

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République Algérienne Démocratique et Populaire  
وزارة التعليم العالي و البحث العلمي  
Ministère de l'enseignement Supérieur et de la Recherche scientifique



Université Mohamed Khider Biskra  
Faculté des Sciences et de la Technologie  
Département de Génie Electrique  
Filière : Automatique  
Option : Automatique avancée

Réf:.....

Mémoire de Fin d'Etudes  
En vue de l'obtention du diplôme:

**MASTER**

*Thème*

**ANALYSE DES SIGNAUX EEG  
PAR ONDELETTES**

Présenté par :  
**BOUZIANE Nor Elhouda**  
**BAIDA Fatima Zouhra**

Soutenu le : 03 Juin 2013

Devant le jury composé de :

Mr KOURD Yahia

M<sup>lle</sup> ABDOU Latifa

Mr ZITOUNI Athmane

MCB

MCA

MAA

Président

Encadreur

Examineur

Année universitaire : 2012 / 2013

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République Algérienne Démocratique et Populaire  
وزارة التعليم العالي و البحث العلمي  
Ministère de l'enseignement Supérieur et de la recherche scientifique



Université Mohamed Khider Biskra  
Faculté des Sciences et de la Technologie  
Département de Génie Electrique  
Filière : Automatique  
Option : Automatique avancée

Mémoire de Fin d'Etudes  
En vue de l'obtention du diplôme:

**MASTER**

*Thème*

Analyse des signaux EEG par ondelettes

**Présenté par :**

Bouziane Nor Elhouda

Baida fatima zouhra

**Avis favorable de l'encadreur :**

Dr. ABDOU Latifa *signature*

**Avis favorable du Président du Jury**

Dr KOURD Yahia

*Signature*

**Cachet et signature**

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République Algérienne Démocratique et Populaire  
وزارة التعليم العالي و البحث العلمي  
Ministère de l'enseignement Supérieur et de la Recherche scientifique



Université Mohamed Khider Biskra  
Faculté des Sciences et de la Technologie  
Département de Génie Electrique  
Filière : Automatique  
Option : Automatique avancée

## *Thème :*

Analyse des signaux EEG par ondelettes

Proposé par : **Dr. Abdou Latifa**

Dirigé par : **Dr. Abdou Latifa**

### **RESUMES (Français et Arabe)**

#### **Résumé**

Notre travail est une étude de l'analyse des signaux électroencéphalographie (EEG), par la transformée en ondelettes. Cette méthode permet la décomposition du signal à partir d'ondelettes discrètes DWT jusqu'au 4<sup>ème</sup> niveau, en sous bandes delta, thêta, alpha, bêta et gamma pour la différentiation entre les différents signaux acquis de groupes représentant plusieurs types de patients (sains et épileptique). Le calcul des paramètres statistiques tels que la moyenne, l'écart type, l'entropie et l'énergie extraits du signal EEG, et de ces sous-bandes a donné des résultats concluants.

**Mots clés :** EEG, épilepsie, ondelettes.

#### ملخص

عملنا هو دراسة لتحليل الإشارة الكهربائية للدماغ (EEG) باستخدام تحويل الموجات. هذه الطريقة تسمح بتفكيك الإشارة بمساعدة تحويل الموجات المنفصلة (DWT) إلى غاية المستوى 4 (دلتا، ثيتا، ألفا، بيتا و غاما من أجل التفريق بين الإشارات المكتسبة من المجموعات التي تمثل عدة أنواع من المرضى (صحية والصرع). حساب المعلمات الإحصائية مثل المتوسط، الانحراف المعياري، الانتروبي والطاقة المستخرجة من إشارة EEG، وأعطى هذه النطاقات الفرعية نتائج حاسمة.

كلمة المفتاح: EEG، الصرع، الموجات.

# REMERCIEMENTS

*Je tiens à remercier DIEU le tout puissant pour toute la volonté et le courage qu'il je ouvre a offert pour réaliser ce travail.*

*Ma profonde gratitude et mes profonds respects sont adressés à notre encadreur: Dr. Abdou Latifa*

*pour avoir d'abord proposée ce thème, pour suivi continuel tout le long de la réalisation de ce mémoire*

*Nos remerciements vont aussi à tous les enseignants de département d'automatique qui ont contribué à notre formation par ailleurs, nos remerciements à tout membre du jury qui ont accepté de juger notre travail.*

*en fin, nous tenons à exprimer notre reconnaissance à tous amis et collègues, nous ont apporté conseils, assistance et soutien.*

# *Dédicace*

*Nous tenons à remercier tout premièrement dieu le tout puissansant  
pour la volonté*

*Je dédicace ce modeste travail à :*

*ma chère Mère, ma lune dans les nuits, mon bonheur et ma joi qui s'essacriifié  
pour me l'espoir dans la vie.*

*celui qui a sert me donner l'espoir et le courage nécessaire pendant mon long  
trajet d'étude, à vous mon chère père, je vous estime fort ainsi que je vous  
aime.*

*mes très chères frères et soeurs*

*ma famille*

*mes amis et a toute mes connaissances*

*toute la promotion de Automatique 2013 - 2014*

*« Baida fatima Zouhra »*

# *Dédicace*

*Avant tout, je tien à remercies le bon dieu, et l'unique*

*Qui m'offre le courage et la volonté*

*Nécessaire pour affronter les différentes de la vie,*

*je dédie ce modeste travail*

*A mes parons feu (ma mère et mon père).*

*A mes frères et mes sœurs.*

*A touts ma famille : Bouziane.*

*A mes amis et mes collègues de la promotion 2013*

*« Automatique »*

*« Nor elhouda Bouziane »*



Introduction générale.....	1
----------------------------	---

## Chapitre I

### **Généralités sur les signaux EEG pour épilepsie**

I.1 Introduction.....	3
I.2 Principes sur les signaux EEG.....	4
I.2.1 Définition EEG.....	4
I.2.2 Les sources d'EEG.....	4
I.2.3 Principes d'enregistrement EEG.....	5
I.2.4 Les principaux rythmes EEG.....	6
I.2.5 Aspects technique d' EEG.....	8
I.3 L'analyses des signaux E.E.G.....	9
I.3.1 Analyse temporal.....	9
I.3.2 Analyse fréquentielle.....	9
I.3.2.1 Analyse spectral.....	9
I.3.2.2 Analyse bi spectrale.....	10
I.4 Crise épilepsie.....	10
I.4.1 Définition.....	10
I.4.2 Les type des crises épilepsies.....	10
I.4.2.1 Les crises généralisées.....	10
A. Les crises tonico cloniques « grand mal ».....	10
B. Les crises d'absences « petit mal ».....	10
C. Les crises atoniques.....	11
D. Les crises myocloniques.....	11
E. Les crises d'absences atypiques.....	11
I.4.2.2 Les crises partielles.....	11
A. Les crises partielles simples.....	12
B. Les crises partielles complexes.....	12
C. Les crises partielles secondairement généralisées.....	12
I.4.3 Causes et facteurs de risques.....	12
I.4.3.1 Causes de risques.....	13



I.4.3.2 Facteurs de risque.....	13
A. Les épilepsies symptomatiques.....	13
B. Les épilepsies idiopathiques.....	14
C. Les épilepsies cryptogéniques.....	14
I.5. L'EEG et l'épilepsie .....	14
I.5.1. Indication.....	14
I.5.2. Préparation .....	15
I.6. Conclusion.....	15

## Chapitre II

### **Rappel sur la théorie des ondelettes**

II.1 Introduction.....	16
II.2 La notion d'ondelette.....	17
II.3 Transformée en ondelettes continue.....	17
II.3.1. Éléments théoriques.....	17
II.3.2 Condition d'admissibilité.....	19
II.3.3 Illustration du changement d'échelle et de la translation.....	19
II.3.4 La relation entre échelle et fréquence.....	20
II.3.5 L'algorithme d'implémentation de la transformée d'ondelettes continue CWT...	21
II.4 La transformée en ondelettes discrète.....	22
II.4.1 Notion de détails et d'approximations.....	22
II.4.2 Lien entre l'ondelette et le filtre.....	24
II.4.3 Coefficients d'ondelettes.....	24
II.5 Analyse multi résolution.....	24
II.6. Transformée d'ondelettes inverse.....	25
II.7. Les Différents Type d'Ondelettes.....	27
II.7.1 Ondelette de Morlet.....	27
II.7.2 Ondelette de Daubechies.....	27
II.8.Conclusion.....	28

## Chapitre III

### Simulations et interprétation des résultats

III.1.Introduction.....	29
-------------------------	----

#### **Partie 1 : III .1. Quelques méthodes d’analyse des signaux EEG**

III.1.1 Analyse spectrale.....	29
III.1.2 Méthodes paramétriques.....	30
III.1. 3 Méthode d' Itakura.....	30

#### **Partie 2 : III .2 Analyse par ondelettes et interprétation des résultats**

III.2.1 Analyse des signaux EEG par ondelettes.....	31
III.2.1.1 Description de la base de données.....	31
III.2.1.2 Prétraitement des données et décomposition en ondelettes de l'EEG en sous bandes.....	33
III.2.1.3. Extraction de caractéristiques.....	34
III.2.1.4. Comparaison entre les signaux par calcul les paramètres statistiques.....	36
1. Comparaison de la moyenne entre les 3 groupes N, O et S pour la sous-bande Thêta...	36
2. Comparaison de l’écart type entre les 3 groupes N, O et S pour la sous-bande Thêta ...	37
3. Comparaison de l’entropie entre les 3 groupes N, O et S pour la sous-bande Thêta....	38
4. Comparaison de l’énergie entre les 3 groupes N, O et S pour la sous-bande Thêta.....	39
III.3. Conclusion.....	40
<b>Conclusion générale</b> .....	41
<b>Bibliographie</b> .....	42



## Chapitre I : Généralités sur les signaux EEG pour crises épilepsie

**Figure. I.1:** (a) Courants primaires et secondaires au niveau de la macro colonne de neurones pyramidaux.

(b) Définition des dipôles radiaux et tangentiels. Les dipôles dont la direction est radiale par rapport à la surface du crâne sont produits dans les gyri du cortex, alors que les dipôles de direction tangentielle sont émis par les sillons.

**Figure. I.2:** Activité électrique du neurone. À gauche, mécanisme de la dépolarisation ; à droite propagation du courant électrique (ou potentiel d'action) dans le neurone.

**Figure. I.3:** bande alpha.

**Figure. I.4:** bande bêta.

**Figure. I.5:** bande gamma.

**Figure. I.6:** bande delta.

**Figure. I.7 :** bande thêta.

**Figure. I.8:** Système de mesure EEG.

**Figure. I.9:** présentation schématique du cortex cérébral.

**Tableau I.1:** bandes de fréquences et les classifications rythmes et le rôle Correspondent.

## Chapitre II : Rappel sur la théorie des ondelettes

**Figure. II.1:** découpage par STFT(Gabor) CWT (ondelettes) l'échantillonnage du signal dans le temps, et par la transformée de Fourier

**Figure. II.2:** Transformée en ondelette.

**Figure. II.3:** Illustration de la variation du facteur d'échelle.

(a) L'onde mère; (b) L'ondelette pour  $0 < a < 1$ ; (c) L'ondelette pour  $a > 1$

**Figure. II.4:** Exemple d'une fenêtre d'ondelette.

**Figure. II.5:** Echelles et fréquences.

**Figure. II.6 :** Décomposition en ondelettes d'un signal. (a) Etape 2, (b) Etape 3, (c) Etape 4.

**Figure. II.7 :** Principe de la TOD.

**Figure. II.8 :** Opération de sous-échantillonnage.

**Figure. II. 9 :** Application de la TOD sur un signal sinusoïdal bruité.

**Figure. II.10 :** L'arbre de décomposition d'ondelette du signal sinus bruité.

**Figure. II.11 :** La transformée inverse de la TOD.

**Figure. II.12:** Décomposition Reconstruction du signal S par les signaux d'approximations  $A_j$  et de détails  $D_j$ .

**Figure. II.13:** Ondelettes de Daubechies avec N moments nuls ( $N = 2, 4, 6, 8$ ).

### **Chapitre III : Simulations et interprétations des résultats**

**Figure. III.1 :** Tracé d'un signal EEG pour : un sujet sain (N001), un sujet épileptique hors crise (0013), et un sujet épileptique pendant la crise (S002).

**Figure. III.2 :** Même tracé que celui de la figure III.1 sur une période de 6 secondes.

**Figure. III.3 :** Décomposition à 4 niveaux du signal EEG à bande limitée, en cinq sous-bandes, utilisant une transformation en ondelettes de Daubechies d'ordre 4.

**Figure. III.4 :** Comparaison de la moyenne entre les 3 groupes N, O et S suivant différents segments pour la sous-bande thêta.

**Figure III.5 :** Même tracé que celui de la figure .III.4 à même échelle.

**Figure. III.6 :** Comparaison de l'écart type entre les 3 groupes N, O et S suivant différents segments pour la sous-bande Thêta.

**Figure. III.7 :** Même tracé que celui de la figure III.6 à même échelle.

**Figure. III.8 :** Comparaison de l'entropie entre les 3 groupes N, O et S suivant différents segments pour la sou-bande Thêta.

**Figure .III.9 :** Même tracé que celui de la figure .III.8 à même échelle.

**Figure. III.10 :** Comparaison de l'énergie entre les 3 groupes suivant différents segments pour la sous-bande Thêta.

**Figure .III.11 :** Même tracé que celui de la figure .III.10 à même échelle.

## Liste des abréviations

---

EEG : Electroencéphalographie.

MEG : Magnétiques Electro graphie.

SQUID : Siperconducting Quantum Interférence Device.

Hz : Heurtez.

FFT : Transformée de Fourier rapide.

CWT : Continuous Wavelets Transform.

TFCT : Transformée de Fourier à Court Terme.

TOC : Transformée en Ondelette Continue.

TOD : Transformée en Ondelettes Discrète.

### Introduction générale

L'électroencéphalographie (EEG) consiste à enregistrer l'activité électrique du cerveau à l'aide d'électrodes placées à la surface du scalp. Elle demeure incontournable pour le diagnostic des maladies telles que l'épilepsie. L'EEG avait commencé avec le biologiste Richard Caton qui, en 1875, détecta chez le singe et le lapin, la présence de courants électriques attestée par des oscillations du galvanomètre. Hans Berger appliqua à l'homme cette technique et enregistra le premier EEG en 1929 sous forme de variations permanentes de potentiel enregistrées avec des électrodes impolarisables appliquées sur une lacune crânienne ou à la surface du crâne intact. L'inscription à jet d'encre, introduite par Grass en 1935, permit de visualiser les activités électriques sur papier. Les bases de l'examen furent posées dès 1945 et sont toujours appliquées de nos jours. Depuis quelques années, avec l'avènement des micro-ordinateurs, l'enregistrement papier a été remplacé par l'enregistrement numérique [1].

L'EEG a été utilisé pour l'interprétation et l'aide au diagnostic, ceci se fait par exemple en repérant et classifiant les pointes épileptiques ou en détectant des anomalies d'activités rythmiques cérébrales. Les affections mentionnées précédemment utilisent de moins en moins l'EEG, sauf que l'épilepsie est sans doute la pathologie la plus et la mieux étudiée par l'EEG.

L'objectif de notre travail est de faire une analyse des signaux EEG acquis pour un ensemble de patients séparés suivant plusieurs groupes. Un groupe comporte des patients sains, un deuxième groupe comporte des patients atteints d'épilepsie hors crise et un dernier groupe comporte des patients épileptiques au cours de la crise. Donc, cette analyse permettra de différencier entre les différents signaux de la base de données. Cette analyse est basée sur l'application des ondelettes pour la séparation entre les différentes bandes de fréquences qui constituent le signal EEG. Après la séparation des différentes bandes de fréquences, le calcul des paramètres statistiques, telles que la moyenne, l'écart type, l'énergie et l'entropie sera traité pour différents tests.

Notre travail est divisé en trois chapitres:

Le premier chapitre présente des généralités sur les signaux EEG où on donne les notions de base de ces signaux et de leur analyse pour l'épilepsie.



## Introduction générale

---

Dans le deuxième chapitre, une présentation détaillée sur la méthode des ondelettes est proposée.

Le troisième chapitre présente quelques techniques qui ont été utilisées pour l'analyse des signaux EEG. Aussi la simulation de quelques tests avec interprétation des différents résultats est proposée.

Enfin une conclusion générale est exposée.

## I.1.Introduction

L'épilepsie n'est pas une maladie. L'épilepsie recouvre un ensemble de maladies se manifestant par des crises épileptiques. C'est l'ensemble des affections du cerveau, quelle qu'en soit la cause, connue ou non, au cours desquelles des crises épileptiques se répètent de façon chronique.

Actuellement, le diagnostic de localisation se base sur un ensemble de modalités très diverses, telles que l'observation du comportement du patient pendant une crise, ou encore l'étude des signaux électrophysiologiques. Ces signaux peuvent être enregistrés de différentes manières : soit avec des électrodes intra cérébrales soit avec des électrodes de surface. Les électroencéphalogrammes (EEG) de surface présentent un avantage certain sur les autres types d'enregistrements possibles : leur mise en place est aisée car elle passe par l'utilisation d'électrodes non invasives et donc non traumatisante pour les patients. Les électrodes de profondeur sont, quant à elles, implantées directement dans le crâne au cours d'une opération sous anesthésie générale, ce qui augmente donc le risque de morbidité.

Ce type d'enregistrement présente toutefois de gros inconvénients car les signaux sont extrêmement perturbés par différents types d'artefacts (oculaires, musculaires, cardiaques...etc.). Ces artefacts ont parfois une très grande amplitude et noient l'activité épileptique réelle. La modélisation du transfert du signal EEG du lobe temporal vers la surface du crâne est elle aussi un problème non encore résolu : différentes hypothèses existent pour donner une modélisation de l'activité réelle à partir des enregistrements de surface. Enfin, l'enregistrement de surface est un enregistrement régional de l'activité car une électrode peut enregistrer l'activité provenant de différentes structures cérébrales, mais l'activité d'une structure donnée peut être enregistrée sur plusieurs électrodes. Toutes ces difficultés font que bien que l'enregistrement EEG de surface soit très utilisé dans l'étude de l'épilepsie, son analyse par les neurologues est longue, fastidieuse et reste subjective dans certains cas.

Dans ce chapitre, nous allons parler du principe sur les signaux électroencéphalographie, l'analyse des signaux EEG, la maladie l'épilepsie, et quelles sont les raisons qui conduisent à la maladie [2].

## **I.2. Principes sur les signaux E.E.G**

### **I.2.1.Définition EEG**

L'électroencéphalographie est l'enregistrement de l'activité électrique du cerveau, qui représente la transcription sous forme d'un tracé des variations dans le temps des potentiels électriques recueillis sur la boîte crânienne en différents points du scalp [1]. On réserve le nom d'électrocorticogramme au tracé obtenu lorsque les électrodes sont placées directement sur le cortex et l'on parle de Stéréo-électroencéphalographie lorsque les électrodes sont implantées directement dans les structures cérébrales (lors d'interventions neurochirurgicales).

### **I.2.3. La source d'EEG**

L'activité cérébrale met en jeu un grand nombre de neurones qui communiquent l'information par la transmission d'un influx nerveux. L'excitation d'un neurone et la transmission du potentiel d'action provoquent l'ouverture de canaux ioniques membranaires entraînant un mouvement de particules chargées entre le milieu extracellulaire et intracellulaire et conduisant à la naissance de courants électriques. Pour que la réponse émise soit détectable, le réseau de neurones doit correspondre à l'activation de  $10^5$  à  $10^6$  neurones. La nature de ces courants est de deux sortes : un courant primaire (intracellulaire) et un courant secondaire (extracellulaire). Les signaux recueillis dans le cadre de l'EEG sont les potentiels évoqués. Le dispositif utilisé est composé d'électrodes (de 10 à 256 électrodes) disposées à la surface du crâne du sujet. Il est alors possible de mesurer une différence de potentiel entre les couples d'électrodes ou à partir d'un point de référence. Les potentiels évoqués correspondent plutôt aux courants secondaires. Dans le cadre de la MEG, les signaux recueillis sont les champs magnétiques évoqués produit par le courant électrique. La détection se fait par un appareillage très sensible appelé SQUID qui doit être isolé du champ magnétique terrestre et de toutes autres interférences. Les champs magnétiques évoqués correspondent plutôt aux courants primaires [3].

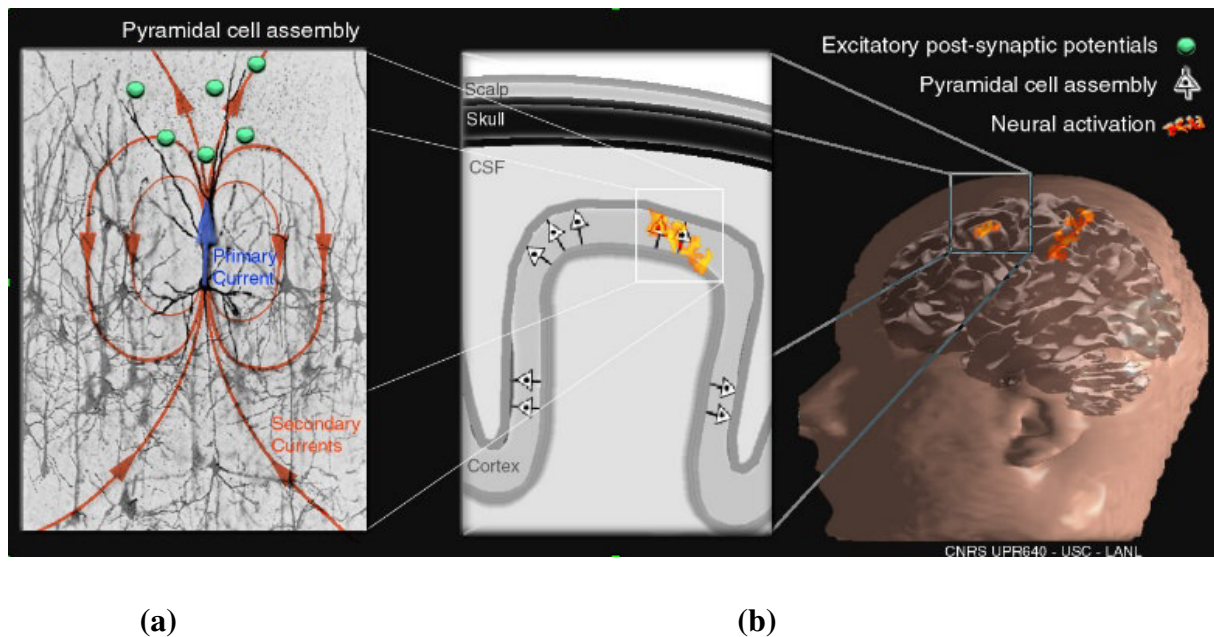


Figure .I.1:

(a) Courants primaires et secondaires au niveau de la macro colonne de neurones pyramidaux.  
 (b) Définition des dipôles radiaux et tangentiels. Les dipôles dont la direction est radiale par rapport à la surface du crâne sont produits dans les gyri du cortex, alors que les dipôles de direction tangentielle sont émis par les sillons.

#### I.2.4. Principes d'enregistrement EEG

Au repos, les ions potassium ( $K^+$ ) sont plus concentrés à l'intérieur de la membrane du Neurone, alors que les ions sodium ( $Na^+$ ) sont plus concentrés à l'extérieur. Les neurones échangent des influx nerveux véhiculés par la «dépolarisation» de leur membrane (Figure .I.2) lors d'une stimulation de la membrane, les ions sodium traversent celle-ci à L'emplacement de la stimulation, puis cette réaction se propage le long de la membrane ce qui crée le potentiel d'action du neurone [4].

Ces échanges d'ions chargés électriquement produisent un courant électrique qui peut être capté si une électrode est placée à l'extérieur du neurone. Si plusieurs neurones sont dans le voisinage de l'électrode, l'électrode enregistre l'ensemble des activités de ces neurones.

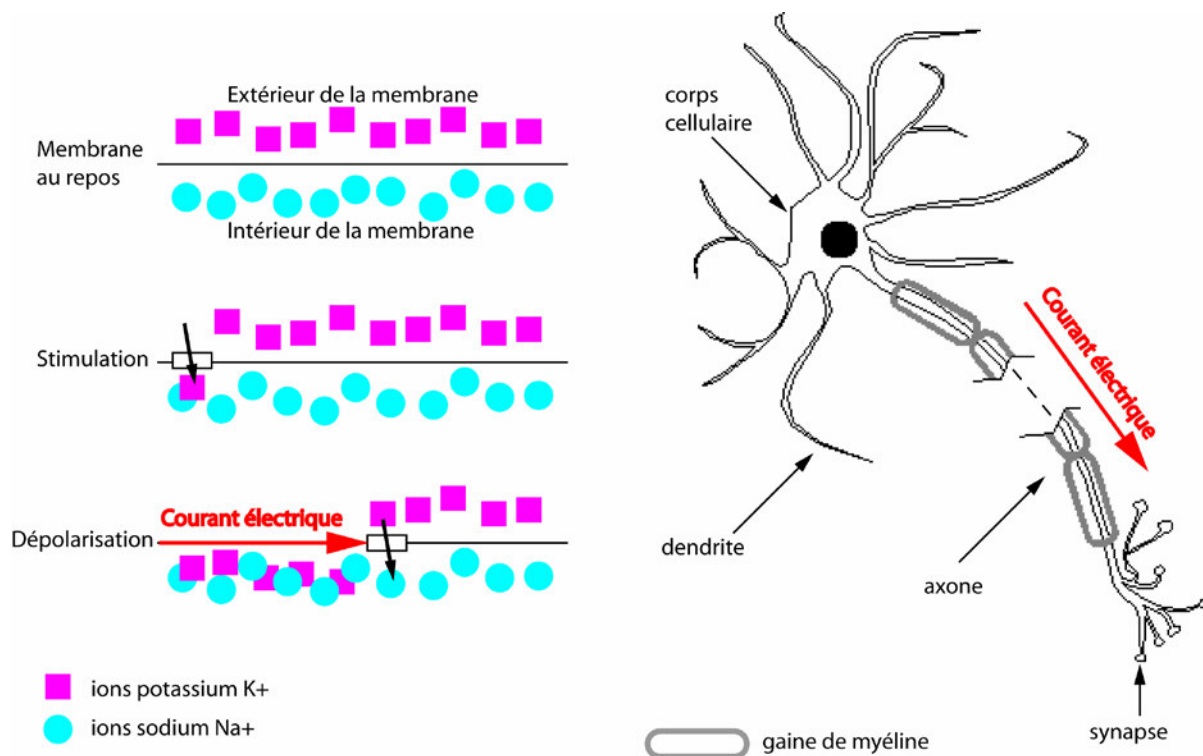


Figure .I.2: Activité électrique du neurone. (Gauche): mécanisme de la dépolarisation ; (Droite): propagation du courant électrique (ou potentiel d'action) dans le neurone.

### I.2.5. Les principaux rythmes E.E.G

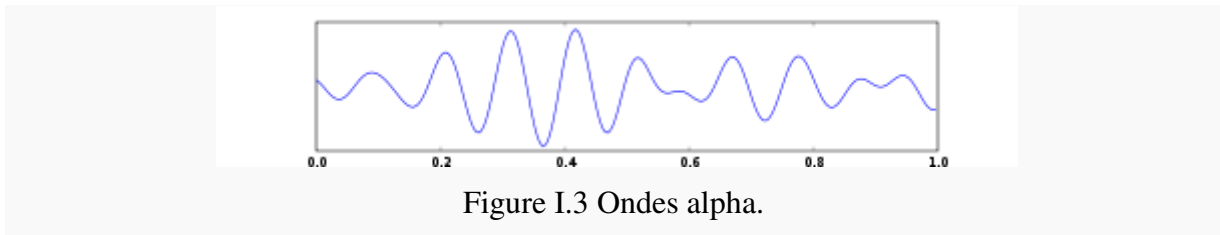
Un rythme cérébral désigne une oscillation électromagnétique dans une bande de fréquences donnée résultant de l'activité électrique cohérente d'un grand nombre de neurones du cerveau telle qu'on peut l'observer en électroencéphalographie (EEG). Ces ondes sont de très faible amplitude elles sont de l'ordre du micro Volt (chez l'être humain) et ne suivent pas toujours une sinusoïde régulière [5].

Les caractéristiques des rythmes cérébraux dépendent de l'état psychologique et, le cas échéant, pathologique de la personne chez qui on les enregistre. Ainsi, l'enregistrement de l'activité rythmique cérébrale permet d'étudier les phases du sommeil ou de caractériser des maladies neurologiques, Les activités électriques cérébrales rythmiques sont classées selon leur fréquence :

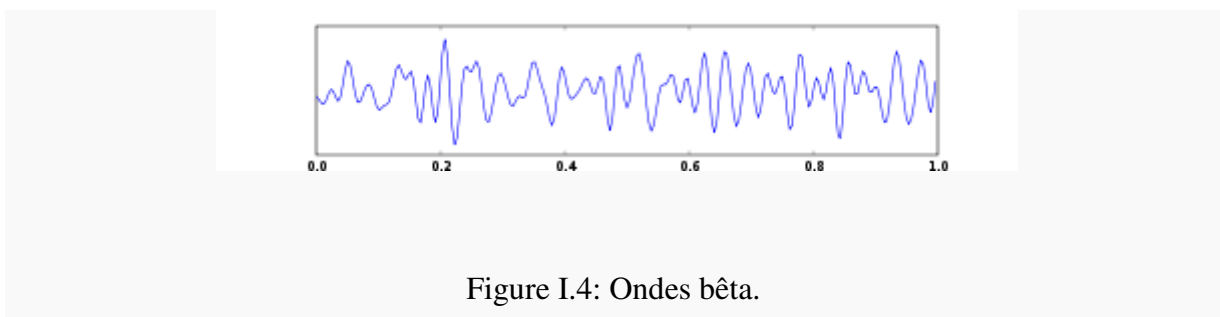
Tableau 1 : bandes de fréquences, classification des rythmes et le rôle Correspondant

Classification	Fréquence en hertz	Rôle
Rythme bêta	13 – 30 Hz	Vigilant, yeux ouverts
Rythme alpha	8 – 12 Hz	Eveillé, calme, yeux fermés
Rythme thêta	5 –7 Hz	Somnolent, sommeil stades 1 et 2
Rythme delta	< 4 Hz	Sommeil profond stades 3 et 4
Rythme gamma	30-60 Hz	Processus cognitif

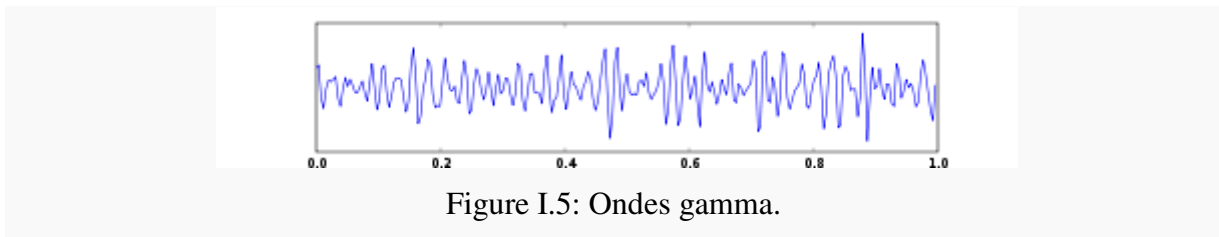
- Alpha : fréquences comprises entre 8 et 12 Hz Elles caractérisent un état de conscience apaisé, et sont principalement émises lorsque le sujet a les yeux fermés.



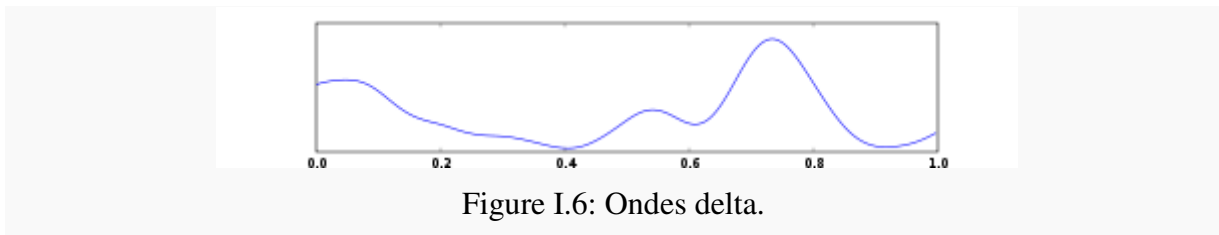
- Beta : correspond aux fréquences supérieures à 12 Hz (et généralement inférieures à 45 Hz). Elles apparaissent en période d'activité intense, de concentration ou d'anxiété



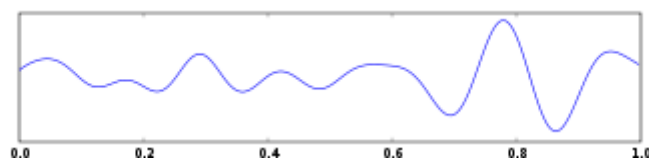
- Gamma : Les fréquences supérieures à 24 Hz, généralement d'environ 40 Hz sont parfois dénommées Gamma. Elles ont été récemment impliquées dans les processus de liage perceptif.



- Delta : fréquences jusqu'à 4 Hz, normales chez le très jeune enfant, elles peuvent ensuite caractériser certaines lésions cérébrales.



- Thêta : fréquences entre 4.5 et 8 Hz. On les observe principalement chez l'enfant l'adolescent et le jeune adulte. Elles caractérisent également certains états de somnolence ou d'hypnose, ainsi que lors de la mémorisation d'information.



### I.2.6.Aspects techniques d'EEG :

L'EEG mesure la différence de potentiel électrique entre deux points de la surface crânienne. Elle établit un tracé des fluctuations de tension dans le temps au départ des électrodes posées de la manière voulue sur le cuir chevelu. Les tracés représentent les fluctuations des potentiels électriques dans les membranes des neurones (cellules du cerveau) des couches superficielles du cortex. Le crâne, le cuir chevelu et le liquide céphalorachidien réduisent l'activité de l'EEG détectée à la surface du cuir chevelu [6].

De manière typique, 19 électrodes EEG sont placées sur le cuir chevelu, des électrodes de référence étant placées sur les oreilles et les joues. Dans certaines situations, le neurologue peut suggérer l'application d'électrodes supplémentaires pour enregistrer l'activité EEG qu'une EEG de routine aurait pu manquer.

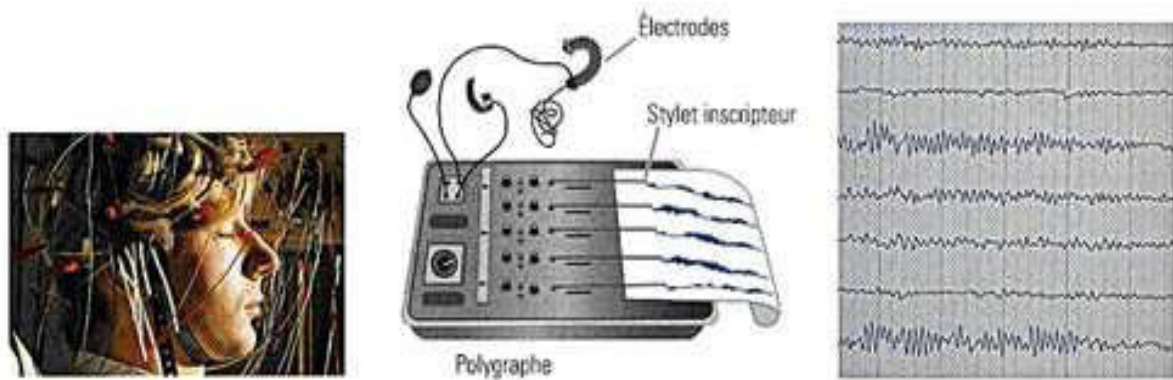


Figure .I.8: Système de mesure EEG.

### I.3. L'analyse des signaux E.E.G

Le signal EEG est complexe et son inspection simple donne des renseignements, Pour améliorer la sensibilité, on découpe le tracé en fenêtres d'observations (échantillonné) Chaque fenêtre subit une analyse mathématique destinée à en extraire des paramètres quantitatifs, à partir du contenu de fenêtres du signal peuvent réalisées : analyse temporel et fréquentiel (spectrale bi spectrale).

#### I.3.1 Analyse temporelle

La première analyse mathématique appliquée à l'EEG était temporelle, c'est-à-dire que le tracé brut (voltage en fonction du temps) était examiné afin de calculer différents paramètres :

- ⊙ L'amplitude moyenne du signal.
- ⊙ La puissance moyenne du signal (carré de l'amplitude moyenne).
- ⊙ Le nombre d'ondes qui croisent la ligne isoélectrique par unité de temps.
- ⊙ La proportion du temps où le tracé est plat dans le segment d'EEG

Ce type d'analyse est apparu dans les années 1980 mais restait complexe pour pouvoir être utilisé en pratique quotidienne par les anesthésistes ayant des connaissances restreintes en neurophysiologie. La « simplification » de l'analyse du signal EEG se poursuit alors grâce à l'introduction de l'analyse fréquentielle.

#### I.3.2 Analyse fréquentielle

L'analyse fréquentielle (spectral et bi-spectral) décrit le contenu spectral de l'EEG et a pour but de calculer des paramètres quantitatifs servant de support de prise de décision.

##### I.3.2.1 Analyse spectral

L'analyse spectrale décompose chaque segment de signal EEG (c'est-à-dire une sinusoïde complexe) en une somme de sinusoïdes simples de fréquence et d'amplitude différentes, telle



que la sommation de toutes ces sinusoïdes redonne le signal EEG initial. Le procédé mathématique utilisé est donc la transformée de Fourier rapide ou FFT où chaque segment du EEG est transformé en un spectre de fréquences, c-à-dire la répartition de l'activité électrique (voltage ou puissance) de chaque sinusoïde selon sa fréquence.

### **I.3.2.2 Analyse bi spectrale**

Les différentes sinusoïdes constituant le spectre de fréquences, obtenues grâce à l'analyse spectrale, peuvent être synchronisées entre elles, c'est-à-dire atteindre leurs valeurs maximales en même temps ou l'inverse, être désynchronisées et atteindre leur valeur maximale de façon totalement aléatoire. Entre c'est deux extrêmes, tous les intermédiaires sont possibles.

## **I.4.Crise d'épilepsie**

### **I.4.1. Définition**

L'épilepsie est une maladie chronique, récidivante, survenant par crise liée à une anomalie de l'activité électrique cellulaire du cortex cérébral. Cependant, nous ne pouvons parler d'épilepsie si la crise est unique [7].

### **I.4.2. Les type des Crises épilepsies**

L'épilepsie est classée en deux grandes catégories : les crises généralisées et les crises partielles [8].

#### **I.4.2.1. Les crises généralisées**

Les crises généralisées, qui sont caractérisées par une activité électrique anormale, touchent la totalité du cerveau, sans origine focale apparente ni signal d'avertissement. Ces crises entraînent une modification de la conscience.

#### **A : Les crises tonico cloniques « grand mal »**

Ce type de crises est le plus couramment associé à l'épilepsie par le grand public. Ces crises étaient autrefois appelées grand mal, mais maintenant le terme correct utilisé est crise tonico-clonique : tonique qui signifie raidissement et clonique qui signifie contraction. Il s'agit d'une crise généralisée - c'est-à-dire que la majorité des cellules nerveuses du cerveau produisent une décharge électrique en même temps - ce qui provoque la perte de conscience.

#### **B : Les crises d'absences « petit mal »**

Les crises d'absence (autrefois appelées petit mal) sont de très brefs épisodes de fixité du regard. Durant ce type de crises généralisées (touchant la totalité du cerveau), l'enfant perd complètement la conscience pendant quelques secondes et ne réagit plus

Ces épisodes de regard vitreux apparaissent et disparaissent brusquement et durent habituellement moins de 10 secondes. L'enfant semble être étourdi, rêvasser ou regarder dans le vide. À l'occasion, on note une révulsion des yeux et un bref clignement des paupières. Des mouvements de la bouche, des mains et de la tête peuvent accompagner le regard fixe, en particulier si la convulsion dure plus de 10 secondes. Après coup, l'enfant retourne à la conscience et ne garde aucun souvenir de la crise.

### **C : Les crises atoniques**

Lorsqu'une crise touche une région du cerveau responsable du tonus musculaire, les muscles du cou, des bras, des jambes ou du tronc peuvent subitement perdre leur tonicité sans avertissement. La tête s'incline vers l'avant, les bras perdent leur tonus, les jambes ne portent plus la personne et celle-ci peut tomber au sol. C'est ce que l'on appelle une crise atonique. Les crises atoniques durent seulement quelques secondes. Puisque ces crises se caractérisent par des chutes soudaines, d'où vient le nom de crises avec chute, elles sont particulièrement dangereuses. Les personnes souffrant de crises atoniques portent parfois des casques pour se prémunir contre les blessures.

### **D : Les crises myocloniques**

Le terme myoclonique vient de l'association de deux termes : myo qui signifie muscle et clonique qui signifie contraction brusque. Une décharge anormale d'électricité dans l'aire de contrôle motrice du cerveau est à l'origine de ces crises, qui se manifestent par des secousses musculaires brusques et intenses concernant les bras, les jambes, le cou et/ou le tronc. Les crises myocloniques touchent habituellement les deux côtés du corps en même temps et peuvent entraîner des chutes. Ce type de crises survient dans divers syndromes épileptiques, notamment l'épilepsie myoclonique juvénile.

### **E : Les crises d'absences atypiques**

Les crises d'absence atypiques sont similaires aux crises d'absence typiques, mais elles se manifestent davantage par des mouvements saccadés ou automatiques, une durée de plus de 20 secondes, une perte incomplète de la conscience, et sont associées à d'autres types de crises et à un système nerveux endommagé. Les crises d'absence atypiques sont plus susceptibles de se produire chez les enfants qui présentent un retard du développement.

#### **I.4.2.2. Les crises partielles**

Les crises partielles sont localisées dans une seule région du cerveau, appelée origine focale, et n'affectent qu'une partie du cerveau.

### **A : Les crises partielles simples**

Elles sont caractérisées par une intégrité de la conscience :

- ⊙ Les crises partielles simples avec signes moteurs.
- ⊙ Les crises simples avec signes sensoriels ou sensitifs.
- ⊙ Les crises partielles simples avec signes végétatifs.
- ⊙ Les crises partielles simples avec signes psychiques.

### **B : Les crises partielles complexes**

Les crises partielles complexes touchent des structures centrales profondes du cerveau qui régissent la conscience. Ces crises entraînent donc des altérations ou une perte de la conscience. Elles étaient autrefois appelées crises psychomotrices ou du lobe temporal, car elles sont souvent localisées au niveau des lobes temporal ou frontal. Les fonctions cérébrales localisées dans ces lobes sont aussi complexes que les crises qui les affectent.

### **C : Les crises partielles secondairement généralisées**

Les crises généralisées secondaires se présentent initialement comme des crises partielles. Elles se manifestent d'abord dans une région du cerveau sous forme d'aura (crise partielle simple) ou comme un changement de la conscience (crise partielle complexe) avant de se propager à tout le cerveau pour devenir des crises généralisées, habituellement tonico-cloniques, lesquelles sont caractérisées par une perte de conscience. Les crises généralisées secondaires ont un foyer d'origine, à la différence des crises généralisées primaires qui se déclarent dans tout le cerveau en même temps.

## **I.4.3. Causes et Facteurs de risque**

Pour bien comprendre l'épilepsie, il faut rappeler le fonctionnement du cerveau. Le cerveau est constitué d'un ensemble de neurones formant le tissu nerveux cérébral. Ces neurones possèdent des prolongements courts - les dendrites - et d'autres plus longs - les axones. Ces prolongements permettent aux neurones de communiquer entre eux par l'intermédiaire de zones de contact appelées synapses.

Au niveau de ces synapses, sont libérées des substances chimiques à action excitatrice ou inhibitrice, appelées neurotransmetteurs. L'état normal est caractérisé par un équilibre entre l'excitation et l'inhibition. Lors de la crise d'épilepsie, cet équilibre est rompu : l'excitation prédomine [9].

Le tissu cérébral est réparti en plusieurs zones, présentant chacune des fonctions bien spécifiques :

- lobe frontal : motricité, pensée, prise de décision
- lobe temporal : langage, mémoire, affectivité
- lobe pariétal : équilibre, sensibilité
- lobe occipital : vision

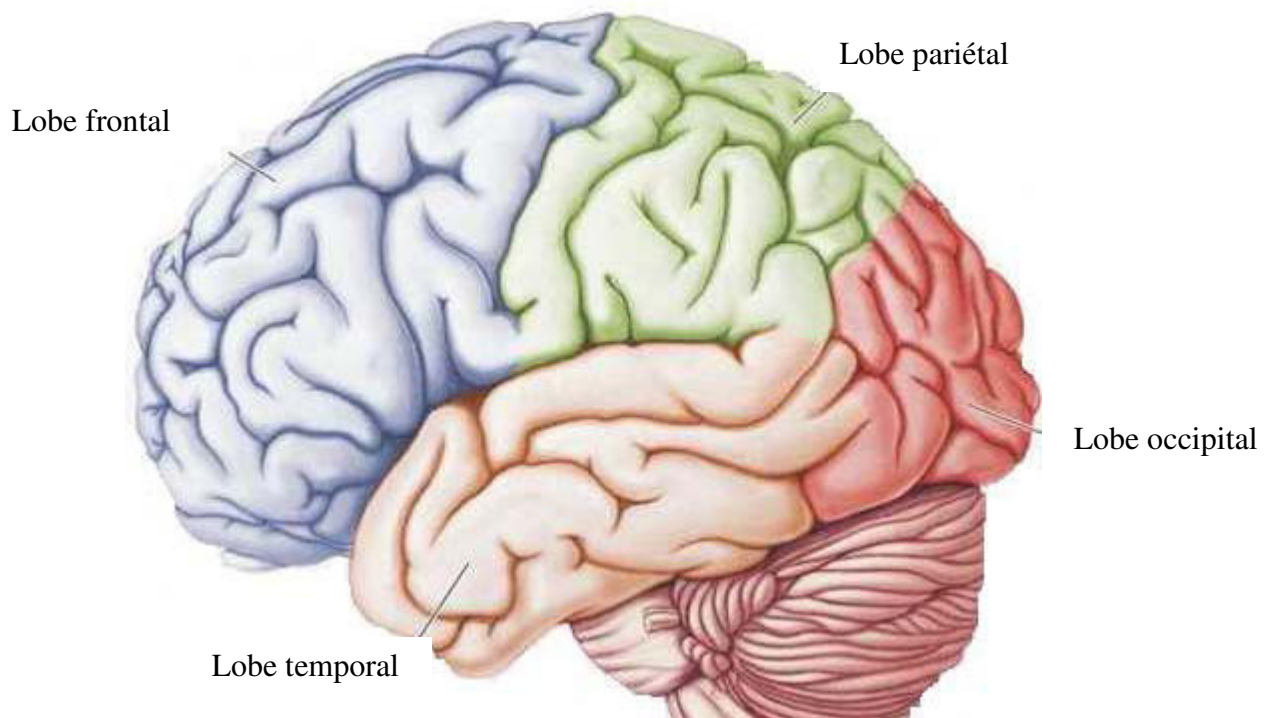


Figure .I.9: Présentation schématique du cortex cérébral.

### **I.4.3.1 Causes de risque**

La crise d'épilepsie résulte d'une décharge électrique excessive au niveau des neurones et de leurs synapses. La région de départ de la décharge électrique détermine en partie les symptômes. Ainsi, une décharge émanant du lobe temporal peut conduire à des troubles du langage alors qu'une crise originaire du lobe occipital peut se manifester par des anomalies de la perception visuelle.

### **I.4.3.2 Facteurs de risque**

Les causes de l'épilepsie sont variées et se classifient en trois groupes:

## **A : Les épilepsies symptomatiques**

Elles sont provoquées par des lésions cérébrales. Certaines de ces lésions sont congénitales, présentes avant la naissance, comme des malformations cérébrales, des séquelles de maladies infectieuses à l'instar de la toxoplasmose ou de la rubéole, ou des maladies métaboliques. D'autres lésions surviennent au cours d'un accouchement difficile suite à un manque d'oxygène ou à une hypoglycémie. D'autres encore font leur apparition bien après la naissance, par exemple à la suite d'un traumatisme crânien ou en raison d'une tumeur. Un sevrage alcoolique peut lui aussi être la cause d'une épilepsie.

## **B : Les épilepsies idiopathiques**

Le plus souvent bénignes, ces épilepsies ne s'accompagnent pas de lésion, ni d'autres symptômes que les crises. Elles semblent reposer sur des prédispositions génétiques. Le plus souvent, leur mode de transmission est très complexe, impliquant plusieurs gènes. C'est précisément l'interaction entre ces gènes et l'environnement qui entraînerait la survenue d'une épilepsie.

## **C : Les épilepsies cryptogéniques**

L'origine de ces épilepsies reste inconnue à ce jour. Aucune cause précise ne peut être identifiée. Des lésions cérébrales sont suspectées mais ne peuvent être mises en évidence avec les moyens de diagnostic actuels.

## **I.5. L'EEG et l'épilepsie**

Pour confirmer le diagnostic, le médecin prescrit un EEG. En dehors des crises, l'EEG peut être parfaitement normal ou montrer certaines anomalies sur les tracés. Si l'examen n'est pas concluant, il est parfois répété après une privation de sommeil, ce que rend le cerveau plus excitable. En cas de doutes persistants, un enregistrement prolongé dans centre spécialisé peut être envisagé [10].

### **I.5.1 Indications**

L'EEG est indiqué dans le diagnostic et le suivi de l'épilepsie. Même pendant la phase sans crise, il permet de mettre en évidence des modifications typiques qui correspondent aux crises décrites. Si l'EEG contient trop peu d'indications pendant la période sans crise, d'autres

modalités d'enregistrement peuvent être utilisées, tel d'un enregistrement de 24 heures couplé à une vidéo. Avant toute intervention chirurgicale visant à traiter votre épilepsie, une EEG sera systématiquement réalisée.

### **I.5.2 Préparation**

Pratiqué soit à l'hôpital soit dans le cabinet d'un neurologue, l'examen dure environ une demi-heure, En période de crises épileptiques, il peut durer plus longtemps et nécessiter l'utilisation d'une caméra pour filmer la crise. Durant toute la durée de l'examen, vous êtes assis voire allongé.

Le jour de l'examen, vous devez vous présenter avec les cheveux secs et ne pas porter de gel. Si l'EEG doit être pratiquée sur votre enfant, veillez à ce qu'il ait sommeil. La respiration sur commande étant irréalisable chez les jeunes enfants, l'examen est effectué durant le sommeil. Cette mesure est également préférable si votre enfant est plus âgé même si elle n'est pas nécessaire.

Lorsque l'EEG précède une intervention chirurgicale visant à traiter votre épilepsie, les électrodes sont directement implantées dans votre cerveau, sous anesthésie générale. L'examen dure alors plus longtemps et nécessite une hospitalisation.

### **I.4.Conclusion**

Le signal EEG est un outil précieux pour le diagnostic médical, il doit être bien interprété. Pour lui faciliter la tâche, il est impératif de s'assurer d'une bonne acquisition et d'un bon traitement en vue d'extraire les informations une fois l'acquisition du signal EEG est faite, différents traitements peuvent être prévus tels que l'analyse spectral.

## II.1. Introduction

Le développement des théories sous-jacentes à 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 [11], par les travaux notamment de Morlet, Meyer, Daubechies et Mallat. L'appropriation des résultats des travaux de ces mathématiciens par les ingénieurs et chercheurs en quête de méthodes de traitement de signal toujours plus efficaces a entraîné l'éclosion ou l'amélioration de nombreuses applications dont plusieurs sont destinées à l'analyse des signaux biomédicaux.

La principale caractéristique d'une ondelette est son support compact, c'est-à-dire que la fonction d'ondelette est limitée à la fois dans les domaines du temps et de la fréquence. La fonction est donc considérée comme nulle à l'extérieur de ce support, bien qu'il soit possible d'utiliser comme ondelette une fonction qui est négligeable mais pas tout à fait nulle en dehors du support; celui-ci est alors dit effectif compact. Cette particularité a pour effet que le résultat de la transformée d'un signal à l'aide d'une ondelette est bien localisé en temps et en fréquence. La transformée de signaux non stationnaires comportant des transitoires rapides, par exemple des potentiels d'action, concentre leur énergie en quelques coefficients qui peuvent être vus comme la signature du potentiel d'action dans le domaine transformé [12]. Le reste du signal, considéré comme du bruit, est réparti de façon plutôt régulière sur tous les coefficients. De cette façon, la transformée en ondelettes contribue à séparer le bruit du signal d'intérêt. Les coefficients de moindre amplitude, attribués au bruit, peuvent ensuite être négligés lors de l'analyse du signal [13].

## II.2. La notion d'ondelettes.

Les ondelettes sont des fonctions déduites d'une même fonction, appelée ondelette mère, par opérations de translations et dilatations. Elles ont trouvé par la puissance de leur théorie, des applications dans de nombreux domaines aussi variés que les mathématiques (analyse, probabilités, fractales), le traitement du signal (compression, astronomie, sismique), la physique (mécanique quantique, turbulence).

En effet, cet outil permet la représentation de fonctions dans une base bien localisée en temps et en fréquence, offrant les avantages de l'analyse de Fourier et s'affranchissant des inconvénients du manque de localisation de cette dernière.

Lorsque le signal est analysé avec une grande fenêtre, le signal est de faible résolution : la forme générale du signal est alors obtenue. Plus la largeur de la fenêtre diminue, plus la résolution croît et présente ainsi les détails du signal [14].

## II.3. Transformée en ondelettes continue

### II.3.1. Éléments théoriques

Il est possible d'établir un parallèle avec la transformée de Fourier à court terme (Short Time Fourier Transform STFT), laquelle est exprimée par La différence entre la STFT et la transformée de Fourier usuelle (FT) est l'ajout d'une fenêtre glissante  $g(t)$  qui se déplace dans le temps d'un intervalle  $b$ . La CWT et la STFT permettent donc de produire une analyse du contenu fréquentiel d'un signal de façon quasi instantanée, c'est-à-dire pour une portion du signal allant de  $t$  à  $t+b$ . Elles décomposent le signal d'abord exprimé en fonction du temps en une multitude d'atomes, ou coefficients, dans le domaine temps-fréquence. Tel que montré sur la Figure .II.1. La principale différence entre les deux outils est le découpage atomique du plan temps fréquence: pour la STFT(Gabor), la largeur temporelle de l'atome dépend de la fenêtre  $g(t)$  et est constant, peu importe la fréquence, tandis que le découpage par CWT (ondelettes), produit des atomes plus larges dans le temps lorsque la fréquence est basse et inversement. Ainsi, les transitoires rapides d'un signal sont prises en compte par des atomes de haute fréquence qui ont une résolution temporelle très fine, alors que les mouvements plus lents, de basse fréquence, peuvent bénéficier d'une représentation fréquentielle plus précise. La Figure .II.1 montre également les découpages atomiques obtenus par l'échantillonnage du signal dans le temps, et par la transformée de Fourier [15].



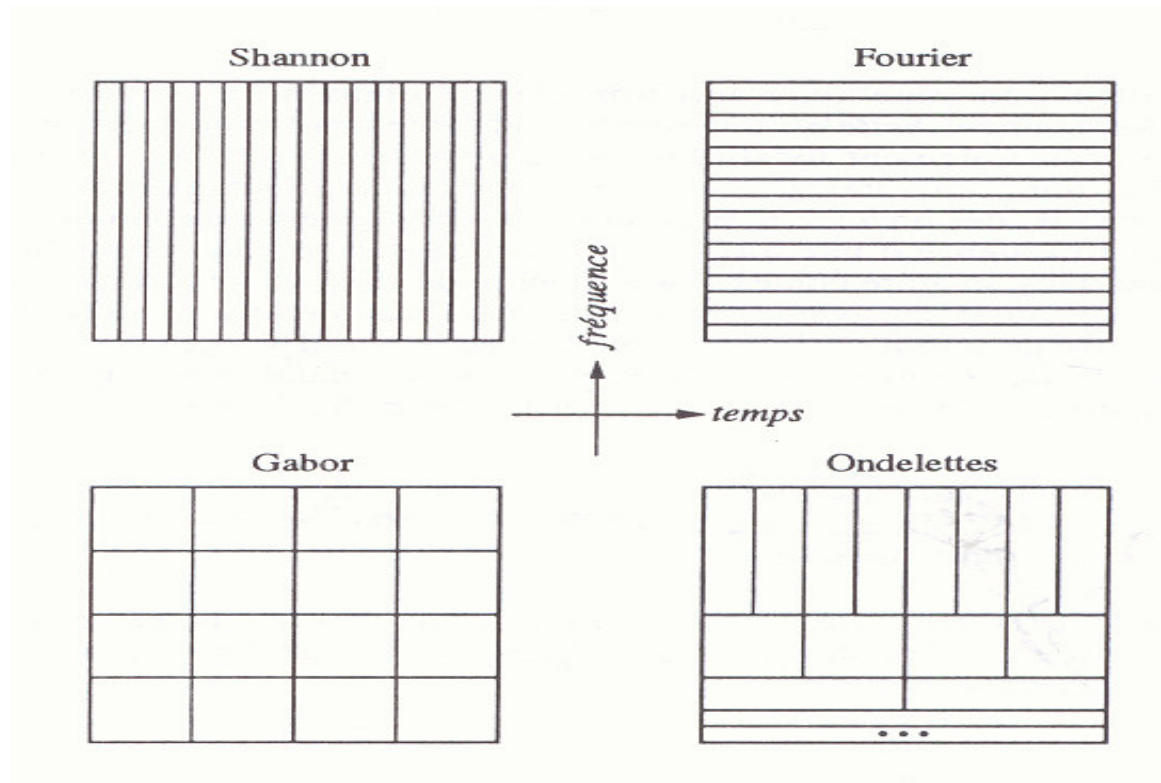


Figure II.1: découpage par STFT(Gabor) CWT (ondelettes) l'échantillonnage du signal dans le temps, et par la transformée de Fourier.

Les ondelettes (wavelets) sont issues de ce qu'on appelle onde mère (mother wave). On aboutira donc à représenter n'importe quel signal par une base d'ondelettes qui ne sont que des versions dilatées et translatées de l'onde mère (Figure .II.2). La représentation d'un signal continu  $x(t)$  par une base d'ondelettes est donnée par [16].

$$x(t) = \sum W(a, b) \cdot \psi_{a,b}(t) \tag{II.1}$$

Où  $W(a, b)$  est la pondération (le poids) de la contribution de l'ondelette  $\psi_{a,b}$  liée à l'onde mère par :

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \tag{II.2}$$

$a$  est l'échelle et  $b$  est la translation.

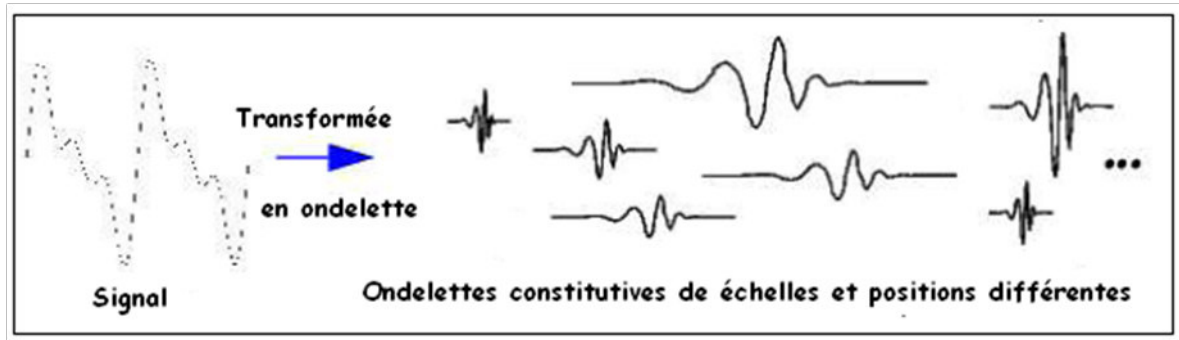


Figure II.2: Transformée en ondelette.

### II.3.2. Condition d'admissibilité.

Une fonction  $\psi(t)$  est dite ondelette analysante si elle satisfait les conditions suivantes :

- Etre continue, absolument intégrable et de carré intégrable (énergie finie) :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |\psi|^2 \cdot dt < \infty \quad \text{II.3}$$

- Etre analytique : sa transformée de Fourier doit être nulle pour  $f < 0$ .
- Etre admissible, l'ondelette doit être une fonction de moyenne nulle :

$$\psi(0) = 0 \quad \text{où} \quad \int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) \cdot dt = 0 \quad \text{II.4}$$

Dans les applications pratiques tel que le débruitage et la compression on veut que la TOC soit inversible et, par conséquent, les conditions 1 et 2 ne sont pas suffisantes : il faut que la famille générée par  $\psi$  soit complète. Autrement dit, chaque fonction  $f$  doit être représentable par une combinaison linéaire des fonctions générées par  $\psi$ . La troisième condition consiste donc à assurer l'inversion de la TOC, cette condition est satisfaite si  $\psi$  est une fonction de moyenne nulle (ce qui impose le caractère oscillant de la fonction) [17].

### II.3.3. Illustration du changement d'échelle et de la translation.

Le changement d'échelle sert à compresser ou dilater l'onde mère, ce qui mène à analyser les hautes fréquences ou les basses respectivement contenues dans un signal (Figure .II.3).

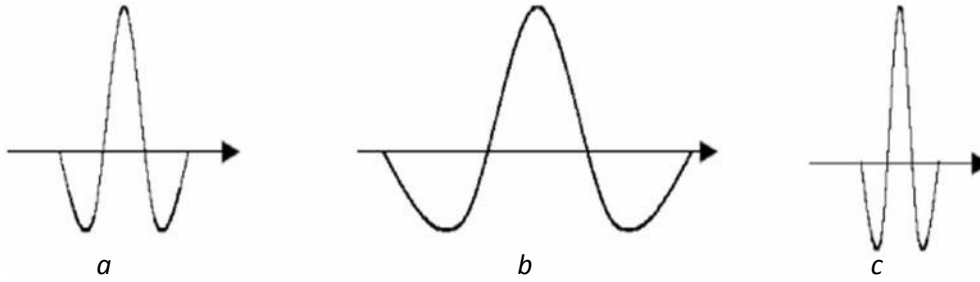


Figure.II.3: Illustration de la variation du facteur d'échelle.  
 (a) L'onde mère; (b) L'ondelette pour  $0 < a < 1$ ; (c) L'ondelette pour  $a > 1$

Le facteur d'échelle est lié à la fenêtre analysante de l'ondelette. Une longue fenêtre veut dire une vue globale tandis qu'une courte veut dire une vue de détails. La translation est l'opération de glissement de l'ondelette tout au long du signal (Figure .II.4). C'est la technique similaire à celle de TFCT de GABOR [15].

Ainsi, les petites et grandes fenêtres enregistreront respectivement les variations rapides et lentes du signal [18].

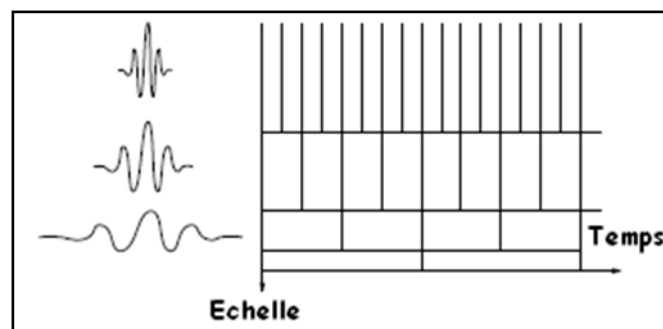


Figure II.4: Exemple d'une fenêtre d'ondelette.

### II.3.4. La relation entre échelle et fréquence.

Il y a une correspondance entre les échelles d'ondelette et la fréquence comme indiqué à la Figure .II.5 [18].

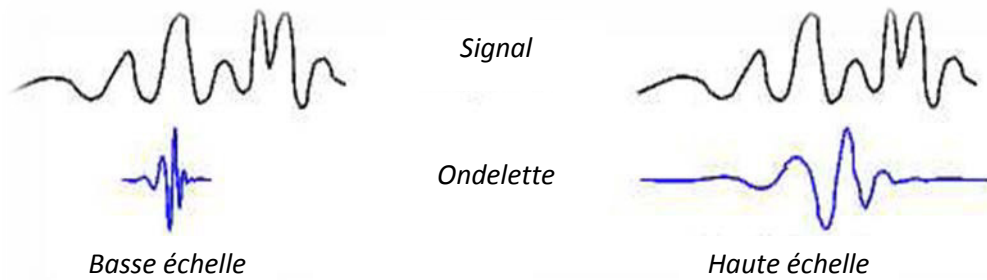


Figure II.5: Echelles et fréquences.

- Basse échelle → Ondelette compressée → détection des changements rapides dans le signal qui correspondent aux hautes fréquences.
- Haute échelle → Ondelette tirée → mesure des changements lents qui correspondent aux basses fréquences.

### II.3.5. L'algorithme d'implémentation de la transformée d'ondelettes continue CWT.

L'implémentation de la transformée d'ondelettes continue peut se résumer en : [15]

ETAPE1: Prendre l'ondelette et la comparer au segment du signal en cours. (Ceci en débutant par le premier segment du signal).

ETAPE2 : Calculer le coefficient  $W(a,b)$ .

ETAPE3 : Translater l'ondelette; répéter ETAPE1 à ETAPE2 jusqu'à balayer tout le signal.

ETAPE4 : Dilater ou compresser l'ondelette et répéter ETAPE3.

ETAPE 5 : Répéter ETAPE 4 pour toutes les échelles choisies.

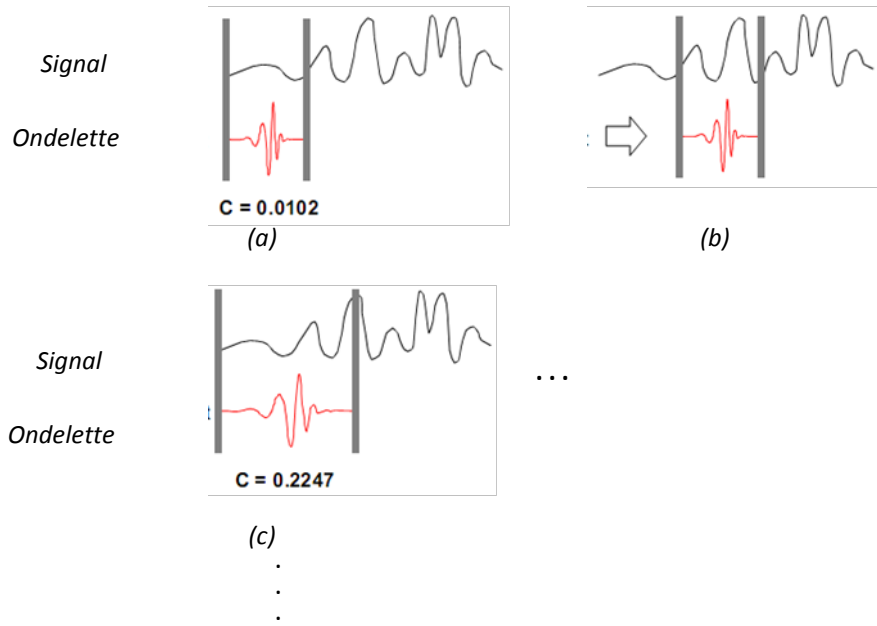


Figure II.6: Décomposition en ondelettes d'un signal. (a) Etape 2, (b) Etape 3, (c) Etape 4.

### II.4. La transformée en ondelettes discrète.

La transformée discrète en ondelettes est issue de la version continue, à la différence de cette dernière, la TOD utilise un facteur d'échelle et une translation discrétisés. On appelle transformée en ondelettes discrète dyadique toute base d'ondelettes travaillant avec un facteur d'échelle  $a = 2^i$ , ( $i$ : le niveau de décomposition).

La TOD est une technique utilisée dans la compression de données numériques avec perte. La compression est réalisée par approximation successives l'information initiale du plus grossier au plus fin [20].

Il est clair que la TOD est pratique en implémentation sur tout système numérique (PC, DSP, CARTE à  $\mu$ P...).

La pondération de chaque ondelette est décrite par :

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cdot \psi_{a,b}^*(t) dt \tag{II.5}$$

#### II.4.1. Notions de détails et d'approximations.

Le principe de base de la TOD est de séparer le signal en deux composantes, l'une représentant l'allure générale du signal, l'autre représentant ses détails. L'allure générale d'une fonction est représentée par ses basses fréquences et les détails par ses hautes fréquences.

Pour séparer les deux, nous avons donc besoin d'une paire de filtres : un filtre passe-bas pour obtenir l'allure générale (aussi appelée Approximation ou moyenne), et un filtre passe-haut

pour estimer ses Détails, c'est-à-dire les éléments qui varient rapidement. Pour ne pas perdre d'information, ces deux filtres doivent bien sûr être complémentaires : les fréquences éliminées par l'un doivent être conservées par l'autre. On dit que les deux filtres forment une paire de filtres miroirs en Quadrature. (Figure .II.7).

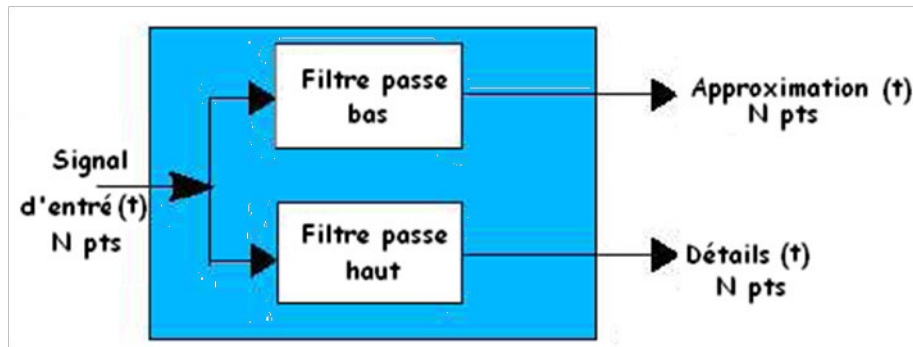


Figure II.7: Principe de la TOD.

Si nous nous arrêtons là, nous multiplions par 2 la quantité d'information. En effet, si le signal à traiter possède N points, le signal d'approximation et le signal de détails feront également N points chacun, soit 2.N en tout.

Pour y remédier on peut imposer que le filtre passe-haut soit orthogonal au filtre passe-bas. En sous échantillonnant d'un facteur 2 chaque signal (le signal d'approximation et le signal de détails), on se ramène à deux signaux de longueur  $\frac{N}{2}$  (Figure .II.8), soit N points en tout : pas de changement dans la quantité d'information. Une étape élémentaire de la TOD peut donc se schématiser de la façon suivante :

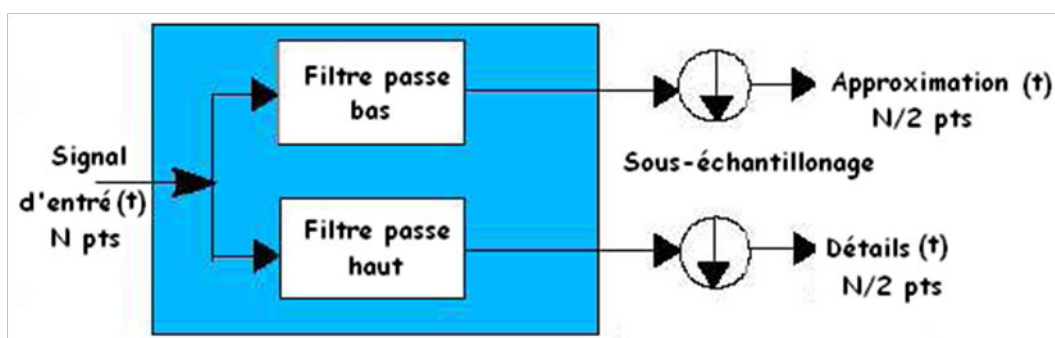


Figure II.8: Opération de sous-échantillonnage.

Où le symbole ( $\downarrow$ ) représente l'opération de sous-échantillonnage : on ne prend qu'un point sur deux du signal.

## II.4.2. Lien entre l'ondelette et le filtre

A chaque paire de filtres en quadrature est associée une ondelette  $\psi(t)$  et une fonction d'échelle  $\varphi(t)$ . L'ondelette est une fonction oscillante qui permet de rendre compte des détails du signal. La fonction d'échelle est une fonction plus basse fréquence, associée à l'approximation du signal.

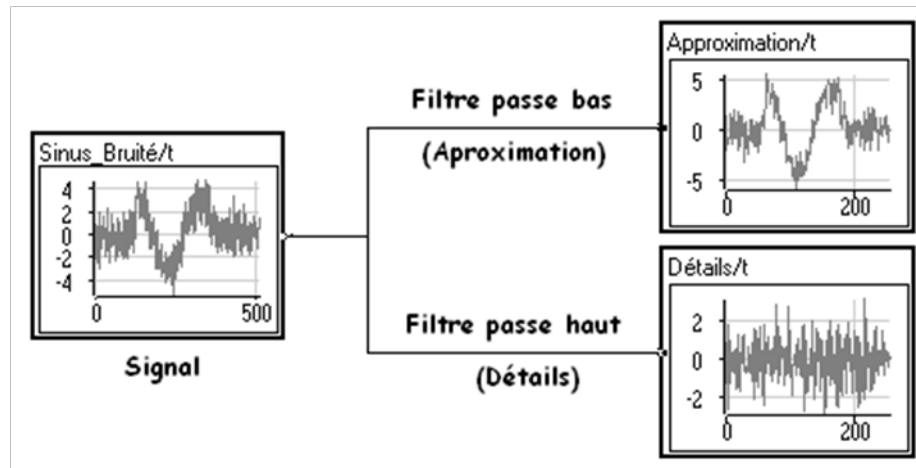


Figure II.9: Application de la TOD sur un signal sinusoïdal bruité.

## II.4.3. Coefficients d'ondelettes

En réalisant une étape élémentaire de la TOD, nous obtenons un signal d'approximation et un signal de détails. Les échantillons des signaux de détails sont appelés coefficients d'ondelettes du signal relativement à la décomposition effectuée (ici une décomposition selon l'ondelette "Daubechies 2").

Signalons un abus de langage courant : en principe, seuls les échantillons des signaux de détails devraient être appelés ainsi. Les échantillons du signal d'approximation devraient être appelés "coefficients de fonction d'échelle". Par abus de langage on appelle souvent "coefficients d'ondelettes" l'intégralité des échantillons obtenus (approximation et détails).

## II.5. Analyse multi résolution

Une paire de filtres complémentaires, l'un passe-bas et l'autre passe-haut, permet de transformer un signal de longueur  $N$  en deux signaux de longueur  $\frac{N}{2}$  : l'un représentant la tendance du signal et appelée Approximation, l'autre représentant ses détails. On dit que l'on est passé à une résolution inférieure.

Rien ne nous empêche de répéter l'opération de filtrage sur le signal d'approximation, afin d'accéder à une résolution encore inférieure, et ainsi de suite. On obtient alors une décomposition qui est schématisée sur la Figure .II.10 [20].

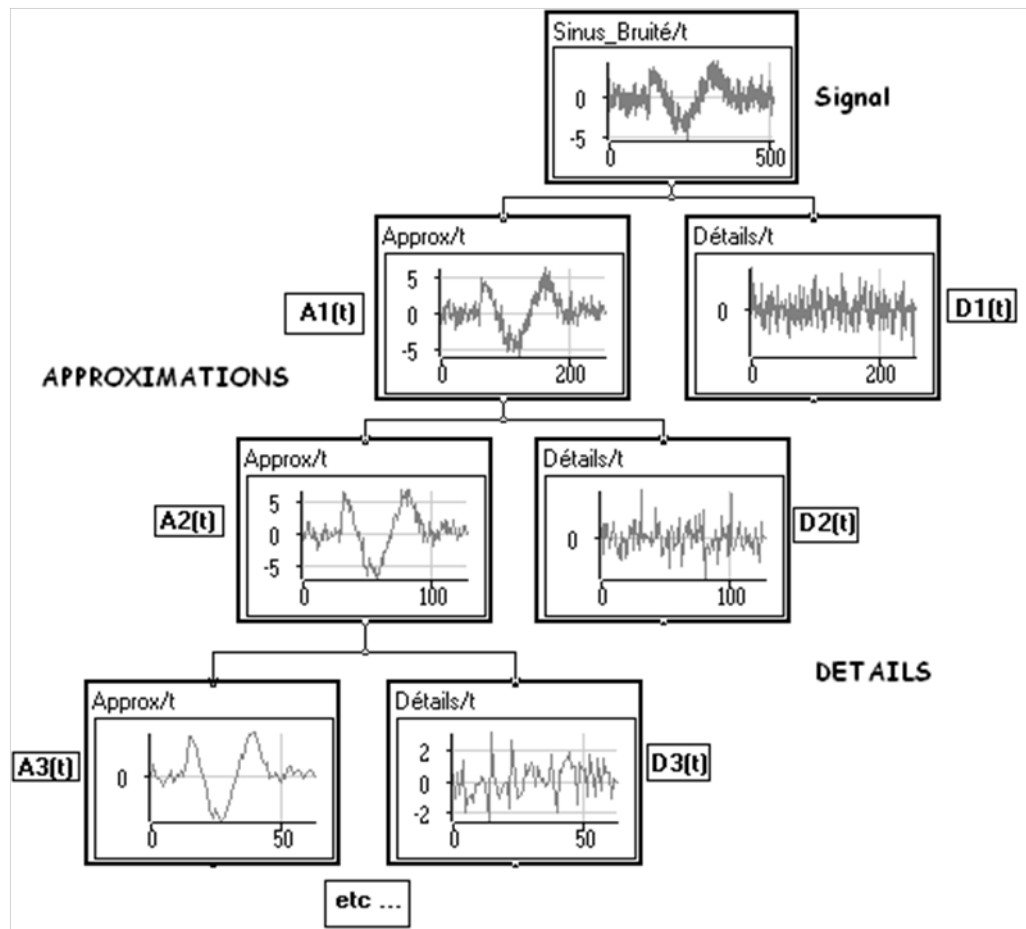


Figure II.10 L'arbre de décomposition d'ondelette du signal sinus bruité.

Théoriquement, la décomposition hiérarchique est illimitée. Mais en réalité, cette décomposition en un nombre approprié de niveaux est basée sur la nature du signal, ou sur un critère approprié tel que l'entropie. Seuls les signaux d'approximation sont à nouveau décomposés par contre les signaux de détails issus du filtrage passe-haut sont laissés de côté à chaque fois.

A chaque itération, on divise la résolution par 2. C'est la raison pour laquelle cette méthode est appelée analyse multi résolution.

## II.6. Transformée d'ondelettes Inverse

Comme pour la transformée en ondelettes continue (TOC), il est intéressant pour de nombreuses applications de pouvoir reconstruire le signal à partir des coefficients d'ondelettes (les signaux d'approximation et de détails). Cette opération est appelée reconstruction ou synthèse [17].

En fait, il est inutile de garder la trace de tous les signaux d'approximation  $A_j$  ( $j$  : numéro du niveau de décomposition), on peut synthétiser le signal en ne considérant que le signal d'approximation  $A_j$  au dernier niveau de décomposition et tous les signaux de détails  $D_j$



produits à chaque itération. On notera que la somme des longueurs de ces signaux nécessaires à la reconstruction est exactement  $N$ , la longueur du signal de départ.

Donc, nous disposons de signaux de longueur variable de façon dyadique  $\frac{N}{2}, \frac{N}{4}, \frac{N}{8}, \frac{N}{16}, \dots$

Comment revenir à un signal de longueur  $N$  Tout simplement en sur-échantillonnant le signal d'un facteur 2 à chaque itération, avant l'opération de filtrage. Pour cela, il suffit de doubler à chaque pas la longueur de l'approximation et du détail en introduisant un zéro entre chaque deux échantillon. La Figure .II.11 illustre le passage de l'approximation  $A_j$  à l'approximation  $A_{j-1}$  par l'opération suivante :

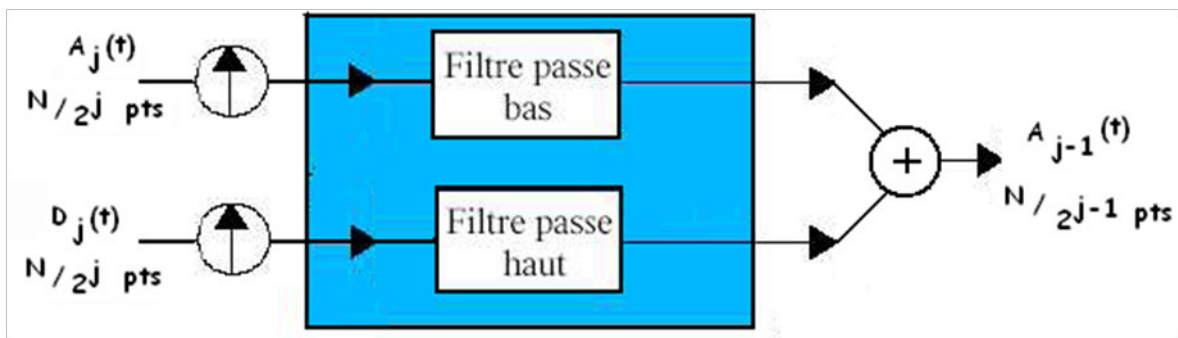


Figure II.11: La transformée d'ondelettes inverse de la TOD.

Où le symbole ( $\uparrow$ ) représente l'opération qui consiste à insérer un zéro entre deux chaque échantillon afin de doubler sa longueur (sur échantillonnage).

Pour reconstruire le signal original à partir d'un niveau de décomposition donné, il suffit d'itérer cette suite d'opérations de sur-échantillonnage filtrage. On reconstruit ainsi récursivement tous les signaux d'approximations à partir du signal d'approximation à la résolution inférieure et des signaux de détails :

Les détails et les approximations reconstruits sont les constituants vrais du signal original. En fait, leur combinaison donne le signal  $x$ .

$$A_1(t) + D_1(t) = x(t) \quad \text{II.6}$$

Il est nécessaire de reconstruire les approximations et les détails avant de les combiner. Pour une analyse à plusieurs niveaux d'un signal  $x(t)$ , le signal reconstruit est généré selon l'équation II.7 (Figure II.12).

$$\begin{aligned} x(t) &= A_1(t) + D_1(t) \\ x(t) &= A_j(t) + D_j(t) + D_{j-1}(t) + D_{j-2}(t) + \dots + D_1(t) \end{aligned} \quad \text{II.7}$$

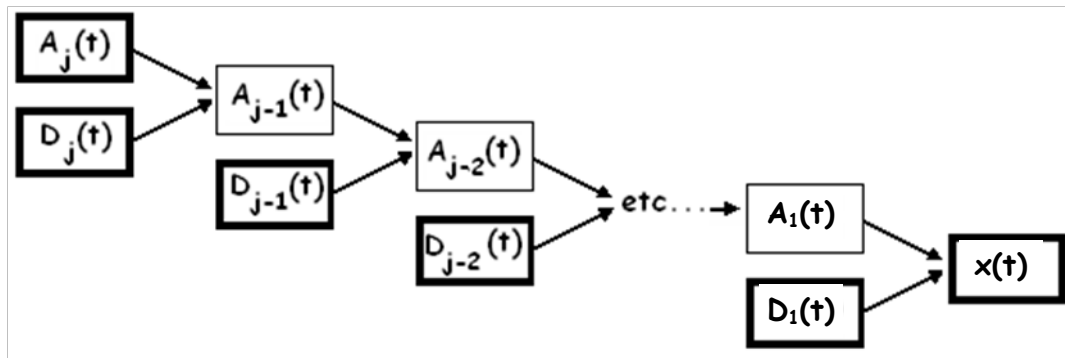


Figure .II.12 Reconstruction du signal S par les signaux d'approximations  $A_j$  et de détails  $D_j$ .

## II.7. Les Différents Type d'Ondelettes

### II.7.1 Ondelette de Morlet

L'Ondelette de Morlet a un grand intérêt dans l'étude des signaux sismiques, comme nous allons le voir plus tard, puisque sa forme " ressemble " beaucoup à celle de l'Ondelettes sismique (l'impulsion). Cette Ondelette est inspirée du signal élémentaire de Gabor elle est obtenue par modulation d'une gaussienne, ondelette de Morlet utilisé dans le cas continué [21].

$$\Psi(t) = (\pi \cdot t_0)^{-1/4} \exp\left[-\frac{1}{2} \left(\frac{t}{t_0}\right)^2 + j 2\pi f_0 t\right] \quad \text{II.8}$$

### II.7.2 Ondelette de Daubechies

Les Ondelettes d'Ingrid Daubechies sont intéressantes puisque elles sont orthogonales et bien localisées en temps (ou espace) de plus elles donnent la possibilité de choisir le degré de régularité voulue en imposant un certain nombre de moments nuls (Figure .II.13), leur régularité augmente avec N, cependant elles ne sont pas symétriques ce qui peut causer de problèmes dans certaines situations, ondelette de Daubechies utilisé dans le cas discrète [21].

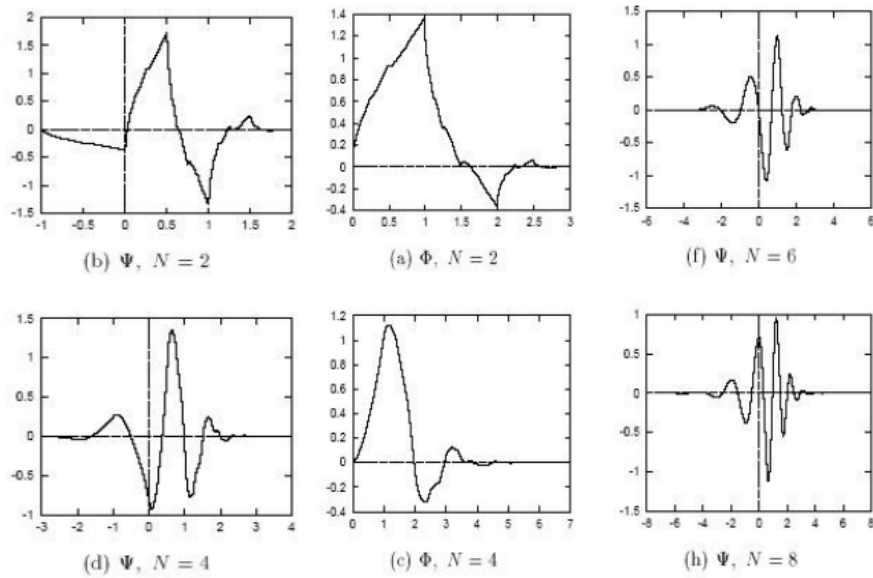


Figure II.13: Ondelettes de Daubechies avec  $N$  moments nuls ( $N = 2, 4, 6, 8$ )

## II.8. Conclusion

Dans ce chapitre une étude descriptive de la théorie des ondelettes a été effectuée. Cette étude a permis de mettre en relief la manière avec laquelle un signal peut être décomposé dans le domaine Temps-Fréquence à travers la génération de coefficients d'ondelettes. Ces coefficients d'ondelettes traduisent des signaux d'approximations reflétant l'évolution haute fréquence, et des signaux de détails reflétant l'évolution basse fréquence du signal décomposé.

### **III.1.Introduction**

Dans ce chapitre, nous allons présenter deux parties d'étude. Dans la première partie, nous allons présenter quelques méthodes utilisées pour l'analyse des signaux EEG. Il existe un très grand nombre de méthodes qu'on ne pourrait pas tous citer ici, et donc nous avons préféré ne citer que les méthodes qui traitent le domaine fréquentiel, comme c'est le cas de l'analyse spectrale, la modélisation paramétrique et la méthode d'Itakura. La deuxième partie de ce chapitre a été dédiée à une analyse des signaux EEG par ondelettes où plusieurs cas d'étude ont été traités, suivant une base de données qui contient différents types de cas. Cette base de données contient plusieurs groupes représentant des signaux EEG acquis de personnes sains et d'autres qui présentent des troubles épileptiques. Cette analyse est basée sur une transformation en ondelettes (temps-fréquences), qui permet une décomposition du signal EEG en sous-bandes, ce qui accorde un meilleur traitement des données à partir du calcul de quelques paramètres statistiques représentatifs, tels que : la moyenne, l'écart type, l'énergie et l'entropie.

### **Partie III.1 : Quelques méthodes d'analyse des signaux EEG**

#### **III.1.1. Analyse spectrale**

Un premier outil de représentation apparaissant intéressant utilise la transformée de Fourier (FFT). Elle consiste à décomposer le signal EEG en une somme infinie et pondérée de sinusoides de fréquences égales ou multiples de la fréquence du fondamental. Cette décomposition permet d'effectuer une analyse de la puissance (amplitude au carré) du signal en fonction de sa fréquence (analyse spectrale). Différentes applications ont été développées pour quantifier le signal (analyse de la puissance dans différentes bandes de fréquence).

L'application majeure de la FFT en EEG de routine et particulièrement en monitoring EEG est la représentation condensée des données EEG. Le résultat de l'analyse spectrale réalisée toute les deux secondes est visualisé par une bande verticale, représentant à l'aide d'une échelle de couleur, l'amplitude du signal pour chaque pas de fréquence. Toute modification brutale de l'EEG représente une crise ou certaines anomalies inter-critiques, si elles durent plus d'une seconde [22].

### III.1.2. Méthodes paramétriques

Les méthodes paramétriques d'analyse spectrale nécessitent une connaissance a priori sur les caractéristiques du signal (allure générale de son spectre). Elles permettent de dresser un modèle mathématique du signal à partir des coefficients d'un filtre. Pour illustrer ces méthodes, un signal d'électroencéphalogramme (EEG) va être analysé puis modélisé. Cette première analyse permet de déterminer les méthodes paramétriques à utiliser. Ce signal est constitué de composante fréquentielles dominantes (pics fréquents). On peut d'ores et déjà prévoir qu'un modèle autorégressif (AR) permettra de modéliser au mieux ce signal. Le modèle moyenne mobile (MA) La modélisation d'un signal par des techniques paramétriques nécessite une intervention humaine sur le modèle. Il faut, dans un premier temps, définir le modèle le mieux adapté au signal à modéliser. Une fois le modèle choisi, il faut déterminer son ordre, c'est à dire le nombre de coefficients permettant au mieux de modéliser ce signal. Le choix du modèle se fait en général en fonction de l'allure du spectre, mais l'ordre du modèle ne peut pas être déterminé précisément sans une analyse plus fine. Le choix de l'ordre se fait en général en minimisant un certain critère d'erreur entre le signal en sortie du modèle et le signal mesuré [23].

### III.1.3. Méthode d'Itakura

La détection et la caractérisation des changements dans le signal EEG, peut fournir un moyen de mesurer les changements dans le cerveau, en particulier ceux associés aux lésions cérébrales. La recherche dans ce domaine a donné lieu à de nombreuses méthodes de quantification des salles d'opération de surveillance permet la possibilité d'utiliser différentes mesures se distances, telle que la distance spectrale, pour quantifier les changements dans les signaux EEG. Souvent, les signaux EEG sont considérés comme la sortie d'un processus (AR) linéaire autorégressif déclenché par un bruit blanc. Tout changement dans le signal EEG sera ensuite traduit par des changements dans les paramètres du modèle AR. L'avantage de cette approche est sa compacité: seulement dix ou moins de paramètres doivent être estimés et suivis lieu des centaines de composantes de fréquence dans l'analyse spectrale. Par contre la difficulté de cette approche consiste à sélectionner une mesure de distance optimale afin de quantifier les changements du signal basé sur les paramètres du modèle AR. la distance Itakura exige un ordre AR fixe pour tous les segments EEG et les paramètres d'un modèle AR sont estimés en fonction

de ordre. La distance d'Itakura sera ensuite calculée entre le segment de l'EEG de base et les segments EEG suivants, sur la base des paramètres AR trouvé [24].

## **Partie III.2 : Analyse par ondelettes et interprétation des résultats.**

### **III.2.1. Analyse des signaux EEG par ondelettes**

#### **III.2.1.1 Description de la base de données**

Les données utilisées dans cette étude sont des sous-ensembles d'un ensemble de EEG, acquises à partir de sujets sains et épileptiques disponibles en ligne, par le Dr Ralph Andrzejak du Centre d'épilepsie à l'Université de Bonn, Allemagne [25]. Les EEGs de trois groupes différents sont analysés: le groupe de sujets sains, le groupe de sujets épileptiques hors crise, et le groupe de sujets épileptiques en phase de crise. Le type de l'épilepsie a été diagnostiqué comme l'épilepsie du lobe temporal avec le foyer épileptogène étant la formation hippocampique. Chaque groupe contient 100 segments EEG sur une durée de 23,6 secondes chacun, échantillonné à une fréquence de 128 Hz [26]. Chaque groupe EEG contient 100 segments EEG comme des signaux EEG dans les trois groupe en totalement de 300 signaux EEG. On prend comme exemple les signaux EEG pour les groupes N, O et S, qui sont représentés respectivement sur la Figure III.1 Cette figure donne le tracé d'un signal EEG sur un temps de 23.6 secondes soit 4097 échantillons, pour un patient sain, le segment N(001), pour un patient épileptique hors crise, le segment O(013) et à la fin pour un patient épileptique pendant la crise, le segment S(002). On remarque sur cette figure que la variation en amplitude pour les deux premiers segments est entre -500 et 500 $\mu$ Volts, alors que lors d'une crise épileptique, l'amplitude du signal varie entre -2000 et 2000 $\mu$ Volts. Afin d'avoir des tracés claires, les mêmes signaux précédents sont représentés sur une période de 6 secondes, comme représente la (Figure III.2).

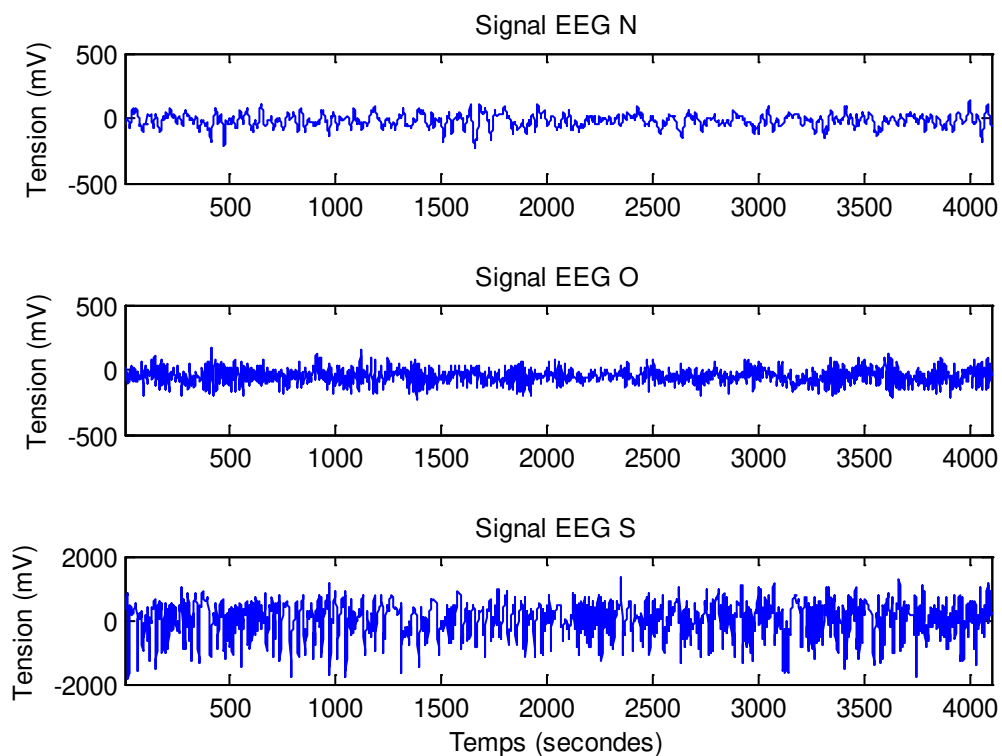


Figure III.1 Tracé d'un signal EEG pour : un sujet sain (N001), un sujet épileptique hors crise (O013), et un sujet épileptique pendant la crise (S002).

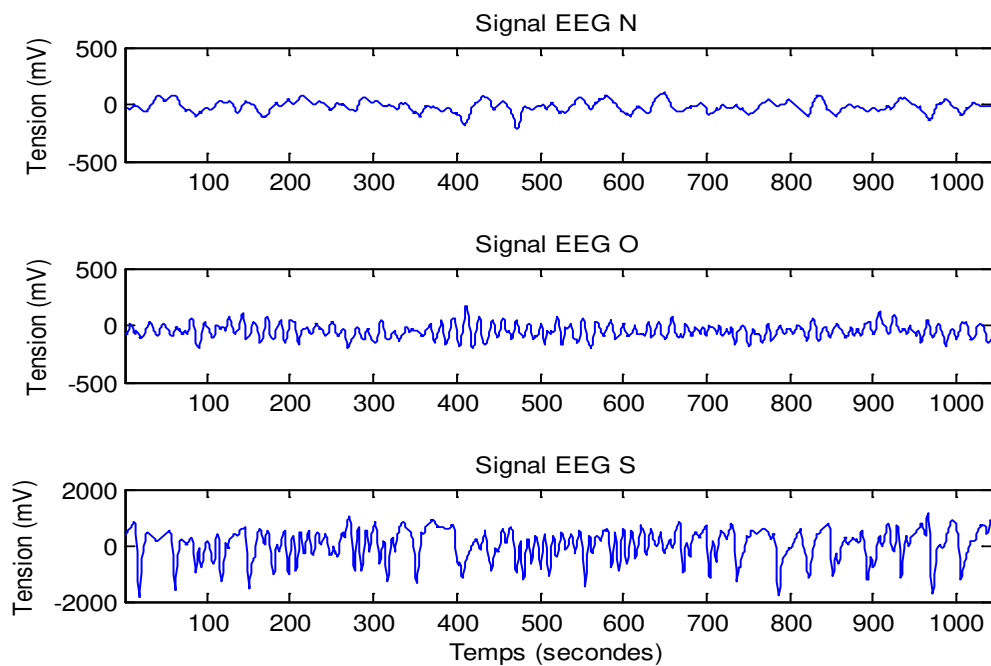


Figure III.2 Même tracé que celui de la figure III.1 sur une période de 6 secondes.

### III.2.1.2 Prétraitement des données et décomposition en ondelettes de l'EEG en sous-bandes

Les cinq premières sous-bandes du signal EEG: delta, thêta, alpha, bêta et gamma couvrent la gamme de fréquences de 0 à 60 Hz, par contre les fréquences les plus élevées sont souvent caractérisées comme du bruit. Depuis la fréquence d'échantillonnage de l'EEG est 173,61 Hz, en fonction de la Théorème d'échantillonnage de Nyquist, la fréquence utile maximale est la moitié de la fréquence d'échantillonnage ou 86,81 Hz. En tant que tel, à partir d'un point de vue physiologique, les fréquences supérieures à 60 Hz peuvent être classé comme bruit et jetés. En outre, contrairement à la transformée de Fourier, la décomposition en ondelettes ne permet pas l'extraction des bandes de fréquences spécifiques sans traitement supplémentaire. Par conséquent, pour corrélérer la décomposition en ondelettes avec les gammes de fréquence des sous-bandes physiologiques, le filtre à ondelettes utilisé dans ce cas nécessite un contenu fréquentiel qui soit limité à la bande 0-60 Hz. Pour les raisons susmentionnées, l'EEG est limité à bande de fréquences de 0-60 Hz, par convolution avec un filtre passe-bas à réponse impulsionnelle finie (FIR). L'énergie de la bande des fréquences éliminées par le filtre est négligeable par rapport à celle de la bande des fréquences retenues dans la gamme de 0 à 60 Hz.

L'EEG à bande limitée est ensuite soumis à une décomposition à 4 niveaux en utilisant transformée en ondelettes de Daubechies d'ordre 4. Après le premier niveau de décomposition, le signal EEG,  $s$  (0 à 60 Hz), est décomposé en ses composantes à plus haute résolution,  $d1$  (30-60 Hz) et ses composantes à plus faible résolution,  $a1$  (0-30 Hz). Au second niveau de décomposition, la composante  $d1$  est davantage décomposée en composantes à haute résolution,  $d2$  (15 à 30 Hz) et en composantes de faible résolution,  $a2$  (0-15 Hz). Suivant ce processus, et après quatre niveaux de décomposition, les composantes retenues sont  $a4$  (0-4 Hz),  $d4$  (4-8 Hz),  $d3$  (8-15 Hz),  $d2$  (15-30 Hz), et  $d1$  (30 -60 Hz). La reconstruction de ces cinq composantes, en utilisant la transformée en ondelettes inverse correspondent approximativement aux cinq sous – bandes EEG physiologiques : delta, thêta, alpha, bêta et gamma. Le signal EEG avec ces cinq sous-bandes est représenté sur la (Figure III.3).



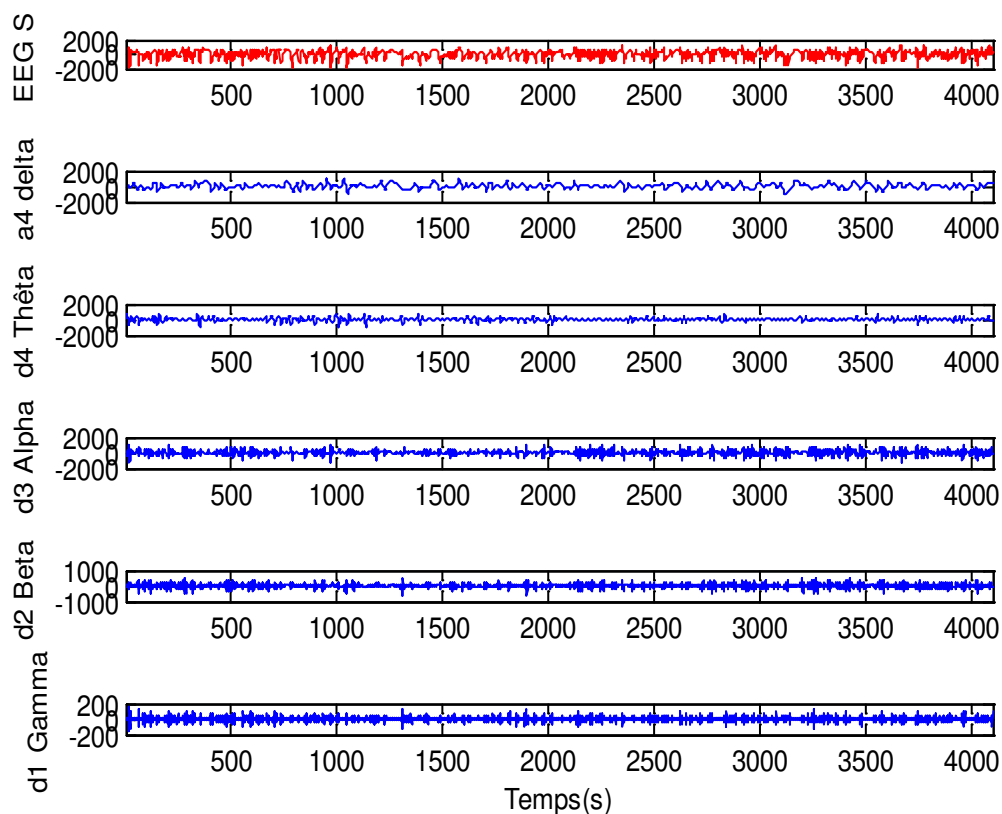


Figure .III.3: Décomposition à 4 niveaux du signal EEG à bande limitée, en cinq sous-bandes, utilisant une transformation en ondelettes de Daubechies d'ordre 4.

### III.2.1.3 Extraction des caractéristiques

Dans ce travail, nous avons choisi les paramètres statistiques comme la moyenne, l'écart type, l'énergie et l'entropie ont été calculées la moyenne et l'écart type pour signal originale et les cinq sous band, Et nous calculons l'énergie et l'entropie pour les sous band gamma (détaillé en 1), bêta (détaillé en 2), alpha (détaillé en 3), thêta (détaillé en 4).

La moyenne : Nous allons montrer que la moyenne d'une variable qui suit une loi normale est égale à  $E[x]$ , correspond à la moyenne des valeurs possibles de  $x$  pondérées par les probabilités associées à ces valeurs, par définition [27].

$$E[x] = E[x] = \sum_{i=1}^n x_i \cdot p(x_i) \quad \text{III.1}$$

Variance:

Si  $x$  est une variable aléatoire, ayant une moyenne  $E[x]$ , on appelle

$$\text{variance de } x: \quad V[x] = E[x^2] - (E[x])^2 \quad \text{III.2}$$

$$\text{L'écart type :} \quad \sigma = \sqrt{V[x]} \quad \text{III.3}$$

L'énergie indique la puissance de signal car il donne l'aire sous la courbe de puissance à tout l'intervalle de temps, L'énergie du signal EEG de longueur finie est donnée par [28].

$$E_i = \sum_{i=1}^n |D_{ij}|^2 \quad \text{III.4}$$

L'entropie :

C'est un paramètre fonctionnels vérifier une propriété de type additif sont bien adaptés pour une recherche efficace de structures d'arbres binaires et la propriété de clivage fondamental des paquets de décomposition en ondelettes. Critères basée sur l'entropie classiques correspondent à ces conditions et décrivent les propriétés liées à l'information pour une représentation précise d'un signal donné. L'entropie est un concept commun dans de nombreux domaines, principalement en traitement du signal. la représentation mathématique est la suivante.

$$\text{Entropie (EN)} = \sum_{i=1}^n D_{ij}^2 \log D_{ij}^2 \quad \text{III.2}$$

$i=1, 2, \dots, N.$      $j= 2, 3, 4, 5.$

$x$  : échantillon de signal.

$n$  : nombre total d'échantillon de signal.

$D$  : signaux détaille de signal original.

$i$ : indice d'échantillon de signal.

$j$ : indice des signaux détaillés.

$p$  : probabilité de signal.

### III.2.1.4. Comparaison entre les signaux par calcul les paramètres statistiques

#### 1. Comparaison de la moyenne entre les 3 groupes N, O et S pour la sous-bande Thêta

Dans cette partie, nous avons effectué une analyse basée sur une comparaison de la moyenne du signal EEG, pris sur des tranches de 6 secondes, pour raison de stationnarité du signal. Cette comparaison a été effectuée sur 20 différents segments dans chaque groupe, pour les cinq sous-bandes obtenus après décomposition par ondelettes. La Figure .III.4 représente un cas d'étude, où la comparaison a été effectuée sur les groupes N, O et S et plus précisément pour le cas de la sous-bande Thêta.

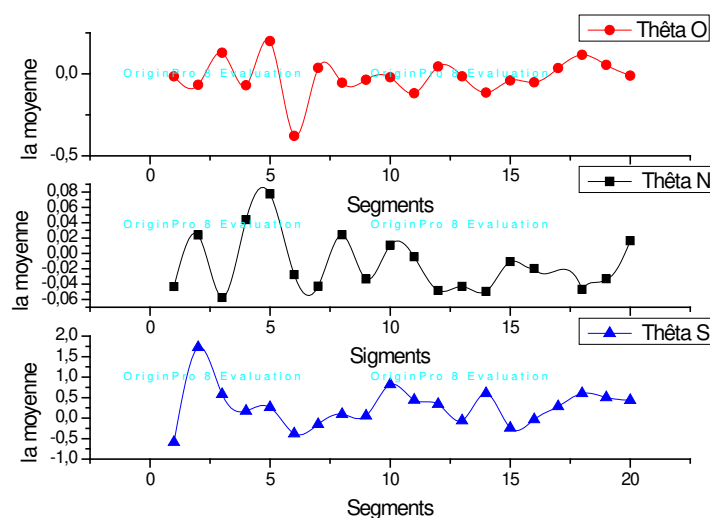


Figure III.4: Comparaison de la moyenne entre les 3 groupes N, O et S suivant différents segments pour la sous-bande thêta.

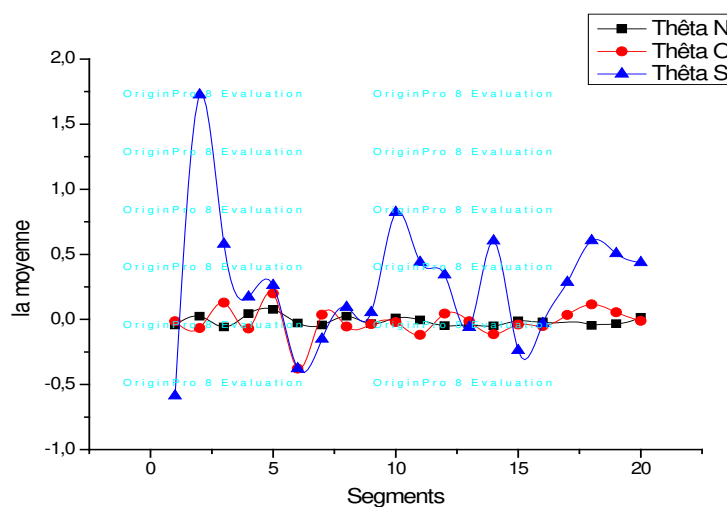


Figure III.5 Même tracé que celui de la figure .III.4 à même échelle.

Il est clair que la variation de la moyenne dans la bande  $\theta$  pour le groupe N est entre -0.06 et 0.08, pour le groupe O cette variation est entre -0.5 et 0.5, et pour le groupe S cette variation est entre -1 et 2. A partir des variations schématisées dans la Fig. III.4, on constate que la variation de la moyenne obtenue pour le groupe S est plus grande que pour les deux autres groupes. On peut conclure que la moyenne est une valeur caractéristique représentative qui permet la différenciation entre les différents groupes.

**2. Comparaison de l'écart type entre les 3 groupes N, O et S pour la sous-bande  $\theta$**

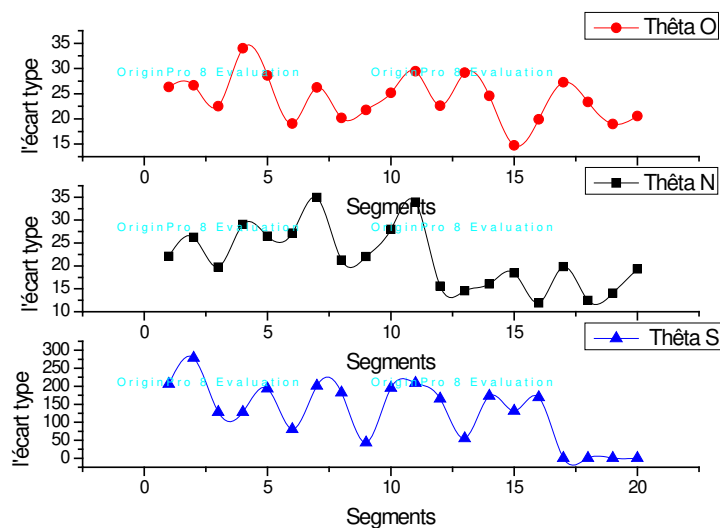


Figure .III.6. Comparaison de l'écart type entre les 3 groupes N, O et S suivant différents segments pour la sous-bande  $\theta$ .

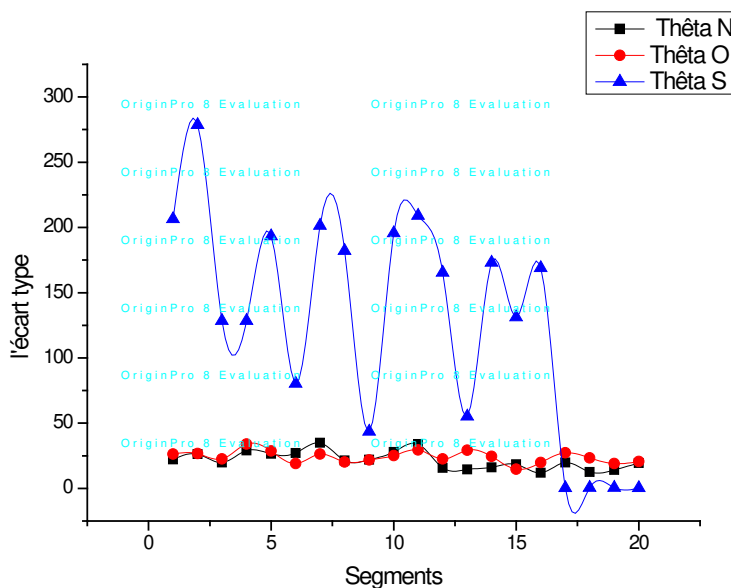


Figure. III.7. Même tracé que celui de la figure III.6 à même échelle.

La variation de l'écart type pour la bande Thêta des segments du groupe N est entre 10 et 35, pour le groupe O entre 15 et 35. Cependant, les valeurs de l'écart type pour le groupe S présentent une grande variation entre 0 et 300. Il est clair, de même que pour la moyenne le groupe S présente une grande variation par rapport aux deux autres groupes.

**3. Comparaison de l'entropie entre les 3 groupes N, O et S pour la sous-bande Thêta**

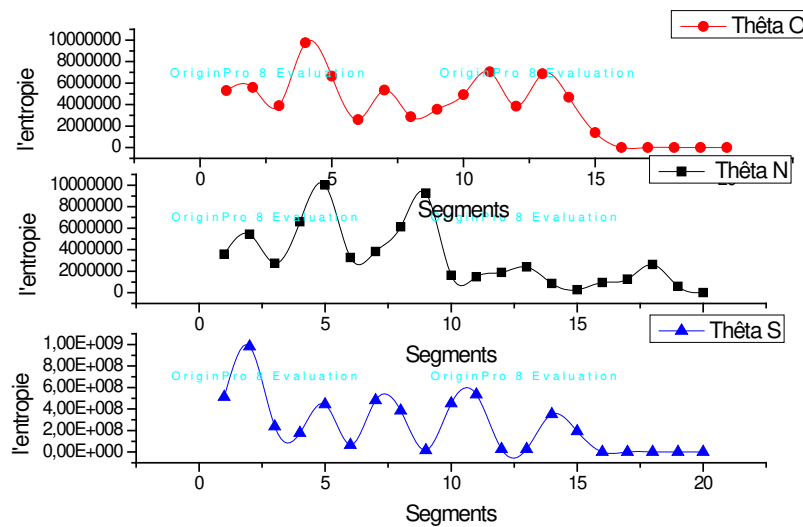


Figure .III.8. Comparaison de l'entropie entre les 3 groupes suivant différents segments pour la sou-bande Thêta

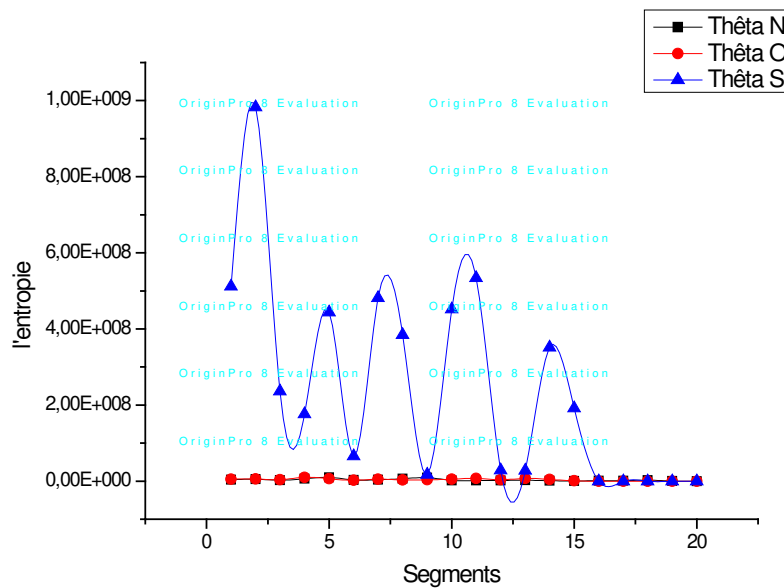


Figure .III.9 Même tracé que celui de la figure .III.8 à même échelle.

On remarque les valeurs d'entropie des signaux acquis dans bande Thêta pour les groupes Net O varie entre 0 et  $10^7$ , mais dans le groupe S varie entre 0 et  $10^9$  donc l'entropie dans le groupe S plus grande par rapporta les groupes N, O.

**4. Comparaison de l'énergie entre les 3 groupes N, O et S pour la sous-bande Thêta**

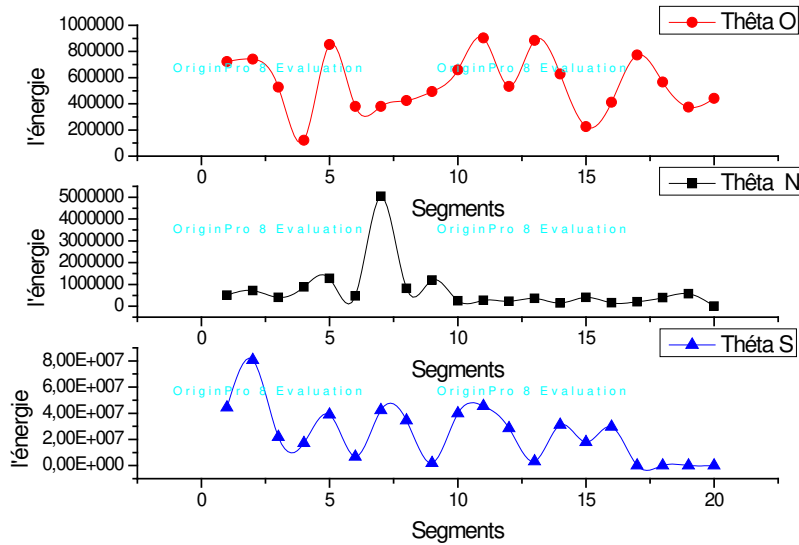


Figure .III.10 Comparaison de l'énergie entre les 3 groupes suivant différents segments pour la sous-bande Thêta

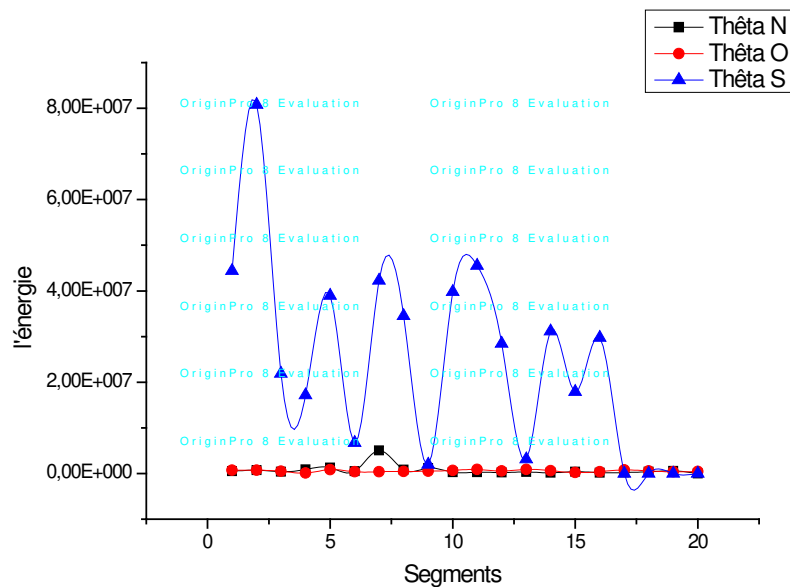


Figure .III.11 Même tracé que celui de la figure .III.10 à même échelle.

On remarque ici que l'énergie des segments de la bande Thêta pour le groupe N varie entre 0 et  $10^6$ , pour le groupe O l'énergie varie entre 0 et  $5.10^6$ , mais l'énergie dans le groupe S varie entre 0 et  $8.10^7$ .

### III.3. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons effectué l'analyse des signaux EEGs par l'application d'ondelettes discrètes. Cette dernière a permis de décomposer les signaux EEG en sous bandes delta, thêta, alpha, bêta et gamma, afin d'être traités pour une éventuelle détection des crises épileptiques par calcul des paramètres statistiques comme l'énergie, l'entropie, la moyenne et l'écart type. Les résultats trouvés ont montré qu'il existe une certaine différence entre les trois groupes N(001), O(013), et S(002). Cette différence apparaît plus clairement pour les valeurs de l'énergie et de la moyenne dans les segments de la bande Thêta pour les groupes N, O, et S.

Nous avons aussi constaté que la variation des paramètres statistiques dans le groupe N, qui représente le cas du groupe de patients non épileptiques, est faible par rapport aux variations remarqués pour les groupes O et S, sauf que la variation de ces mêmes paramètres pour le groupe O est très faible par rapport à celle des paramètres du groupe S.

### **Conclusion générale**

Le travail présenté dans ce mémoire porte sur la conception d'une méthodologie qui permet le diagnostic des épilepsies par l'analyse des signaux EEG. Il a été basé sur un traitement automatique d'électroencéphalogramme, lié à l'application des ondelettes. Cette méthode a permis la décomposition de l'EEG en sous bandes delta, thêta, alpha, bêta et gamma. La méthodologie a été appliquée à trois groupes différents de signaux EEG: N les sujets sains, O les sujets épileptiques pendant un intervalle sans crise, et S les sujets épileptiques pendant une crise.

On a en effet constaté que les sous-bandes donnent des informations plus précises sur les activités neuronales sous jacents composant l'EEG et, par conséquent, certains changements dans l'EEG qui n'étaient pas évidentes dans le spectre complet d'origine EEG ont été amplifiés lorsque chaque sous-groupe a été analysé séparément.

L'efficacité du calcul de la moyenne, de l'écart type, de l'entropie et de l'énergie, a été montrée pour permettre la différenciation entre les trois groupes, sur la base d'une signification statistique. Cette différence peut être identifiée lorsque les paramètres sont extraits des sous bandes du signal EEG, afin de pouvoir détecter la présence de crise d'épilepsie.



# Introduction générale

# **CHAPITRE I**

## **Généralités sur les signaux EEG pour épilepsie**

## **CHAPITRE II**

# **Rappel sur la théorie des ondelettes**

# **CHAPITRE III**

## **Simulations et interprétation des résultats**



# Conclusion générale



# Bibliographie

### Bibliographie

- [1] Antonia pérez Martin, Iris Schuster, and Michel Dauzat, “Electroencéphalogramme” Faculté de Médecine Montpellier-Nîmes, pp 36, Novembre 2006.
- [2] Matthieu Caparos, “analyse automatique des crises d’épilepsie du lobe temporal à partir des EEG de surface”, Octobre 2006.
- [3] Line Garnero, “Les bases physiologique de la magnétoencéphalographie et de L’Electroencéphalographie”, pp 2-3.
- [4] François-benoit Vialatte “*Modélisation en bosses pour l’analyse des motifs oscillatoires reproductibles dans l’activité de population neuronales, application à l’apprentissage olfactif chez l’animal et à la détection précoce de la maladie d’azheimaer*”, thèse de doctorat de l’université paris 6 – pierre et Marie curie, pp 20-21.
- [5] Rythme cérébral, [http://fr.wikipedia.org/wiki/Rythme\\_c%C3%A9r%C3%A9bral](http://fr.wikipedia.org/wiki/Rythme_c%C3%A9r%C3%A9bral).
- [6] BC Epilepsie society, “Electroencéphalographie(EEG)”, Janvier 2009.
- [7] ARIS, Reproduction interdite “aris Epilepsie”.
- [8] ALLienne, “L’Epilepsie au sajet de l’ace l Membres du conseil priorité votre bureau Local contactez nous Rechercher Types de crises”, [www.epilsymatter.com](http://www.epilsymatter.com).
- [9] Arzimanoglou A, Aicrdi J, et laplane D, “sémiologie des crises épileptiques Editionstechniques” Encycl. Med. chir, paris\_france, neurologie, pp 15, 1993.
- [10] Glaxo Smith Kline, “dossier santé L’epilepsie” [www.gsk.com](http://www.gsk.com), Dernière mise à jour 26/01/09.
- [11] Flandrin, “*Patrick Temps-fréquence*”, Hermès pp 396, Paris, 1998.
- [12] M. Unser, A. Aldroubi, “A Review of Wavelets in Biomedical Application” Proc, of the IEEE, vol. 84, no. 4, pp 626-638. 1996.

## Bibliographie

---

- [13] V. Samar, A. BOPARDIKAR, R. RAO, K. SCHWARTZ, "Wavelet Analysis of Neuroelectric Waveform A Conceptual Tutorial", *Brain and Language* 66.pp. 7-60, 1999.
- [14] M. Brishoual, "Reconstruction de données, Application à la dosimétrie des radiotéléphones", thèse de doctorat soutenue devant l'Institut National des Sciences Appliquées de Rennes, Octobre 2001.
- [15] Benzid Redha, "Ondelettes et statistiques d'ordre supérieur appliquées aux signaux uni et bidimensionnels", Thèse de doctorat, Faculté des sciences de l'ingénieur, Batna, Septembre 2005.
- [16] Virginie Simard, "méthode présentée en vue de l'obtention du diplôme de maîtrise ès sciences appliquées génie électrique", avril 2005.
- [17] Demaeyer Jonathan, Bebronne Michael et Forthomme Sébastien, "Les Ondelettes", Université Libre de Bruxelles, Faculté des Sciences, Département de Physique.
- [18] Demaeyer Jonathan, Bebronne Michael et Forthomme Sébastien, *Les Ondelettes*, Université Libre de Bruxelles, Faculté des Sciences, Département de Physique. Format PDF.
- [19] M. Boukhenoufa, M. BENTOUMI, "L'ondelette dans la compression des images".
- [20] J. Demaeyer, M. Bebronne et S. Forthomme, "Les Ondelettes", Université Libre de Bruxelles, Belgique.
- [21] Youssef Bentaleb, "Analyse par Ondelettes des Signaux Sismiques Applications aux ondes de surface", Thèse de Doctorat, 2007.
- [22] John Libbey, "Eurotext des poigniers de l'EEG au traitement du signal FFT", 1988.
- [23] Modèles AR et MAS, "Analyse spectrale méthodes paramétriques", Nobil 2003.
- [24] Xuan Kong, Xuesong Lou, and V. Nitish, S. Thakor "Department of Electrical Engineering", Northern Illinois University, Dekalb, pp 601-15.
- [25] [www.meb.uni-bonn.de/epileptologie/science/physic/eegdata.html](http://www.meb.uni-bonn.de/epileptologie/science/physic/eegdata.html).



## Bibliographie

---

- [26] R.G. Andrzejak, K. Lehnertz, C. Rieke, F. Mormann, P. David, and C.E.Elger, “Indications of non-linear deterministic and finite dimensional structures in time series of brain electrical activity: Dependence on recording region and brain state”, Phys. Rev. E, Vol. 64, No. 6, pp. 1-8, 2001.
- [27] Mohamed chetowani, “Probabilité, statistiques signaux aléatoires”, upmc, ISIR.
- [28] IIT khargpur, India “Classification of EEG signal Using Wavelet transform and support vector Machine for Epileptic Seizure Diction”, page 406\_407, 18 December 2010.

## Bibliographie

---