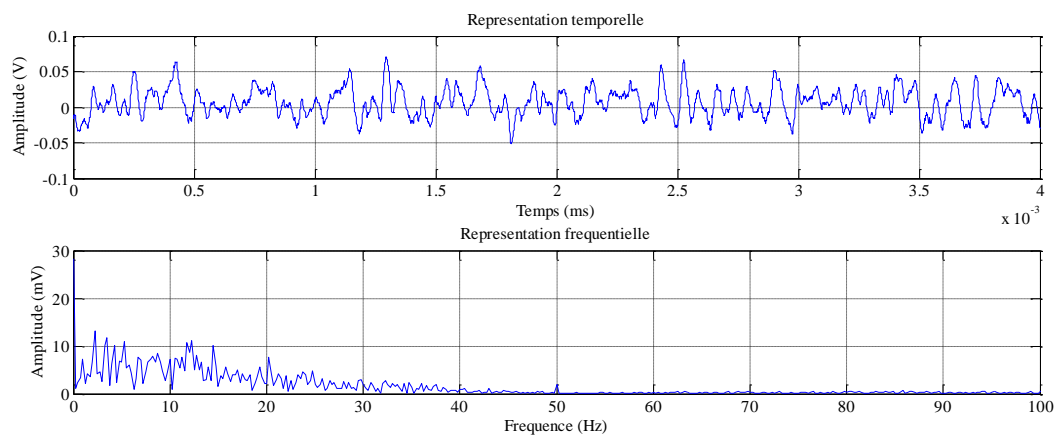


Figure 4.25. Position des électrodes O1-O2.

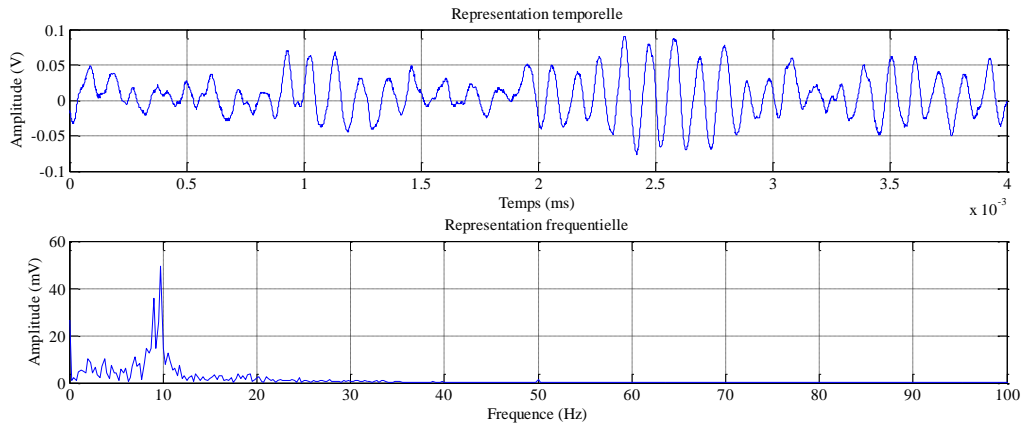


Figure 4.26. Position des électrodes Fp-O, «yeux fermés, yeux ouverts».

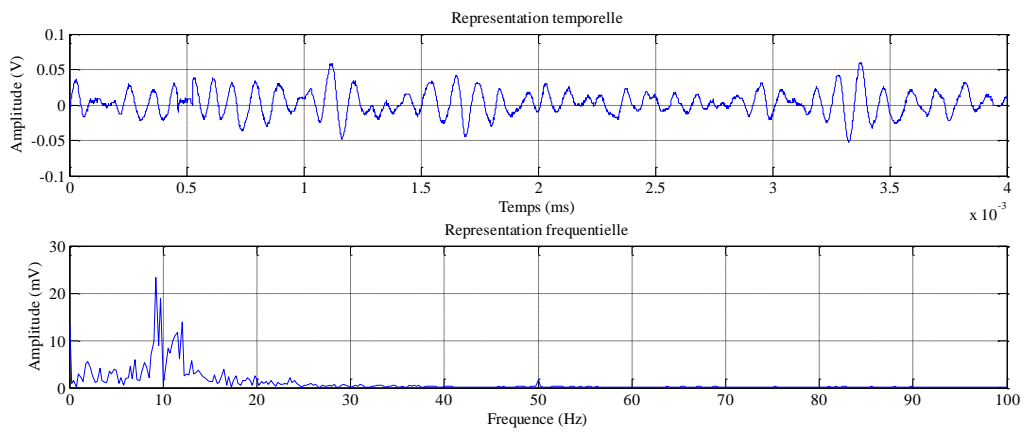


Figure 4.27. Position des électrodes Fp-O, «yeux fermés » en état de relaxation.

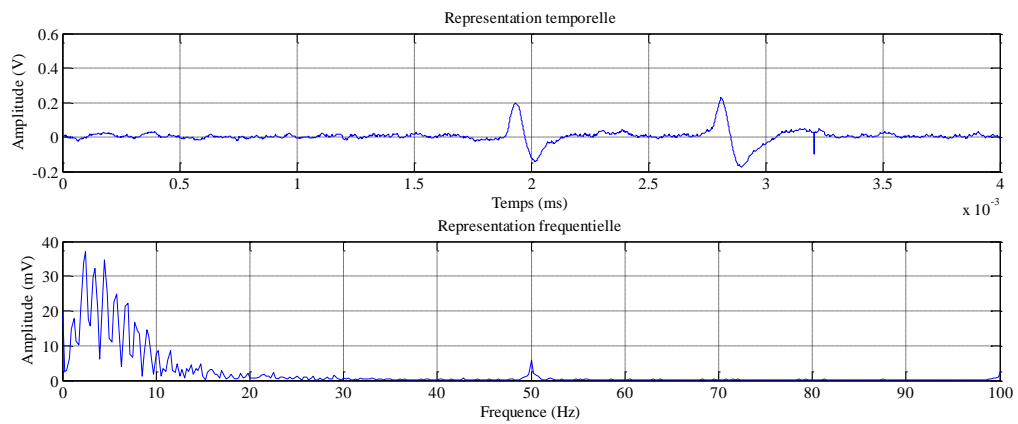


Figure 4.28. Clin d'œil.

L'analyse spectrale par FFT réalisée sur les signaux EEG mesurés confirme bien le contenu spectral des rythmes classiques déjà connus. La bande 0-30 Hz connue comme plage spectrale des signaux EEG, se voit clairement au niveau des différents spectres obtenus. Certains rythmes privilégiés tels que, le rythme alpha (figures 4.19, 4.26 et 4.27), béta (figure 4.27) et thêta (figures 4.17 et 4.18) sont clairement montrés à travers les spectres obtenus. On remarque une apparition incontestable des signaux alpha quant le sujet est en situation de relaxe et gardant les yeux fermés.

CONCLUSION

Dans ce chapitre nous avons pu recueillir les signaux EEG (mesures), les acquérir et les analyser sur ordinateur. Le programme d'exploitation assurant le processus d'acquisition, d'analyse, et de représentation des signaux EEG mesurés, a été décrit à cet effet.

L'analyse spectrale par FFT réalisée sur les signaux EEG acquis, a bien confirmé le contenu spectral des signaux en question. La bande 0-30 Hz s'est vue clairement concrétisée au niveau des différents spectres obtenus confirmant ainsi la plage naturelle contenant les différents rythmes.

CONCLUSION GENERALE

CONCLUSION GENERALE

Depuis son origine, l'électroencéphalographie a toujours fait l'objet d'une certaine attitude de réserve dans les milieux médicaux. Parmi les causes de cette réserve, on trouve tout d'abord l'extrême prudence des chercheurs vis-à-vis de l'interprétation des signaux émanant de cette entité si complexe qu'est le cerveau.

Dans ce travail, nous avons tenté d'aborder ce problème complexe, en procédant à la manipulation de ces signaux depuis leur recueil jusqu'à leur traitement par ordinateur. Le but final auquel on voulait arriver, est de recueillir des données numériques de base pour une éventuelle représentation cartographique de ces signaux, une technique moderne beaucoup plus simple et beaucoup plus facile à exploiter comparativement à la technique classique utilisée. L'objet de notre travail, a donc été de pouvoir prendre des mesures réelles sur différents points du cortex en utilisant un dispositif de recueil EEG et une carte d'acquisition multivoie. Toutefois, nous avons procédé au traitement numérique sur ordinateur, en utilisant la transformée de Fourier rapide pour une analyse spectrale de ces signaux.

Dans le premier chapitre, nous avons introduit les fondements généraux de l'activité cérébrale. Deux aspects essentiels ont été abordés: le premier dédié à l'aspect physiologique de cette activité (nature, recueil et acquisition) ainsi qu'au diagnostic des maladies nerveuses et cérébrales ; le second a été plutôt consacré à la description des dispositifs d'enregistrement utilisés dans le domaine de l'électroencéphalographie. Par la même occasion, l'ensemble des rythmes classiques connus aussi bien dans le domaine temporel que fréquentiel, ont été décrits.

Dans le second chapitre, nous avons tenté de présenter les équipements de recueil et d'acquisition utilisés dans notre travail. Un bref rappel du principe d'acquisition d'une chaîne classique a d'abord été formulé. Les performances et caractéristiques de la carte utilisée dans ce cadre, ont été rappelées.

Le troisième chapitre a plutôt été dédié à la présentation d'un ensemble non exhaustif de méthodes de traitement numérique du signal et d'intelligence artificielle appliquées dans le

domaine du traitement du signal EEG. L'analyse spectrale par transformée de Fourier rapide a été particulièrement décrite dans ce cadre. L'algorithme FFT à base 2 a bien été utilisé pour l'analyse spectrale de ce type de signaux. Le but a été de représenter les spectres correspondants aux différents signaux mesurés.

Enfin dans le quatrième et dernier chapitre, nous avons pu recueillir les signaux EEG (mesures), les acquérir (acquisition en mémoire) et les analyser sur ordinateur (analyse spectrale par FFT). Un programme d'exploitation a été décrit à cet effet. Celui-ci a permis d'assurer le processus d'acquisition, d'analyse, et de représentation des signaux EEG mesurés. Des tests de fonctionnement entamés dans ce cadre ont permis de valider le fonctionnement des différentes étapes élaborées.

Les résultats expérimentaux menés à partir de l'analyse spectrale effectuée sur l'ensemble des signaux EEG acquis, ont bien confirmé le contenu spectral de ceux-ci. La bande 0-30 Hz caractérisait clairement les différents spectres obtenus montrant ainsi la plage globale contenant les différents rythmes. Certains rythmes privilégiés tels que, les rythmes alpha, bêta et thêta ont été clairement décelés à travers leurs spectres correspondants. On a remarqué une apparition incontestable des signaux alpha quant le sujet était en situation de relaxe et gardant les yeux fermés. Cette démonstration confirme bien un comportement naturel tant bien validé en recherche biomédicale.

Le travail effectué dans le cadre de ce mémoire, a consisté en l'élaboration de mesures d'EEG depuis leur recueil expérimental sur le cortex, jusqu'à leur analyse sur ordinateur. Les données ainsi obtenues après analyse spectrale, devraient être exploitées éventuellement dans une représentation cartographique de ces signaux. Un système de cartographie d'EEG quantifié intégrant l'ensemble des fonctions réalisées dans ce travail pourrait donc être mis en œuvre dans un proche avenir.

REFERENCES

- [1] S.Sanei , J.A. Chambers ‘‘EEG signal processing’’, John Wiley & Sons Ltd, 2007, England .
- [2] K.Nidal, A.S.Malik, ‘‘EEG/ERP Analysis « methods and applications »’’ ,CRC Press ” Taylor & Francis Group”, 2015, ISBN : 978-1-4822-2471-9. USA.
- [3] W.Touil ‘‘Mise en œuvre d’une technique mixte de cartographie-RNA pour l’analyse des signaux EEG quantifiés’’, Mémoire de Magister, Université de M’sila, Algérie, 2013.
- [4] P. Rondot,J.Gaches et C.sebban. ' Cartographie EEG. Méthodologie et applications cliniques'. FRISON-ROCHE, 1987, pp, 23.
- [5]<http://www.neurosoft.ru/eng/product/neuron-spectrum-5/>
- [6]J.B.Ochoa. ‘‘EEG Signal Classification for Brain Computer Interface Applications’’, Ecole polytechnique fédérale de Lausanne, 2002.
- [7] Y.A.Larnene, ‘‘Analyse de la crise épileptique à partir du signal électroencéphalographique de surface’’, Mémoire de Magister, Université de Skikda, Algérie, 2007.
- [8] www.postura.ca/assets/pdf/EEG.pdf , ‘‘électroencéphalographie ’’, Cours, Faculté de Médecine de Montpellier-Nîmes, France, 2006.
- [9] <http://www.fr.inomed.com/produits/iom/electrodes-pour-enregistrement-et-stimulation/>
- [10] J. Dumas,' L'analyse temps –fréquence ',db-stell (MVI technologies), Février2001.
- [11] S.Khenouf et A.Ouanane, Mise en œuvre d’une carte d’acquisition multivoie pour signaux BF-Application au contrôle de qualité de l’eau potable, Mémoire d’ingénieur d’état, Université de M’sila, Algérie, 2005.
- [12] T.Kalayciot Ö.Özdamar, ' Wavelet Preprocessing for Automated Neural Network Detection of EEG Spikes ', IEEE engineering in medicine and biology, Vol14, April 1995, pp, 160-166.
- [13] C.Castellaro, et ol, ' An artificial intelligence approach to classify and analyse EEG traces', Neurophysiol Clin, Vol 32, 2002, pp, 193–214.
- [14] J.Gotman,' Editorial, L'analyse de l'EEG : de Berger à nosjours', Epileptic Disorders, Vol 3, Décembre 2001, pp, 7-10.
- [15] M. Bellanger, ' Traitement numérique du signal ', Edition Masson, Paris, 1987, pp, 463.