



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bekr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Signaux et Images en Médecine

Présenté par : GAMNI Hafsa et HACINI Souhila

Conception d'une interface graphique pour une étude statistique
du signal électroencéphalogramme (EEG)

Soutenu le 22 Mai 2016 devant le Jury

M.	MERZOUGUI Rachid	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
M.	HADJ SLIMANE Zine-Eddine	<i>Pr.</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Melle	HABIBES Naima	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2015-2016

REMERCIEMENTS

*Nous remercions tout d'abord **ALLAH** qui nos a donné l'aide, le courage, le pouvoir et la patience pour finaliser ce travail.*

*Nous remercions, notre encadreur **M. HADJ SLIMANE Zine-Eddine**, pour son encadrement de grande qualité scientifique, ses précieux conseils, et son encouragement ; qui ont contribué efficacement à l'avancement de ce travail.*

*Nous adressons de même nos remerciements à **M. MERZOUGUI Rachid** pour l'intérêt qu'il a accordé à ce travail en acceptant de présider le jury.*

*Nous remercions, **Melle . HABIBES Naima**, d'avoir accepté d'être membres de jury.*

*Nous remercions, **M. BELAID Boumedyen** et **Melle. BAAKEK Yettou Nour El Houda** qui nos ont aidé dans notre travail.*

Au laboratoire de recherche de génie biomédical (GBM) de l'université de Tlemcen.

Nous n'oublions pas dans nos remerciements tout le personnel de département de Génie Biomédical.

Merci à tous les professeurs qui ont contribué à ma formation

En fin, nous tenons à remercier toutes les personnes qui m'ont aidé de près ou de loin.

Dédicace

A l'aide de DIEU tout puissant, qui trace le chemin de ma vie et avec un énorme plaisir et un cœur ouvert, avec une immense joie, que je dédis mon modeste travail à :

Mon père, qui a toujours cru en moi et a mis à ma disposition tous les moyens nécessaires pour que je réussisse dans mes études.

Ma mère, Affable, honorable, aimable : Tu représentes pour moi le symbole de la bonté par excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi.

Mes chers frères Ahmed et Abdou Allah.

Mon adorable sœur Sirine, Je leur souhaite bonne chance et de succès.

Toute ma famille, ma grande mère et grande père, mes tantes et mes oncles, mes cousins et cousines, a tout qu'ont toujours me souhaité le bonheur.

Tous mes amies, spécialement Chaima.

Ma chère binôme Hafsa ainsi sa famille.

A tous ceux qui sont proches de mon cœur et dont je n'ai pas cité leur nom.

SOUHILA.....

Dédicace

A L'aide de dieu tout puissant ,qui trace le chemin de ma vie, j'ai pu arriver à réaliser on a ce modeste travail que Je le dédie :

Mon père, qui a toujours cru en moi et a mis à ma disposition tous les moyens nécessaires pour que je réussisse dans mes études.

Ma mère, Affable, honorable, aimable : Tu représentes pour moi le symbole de la bonté par excellence, la source de tendresse et l'exemple du dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager et de prier pour moi.

*A mes chers frères Adnane, Ilyes, Alidenour
A mes chères sœurs Amina, Soumia, Kawtar*

A toutes la famille GAMNI et BEN DABA

A mon fiancé Salem et sa famille

A tous mes amies et mes collègues

Tous mes enseignants durant mon cursus.

Et en fin a ma chere binôme Souhila qui a partager avec mois se travail dans les bons et les mauvais moment .

Hafsa...

TABLE DES MATIERES

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

Chapitre I : Notions de base sur l'électroencéphalogramme

I.1. Introduction.....	4
I.2. Le cerveau.....	5
I.2.1. Anatomie du cerveau.....	5
I.2.2. Les neurones.....	8
I.3. Notions générales sur l'épilepsie.....	9
I.4. Electroencéphalogramme.....	11
I.4.1. Historique.....	11
I.4.2. Définition de l'EEG.....	12
I.4.3. Rythme cérébrale.....	13
I.5. Technique de mesure.....	16
I.5.1. Les capteurs.....	16
I.5.2. Emplacement des électrodes.....	18
I.6. Comment se déroule un examen EEG ?.....	20
I.7. Conclusion.....	21

Chapitre II : Les propriétés statistiques d'un signal aléatoire

II.1. Introduction :.....	23
II.2. Les signaux aléatoires.....	23
II.2.1. Définition.....	23
II.2.2. Statistique d'ordre 1.....	24
II.2.3. Stationnarité et ergodisme.....	25
II.3. Covariance et Corrélation.....	26
II.4. Energie et puissance d'un signal aléatoire.....	27
II.5. L'Analyse spectrale.....	27
II.6. Les paramètres l'étude de statistique d'un signal aléatoire :.....	29
II.6.1. La Moyenne.....	29
II.6.2. La variance.....	29

II.6.3. L'écart type.....	29
II.6.4. Skewness	30
II.6.5. Kurtosis	30
II.6.6. Entropie	31
II.6.7. La valeur efficace RMS.....	31
II.6.8. Exposant de Hurst	32
II.6.9. L'information mutuelle	32
II.7. EEG ET épilepsie.....	34
II.7.1. EEG et diagnostic positif de crise et de syndrome épileptiques.....	34
II.7.2. EEG et suivi d'un patient épileptique	35
II.8. Conclusion	36

Chapitre III : Etude statistique du signal EEG

III.1. introduction.....	38
III.2. Description de la méthode	38
III.2.1. La base de données utilisée.....	38
III.2.2. Les paramètres extraite du signal EEG.....	39
III.3. résultats et discussion	40
III.3.1.L'étendue	40
III.3.2.Analyse spectrale	43
III.3.3.La fréquence moyenne	46
III.3.4.La moyenne.....	47
III.3.5.La variance.....	49
III.3.6.L'écart type	51
III.3.7.Skewness.....	53
III.3.8.Kurtosis	55
III.3.9.L'entropie.....	57
III.3.10.La valeur efficace RMS	59
III.3.11.L'exposant de Hurst.....	61
III.4. conclusion.....	62

Chapitre IV : Réalisation de l'interface graphique

IV.1.Introduction	64
IV.2. Présentation de l'interface graphique	64
IV.2.1. fenêtre principale	64

IV.2.2. Fenêtre « Plan de travail »	65
IV.2.2.1. Fenêtre « Choix de signal ».....	66
IV.2.2.2. Fenêtre « Histogramme & spectre ».....	67
IV.2.2.3. Fenêtre « Paramètres statistiques »	68
IV.2.2.4. Fenêtre « Exposant de Hurst »	69
IV.2.2.5. Comparaison entre les deux périodes.....	70
IV.2.2.6. Fenêtre « help ».....	71
IV.3. Conclusion.....	71
Conclusion Générale	72

LISTE DES FIGURES

Figure I.1 : Vue latérale du cerveau.....	6
Figure I.2 : l'anatomie d'un neurone.	8
Figure I.3 :Exemple d'EEG	12
Figure I.4 : le rythme α	14
Figure I.5 : le rythme β :	14
Figure I.6 : Le rythme θ	15
Figure I.7 : Le rythme Δ	15
Figure I.8 : électrodes conventionnelles	17
Figure I.9 : électrodes aiguilles	17
Figure I.10 : électrode cupule	18
Figure I.11 : Système 10-20.....	19
Figure II.1 : Représentation d'un ensemble de réalisations.....	24
Figure II.2 : Différentes classes de signaux aléatoires	25
Figure II.3 : Valeur RMS d'un sinus d'amplitude A	32
Figure III.1 : positionnement des électrodes système 10-20	39
Figure III.2 : histogramme de canal 8	40
Figure III.3 : histogramme de canal 17	41
Figure III.4 : les amplitudes maximales	42
Figure III.5 : les amplitudes minimales.....	43
Figure III.6 : l'analyse spectrale de canal 21.....	44
Figure III.7 :l'analyse spectrale de canal 4.....	44
Figure III.8 : l'analyse spectrale de canal 16.....	45
Figure III.9 : variation de la moyenne	48
Figure III.10 : figure comparative entre les valeurs de moyenne.....	48
Figure III.11 : variation de variance	50
Figure III.12 : figure comparative entre les valeurs de la variance.....	50
Figure III.13 : variation de l'écart type	52
Figure III.14 : figure comparative entre les valeurs de l'écart type	52

Figure III.15 : variation de skewness	54
Figure III.16 : figure comparative entre les valeurs de skewness	54
Figure III .17 : variation de Kurtosis	56
Figure III.18 : figure comparative entre les valeurs de Kurtosis.....	56
Figure III.19 : variation de l'entropie	58
Figure III.20 : figure comparative entres les valeurs de l'entropie	58
Figure III.21 : variation de l'RMS.....	60
Figure III.22 : figure comparative entre les valeurs RMS.....	60
Figure III.23 : Résultats de l'exposant de Hurst entre canal 1 et 2	61
Figure III.24 : Résultats de l'exposant de Hurst entre canal 11 et 12	61
Figure IV.1 : Fenêtre principale.....	65
Figure IV.2 : Fenêtre « plan de travail ».....	66
Figure IV.3 : Fenêtre «Choix de signal ».....	67
Figure IV.4 : Fenêtre « Histogramme & spectre ».....	68
Figure IV.5 : Fenêtre « Paramètres statistiques»	69
Figure IV.6 : Fenêtre « Exposant de Hurst »	70
Figure IV.7 : Fenêtre « Comparaison entre les deux périodes ».....	70
Figure IV.8 :Fenêtre « help ».....	71

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I.1 : les différents rythmes physiologiques de base en EEG.....	16
Tableau III.1 : Les amplitudes maximales et minimales pour chacun des deux signaux et pour canal.....	42
Tableau III.2 : Les fréquences moyennes obtenues	46
Tableau III.3 : Résultats de la moyenne	47
Tableau III.4 : Résultats de la variance	49
Tableau III.5 : Résultats de l'écart type	51
Tableau III.6 : Résultats de Skewness.....	53
Tableau III.7 : Résultats de Kurtosis.....	55
Tableau III.8 : Résultats de l'entropie.....	57
Tableau III.9 : Résultats de la valeur efficace (RMS).....	59
Tableau III.10 : Résultats de l'exposant de Hurst.....	62

LISTE DES ABREVIATION

EEG : l'électroencéphalogramme.

RMS: root-mean-square

DSP : la Densité Spectrale de Puissance.

ARMA : modèles autorégressifs de moyenne ajustée.

AR : modèles autorégressifs.

MA : moyenne ajustée.

Std : Standard déviation(l'écart type)

Introduction générale

L'EEG de surface a un intérêt fondamental dans le cadre du diagnostic de l'épilepsie. Cette technique est la principale méthode non invasive qui fournit des informations en temps réel sur l'activité électro-physiologique des structures cérébrales et par conséquent sur l'activité épileptique, c'est-à-dire sur les décharges produites lors de crises épileptiques.

L'EEG a été inventé dans les années 1920 par un psychiatre allemand Dr Berger, mais ne s'est vraiment développé et répandu dans la pratique médicale courante, en particulier dans la pratique épileptologique, que dans les années 1950.

L'analyse des enregistrements d'EEG fait partie de la démarche diagnostique des médecins et permet de définir le traitement le plus adapté au patient. Cependant, cette analyse (visuelle ou automatique) est souvent très difficile, car les signaux EEG de surface sont fortement perturbés et représentés dans plusieurs canaux.

L'étude des différentes caractéristiques d'un signal EEG a fait l'objet de plusieurs travaux. Parmi ces travaux il y a celui de Rebeca Romo-Vázquez où elle a développé une méthodologie de traitement dédiée à l'identification d'artéfacts et du bruit qui perturbent la lecture, l'interprétation et l'analyse des enregistrements d'EEG [1].

En 2014, Mohammed Tahar HADAD a présenté un travail sur l'anticipation des crises d'épilepsie temporale combinant des méthodes statistiques et non-linéaires d'analyse d'électroencéphalographie [2].

Notre projet de fin d'étude sera consacré à l'étude statistique du signal EEG en exploitant plusieurs paramètres statistiques.

Pour cela, nous avons suivi la disposition suivante :

Le premier chapitre, présente la description de l'anatomie de cerveau ainsi que l'épilepsie et les types des crises. Une description de l'électroencéphalogramme ainsi que ces techniques de mesure seront ensuite faites.

Des notions de base sur les signaux aléatoires et ces caractéristiques ainsi que les paramètres statistiques avec leur représentation mathématiques. Ceci constitue le deuxième chapitre.

Dans le chapitre III, nous avons exposé les résultats obtenus pendant la période critique et inter-critique du signal EEG.

Dans le chapitre IV, nous nous orientons vers la réalisation d'une interface graphique pour la présentation des différents résultats mis en place dans le cadre de ce projet de fin d'étude.

CHAPITRE I :

***NOTIONS DE BASE SUR
L'ELECTROENCEPHALOGRAMME***

Chapitre I : Notions de base sur l'électroencéphalogramme

I.1. Introduction

Chaque organe du corps humain est caractérisé par son organisation anatomique et fonctionnelle.

Ainsi, à différentes échelles structurales (molécule, cellule, assemblée de cellules, tissu, organe) sont associés différents types d'activation. Tant par la multiplicité des processus physiologiques qui se déroulent en son sein que la complexité de son architecture, le cerveau est unique.

Du corps humain, le cerveau est le seul organe qui soit connecté directement à tous les autres. Il est aussi le seul dont les cellules de type identique assurent une fonction qui se trouve dépendre de leur position.

Les formes qui peut revêtir l'activité une cérébrale sont variées: électrique, chimique, métabolique, hémodynamique. En un sens, cela pourrait s'avérer être une difficulté supplémentaire pour la compréhension du fonctionnement global du système nerveux centrale.

Cependant, il est possible d'exploiter cette diversité pour rassembler des informations complémentaires sur la façon dont le cerveau structure son activité.

Basée sur la physique de l'électromagnétisme (travaux de maxwell, XIXe siècle), l'électroencéphalographie (EEG) est apparue il y a presque un siècle. Elle donne accès au versant électrique de l'activité cérébrale.

Nous rappelons dans les paragraphes suivants, l'essentiel de la physiologie du cerveau.

I.2. Le cerveau

I.2.1. Anatomie du cerveau

Le cerveau est l'organe de la conscience, de la pensée, de la mémoire, de la perception sensorielle et de contrôle de toute la fonction de l'organisme. Il forme avec la moelle épinière ce qu'on appelle : le système nerveux central.

Il représente 2% du poids de notre corps (1.4 kg) mais consomme 20 à 30% de l'énergie corporelle. Il est situé dans la boîte crânienne. C'est à son niveau que siègent des fonctions supérieures (fonctions cognitives, sens, réponses nerveuses) et végétatives (fonction inconscientes : contrôle de la respiration, de la température ou de la tension artérielle). Le cerveau baigne dans un liquide de la boîte crânienne qui s'appelle : le liquide céphalo-rachidien qui circule à son tour dans les méninges, à l'intérieur des ventricules.

Dans notre crâne se trouve :

- ❖ le cervelet : sous le cerveau et en arrière. Son rôle principal est la coordination et l'exécution des mouvements. Il joue le rôle de maintien de la posture et de l'équilibre.
- ❖ Le tronc cérébral : le tronc cérébral est contenu avec le cervelet dans la loge cérébrale postérieure. il se présente sous forme d'un cordon vertical qui est le relais entre le cerveau et la moelle épinière.

Le cerveau est la partie la plus antérieure de l'encéphale, il est constitué de deux formations :

- ✓ Le diencephale, qui est une formation centrale.
- ✓ Le télencéphale, qui comprend les deux hémisphères droit et gauche, chaque hémisphère a ses propres fonctions :

-L'hémisphère droit : est l'hémisphère de l'imagination, des qualités artistiques, et des capacités à comprendre.

-L'hémisphère gauche : est responsable du raisonnement et de la logique, de la capacité à compter et de la majorité des cas du langage. [3]

Les deux hémisphères sont liés l'un à l'autre par un ensemble de fibres blanches appelées commissures; la surface extérieure des hémisphères cérébraux est plissée et s'appelle le cortex cérébral. Le cortex cérébral est parcouru par des sillons profonds qui divisent le cerveau en lobes. Il ya six lobes par hémisphère, la surface de chaque lobe est divisée par des sillons. [4]

Il ya deux grands sillons dans le cerveau : le sillon central et la scissure de Sylvius permettent de délimiter la région frontale du sillon central et derrière le front, la région pariétale se situe en arrière de ce même sillon, la région temporale est sous la scissure de Sylvius et la région occipitale se situe tout à l'arrière du crâne. [5] (voir Figure I.1).

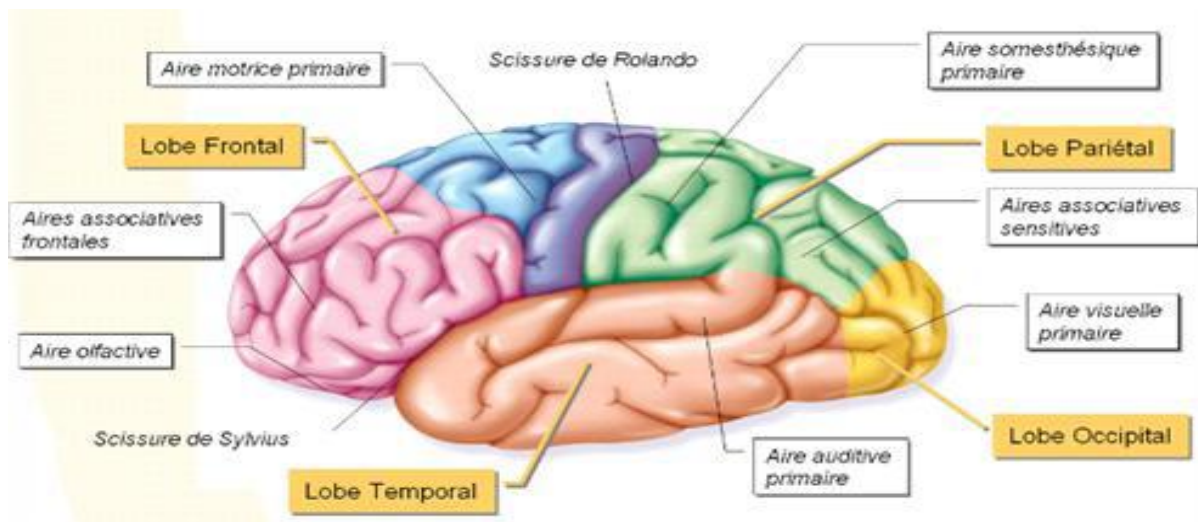


Figure I.1 : Vue latérale du cerveau

D'autre part de nombreuses scissures divisent le cerveau en quatre lobes

- **Lobe frontal**

Il présente l'importante circonvolution frontale ascendante qui gère la motricité volontaire de l'hémicorps opposé. Chaque partie de cette circonvolution correspond à une zone spécifique du corps, mais la représentation cérébrale n'est pas équivalente à la grosseur de la partie qu'elle représente. En effet, plus les zones ont une motricité volontaire fine, plus grande est leur surface au niveau de la frontale ascendantes : c'est

ce qu'on appelle une représentation somato-topique. Les zones dont la représentation est la plus importante sont : la main, le pouce, le visage et la langue.

- **Lobe pariétal**

Il présente en arrière de la scissure de Rolando la circonvolution pariétale ascendante.

Il reçoit les influx sensitifs périphériques de 2 natures : les influx tactiles et ceux gustatifs.

Il existe une représentation cartographique de la pariétale ascendante qui se divise en plusieurs aires :

- L'aire somesthésique : aire de la sensibilité pure (toucher et goût par exemple).
- L'aire somato-psychique : permet l'intégration des données enregistrées par l'aire somesthésique.
- L'aire tacto-gnostique : permet la reconnaissance par le toucher.

Dans ce lobe pariétal, on trouve une aire qui correspond à l'aspect symbolique du langage (aire de Vernicke). Le lobe pariétal participe à l'élaboration et à la coordination du mouvement volontaire.

- **Lobe temporal**

On y trouve une aire de réception auditive et olfactive, et une aire relative au psychisme, à la mémoire, aux émotions dans les comportements instinctifs et les réactions de défense.

- **Le lobe occipital**

On y trouve tout ce qui concerne la vision :

- Une aire de réception des informations brutes (aire visuelle primaire).
- Une aire psycho-visuelle.

Le cerveau est divisé en deux hémisphères symétriques par un sillon antéropostérieur (allant de l'avant vers l'arrière).

D'autre part de nombreuses scissures divisent le cerveau en lobes. Il est constitué de substance blanche et de substance grise.

La substance grise est située à l'extérieur au niveau du cortex cérébral (écorce du cerveau). Ce tissu correspond au cœur des cellules nerveuses (neurones), que l'on retrouve également sous forme d'îlots (les noyaux gris centraux) disparates. [6]

I.2.2. Les neurones

Le cerveau contient un immense réseau des cellules nerveuses reliées entre elle. se sont les neurones. Le cerveau humain en renforce environs 100 milliards.

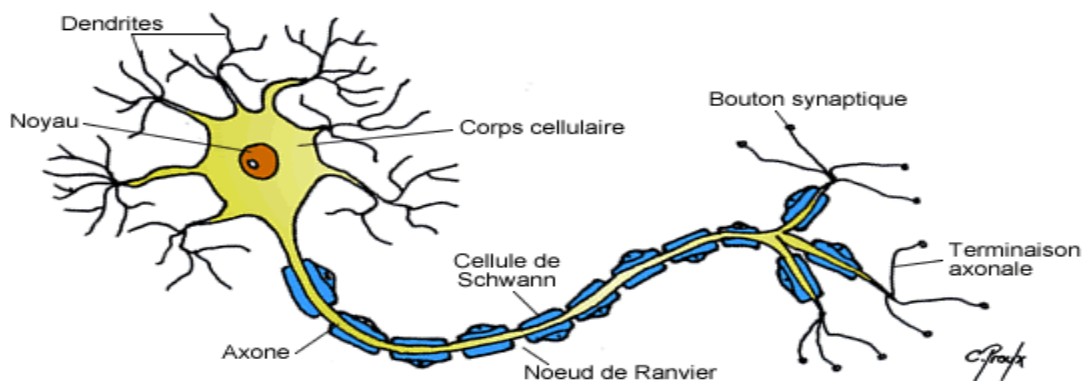


Figure I.2 l'anatomie d'un neurone.

-La morphologie d'un neurone peut être très variable. Elle dépend essentiellement du nombre de prolongements issus du corps cellulaire. Cependant, la plupart des neurones possèdent trois structures fonctionnelles en commun : une structure réceptrice, les dendrites, une structure conductrice, les axones, et une structure sécrétrice, les terminaisons pré synaptiques.

-L'information circule au sein du neurone et le long de l'axone sous forme d'une activité électrique le potentiel d'action, l'intensité du stimulus étant codée par la fréquence de transition de l'influx électrique. [7].

I.3. Notions générales sur l'épilepsie

Le terme épilepsie vient du mot grec epilambanein, qui signifie assaillir ou saisir violemment.

L'épilepsie est une des maladies qui a eu le plus d'appellations différentes au cours de l'histoire. Au V e siècle avant J.C., les Grecs parlaient du "mal sacré". Hippocrate en a fait la description dans son traité. Il pensait qu'il s'agissait d'un dérèglement cérébral ce qui était une conception révolutionnaire. Chez les romains, il s'agissait du "mal des esclaves".

Ce n'est qu'à la fin du XIXe siècle, après des siècles d'obscurantisme, que l'épilepsie prend enfin sa place dans la famille des maladies neurologiques et c'est à Hughlings Jackson à qui nous devons la première conception pathogénique de la crise épileptique qu'il définit en 1873, comme la survenue soudaine d'une décharge, excessive et rapide d'une population plus ou moins étendue de neurones qui constituent la substance grise de l'encéphale. Il émet aussi l'idée que le type de crise varie en fonction de la localisation et de la nature de ces décharges.

Selon l'Organisation Mondiale de la Santé [OMS, 2009], l'épilepsie est une affection chronique du cerveau qui touche toutes les populations du monde. Elle se caractérise par des crises récurrentes qui sont la manifestation physique de décharges électriques excessives et soudaines, généralement brèves, dans un groupe de cellules cérébrales (neurones).

Ces décharges peuvent avoir lieu dans différentes parties du cerveau.

Les crises peuvent varier en intensité, allant de brèves pertes d'attention ou de petites secousses musculaires à des convulsions sévères et prolongées. Leur fréquence est également variable.

Dans le monde, plus de 40 millions de personnes sont concernées par l'épilepsie selon la fondation française pour la recherche sur l'épilepsie [FFRE, 2009]. En France, environ 450 000 épileptiques sont répertoriées dont 250 000 ont moins de 20 ans et 5%

de la population est susceptible de faire une crise, un jour. De fait, chaque jour, 100 personnes présentent une première crise, soit près de 40 000 par an. Une fois sur deux, cette crise peut préjuger d'une maladie épileptique qui est, après la migraine, la première raison de consultation chez les neurologues.

- **Type de crise**

Pendant les crises d'épilepsie, des changements brefs et soudains de l'activité électrique du cerveau se produisent. Cette décharge électrique anormale peut avoir lieu soit dans une zone précise du cerveau, soit dans son ensemble. La distinction entre crises partielles et crises généralisées repose sur le caractère localisé ou diffus de cette décharge à son origine. Lorsque la décharge est localisée, les signes sont en rapport avec les fonctions de la zone cérébrale concernée. De ce fait, les crises sont classées en deux types :

- Les crises partielles n'affectent que certaines parties du cerveau et donc des commandes cérébrales. Elles peuvent se traduire par des troubles moteurs, des troubles sensoriels et sensitifs, des troubles de la mémoire ou de la conscience. Certaines de ces crises partielles peuvent évoluer vers une crise généralisée tonico-clonique.

- Les crises généralisées, parmi lesquelles :

Les crises tonico-cloniques : ce sont les plus connues, les plus impressionnantes mais non les plus fréquentes. Elles se manifestent par une perte de connaissance avec chute, mouvements convulsifs, morsure de la langue, etc.

Les absences : elles se manifestent par une brève rupture de contact (quelques secondes) se traduisant par une fixité du regard. Elles sont parfois accompagnées de mâchonnements ou de gestes involontaires et inadaptés appelés automatismes. Les absences peuvent se répéter d'une manière fréquente au cours de la journée.

- **Les mécanismes épileptiques**

Selon l'origine de l'épilepsie, les crises partielles et les crises généralisées peuvent être symptomatiques, cryptogéniques ou idiopathiques :

- Les épilepsies symptomatiques sont dues à une lésion cérébrale : malformation congénitale, encéphalite, séquelles d'une souffrance à la naissance, traumatisme crânien, accident vasculaire cérébral, tumeur, infections du système nerveux central, maladies neurologiques évolutives, anomalies des chromosomes, etc.
- Les épilepsies crypto-géniques ; lorsque qu'une cause est suspectée, mais ne peut être prouvée par les moyens diagnostiques actuels, on parle d'épilepsie crypto-génique dont le nombre est en constante diminution du fait de l'évolution permanente des techniques d'exploration. [8]
- Les épilepsies idiopathiques présentent un caractère génétique plus ou moins démontrable et concernent des sujets le plus souvent sans lésion cérébrale. La prédisposition génétique n'induit pas que l'épilepsie soit une maladie héréditaire. La transmission de l'épilepsie est très complexe et ne concerne qu'un petit nombre de cas.

I.4. Electroencéphalogramme

I.4.1. Historique

C'est Caton, physiologiste anglais qui dès 1875 a, le premier, décelé une activité électrique au niveau du cerveau chez l'animal.

Ensuite c'est Hans Berger(1931), psychiatre à Iéna qui a réalisé le premier électro-encéphalogramme chez l'homme et découvert ainsi les rythmes alpha et beta e 1929.

D'autres recherches ont confirmé et poursuivi ces travaux surtout en Amérique du nord puis en Europe, après la deuxième guerre mondiale.

L'E.E.G. continue actuellement de grader une place importante dans les moyens d'explorations fonctionnelles cérébrales malgré le développement des techniques d'imagerie médicale, tomographie par émission de positons.

En effet de nouvelles techniques ont vu le jour : télémétrie permettant l'enregistrement à distance, cartographie par analyse de fréquence et plus récemment, l'enregistrement ambulatoire de longue durée type Holter. [9]

I.4.2. Définition de l'EEG

Electro : On étudie les signaux électrique produits par l'organisme. Les messages nerveux sont de nature électrique.

Encéphalo : l'encéphale et le cerveau sont à peut près synonymes.

Gramme : grec, signifie dessin.

-L'électroencéphalogramme est un tracé représentant la différence de potentiel entre deux régions du cortex à l'aide d'électrode placée sur le scalp. Les potentiels caractérisant le signal EEG peuvent être générés par les courants associés aux potentiels d'action, les courants associés aux potentiel post synaptique ou par une combinaison des deux. Les expériences ont montrés que le signal EEG recueilli sur le scalp provient majoritairement de la contribution des potentiels post synaptiques (Figure I.3), beaucoup plus persistants que les potentiels d'action.

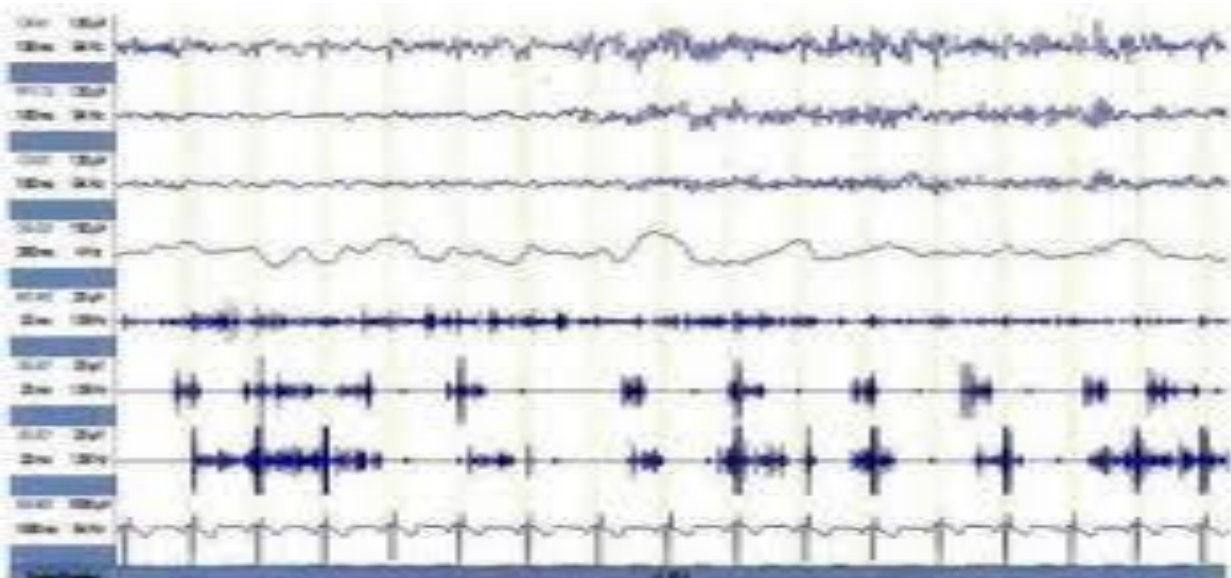


Figure I.3:Exemple d'EEG

I.4.3. Rythme cérébrale

Les ondes cérébrales sont des fluctuations du potentiel électrique entre différentes parties du cerveau, une activité cérébrale pouvant être mesurée avec un EEG.

Des électrodes sont placées sur des emplacements spécifiques sur le cuir chevelu (double zones occipitales, temporales, centrales et frontales) pour détecter et enregistrer les impulsions électriques de l'activité cérébrale.

Les rythmes cérébraux sont caractérisés par :

La fréquence : est le nombre de vagues (ou de crêtes) d'une ondulation en une seconde

L'amplitude : représente la puissance des impulsions électriques produites par le cerveau.

Le volume ou l'intensité de l'activité d'onde cérébrale est mesuré en microvolts.

Le rythme alpha (α) :

- Fréquence : de 8 à 12 Hz ou cycles /s.

- Amplitude : de 20 à 50 μ v.

- Aspect: Ondes sinusoïdales régulières formant le plus souvent des fuseaux, en général synchrones à droite et à gauche.

- Symétrique en fréquence, mais l'amplitude et la longueur des fuseaux varient souvent suivant la dominance hémisphérique.

- Situation : dérivations occipitales, mais extension fréquente aux aires pariétales et même frontales.

- Circonstances d'apparition : c'est le rythme dit "de repos"; il survient quand le sujet est allongé, les yeux fermés à l'abri de toute stimulation sensorielle, sans toutefois s'endormir. Ce rythme est labile : il disparaît à l'ouverture des yeux, caractéristique appelée « réaction d'arrêt visuelle ». Une réaction comparable (blocage du rythme

alpha) s'observe aussi lors d'un effort d'attention (calcul mental) ou d'une réaction émotive.

- Ce rythme est observé dès l'âge de 7-8 ans. Il devient prédominant vers 15 ans.

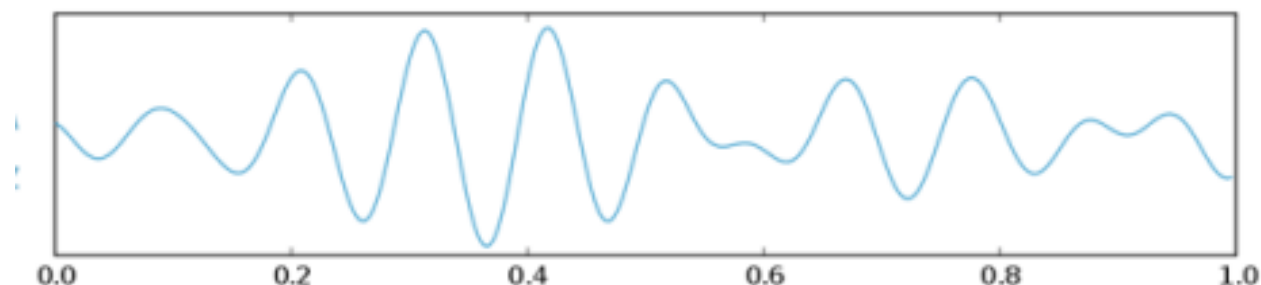


Figure I.4 le rythme α

Le rythme bêta (β) :

- Fréquence : 13 à 25 Hz.

C'est le cycle de plein éveil, celui auquel nous fonctionnons lorsque nous avons les yeux ouverts, que nous sommes dans l'action, que nous réfléchissons, que nous étudions, que nous apprenons, etc... Notre cerveau fonctionne alors en plein régime.

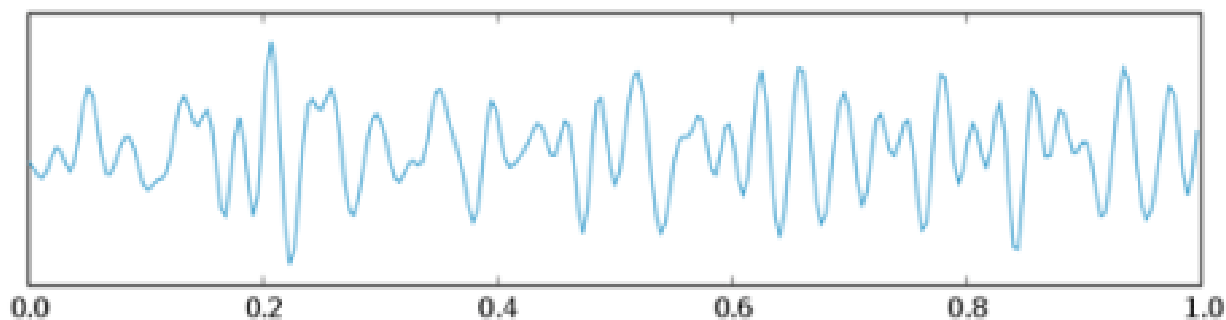


Figure I.5 le rythme β :

Le rythme thêta (θ) :

- Fréquence : 4 à 7 Hz.

- Amplitude : 50 μv .

- Aspect : ondes sinusoïdales assez amples, il survient en général par bouffées fusiformes, brèves et bilatérales.
- Situation : régions temporales.
- Circonstances d'apparition : normalement présent, mais peu abondant, il est souvent masqué par le rythme alpha.
- Abondant chez l'enfant.

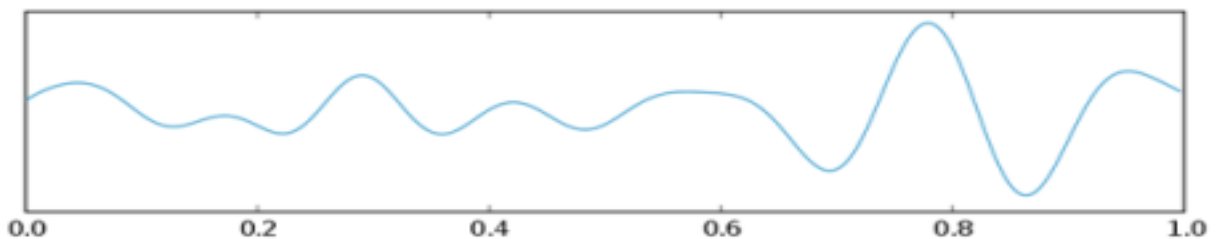


Figure I.6 : Le rythme θ

Le rythme delta (Δ) :

- Fréquence : < 4 Hz.

Les ondes delta se manifestent au cours du sommeil profond à mouvements oculaires rapides aussi lors d'une souffrance grave du cerveau. Les ondes DELTA correspondant à un état inconscient et du sommeil profond. Elles reflètent l'esprit sans connaissance. C'est le rythme dominant des enfants en bas âge, de moins de un an. Il tend à être le plus haut en amplitude pour les ondes les plus lentes. [10]

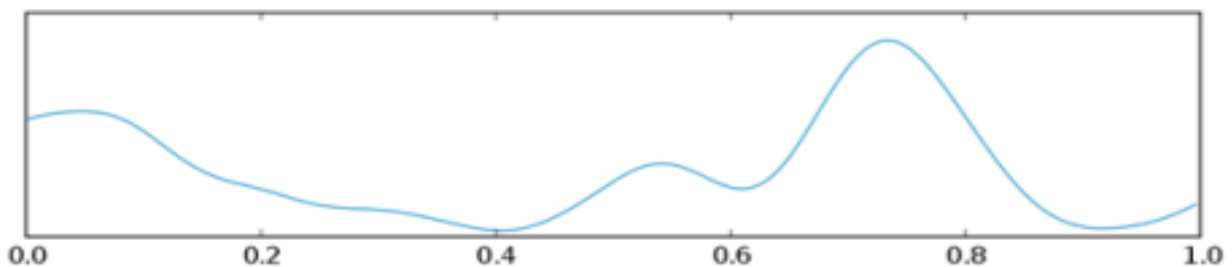


Figure I.7 Le rythme Δ

Rythme	Bande passante	localisation	amplitude	Corrélat comportementaux
Delta	0-4hz	Diffus	30 μ V	Sommeil lent
Thêta	4_8 Hz	Centro temporal	20 μ V	Veille sommeil Paradoxal
Alpha	8_14hz	Amplitude maximale postérieure	25_75 μ v (autour de 50 μ v)	Veille calme
bêta f	14_30hz	Antérieur et moyen	20 μ v	Veille active sommeil paradoxal
Gamma	30hz	Antérieur et moyen	20 μ v	Veille active sommeil paradoxal

Tableau I.1 : les différents rythmes physiologiques de base en EEG

I.5. Technique de mesure

Les différences de potentiels créées par les neurones sont captées à la surface du scalp au moyen d'électrodes, puis amplifiées et inscrites.

-Les électrodes de détection assurent le contact avec le cuir chevelu et doivent résister à la polarisation ; il en existe plusieurs types :

I. 5.1. Les capteurs

- **Electrodes conventionnelles**

Les électrodes de type Grey-Walter sont constituées d'une tige d'argent, recouverte d'un tampon de tissu imbibé d'une solution saline. Elles sont montées sur un support stabilisateur qui leur permet de tenir droites sur le scalp et sont maintenues par un petit crochet qui vient s'agripper sur une des lanières du "casque".

Le casque est une sorte de filet, fait de lanières de caoutchouc entrecroisées, que l'on fixe sur la tête du sujet et qui sert à maintenir en place les électrodes.

Il est indispensable d'effectuer un décapage soigneux du cuir chevelu avec de l'éther puis d'appliquer une pâte salée aux endroits où seront posées les électrodes.

Ces électrodes restent les plus largement utilisées dans les conditions courantes.

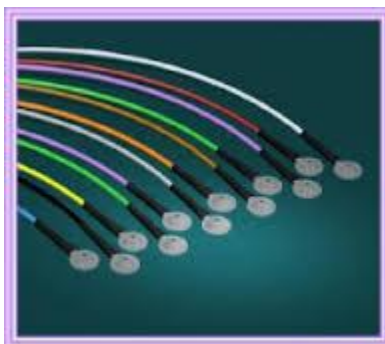


Figure I.8 : électrodes conventionnelles

- **Electrodes aiguilles**

Leurs extrémités sont piquées dans l'épaisseur du scalp (aiguilles sous-cutanées à usage unique). Au prix d'une petite douleur, ces électrodes offrent un contact électrique de bonne qualité et une résistance peau/ électrode pratiquement constante. Leur usage s'impose lorsqu'il est impératif de recueillir l'EEG dans des conditions techniques optimales, par exemple pour l'évaluation des comas profonds.



Figure I.9 : électrodes aiguilles

- **Electrodes cupules**

Ces électrodes sont remplies de pâte conductrice et sont collées sur le scalp (soit par effet adhésif propre de la pâte, soit par l'intermédiaire de collodion imprégnant un morceau de gaze chirurgicale placée au dessus de l'électrode).

Ces électrodes sont reliées à l'appareil d'enregistrement au moyen de simples fils isolés. 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 ce faire, on mesure l'impédance des électrodes. Cette mesure est faite, selon les appareils, par rapport à une électrode de référence (électrode dite de terre) ou par rapport à l'ensemble des autres électrodes disposées à la surface du scalp.

Ces électrodes sont utilisées pour les enregistrements prolongés (par exemple en télémétrie ou au cours du sommeil). [11]



Figure I.10 : électrode cupule

I.5.2. Emplacement des électrodes

Le système « 10-20 » de H. Jasper proposé par la fédération internationale des sociétés d'électroencéphalographie et de neurophysiologie (Figure I.11).

Les mesures antéro-postérieures sont basées sur la distance entre la nation et l'inion en passant le vertex. Le système 10-20 est basé sur la relation entre le lieu d'implantation

de l'électrode et de la sous-région du cortex cérébral. Chaque point sur ce chiffre à gauche indique une éventuelle position de l'électrode. Chaque site dispose d'une lettre (pour identifier les lobes) et d'un numéro ou d'une autre lettre pour identifier l'emplacement de l'hémisphère.

Les lettres sont marquées sur cette ligne et désignés par les appellations :

Fronton-polaire(Fp), frontal(F), centre(C) ou rolandique (R), pariétal(P) et occipital(O).

Le premier point (Fp) et le dernier (O) sont à une distance respective du nasion et de l'inion égale à 10 % de la longueur total. Et les points suivants à une distance les uns des autres égales à 20%. Les mesures transversales sont basées sur la distance entre les points préauriculaires droit et gauche. Sur la ligne par ces deux points et le point rolandique médian sont placées à 10%, 20% au-dessus, les électrodes rolandique S latérales. Une ligne circulaire, dérivant les bords de la calotte crânienne, passe par les points Fronton-polaire et Occipital médians et les Temporales.

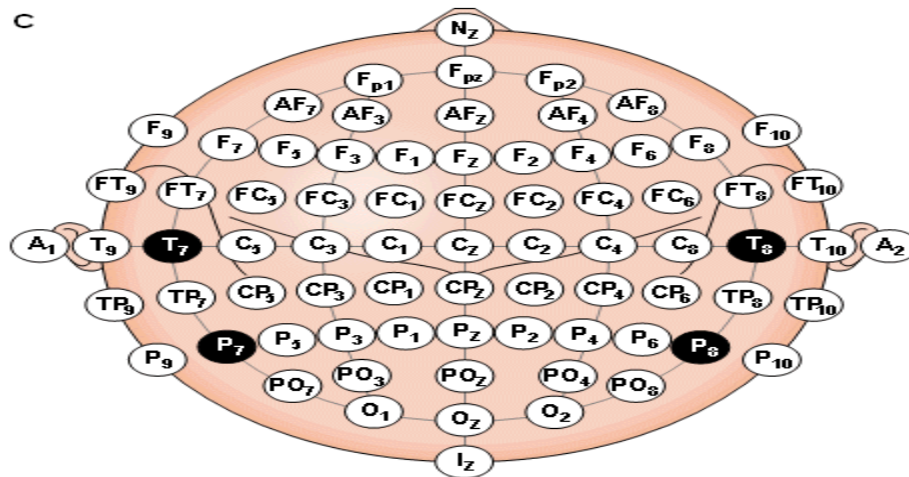


Figure I.11 : Système 10-20

I.6. Comment se déroule un examen EEG ?

-Le patient doit être averti du déroulement de l'enregistrement et rassuré quant à son innocuité.

-L'examen standard est réalisé au laboratoire, une hospitalisation n'est pas nécessaire.

-L'enregistrement est effectué dans une pièce à lumière tamisée à l'abri du bruit.

-Le casque de caoutchouc, relié à une mentonnière est placé sur le crâne.

-Les électrodes sont placées après décapage et dégraissage du cuir chevelu à leur niveau.

-Les électrodes sont reliées à la boîte têtère de l'appareillage par des fils de connexion de longueur suffisante pour permettre d'éventuels déplacements de la tête.

-Le patient doit être confortablement placé en position demi-assise, dans un fauteuil à dossier avec accoudoirs ajustables, la tête et la nuque reposant sur un appui en mousse.

-L'EEG peut être effectué au lit du patient.

-Le relâchement musculaire doit être total, l'enregistrement pourra alors débuter, le patient étant calme, détendu.

-L'EEG standard comporte :

Une séquence de repos d'une durée d'environ 5 minutes.

Une hyperpnée pendant 3 à 5 mn, suivie d'un repos d'1 à 2 mn.

Le déroulement des séquences de montages pourra être modifié en fonction de la pathologie ou de la survenue d'évènements pendant l'enregistrement.

L'apparition de mouvements, la modification de l'état de vigilance et de façon générale tout événement extérieur sera noté. [12]

I.7. Conclusion

L'efficacité de l'EEG à titre de recherche est limitée, puisque cette technique n'enregistre qu'une portion de l'activité électrique de la surface du cerveau et que les signaux sont déformés par conductivité des différentes couches de cerveau.

L'EEG devient un outil de diagnostique majeur en présence de pathologie tel que les traumatismes crâniens à, tumeurs cérébrales, épilepsie et d'autres maladies

CHAPITRE II :
LES PROPRIETES STATISTIQUES D'UN SIGNAL
ALEATOIRE

Chapitre II : Les propriétés statistiques d'un signal aléatoire

II.1. Introduction :

La première partie de ce chapitre sera consacrée à la définition des signaux aléatoires et ces caractéristiques statistiques essentielles ainsi qu'aux caractéristiques temporelles. Les propriétés de ces caractéristiques et les rapports qu'elles entretiennent permettront de définir les notions essentielles d'ergodicité et de stationnarité.

Dans la deuxième partie nous nous limiterons à des paramètres statistiques choisie volontairement pour faire une étude statistique du signal EEG.

II.2. Les signaux aléatoires

II.2.1. Définition

Par définition, un signal aléatoire ne peut pas être décrit par une loi mathématique qui prédit sa valeur à chaque instant, car cette valeur n'est pas prédictible analytiquement. En revanche, on peut décrire ses propriétés à l'aide de probabilités et de statistiques.

Mathématiquement, un signal aléatoire sera considéré comme la réalisation d'un processus aléatoire (random process), et la valeur prise à un instant t_i comme une variable aléatoire. [13]

Exemple : On dit que le processus aléatoire $\{x(t)\}$ qui décrit le phénomène physique est défini par l'ensemble des enregistrements (réalisations) $x_i(t)$. [14]

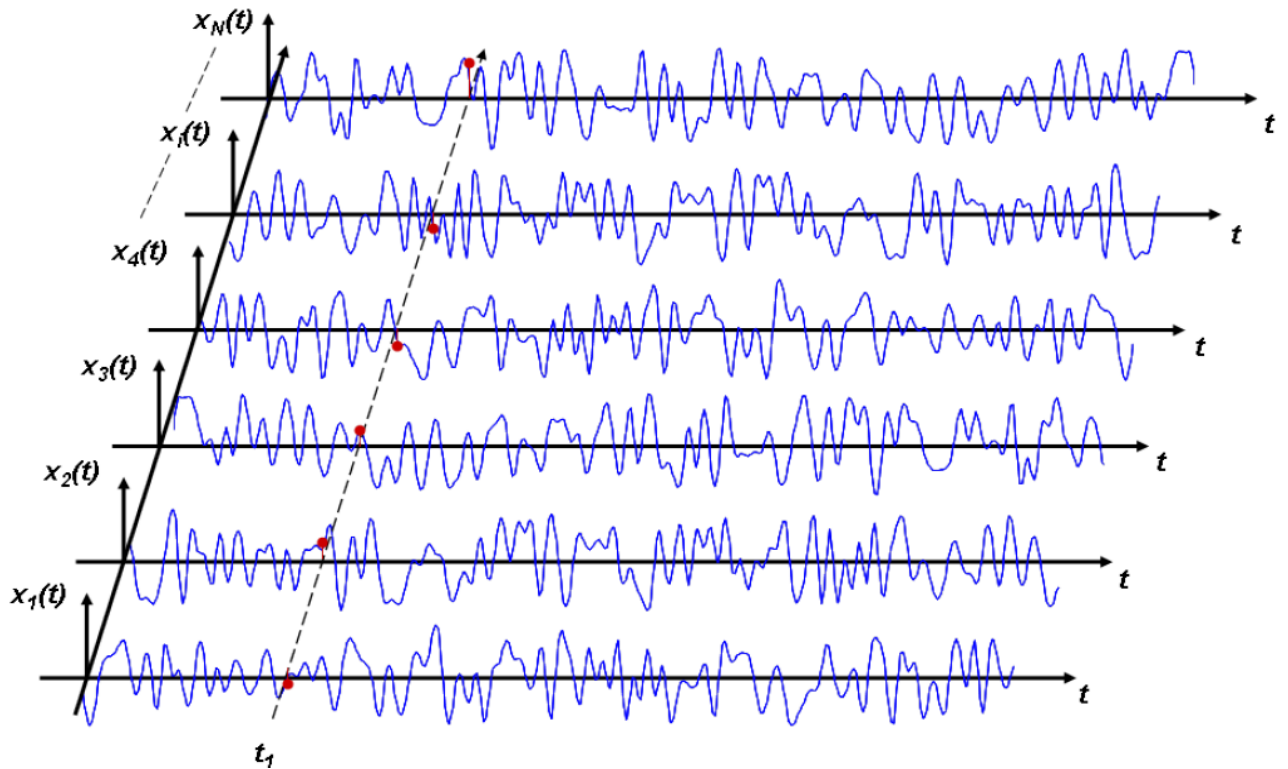


Figure II.1 : Représentation d'un ensemble de réalisations

II.2.2. Statistique d'ordre 1 [13]

Probabilité :

Soit $X(\omega)$ une variable aléatoire discrète (resp. réelle).

On appelle loi de X , la probabilité P_X définie sur \mathbf{N} (resp. \mathbf{R}) par la relation :

$$P_X(n) = P_X(X(\omega) = n) \quad (II.1)$$

$$P_X(-\infty, x] = P_X(X(\omega) \leq x) \quad (II.2)$$

On peut alors définir les différents moments statistiques.

Moyenne, ou moment d'ordre 1

$$\mu_{X_i,1} = \mu_{X,1}(t_i) = E[X_i] = \int_{-\infty}^{+\infty} u p_{X_i}(u) du \quad (II.3)$$

Moment d'ordre n

$$\mu_{X_i,n} = \mu_{X,n}(t_i) = E[X_i^n] = \int_{-\infty}^{+\infty} u^n p_{X_i}(u) du \quad (\text{II.4})$$

Moment centré d'ordre n

$$\mu'_{X_i,n} = \mu'_{X,n}(t_i) = E[(X_i - E[X_i])^n] = \int_{-\infty}^{+\infty} (u - E[X_i])^n p_{X_i}(u) du \quad (\text{II.5})$$

Moment centré d'ordre 2

Ce moment s'appelle la variance. Définie comme :

$$\mu'_{X_i,2} = \mu'_{X,2}(t_i) = E[X_i - E[(X_i - E[X_i])^2]] = \int_{-\infty}^{+\infty} (u - E[X_i])^2 p_{X_i}(u) du \quad (\text{II.6})$$

II.2.3. Stationnarité et ergodisme

On peut classer les signaux aléatoires selon la figure suivante

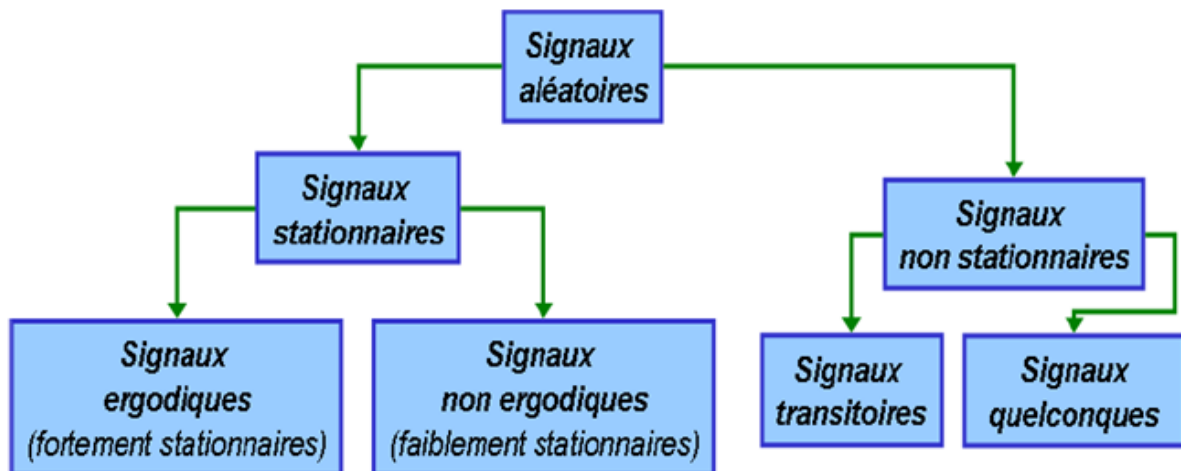


Figure II.2 : Différentes classes de signaux aléatoires

Signal stationnaire : Un signal aléatoire $x(t)$ est stationnaire, si ses caractéristiques statistiques sont invariantes dans le temps.

Signal stationnaire à l'ordre n : Un signal aléatoire $x(t)$ est stationnaire à l'ordre n, si ses caractéristiques statistiques sont invariantes dans le temps, jusqu'à l'ordre n inclus.

[15]

$$F_X(t_1, x) = F_X(t_2, x) = F_X(x) \forall t_1, t_2 \quad (\text{II.7})$$

Signal ergodique : Un signal aléatoire $x(t)$ est ergodique si les valeurs moyennes statistiques (moyennes d'ensemble) sont égales aux valeurs moyennes temporelles (sur une réalisation).

Cette propriété est très importante en pratique, car elle permet d'estimer la moyenne statistique par une moyenne temporelle sur une seule réalisation : [13]

$$E[x(t)] = \lim_{T \rightarrow +\infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^{+T} x(t) dt \quad (\text{II.8})$$

Les caractéristiques des signaux aléatoires sont mesurées sur des temps d'observation finie.

En pratique, la stationnarité ou l'ergodicité seront considérées sur la fenêtre d'observation.

II.3. Covariance et Corrélation

- **Covariance**

Considérons pour généraliser un signal complexe $X(t)$. La fonction de covariance $\gamma(t_1, t_2)$ est définie par :

$$\gamma(t_1, t_2) = E(X(t_1)X^*(t_2)) - m(t_1)m^*(t_2) \quad (\text{II.9})$$

- **Corrélation**

La fonction corrélation est une fonction fondamentale en traitement du signal : elle permet de caractériser un signal aléatoire de façon plus fine que la moyenne ou la variance (sans pour autant le déterminer complètement).

Elle permet de comparer le signal à un instant t en fonction des propriétés qu'il avait à l'instant $t - \tau$. Elle est donc définie par :

$$\gamma(\tau) = \gamma(t, t - \tau) \quad (\text{II.10})$$

II.4. Energie et puissance d'un signal aléatoire

On définit la puissance aléatoire instantanée par :

$$P(t, s) = X(t, s)X^*(t, s) = |X(t, s)|^2 \quad (II.11)$$

qui est une variable aléatoire.

Si $X(t)$ est stationnaire, on peut calculer l'espérance de la puissance instantanée par :

$$E(P(t, s)) = E(X(t, s)X^*(t, s)) = \gamma_X(t, t) = \gamma_X(0) = P = \sigma^2 \quad (II.12)$$

ce qui conduit à un résultat très important :

La puissance d'un signal aléatoire stationnaire est constante et est égale à la variance du signal aléatoire. On définit l'énergie aléatoire d'un signal par :

$$\varepsilon(T, s) = \int E(X(t, s)X^*(t, s)) dt \quad (II.13)$$

pour laquelle on peut avoir une valeur infinie, comme dans le cas des signaux sinusoïdaux.

Dans ce cas, on préfère utiliser l'énergie moyenne ε_{moy} définie sur une durée T par :

$$\varepsilon_{moy}(T, s) = \frac{1}{T} \int_0^T E(X(t, s)X^*(t, s)) dt \quad (II.14)$$

II.5. L'Analyse spectrale

L'analyse spectrale consiste à déterminer le contenu fréquentiel d'un signal donné. Plusieurs méthodes d'estimation spectrale existent ayant chacune ses avantages et inconvénients. Ces méthodes se regroupent dans deux grandes catégories, les méthodes classiques basées sur la transformation de Fourier et les méthodes modernes comme celles basées sur l'estimation des paramètres de modèles autorégressifs (AR), de moyenne ajustée (MA) ou ARMA.

La détermination précise de spectre d'un signal donné nécessite qu'il soit périodique, ou de longueur finie, et non-contaminé par du bruit. Dans plusieurs applications biologiques, le signal à analyser est infini de la longueur suffisant mais seulement une partie du signal est disponible pour l'analyse. D'autre part, les signaux biomédicaux sont souvent corrompus par des quantités substantielles de bruit ou d'artifacts. Si seulement une partie du signal peut être analysée, et/ou si le signal contient du bruit, alors toutes les techniques d'analyse spectrale doivent nécessairement être approximatives. Ces méthodes d'analyse spectrale ne donnent qu'une estimation du véritable spectre. Les diverses approches d'analyse spectrale permettent d'améliorer l'estimation de la Densité Spectrale de Puissance(DSP) d'un signal donné.

Densité spectrale de puissance

Nous rappelons la transformée de Fourier $X(v, s)$ d'un signal aléatoire par la fonction (qui est également aléatoire)

$$X(v, s) = \int_{-\infty}^{+\infty} X(t, s) e^{-2i\pi vt} dt \quad (II.15)$$

On appelle spectre de puissance ou densité spectrale de puissance la quantité $S_{XX}(v)$

Donnée par :

$$S_{XX}(v) = |X(v, s)|^2 \quad (II.16)$$

La puissance spectrale du signal $x(t)$ s'écrit alors

$$p_X(v_0 - \Delta v) = \int_{v_0 - \Delta v/2}^{v_0 + \Delta v/2} S_{XX}(v) dv \quad (II.17)$$

Estimateur de Welch :

La méthode de Welch permet d'estimer la DSP d'un signal donné selon les étapes suivantes :

1. Diviser le signal en plusieurs segments avec ou sans chevauchement.

2. Estimer les DSPs des différents segments du signal par la méthode du périodogramme.
3. Calculer la moyenne des DSPs . [16]

II.6. Les paramètres l'étude de statistique d'un signal aléatoire :

II.6.1. La Moyenne

La moyenne est la somme de la toute la collection ou ensemble de nombres divisés par tout le nombre de membres dans la collection. L'ensemble de résultats est habituellement d'un aperçu ou d'une expérience. La moyenne prise ici est une moyenne arithmétique et on ne devrait pas devenir confus avec la moyenne géométrique ou la moyenne harmonique. La valeur moyenne d'une distribution est donnée par la relation suivante :

$$\mu = \frac{\sum_{i=1}^N X_i}{N} \quad (\text{II.18})$$

II.6.2. La variance

Elle indique de quelle manière la série statistique ou la variable aléatoire se disperse autour de sa moyenne ou son espérance. Elle est donnée par la relation suivante :

$$\sigma^2 = \frac{\sum_{i=1}^N (X_i - \mu)^2}{N} \quad (\text{II.19})$$

II.6.3. L'écart type

L'écart type est calculé comme racine carrée de variance.

Il mesure généralement la quantité de variation de la moyenne. Si les points de repères sont très proches du moyen, alors il montre qu'un bas écart type et si les points de repères sont étendus sur une gamme étendue des valeurs, il indique un écart type élevé. Le plus grand avantage de prendre l'écart type est qu'il a la propriété pour exprimer les mêmes unités que les données. [13]

$$S = \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \mu) \right)^{\frac{1}{2}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X_i - \mu)^2}{N}} \quad (\text{II.20})$$

II.6.4. Skewness

$$SK = \frac{\sum_{i=1}^N \frac{(X_i - \mu)^3}{N}}{\left(\sum_{i=1}^N \frac{(X_i - \mu)^2}{N} \right)^{3/2}} \quad (\text{II.21})$$

Skewness, est défini comme le troisième moment central, il est la mesure de l'asymétrie d'une distribution de probabilité d'une variable aléatoire. Parfois les valeurs d'inclinaison peuvent être positives ou négatives ou même nulles. Il est nul pour toute distribution symétrique par rapport à sa moyenne, alors que $SK > 0$ implique un surcroît de grandes valeurs positives. L'interprétation de la valeur skewness d'une manière qualitative est très compliquée. Skewness dispose d'un large éventail d'avantages dans de nombreux domaines. L'indication si les écarts par rapport à la moyenne vont être positives ou négatives sont font clairement comprendre l'asymétrie de l'ensemble de données. [17]

II.6.5. Kurtosis

$$K = \frac{\sum_{i=1}^N \frac{(X_i - \mu)^4}{N}}{\left(\sum_{i=1}^N \frac{(X_i - \mu)^2}{N} \right)^2} - 3 \quad (\text{II.22})$$

La description du kurtosis exige, dans un premier temps, d'apporter des précisions sur la signification précise de ce concept. En effet, la définition du kurtosis proposée dans de nombreuses publications est très souvent erronée, en particulier lorsqu'il est censé mesurer l'épaisseur des queues d'une distribution. Tout comme Chissom (1970) [18] qui rejette cette conception, Dyson (1943) [19] et Finucan (1964) [20] associent un kurtosis élevé, mesuré en l'occurrence par le quatrième moment central standardise, à la combinaison d'un pic proéminent et de queues épaisses. Par conséquent, le kurtosis se définit comme le mouvement de probabilité - indépendant de la localisation et de l'échelle - des épaules d'une distribution vers son centre et ses queues. Si la masse de la probabilité se déplace des flancs vers le centre de la distribution, alors, pour que

l'échelle reste identique, il est en effet nécessaire que la masse se déplace également des flancs vers les queues, ce que permet la définition standard du kurtosis.

Un excès de kurtosis négatif (c'est-à-dire un kurtosis inférieur à 3) correspond à un aplatissement élevé, un excès de kurtosis nul à un aplatissement "normal" et un excès de kurtosis positif (c'est-à-dire supérieur à 3) à un aplatissement faible.

II.6.6. Entropie

L'entropie associée à une variable aléatoire scalaire discrète X avec des réalisations $\{x_1, \dots, x_N\}$ et la distribution de probabilités $\{p_1, \dots, p_N\}$ mesure son désordre. Elle est définie par :

$$H[X] = - \sum_{i=1}^N p_i \ln p_i \quad (\text{II.23})$$

Avec quelques précautions, cette définition peut être étendue au cas d'une variable aléatoire continue X avec une densité de probabilité $p(x)$ par : [21]

$$H[X] = - \int p(x) \ln p(x) dx. \quad (\text{II.24})$$

II.6.7. La valeur efficace RMS

La valeur RMS d'un signal est définie dans l'intervalle $[t_1 ; t_2]$ par l'équation II.25. Elle s'exprime dans l'unité de x , avec RMS en indice (e.g. si x représente la pression en Pa, LRMS est en PaRMS).

$$L_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} |x(t)|^2 dt} \quad (\text{II.25})$$

$$X_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_n|^2} \quad (\text{II.26})$$

Pour un sinus d'amplitude A , la valeur RMS est égale à $A/\sqrt{2}$ [22]

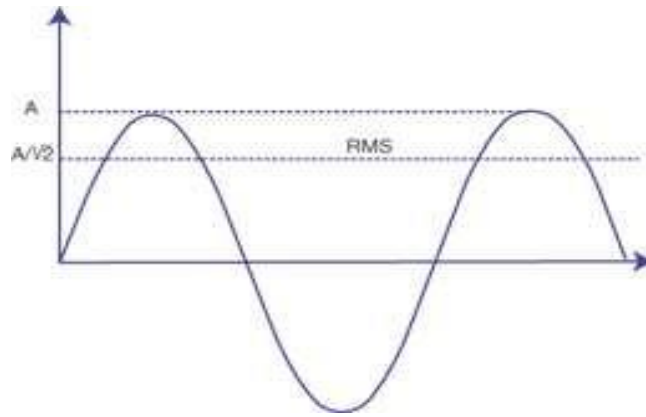


Figure II.3 : Valeur RMS d'un sinus d'amplitude A

II.6.8. Exposant de Hurst

L'exposant de Hurst est une mesure d'auto-similarité, de prévisibilité et de degré de dépendance à long terme portée dans une série chronologique. L'équation généralisée de l'exposant H de Hurst est définie pendant que suit :

$$H = \frac{\log(R/S)}{\log(T)} \quad (II.27)$$

où T est la durée de l'échantillon de données et R/S est la valeur correspondante de la plage de rééchantillonné. R est la différence entre la déviation maximum et minimum du moyen tandis que S représente l'écart type.

L'exposant de Hurst est estimé traçant (R/S) par rapport à T dans des haches log-log. La pente de la droite de régression rapproche l'exposant de Hurst.[18]

II.6.9. L'information mutuelle

Dans cette section nous allons voir comment l'information mutuelle peut être utilisée pour évaluer l'importance de chacune des variables (données spectrales) d'entrée des modèles à calibrer.

Le but principal d'un modèle de prédiction est de réduire au maximum l'incertitude sur la variable de sortie.

Un bon formalisme de l'incertitude d'une variable aléatoire est donné par la théorie de l'information de Shannon [23]. Initialement développé d'abord pour des variables binaires, elle peut être étendue aux variables continues. L'incertitude d'une variable aléatoire Y à valeurs y dans l'ensemble fini D peut être mesurée au moyen de son entropie H :

$$H(Y) = - \sum_D P(Y = y) \cdot \log P(Y = y). \quad (\text{II.28})$$

Pour illustrer cette notion, supposons que dans un cas extrême toutes les valeurs dans D aient une probabilité nulle excepté une, qui a la probabilité égale à 1. Alors, il n'y a absolument aucune incertitude puisque Y est une constante, et $H(Y)=0$. Supposons maintenant que toutes les valeurs dans D soient équiprobables. L'incertitude est alors totale et $H(Y)= \log N$, que l'on peut démontrer être le maximum de cette fonction. Lorsque la valeur d'une autre variable Z à valeurs dans D 'est connue, on peut définir l'entropie conditionnelle :

$$H(Y | Z) = - \sum_D P(Z = z) \sum_D P(Y = y | Z = z) \cdot \log P(Y = y | Z = z). \quad (\text{II.29})$$

L'information mutuelle entre Z et Y est alors définie par :

$$I(Y, Z) = H(Y) - H(Y | Z) \quad (\text{II.30})$$

Le dernier terme représentant la diminution d'incertitude sur Y quand Z est connu.

Les notions d'entropie, entropie conditionnelle et information mutuelle, peuvent être étendues au cas continu (ensemble D de taille infinie). L'information mutuelle entre les variables Y et Z devient par exemple

$$I = \int \mathbf{h}(\mathbf{z}, \mathbf{y}) \cdot \log \frac{\mathbf{h}(\mathbf{z}, \mathbf{y})}{f(\mathbf{z}) \cdot g(\mathbf{y})} d\mathbf{z}d\mathbf{y}. \quad (\text{II.31})$$

où $f(\mathbf{z})$ et $g(\mathbf{y})$ sont les densités de probabilités marginales des variables Z et Y , et $\mathbf{h}(\mathbf{z}, \mathbf{y})$ est la fonction de densité de probabilité jointe de Z et de Y . Cette formulation montre que l'information mutuelle entre Z et Y vaut zéro si et seulement si Z et Y sont statistiquement indépendants. Nous pouvons remarquer que l'information mutuelle n'est

affectée par aucune transformation de variable, et ne fait aucune hypothèse sur la relation entre Z et Y.

Calcul de l'information mutuelle

Le calcul de l'information mutuelle est basé sur l'estimation des fonctions de densité de probabilités et probabilités jointes (pdf) des variables. Cette estimation doit être effectuée sur base de données, en utilisant généralement soit des histogrammes soit des noyaux [24]. Dans ce travail nous utilisons les histogrammes pour leurs avantages indéniables en termes de complexité de calcul, et leurs performances suffisantes dans ce contexte. L'estimation des densités de probabilités jointes passe par l'utilisation d'histogrammes bidimensionnels. Les tailles des cellules (bins) des histogrammes sont des paramètres importants qui doivent être choisis soigneusement. Si les cellules sont trop grandes, l'approximation ne sera pas assez précise ; si elles sont trop petites, la plupart d'entre elles seront vides et l'approximation ne sera pas suffisamment lisse. Même si des heuristiques ont été proposées [25][26][27] pour guider ce choix, seule l'expérience peut conduire à un choix optimal. Dans notre cas nous nous limiterons aux grilles régulières, dont les cellules sont de tailles identiques, et nous choisirons la taille des cellules selon un procédé de validation.

II.7. EEG ET épilepsie

II.7.1. EEG et diagnostic positif de crise et de syndrome épileptiques

Une crise épileptique partielle ou généralisée convulsive n'est que rarement enregistrée au cours d'un enregistrement standard. En revanche le diagnostic de crise de type absence est aisément fait au vu d'un tel enregistrement notamment sous l'effet activant de l'hyperventilation qui régulièrement déclenche des absences électro-cliniques.

En phase postcritique, l'enregistrement d'une activité lente généralisée dans les 6 heures suivant une perte de connaissance ou la mise en évidence d'une activité de pointes ou d'ondes à front raide focalisées ou encore de décharges de pointes-ondes généralisées ne sont que des arguments de présomption de la nature épileptique de la crise. A distance d'une crise la normalité d'un EEG standard ne permet en aucun cas

d'éliminer un diagnostic de crise épileptique et l'enregistrement d'anomalies EEG transitoires focales ou généralisées ne suffit pas pour poser ce diagnostic. Toutefois la survenue d'anomalies transitoires généralisées spontanées, au cours de l'hyperpnée ou de la stimulation lumineuse intermittente doit faire évoquer chez un enfant ou un adolescent le diagnostic épilepsie généralisée idiopathique. De même le diagnostic d'épilepsie partielle idiopathique à pointes centro-temporales se base, outre les données cliniques, sur la détection chez l'enfant de pointes diphasiques ou de pointes-ondes focales activées au cours du sommeil.

L'EEG standard chez un épileptique peut être normal. Différentes modalités d'enregistrements sont alors envisagées : enregistrements prolongés (2 à 4 h) en période diurne et sous contrôle vidéo, mise en route d'épreuves d'activations tels des enregistrements de sommeil de sieste ou de nuit, des enregistrements diurnes après privation de sommeil, toutes ces activations étant susceptibles de favoriser la survenue d'anomalies inter-critiques ou de crises épileptiques focales ou généralisées. Ainsi une analyse du sommeil est utile pour porter un diagnostic de syndrome de Lennox-Gastaut et indispensable pour celui de syndrome de pointes-ondes continues au cours du sommeil.

Le diagnostic de crise non épileptique (crise d'angoisse, conversion, simulation) souvent évoqué au terme de l'interrogatoire peut trouver sa confirmation par l'enregistrement sous contrôle vidéo d'un tel épisode parfois induit par une technique de suggestion. [28]

II.7.2. EEG et suivi d'un patient épileptique

L'apport de l'EEG dans l'appréciation de l'efficacité d'un traitement antiépileptique est plus limité. Pour certains syndromes épileptiques, il existe néanmoins une excellente corrélation entre l'efficacité du traitement et l'évolution EEG. C'est le cas notamment des épilepsies absences et des épilepsies photosensibles.

L'EEG n'est pas indiqué de manière systématique lors d'une consultation de routine chez un épileptique traité. Son indication dans une telle situation sera guidée par les

données cliniques: modification de la séméiologie, recrudescence des crises, sont de bonnes indications de contrôle de l'EEG. Le dogme " On ne traite pas un EEG mais une épilepsie " est toujours d'actualité.

Certaines modifications de l'EEG sous traitement n'ont pas de valeurs pathologiques : il en est ainsi de l'augmentation de l'activité bêta sous traitement par benzodiazépines ou barbituriques. A l'opposé dans certains cas, l'EEG permet de faire suspecter un effet indésirable d'une thérapeutique antiépileptique ; à cet égard un ralentissement global et persistant de l'activité EEG peut être le marqueur d'une intolérance au valproate de sodium.

La probabilité qu'un patient épileptique ne présente plus de crise sous traitement varie suivant les études entre 40 et 75 %. Habituellement après une période de 2 ans sans crises et en fonction du syndrome épileptique, un arrêt de la thérapeutique antiépileptique est envisagé. La normalité de l'EEG réalisé avant et après l'arrêt d'un traitement aurait pour certains auteurs une valeur de bon pronostic. La persistance d'anomalies EEG généralisées rend plus problématique l'interruption du traitement, par exemple en cas d'épilepsie myoclonique juvénile.[28]

II.8. Conclusion

Les paramètres mathématique proposés dans ce chapitre peuvent être des paramètres pour une étude statistique d'un signal aléatoire, et comme le signal EEG est un signal aléatoire et l'épilepsie cause une variation de ces différents caractéristiques on peut les utiliser pour quantifier cette variation.

CHAPITRE III :
ETUDE STATISTIQUE DU SIGNAL EEG

Chapitre III : Etude statistique du signal EEG

III.1. introduction

Dans ce chapitre une étude statistique du signal EEG sera faite. Les différents paramètres qui seront extraits du signal en question ont été décrits dans le chapitre II.

Nous cherchons à travers notre étude de différencier entre des signaux représentant des cas normaux et des signaux représentant des cas pathologiques. Les différents résultats obtenus ont été obtenu par le teste sur des signaux de la base de données Physionet disponible gratuitement sur le site web.

III.2. Description de la méthode

III.2.1. La base de données utilisée

Notre travail est effectué sur des signaux EEG obtenu à partir de la base de données EEG PHYSIONET . Cette base de données, rassemblée à l'hôpital d'enfants de Boston, se compose d'enregistrements EEG des sujets pédiatriques souffrant de crise intraitable. Les sujets ont été suivis pendant plusieurs jours après le retrait du médicament anti-épileptique afin de caractériser leurs crises et évaluer leur candidature pour l'intervention chirurgicale.

Les enregistrements, groupés en 23 cas, ont été rassemblés en 22 sujets (5 mâles, âges 3-22 et 17 femelles, âges 15-19). Le fichier SUBJECT-INFO contient le sexe et l'âge de chaque sujet. (Le cas chb24 a été ajouté à cette collection en décembre 2010, et ne sont pas actuellement inclus dans SUBJECT-INFO).

Tous les signaux ont été échantillonnés à 256 échantillons par seconde avec une résolution de 16 bits. La plupart des fichiers contiennent 23 signaux EEG (24 ou 26 dans certains cas). Le système 10-20 international des positions et de la nomenclature d'électrode d'EEG a été utilisé pour ces enregistrements.[29][30]

Les deux enregistrements utilisés pour le test contiennent le cas normal et le cas pathologique. Chaque enregistrement regroupe 23 canaux avec les positionnements décrits dans la figure III.1.

- Canal 1: FP1-F7
- Canal 2: F7-T7
- Canal 3: T7-P7
- Canal 4: P7-O1
- Canal 5: FP1-F3
- Canal 6: F3-C3
- Canal 7: C3-P3
- Canal 8: P3-O1
- Canal 9: FP2-F4
- Canal 10: F4-C4
- Canal 11: C4-P4
- Canal 12: P4-O2
- Canal 13: FP2-F8
- Canal 14: F8-T8
- Canal 15: T8-P8
- Canal 16: P8-O2
- Canal 17: FZ-CZ
- Canal 18: CZ-PZ
- Canal 19: P7-T7
- Canal 20: T7-FT9
- Canal 21: FT9-FT10
- Canal 22: FT10-T8
- Canal 23: T8-P8

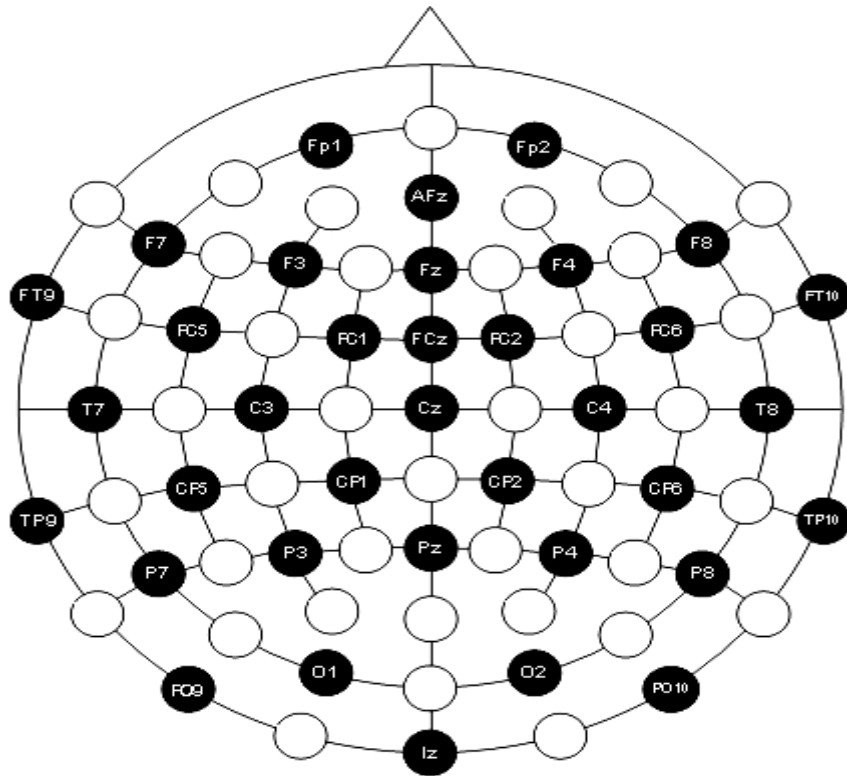


Figure III.1: Positionnement des électrodes système 10-20

III.2.2. Les paramètres extraites du signal EEG

Les paramètres extraits du signal EEG sont :

1. L'étendue
2. La fréquence moyenne
3. La moyenne
4. La variance
5. L'écart type
6. Skewness
7. Kurtosis

8. Entropie
9. La valeur efficace RMS
10. L'exposant de Hurst

III.3. Résultats et discussion

III.3.1. L'étendue

Afin de connaître la distribution des amplitudes dans les deux périodes critique et inter-critique du signal EEG, plusieurs histogrammes sont tracés.

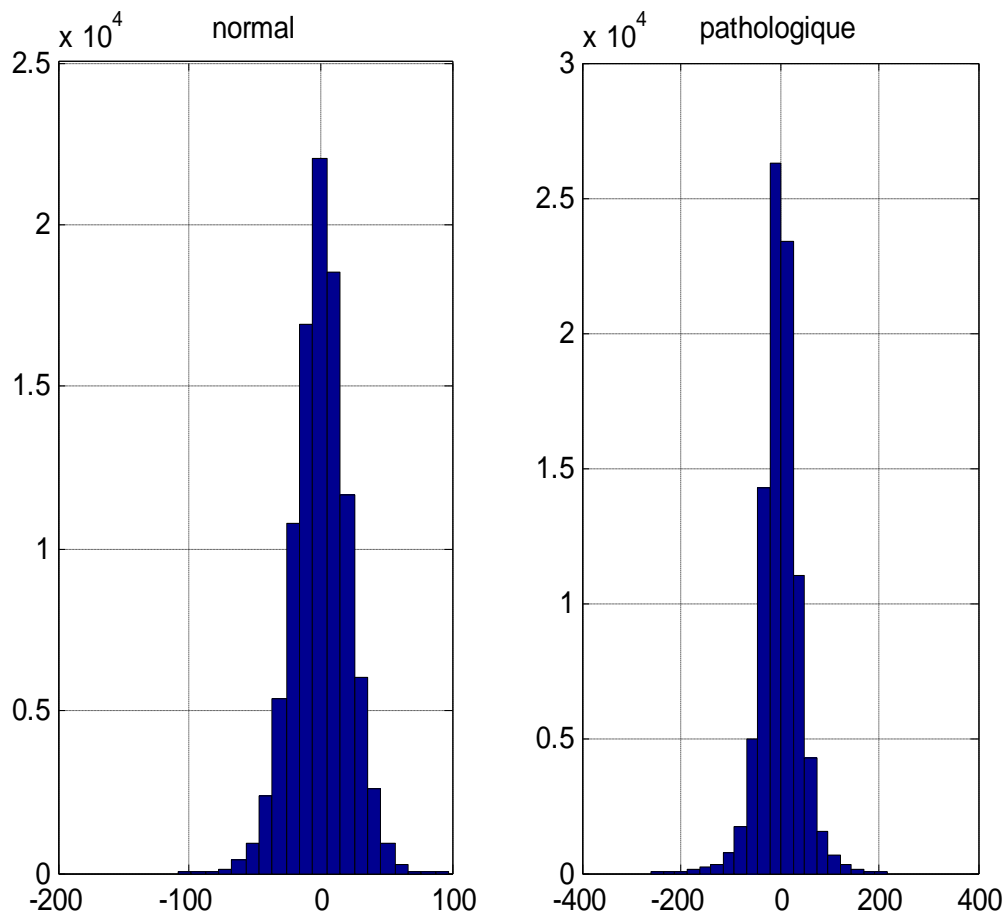


Figure III.2: Histogramme de canal 8

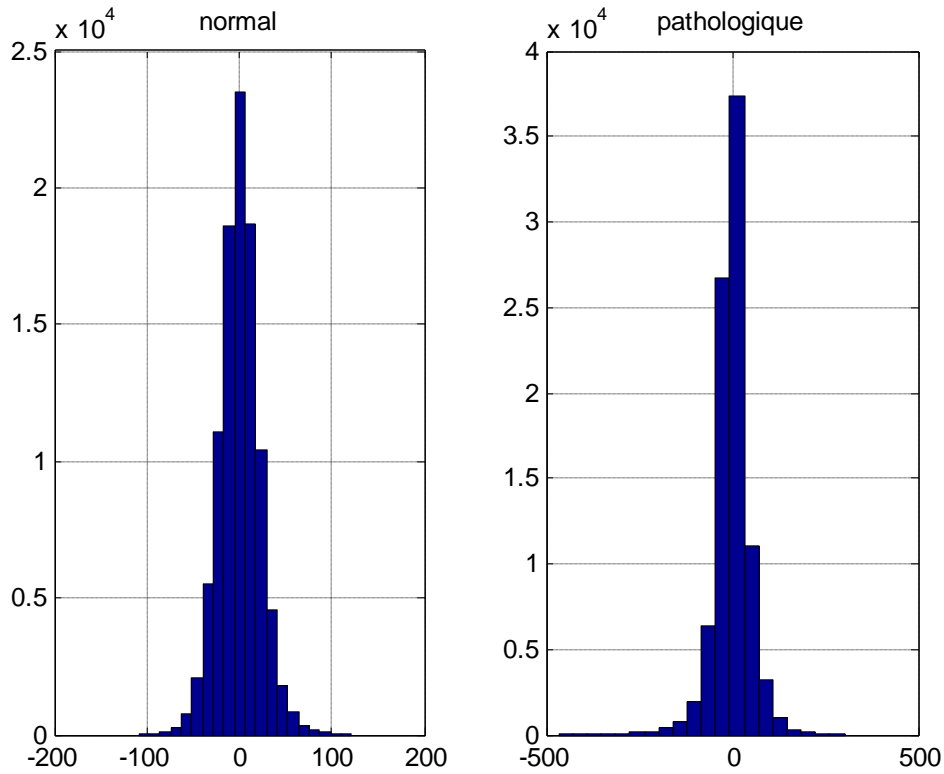


Figure III.3 : Histogramme de canal 17

L'amplitude maximale et minimale pour chaque couple de signal est calculée pour connaître l'étendue de chaque signal et pour chaque canal (tableau III.1).

canal	Amplitude maximale		Amplitude minimale		Etendu(*10 ³)	
	Normal	pathologique	Normal	pathologique	Normal	pathologique
C1	630.0366	499.5360	-461.2454	-480.0000	1.0913	0.9795
C2	317.8510	272.9182	-212.3565	-281.9048	0.5302	0.5548
C3	330.3541	294.4078	-172.1123	-201.4164	0.5025	0.4958
C4	108.4249	175.2381	-231.5018	-187.7411	0.3399	0.3630
C5	594.0904	556.5812	-475.7021	-513.2112	1.0698	1.0698
C6	210.7937	283.8584	-119.7558	-417.8755	0.3305	0.7017
C7	154.5299	182.6618	-89.2796	-247.1306	0.2438	0.4298
C8	97.4847	217.0452	-108.4249	-258.4615	0.2059	0.4755
C9	516.3370	451.4774	-404.5910	-536.2637	0.9209	0.9877
C10	171.3309	334.2613	-161.1722	-554.2369	0.3325	0.8885

C11	212.3565	269.7924	-167.4237	-352.6252	0.3798	0.6224
C12	281.9048	321.3675	-435.0672	-386.2271	0.7170	0.7076
C13	491.7216	445.2259	-428.4249	-445.6166	0.9201	0.8908
C14	365.9096	481.9536	-204.1514	-547.2039	0.5701	1.0292
C15	127.1795	476.4835	-239.3162	-721.0745	0.3665	1.1976
C16	305.3480	479.6093	-474.9206	-359.6581	0.7803	0.8393
C17	121.7094	301.4408	-108.8156	-466.3248	0.2305	0.7678
C18	240.8791	277.9976	-195.1648	-340.9035	0.4360	0.6189
C19	172.5031	201.8071	-329.9634	-294.0171	0.5025	0.4958
C20	132.2589	205.7143	-241.2698	-186.5690	0.3735	0.3923
C21	441.7094	485.4701	-438.5836	-512.4298	0.8803	0.9979
C22	227.2039	500.3175	-176.4103	-289.3284	0.4036	0.7896
C23	127.1795	476.4835	-239.3162	-721.0745	0.3665	1.1976

Tableau III.1 : Les amplitudes maximales et minimales pour chacun des deux signaux et pour les différents canaux

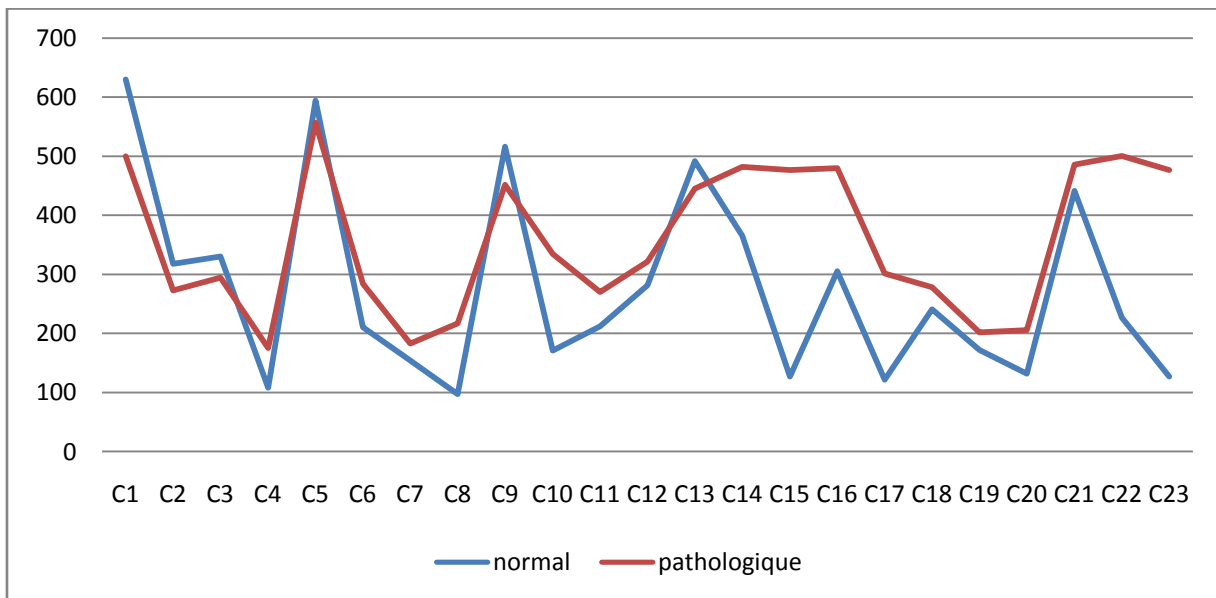


Figure III.4: les amplitudes maximales

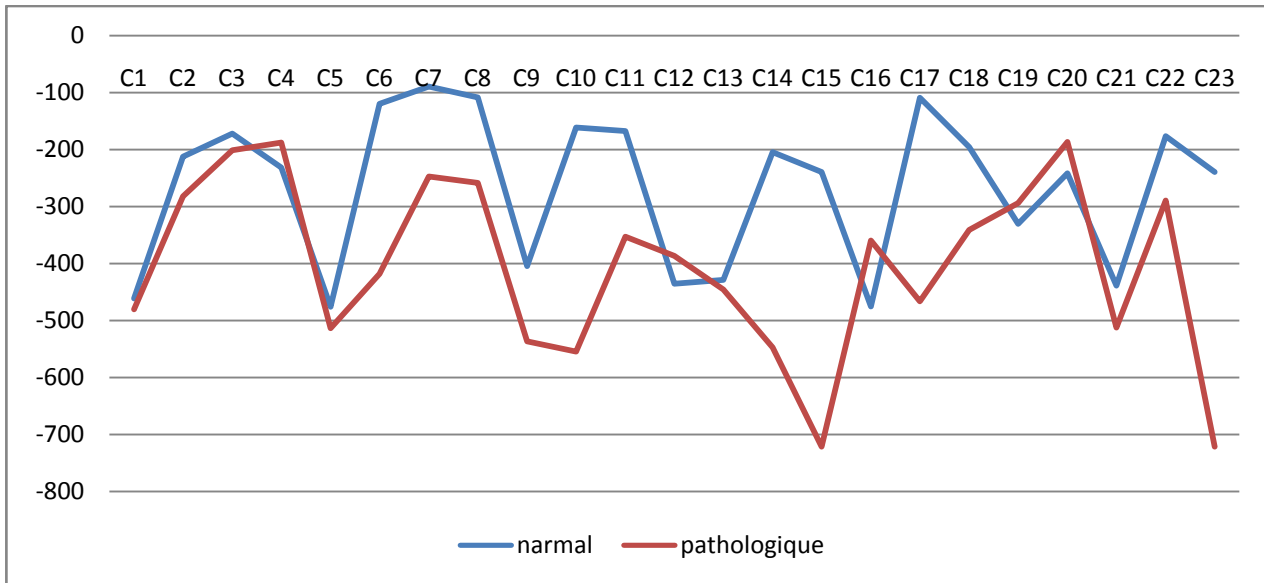


Figure III.5: Les amplitudes minimales

D'après les résultats obtenus, nous remarquons qu'il y a des fluctuations qui se manifestent pendant la crise dans tous les canaux. Aussi et pour certains canaux, la crise est bien présente par des amplitudes dominantes soit positives ou négatives.

Après l'affichage des amplitudes minimales et maximales, nous sommes arrivés à la conclusion suivante : les canaux où la crise est bien présente se manifestent par des amplitudes dominantes avec des valeurs absolues plus importantes dans la période critique par rapport à la période inter-critique.

Dans les signaux sans crise les amplitudes varient entre $[-475 \mu\text{v}$ et $630 \mu\text{v}]$. Par contre, dans les signaux pathologiques, les amplitudes varient entre $[-721 \mu\text{v}$ et $556 \mu\text{v}]$

II.3.2. Analyse spectrale

Dans cette étape, un estimateur de la densité spectrale de puissance (DSP) de Welch du signal EEG est conçu. L'objectif est d'améliorer la reconnaissance du signal dans le domaine fréquentiel. Les figures III.6 à 8 présentent la DSP de quelques signaux obtenus des canaux 4, 16 et 21.

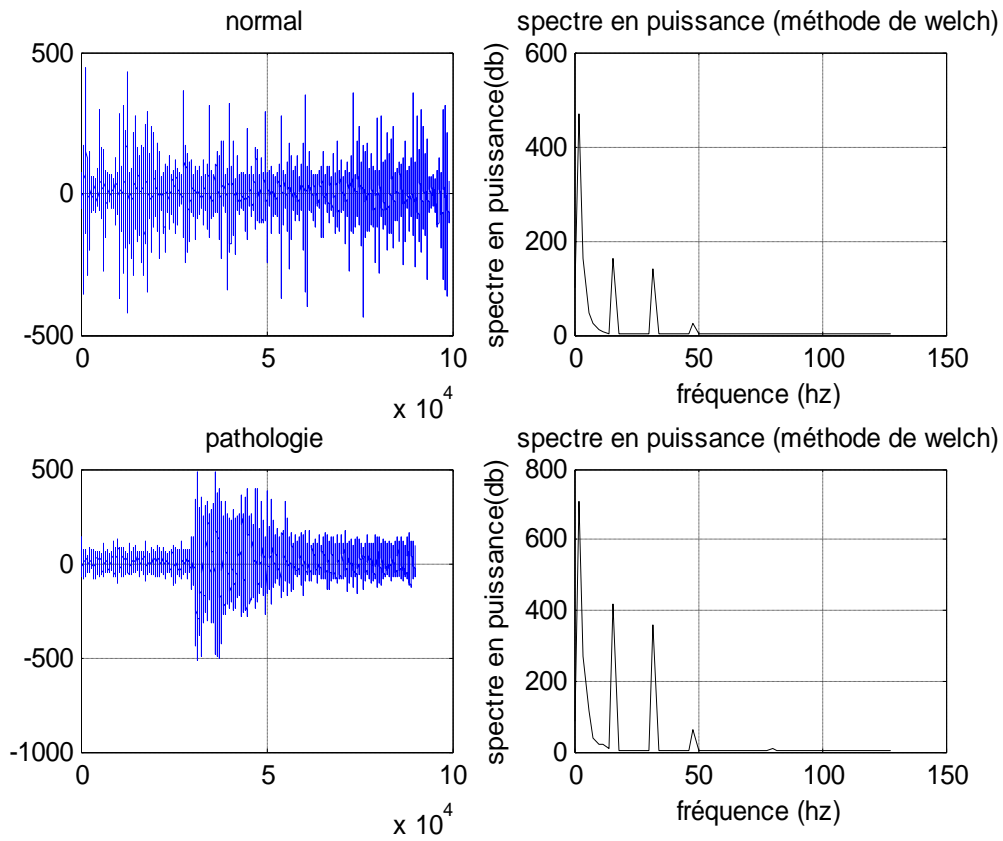


Figure III.6 : L'analyse spectrale du canal 21

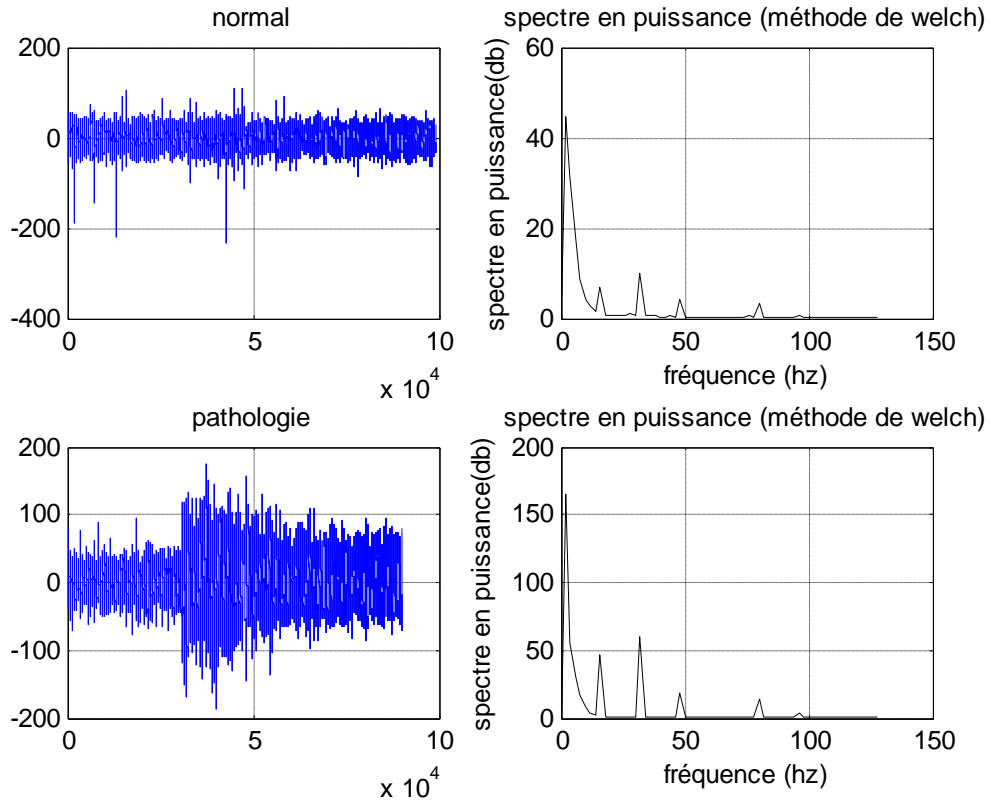


Figure III.7: L'analyse spectrale du canal 4

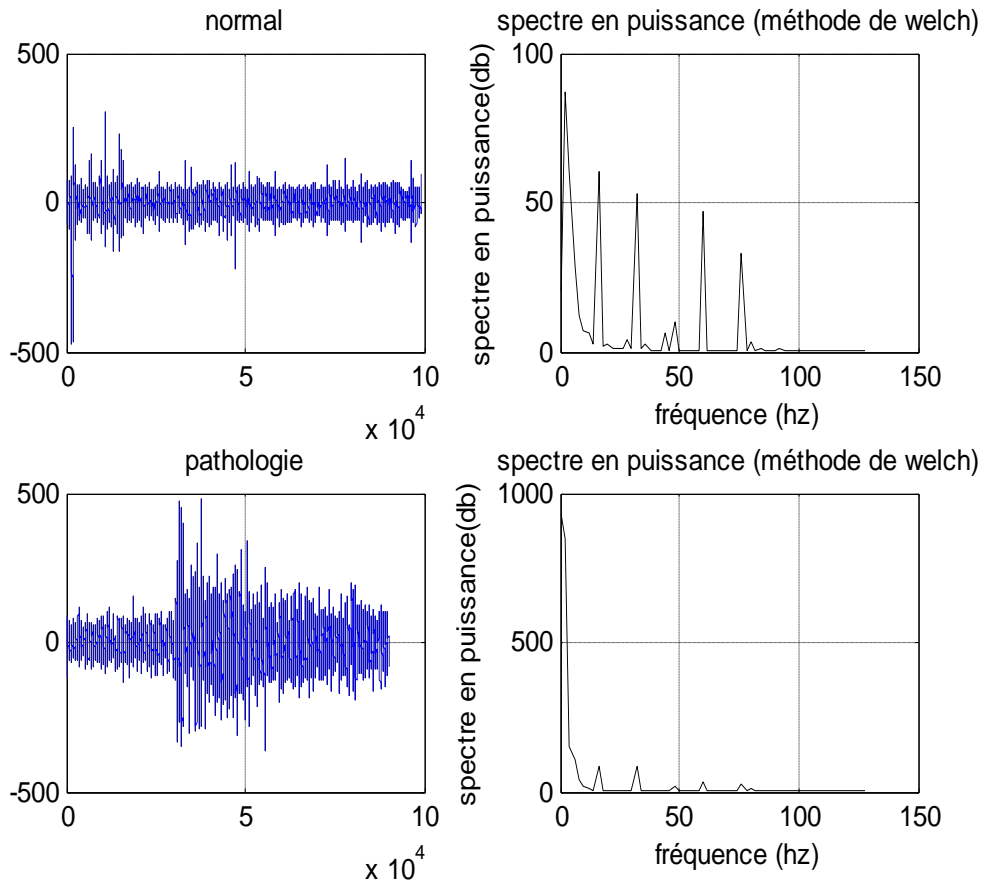


Figure III.8 : l'analyse spectrale du canal 16

Via la représentation spectrale par l'estimateur de Welch, nous pouvons remarquer que le signal EEG pour le cas normal ou pour le cas pathologique est principalement constitué de fréquences moyennement rapides alpha et bêta, qui vont de 8 à 30 Hz. Les fréquences très lentes allant de 0.1 à 8 Hz pour le delta et thêta et très rapides allant de 30 à 70 Hz.

III.3.3. La fréquence moyenne

paramètre	Fréquences moyenne	
	Normal	Pathologique
<i>C1</i>	6.5580	8.3255
<i>C2</i>	7.0627	6.9287
<i>C3</i>	13.1193	5.8360
<i>C4</i>	13.0248	14.8883
<i>C5</i>	8.4687	8.5696
<i>C6</i>	13.8970	9.3811
<i>C7</i>	12.0646	7.2846
<i>C8</i>	13.8003	16.6699
<i>C9</i>	11.7639	9.4698
<i>C10</i>	9.8445	5.4281
<i>C11</i>	12.0649	9.3973
<i>C12</i>	22.4368	7.7077
<i>C13</i>	10.2318	13.0834
<i>C14</i>	14.4350	15.1204
<i>C15</i>	12.2824	10.2013
<i>C16</i>	23.5267	6.4895
<i>C17</i>	6.7252	4.8399
<i>C18</i>	6.3633	4.4612
<i>C19</i>	13.1251	5.8392
<i>C20</i>	22.6836	20.7392
<i>C21</i>	9.8172	13.0187
<i>C22</i>	13.1714	15.5467
<i>C23</i>	12.2824	10.2013

Tableau III.2 : Les fréquences moyennes obtenues

III.3.4. La moyenne

Paramètre	Moyens	
	Normal	pathologique
<i>C1</i>	0.1794	0.1888
<i>C2</i>	0.2146	0.1947
<i>C3</i>	0.1779	0.1763
<i>C4</i>	0.1725	0.2280
<i>C5</i>	0.1856	0.1992
<i>C6</i>	0.1873	0.1575
<i>C7</i>	0.1950	0.1938
<i>C8</i>	0.1854	0.2062
<i>C9</i>	0.1656	0.1964
<i>C10</i>	0.1932	0.1738
<i>C11</i>	0.1792	0.1853
<i>C12</i>	0.2039	0.2314
<i>C13</i>	0.1706	0.1871
<i>C14</i>	0.1818	0.1901
<i>C15</i>	0.1614	0.1802
<i>C16</i>	0.2165	0.2512
<i>C17</i>	0.1827	0.1665
<i>C18</i>	0.2012	0.2065
<i>C19</i>	0.2128	0.2144
<i>C20</i>	0.1715	0.1656
<i>C21</i>	0.1944	0.2616
<i>C22</i>	0.2402	0.1935
<i>C23</i>	0.1614	0.1802
Moy	0.1884	0.1969
mean±std	$0.1884 \pm 3.1894 * 10^{-5}$	0.1969 ± 0.0035

Tableau III.3: Résultats de la moyenne

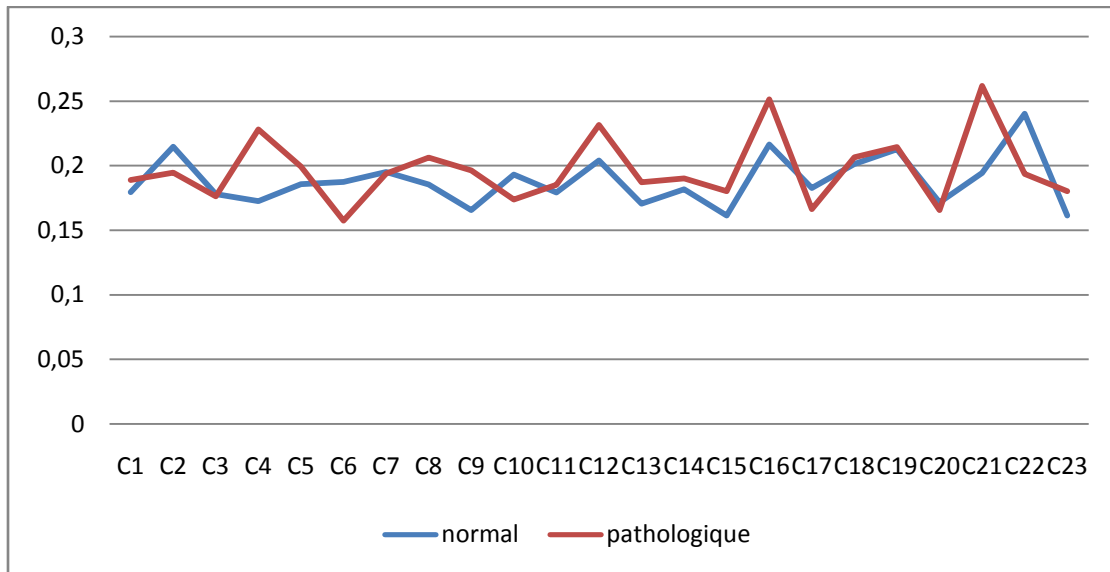


Figure III.9 : variation de la moyenne

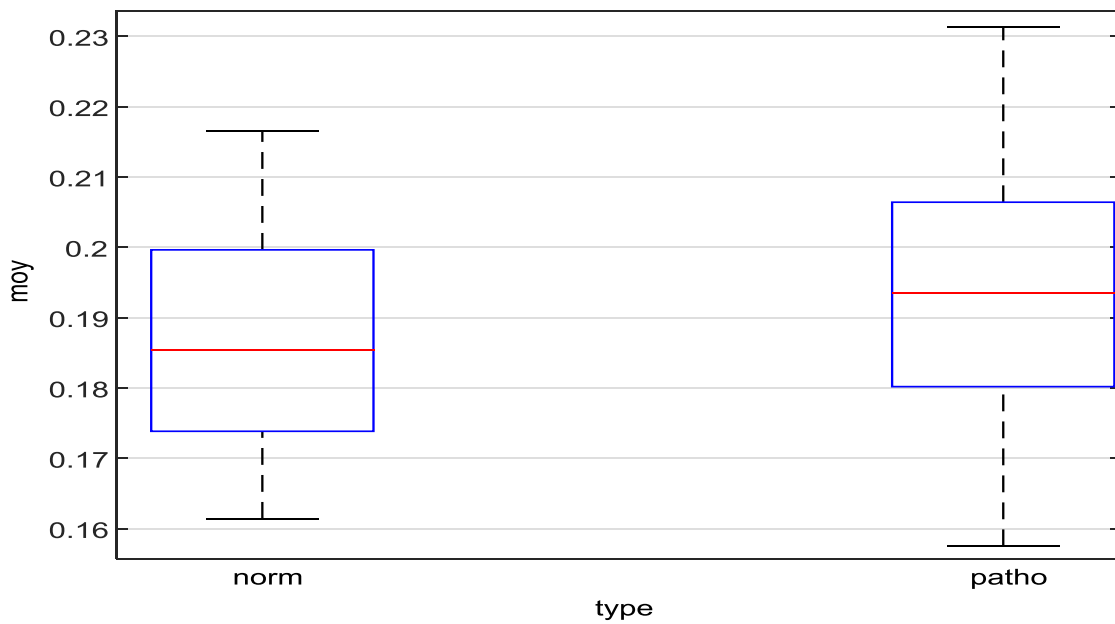


Figure III.10 : figure comparative entre les valeurs de la moyenne

Ce qu'on peut remarquer d'après les résultats cité dans le tableau III.3 précédent :

- Pour le cas normal, la moyenne varie entre 0.16 et 0.24
- Pour le cas pathologique, la moyenne varie entre 0.15 et 0.26

III.3.5. La variance

Paramètre	Variance	
	normal	Pathologique
<i>C1</i>	0.0048	0.0156
<i>C2</i>	0.0001	0.0059
<i>C3</i>	0.0043	0.0143
<i>C4</i>	0.0010	0.0544
<i>C5</i>	0.0050	0.0057
<i>C6</i>	0.0080	0.0119
<i>C7</i>	0.0000	0.0173
<i>C8</i>	0.0007	0.0003
<i>C9</i>	0.0004	0.0067
<i>C10</i>	0.0031	0.0300
<i>C11</i>	0.0002	0.0194
<i>C12</i>	0.0015	0.0098
<i>C13</i>	0.0000	0.0007
<i>C14</i>	0.0011	0.0160
<i>C15</i>	0.0000	0.0376
<i>C16</i>	0.0010	0.0011
<i>C17</i>	0.0007	0.0232
<i>C18</i>	0.0013	0.0402
<i>C19</i>	0.0043	0.0143
<i>C20</i>	0.0004	0.0003
<i>C21</i>	0.0007	0.0633
<i>C22</i>	0.0000	0.0033
<i>C23</i>	0.0000	0.0376
moy	0.0017	0.0187
mean±std	$0.0017 \pm 3.4828 * 10^{-4}$	0.0187 ± 0.0040

Tableau III.4 : Résultats de la variance

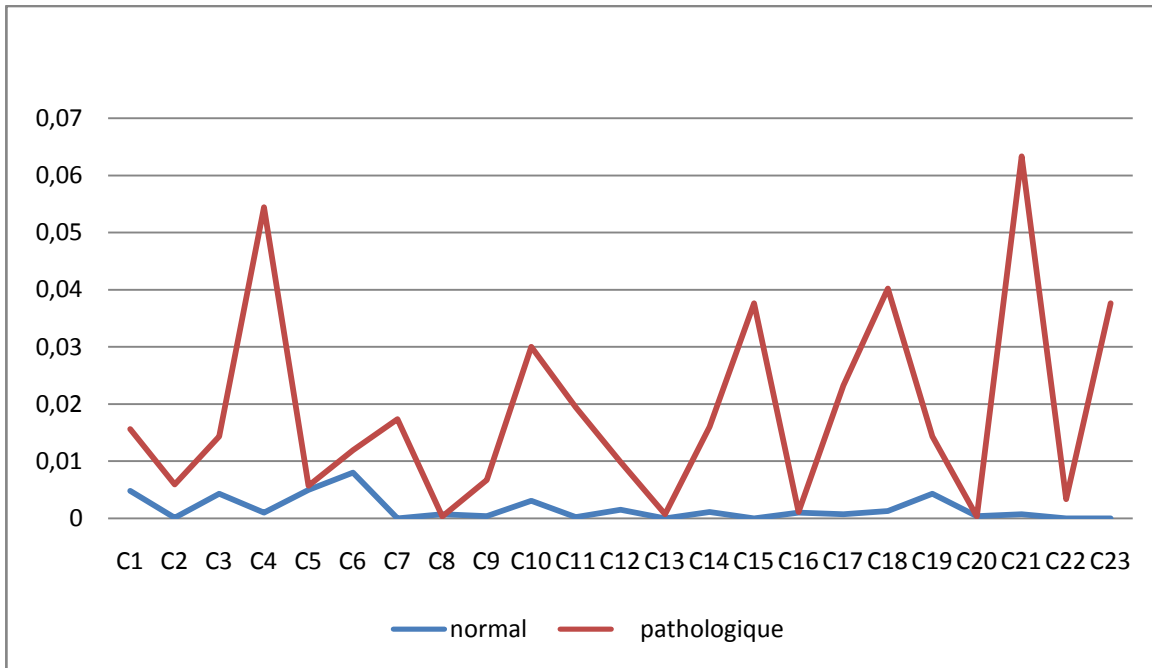


Figure III.11: variation de variance

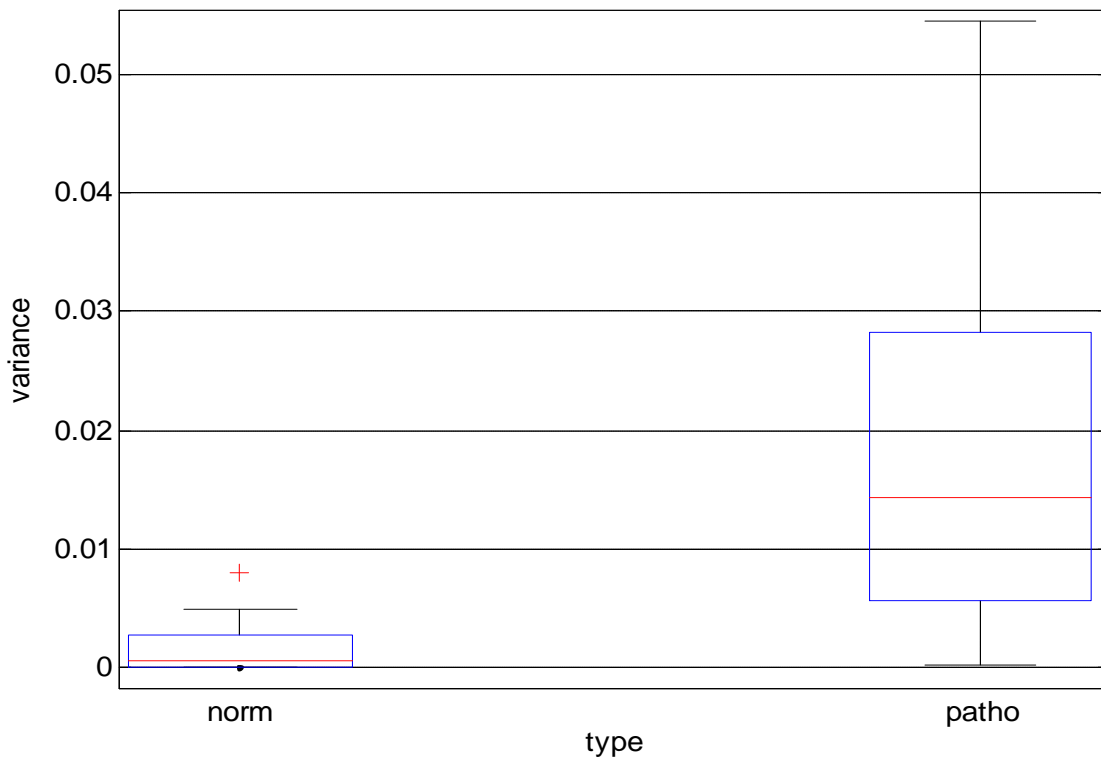


Figure III.12 : figure comparative entre les valeurs de la variance

III.3.6. L'écart type

Paramètre	écart type	
	normal	Pathologique
<i>C1</i>	0.0695	0.1251
<i>C2</i>	0.0074	0.0768
<i>C3</i>	0.0659	0.1198
<i>C4</i>	0.0324	0.2332
<i>C5</i>	0.0708	0.0755
<i>C6</i>	0.0894	0.1093
<i>C7</i>	0.0050	0.1315
<i>C8</i>	0.0274	0.0182
<i>C9</i>	0.0212	0.0820
<i>C10</i>	0.0559	0.1731
<i>C11</i>	0.0136	0.1393
<i>C12</i>	0.0385	0.0991
<i>C13</i>	0.0024	0.0261
<i>C14</i>	0.0335	0.1263
<i>C15</i>	0.0049	0.1940
<i>C16</i>	0.0310	0.0327
<i>C17</i>	0.0273	0.1523
<i>C18</i>	0.0360	0.2006
<i>C19</i>	0.0659	0.1198
<i>C20</i>	0.0198	0.0170
<i>C21</i>	0.0273	0.2516
<i>C22</i>	0.0048	0.0573
<i>C23</i>	0.0049	0.1940
<i>moy</i>	0.0328	0.1198
<i>mean±std</i>	0.0328±0.0058	0.1198±0.0155

Tableau III.5 : Résultats de l'écart type

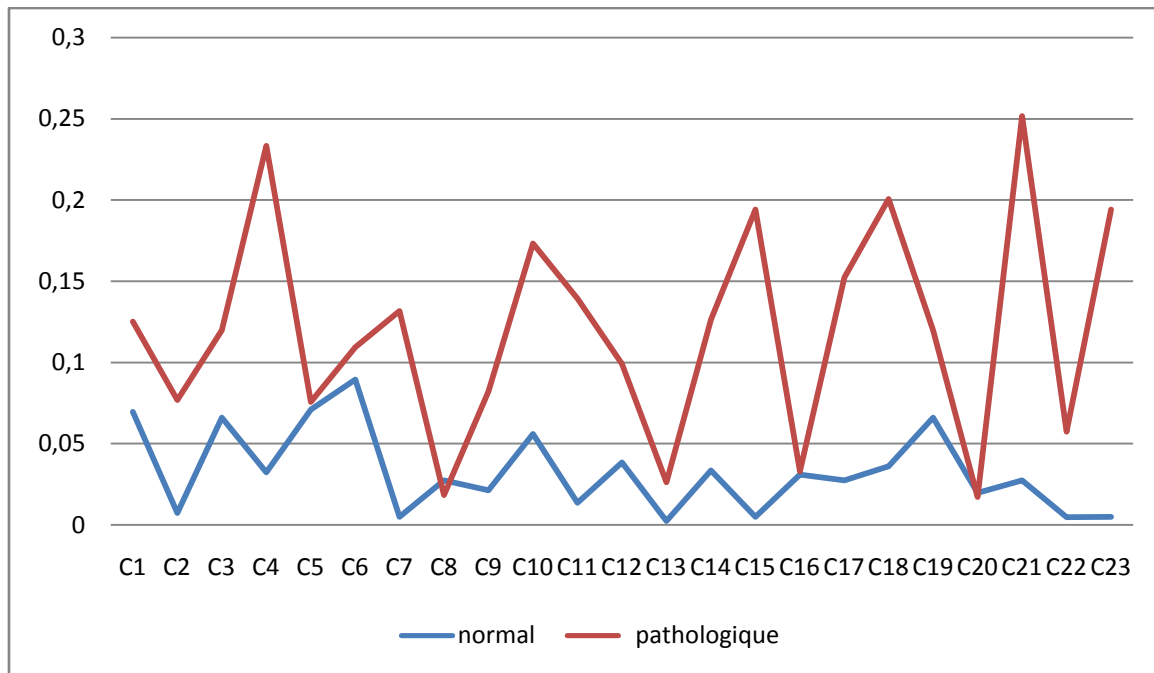


Figure III.13 : variation de l'écart type

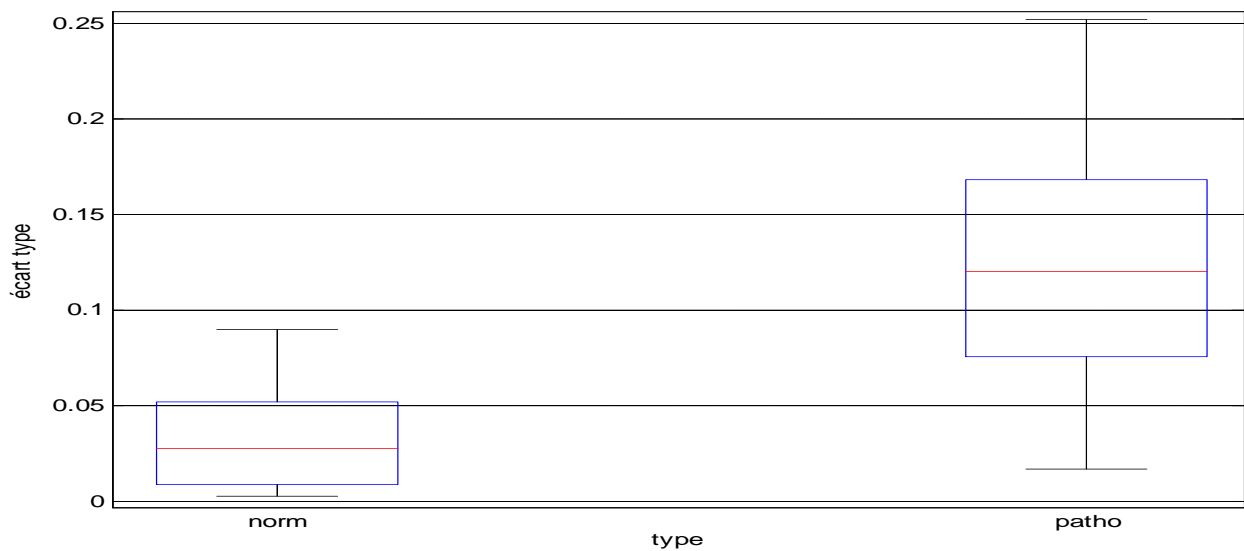


Figure III.14 : figure comparative entre les valeurs de l'écart type

Dans les signaux enregistrés pendant la crise, on remarque qu'il ya une grande variation par rapport à la moyenne ça se traduit par un écart type différent. En effet, dans la période inter-critique l'écart type ne dépasse pas 0.1 dans tous les canaux mais dans la période critique l'écart type est plus que 0.25.

Nous avons aussi pu constater que pour certains canaux, la variance est élevée et varie entre 0.0156 et 0.0633 alors que pour d'autres canaux nous avons enregistré des faibles taux de variance allant de 0.0003 et 0.0059.

III.3.7. Skewness

<i>paramètre</i>	<i>Skewness</i>	
	<i>normal</i>	<i>Pathologique</i>
<i>C1</i>	1.5954	0.3873
<i>C2</i>	0.8663	-0.3407
<i>C3</i>	0.2365	0.0673
<i>C4</i>	-0.2658	-0.1172
<i>C5</i>	1.6224	0.5444
<i>C6</i>	0.3643	-0.4533
<i>C7</i>	0.1940	-0.0330
<i>C8</i>	-0.0905	-0.2152
<i>C9</i>	1.2064	0.1240
<i>C10</i>	0.3225	-0.7493
<i>C11</i>	0.4298	-0.2754
<i>C12</i>	-1.2880	-0.0163
<i>C13</i>	1.4406	0.2701
<i>C14</i>	1.0492	-0.3923
<i>C15</i>	-0.0771	-0.2972
<i>C16</i>	-1.3092	0.2539
<i>C17</i>	0.1370	-0.6246
<i>C18</i>	0.3148	-0.1637
<i>C19</i>	-0.2365	-0.0673
<i>C20</i>	-0.1631	-0.1253
<i>C21</i>	-0.2546	-0.0714
<i>C22</i>	0.3875	0.3468
<i>C23</i>	-0.0771	-0.2972
<i>moy</i>	0.2785	-0.0976
<i>mean±std</i>	0.2785±0.0741	-0.0976±0.0416

Tableau III.6 : Résultats de Skewness

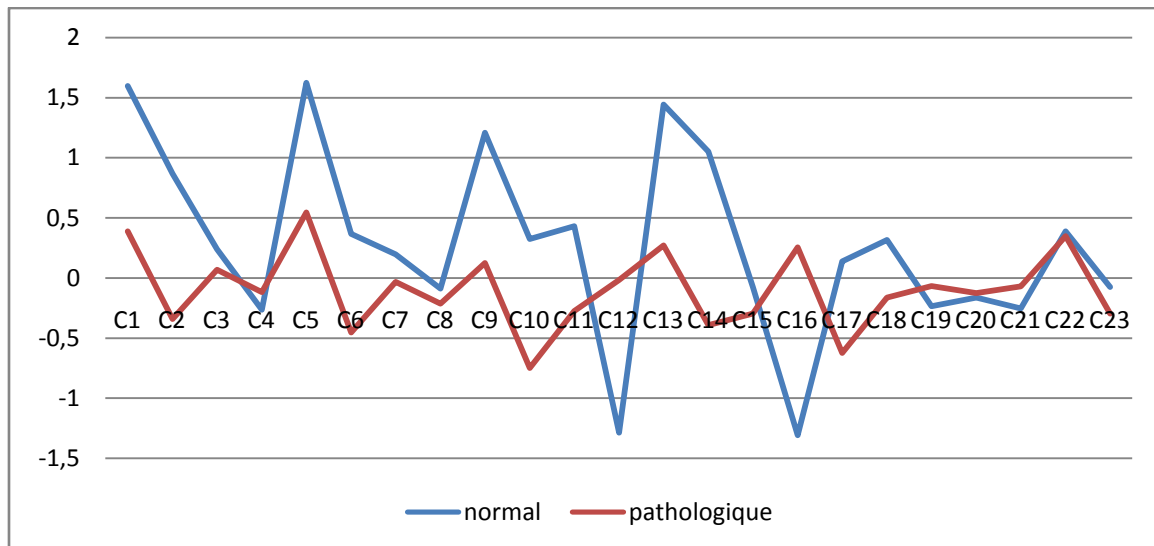


Figure III.15: variation de Skewness

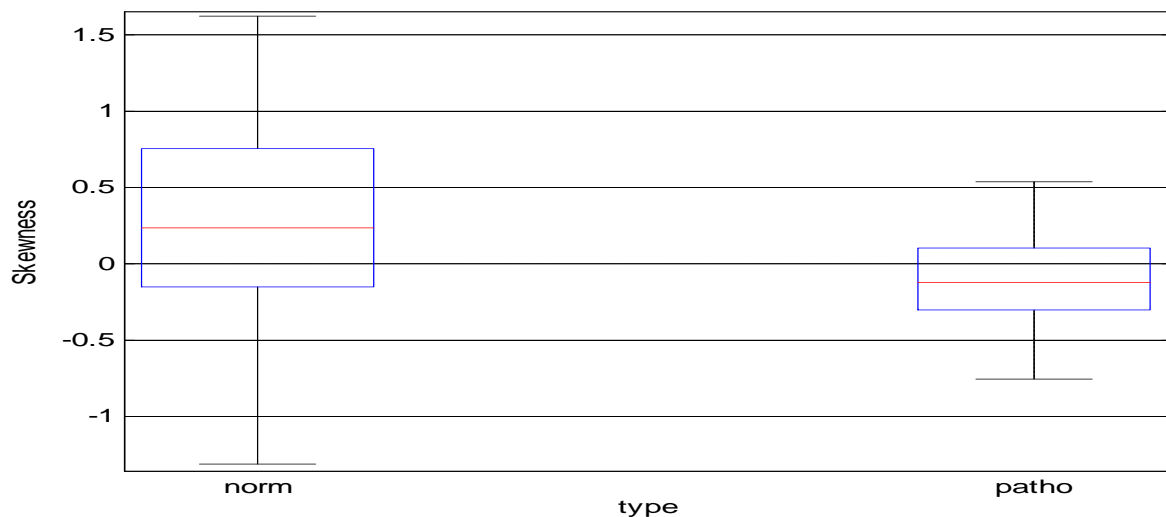


Figure III.16 : figure comparative entre les valeurs de skewness

On remarque que tous les signaux sont asymétriques car toutes les valeurs de Skewness sont différentes de 0. Aussi nous avons noté que l'asymétrie des signaux dans la période enter-critique et plus importante que la période critique

III.3.8. Kurtosis

Paramètre	Kurtosis	
	Normal	Pathologique
<i>canal</i>		
<i>C1</i>	17.2255	15.6338
<i>C2</i>	12.8082	9.6849
<i>C3</i>	6.9828	7.4818
<i>C4</i>	5.6259	5.5541
<i>C5</i>	15.6164	13.9859
<i>C6</i>	5.4998	7.8951
<i>C7</i>	5.6335	5.6086
<i>C8</i>	3.5453	6.1648
<i>C9</i>	12.4271	11.3718
<i>C10</i>	5.6372	13.4719
<i>C11</i>	12.4491	8.8612
<i>C12</i>	32.1025	6.4045
<i>C13</i>	16.0559	11.2821
<i>C14</i>	11.6073	12.4548
<i>C15</i>	4.3045	11.0189
<i>C16</i>	31.9220	7.2205
<i>C17</i>	4.2382	9.9756
<i>C18</i>	8.5016	6.1787
<i>C19</i>	6.9828	7.4818
<i>C20</i>	6.3267	6.2643
<i>C21</i>	13.8935	10.0076
<i>C22</i>	9.3170	11.2268
<i>C23</i>	4.3045	11.0189
moy	11.0003	9.4021
mean±std	11.0003±1.3962	9.4021±0.3371

Tableau III.7: Résultats de Kurtosis

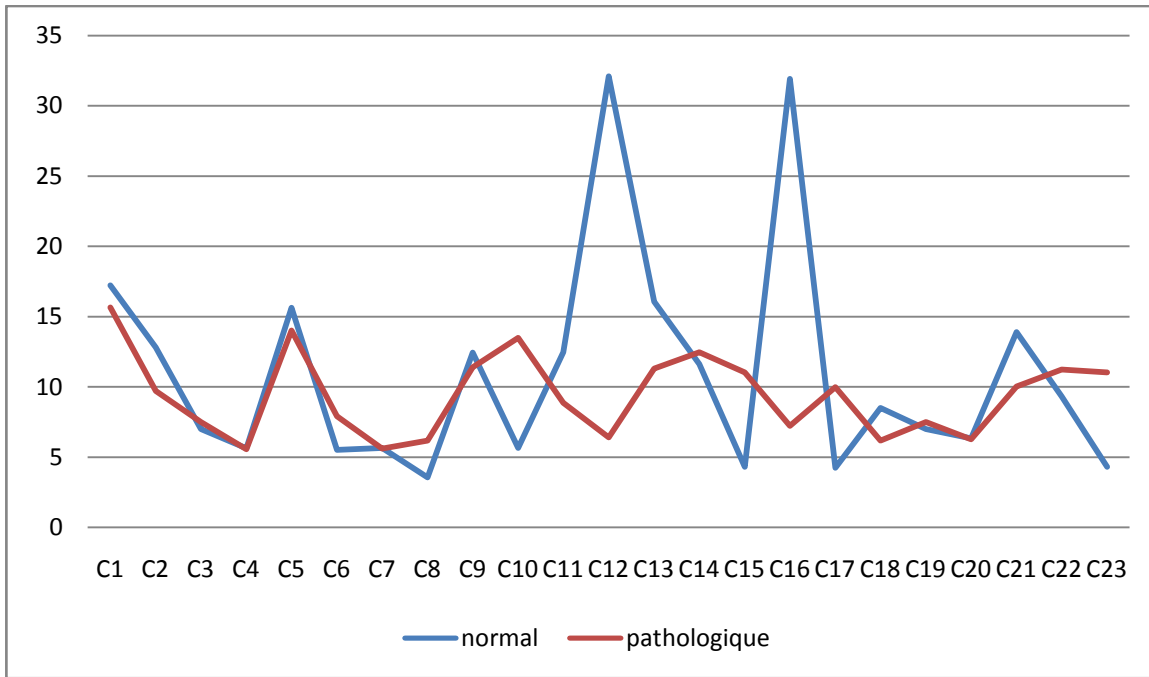


Figure III.17 : variation de Kurtosis

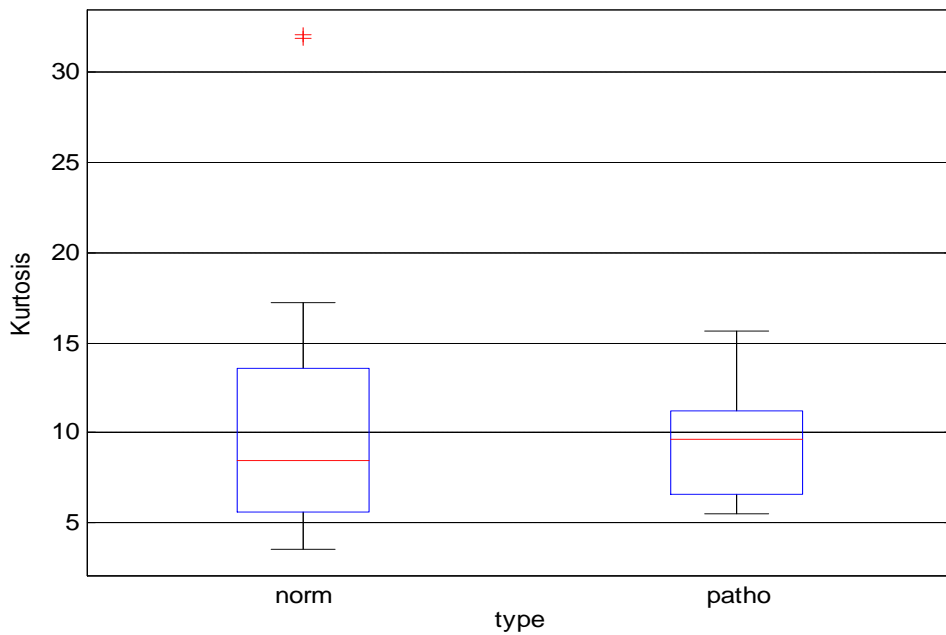


Figure III.18 : figure comparative entre les valeurs de Kurtosis

Toutes les valeurs du Kurtosis sont supérieures à 3. Ainsi, tous les signaux représentent un faible aplatissement. Dans certains signaux et pendant la période inter-critique, le Kurtosis est supérieure à 30. Pour d'autres signaux où il y a la crise, le Kurtosis ne dépasse pas le 16.

III.3.9. L'entropie

<i>paramètre</i>	<i>Entropie</i>	
	<i>normal</i>	<i>pathologique</i>
<i>C1</i>	1.1603	1.1833
<i>C2</i>	1.2165	1.1823
<i>C3</i>	1.2318	1.1983
<i>C4</i>	1.2636	1.2004
<i>C5</i>	1.1477	1.1573
<i>C6</i>	1.2205	1.1485
<i>C7</i>	1.2888	1.1718
<i>C8</i>	1.2306	1.1608
<i>C9</i>	1.1484	1.1559
<i>C10</i>	1.2230	1.1588
<i>C11</i>	1.2854	1.1620
<i>C12</i>	1.2206	1.1140
<i>C13</i>	1.1599	1.1642
<i>C14</i>	1.1814	1.1468
<i>C15</i>	1.2122	1.1470
<i>C16</i>	1.2046	1.1116
<i>C17</i>	1.2226	1.1634
<i>C18</i>	1.2317	1.1382
<i>C19</i>	1.2357	1.1976
<i>C20</i>	1.2488	1.2056
<i>C21</i>	1.1596	1.1280
<i>C22</i>	1.2410	1.2111
<i>C23</i>	1.2122	1.1470
<i>moy</i>	1.2151	1.1632
<i>mean±std</i>	$1.2151 \pm 6.0631 * 10^{-4}$	1.1632 ± 0.0034

Tableau III.8: Résultats de l'entropie

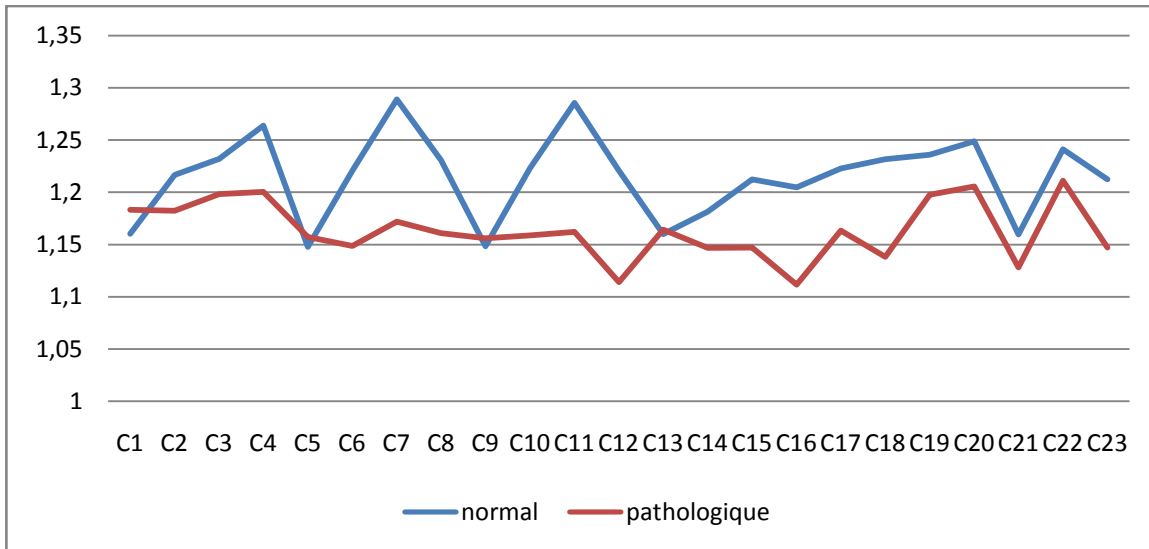


Figure III.19 : variation de l'entropie

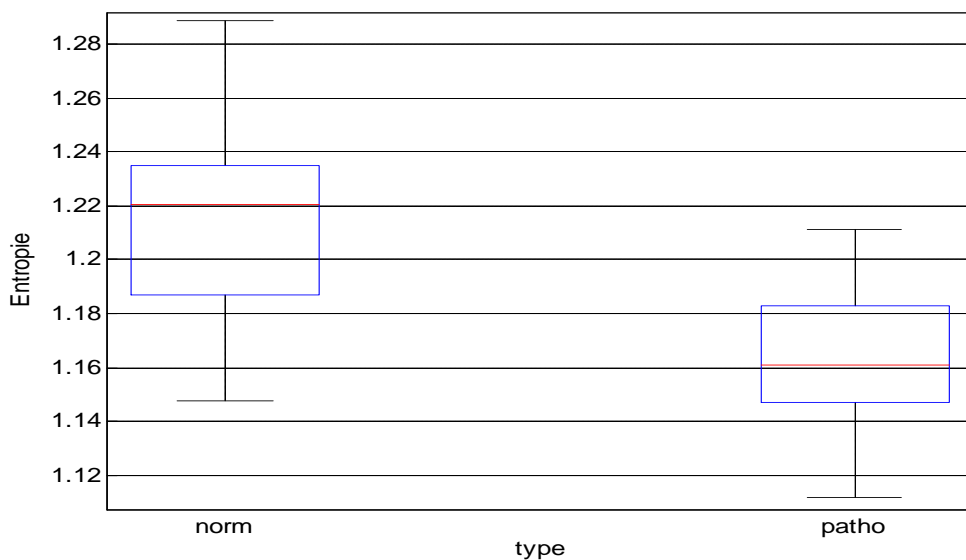


Figure III.20 : figure comparative entre les valeurs de l'entropie

En remarque que l'entropie dans les signaux enregistrés pendant la période inter-critique est plus grand que ceux enregistrés pendant la crise. Par contre, pour les canaux (C1, C5, C9 et C13), l'entropie prend presque les mêmes valeurs.

Dans la période inter-critique, il ya une différence significative des valeurs d'entropie entre les canaux. Par contre dans la période critique, il y une faible différence. D'après ces résultats, on peut conclure que les signaux de la période critique sont plus stationnaires que les signaux inter-critiques.

III.3.10. La valeur efficace RMS

<i>paramètre</i>	<i>valeur efficace RMS</i>	
	<i>Normal</i>	<i>pathologique</i>
<i>C1</i>	67.3727	53.8156
<i>C2</i>	32.0548	37.1543
<i>C3</i>	20.7146	33.0360
<i>C4</i>	17.3540	29.7354
<i>C5</i>	66.4508	58.4139
<i>C6</i>	23.1511	46.7915
<i>C7</i>	15.8877	35.2136
<i>C8</i>	20.2346	38.7100
<i>C9</i>	55.5821	55.2557
<i>C10</i>	22.3944	50.2351
<i>C11</i>	17.7578	44.0627
<i>C12</i>	24.8247	56.3286
<i>C13</i>	53.4076	53.8174
<i>C14</i>	35.1932	58.3202
<i>C15</i>	22.5467	56.7608
<i>C16</i>	27.0634	65.0401
<i>C17</i>	21.9268	48.5882
<i>C18</i>	21.1507	48.1182
<i>C19</i>	20.7150	33.0362
<i>C20</i>	19.8930	28.0798
<i>C21</i>	52.9143	68.0630
<i>C22</i>	23.2112	37.4630
<i>C23</i>	22.5467	56.7608
<i>Moy</i>	30.6238	47.5131
<i>mean±std</i>	30.6238±1.6842	47.5131±1.9283

Tableau III.9: Résultats de la valeur efficace (RMS)

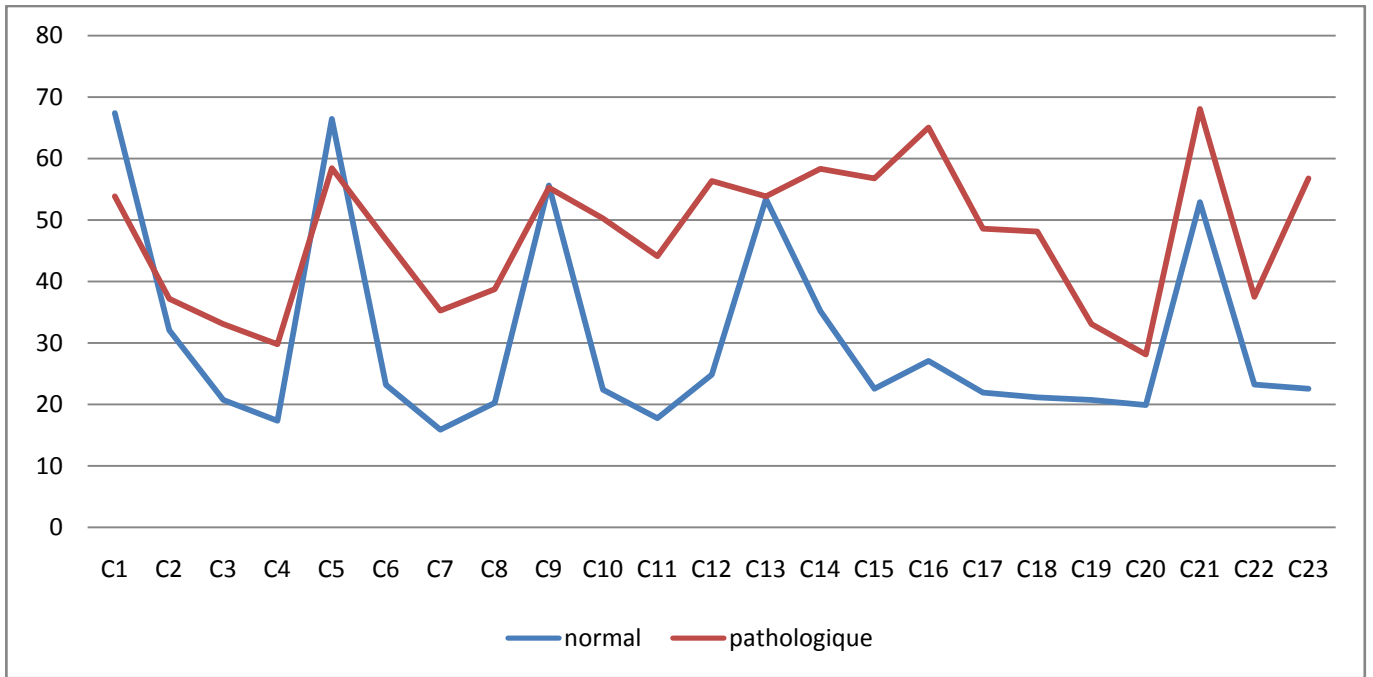


Figure III.21 : variation du RMS

Dans les plupart des canaux la valeur efficace des signaux de la période critique est plus grande par rapport aux signaux de la période inter-critique.

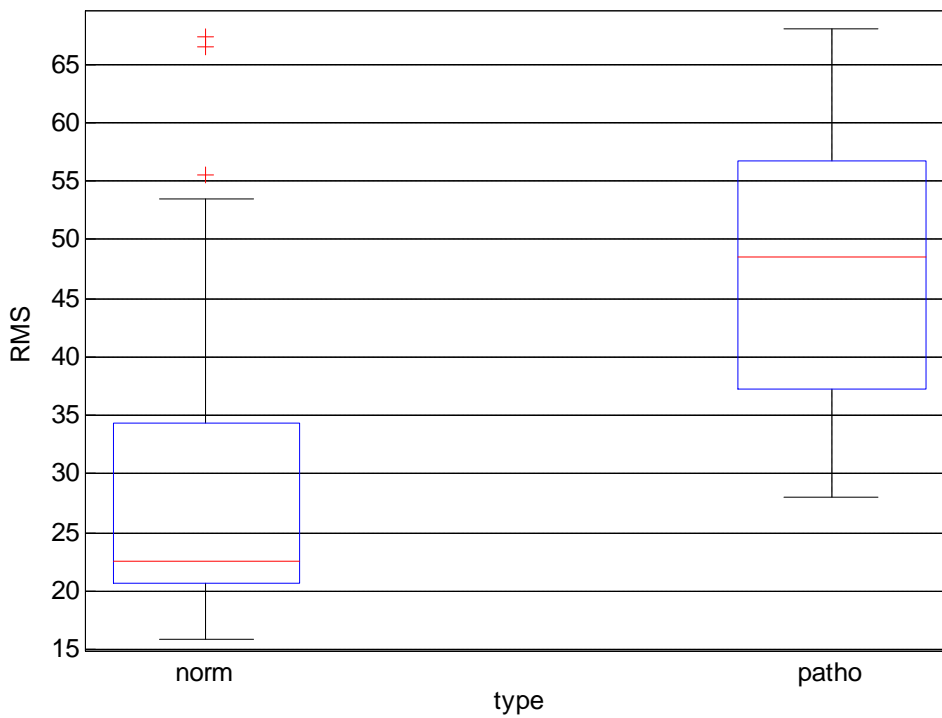


Figure III.22 : figure comparative entre les valeurs RMS

III.3.11. L'exposant de Hurst

C1/C2

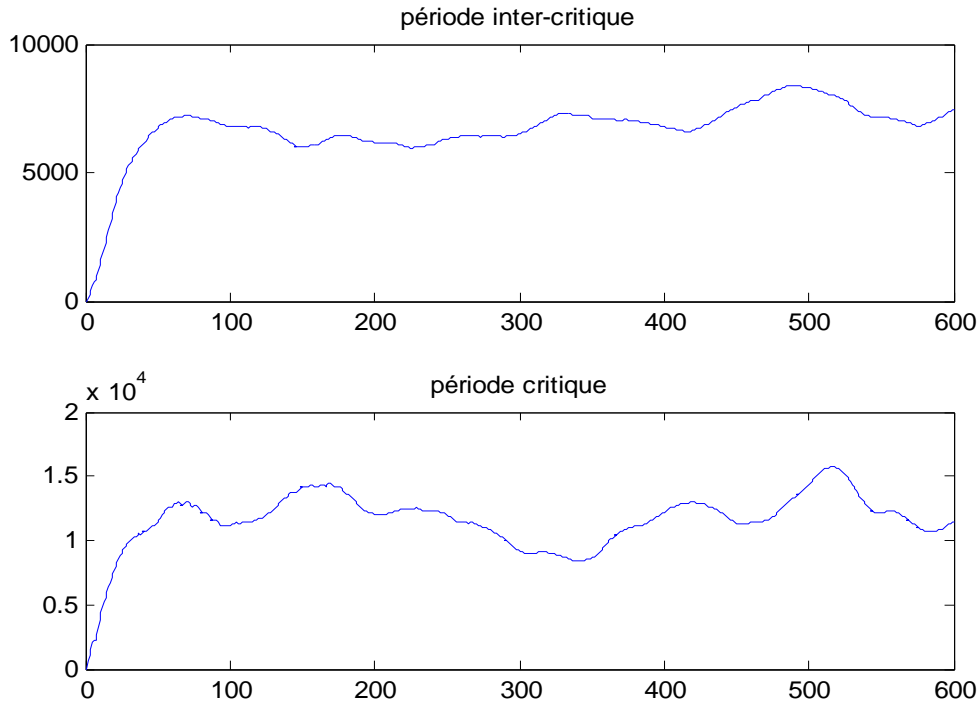


Figure III.23 : Résultats de l'exposant de Hurst entre canal 1 et 2

C11/C12

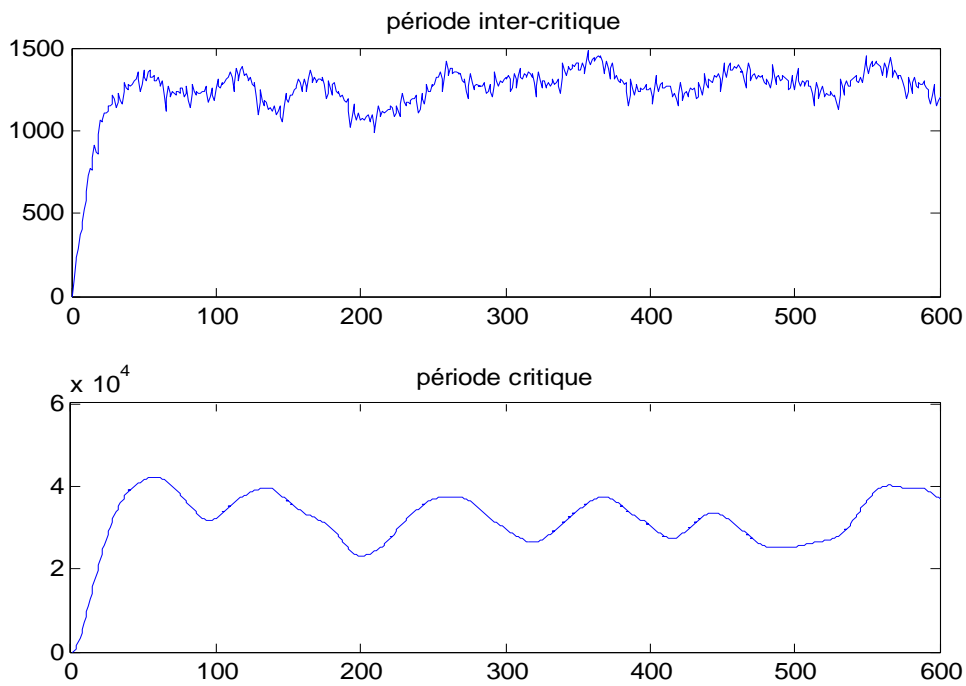


Figure III.24 : Résultats de l'exposant de Hurst entre canal 11 et 12

<i>paramètre</i>	<i>Exposant de Hurst</i>	
	<i>normal</i>	<i>Pathologique</i>
<i>C1/ C2</i>	<i>126.2071</i>	<i>452.2110</i>
<i>C3/ C4</i>	<i>103.6177</i>	<i>209.1957</i>
<i>C5/ C6</i>	<i>131.5269</i>	<i>683.6918</i>
<i>C7/ C8</i>	<i>72.6767</i>	<i>238.4105</i>
<i>C9/ C10</i>	<i>76.2061</i>	<i>1.2687*10³</i>
<i>C11 /C12</i>	<i>59.7729</i>	<i>1.0446*10³</i>
<i>C13/ C14</i>	<i>157.5686</i>	<i>2.1555*10³</i>
<i>C15/ C16</i>	<i>121.6380</i>	<i>2.1138*10³</i>
<i>C17 /C18</i>	<i>65.4467</i>	<i>0.9532*10³</i>
<i>C19/ C20</i>	<i>161.8022</i>	<i>222.4965</i>
<i>C21/ C22</i>	<i>185.2323</i>	<i>2.1131*10³</i>
<i>C23/C1</i>	<i>150.5307</i>	<i>0.9231*10³</i>

Tableau III.10: Résultats de l'exposant de Hurst

D'après le calcul de la pente de l'exposant de Hurst, on remarque que le degré de dépendance entre deux signaux successifs de la période critique est plus grand que dans la période inter-critique.

III.4. Conclusion

Dans ce chapitre, une étude statistique du signal EEG a été faite. Différents paramètres ont été extraits du signal EEG afin de différencier entre un cas normal et un cas pathologique. Les informations obtenues du signal EEG peuvent servir comme indices dans la conception d'un classifieur.

CHAPITRE IV :
REALISATION DE L'INTERFACE GRAPHIQUE

Chapitre IV : Réalisation de l'interface graphique

IV.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous nous orientons vers la réalisation d'une interface graphique pour la présentation des différents résultats mis en place dans le cadre de ce projet de fin d'étude. Le logiciel utilisé est MATLAB. Il est destiné au calcul scientifique et aux applications d'ingénierie car ils permettent de gagner beaucoup de temps vu leurs caractéristiques de programmation qui offre des bibliothèques dédiés à des applications spécifique.

IV.2. Présentation de l'interface graphique

IV.2.1. fenêtre principale

Dans cette page on trouve :

- Le titre du projet ;
- Les noms et prénoms des concepteurs du logiciel ;
- Le nom de l'encadreur ;
- Les informations concernant l'institution dont le projet a été concrétisé ;

La page principale contient aussi deux boutons :

- Le bouton « exit » : pour fermer l'application ;
- Le bouton «>> » : pour se déplacer vers la fenêtre suivante;

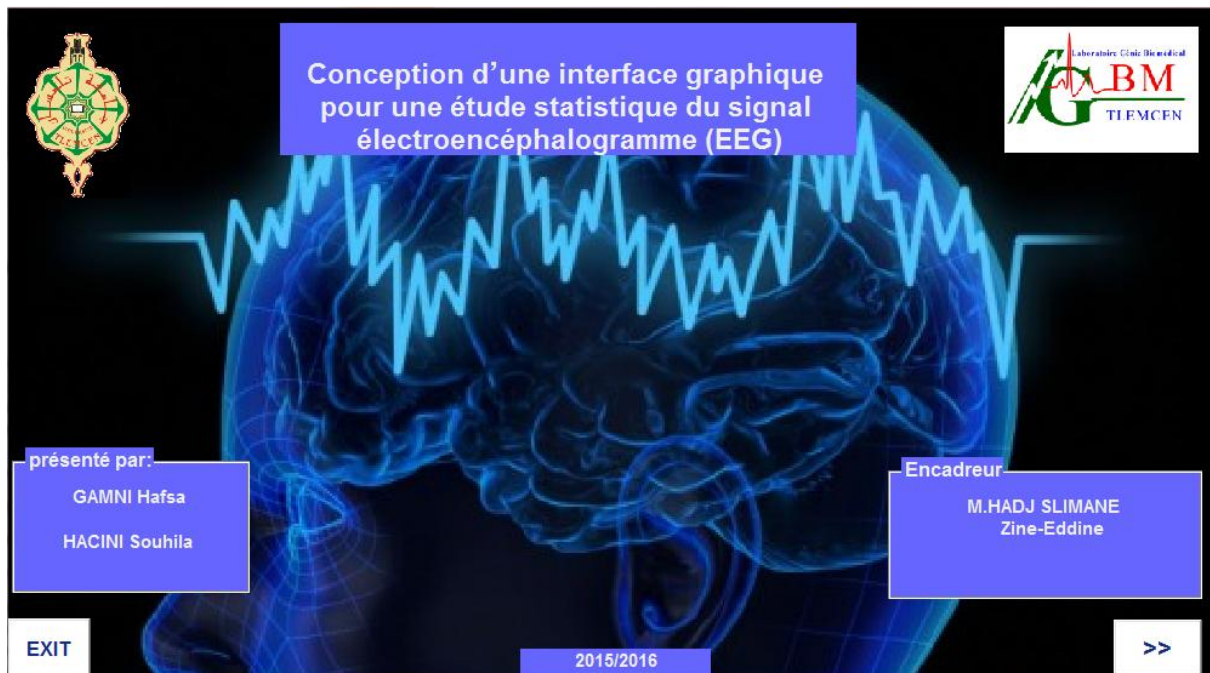


Figure IV.1. Fenêtre principale

IV.2.2. Fenêtre « plan de travail »

Cette fenêtre contient Sept boutons, chacun de ces boutons permet l'accès à la fenêtre correspondante. Ces boutons sont les suivants :

- Choix de signal ;
- Histogramme & spectre ;
- Paramètres statistiques;
- Exposant de Hurst ;
- Comparaison entre les deux périodes ;
- Un bouton « help » ;
- Un bouton retour à la page précédente « << ».



Figure IV.2. Fenêtre « plan de travail »

IV.2.2.1. Fenêtre « Choix de signal »

Cette fenêtre permet :

- De choisir le canal pour charger et afficher les deux signaux et ces informations ;
- l'utilisateur peut choisir les échantillons du signal à afficher ;
- Les boutons « >> » et « << » permettent de se déplacer vers les autres fenêtres.

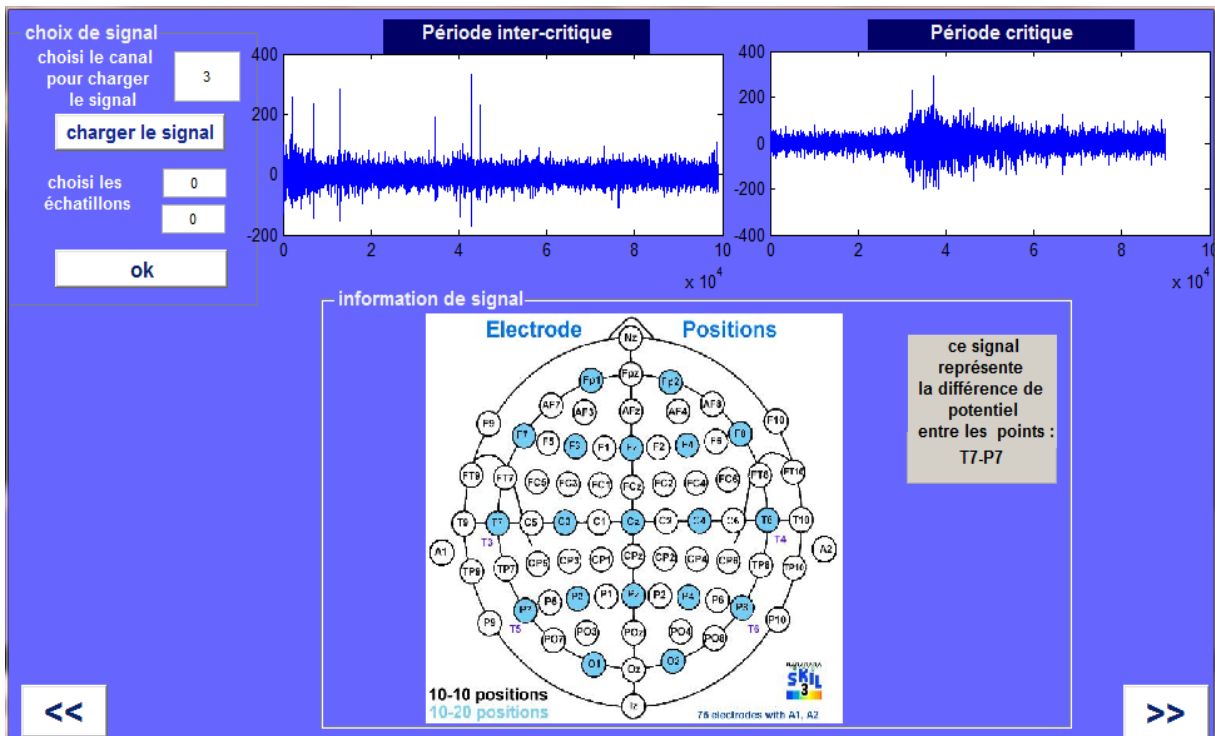


Figure IV.3 : Fenêtre «Choix de signal »

IV.2.2.2. Fenêtre « Histogramme & spectre »

Cette fenêtre permet :

- D'appeler et d'afficher les signaux à précédent ;
- D'afficher les spectres des signaux ;
- D'afficher les histogrammes des signaux ;
- Les boutons « >> » et « << » permet de ce déplacer vers les autres fenêtres.

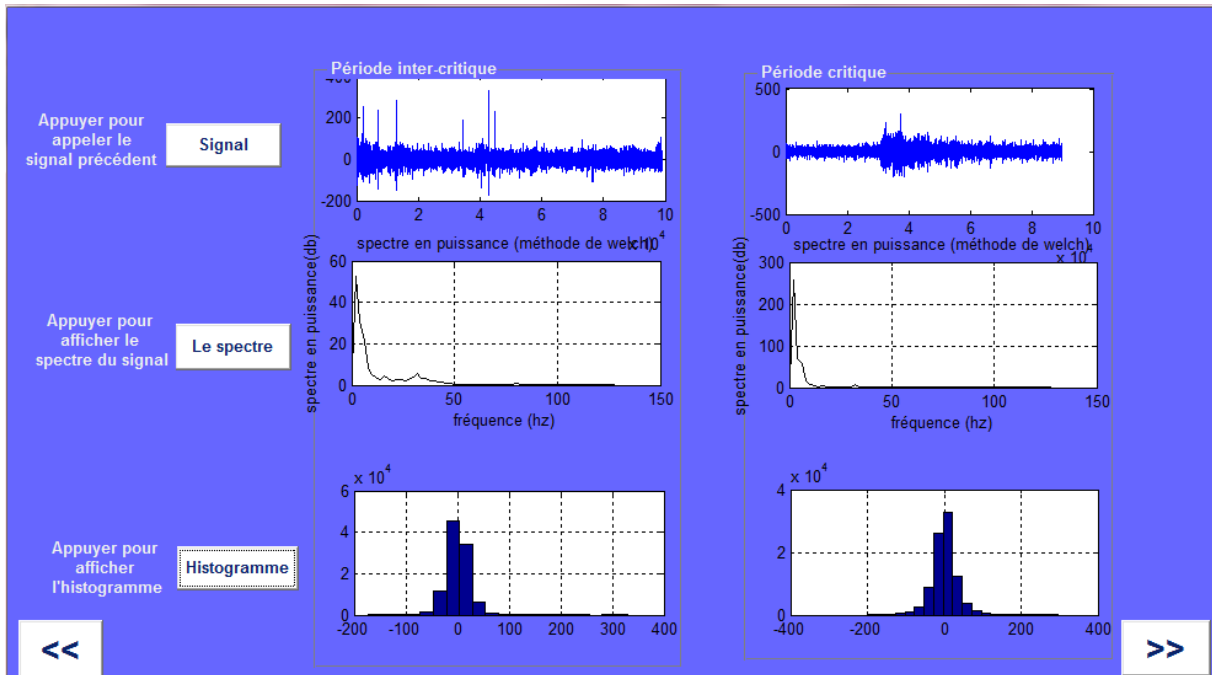


Figure IV.4. Fenêtre « Histogramme & spectre »

IV.2.2.3. Fenêtre « Paramètres statistiques »

Après la représentation de l'histogramme et du spectre des deux signaux d'un canal de notre choix. Dans cette fenêtre on peut soit afficher les paramètres statistiques du même signal ou choisir un autre canal.

- Deux boutons « ok » pour afficher les résultats de chacune des deux signaux.
- Un slider est placé au-dessous de chaque figure afin d'agrandir ou réduire l'affichage du signal.

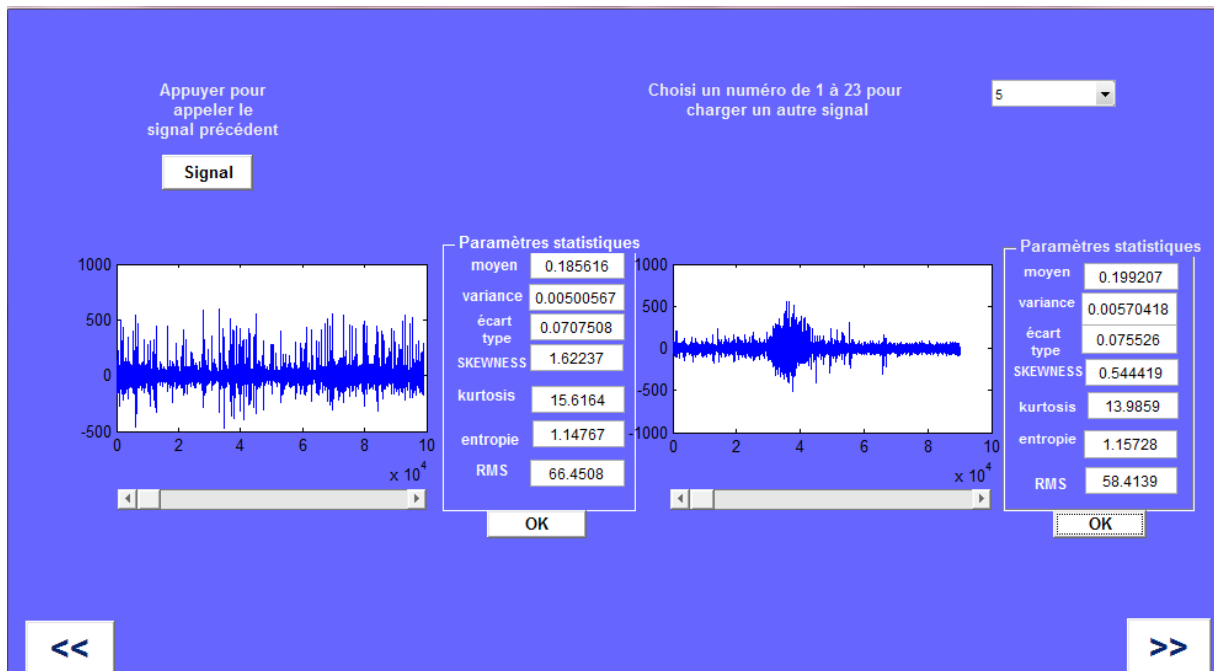


Figure IV.5. Fenêtre « Paramètres statistiques »

IV.2.4. Fenêtre « Exposant de Hurst »

Cette fenêtre permet d'afficher la courbe de l'exposant de Hurst entre chaque signal de deux canaux successive.

- Un menu pour choisir les canaux.
- Deux boutons pour afficher la pente de chaque courbe.

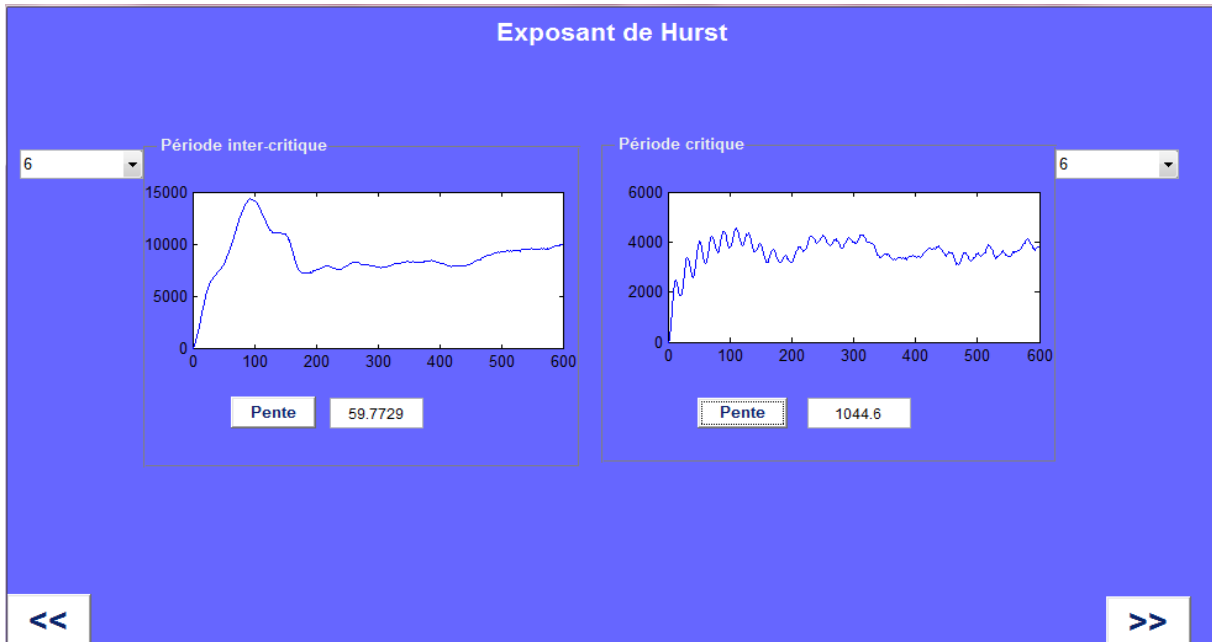


Figure IV.6: Fenêtre « Exposant de Hurst »

IV.2.5. Comparaison entre les deux périodes

Cette fenêtre permet d'afficher la courbe de comparaison entre les deux groupes de signaux des deux périodes. Elle contient :

Un menu pour choisir le paramètre sur le quelle la comparaison est faite.

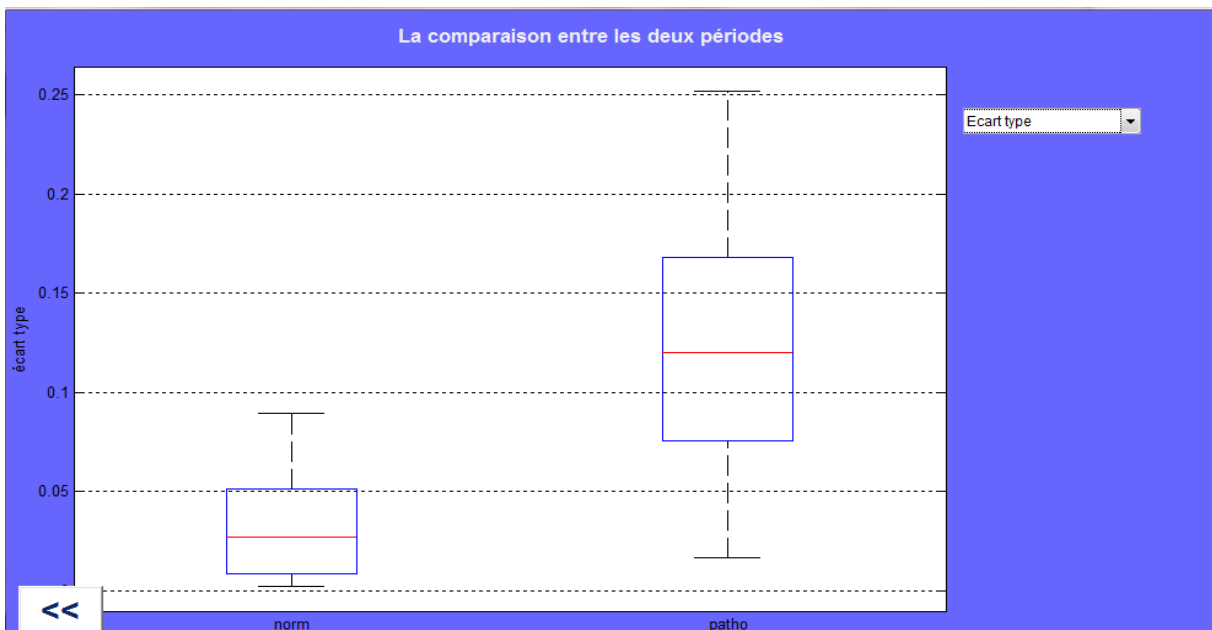


Figure IV.7: Fenêtre « Comparaison entre les deux périodes »

IV.2.6. Fenêtre « help »

Cette fenêtre sert à guider l'utilisateur sur la manière d'utiliser l'interface graphique.

Les boutons

- Le bouton ">>" :pour se déplacer vers la fenêtre suivante
- Le bouton "<<" :pour retour à la plan de travail
- Le bouton "EXIT" :pour fermer l'application
- Le bouton "charger" :pour charger et afficher le signal
- "Slider" :est placé au-dessous de signal afin d'agrandir ou réduire l'affichage du signal

Le signal

Notre base de données contient deux groupes de signaux ,la première 23 signal enregistré avant la crise "période inter-critique" au même temps avec 23 canal distribuer sur le scalp , la deuxième 23signal enregistré pendant la crise "période critique" enregistré aussi au même temps et avec les même électrodes
Les signaux ont été échantillonnées à 256 échantillons par seconde

Les paramètres

<p>Moyen : $\mu = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N}$</p> <p>Entropie : $H[X] = - \sum_{i=1}^N p_i \ln p_i$</p> <p>$H[X] = - \int p(x) \ln p(x) dx.$</p> <p>Variance : $\sigma^2 = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2}{N}$</p>	<p>écart type : $\sigma = \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2 \right)^{\frac{1}{2}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2}{N}}$</p> <p>SKLEWNESS : $SK = \frac{\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \mu)^3}{N}}{\left(\frac{\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \mu)^2}{N} \right)^{\frac{3}{2}}}$</p> <p>valeur efficace RMS : $L_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} x(t) ^2 dt}$</p> <p>$X_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_n ^2}$</p>	<p>Kurtosis : $K = \frac{\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \mu)^4}{N}}{\left(\frac{\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \mu)^2}{N} \right)^2} - 3$</p> <p>Exposant de Hurst : $H = \frac{\log(R/S)}{\log(T)}$</p>
--	---	---

Figure IV.8:Fenêtre « help »

IV.3. Conclusion

Dans ce chapitre, une présentation de l'interface graphique a été faite. L'interface permet de d'automatiser la procédure de l'étude statistique d'un signal EEG. Une comparaison automatique est aussi faite entre les deux périodes.

Conclusion générale et perspectives

Dans ce mémoire, nous avons présenté une étude statistique d'un signal EEG d'un patient pédiatrique souffrant d'épilepsie. Cette étude est basée sur des paramètres statistiques qu'on va extraire du signal EEG. Les résultats obtenus ont été comparés et évalués.

Plusieurs paramètres ont été extraits du signal EEG à savoir :

- L'étendue
- La fréquence moyenne
- La moyenne
- La variance
- L'écart type
- Skewness
- Kurtosis
- Entropie
- La valeur efficace RMS
- L'exposant de Hurst

D'après les résultats obtenus, nous avons remarqué que l'entropie ainsi que le RMS constituent des informations pertinentes qui peuvent servir à différencier entre deux périodes critique et inter-critique.

L'étape finale de notre travail est la réalisation d'une interface graphique dédiée à la présentation des applications mise en place dans le cadre de ce projet de fin d'étude.

En perspectives, nous proposons :

- D'enrichir la base de données par des signaux représentant des sujets d'âges différents avec des niveaux de crise différents;
- Trouver des paramètres supplémentaires ;

- Exploiter les résultats trouvés dans la conception d'un classifieur automatique du signal EEG en vue d'aide au diagnostic de cas d'épilepsie.

Bibliographie

- [1] Rebeca Romo-Vázquez. Contribution à la détection et à l'analyse des signaux EEG épileptiques : débruitage et séparation de sources,2010.
- [2] Mohamed Tahar Haddad .Anticipation ,des crises d'épilepsie temporale combinant des méthodes statistiques et non-linéaires d'analyse d'électroencéphalographie . Université du Québec en Outaouais (UQO) ,Département d'informatique et d'ingénierie,2014.
- [3]<http://www.psychologies.com/Moi/Se-connaître/Personnalité/Articles-et-Dossiers/Etes-vous-plutôt-cerveau-gauche-ou-cerveau-droit>
- [4]<http://www.psychologies.com/Moi/Se-connaître/Personnalité/Articles-et-Dossiers/Etes-vous-plutôt-cerveau-gauche-ou-cerveau-droit>
- [5] <http://www.corps.dufouraubin.com/cerveau/cerveau.htm>
- [6] Changeux, Jean-Pierre. L'Homme neuronal,1983. Fayard Paris (Neuronal Man: The Biology of Mind,1985).
- [7] <http://anne.crouzeix.free.fr/these/node7.php3>.
- [8] J. Cambier, M. Masson et H. Dehen. Abrégés de Neurologie. Paris : Masson, 2000.
- [9] H.P.CATHALA. "explorations fonctionnelles du système nerveux",1991.
- [10] BEREKSI.R.F "instrumentation de diagnostique", cours L3.GBM.université de TLEMCEM.
- [11] Antonia Pérez-Martin, Iris Schuster, Michel Dauzat. Travaux Pratiques de Physiologie. Faculté de Médecine Montpellier-Nîmes
- [12] Z. Benyagoub, « Analyse du signal EEG par transformée en ondelettes ».Université Abou Bekr Belkaid ,juillet 2012.
- [13] Christian JUTTEN, Théorie du signal. Cours de deuxième année (3i4) du département 3i, Université Joseph Fourier - Polytech' Grenoble, Novembre 2009.

- [14] F. Ollivier, Analyse des signaux aléatoires et identification des systèmes linéaires en vibrations et acoustique, Sorbone, 2013-2014.
- [15] COURS DE TRAITEMENT DU SIGNAL, Université François-Rabelais de Tours - École Nationale d'Ingénieurs du Val de Loire-Année, 2008-2009.
- [16] A. DJEBBARI, Méthode avancées de traitement des signaux biomédicaux, policopié de travaux pratiques, Université Abou Bekr Belkaid, Tlemcen, 2010-2011.
- [17] R. Harikumar ,P. Sunil Kumar, Statistical techniques for the analysis of electroencephalography signals from epileptic patients, Journal of Chemical and Pharmaceutical Research. 2015
- [18] Chissom B. Interpretation of the Kurtosis Statistic, American Statistician, 1970.
- [19] Dyson F.J. A Note on Kurtosis, Journal of Royal Statistical Society, 1943.
- [20] Finucan H. A Note on Kurtosis, Journal of the Royal Statistical Society (Methodological), 1964.
- [21] Ali Mohammad-Djafari. Entropie en Traitement du Signal, Laboratoire des Signaux et Systèmes (CNRS-SUPELEC-UPS) SUPELEC, Plateau de Moulon, 91192 Gif-sur-Yvette Cedex, France, 2001.
- [22] Guillaume Lemaitre Emmanuel Gallo, Les descripteurs d'un son Librairie Matlab SPL et fichiers de descriptions “.sig”, Institut national de recherche en informatique et en automatique, Janvier 2006.
- [23] C. E. Shannon and W. Weaver, The Mathematical Theory of Communication, Urbana, IL: University of Illinois Press, 1949.
- [24] D. W. Scott, Multivariable Density Estimation: Theory, Practice, and Visualization. John Wiley, New York, 1992.
- [25] B. V. Bonnlander and A. S. Weigend, Selecting input variables using mutual information and nonparametric density estimation. In Proceedings of International Symposium on Artificial Neural Networks (ISANN'94), 1994.

- [26] A. J. Izenman, Recent developments in nonparametric density estimation, Journal of the American Statistical Association, 1991.
- [27] D. Scott, On optimal and data-based histograms, Biometrika, 1979.
- [28] Edouard Hirsch. Bruno Maton . Daniel Kurtz, Bases neurophysiologiques de l'électroencéphalographie clinique et principales indications .1995
- [29] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng C-K, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit,
- [30] PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. Circulation 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>], 2000 (June 13).

ملخص

الرسم الكهربائي للدماغ هو التمثيل الزمني لفرق الجهد بين منطقتين من قشرة الدماغ المقاس عن طريق الأقطاب التي توضع على فروه الرأس. تتميز موجات التخطيط الدماغية ب (التردد، السعة، مورفولوجيا، الاستقرار، والطوبوغرافيا، التفاعل). هذه الخصائص لها دور أساسي في تشخيص الصرع.

في هذه الأطروحة، نقدم دراسة إحصائية لإشارة الرسم الكهربائي للدماغ لنفس المريض قبل وأثناء نوبات الصرع. أظهرت النتائج أن هذه المعايير يمكن أن تستخدم لتصنيف الإشارات الفسيولوجية المختلفة.

الكلمات المفتاحية: الرسم الكهربائي للدماغ، الصرع، نوبة صرع، فترة نوبة الصرع، فترة ما بين النوبتين.

Résumé

L'Electroencéphalogramme est la représentation temporelle de la différence de potentiel entre deux points du cortex à l'aide des électrodes placées sur le cuir chevelu. Le signal enregistré est caractérisé par : la fréquence, l'amplitude, la morphologie, la stabilité, la topographie et la réactivité. Ces caractéristiques ont un intérêt fondamental dans le cadre du diagnostic de l'épilepsie.

Dans ce mémoire, une étude statistique d'un signal EEG du même patient avant et pendant une crise épileptique a été faite. Les résultats trouvés montrent que ces paramètres peuvent être utilisés pour classifier les différents signaux physiologiques.

Mots clés : Electroencéphalogramme, épilepsie, crise, période critique, période inter-critique.

Abstract

The Electroencephalogram is the temporal representation of the potential difference between two regions of the cortex with the electrode placed on the scalp. EEG waves are characterized by their records (frequency, amplitude, morphology, stability, topography, reactivity), these characteristics has a fundamental interest in the diagnosis of epilepsy.

In our work, we represent a statistical study of EEG signal of the same patient before and during seizures. The results found show that these parameters can be used to classify different physiological signals.

Keywords: Electroencephalogram, epilepsy, seizure crisis , critical period, inter-critical period