

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République algérienne démocratique et populaire
وزارة التعليم العالي و البحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique
المركز الجامعي لعين تموشنت
Centre Universitaire Belhadj Bouchaib d'Ain-Temouchent
Institut de Technologie
Département de Génie Electrique



Projet de fin d'études
Pour l'obtention du diplôme de Master en :
Domaine : SCIENCE ET TECHNOLOGIE
Filière : Electronique
Spécialité : Instrumentation
Thème

Analyse spectro-temporelle des signaux Électroencéphalogrammes(EEG)

Présenté Par :

- 1) BENTSAIR IMENE
- 2) RIAZINOR EL IMANE

Devant le jury composé de :

DrBENDIMRED .M	MCB	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Président
Dr BENZINA.A	MCB	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Examinateur
Dr BADIR.B.L	MCB	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Encadrant

Année universitaire 2019/2020

Dédicace :

A l'aide de dieu tout puissant, qui trace le chemin de ma vie j'ai pu réaliser ce modeste travail que je le dédie :

Ma maman, ma vie, mon tout, c'est grâce à ses prières et son soutien que j'ai arrivé a là.

Mon père, mon âme, que j'aime beaucoup, aussi c'est grâce à lui que j'ai réussie

Mon frère Abderrahmane, et ma sœur Wafaa et son fils Adem

*Toute ma famille BENTSAIR et HARCHOUCHE et spécialement pour ma grand-mère
KHEIRA*

*Un grand remerciement à Mr le directeur des transmissions nationales de sidi Bel Abbas Mr
BELHADJHocine qui m'a beaucoup encouragé, à finir mes études supérieures*

*Mes amis et mes collègues de travail à la direction des transmissions national de Sidi bal
abbés*

*Mes enseignants et surtout ma chère encadrant M elle BADIR LHOUARIA, sans oublier mon
binôme chérie qui a partagé avec moi ce travail*

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 :

Al 'homme, ma précieuse offre du dieu, à qui je lui dois ma vie, ma réussite et tout mon respect : mon chère père

A la femme qui a souffert sans me laisser souffrir, qui n'a jamais dit non à mes exigences et qui n'a épargné aucun effort pour me rendre heureuse : mon adorable mère

A ma chère sœur RAMZIA, et mon fiancé CHACHOUA MAROUANE, qui n'ont pas cessé de me conseiller, encore agrès et soutenir tout au long de mes études .que dieux les protège et leur offre la chance et le bonheur

Ames petits frères Mohammed, Ibrahim et ma petite sœur Sanaa

A Mes grands-parents, pour leur appui et leur encouragement

Mes collègues du travail :

Djamila, Aicha, Samiha, Houaria, Chahrazed et Mohammed

Tous mes enseignants durant mon cursus, spécialement mon encadrant M^{elle} BADIR

LHOUARIA

Mon binôme IMENE pour son soutien moral et sa patience

Remerciment :

Après avoir rendu grâce à dieu le tout puissant et le miséricordieux nous tenons à remercier vivement tous ceux qui, de près ou de loin ont participé à la rédaction de ce document .Il s'agit plus particulièrement de:

Nous tenons à remercier également mon encadrant M elle BADIR LHOUARIA

pour leur temps qu'elle a consacré et pour les précieuses informations qu'elle nos prodiguées avec intérêt et compréhension.

Nous adressons aussinos vifs remerciements aux membres jurys l'examineur le docteur BENDIMRED .Met le président le docteur BENZINA.APour avoir accepté d'examiner et juger notre modeste travail

Une immense merci à tous les enseignants du département de Génie électrique, Centre universitaire d'Ain temouchent, qui ont contribués à notre formation dans cette filière durant le Parcours académique.

Nos remerciements vont à tout le personnel que nous avons contacté durant notre travail.

Résumé :

EEG est un examen réalisé par un médecin neurologue. C'est l'enregistrement de l'activité électrique cérébrale recueilli sur le scalp. Le tracé obtenu de cet examen permet d'analyser l'état du cerveau si c'est normal ou s'il souffre de maladies telles que l'épilepsie. Dans notre travail, nous avons analysé des différents signaux EEG obtenus de la base de données MIT-CHB, puis une analyse détaillée est établie dans le domaine temporel en calculant la moyenne, l'entropie, l'écart type, l'amplitude et l'énergie. Une analyse dans le domaine spectrale a aussi été appliquée basée sur la transformée de fourrier rapide FFT et la densité spectrale de puissance DSP en utilisant l'estimateur welch. Cette étude est faite dans un but d'aide au diagnostic.

Mots clés : Electroencéphalographie ; analyse spectrale ; analyse temporelle ; FFT ; DSP.

Abstract:

EEG is an examination performed by a neurologist. This is the recording of the brain's electrical activity collected on the scalp. The trace obtained from this test can be used to analyze the condition of the brain whether it is normal or if it has diseases such as epilepsy. In our work, we analyzed different EEG signals obtained from the MIT-CHB database, then a detailed analysis is established in the time domain by calculating the mean, entropy, standard deviation, amplitude and 1 'energy. Spectral domain analysis was also applied based on the FFT fast Fourier transform and DSP power spectral density using the Welch estimator. This study is done for the purpose of diagnostic assistance.

Keywords:Electroencephalography; spectral analysis; temporal analysis; FFT; DSP.

ملخص:

مخطط كهربية الدماغ هو فحص يقوم به طبيب أعصاب. هذا هو تسجيل النشاط الكهربائي للدماغ الذي يتم جمعه على فروة الرأس. يتيح لك التتبع الذي تم الحصول عليه من هذا الاختبار تحليل حالة الدماغ سواء كانت طبيعية أو ما إذا كان مصابًا MIT- المختلفة التي تم الحصول عليها من قاعدة بيانات EEG بأمراض مثل الصرع. في عملنا ، قمنا بتحليل إشارات ، ثم تم إجراء تحليل مفصل في المجال الزمني عن طريق حساب المتوسط ، والنتروبيا ، والانحراف المعياري ، CHB ، والكثافة الطيفية لقدرة FFT الطاقة. تم تطبيق تحليل المجال الطيفي أيضًا على أساس التحويل الرباعي السريع أو السعة و باستخدام مقدر ويلش. تم إجراء هذه الدراسة لغرض المساعدة التشخيصية DSP.

الكلمات المفتاحية: FFT, DSP, مخطط كهربية الدماغ. التحليل الطيفي؛ تحليل زمني

Table de matière :

Dédicaces	i
Dédicaces	ii
Remerciements	iii
Résumé.....	v
Abstract	vi
ملخص	vii
Tableau de matière.....	viii
LISTE DE FIGURES	xiii
LISTE DE TABLEAUX.....	xv
GLOSSAIRE	xvi
Introduction Générale	1
CHAPITRE I	
I.Introduction.....	4
I.2 Lecerveau.....	4
I .2.1 Définition	4
I .2.2 Cartographie du cerveau.....	4
I .2 2.1 L'encéphale.....	4
I .2.2.2 Le cortex cérébral	5
I .2.2.3 Les lobes du cerveau.....	5
I .2.2.3.1 Le lobe frontal.....	5
I .2.2.3.2 Le lobe pariétal.....	5
I .2.2.3.3 Le lobe temporal.....	5
I .2.2.3.4 Le lobe occipital.....	5
I .2.2.3.5 Le cervelet.....	5
I .2.2.3.6 Le tronc cérébral	6

I.3 Neurones.....	6
I.3.1 Définition.....	6
I.3.2 Structure du neurone.....	6
I.3.3 Transmission neuronale	7
I.3.4 Potentiel d'action.....	8
I.4 <i>L'électroencéphalographie</i>	9
I.4.1 Historique.....	9
I.4.2 Définition de l'EEG.....	10
I.4.3 Application de l'EEG.....	10
I.4.3.1 Le domaine médicale.....	11
I.4.3.2 Le domaine psychologique.....	11
I.4.4 Capteurs EEG.....	11
I.4.4.1 Type des électrodes	11
I.4.4.1.1 Electrodes passives.....	11
I.4.4.1.2 Electrodes actives.....	12
I.4.4.2 Forme des électrodes.....	12
I.4.4.2.1 Electrodes aiguilles.....	12
I.4.4.2.2 Electrodes cupules.....	13
I.4.4.2.3 Electrodes tampons.....	14
I.5 <i>Rythmes cérébrales</i>	14
I.5.1 /Le rythme Alpha.....	14
I.5.2 Le rythme bêta.....	14
I.5.3 Le rythme thêta.....	15
I.5.4 Le rythme delta.....	15
I.5.5 Le rythme gamma.....	15
I.6 <i>Pathologies</i>	16

I .6.1 Pathologies traumatiques.....	17
I .6.2 Pathologies vasculaires.....	17
I .6.3 Pathologies dégénératives.....	17
I .6.4 Pathologies infectieuses.....	17
I .6.5 Pathologies parasitaires exotiques.....	17
I .6.6 Pathologies toxiques.....	17
I .6.7 Pathologies malformatives.....	17
I .6.8 Pathologies héréditaires.....	17
I .7 Conclusion.....	18

CHAPITRE II

II.1 Introduction.....	20
II .2/Classification des signaux.....	20
II 2.1. Définition d'un signl.....	20
II 2.2. Classification phénoménologique.....	20
II 2.2.1signal déterministe.....	20
II 2.2.2. Signal aléatoire	21
II 2.3. Classification morphologique.....	22
II 2.3.1Un signal analogique	22
II .2.3.2Un signal quantifié.....	23
II.2.3.3 Un signal discret ou échantillonné.....	23
II.2.3.4 Un signal numérique.....	23
II .2.4Classification énergétique.....	23
II.3 Transformée de Fourier.....	24
II3.1 Transformée de Fourier à temps discret.....	24
II 3.2 Transformée de Fourier discrète (TFD).....	24
II 3.3 Transformée de Fourier Rapide TFR, Fast Fourier transform FFT.....	25

II .4 Densité Spectrale de puissance (DSP)	25
II .5 /Conclusion.....	26

CHAPITRE III

III.1 Introduction.....	29
III.2 Description de la base de données.....	29
III.2.1 Base de données CHB-MIT	29
III.3 Tracés et traitement numérique du signal EEG.....	30
III.3.1 Lissage et filtrage des signaux EEG.....	32
III.4 Analyse temporelle	34
III.4.1 Paramètres temporels.....	34
III.4.1.1 Moyenne (moy).....	34
III.4.1.2 Ecart type (std)	37
III.4.1.3 Energie.....	41
III.4.1.4 Amplitude.....	45
III.4.1.5 Entropie.....	52
III.5 Discussion des résultats obtenus	56
III.5.1 Premier sujet	56
III.5.2 Deuxième sujet.....	56
III.5.3 Troisième sujet.....	57
III.6 Analyse spectrale	57
III.6.1 Cas normal.....	58
III.6.1.2 Résultats obtenus via DSP.....	60
III.6.2 Le cas pathologique	60
III.6.2.1 Résultats obtenus via FFT.....	61
III.6.2.2 Résultats obtenus via DSP	62
III.7 Conclusion	63

CONCLUSION GENERALE

III Conclusion général	65
bibliographie.....	67

Liste de figures:

CHAPITRE I

Figure (I.1): le cerveau humain.....	4
Figure(I.2): les lobes du cerveau.....	6
Figure (I.3): la structure du neurone.....	7
Figure (I.4): la transmission du neurone en neurone.....	8
Figure (I.5) : décours classique du potentiel d'action.....	9
Figure (I.6) : Laboratoire Berger en 1932.....	15
Figure (I.7): Ancien appareil d'électroencéphalographie.....	10
Figure(I.8) : électodes passives.....	12
Figure (I.9): électrodes aiguilles.....	13
Figure (I.10) : électrodes cupules.....	13
Figure (I .11) : électrodes tampons.....	14
Figure (I.12): les rythmes cérébraux.....	15

CHAPITRE II

Figure (II.1) : exemple d'un signal périodique.....	21
Figure (II.2) : exemple d'un signa non périodique.....	21
Figure (II.3) : exemple d'un signal stationnaire.....	22
Figure (II.4) : exemple d'un signal non stationnaire.....	22
Figure (II.5) : les classifications morphologiques.....	23

CHAPITRE III

Figure(III1) :(a) système d'électrode international 10-20 pour 71 électrodes. (B) système d'électrode international 10-20 pour 21 électrodes (10-20_system_positioning).....	30
Figure (III .2) : tracé du signal EEG appartenant au sujet 01 canal (1).....	31
Figure (III.3): tracé du signal EEG appartenant au sujet 02 canal (5).....	31
Figure (III.4) : tracé du signal EEG appartenant au sujet 03 canal (7)	32
Figure (III.5) : sujet 01 avant et après filtrage.....	32
Figure (III .6) : le sujet02 avant et après filtrage.....	33

Figure (III .7) : le sujet03 avant et après filtrage.....	33
Figure (III .8) : bars de la moyenne du signa 0l	35
Figure (III .9) : bars de la moyenne du signal 02.....	36
Figure (III.10) : bars de la moyenne du signal 03.....	37
Figure (III .11) : bars de l'écart type du signal 01.....	39
Figure (III .12) : bars de l'écart type du signal 02.....	40
Figure (III .13) : bars de l'écart type du signal 03.....	41
Figure (III.14) : les bars de l'énergie du signal 01.....	42
Figure (III.15) : les bars de l'énergie du signal 02.....	44
Figure (III.16) : les bars de l'énergie du signal 03.....	45
Figure (III.17) : les bars d'amplitude minimale du signal 01.....	46
Figure (III.18) : les bars d'amplitude minimale du signal 02.....	48
Figure (III.19) : les bars d'amplitude minimale du signal 03.....	49
Figure (III.20) : les bars d'amplitude maximale du signal 01.....	50
Figure (III.21) :les bars d'amplitude maximale du signal 02.....	51
Figure (III.22) :les bars d'amplitude maximale du signal 03.....	52
Figure (III.23) : les bars d'entropie du signal 01.....	53
Figure (III.24) :les bars d'entropie du signal 02.....	55
Figure (III.25) : les bars d'entropie du signal 03.....	56
Figure (III.26) : tracé du signal EEG sans filtre	58
Figure (III.27) : tracé du signal EEG filtré	59
Figure(III.28) : tracé du spectre via FFT sujet 1 cas normal.....	59
Figure(III.29) : tracé du spectre via DSP sujet 1 cas normal.....	60
Figure(III.30) : tracé du signal EEG sans filtre	61
Figure(III.31) : tracé du signal EEG filtré	61
Figure(III.32):tracé du spectre via FFT du sujet 1 cas pathologique.....	62
Figure(III.33): tracé du spectre via DSP DU SUJET 1 CAS pathologique.....	62

Liste de tableaux:

CHAPITRE I

Tableau(I.1) : Propriétés des rythmes cérébraux.....	16
---	-----------

CHAPITRE III

Tableau(III.1): l'emplacement des électrodes.....	30
Tableau(III.2): moyennes du signal de la fille de 11 ans.....	34
Tableau(III.3): moyennes du signal de la fille de 6 ans.....	35
Tableau(III.4) moyennes du signal d'un garçon de 11 ans.....	36
Tableau(III.5) :écart type du signal de fille de 11ans.....	38
Tableau(III.6): écart type du signal de fille de 6 ans.....	39
Tableau(III.7): écart type du signal d'un garçon de 11 ans	40
Tableau(III.8): énergie du signal de fille de 11 ans.....	41
Tableau(III.9): énergie du signal de fille de 6 ans.....	42
Tableau(III.10): énergie du signal d'un garçon de 11 ans.....	44
Tableau(III.11): amplitude minimale du signal de fille de 11 ans.....	45
Tableau(III.12): amplitude minimale du signal de fille de 6 ans.....	46
Tableau(III.13): amplitude minimale du signal d'un garçon de 11 ans	48
Tableau(III.14): amplitude maximale du signal de fille de 11 ans.....	49
Tableau(III.15): amplitude maximale du signal de fille de 6 ans.....	50
Tableau(III.16): amplitude maximale du signal d'un garçon de 11 ans	51
Tableau(III.17): entropie du signal de fille de 11 ans.....	53
Tableau(III.18): entropie du signal de fille de 6 ans.....	54
Tableau(III.19): entropie du signal d'un garçon de 11 ans	55
Tableau(III.20): les valeurs des paramètres temporels pour les canaux touché par l'épilipsie cas 0156	
Tableau(III.21): les valeurs des paramètres temporels pour les canaux touché par l'épilepsie cas 02.57	
Tableau(III.22): les valeurs des paramètres temporels pour les canaux touché par l'épilipsie cas 03.57	

Glossaire:

EEG: électroencéphalogramme; électroencéphalographe; électroencéphalographie

TFD: transformée de fourrier discrète

TFR: transformée de fourrier rapide

EEGq: électroencéphalogramme quantitative

ICA: analyse en composantes indépendantes

Ag: argent

AgCl: chlorure d'argent

AVC: **accident** vasculaire cérébral

AIT: accident ischémique transitoire

PA: potentiel d'action

TF : transformée de fourrier

TFTD : transformée de fourrier a temps discret

FFT: fast Fourier transformed

DSP: densité spectrale de puissance

MATLAB: laboratoire de math

MOY: moyenne

STD: écart-type

AMP: amplitude

Introduction générale

Introduction générale

Le bon fonctionnement du corps humain est assuré par plusieurs organes où le cerveau prend la tête de tous ces derniers du fait qu'il contrôle nos activités volontaire ainsi que involontaire.

Le cerveau reçoit des informations provenant de toute partie du corps humain par les nerfs afférents, et il répond en émettant des signaux à la partie du corps en question via les nerfs efférents après avoir analysé les informations reçues. Comme il est responsable du rythme cardiaque, de la respiratoire, la prise de décision, la motricité du corps, le comportement, la mémoire et la conscience...etc. malgré ça il reste vulnérable au dysfonctionnement et plusieurs maladies pouvant l'affecter. Dans cette optique notre projet de fin d'étude s'articule autour de l'analyse spectro-temporelle du signal EEG issu de la base de données CHB-MIT Scalp EEG disponible gratuitement sur PHYSIONET.

Pour analyser ces signaux on a utilisé différentes techniques de traitement de signal afin de contribuer à l'aide au diagnostic médical en soulevant des informations temporelle ainsi que fréquentielle.

Dans notre PFE, nous avons consacré le premier chapitre à une description anatomique du cerveau ainsi que les pathologies pouvant affecter le cerveau suivie par des notions fondamentales de l'électroencéphalogramme.

Le second chapitre, est dédié aux bases théoriques et fondamentaux des techniques de traitement de signal utilisées dans notre PFE telle que la transformée de Fourier discrète (TFD), la transformée de Fourier rapide (TFR) et la densité spectrale de puissance par l'estimateur de Welch.

Le troisième chapitre met en valeur l'étude de l'analyse spectro-temporelle en exposant nos résultats temporels calculés regroupant la moyenne, l'écart type, l'énergie, l'entropie, le maximum ainsi que le minimum des amplitudes du EEG pour des sujets normaux et pathologiques. Et aussi une analyse spectrale fait partie du présent chapitre.

Finalement, on termine notre travail avec une conclusion générale abordant l'intérêt de l'ensemble de nos travaux.

CHAPITRE I

Notions de base sur l'électroencéphalogramme

I.1 Introduction

Le corps humain est constitué de plusieurs organes qui ont des caractéristiques anatomiques, fonctionnelles de différentes échelles structurales, seul le cerveau qui est connecté directement avec les autres.

Du fait que le cerveau domine le fonctionnement du corps humain alors un dys

Fonctionnement au niveau de ce dernier engendre forcément des pathologies potentielles qui sont visualisées via un électroencéphalogramme, pour pouvoir analyser et traiter ce signal on doit comprendre en premier le système nerveux qu'on va aborder dans ce chapitre.

I.2 Cerveau

I.2.1 Définition

Le cerveau est l'organe le plus important du corps humain, protégé à l'intérieur des os du crâne comme il est le centre de commandement du système nerveux. Il a donc le contrôle de tous les organes de l'organisme, des fonctions motrices et cognitives et de la production hormonale. Il est composé des cellules cérébrales, les neurones qui reçoivent et transmettent les informations.

Le cerveau est constitué de six lobes répartis en deux hémisphères.

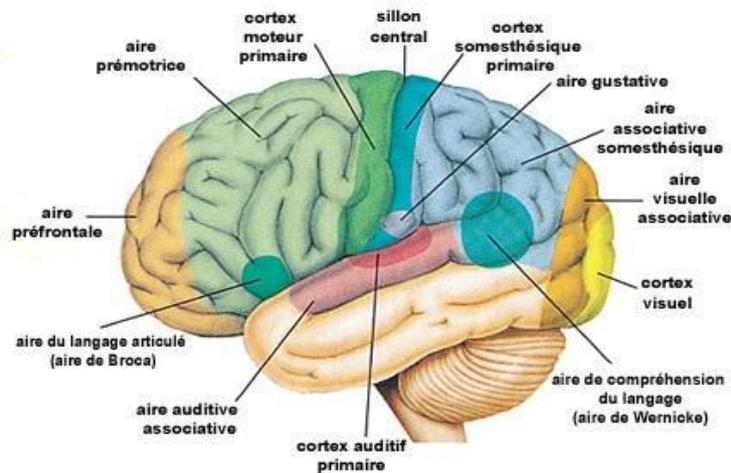


Figure (I.1): le cerveau humain

I.2.2 Cartographie du cerveau

C'est une technique d'étudier les différentes structures formant le cerveau cité ci-dessous :

I.2.2.1 Encéphale

Est la partie majeure du cerveau humain, il assure le bon fonctionnement des fonctions supérieures (penser, percevoir, planifier et comprendre un langage). Il est constitué de deux

types de tissu nerveux la substance grise et la substance blanche, la première correspondant au corps des cellules nerveuses recouvre les hémisphères et le cervelet et se trouve également disséminés sous forme de noyaux dans la substance la seconde correspondance aux fibres nerveuses (axones et dendrites) recouverts d'une gaine de myéline est située au-dessous du cortex cérébral et autour des noyaux gris. [2]

L'encéphale abrite quatre ventricules :

1-cavités contenant du liquide céphalo-rachidien.

2-ventricule latérale par hémisphère cérébral.

3-ventricule pour le diencephale.

4-ventricule entre le tronc cérébral et le cervelet.

Autour de l'encéphale se trouvent les méninges (membranes protectrices contenant également du liquide céphalo-rachidien).

I.2.2.2 Le cortex cérébral

C'est un tissu organique, appelé aussi substance grise, qui recouvre les deux hémisphères du cerveau sur une épaisseur de quelques millimètres. On trouve cette matière à la surface de l'encéphale entre les deux hémisphères droite et gauche.

Le cortex cérébral permet des fonctions élaborées telles que le langage, la mémoire, le raisonnement, la connaissance, la commande de mouvement volontaire.

I.2.2.3 Les lobes du cerveau

Le cerveau est divisé en quatre lobes[3] :

I.2.2.3.1 Le lobe frontal

Situé à l'avant des lobes pariétal et temporal, intervient dans la planification, le langage et le mouvement volontaire.

I.2.2.3.2 Le lobe pariétal

Situé en arrière de lobe frontal au-dessus des lobes temporal et occipital, il joue un rôle important dans l'intégration des informations issues des définitions modalités sensorielles (vision, touché, auditive).

I.2.2.3.3 lobe temporal

Situé derrière l'os temporel, dans la partie latérale et inférieure du cerveau, c'est la zone importante pour de nombreuses fonctions cognitives, dont l'audition, le langage, la mémoire, la vision des formes complexes.

I.2.2.3.4 lobe occipital

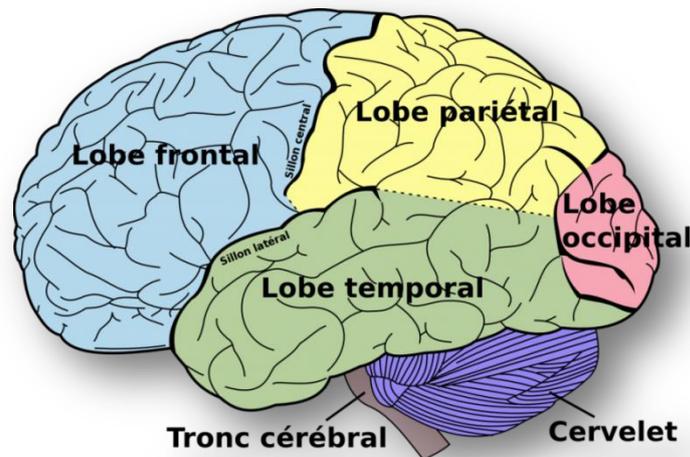
Situé à l'arrière de la tête, à côté des lobes pariétal et temporal, comme il est le centre de la vision.

I.2.2.3.5 cervelet

Se trouve en arrière sous le cerveau, il contribue à la coordination et la synchronisation des gestes.

I.2.2.3.6 Le tronc cérébral

Il est situé dans la fosse crânienne postérieure sous le cerveau et en avant du cervelet. Il est sous forme d'un cordon vertical responsable de plusieurs fonctions dans la régulation de la respiration et du rythme cardiaque.



Figure(I.2):les lobes du cerveau

I.3 Neurones

I.3.1 Définition

un neurone, ou une cellule nerveuse est une cellule excitable représentant l'unité fonctionnelle de base du système nerveux.

Cette cellule est chargée de transmettre l'information à d'autres cellules nerveuses, musculaires et glandulaires. C'est le signal bioélectrique appelé influx nerveux.

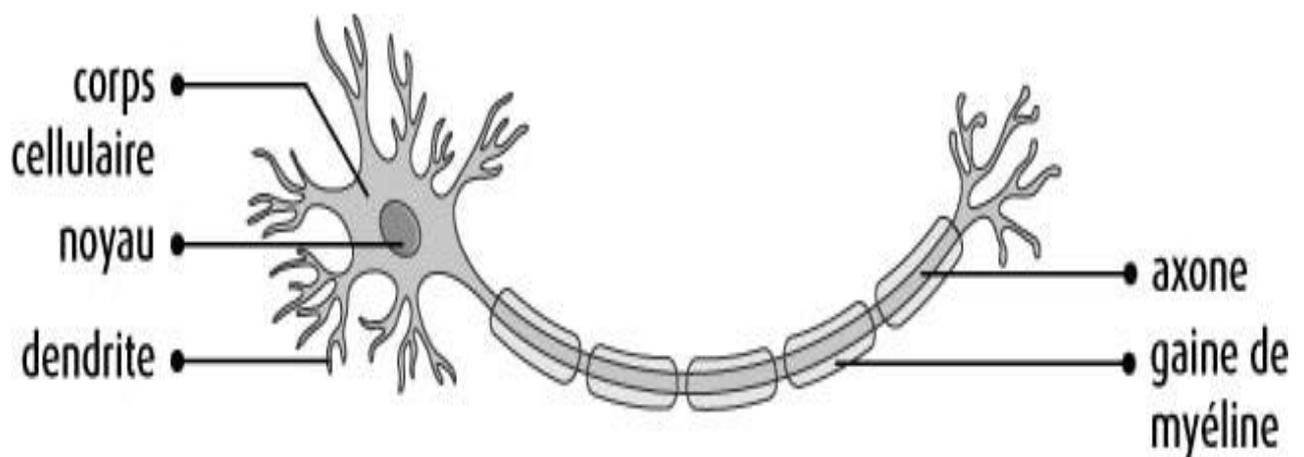
Les neurones possèdent deux propriétés physiologiques : l'excitabilité qui est la capacité de répondre aux stimulation et de convertir celles-ci en impulsions nerveuses, et la conductivité, chargé des impulsions nerveuses. . [4]

I.3.2 Structure du neurone

Chaque neurone est composé d'un corps cellulaire, de dendrites et d'un axone. Le corps cellulaire contient le noyau et le cytoplasme.

L'axone part du corps cellulaire et forme souvent de nombreuses petites ramifications avant de se terminer en terminaisons nerveuses.

Les axones peuvent mesurer de moins d'un centimètre jusqu'à un mètre ou plus. Les dendrites partent du corps cellulaire et reçoivent des informations provenant d'autres neurones, et aussi on a la gaine de myéline qui permet d'augmenter la vitesse de propagation de l'influx nerveux. . [4]



Figure(I.3): la structure du neurone

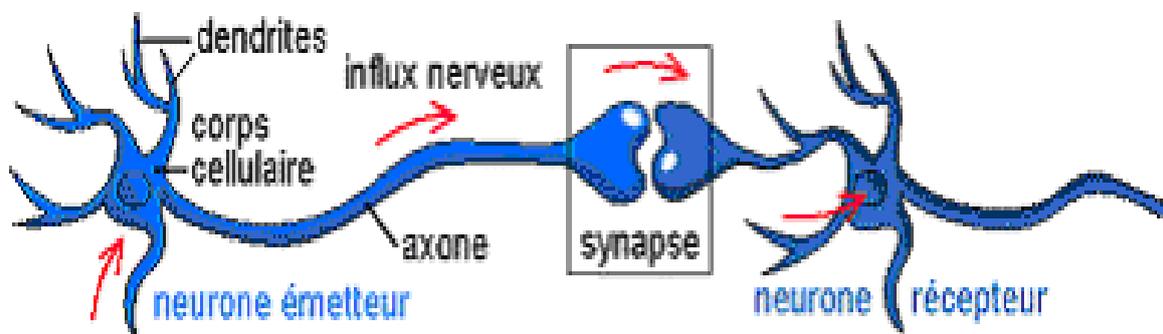
I.3.3 Transmission neuronale

Dans le cerveau les informations circulent sous forme de messages électriques appelés influx nerveux depuis les dendrites, elles vont vers le corps cellulaire ou elles sont traitées et naviguent jusqu'aux synapses via l'axone. Les synapses constituent les zones d'échanges d'informations entre les neurones ou ils sont unis entre eux par des milliers de connexions synaptiques.

A ce niveau, l'information est échangée sous forme de messages chimiques des substances chimiques appelés neurotransmetteurs sont sécrétées et se lient à des récepteurs spécifiques.

La gaine de myéline sert à isoler et à protéger les fibres nerveuses, et joue aussi un rôle dans la vitesse de propagation de l'influx nerveux transportant l'information le long des neurones à une vitesse 100 fois supérieure à celle des axones non myélinisés. Ces propriétés d'isolation sont liées à sa forte teneur en lipides (graisses) et à sa structure très compacte.

C'est notamment la perte de myéline qui perturbe la transmission de l'influx nerveux et par conséquent de la bonne transmission des informations du cerveau au reste de l'organisme chez une personne atteinte de sclérose en plaques. [4].



Figure(I.4) : la transmission du neurone en neurone

I.3.4 Potentiel d'action

Le potentiel d'action est un signal électrique unidirectionnel parcourant les axones des neurones, qui provoque la libération de neurotransmetteurs au niveau des synapses. Un stimulus perçu au niveau des dendrites ou du corps cellulaire d'un neurone peut conduire à une dépolarisation de la membrane, qui sera d'autant plus importante que l'intensité du stimulus est grande. Mais lorsque la dépolarisation atteint un certain seuil, le seuil d'excitation, cela déclenche un potentiel d'action qui se propage le long de l'axone : c'est l'influx nerveux.

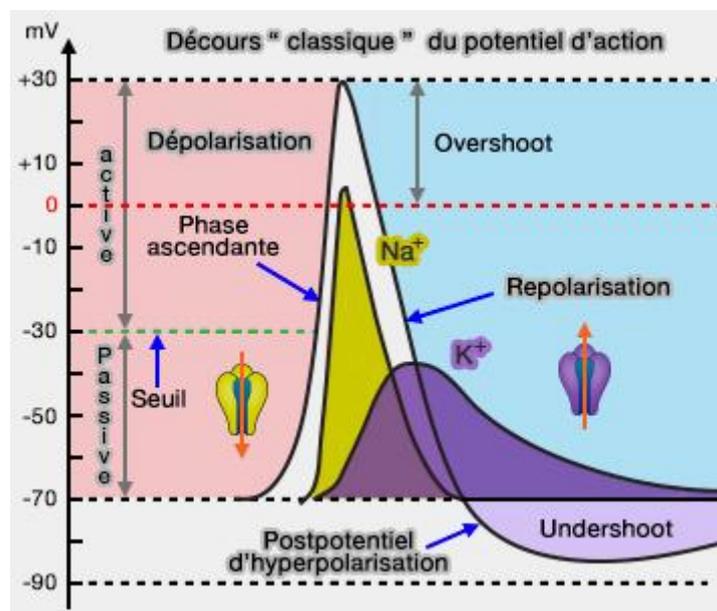
Le potentiel de repos d'un neurone se situe vers -50 mV -55 mV et le seuil d'excitation vers 15 à 20 mV. Le potentiel d'action correspond à une réaction du tout ou rien : l'ampleur du potentiel d'action ne dépend pas de l'intensité du stimulus.

Les potentiels d'action sont générés par des échanges d'ions entre l'intérieur et l'extérieur des neurones, et ceci grâce à des canaux sensibles aux variations du potentiel électrique : ces canaux tension dépendants s'ouvrent et se ferment selon le potentiel de membrane. Il s'agit de canaux à sodium et de canaux à potassium. Ces canaux sont plus

présents au niveau des nœuds de Ranvier, ce qui permet au potentiel d'action de se propager rapidement par une conduction saltatoire.

Un potentiel d'action comprend quatre phases :

- au repos, les canaux tension dépendants sont fermés,
- pendant la phase de dépolarisation, les canaux à sodium s'ouvrent,
- pendant la dépolarisation, les canaux à sodium se ferment et les canaux à potassium s'ouvrent,
- pendant l'hyperpolarisation, les canaux à sodium sont fermés et les canaux à potassium toujours ouverts.



Figure(I.5) : déroulement classique du potentiel d'action

I.4 Electroencéphalographie

I.4.1 Historique

En 1875 le médecin britannique Richard Caton inventé l'activité électrique au niveau du cerveau chez l'animal, en 1920 le neurologue allemand Hans Berger fut le premier à amplifier le signal électrique de l'activité neuronale et à décrire les tracés en forme de vague.

En 1929 Hans berger enregistrer le premier EEG, les courbes de ce dernier était tracées sur des rouleaux de bandes de papier millimétré afin d'être relus ensuite par les médecins neurologues pour y déceler d'éventuels signes.

Puis les travaux de Hans Berger furent repris et complétés par le britannique Edgar Douglas Ardian qui obtient en 1932 le prix Nobel de physiologie Depuis 1950 la technique de

L'EEG est utilisée dans le domaine scientifique et dans la quantification sur ordinateur par L'électroencéphalographie quantitative et en imagerie médicale. [5]

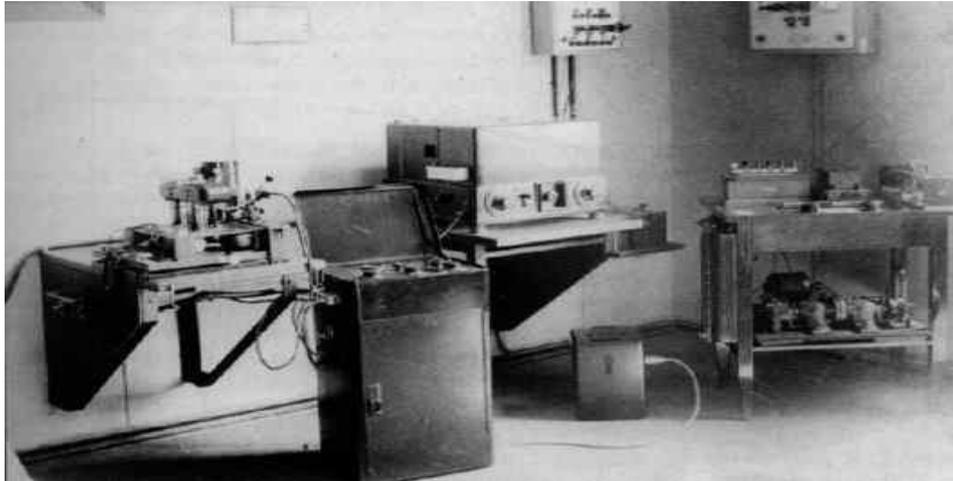


Figure (I.6): Laboratoire Berger en 1932.

I.4.2 Définition de l'EEG

L'électroencéphalographie est une technique d'exploration cérébrale généralement non invasive, consistant à mesurer l'activité électrique à la surface ou à l'intérieur du cerveau, à l'aide d'électrodes sensibles à la différence de potentiel électrique ces dernières soient extrêmement faibles.

L'EEG est un examen indolore et non-invasif qui renseigne sur l'activité neurophysiologique du cerveau au cours du temps étend particulier du cortex cérébral soit dans un but diagnostique neurologique, soit dans la recherche en neurosciences cognitive.

Le signal électrique à la base de l'EEG est la résultante de la sommation des potentiels post-synaptiques synchrones issus d'un grand nombre de neurones. . [5]



Figure(I.7): Ancien appareil d'électroencéphalographie

I.4.3 Application de l'EEG [6]

L'électroencéphalographie à plusieurs techniques spécifiques appliquée pour surveiller et enregistrer les informations varient en fonction des objectifs et du protocole comme l' EEG quantitative ou EEGq qui est un terme utilisé pour désigner l'application des techniques de traitement du signal numérique pour l'étude de l'EEG.

EEG dans le cerveau, ils appliquent des techniques de séparation de sources telles que l'analyse en composantes indépendantes (ICA) et la source des techniques de localisation telles que la tomographie

I.4.3.1 Le domaine médical

Les applications médicales utilisée par l'EEG dans la santé est libéralement la plus connus sont les suivants:

- détecter et localiser toute activité électrique anormale du cerveau;
- déterminer l'emplacement d'une tumeur au cerveau, d'une inflammation, d'une infection, d'un saignement ou d'une blessure à la tête dont on soupçonne la présence;
- diagnostiquer et surveiller des maladies telles que l'épilepsie (un trouble provoquant des crises convulsives), la narcolepsie (un trouble du sommeil) et l'œdème cérébral;
- surveiller le cerveau durant une chirurgie au cerveau.

I.4.3.2 Le domaine psychologique

Dans ce domaine l'EEG est basé sur le diagnostiquedes troubles mentaux atypiques ou tumorales de certaines symptômes psychiques et aussi il sert à participer à la recherche étiologique d'une confusion mentale (intoxication,encéphalite, lésions vasculaires, etc.) et à la surveillance de son évolution ;contrôler diverses chimiothérapies.

I.4.4 Capteurs EEG

Les électrodes sont des composants qui captent les rythmes cérébraux et les potentiels évoqués.

Il existe plusieurs types d'électrodes (actives, passives). Les électrodes actives possèdent un système de pré-amplification à l'intérieur même de l'électrode contrairement aux électrodes passives.

I.4.4.1 Type des électrodes_[7]

I.4.4.1.1 Electrodes passives

Sont généralement en argent /chlorure d'argent (Ag-AgCl) et de nombreux systèmes utilisent généralement des électrodes qui sont chacune attachées à un fil individuel. Ces électrodes sont

appliquées sur le cuir chevelu à l'aide d'un gel ou d'une pâte conductrice, généralement après avoir préparé la zone du cuir chevelu par abrasion légère pour réduire l'impédance électrode-cuir chevelu.



Figure(I.8) : électrodes passives

I.4.4.1.2 Electrodes actives

Le système d'électrodes actives permet de réduire considérablement le temps de préparation des sujets à tester jusqu'au début de l'enregistrement EEG, notamment en cas d'acquisition avec un grand nombre de canaux (32 canaux ou plus). Les capteurs intégrés dans le boîtier sont constitués d'Ag/AgCl (frittage) de haute qualité.

Les circuits actifs qui sont intégrés dans les électrodes minimisent le bruit ambiant, les interférences dues aux effets électriques et les artefacts dus au mouvement.

Cette technologie améliore considérablement le rapport signal/bruit même sans minimisation de l'impédance abrasive et nettoyage supplémentaire de la peau à l'aide

I.4.4.2 Forme des électrodes [8]

I.4.4.2.1 Electrodes aiguilles

Sont des électrodes sous cutanées offrent la méthode la plus simple, et en même temps la plus fiable de dérivation, elle a la forme d'une aiguille hypodermique argentée ou acier inoxydable elle est introduite juste sous la peau parallèlement à la surface.

Leur usage s'importe 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

I.4.4.2.2 Electrodes cupules

Ont la forme d'un disque en argent de cinq millimètres de diamètre dont la cupule centrale permet l'application d'une pate conductrice elle est collée sur le crane.

Ces électrodes sont reliées à l'appareil de l'EEG par de simple fil afin, ces derniers sont utilisés pour les enregistrements prolongé par exemple en télémétrie ou au cours du sommeil.



Figure(I.10) : électrodes cupules

I.4.4.2.3 Electrodes tampons

Elles ont la forme d'un petit dôme en argent chlorure recouvert d'un tampon de tissu imbibé d'eau saline. Elles sont placées sur le scalp après dégraissage de cuir chevelu et application d'une pate conductrice.



Figure(I.11) : électrodes tampons

I.5 Rythmes cérébrales

Un rythme cérébral désigne une oscillation électromagnétique dans une bande de fréquence donnée résultant de l'activité électrique cohérente d'un grand nombre de neurones du cerveau telle qu'on peut l'observer en électroencéphalographie. Les ondes de l'EEG sont classées en cinq groupes cités ci-dessous [9] :

I.5.1 Le rythme Alpha

Constitué d'ondes régulières dont la fréquence de 08 à 12 HZ et de faible amplitude, ce rythme est recueilli avec un tri dominante occipital bilatérale dans la plus part des cas bilatérale veut dire que les deux hémisphères du cerveau arrive a fonctionné ensemble dans une harmonie parfaite ces ondes indiquent un état de veille et de relaxation mental donc il est obtenu dès que nous avons les yeux fermés, il est important de noté que ce rythme disparaître avec l'ouverture des yeux.

I.5.2 Le rythme bêta

Il est aussi appelé le rythme rapide constitué des ondes très irrégulières dont la fréquence de 14 à 25 HZ de très faible amplitude, le rythme beta est de plein éveil celui-ci en fonctionnant lorsque nous avons les yeux ouverts, que nous réfléchissons, que nous étudions Etc.

Les ondes beta sont surtout visible sur les régions frontologiques, elles sont de faible amplitude à cause de la faible synchronisation, on peut dire que lorsque le cortex est

engagé dans l'analyse d'information provenant d'une simulation sensorielle ou d'un processus interne.

I.5.3 Le rythme thêta

Lorsque l'activité cérébrale se ralentit encore et que nous arrivons dans une zone qui est aussi entre 04 et 07 cycle par seconde ça veut dire que le cerveau fonctionne au rythme thêta. Ce rythme correspond à la phase du sommeil léger et plus nous enfonçons dans ce rythme le sommeil devient profond ces ondes sont encore plus irrégulières.

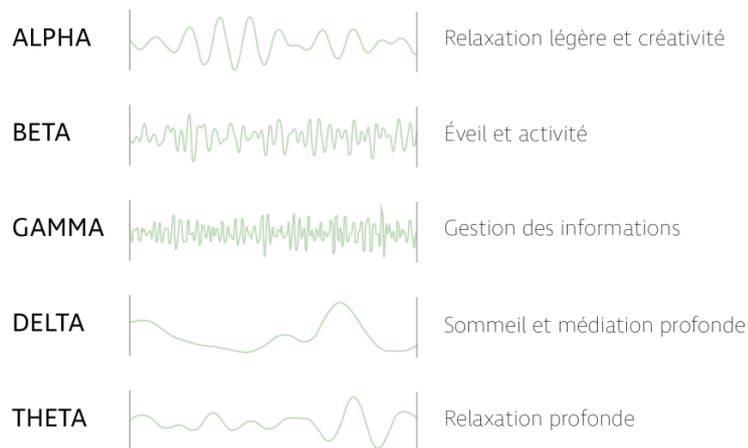
I.5.4 Le rythme delta

Le dernier des quatre cycles de fonctionnement de notre cerveau, il correspond véritablement à la zone de l'inconscience du sommeil très profond et plus nous fonctionnons en dessous de 04 cycles par seconde plus nous sommes dans les états qui s'approchent à la mort physique.

I.5.5 Le rythme gamma

Cette onde est très rapide, elle oscille autour entre 30 à 80 HZ, elle correspond au traitement des informations provenant de toutes les zones du cortex cérébral, comme elle favorise l'intégration des pensées, des apprentissages, et de toutes les informations reçues.

Cette onde disparaît lors d'une anesthésie ou certaines médications.



Figure(I.12) : les rythmes cérébraux

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) : Propriétés des rythmes cérébraux

I.6 Pathologies

L'électroencéphalogramme est utilisé en neurologie pour établir certains diagnostics mais aussi en neurosciences cognitives afin de mieux connaître le cerveau. UN tracé EEG permet en effet d'identifier, ou de caractériser des états psychologiques en neurosciences fondamentales, ou des états pathologiques en neurologie. Cet examen est un aide au diagnostic de l'épilepsie et sert dans le suivi des patients épileptiques.

Il permet aussi d'étudier les troubles du sommeil et les troubles de la conscience et de la vigilance.

L'EEG peut être établie pour :

1- préciser l'état d'éveil d'une personne avec qui la communication est difficile. L'examen permet de confirmer ou non qu'il existe des troubles de la vigilance et éventuellement l'origine de ces troubles (crises d'épilepsie, encéphalopathie).

2- recherché des anomalies électriques en faveur des crises d'épilepsie chez un patient ayant fait des troubles transitoires. Ces anomalies ne sont pas toujours présentées mais une grande aide diagnostique lorsqu'elles sont mises en évidence.

3- chez un épileptique connu, l'EEG peut être prescrit pour apprécier l'efficacité du traitement. Il ne faut pas arrêter les traitements habituels avant de passer l'examen. A l'inverse, on ne prendra généralement les décisions d'arrêter un traitement antiépileptique qu'après s'être assuré que le cerveau ne produit plus d'anomalies susceptibles de déclencher de nouvelles crises.

4- étudier le fonctionnement du cerveau en cas de troubles intellectuelles, difficultés de mémoire notamment. Le ralentissement du tracé électronique du cerveau peut témoigner de l'existence d'une maladie neurologique.

Et parmi les pathologies les plus courantes qui peuvent être détecté via l'EEG son :

a- Pathologies traumatiques

Traumatismes crâniens et cranio-cérébraux

b- Pathologies vasculaires

Accidents vasculaires (A.V.C/ A.I.T) : hémorragie cérébrale, ramollissement cérébrale par infarctus cérébral, rupture d'anévrisme

c- Pathologies dégénératives

Démences séniles-maladies d'Alzheimer-sclérose en plaques-maladies de parkinson

d- Pathologies infectieuses

Abcès du cerveau-encéphalites

e- Pathologies parasitaires exotiques

Paludisme - maladie du sommeil - cysticercoses

f- Pathologies toxiques

Alcool - drogue - oxyde de carbone

g- Pathologies malformatives

Anencéphalie

h- Pathologies héréditaires

Certaines épilepsies

I.1 Conclusion

Ce chapitre, est enrichie par quelque notion du base sur électroencéphalographie et le signal EEG, suivie par l'aspect médicale et connaissance anatomique et physiologique concernant le cerveau, son fonctionnement et ses activités électrique

On conclut que L'électroencéphalographie est le seul examen accessible et économique, qui donne accès à la fonctionnalité cérébrale. Celle-ci peut être anormale, alors que tous les résultats de l'imagerie sont par ailleurs normaux. Il n'est en aucun cas invalidé ou remplacé par les méthodes d'imagerie contemporaine, dans la mesure où il donne des informations spécifiques.

CHAPITRE II

Outils théoriques de l'analyse spectro-temporelle

II.1 II.1 Introduction

Dans le quotidien, toute activité produite par l'être humain est gérée par le cerveau, ce dernier est l'organe le plus mystérieux vu sa complexité en contrôlant toutes les fonctions du corps. L'électroencéphalogramme est le signal capté au niveau du crâne via des électrodes de surface, ce signal est révélateur d'éventuelle trouble neurologique d'où l'idée nous est venue de traiter et analyser le signal électroencéphalographique dans une optique d'aide aux diagnostics et pour ce faire il faut en premier lieu mieux cerner les différentes techniques de traitement du signal qui sont abordées dans le présent chapitre.

II.2 Classification des signaux

II.2.1 Définition d'un signal

Un signal est une représentation physique d'une information (parole, musique, image...), du fait que la plupart des signaux sont des grandeurs électriques (courant électrique, onde lumineuse, tension...) ils peuvent être analysés ou traités par des différentes techniques spectro-temporelles.

On distingue plusieurs types de classifications des signaux citées ci-dessous :

II.2.2 Classification phénoménologique

II 2.2.1 signal déterministe

Un signal déterministe ou certain est un signal dont on peut connaître la valeur à chaque instant (t), où son évolution au cours du temps peut être modélisée par une fonction mathématique (figure 1). On retrouve dans cette classe les signaux périodiques ainsi que les signaux non périodiques.

✓ Un signal périodique

Un signal périodique il se répète de manière identique à un intervalle de temps réguliers, pour définir un signal périodique $x(t)$ on peut utiliser la période « T » donnée généralement en seconde avec la relation $x(t) = x(t+T)$, où la puissance de ce signal est finie par contre l'énergie est infinie.

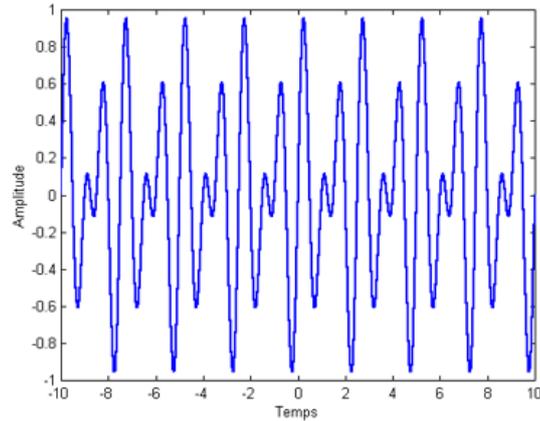


Figure (II.1) : exemple d'un signal périodique

✓ Un signal non périodique

Un signal non périodique ce n'est que la représentation d'un signal non répétitif, ce dernier possède une énergie bornée c.à.d. une énergie finie en revanche sa puissance moyenne est infinie.

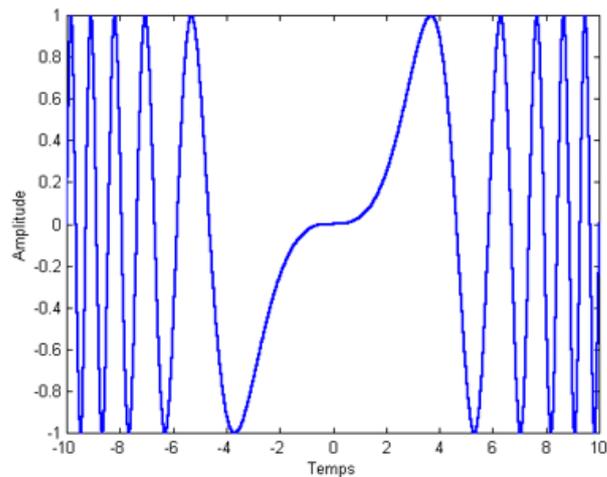


Figure (II.2) : exemple d'un signal non périodique

II.2.2.2 Signal aléatoire

Un signal aléatoire est un signal dont on ne peut pas prédire sa valeur au cours du temps (t), donc il ne peut pas être décrit mathématiquement par une expression à cause de son

comportement temporel qui est imprévisible, [10], la description de ce dernier est basée sur les propriétés statistiques des signaux (moyenne, variance, loi de probabilité,...).

Parmi ces signaux on trouve :

- ✓ Un signal stationnaire

Ce signal possède des caractéristiques statistiques invariantes au cours du temps.

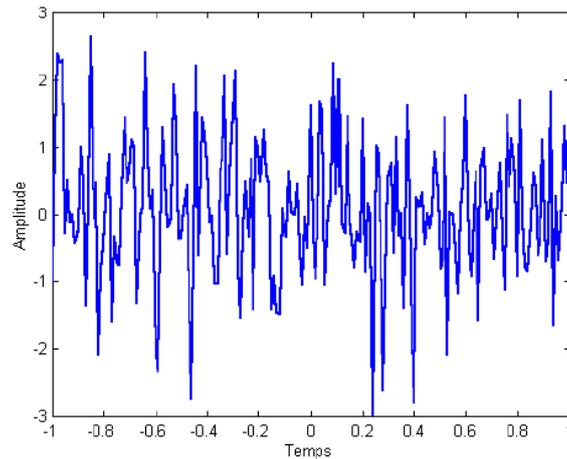


Figure (II.3) : exemple d'un signal stationnaire

- ✓ Un signal non stationnaire

Un signal est non stationnaire si ses caractéristiques statistiques varient au cours du temps.

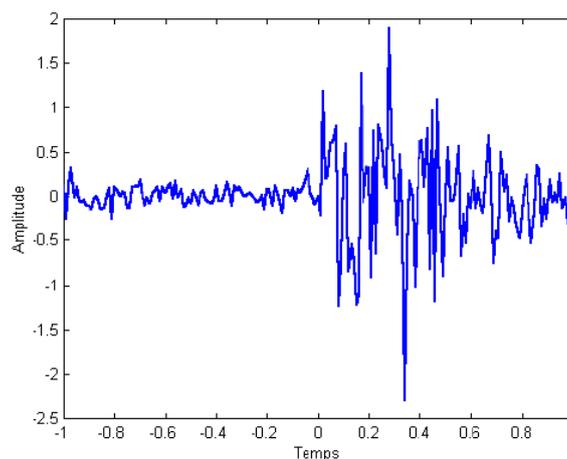


Figure (II.4) : exemple d'un signal non stationnaire

II.2.3 Classification morphologique

On distingue les signaux à variable continue des signaux à variable discrète ainsi que ceux dont l'amplitude est discrète ou continue dont on acquière quatre classes de signaux : [10] (voir figure..)

II.2.3.1 Un signal analogique : est un signal qui a une amplitude et un temps continus.

II.2.3.2 Un signal quantifié : est un signal qui a une amplitude discrète et un temps continu.

II.2.3.3 Un signal discret ou échantillonné : est un signal qui a une amplitude continue et un temps discret.

II.2.3.4 Un signal numérique : est un signal dont ces valeurs sont codées avec une amplitude et un temps discret.

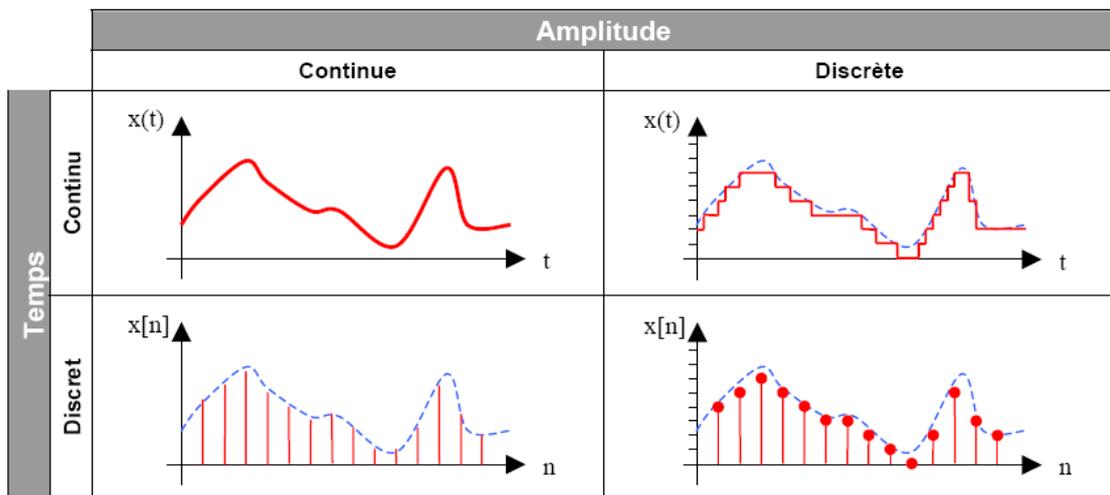


Figure (II.5) : les classifications morphologiques

II.2.4 Classification énergétique

Soit un signal $x(t)$ défini sur $]-\infty, +\infty[$ et T un intervalle de temps, on peut définir l'énergie du signal ainsi que la puissance moyenne si elles existent par les relations suivantes respectivement :

$$E_x = \int_{-\infty}^{+\infty} |x(t)|^2 dt \dots \dots \dots (\text{II.1})$$

$$P_x = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{+T/2} |x(t)|^2 dt \dots \dots \dots (\text{II.2})$$

- Les signaux à énergie finie : il possède une puissance moyenne nulle et une énergie finie.
- Les signaux à puissance moyenne finie : il possède une énergie infinie et sont donc physiquement irréalisable.

II.3 Transformée de Fourier

La transformée de Fourier est une opération permettant une représentation fréquentielle des signaux déterministes, continus et non périodiques. Elle expose la répartition de la fréquence présente dans les signaux considérés, [10] la transformée de Fourier d'un signal $x(t)$ déterministe non périodique est : [11], [12]

$$\text{TF}\{x(t)\} = X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-j2\pi ft} dt \dots \dots \dots (\text{II.3})$$

II.3.1 Transformée de Fourier à temps discret (tftd)

Un signal discret ce n'est que l'équivalent d'une suite d'échantillons espacés entre eux d'une période T_e . La transformée de Fourier appliquée à un signal discret $x[n]$ est vérifiée pour les signaux temps discret non-périodiques de fréquence d'échantillonnage F_e . [13], [14]

$$X(f) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x[n] \cdot e^{-j2\pi n f T_e} \dots \dots \dots (\text{II.4})$$

II.3.2 Transformée de Fourier discrète (TFD)

La transformée de Fourier discrète est dédiée au cas des signaux temps discret périodiques de fréquence d'échantillonnage f_e et de période $T = NT_e$. [13], [14]

La TFD est l'outil de calcul de la TFtd, c'est une suite de N termes $x(0), x(1), \dots, x(N-1)$ définis par :

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cdot e^{-j2\pi \frac{nk}{N}} \dots \dots \dots (\text{II.5})$$

En pratique, les N termes $x(n)$ peuvent être N échantillons d'un signal analogique échantillonné :

$x_n = x(nT_e)$, et les N termes $X(k)$ correspondent à une approximation de la transformée de Fourier de ce signal aux N points de fréquence $f_k = k f_e / N$, avec k entre 0 et $N - 1$.

Autrement dit la TFD est l'outil de calcul de la TFD, son succès tient à l'existence d'algorithmes rapides dont le plus répandu est la FFT ou TFR.

II.3.3 Transformée de Fourier Rapide TFR, Fast Fourier transform FFT

[15], [16],[17]

L'invention de la transformation rapide de Fourier en 1965 par Cooley et Tukey [7] a été une évolution primordiale pour le traitement du signal en envisageant une analyse spectrale numérique de signaux de longue durée en des temps remarquablement courts.

La FFT est simplement une TFD calculée selon un algorithme permettant la réduction du nombre d'opérations de multiplications à effectuer. Tout en réduisant le temps d'exécution.

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cdot e^{-j2\pi \frac{nk}{N}} \dots \dots \dots \text{(II.6)}$$

et ceci pour $k \in [0, N - 1]$.

Si on effectue le calcul directement sans algorithme FFT, on doit effectuer :

N^2 multiplications complexes

$N(N-1)$ additions complexes

Il existe différents algorithmes de FFT. Le plus connu est sûrement celui de Cooley-Tukey appelé aussi à entrelacement temporel ou à « *decimation in time* » qui réduit à :

$\frac{N}{2} \log_2(N)$ Le nombre de multiplications. Il existe deux versions de l'algorithme [17] :

- FFT avec entrelacement temporel,
- FFT avec entrelacement fréquentiel

L'algorithme nécessite que N soit une puissance de 2. Le principe de l'algorithme consiste à décomposer le calcul de la TFD d'ordre $N = 2^p$ en p étapes successives.

Pour transformer 1024 points, le nouvel algorithme demande environ 100 fois moins de temps que la TFD

II.4 Densité Spectrale de puissance (DSP) :

La densité spectrale est un outil mathématique permet de présenter les différentes composantes d'un signal (énergie, puissance...)

La DSP d'un signal est la transformée de Fourier de la fonction d'autocorrélation :

$$S_{xx}(f) = TF[R_{xx}(\tau)] \dots \dots \dots (\text{II.7})$$

Elle représente la répartition de la puissance sur l'axe des fréquences. Dans la théorie des processus aléatoires, cette définition constitue le théorème de Wiener-Kintchine qui est la densité spectrale de puissance d'un processus aléatoire dont la valeur moyenne et la fonction d'auto corrélation sont invariantes dans le temps est égale à la transformée de Fourier de sa fonction d'autocorrélation statistique. Dans la littérature il existe plusieurs estimateurs de de la DSP tel que le periodogramme, le corrélogramme ,Welch....etc dans notre étude on a utilisé l'estimateur de Welch.

- **Estimateur de Welch**

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

Diviser le signal en plusieurs segments avec ou sans chevauchement.

Exécute une TFR sur chaque segment puis calculer la magnitude carré (C.à.d., spectre de puissance) afin d'estimer la moyenne de ces spectres. [18]

L'implantation de cet algorithme dans MATLAB [19].est simple. La boîte à outils de traitement des signaux de Matlab comporte une fonction qui effectue ces opérations. Sous sa forme plus générale, la fonction de pwelchs'appelle comme :

$$[PS,f] = pwelch(x,window,noverlap,nfft,fs)$$

$$[Ps, f] = pwelch(x, window, noverlap, nfft, fs) \dots \dots \dots (\text{II.8})$$

Avec

X : le signal à étudier

window : la fenêtre d'apodisation

noverlap : le chevauchement

nfft : le nombre de point de calcul de la fft

fs : la fréquence d'échantillonnage

II.2 Conclusion :

Ce chapitre a été pour nous l'occasion de présenter les différentes techniques et outils théoriques de l'analyse spectro-temporelle dans l'optique de bien cerner l'analyse des signaux électroencéphalographiques EEG.

La technique qui a été largement abordée est la transformée de Fourier rapide (FFT) en vue de son importance dans l'analyse fréquentielle des signaux électrophysiologiques, ainsi que la par la densité spectrale de puissance(DSP). Toutes ces notions collectées nous ont favorisé le passage directe à l'analyse spectro-temporelle en implémentant ces bases mathématiques à l'aide de l'environnement de programmation MATLAB dans le chapitre suivant.

CHAPITRE III

**Analyse des Signaux
électroencéphalogramme EEG**

III.1 Introduction

Dans ce chapitre on s'intéresse à concevoir une analyse temporelle ainsi que spectrale dédié aux signaux électrophysiologies EEG. Cette étude analytique est assurée via les signaux EEG obtenu de la base de données CHB-MIT Scalp EEG et cela dans le but d'aide au diagnostic, tout en calculant les paramètres temporels (la moyenne, l'énergie, l'entropie.... Etc.) ainsi que les paramètres fréquentiels tels que la DSP et la FFT pour des signaux EEG normaux et épileptiques.

III.2 Description de la base de données

III.2.1 Base de données CHB-MIT

Notre travail est effectué sur des signaux EEG obtenu de la base de données CHB-MIT Scalp EEG disponible gratuitement sur PHYSIONET[19]. Cette base de données a été rassemblée à l'hôpital des enfants de Boston, cette base de données recueillie des enregistrements EEG des enfants souffrant de crise d'épilepsie.

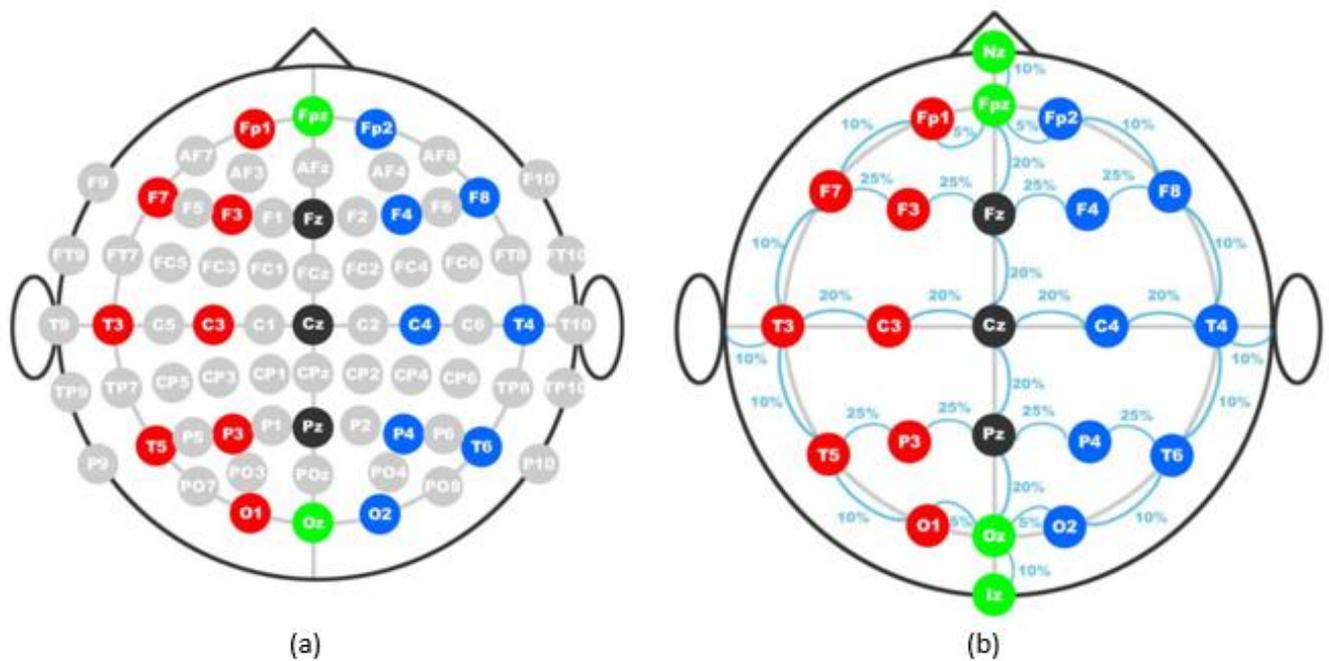
Les patients ont été suivis pendant plusieurs jours après le retrait du médicament antiépileptique afin de caractériser leurs crises et évaluer leur candidature pour l'intervention chirurgicale.

Les enregistrements groupés en 23 cas ont été rassemblés en 22 sujets (5 hommes âgés de 3 à 22 ans et 17 femmes âges 1,5 à 19 ans). Le fichier (SUBJECT-INFO) contient des informations sur le sexe et l'âge de chaque sujet (patient). Chaque cas (chb01, chb02, ...etc.) contient entre 9 et 42 fichiers d'extension « .edf ». Dans la plupart des cas, les fichiers « .edf » contiennent exactement une heure d'enregistrement des signaux EEG numérisés. 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.

Un enregistrement (soit pour cas normal ou pathologique) regroupe 23 canaux chaque canal représente la position des divers électrodes présenté dans la figure() où le tableau() indique l'emplacement des différentes électrodes désignées par des lettres majuscules : Fp (front polaire), F (frontal), T (temporel), O (occipital), C (central) et P (pariétal), sont utilisées dans le système 10-20. Les nombres suivant les lettres soit l'hémisphère gauche (les nombres impairs), soit l'hémisphère droit (les nombres pairs). La désignation Z reflète l'emplacement de l'électrode sur la ligne médiane, exemple : CZ signifie la ligne médiane centrale.[19][21].

Canal N	DESIGNATION	Canal N	DESIGNATION	Canal N	DESIGNATION
Canal 01	FP1-F7	Canal 09	FP2-F4	Canal 17	FZ-CZ
Canal 02	F7-T7	Canal 10	F4-C4	Canal 18	CZ-PZ
Canal 03	T7-P7	Canal 11	C4-P4	Canal 19	P7-T7
Canal 04	P7-O1	Canal 12	P4-O2	Canal 20	T7-FT9
Canal 05	FP1-F3	Canal 13	FP2-F8	Canal 21	FT9-FT10
Canal 06	F3-C3	Canal 14	F8-T8	Canal 22	FT10-T8
Canal 07	C3-P3	Canal 15	T8-P8	Canal 23	T8-P8
Canal 08	P3-O1	Canal 16	P8-O2		

Tableau(III.1): l'emplacement des électrodes



Figure(III.1) : (a) système d'électrode international 10-20 pour 71 électrodes. (B) système d'électrode international 10-20 pour 21 électrodes (10-20_system_positioning).

- Dans notre cas on a pris trois sujet dont le sujet 01 est chb01 qui est une fille âgée de 11 ans , le sujet 2 est chb23, c'est aussi une fille qui est âgée de 6 ans et le sujet 3 est chb2 qui représente un garçon de 11ans .

III.3 Tracés et traitement numérique du signal EEG

Dans cette partie nous allons présenter le signal EEG issu de la base de données MIT-CHB cité précédemment les figures suivantes illustrent le tracé du signal EEG pour 3 sujets dont la durée est (27s), (20s), (82s) respectivement.

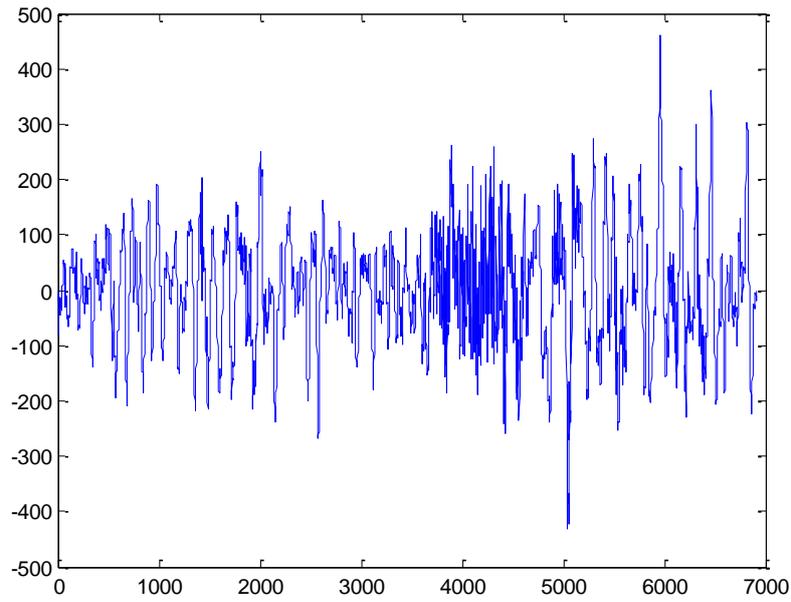


Figure (III .2) : tracé du signal EEG appartenant au sujet 01 canal (1)

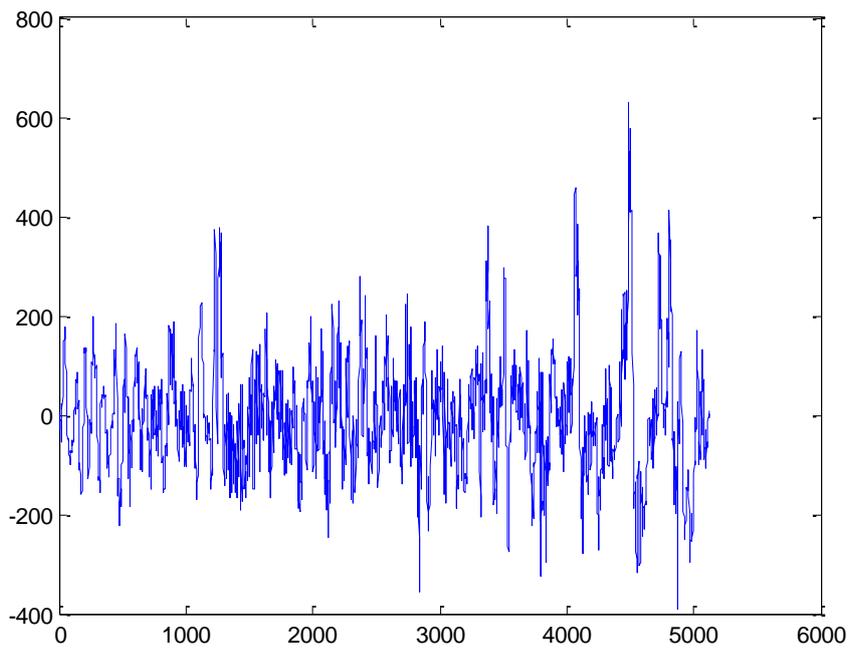


Figure (III.3):tracé du signal EEG appartenant au sujet 02 canal (5)

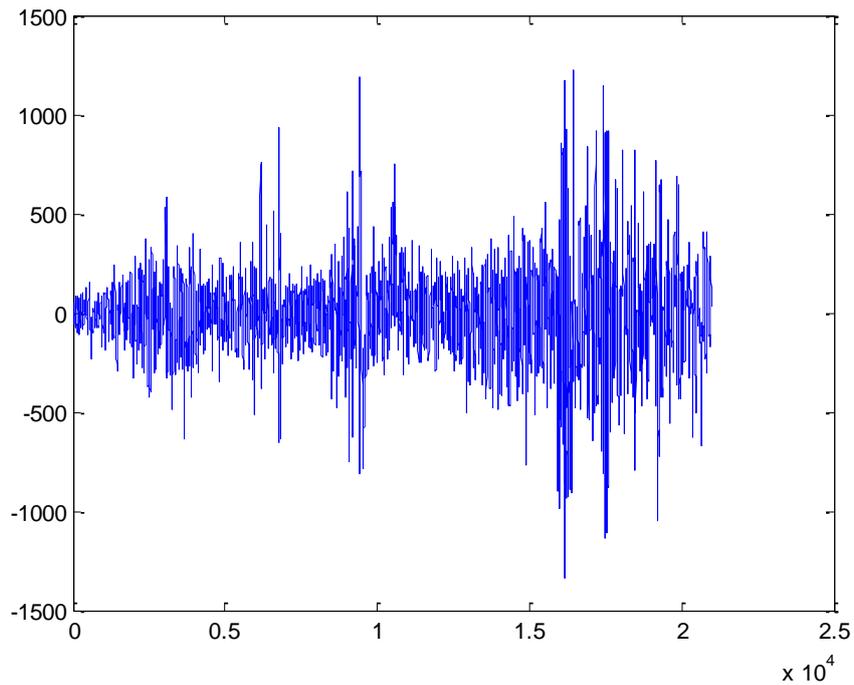


Figure (III.4) :tracé du signal EEG appartenant au sujet 03 canal (7)

III.3.1 Lissage et filtrage des signaux EEG

Le signal EEG est considéré comme étant le signal électrophysiologie le plus contaminé et noyé dans le bruit pour cela nous appliquons un lissage suivi par un filtre numérique passe-bas implémenté sous l'environnement de la programmation Matlab de type **butterWorthd**'ordre 10 et fréquence de coupure 100HZ.

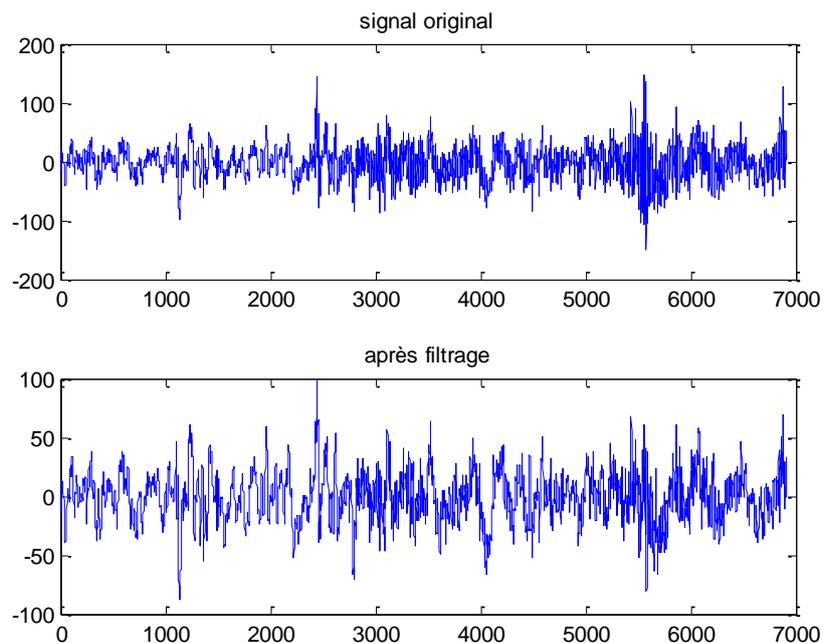


Figure (III.5) : sujet 01 avant et après filtrage

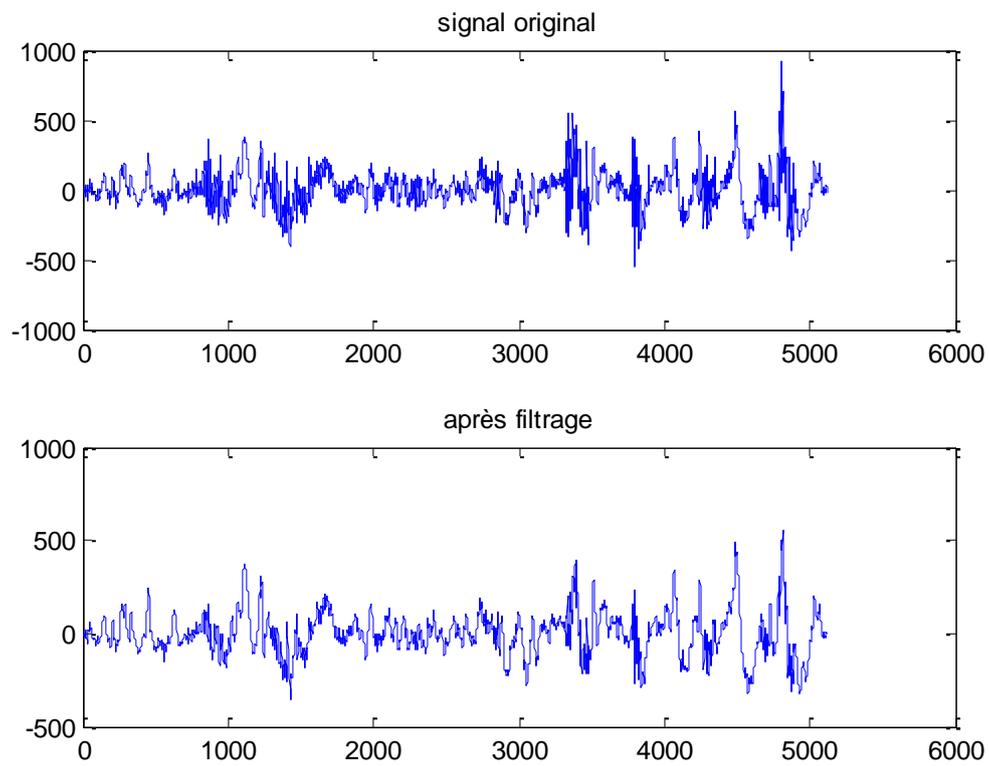


Figure (III .6) : le sujet02 avant et après filtrage

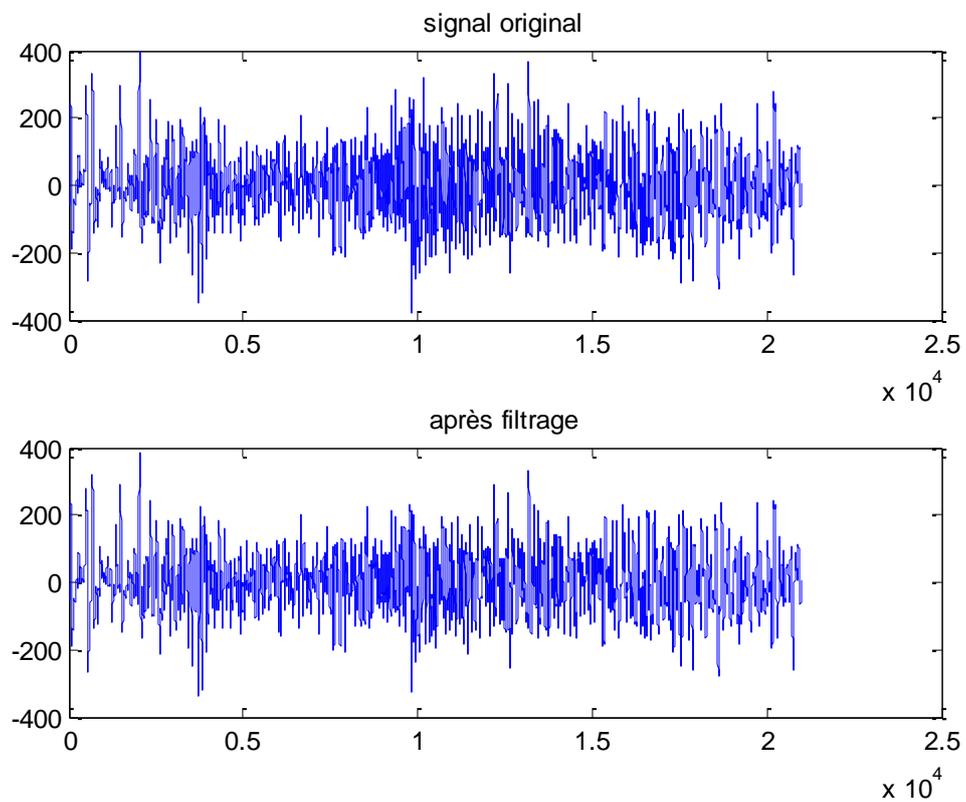


Figure (III.7) : le sujet03 avant et après filtrage

III.4 Analyse temporelle

Le cerveau est l'un des organes le plus complexe du corps humain, d'où une aide au diagnostic est nécessaire et indispensable pour l'aide aux diagnostics afin de mieux cerner le comportement de cet organe. Les maladies neurologiques touchant le cerveau sont nombreuses, d'où l'épilepsie est la plus répandue entre ces dernières. Pour guider les médecins dans leur diagnostic on a entamé une analyse temporelle (moyenne, énergie...) qui est détaillée dans la suite du chapitre.

III.4.1 Paramètres temporels

Dans notre étude nous avons utilisé 6 paramètres temporels afin d'extraire des informations qui peuvent éclaircir notre démarche analytique, ces paramètres sont détaillés ci-dessous où des tableaux sont destinés à exposer les résultats obtenus via ces derniers.

nous allons présenter les résultats obtenus pour le signal EEG concernant le calcul de ces paramètres pour les 3 différents sujets dont la durée est de (27s), (20s) et (82s) respectivement, notant que le signal EEG contient 23 canaux.

III.4.1.1 Moyenne (moy) :

C'est la somme de l'ensemble des échantillons par le nombre des échantillons, elle est exprimée par :

$$\bar{X} = \frac{X_1 + X_2 + \dots + X_n}{N} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i \dots \dots \dots \text{(III. 1)}$$

N : le nombre d'échantillons.

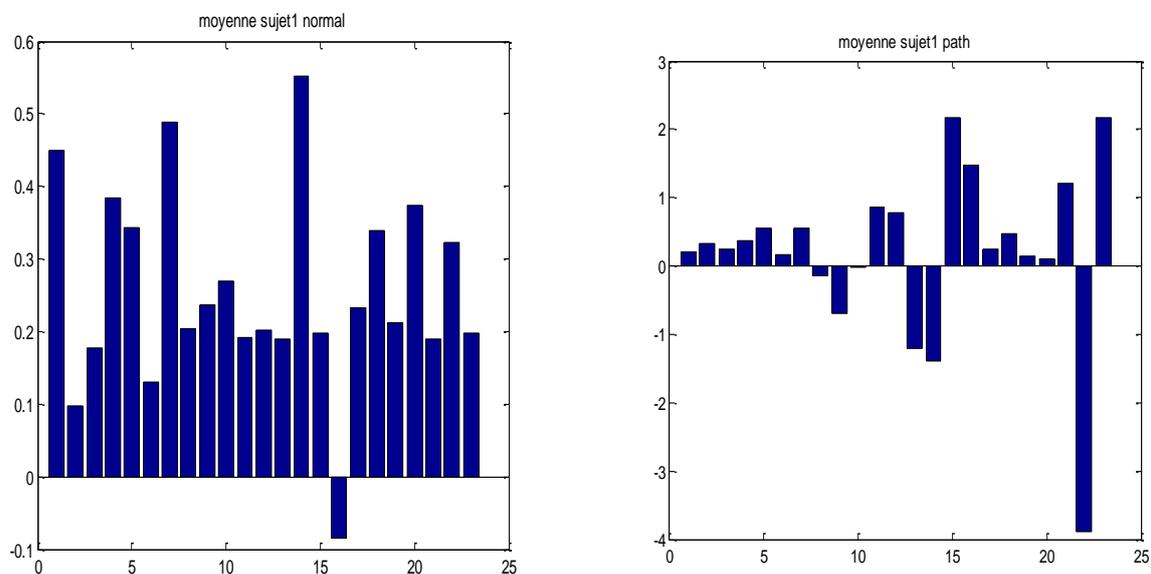
X_i : le signal

Les tableaux suivants représentent les moyennes des cas épileptiques des trois différents sujets (voir tableaux).

Sujet 01	moyenne						
	Portion (27s)						
	Chb 01-04						Chb01-01
	canal	Début du signal	Juste Avant la crise d'épilepsie	Crise d'épilepsie	Juste Après crise d'épilepsie	Fin du signal	normal
C1	-0.0356	0.1583	0.1989	1.1500	-0.1004	0.4502	

C2	0.0091	-0.0730	0.3385	0.3755	0.2384	0.0985
C3	0.4739	0.1549	0.2474	0.2618	0.1756	0.1781
C4	0.0796	0.1637	0.3655	0.0316	0.1984	0.3838
C5	0.0849	0.1533	0.5571	1.1600	-0.0573	0.3422
C6	0.3556	0.4709	0.1557	-0.1735	-0.0422	0.1295
C7	0.0840	-0.2364	0.5627	0.6274	0.2117	0.4890
C8	-0.0212	0.0441	-0.1422	0.3883	0.4176	0.2033
C9	0.1938	0.4627	-0.6987	1.4624	0.3551	0.2372
C10	0.1132	0.3821	-0.0217	0.4323	-0.0045	0.2696
C11	0.0792	0.0694	0.8707	-0.2779	0.1819	0.1915
C12	-0.0730	-0.4848	0.7808	0.1323	0.1910	0.2010
C13	-0.4457	0.3746	-1.2128	2.0116	0.5461	0.1897
C14	0.4353	0.9705	-1.3959	0.8379	0.0925	0.5529
C15	0.4721	-0.5418	2.1777	-0.8014	0.1041	0.1980
C16	-0.0611	-0.2490	1.4804	-0.2998	0.0428	-0.0843
C17	0.6034	0.5770	0.2459	-0.0134	-0.0523	0.2324
C18	-0.5136	0.3852	0.4725	0.1322	0.2746	0.3395
C19	-0.0832	0.2358	0.1433	0.1289	0.1515	0.2127
C20	0.0967	0.4722	0.1136	0.0663	0.5970	0.3748
C21	-0.0490	-1.6668	1.2116	0.6089	0.5970	0.1894
C22	0.6066	2.7538	-3.8783	1.6659	0.1258	0.3223
C23	0.4721	-0.5418	2.1777	-0.8014	0.1041	0.1980

Tableau(III.2): moyennes du signal de la fille de 11 ans



Figure(III.8) bars de la moyenne du signal 01

signal	Moyenne signal 02						
	Portion prise (20s)						
	Chb23-08						Chb23-07
	canal	Début	Avant	crise	Après	fin	normal

			crise		crise		
Sujet 2	C1	2.9810	2.2271	-3.6074	2.4188	-0.7204	0.5288
	C2	0.9533	-0.1238	-1.1138	0.4162	1.3293	1.2113
	C3	0.2369	0.3132	1.1414	-0.8453	0.3610	-0.4825
	C4	-0.3705	0.4803	0.7728	-0.5270	0.7854	0.0481
	C5	2.8205	1.7154	-2.8342	-0.1000	0.1674	0.9375
	C6	0.1477	0.2913	-0.0992	0.2813	0.8162	0.2474
	C7	0.2138	0.1659	0.0240	0.6811	0.3980	0.0560
	C8	0.8166	0.8067	0.3242	0.3467	0.3370	0.0915
	C9	3.4163	0.2586	-1.6143	0.9876	0.4883	0.6688
	C10	0.7356	-0.0766	-0.2934	0.5107	0.1949	0.3454
	C11	0.2765	0.5768	0.1884	0.3072	0.2131	0.4316
	C12	0.3364	1.2942	-0.0746	0.6619	-0.0104	0.0783
	C13	3.8038	-0.4233	-1.0136	-0.4515	2.2334	1.4669
	C14	1.7608	0.6247	-1.3514	2.5446	-1.5065	-0.5413
	C15	-0.5198	1.2407	0.3123	-0.1034	0.0795	0.3774
	C16	-0.2245	0.6269	0.2272	0.5311	0.0424	0.2525
	C17	-0.4521	-0.9229	0.7664	-0.4452	0.8257	0.4816
	C18	0.4867	0.8771	-0.4528	0.6956	0.2814	0.0730
	C19	0.1539	0.0776	-0.7507	1.2360	0.0297	0.8732
	C20	0.9039	0.9026	-0.1558	0.7050	-0.9903	-0.1996
	C21	1.3256	-2.0898	1.3410	-3.5966	3.6262	0.1018
	C22	-0.5249	0.6734	0.7829	1.3131	-1.2001	-0.1501
	C23	-0.5198	1.2407	0.3123	-0.1034	0.0796	0.3774

Tableau(III.3): moyennes du signal de la fille de 06 ans

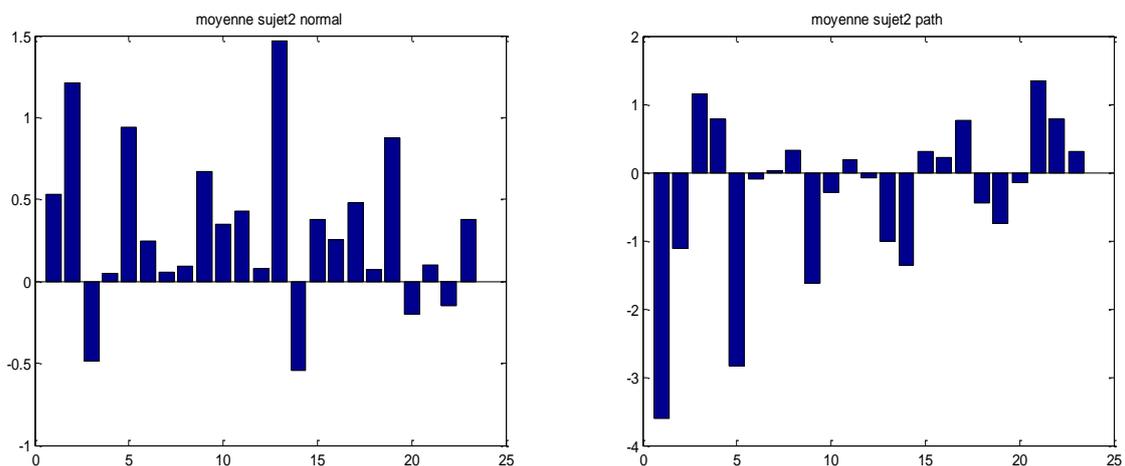


Figure (III.9) bars de la moyenne du signal02

signal	moyenne						
	Portion prise (82s)						
	Chb02-16						Chb02-01
	canal	Début de signal	justeAvant la crise	La Crise épileptique	Juste Après la	Fin du signal	normal

			épileptique		crise		
Sujet 03	C1	0.3713	0.4722	0.2499	0.2233	0.5902	0.3880
	C2	0.1196	-0.0964	0.4213	0.1621	-0.1078	0.0735
	C3	0.0739	0.0086	0.2065	0.5829	0.0403	0.3731
	C4	-0.5486	0.1512	0.1405	-0.0444	-1.8578	-0.3210
	C5	0.2454	0.0486	0.3998	0.2481	0.5664	0.2566
	C6	0.2108	0.1869	0.2823	0.0960	-0.0032	0.1067
	C7	0.3348	0.1095	0.3927	0.0942	0.5566	0.2063
	C8	-0.7271	0.3339	-0.0486	0.5645	-2.2073	-0.0055
	C9	0.2925	1.6190	-0.4194	1.6552	0.5406	0.3766
	C10	0.2975	0.3218	0.1720	0.2963	0.0980	0.1087
	C11	0.2220	0.3449	0.1405	0.2096	-0.1629	0.0657
	C12	0.1617	0.0477	0.4418	-0.0149	0.6520	0.7253
	C13	0.0368	1.2826	-1.3070	1.0063	0.5869	0.4595
	C14	0.4762	0.6227	0.2616	0.6876	-0.0301	0.2986
	C15	0.2064	0.1151	0.3694	-0.0073	0.3033	0.3092
	C16	0.1703	0.2781	-0.0923	0.4200	0.2685	0.2724
	C17	0.2168	0.3242	0.6209	-0.0729	0.1483	0.1170
	C18	0.2062	0.1393	-0.1093	0.0835	0.0075	-0.0164
	C19	0.3168	0.3821	0.1842	-0.1922	0.3503	0.0176
	C20	0.0744	0.2850	0.2391	0.0772	0.3232	0.1378
	C21	-0.0760	-0.5180	0.5990	-0.0736	-0.0535	0.2806
	C22	0.4476	0.4530	0.1125	0.3797	0.1767	0.3810
	C23	0.2064	0.1151	0.3694	-0.0073	0.3033	0.3092

Tableau(III.4): moyennes du signal d'un garçon de 11 ans

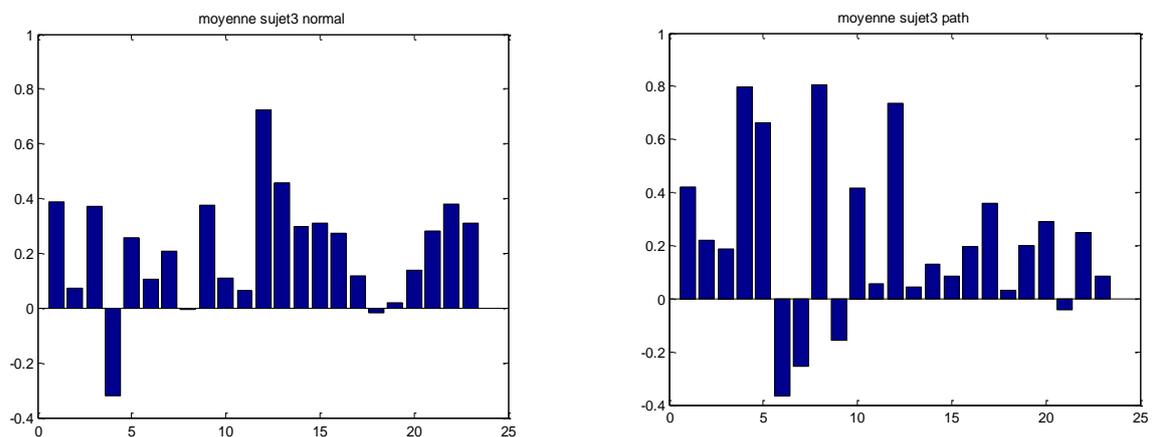


Figure (III.10) les bars de la moyenne du signal 03

III.4.1.2 Ecart type (std)

l'écart type (std) est la racine carré de la variance, c'est la mesure de dispersion des valeurs des échantillons au tour de la moyenne, elle est exprimé par :

$$std = \frac{\sum_{i=1}^N (X_i - X_{moy})^2}{N} \dots \dots \dots (III. 2)$$

N : nombre d'échantillons

X moy : la moyenne du signal étudié

Dans les tableaux suivant nous avons calculé l'écart type des trois sujets choisi dans le paramètre précédent.

signal	Ecart type						
	Portion (27s)						
	Chb01-04						Chb01-01
	canal	Début du signal	Juste Avant la crise	Durant la Crise	Juste Après la crise	Fin du signal	normal
Sujet 01	C1	21.3287	44.5398	100.6614	105.3178	62.0981	52.0096
	C2	23.3367	33.0407	75.6962	58.6133	53.4550	27.3936
	C3	25.5994	35.2974	70.2059	47.2133	25.3115	24.5070
	C4	25.8934	29.4344	48.2910	44.1941	19.6425	18.0238
	C5	34.6651	44.8457	111.7136	96.7574	59.2807	54.4916
	C6	35.3285	49.4018	83.5842	68.3769	26.0691	21.9445
	C7	24.6829	34.4431	59.9171	48.5305	19.2749	16.7935
	C8	33.2709	37.4489	73.0231	62.2063	20.4781	21.0086
	C9	27.5106	50.5504	114.2374	87.2349	46.7890	43.9674
	C10	27.7565	47.7613	139.0782	64.5667	23.4486	20.4916
	C11	26.9851	35.2383	98.0666	56.5047	19.8485	16.6034
	C12	39.4785	50.8322	96.7052	68.7193	28.1620	22.3117
	C13	24.0597	53.2696	114.8836	80.7942	676646	44.4944
	C14	26.1774	40.5565	168.8556	89.6163	51.1223	24.4536
	C15	28.6121	42.0451	127.0520	84.6329	28.4648	22.2579
	C16	39.5958	48.1017	130.7528	71.6951	29.0723	27.5744
	C17	37.4386	50.2893	114.5689	53.2360	26.4407	21.8481
	C18	37.6624	49.8660	93.0208	61.4526	23.5161	22.0675
	C19	25.5994	35.2974	70.2059	47.2133	25.3115	24.5070
	C20	24.0235	21.6632	51.5490	44.4597	28.9796	22.5337
	C21	36.1244	54.9357	207.1037	101.4686	111.0937	26.7720
	C22	17.1477	33.8589	164.9341	87.1730	38.6804	18.4281
	C23	28.6121	42.0451	127.0520	84.6329	28.4648	22.2579

Tableau(III.5): Ecart type du signal de la fille de 11 ans

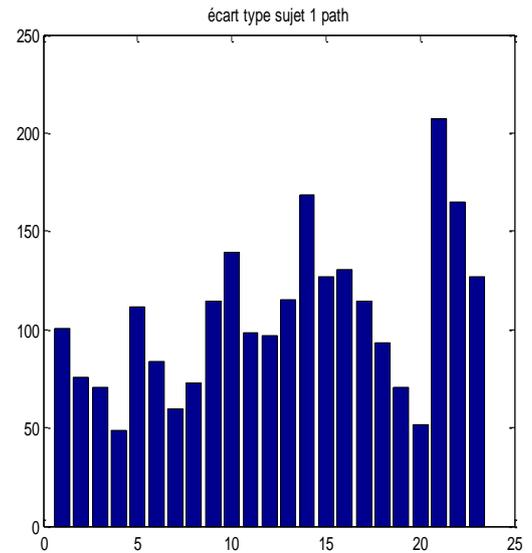
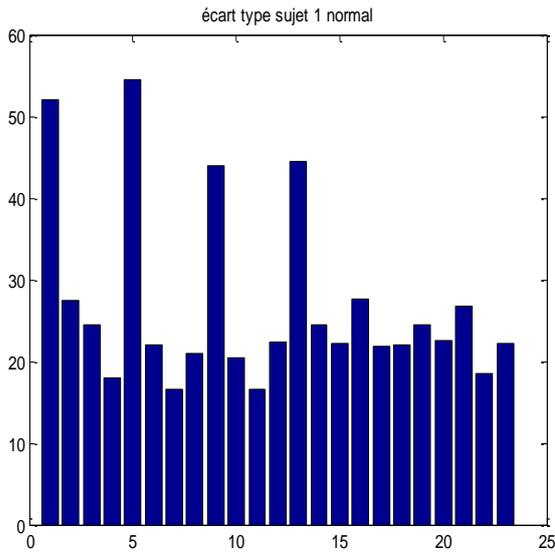


Figure (III.11) bars de l'écart type du signal 01

signal	Ecart type						
	Portion prise (20s)						
	Chb23-08						Chb23-07
	canal	Début du signal	Juste Avant la crise	Durant crise	Juste Après la crise	Fin du signal	
Sujet 02	C1	100.9452	72.44991	126.6797	171.0166	46.9554	75.4559
	C2	61.0018	56.0900	105.0061	117.7881	36.6575	61.7273
	C3	40.3039	32.8039	111.4274	120.4293	22.0238	28.9044
	C4	27.2759	94.2351	55.1014	53.5397	20.3172	20.2192
	C5	80.6075	32.8093	113.4555	138.7274	50.0694	59.9858
	C6	22.8981	19.2002	45.4195	51.4837	18.2098	22.1456
	C7	14.0811	32.3302	33.2759	32.5649	13.3433	14.2576
	C8	20.8732	90.9201	46.5762	40.3185	20.3339	18.5878
	C9	68.5180	27.4558	99.1656	124.9914	36.7628	54.6352
	C10	24.3502	22.0660	39.7818	41.2064	16.7060	21.8045
	C11	14.3680	30.6621	25.8438	27.7972	13.8461	16.7672
	C12	22.6486	105.4904	35.4476	37.4505	20.3141	21.0566
	C13	72.7562	56.6434	109.9438	126.5822	60.8023	66.0684
	C14	35.7682	44.1730	64.4451	72.1062	25.8023	45.7555
	C15	30.1337	27.3455	50.9601	56.2611	20.8397	34.3301
	C16	24.7610	58.7564	37.8517	42.0703	19.9175	20.7406
	C17	23.2192	58.7564	43.7838	58.1200	18.6953	20.5433
	C18	19.1694	51.3451	29.0382	41.7502	18.2260	18.1419
	C19	40.3039	56.0900	111.4274	120.4293	22.0238	28.9044
	C20	44.3201	92.9121	69.8170	111.3797	20.8454	40.3300
	C21	69.5516	134.1352	118.7994	112.3589	52.8416	48.0625
	C22	42.9364	95.4928	58.2282	70.1162	24.9876	38.1807
	C23	30.1337	44.1730	50.9601	56.2611	20.8397	34.3301

Tableau(III.6): Ecart type du signal de la fille de 6 ans

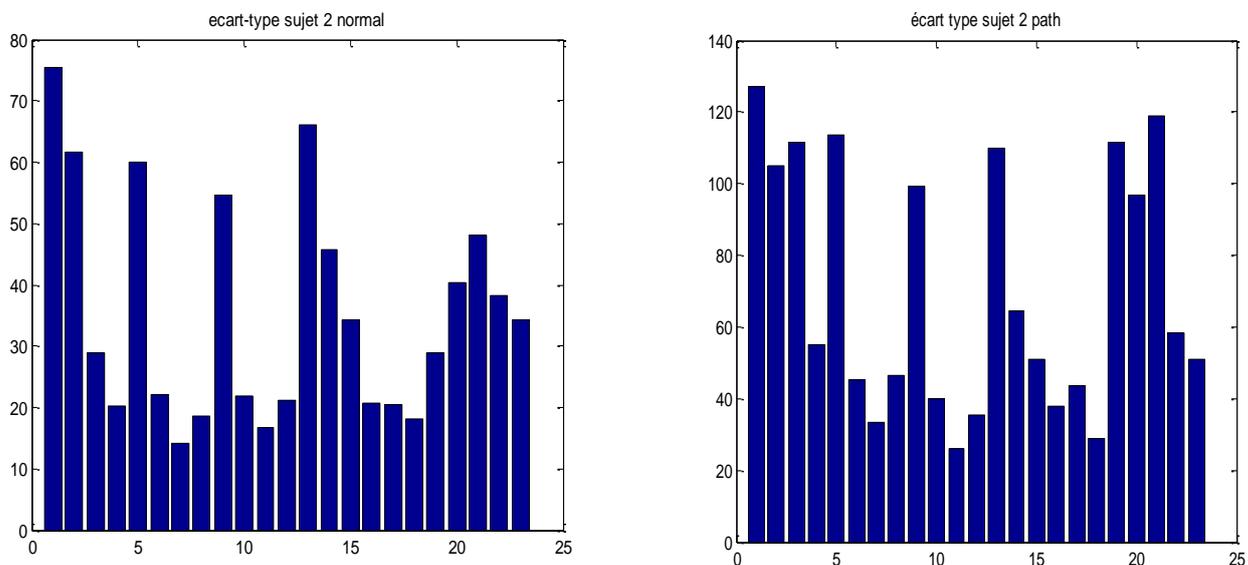


Figure (III.12) bars de l'écart type du signal 02

L'écart type							
Portion (82s)							
Chb02-16							Chb02-01
	canal	Début du signal	Juste Avant la crise	Durant crise	Juste Après la crise	Fin du signal	normal
Sujet 03	C1	115.2927	114.5163	113.5915	115.8857	115.3902	33.0682
	C2	117.6687	116.4011	116.1851	118.3474	117.8887	30.6487
	C3	108.7585	107.9169	107.1698	108.2018	107.9170	36.1579
	C4	94.3232	94.2603	94.7530	94.3479	93.9596	31.0664
	C5	105.6681	104.8331	104.3844	105.9863	105.7651	32.9411
	C6	69.9469	69.8265	71.0565	69.9646	70.5503	27.8587
	C7	44.2211	43.4884	44.4512	43.6901	43.9211	33.6802
	C8	60.4044	60.4884	60.1835	60.2246	59.9368	31.2042
	C9	52.3792	52.9842	51.8341	51.6386	52.0338	32.1528
	C10	49.4751	49.9550	49.1830	49.9562	52.2811	23.2080
	C11	127.8271	127.6795	127.7046	127.6248	126.6704	30.0428
	C12	158.5513	158.9497	159.8517	159.3264	157.9318	29.4561
	C13	123.4388	123.6557	120.8766	122.6550	122.9365	39.8204
	C14	119.6415	119.6557	117.3688	119.0468	119.7005	31.8204
	C15	42.1948	42.7946	41.0195	42.8682	42.1102	30.5020
	C16	144.5730	142.8727	143.2562	146.0721	145.7044	23.7100
	C17	52.8030	52.9279	52.5574	53.1837	54.5161	28.0163
	C18	43.3270	44.0612	45.2331	42.3811	45.0002	35.0722
	C19	108.7585	107.9169	107.1698	108.2018	107.9170	36.1579
	C20	140.4132	139.4815	138.4192	140.0060	140.0630	28.6764

	C21	76.6213	76.7614	77.0675	76.5976	76.6732	42.4950
	C22	110.4712	109.8963	109.3132	110.3418	111.1669	27.5723
	C23	42.1948	42.7946	40.0195	42.8682	42.1102	30.5020

Tableau(III.7): Ecart type du signal d'un garçon de 11 ans

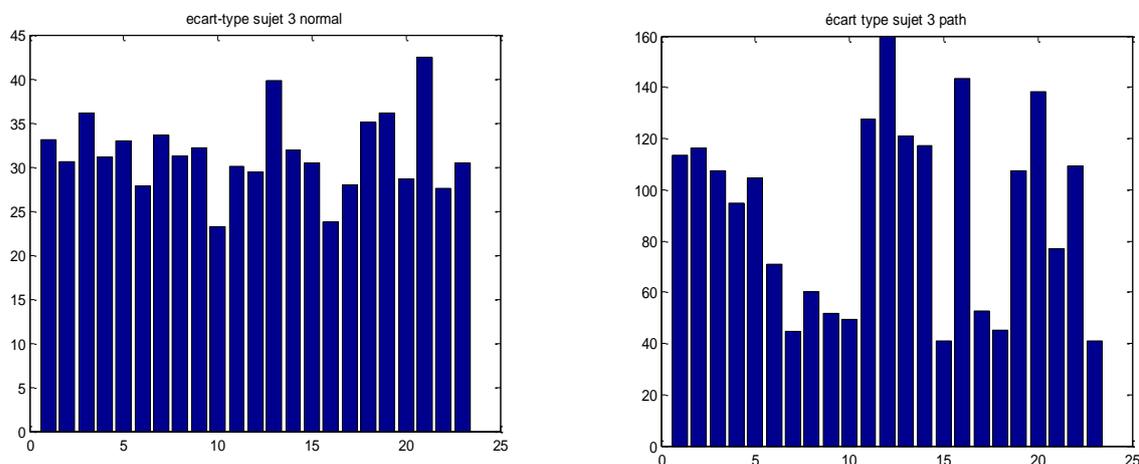


Figure (III.13) bars de l'écart type du signal 03

III.4.1.3Energie :l'énergie est la quantité d'information présentée dans un signal, elle est exprimée par l'équation suivante:

$$E = \int_{-\infty}^{+\infty} |x(t)|^2 dt \dots \dots \dots (\text{III. 3}).$$

On donne les tableaux suivants :

Energie							
Portion (27s)							
	canal	Début du signal	Juste Avant la crise	Durant crise	Juste Apres la crise	Fin du signal	normal
Sujet 01	C1	3.1444e+06	1.3712e+07	7.0038e+07	7.6676e+07	2.6654 e+07	1.68989e+07
	C2	3.7643e+06	7.5458e+06	3.9606e+07	2.3747e+07	1.9751 e+07	5.1869 e+06
	C3	4.5312e+06	5.6119e+06	3.4096e+07	1.5408e+07	4.4285 e+06	4.1515 e+06
	C4	4.6343e+06	5.9886e+06	1.6120e+07	1.3500e+07	22.6671e+06	2.2464 e+06
	C5	8.3060e+06	1.3901e+07	8.6263e+07	6.4719e+07	2.4290 e+07	2.0525 e+07
	C6	8.6278e+06	1.6871e+07	4.8290e+07	3.2317e+07	4.6974 e+06	3.3287 e+06
	C7	4.2111e+06	8.2003e+07	2.4817e+07	1.6282e+07	2.5683 e+06	1.8820 e+06
	C8	7.6512e+06	9.6935e+06	3.6858e+07	2.6748e+07	2.8998 e+06	3.0510 e+06
	C9	5.2345 e+06	1.7664e+07	9.0206e+07	5.2615e+07	1.5133 e+07	1.3362 e+07
	C10	5.3252 e+06	1.5768e+07	1.3370e+08	2.8816e+07	3.8005 e+06	2.9029 e+06
	C11	5.0333 e+06	8.5829e+06	6.6478e+07	2.2069e+07	2.7233 e+06	1.9057 e+06
	C12	1.0773 e+07	1.7862e+07	6.4645e+07	3.2641e+07	5.4822 e+06	3.4412 e+06

C13	4.0025 e+06	1.6915e+07	9.1236e+07	4.5147e+07	3.1649 e+07	1.3684 e+07
C14	4.7378 e+06	1.1376e+07	1.7909e+08	5.5516e+07	1.8064 e+07	4.1353 e+06
C15	5.6601 e+06	1.2221e+07	1.1161e+08	4.9513e+07	5.6005 e+06	3.4246 e+06
C16	1.0837 e+07	1.5993e+07	1.1818e+08	3.5798e+07	5.8420 e+06	5.2556 e+06
C17	9.6907 e+07	1.7483e+07	9.0728e+07	1.9589e+07	4.8323 e+06	3.2997 e+06
C18	9.8062 e+06	1.7189e+07	5.9810e+07	2.6103e+07	3.8229 e+06	3.3668 e+06
C19	4.5297 e+06	8.6121e+06	3.4068e+07	1.5408e+07	4.4286 e+06	4.1516 e+06
C20	3.9892 e+06	3.2453e+06	1.8367e+07	1.3663e+07	5.8039 e+06	3.5107 e+06
C21	9.0200 e+06	2.0879e+07	2.9448e+08	7.1168e+07	8.5309 e+06	4.9544 e+06
C22	2.0350 e+06	7.9765 e+06	1.8813 +08	5.2544e+07	1.0342 e+07	2.3480 e+06
C23	5.6601 e+06	1.2221e+07	1.1161e+08	4.9513e+07	5.6005 e+06	3.4246 e+06

Tableau(III.8): Energie du signal de fille de 11 ans

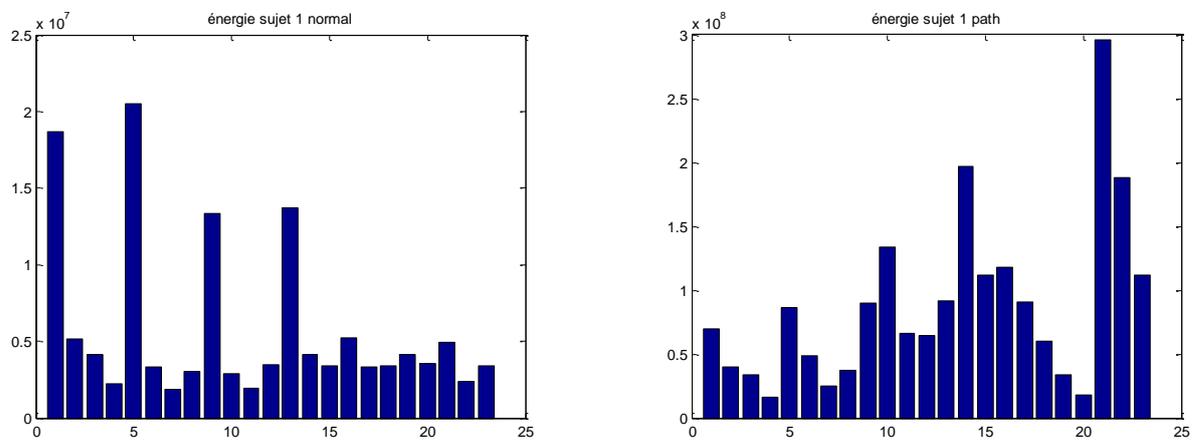


Figure (III.14) bars de l'énergie du signal 01

signal	énergie						
	Portion prise (20s)						
	cHb23-08						Chb23-07
	canal	Début du signal	Juste Avant la crise	Durant crise	Juste Apres la crise	Fin du signal	
Sujet 02	C1	5.2218e+07	5.5682e+07	8.2617e+07	1.4977e+08	1.1291 e+07	2.9153 ^e +07
	C2	1.9057e+06	2.6911e+07	5.6461e+07	7.1036e+07	6.8892 e+06	1.9516 ^e +07
	C3	8.3173e+06	1.6108e+07	6.3577e+07	7.4260e+07	2.4841 e+06	4.2788 ^e +06
	C4	3.8099e+06	5.5108e+06	1.5548e+07	1.4678e+07	2.1166 e+06	2.0932 ^e 06
	C5	3.3308e+07	4.5482e+07	6.5947e+07	9.8536e+07	1.3114 e+07	1.8428 ^e +07
	C6	2.6846e+06	5.5119e+06	1.0562e+07	1.3571e+07	1.7012 e+06	2.5113 ^e +06
	C7	1.0154e+06	1.8876e+06	5.6693e+07	5.4320e+07	9.1239	1.0408 ^e +06

						e+05	
C8	2.2341e+06	5.3550e+06	1.1108e+07	8.3236e+06	2.1175	e+06	1.7690 ^e +06
C9	2.4097e+07	4.2325e+07	5.0362e+07	7.9994e+07	6.9209	e+06	1.5286 ^e +07
C10	3.0386e+06	3.8596e+06	8.1033e+07	8.6949e+06	1.4291	e+06	2.4349 ^e +06
C11	1.0574e+06	2.4947 +06	3.4198 e+0	3.9566e+06	9.8181	e+05	1.4404 ^e +06
C12	2.6269e+06	4.8222e+06	6.4335e+06	7.1833e+06	2.1128	e+06	2.2701 ^e +06
C13	2.7177e+07	5.6977e+07	6.1894e+07	8.2039e+07	1.8799	e+07	2.2360 ^e +07
C14	6.5692e+06	1.6429e+07	2.1274e+07	2.6654e+07	3.4203	e+06	1.0721 ^e +07
C15	4.6506e+06	9.9983e+06	1.3297e+07	1.6206e+07	2.2236	e+06	6.0349 ^e +06
C16	3.1394e+06	3.8306e+06	7.3360e+07	9.0634e+06	2.0311	e+06	2.2028 ^e +06
C17	2.7614e+06	1.7680e+07	9.8182e+06	1.7296e+07	1.7930	e+06	2.1620 ^e +06
C18	1.8826e+06	1.3502e+07	4.3184e+06	8.9271e+06	1.7012	e+06	1.6852 ^e +06
C19	8.3171e+06	1.6108e+07	6.3573e+07	7.4264e+07	2.4835	e+06	4.2815 ^e +06
C20	1.0061e+07	4.4203e+07	4.7993e+07	6.3518e+07	2.2298	e+06	8.3279 ^e +06
C21	0.4777e+07	9.2143e+07	7.2269e+07	6.4704e+07	1.4364	e+07	1.1827 ^e +07
C22	9.4403e+07	4.6691e+07	1.7363e+07	2.5180e+07	3.2027	e+06	7.4639 ^e +06
C23	4.6506e+06	9.9983e+06	1.3297e+07	1.6206e+07	2.2236	e+06	6.0349 ^e +06

Tableau(III.9): Energie du signal de fille de 6 ans

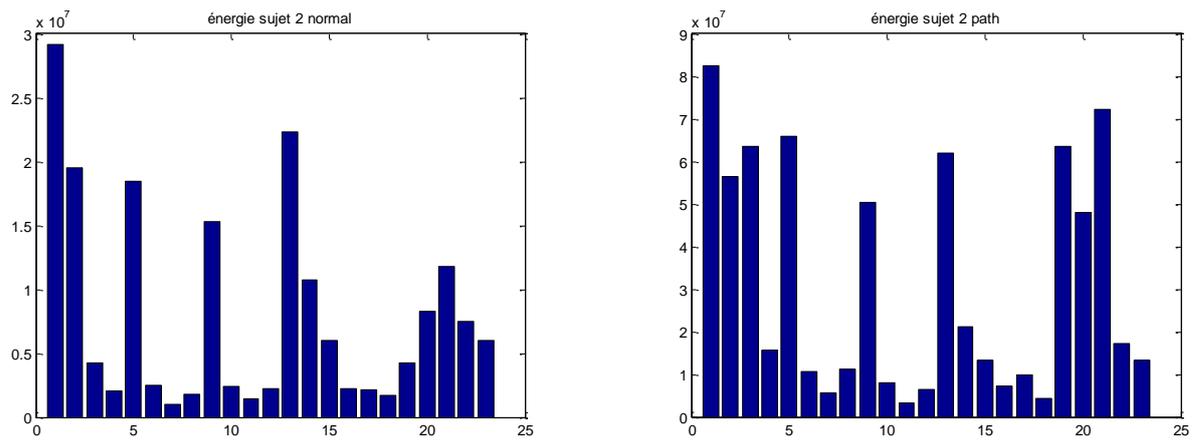


Figure (III.15) bars de l'énergie du signal 02

		énergie					
		Portion (82s)					
		Chb02-16					Chb02-01
	canal	début	avant crise	crise	après crise	fin	normal
Sujet 03	C1	2.7904e+08	2.7529e+08	2.7086e+08	2.8191e+08	2.7951e+08	2.2958 ^e +07
	C2	2.9066e+08	2.8443e+08	2.8337e+08	2.9402e+08	2.9174e+08	1.9719 ^e +07
	C3	2.4830e+08	2.4447e+08	2.4110e+08	2.4577e+08	2.4447e+08	2.7448 ^e +07
	C4	1.8677e+08	1.8653e+08	1.8848e+08	1.8687e+08	1.8534e+08	2.0262 ^e +07
	C5	2.3440e+08	2.3070e+08	2.2874e+08	2.3581e+08	2.3482e+08	2.2780 ^e +07
	C6	1.0271e+08	1.0235e+08	1.0599e+08	1.0276e+08	1.0449e+08	1.6292 ^e +07
	C7	4.1033e+07	4.0559e+07	4.1480e+07	4.0071e+07	4.0496e+07	2.3813 ^e +07
	C8	7.6605e+07	7.6825e+07	7.6048e+07	7.6145e+07	7.5425e+07	2.0440 ^e +07
	C9	5.7596e+07	5.8933e+07	5.6401e+07	5.5977e+07	5.6836e+07	2.1705 ^e +07
	C10	5.1384e+07	5.2387e+07	5.0783e+07	5.2391e+07	5.7383e+07	1.1307 ^e +07
	C11	3.4301e+08	3.4221e+08	3.4235e+08	3.4192e+08	3.3683e+08	1.8947 ^e +07
	C12	5.2772e+08	5.3037e+08	5.3641e+08	5.3289e+08	5.2360e+08	1.8225 ^e +07
	C13	3.1986e+08	3.1871e+08	3.0672e+08	3.1535e+08	3.1726e+08	3.3291 ^e +07
	C14	3.0048e+08	3.0055e+08	2.8917e+08	2.9750e+08	3.0078e+08	2.1435 ^e +07
	C15	3.7374e+07	3.8447e+07	3.5321e+07	3.8577e+07	3.7225e+07	1.9532 ^e +07

C16	4.3876e+08	4.2850e+08	4.3081e+08	4.4791e+08	4.4566 e+08	1.1803 ^e +07
C17	5.8529e+07	5.8806e+08	5.7988e+07	5.9377e+07	6.2389 e+07	1.6477 ^e +07
C18	3.9408e+07	4.075 e+07	4.2950e+07	3.7708e+07	4.2512 e+07	2.5821 ^e +07
C19	2.4830e+08	2.4448e+08	2.4110e+08	2.4577e+08	2.448 e+08	2.7445 ^e +07
C20	4.1388e+08	4.0840e+08	4.0221e+08	4.1148e+08	4.1181 e+08	1.7263 ^e +07
C21	1.2324e+08	1.2369e+08	1.2468e+08	1.2317e+08	1.2341 e+08	3.7910 ^e +07
C22	2.5618e+08	2.5352e+08	2.5084e+08	2.5558e+08	2.5942 e+08	1.5962 ^e +07
C23	3.7374e+07	3.8447e+07	3.5321e+07	3.8577e+07	3.7225 e+07	1.9532 ^e +07

Tableau(III.10): Energie du signal d'un garçon de 11 ans

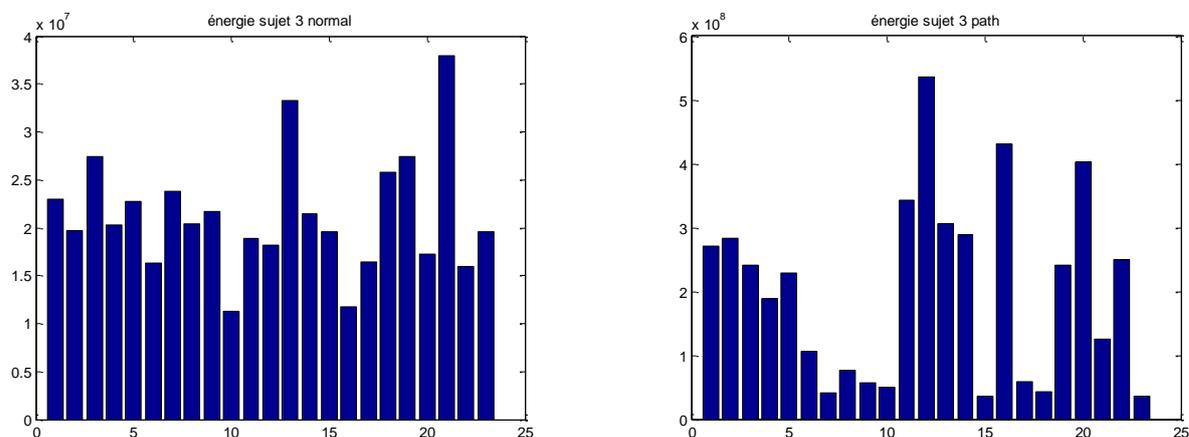


Figure (III.16) les bars de l'énergie du signal 03

III.4.1.4 Amplitude

L'amplitude est largement utilisé dans l'analyse des signaux EEG, représentant le déplacement maximum et minimum d'une particule par rapport à sa position moyenne, cela est noté par AMP max et AMP min.

Les tableaux des amplitudes minimales des signaux des trois sujets étudiés.

Signal	Amplitude minimale						
	Portion (27s)						
		Chb01-04					Chb01-01
	canal	Début du signal	Juste Avant la crise	Durant crise	Juste Apres la crise	Fin du signal	NORMAL

Sujet 01	C1	-99.0476	-244.3956	-429.9878	-399.9023	-336.6056	-417.4847
	C2	-109.2063	-131.0867	-293.6264	-381.5385	-365.5189	-143.9805
	C3	-74.0415	-172.1123	-283.4676	-152.9670	-150.2320	-149.4505
	C4	-89.6703	-123.6630	-159.2186	-210.7937	-59.9756	-95.5311
	C5	-203.7607	-180.7082	-453.3410	-346.3736	-199.8535	-412.4054
	C6	-167.0330	-243.2234	-332.3077	-235.7998	-109.9878	-118.5836
	C7	-108.8156	-164.2979	-205.7143	-197.5092	-79.5116	-81.0745
	C8	-151.4042	-137.3383	-267.8388	-229.9389	-115.4579	-83.8095
	C9	-109.9878	-366.6911	-392.4786	-219.6728	-225.6410	-291.6728
	C10	-127.1795	-212.7473	-471.0134	-238.1441	-109.2063	-75.8694
	C11	-111.5507	-215.0916	-308.8645	-256.1172	-90.8425	-72.8694
	C12	-141.6361	-152.9670	-352.2344	-236.9719	-119.7558	-90.4518
	C13	-98.2662	-319.0232	-510.4762	-344.0293	-395.6044	-311.9002
	C14	-76.7766	-178.7546	-671.4530	-369.0354	-324.4933	-108.4249
	C15	-119.7558	-212.5451	-501.0989	391.3065	-155.3114	-131.0867
	C16	-183.4432	-171.7216	-389.3529	-213.9194	-160.7814	-126.7888
	C17	-157.6557	-249.5750	-425.2991	-210.4029	-88.8889	-92.7961
	C18	-152.9670	-329.1819	-300.6593	-310.0366	-112.3321	-122.4908
	C19	-99.4383	-158.4371	-316.6789	-149.0598	-127.5702	-146.3248
	C20	-93.1868	-115.8486	-211.5751	-211.6958	-187.7411	-154.1392
	C21	-120.1465	-201.0256	-917.2161	-401.8559	-834.3834	-131.8681
	C22	-60.7570	-122.1001	-561.6606	-342.8571	228.4678	-149.4505
	C23	-119.7558	-211.5751	501.0989	-391.3065	155.3114	-131.0867

Tableau(III.11): Amplitude minimale du signal de fille de 11 ans

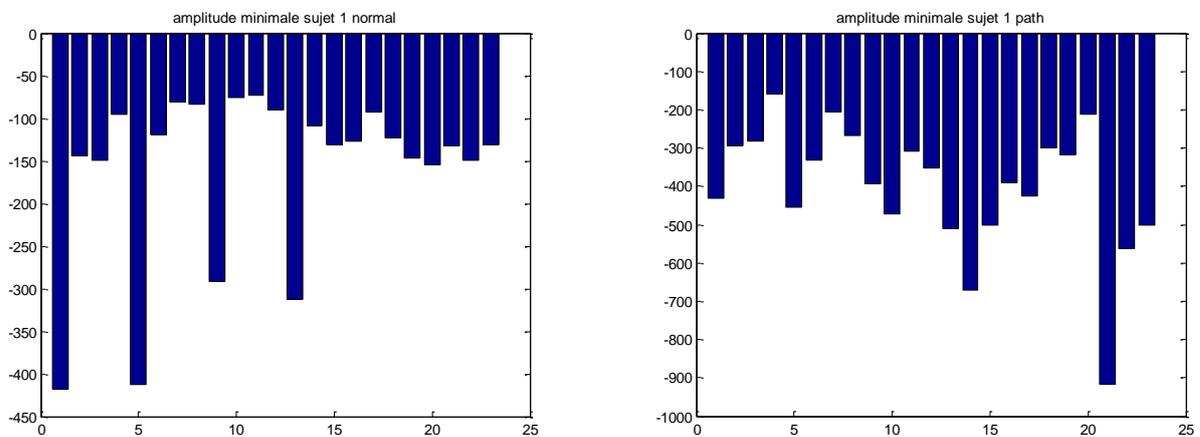


Figure (III.17) les bars d'amplitude minimale du signal 01

signal	Amplitude minimale						
	Portion prise (20s)						
	Chb23-08						Chb23-07
	canal	Début du signal	Juste Avant la crise	Durant crise	Juste Après la crise	Fin du signal	normal

Sujet 02	C1	-470.2320	-379.5849	-560.4884	-567.5214	-184.6154	-328.4005
	C2	-378.4127	-305.3480	-568.3028	-640.1954	-139.6825	-423.3455
	C3	-354.5788	-474.5299	-643.3211	-650.3541	-137.3382	-190.8669
	C4	-252.2100	-133.0403	-255.7265	-232.6740	-75.9951	-72.4786
	C5	-316.2882	-368.2540	-392.0879	470.2320	-205.3236	-248.3028
	C6	-89.2796	-151.4042	-201.8071	-218.2173	-53.3333	-112.3321
	C7	-64.6642	-75.6044	-192.8205	-127.6577	-42.3932	-59.1941
	C8	-90.8425	-124.0537	-185.7875	-140.8547	-81.4652	-75.6044
	C9	-253.7729	-310.8181	-340.- 1221	-429.2063	-207.6679	-190.8669
	C10	-136.9475	-129.5238	-166.2515	-199.4628	-50.2076	-131.8681
	C11	-45.1282	-91.6239	-145.1526	-147.1062	-53.7241	-63.4921
	C12	-92.7961	-117.8022	-136.9475	-145.1526	-75.6044	-95.9219
	C13	-335.8242	-393.6508	-540.1709	-470.2320	-384.6642	-207.2772
	C14	-176.8010	-268.6203	-328.4005	-383.8828	-165.0794	-359.2674
	C15	-144.3712	-253.7729	-497.9731	-489.7680	-86.5446	-276.4347
	C16	-113.1136	-93.5775	-192.0391	-372.5516	-81.4652	-74.4322
	C17	-88.1074	459.6825	-175.6288	-208.0586	-89.2796	-136.5568
	C18	-66.2271	-136.9475	-99.4383	-261.1966	-66.6178	-57.2405
	C19	-333.4799	-242.8327	-506.5690	-669.8901	-80.6838	-148.2784
	C20	-280.3419	-991.4530	-537.0452	-622.6129	-132.6496	-235.4090
	C21	-327.2283	-529.2308	-533.1380	-435.8486	-290.8913	-222.9060
	C22	-171.7216	-569.8657	-276.8254	-415.9219	-147.8877	-181.4896
	C23	-144.3712	-253.7729	-497.9731	-489.7680	-86.5446	-276.4347

Tableau(III.12):Amplitude minimale du signal de fille de 6 ans

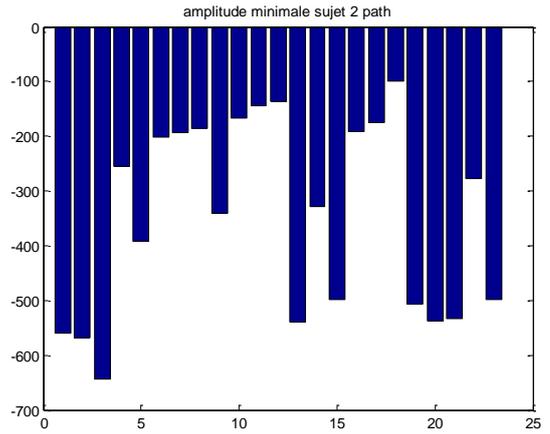
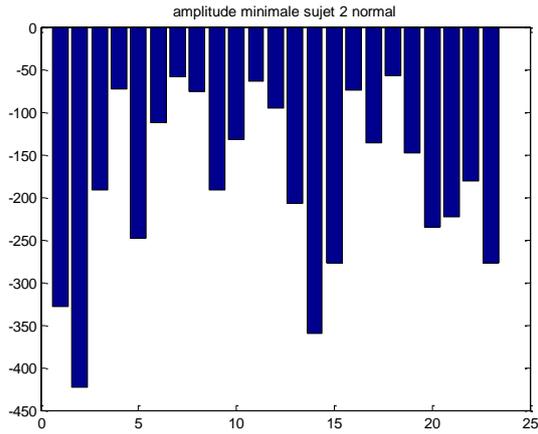


Figure (III.18) bars d'amplitude minimale du signal 02

Amplitude minimale							
signal	Portion (82s)						Chb02-01
	Chb02-16						
	canal	Début du signal	Juste Avant la crise	Durant crise	Juste Après la crise	Fin du signal	normal
SIGNAL 03	C1	-411.2332	-411.2332	-416.3126	-464.3712	-378.0220	-305.3480
	C2	-285.8364	-355.3602	-358.0952	-363.5353	-353.0159	-193.2112
	C3	-366.6911	-366.6911	-348.3272	-378.0220	-395.2137	-294.4078
	C4	-275.6532	-232.2833	-279.9512	-270.9646	-250.6471	-145.9341
	C5	-403.4188	-364.7375	-370.5983	-411.2332	-390.9158	-189.3040
	C6	-228.3761	-241.2698	-279.1697	-244.3956	-271.7460	-138.1197
	C7	199.4628	-199.4628	-197.1184	-177.1917	-204.1514	-131.0867
	C8	-204.9328	-204.9328	-206.8864	-197.5092	-205.3236	-139.2918
	C9	-215.0916	-206.1050	-211.1844	-186.9597	-188.1319	-231.8926
	C10	-212.7473	-201.0256	-216.2637	-222.1245	-227.2039	-98.6569
	C11	-488.2051	-448.3516	-436.2393	-446.3980	-408.1074	-139.6825
	C12	-466.7155	-466.7155	-411.6239	-411.2332	-418.6569	-204.1514
	C13	-422.5641	-422.5641	-433.5043	426.8620	-440.5372	-220.9524
	C14	-439.3651	-439.3651	-393.6508	-404.5910	-447.5702	-299.0965
	C15	-233.8462	-193.6020	-177.1917	-202.1978	-210.0122	-

							463.5897
	C16	-509.6606	-547.9853	-560.0977	-490.1587	-523.3700	- 151.4042
	C17	-241.6606	-218.2173	-217.8266	-226.0317	-216.2637	- 216.2637
	C18	-194.7741	-183.4432	-198.6813	-176.4103	-186.9595	- 137.3382
	C19	-386.6178	-351.0623	-388.5714	-374.1148	-358.8767	- 326.0562
	C20	-467.1062	-440.1465	-417.4847	-427.6435	-448.3516	- 270.9646
	C21	-276.8254	-260.8059	-273.6996	-283.8584	-271.3553	- 247.1306
	C22	-396.7766	-397.5580	-378.8034	-399.5116	-383.4921	- 295.9707
	C23	-233.8462	-193.6020	-177.1917	-202.1978	-210.0122	- 463.5897

Tableau(III.13): Amplitude minimale du signal d'un garçon de 11 ans

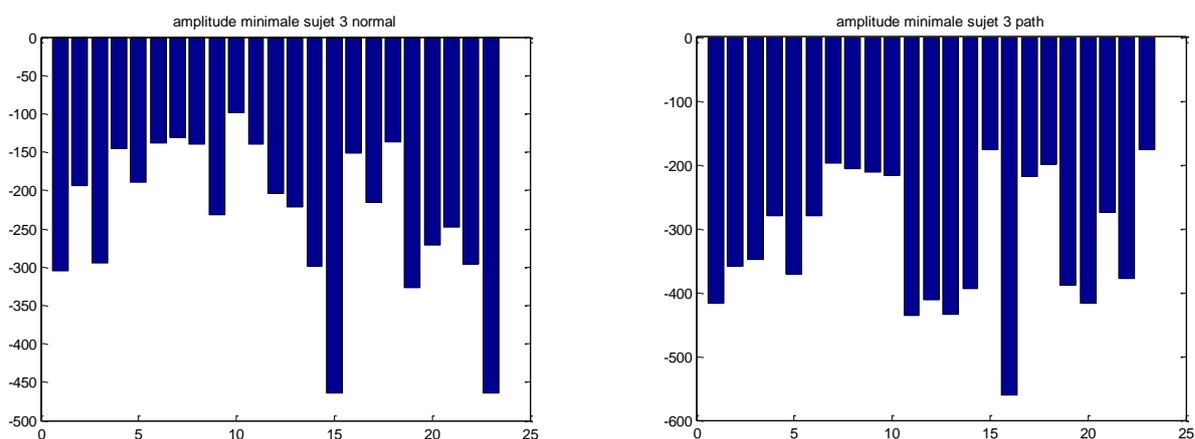


Figure (III.19) les bars d'amplitude minimale du signal 03

Et maintenant les tableaux des amplitudes maximales des mêmes signaux :

signal	canal	Amplitude maximal					
		Portion (27s)					
		Chb01-04					Chb01-01
		Début du signal	Juste Avant la crise	Durant crise	Juste Après la crise	Fin du signal	
C1	97.4847	173.6752	460.8547	392.4786	492.8938	440.9280	
C2	88.8889	119.7558	294.0171	312.3810	379.5849	190.0855	
C3	99.8291	158.8278	317.0696	149.4505	127.9609	146.7155	
C4	126.7888	168.9866	192.8205	151.4042	108.8156	75.6044	
C5	205.3236	152.9670	517.1184	414.7497	562.8327	413.5775	

Sujet 01	C6	136.5568	187.7411	256.1172	272.5275	170.1587	98.2662
	C7	89.6703	190.8669	204.5421	174.0659	105.6899	98.2662
	C8	170.9402	173.6752	215.4823	175.2381	90.8425	89.6703
	C9	86.9353	179.9267	475.7021	348.3272	394.8230	347.1551
	C10	118.1929	233.8462	451.4774	224.4689	113.1136	101.7827
	C11	98.6569	148.2784	376.8498	161.5629	157.2650	65.4457
	C12	157.6557	228.3761	367.0818	233.0647	122.8816	142.0269
	C13	83.8095	332.6984	462.4176	451.4774	614.7985	463.1990
	C14	103.7363	203.3700	561.2698	493.6752	387.7900	139.6825
	C15	114.6764	243.2234	596.8254	294.4078	147.1062	88.4982
	C16	124.0537	198.6813	503.8339	228.7668	194.3834	130.3053
	C17	141.2454	172.8938	333.0891	154.9206	121.7094	112.3321
	C18	180.3175	213.1380	332.3077	211.9658	187.7411	120.9280
	C19	74.4322	172.5031	283.8584	153.3578	150.6227	149.8413
	C20	79.5116	118.5836	220.5617	245.9585	205.3236	136.5568
	C21	179.9267	254.9451	636.2882	364.3468	704.6642	122.1001
	C22	69.7436	185.0061	936.3614	468.6691	291.6728	92.0147
	C23	114.6764	243.2234	596.8254	294.4078	147.1062	88.4982

Tableau(III.14): Amplitude maximale du signal de fille de 11 ans

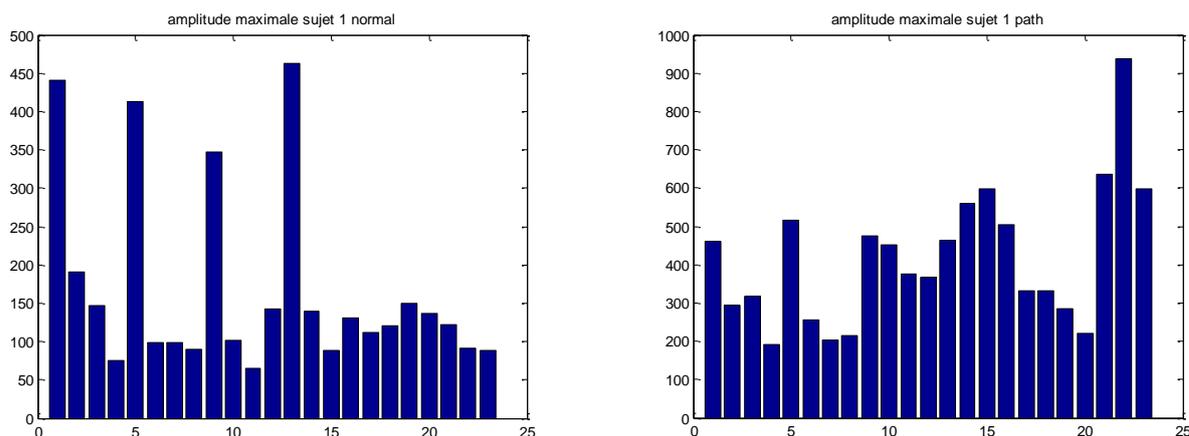


Figure (III.20) les bars d'amplitude maximale du signal 01

signal	Amplitude maximal						
	Portion prise (20s)						
	Chb23-08						Chb23-07
	Début du signal	Juste Avant la crise	Durant crise	Juste Après la crise	Fin du signal	normal	
Sujet 02	C1	543.6874	445.6166	917.6068	842.5885	284.2491	430.3785
	C2	378.8034	452.2589	461.2454	725.3724	256.5079	381.9292
	C3	333.8706	243.2234	506.9597	670.2808	81.0745	148.6691
	C4	206.1050	145.1526	215.0916	205.7143	75.6044	109.5971
	C5	506.9597	479.2186	630.0366	660.1221	404.5910	326.0562
	C6	112.7228	134.9939	186.1783	175.2381	69.7436	107.2527

C7	74.0415	81.8559	192.8205	279.5604	55.6777	61.9292
C8	71.3065	125.6166	221.3431	197.8999	75.2137	90.8425
C9	508.1319	457.3382	643.3211	770.3053	313.1624	313.9438
C10	122.1001	128.7424	176.0195	206.4957	64.2735	136.9475
C11	59.9756	119.3651	285.4212	294.7985	52.5519	102.1734
C12	78.7302	148.6691	238.1441	129.1331	60.3663	95.1404
C13	488.5958	614.7985	701.9292	697.6313	486.2515	345.5922
C14	301.8315	316.2882	737.0940	364.3468	146.3248	325.2747
C15	166.2515	224.8596	290.5006	323.3211	95.5311	183.8339
C16	150.2320	117.4115	331.1355	286.5934	49.4261	101.3919
C17	109.2063	216.6545	120.1465	303.3944	58.8034	85.3724
C18	66.2271	470.2320	96.7033	185.3968	68.1807	118.9744
C19	354.9695	474.9206	643.7118	650.7448	137.7289	191.2576
C20	224.4689	363.9560	395.9951	633.9438	72.8694	230.7204
C21	298.7057	721.8559	541.7338	530.4029	356.5324	281.5140
C22	244.7863	962.9304	686.6911	471.0134	146.3248	255.3358
C23	166.2515	224.8596	290.5006	323.3211	95.5311	183.8339

Tableau(III.15): Amplitude maximale du signal de fille de 6 ans

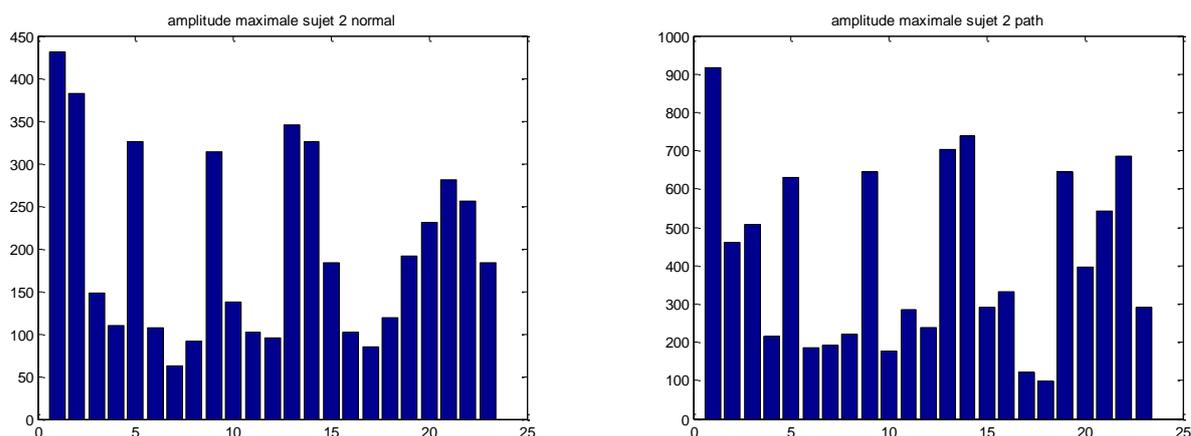


Figure (III.21) les bars d'amplitude maximale du signal 02

		Amplitude max					
		Portion prise (82s)					
		Chb02-16					Chb02-01
		Début du signal	Juste Avant la crise	Durant crise	Juste Apres la crise	Fin du signal	normal
Sujet 03	C1	544.4689	556.1905	399.9023	415.9219	394.4322	270.9646
	C2	487.4237	377.2405	326.8376	370.5967	479.2186	454.2125
	C3	301.4408	244.7863	415.5311	384.6642	271.7460	326.4469
	C4	158.8278	136.5568	448..5311	470.6227	517.8999	195.1648

C5	519.4628	553.0647	425.6899	419.0476	297.1429	182.2711
C6	131.4774	165.0794	423.3455	294.4078	158.0464	131.0867
C7	969.5726	969.5726	1.2224	1.4173	1.3615	144.3712
C8	1.0051	1.0051	1.3579	1.2212	1.6506	205.3236
C9	481.1722	479.2186	1.1173	543.2967	552.2833	197.1184
C10	121.3187	175.2381	372.5519	191.2576	151.4042	110.7692
C11	181.8803	288.9377	892.2100	316.6789	237.3626	127.5702
C12	218.6081	242.8327	749.5971	390.1343	203.3700	131.4774
C13	562.4420	478.8278	1.2821	524.9328	572.2100	252.2100
C14	379.5849	512.8278	1.0434	368.6447	515.9463	411.2332
C15	334.2613	275.6532	605.8120	413.1868	337.7778	264.3223
C16	162.3443	203.3700	787.4969	313.9438	245.9585	188.5226
C17	130.6960	131.0867	665.5922	418.6569	238.5348	127.5702
C18	206.8864	252.9915	787.1062	798.4371	727.3260	172.5031
C19	517.5092	391.6972	462.4176	598.7790	350.6716	294.7985
C20	339..7314	339.7314	296.3614	296.7521	234.6276	321.3675
C21	429.5971	429.5971	415.1404	367.4725	406.1538	227.2039
C22	440.1465	353.0159	308.8645	466.7155	549.1575	463.1990
C23	334.2613	275.6532	605.8120	413.1868	337.7778	264.3223

Tableau(III.16): Amplitude maximale du signal d'un garçon de 11 ans

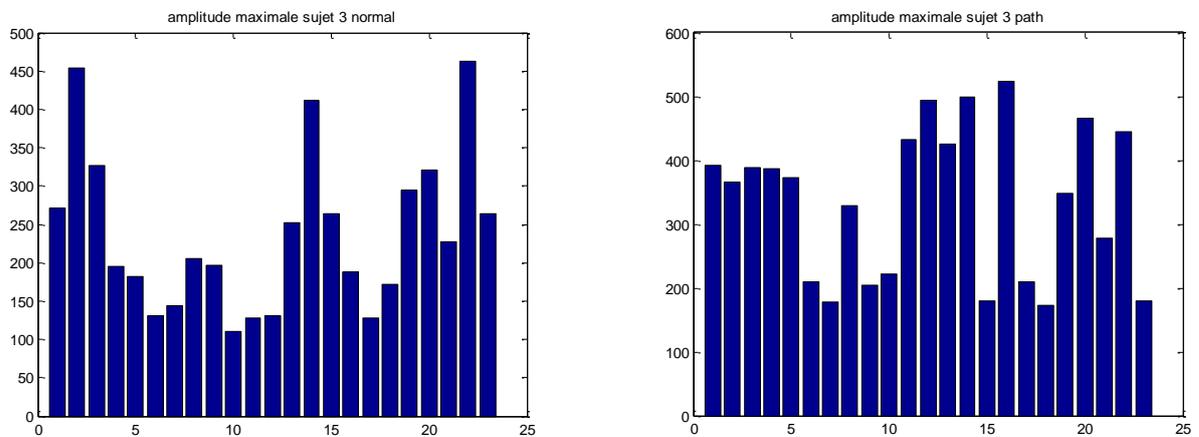


Figure (III.22) les bars d'amplitude maximale du signal 03

III.4.1.5 Entropie

L'entropie caractérise la quantité d'information apportée par un signal échantillonné (le signal EEG dans notre cas), dès qu'il porte plus d'information son entropie sera élevée.

$$H(x) = - \sum_{i=1}^N P_i \ln P_i \dots \dots \dots \text{(III. 4)}$$

Pi : distribution de la probabilité

signal	canal	entropie					
		Portion (27s)					
		Chb01-04					Chb01-01
		Début du signal	Juste Avant la crise	Durant crise	Juste Apres la crise	Fin du signal	normal
Sujet 01	C1	5.1407	5.7955	6.7629	6.6292	5.3166	5.5848
	C2	5.2158	5.5296	6.4634	6.2005	5.2415	5.3344
	C3	5.3779	5.5563	6.3790	6.0201	5.1926	5.2899
	C4	5.3774	5.4317	6.0652	5.9368	5.0500	5.0313
	C5	5.5909	5.9301	6.8634	6.6606	5.4564	5.7729
	C6	5.6438	5.9848	6.5886	6.3810	5.2539	5.1739
	C7	5.3633	5.5204	6.2212	6.0545	5.0359	4.9532
	C8	5.6320	5.6856	6.4546	6.2899	5.1153	5.1934
	C9	5.4875	5.9436	6.8963	6.5900	5.4003	5.6697
	C10	5.4325	5.9170	7.0002	6.3538	5.2397	5.1797
	C11	5.4666	5.5232	6.6922	6.1925	5.0349	4.9091
	C12	5.8251	6.0585	6.6963	6.4132	5.3972	5.1885
	C13	5.3149	5.8097	6.8740	6.5012	5.5743	5.5455
	C14	5.4353	5.7723	7.1985	6.6796	5.2814	5.2853
	C15	5.4869	5.6787	7.0257	6.6112	5.3145	5.2404
	C16	5.4869	6.0188	6.9189	6.4657	5.4637	5.4238
	C17	5.6448	5.9752	6.8221	6.1668	5.2919	5.1953
	C18	5.7254	5.9384	6.6302	6.2520	5.2286	5.2197
	C19	5.3779	5.5563	6.3790	6.0201	5.1926	5.2899
	C20	5.3156	5.2046	6.0910	5.9528	5.0610	5.1789
	C21	5.7205	5.9882	7.4289	6.7042	5.7594	5.4164
	C22	5.0049	5.5434	7.0211	6.5773	5.0662	4.9402
	C23	5.4869	5.6787	7.0257	6.6112	5.3145	5.2404

Tableau(III.17): Entropie du signal de fille de 11 ans

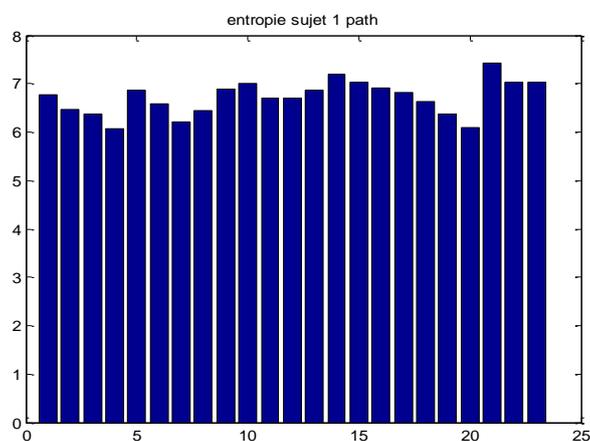
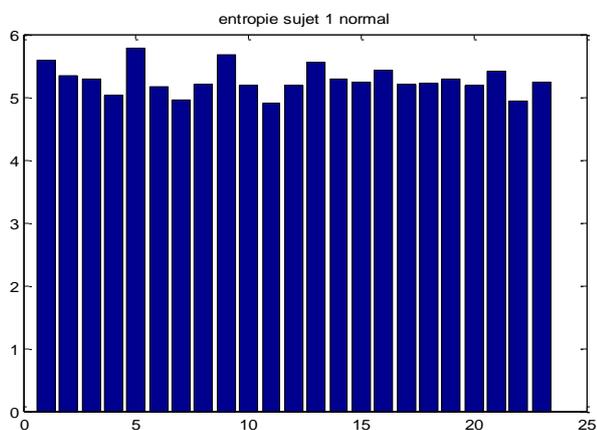


Figure (III.23) les bars d'entropie du signal 01

signal	entropie						
	Portion prise (20s)						
	Chb23-08						Chb23-07
	canal	Début du signal	Juste Avant la crise	Durant crise	Juste Apres la crise	Fin du signal	normal
Sujet 02	C1	6.4731	6.6227	6.8730	7.1373	5.7187	6.7629
	C2	6.1011	6.3945	6.7300	6.7832	5.4182	6.4634
	C3	5.7815	6.0786	6.7631	6.7705	5.2323	6.3790
	C4	5.2966	5.6399	6.1525	6.1153	5.1664	6.0652
	C5	6.1868	6.5700	6.7884	6.9742	5.6167	6.8634
	C6	5.2485	5.9210	5.9593	6.0568	5.0589	6.5856
	C7	4.7626	5.0617	5.6126	5.6066	4.7274	6.2212
	C8	5.1954	5.6488	6.0283	5.8418	5.1658	6.4546
	C9	5.8959	6.4282	6.5178	6.7685	5.1056	6.8963
	C10	5.2514	5.4433	5.8474	5.8546	4.9733	7.0002
	C11	4.8558	5.1882	5.7336	5.4619	4.7657	6.6922
	C12	5.3019	5.5854	5.7336	5.8023	5.1584	6.6963
	C13	5.9437	6.5287	6.5529	6.8017	5.2186	6.8740
	C14	5.5491	6.0418	6.1733	6.3474	5.0610	7.1985
	C15	5.5461	5.8593	6.0042	6.0545	5.1546	7.0257
	C16	5.3006	5.5000	5.7501	5.8016	5.1068	6.9189
	C17	5.2326	5.9101	5.9100	6.2247	5.0341	6.8221
	C18	5.1228	5.5588	5.5528	5.6970	5.2323	6.6302
	C19	5.7815	6.0786	6.7631	6.7705	5.1650	6.3790
	C20	5.9498	6.5455	6.6772	6.7107	4.5984	6.0910
	C21	6.0327	6.7753	6.8239	6.3818	5.5984	7.4289
	C22	5.7669	6.4639	6.1321	6.3385	4.9962	7.0211
	C23	5.5461	5.8593	6.0042	6.0545	5.1546	7.0257

Tableau(III.18): Entropie du signal de fille de 6 ans

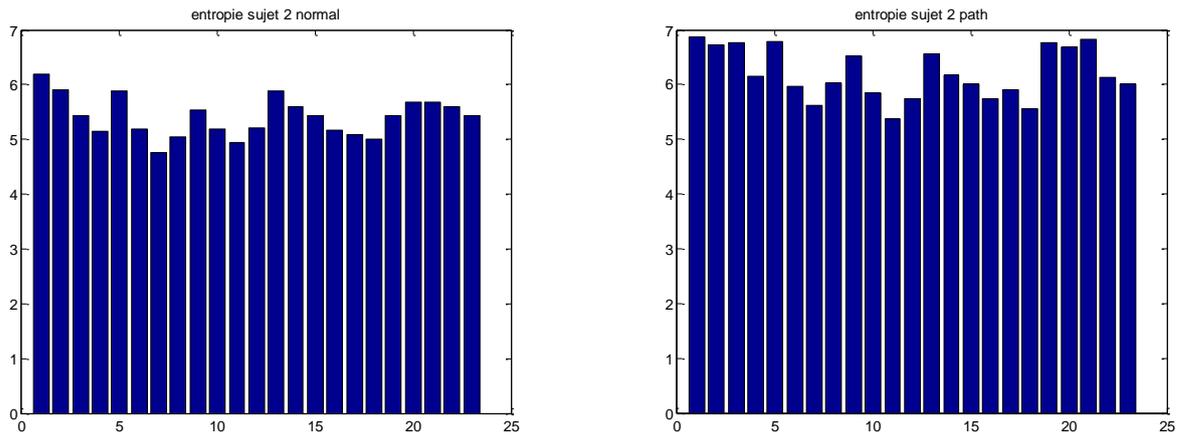


Figure (III.24) les bars d'entropie du signal 02

		Entropie					Chb02-01 normal
		Portion prise (82s)					
		Chb02-16					
		Début du signal	Juste Avant la crise	Durant crise	Juste Apres la crise	Fin du signal	
Sujet 03	C1	6.9419	6.9251	6.9204	6.9425	6.9370	5.4258
	C2	6.9096	6.8824	6.9024	6.9265	6.9243	5.3781
	C3	6.8739	6.8474	6.8497	6.8683	6.8620	5.6720
	C4	6.7652	6.7554	6.7721	6.7645	6.7645	5.5439
	C5	6.8661	6.8523	6.8550	6.8704	6.8691	5.4621
	C6	6.4819	6.4783	6.4963	6.4841	6.4868	5.4587
	C7	5.9704	5.9485	5.9742	5.9567	5.9575	5.6548
	C8	6.2520	6.2431	6.2499	6.2498	6.2439	5.5754
	C9	6.1502	6.1621	6.1534	6.1392	6.1467	5.3845
	C10	6.0892	6.1377	6.0862	6.1070	6.1517	5.3030
	C11	7.0160	7.0032	7.0081	7.0091	7.0029	5.5452
	C12	7.2760	7.2862	7.2865	7.2878	7.2726	5.4485
	C13	6.9846	6.9680	6.9515	6.9761	6.9866	5.3896
	C14	6.9961	6.9937	6.9852	6.9923	6.9970	5.3656
	C15	5.9285	5.9664	5.8894	5.9403	5.9182	5.5080
	C16	7.1879	7.1739	7.1793	7.1894	7.1797	5.2543
	C17	6.1719	6.1564	6.1658	6.1791	6.2024	5.7412
	C18	5.9542	5.9600	5.9993	5.9510	5.9796	5.7125
	C19	6.8739	6.8474	6.8497	6.8683	6.8620	5.6720
	C20	7.0932	7.0641	7.0752	7.0936	7.0952	5.3339
	C21	6.4953	6.4956	6.5047	6.4901	6.5001	5.6452
	C22	6.9024	6.8900	6.8915	6.8960	6.9084	5.2493
	C23	5.9285	5.9664	5.8894	5.9403	5.9182	5.5080

Tableau(III.19): Entropie du signal d'un garçon de 11 ans

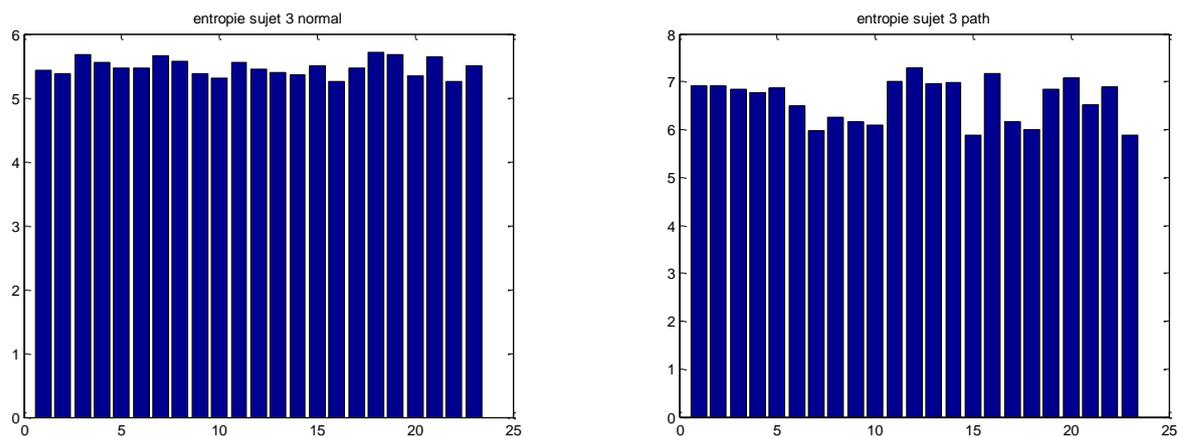


Figure (III.25) les bars d'entropie du signal 03

III.5 Discussion des résultats obtenus

III.5.1 Premier sujet

le premier sujet revient à une fillette de 11 ans, où les résultats obtenus concernant les paramètres temporelles via l'examen EEG de cette fille, nous révèlent un changement de valeurs de ces paramètres dans les 23 canaux et cela en comparant leur valeurs entre le début de signal, juste avant la crise d'épilepsie, durant la crise, juste après cette dernière, la fin du signal et même pour le cas normal de ce sujet. Notre démarche analytique nous a mené à distinguer un changement remarquable au niveau des canaux 09, 12, et 13 qui sont illustrés dans le tableau ci-dessous.

Les canaux	énergie	moyenne	Ecart type	Amplitude minimal	Amplitude maximal	entropie
Canal09	9.0206e+07	-0.6987	114.2374	-392.4786	475.7021	6.8963
Canal12	6.4645e+07	0.7808	96.7052	-352.2344	367.0818	6.6963
Canal13	9.1236e+07	-1.2128	114.8836	-510.4762	462.4176	6.8740

Tableau(III.20): les valeurs des paramètres temporels pour les canaux touchés par l'épilepsie

Cas 1

Ces canaux correspondent à l'emplacement des électrodes sur les zones du cerveau qui sont touchées par la crise comme ceci :

Canal 9(FP2-F4) : qui est placé dans la partie sillon frontal supérieur

Canal 12 (P4-O2) : qui est placé dans la partie sillonlunatus

Canal 13 (FP2-F8) : qui est placé dans la partie zone sillon frontal supérieur

III.5.2 Deuxième sujet

le deuxième sujet est une fille de 6 ans, où les résultats obtenus concernant les paramètres temporels via l'examen EEG , nous remarquons un changement de valeurs de ces paramètres dans les canaux et cela en comparant les résultats obtenu entre le début du signal, juste avant la crise d'épilepsie , durant la crise d'épilepsie, juste après cette dernière, et la fin du signal . Notre démarche analytique nous a mené a distingué un changement remarquable au niveau des canaux 02, 10, et 16 qui sont illustrés dans le tableau si dessous.

Les canaux	énergie	moyenne	Ecart type	Amplitude minimal	Amplitude maximal	entropie
Canal02	5.6461e+07	-1.1138	105.0061	568.3028	461.2454	6.7300
Canal10	8.1033e+07	-0.2934	39.7818	-166.2515	176.0195	5.8474
Canal16	7.3360e+07	0.2272	37.8517	192.0391	331.1355	5.7501

Tableau(III.21): les valeurs des paramètres temporels pour les canaux touché par l'épilepsie cas 2

A partir des résultats précédents nous distinguons que les aires touchées sont :

Canal 2 (F7-T7) : sillon frontal supérieur côté gauche.

Canal 10 (F4-C4) : sillon central côté gauche.

Canal16 (P8-O2) : sillon lunate

III.5.3 Troisième sujet

Un garçon de 11 ans souffre d'une crise lors du processus d'enregistrement. Nous avons obtenus les résultats exposés dans le tableau ci-dessous où nous avons remarqué qu'il n'y avait pas de changement majeur, notamment énergie, sauf sur les canaux 11 et 04.

Les canaux	énergie	moyenne	Ecart type	Amplitude minimal	Amplitude maximal	entropie
Canal11	3.4235e+08	0.1405	127.7046	216.2637	892.2100	7.0081
Canal04	1.8848e+08	0.1405	94.7530	-279.9512	448.5311	6.7721

Tableau(III.22): les valeurs des paramètres temporels pour les canaux touché par l'épilepsie cas 3

Canal11 (C4-P4) : situé sur la zone poste du sillon central

Canal04 (P7-O1) : placé dans le sillon lunate côté gauche

III.6 Analyse spectrale

L'analyse spectrale consiste à déterminer le contenu fréquentiel d'un signal donné, qui révèle les informations fréquentielles présent dans le signal, dans la littérature il y'a plusieurs méthodes d'analyse spectrale. Ces méthodes d'analyse spectrale sont basées sur la transformation de fourrier.

Après l'implémentation d'un filtre numérique passe bas de type butterworth, cité précédemment sur notre signal EEG, on a calculé le spectre des signaux EEG qu'on a obtenu à l'aide de l'utilisation de la transformée de fourrier rapide FFT disponible sous l'environnement de programmation Matlab dans le but de visualisé le spectre du signal.

Notant que les signaux qu'on a utilisé dans notre étude sont issus de la base de donnée **CHB-MIT** et quisont :chb01-01 pour le cas normal et chb01-04 pour le cas pathologique ayant la même portion temporelle (27s).

III.6.1 Cas normal

III.6.1.1 Résultats obtenus via FFT

La figure (III.26) et la figure() illustre le tracé du signal EEG en fonction du temps avec et sans filtre.

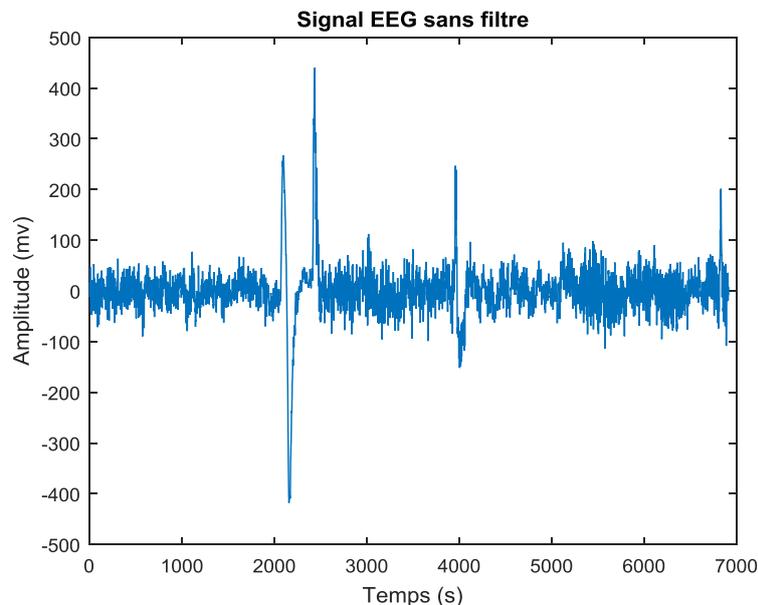


Figure (III .26): tracé du signal EEG sans filtre

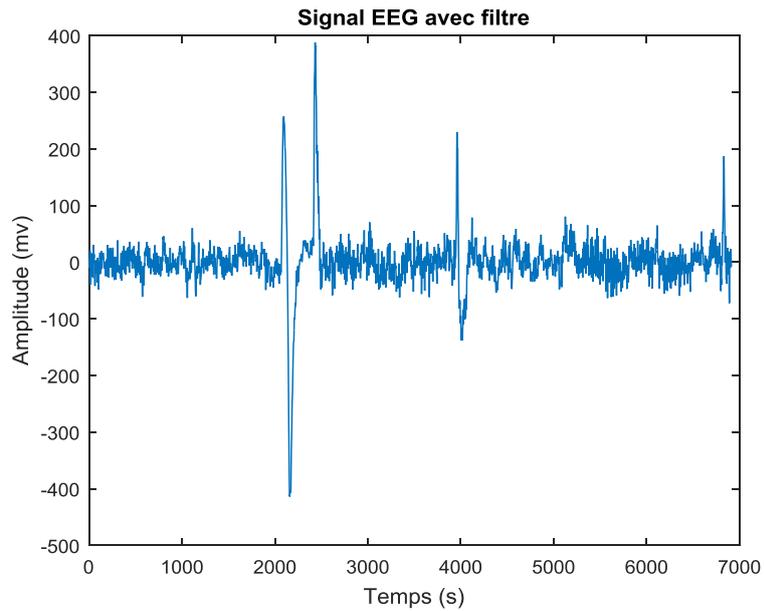
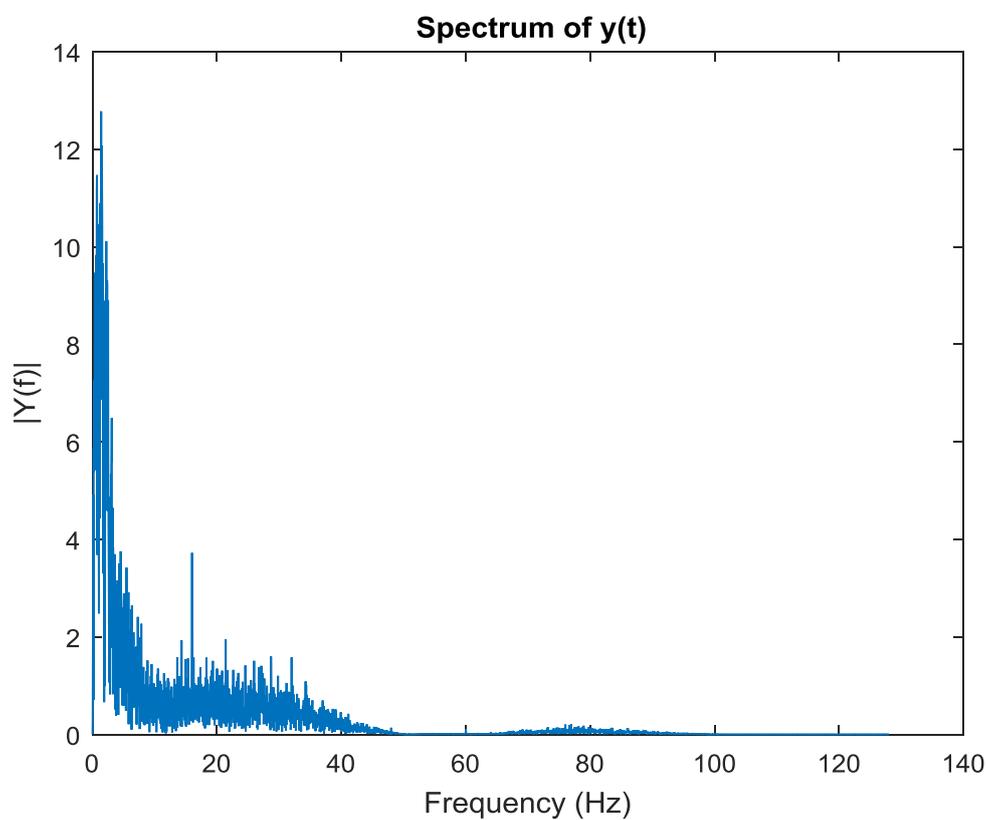


Figure (III .27):tracé du signal EEG filtré

Nous avons calculés et tracés la transformée de Fourier Rapide du chb01-01 pour le cas normal. Le spectre est présenté par la Figure (III .28).

Sur le tracé, on remarque clairement que le spectre est focalisé vers les basses fréquences.

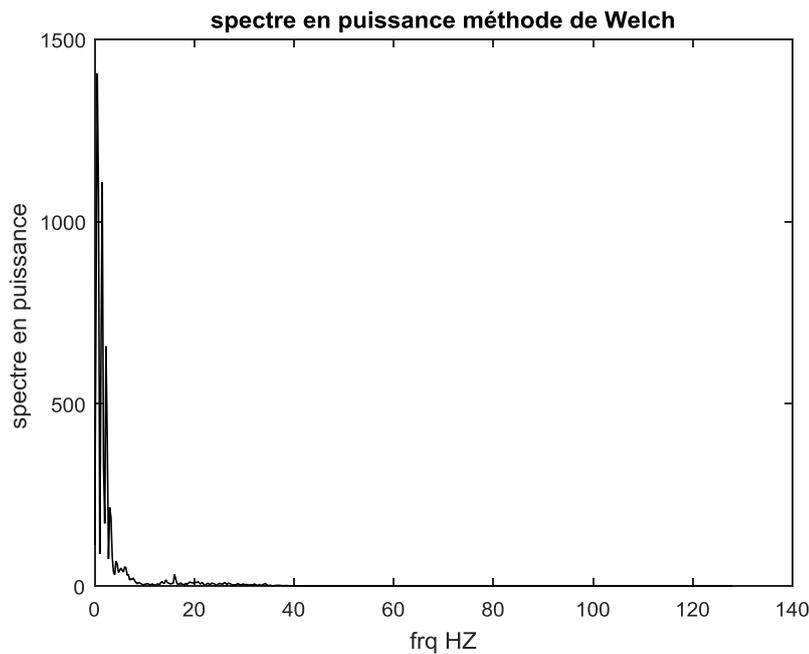


Figure(III.28): tracé du spectre via FFT sujet 1 cas normal

III.6.1.2 Résultats obtenus via DSP

Dans ce qui suit nous allons présenter les résultats obtenus concernant le calcul de la densité spectrale (figureIII.29) de puissance, en utilisant l'estimateur de welche. On remarque la présence de plusieurs raies spectrales de forte puissance dans les bases fréquences inférieures à 40 HZ. Ce qui confirme le résultat précédent. Notant que les paramètres de l'estimateur welche qu'on a utilisé sont :

- Fréquence d'échantillonnage : 256 HZ
- La fenêtre d'anodisation est : hamming de taille 1024 points
- Le chevauchement utilisé : 50%
- La longueur de la FFT utilisé : 1024 points



Figure(III.29):Tracé du spectre via DSP sujet 1 cas normal

III.6.2 cas pathologique

La figure (III.30) et la figure (III.10) illustre le tracé du signal EEG en fonction du temps avec et sans filtre.

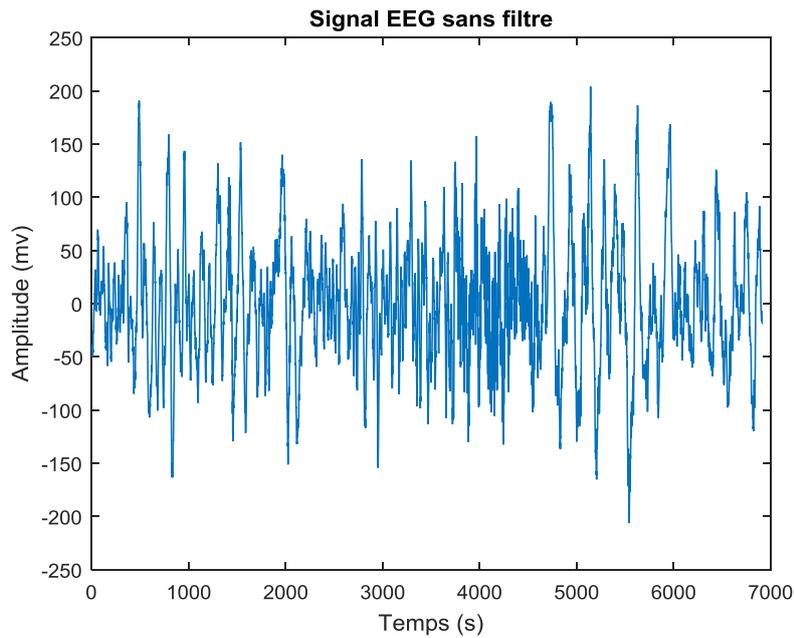


Figure (III .30): tracé du signal EEG sans filtre

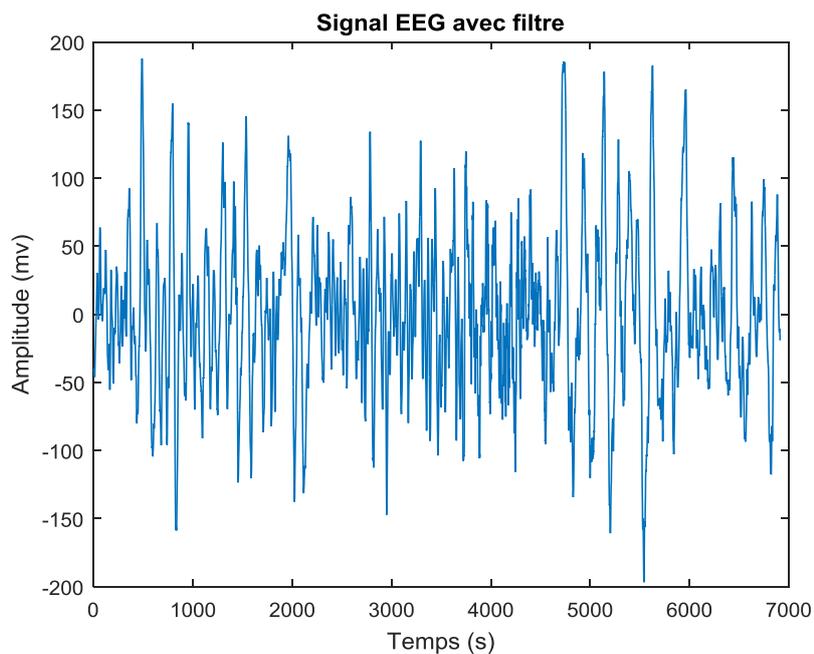
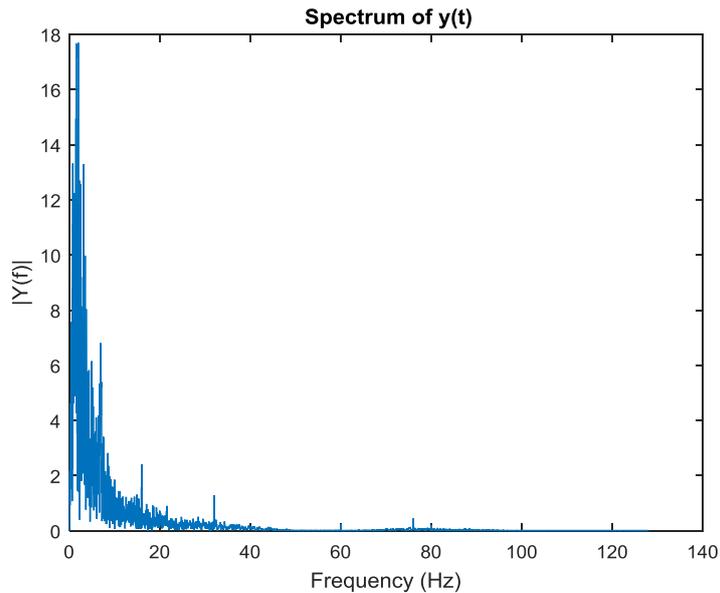


Figure (III .31): tracé du signal EEG filtré

III.6.2.1 Résultat obtenu via FFT

Nous avons calculés et tracés la transformer de Fourier Rapide du chb01-01 pour le cas épileptique. Le spectre est présenté par la Figure (III.32).

Sur le tracé, on remarque clairement que le spectre est focalisé vers les bases fréquences environs 0 et 20 Hz.

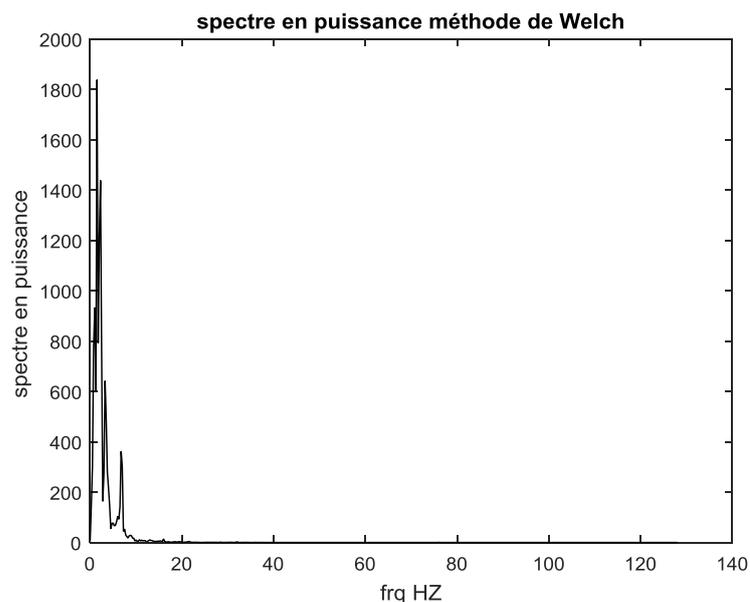


Figure(III.32):tracé du spectre via FFT du sujet 1 cas pathologique

III.6.2.2 Résultat obtenu via DSP

Les résultats obtenus concernant le calcul de la densité spectrale de puissance sont illustré dans le tracé suivant (figure III.33). On remarque la présence de plusieurs raies spectrales de forte puissance dans les bases fréquences inférieures à 20 HZ. En utilisant les paramètres suivants :

- Fréquence d'échantillonnage : 256 HZ
- La fenêtre d'anodisation est : hamming de taille 1024 points
- Le chevauchement utilisé : 50%
- La longueur de la FFT utilisé : 1024 points



Figure(III.33):tracé du spectre via DSP DU SUJET 1 CAS pathologique

III.7 Conclusion

Ce chapitre nous a permis d'effectuer une analyse temporelle détaillé sur les signaux EEG issus de la base de données CHB-MIT d'accès gratuit sur PHYSIONET. Cette analyse temporelle est reposé essentiellement sur le calcul des six paramètres(moyenne, énergie, entropie, écart-type, amplitude minimale et maximal) dont le but est d'extraire les informations présentent dans les signaux en question, tous en élaborant une étude statistique comparative entre les signaux EEG normaux et les signaux EEG porteurs de pathologie épileptique et cela dans le but d'aider le médecin dans ces démarches thérapeutiques ainsi que dans ces démarches dans la recherche scientifique. Comme nous avons également élaboré une analyse fréquentielle basée sur les outils mathématiques du traitement du signal précisément : la transformée de fourrier rapide FFT, l'estimateur de la densité spectrale de puissance de welche. Cette analyse spectro-temporelle nous a favorisé d'enrichir nos connaissance en matière de traitement du signal en générale et dans le domaine biomédical en particulier.

Conclusion générale

Conclusion générale

L'électroencéphalogramme (EEG) est un signal de nature électro-physiologique qui présente des informations essentielles pouvant guider le médecin dans ses démarches thérapeutiques tout en révélant d'éventuels troubles neurologiques.

Une analyse spectro-temporelle est faite afin de caractériser les signaux EEG normaux et porteur d'épilepsie et cela en procédant à :

- Une analyse temporelle qui est responsable du calcul des paramètres suivants :
 - 1- La moyenne
 - 2- L'écart-type
 - 3- L'énergie
 - 4- L'entropie
 - 5- Le maximum de l'amplitude EEG
 - 6- Le minimum de l'amplitude EEG
- Une analyse fréquentielle qui évoque le contenu fréquentiel présent dans les signaux EEG normaux et pathologiques en utilisant :
 - 1- La transformation de Fourier (fft)
 - 2- l'estimateur de Welch

Au cours de notre étude analytique dans le cadre de notre projet de fin d'étude, nous avons rencontré quelques problèmes, qui nous ont incité à approfondir nos connaissances théoriques en traitement du signal.

Ce projet était pour nous une expérience riche et très intéressante, à travers laquelle on a utilisé l'environnement de programmation MATLAB.

Références bibliographiques

Références bibliographiques

- [1] docteur Pierrick HORDE, directeur éditorial de Santé-Médecine et du Particulier Santé.
<https://sante-medecine.journaldesfemmes.fr/>
- [2] <https://www.frcneurodon.org/comprendre-le-cerveau/a-la-decouverte-du-cerveau/anatomie-du-cerveau-et-du-systeme-nerveux/>
- [3] <https://www.e-cancer.fr/Patients-et-proches/Les-cancers/Tumeurs-du-cerveau/Le-cerveau/Les-differentes-parties>
- [4] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Neurone>
- [5] Brière, C., & Lopez, R. Introduction à l'électro-encéphalographie. [Powerpoint slides]. Retrieved from Faculté de Médecine Montpellier-Nîmes website: http://www.med.univ-montp1.fr/enseignement/cycle_2/UE_systeme_neurosensoriel/Ressources_locales/ED_en_EEG.pdf
- [6] <https://thanatofrance.wordpress.com/2015/09/21/lelectroencephalogramme-eegexplorationdu-cerveau>
- [7] <https://byjus.com/chemistry/electrode/>
- [8] <https://www.futura-sciences.com/sciences/definitions/physique-electrode-2669/>
- [9] <https://www.rvd-psychologue.com> › neurofeedback-eeg-ondes-cerveaux
- [10] T.Dumartin, « Rappels Traitement du Signal », Année 2004 – 2005.
- [11] BOÎTE (R.) et LEICH (H.). – Les filtres numériques. Collection CNET-ENST, Masson, 1980.
- [12] CHARBIT (M.). – Éléments de théorie du signal : signaux aléatoires. Ellipses, Collection Pédagogique de Télécommunication, 01996.
- [13] Gérard BLANCHET, Maurice CHARBIT « Traitement numérique du signal ».
- [14] G. BAUDOIN et J.-F. BERCHER, « TRANSFORMÉE DE FOURIER DISCRÈTE », Novembre 2001.
- [15] Cooley J.W., Tukey J.W., “An Algorithm for the Machine Calculation of Complex Fourier Series”, Mathematics of Computation, Vol. 19, April 1965
- [16] Freddy Mudry, « Cours de Traitement du Signal », octobre 2004.
- [17] Burrus C.S., Parks T.W., DFT/FFT and Convolution Algorithms. John Wiley & Sons, New York, 1985.

Références bibliographiques

- [18] F.Meziani , «Analyse du degré de sévérité pathologique des signaux phonocardigrammes par application des transformée d'ondelettes », thèse de Doctorat ,2013.
- [19] BELAID BOUMEDYEN, « Développement d'outils d'analyse corrélative entre le signal Electroencéphalogramme (EEG) et le signal Electrocardiogramme (ECG) pour l'aide au diagnostic médical », thèse de Doctorat ,2020.
- [20] Sonia HAMNANE, « Traitement et représentation temps-fréquence des sons avec résolution adaptative », Juin 2006.

- [21] Goldberger, A., Amral, L., Glass, L., Hausdorff, J., Ivanov, P., Mark, R., Mietus, J., Moody, G., Peng, C., and Stanley, H. (2000) 'Physiobank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of Research Resource for Complex Physiologic Signals', *Circulation*, Vol. 101, No. 23, pp.215–220

