



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédical

Présenté par : Bensadia Safia & Belabid Kheira

COMPRESSION DU SIGNAL EEG

Soutenu le 16 Juin 2015 devant le Jury

M.	N.DIB	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Président
Mme	F.MEZIANI	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examinatrice
Mme	N.HABIBES	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2014-2015

Remerciement

Nous remercions *Allah* de nous avoir donné la capacité d'écrire et de réfléchir, la force d'y croire, la patience d'aller jusqu'au bout du rêve et la volonté et la patience de mener à terme le présent travail.

Au terme de ce projet nous exprimons nos profondes gratitude et respectueuse reconnaissance à notre encadreur, **Mme Habibes Naima** maitre assistante à la faculté de technologie à l'université de Tlemcen, pour l'assistance qu'il nous a prêté, son soutien et ses conseils avisés pendant toute la durée de ce travail.

Nous tenons à remercier **Mr N.DIB** maitre assistant à l'université de Tlemcen, d'avoir accepté de présider le jury.

Nos respectueux remerciements sont adressés à Mme **F.MEZIANI** maitre de conférence à l'université de Tlemcen d'avoir accepté d'examiner ce travail.

Nos remerciements vont exceptionnellement à **Mr R.MERZOUGUI, Mr O.BENALI MEDJAHED, Mr I.BOUKLI** et **Mr M.SAADI** pour son aide, son suivi, ses conseils et directives et pour son dévouement et ainsi pour la confiance qu'ils nous ont toujours témoignée.

Nous remercions aussi toute l'équipe du laboratoire **GBM** pour le soutien moral et pour leur accueil bienveillant et leurs conseils avisés.

Enfin, Nous remercions tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la concrétisation de ce travail, et à toute la promotion de Master **INB**.

Dédicace

Du profond de mon cœur, je dédie ce travail à tous ceux qui me sont chers.
A **mon cher père** que rien au monde ne vaut tes efforts fournis, jour et nuit, pour
mon éducation et mon bien être.

A **ma très chère aimée mère** tu es l'exemple de dévouement qui n'a pas cessé
de m'encourager et de prier pour moi, Que Dieu, le tout- puissant, te préserve et
t'accorde santé, longue vie et bonheur.

A **mes frères**, Amine, Yassine, Djamel et Nesredine.

A **mes très chères sœurs**, Amel, Khayrou, Nina, Nassima, Souhila , Zahra,
Samira, khdawej, Zhor, Mimi, Nor et Soumia.
A mon binôme Kheira.

A **mes cousines, mes tantes et mes oncles.**

A tous les amis proches qui n'ont cessé de m'encourager et de me soutenir
pendant la durée de l'étude.

A toute les **Gbmist**.

A toute la promo d'instrumentation biomédical 2015.
A tous les enseignants qui ont contribué à ma formation.
Tous ceux qui m'aiment.
Tous ceux que j'aime.

Safia

Dédicace

A L'aide de dieu tout puissant on a pu achever ce modeste travail que Je dédie :

A mon père et ma mère que le dieu les protège, qui mon offert tous les moyennes ainsi leurs encouragement avec lesquelles j'ai atteindre ce niveau.

A mon grand père et ma grande mère.

A mes chères sœurs Wahiba, Nabila, Ichrak.

A ma frère Mohamed.

A toutes les familles Belabid, Belhadji grands et petits.

A mon très chères sœurs Rokia qui est toujours à mes cotée vos encouragements constants ont toujours été pour moi des plus précieux.

A mon mariée Abdelkader et sa familles.

Comme je dédie ce mémoire à mes amis très chers Fatima, Soumia, Zahra, Latifa.

A mon binôme Safia.

A tous mes amis, la promotion de 2^{ème} année Master d'instrumentation biomédical 2015.

Et à tous ceux que ma réussite leur tient à cœur.

À le petit de ma sœur Islam Haroun

Kheira

Résumé

La compression des signaux biomédicaux présente aujourd'hui un intérêt majeur pour l'archivage et la communication. Le but de ce projet est de présenter l'application de différentes méthodes de compression des Electroencéphalogramme (EEG) par transformée, afin de trouver la meilleure méthode adaptée aux EEG. Quatre méthodes de compression de l'EEG par transformée sont étudiées : méthode basée sur la Transformée de Fourier Rapide (FFT), méthode basée sur la Transformée en Cosinus Discret (DCT), méthode basée sur la Transformée en Sinus Discrète (DST) et méthode basée sur la Transformée en ondelette Discrète (DWT). Chacune des méthodes est brièvement exposée et les résultats obtenus sur des signaux réels sont présentés en fonction du Taux de Compression (CR) et de la mesure de la racine carrée de l'erreur en pourcentage (PRD). Les résultats obtenus montrent que la méthode basée sur DWT s'avère être plus performante que les autres méthodes.

Mots clés

Compression, EEG, FFT, DCT, DST, DWT.

Abstract

The compression of biomedical signals today is of major interest for archiving and communication. The purpose of this project is to present the application of different compression methods of Electroencephalogram (EEG) transform in order to find the best method suitable for EEG. Four compression methods of EEG transform are studied: method based on Fast Fourier Transform (FFT) method based on the Discrete Cosine Transform (DCT) method based on the Discrete Sine Transform (DST) and Method based on the Discrete Wavelet Transform (DWT). Each method is briefly exposed and results on real signals are presented based on the compression ratio (CR) and the extent of the square root of the percentage error (PRD). The results show that the method based on DWT is proving to be more efficient than other methods.

Keywords

Compression, EEG, FFT, DCT, DST, DWT.

Table des matières

Remerciement	2
Dédicace	3
Dédicace	4
Résumé	5
Table des matières	6
Liste des figures	9
Liste des tableaux	11
Glossaire	12
Introduction Générale	14
Chapitre I : Généralités sur les signaux électroencéphalogrammes	
I .1. Introduction.....	16
I .2. Anatomie du cerveau	17
I .2.1. Lobe frontal	17
I .2.2 Lobe pariétal.....	18
I .2.3 Lobe temporal	18
I . 2.4 Le lobe occipital	18
I .3. Unité fonctionnelle du système nerveux (le neurone)	19
I .4. Electroencéphalographie.....	20
I .5. Electroencéphalogramme.....	21
I .5.1. Utilité d'un EEG.....	23
I .5.2. Déroulement d'un examen EEG	23
I .6. Ondes cérébrales	23
I .6.1. Ondes delta	25
I .6.2. Ondes thêta	25
I .6.3. Ondes alpha	25
I .6.4 Onde bêta.....	26
I .6.5 Ondes gamma	26
I .7. Capteurs	27
I .7.1 Principe.....	27
I .7.2 Différentes électrodes.....	27
I .7.3 Emplacement des électrodes	29
I .7.4. Différents montages ultrasons en EEG	30
I .8. Conclusion	31

Chapitre II : Techniques de la compression

II.1 Introduction.....	32
II.2 Définition de la compression	32
II.3 Méthodes de la compression	33
II.3.1 Compression sans perte d'information	33
II.3.1.1 Codage RLE.....	34
II.3.1.2 Compression CCITT.....	34
II.3.1.3 Codage de Huffman	35
II.3.1.4 Code Baudot	36
II.3.1.5 Codage LZW.....	37
II.3.1.6 Codage arithmétique.....	37
II.3.2 Compression avec perte d'information.....	37
II.3.2.1 Méthode Directe.....	38
II.A Prédiction linéaire.....	38
II.B Interpolation polynomiale.....	38
II. 3.2.2 Méthodes par transformée.....	38
II.3.2.2.1 Transformée spectrale.....	38
II.A Transformée discrète de Fourier (TFD).....	38
II.B Transformée discrète en cosinus (DCT)	39
II.C Transformée de Fourier Rapide (FFT).....	40
II.D Transformée discrète en sinus(DST).....	40
II.3.2.2.2 Transformée en Ondelettes.....	41
II.A Transformée en Ondelettes continue(CWT).....	42
II.B Transformée en Ondelettes discrète (DWT).....	42
II.4 Critères de performances d'une méthode de compression	44
II.4.1 Le taux de compression(CR).....	44
II.4.2 Mesure de la fidélité de la reconstruction.....	45
II.5 Conclusion.....	45

Chapitre III : compression par transformer spectrale

III.1 Introduction.....	46
III.2Présentation de la base de données.....	46
III.3 Présentation de l’algorithme de compression.....	46
III.4 Application et résultats.....	46
III.4.1 Application de la DCT.....	47
III.4.2 Application de la DST.....	49
III.4.3 Application de la FFT.....	52
III.5 Comparaison des résultats obtenus par les différentes méthodes.....	54
III.6 Discussions.....	55
III.7Conclusion.....	55

Chapitre IV : Résultats et Discussions

IV .1 Introduction.....	56
IV .2 Présentation de l’algorithme de compression.....	56
IV.3 les ondelettes utilisées	56
IV.3.1 Ondelette de Daubechies.....	56
IV.3.2 Ondelette de symlet.....	57
IV.3.3 Ondelette Biorthogonale.....	57
IV.4 Application et résultats.....	57
IV.5 Comparaison des Résultats.....	68
IV.6 Interface graphique.....	69
IV.6 Conclusion.....	69
Conclusion générale.....	74
Bibliographie.....	75

Liste de figure

Figure 1.1- Vue latérale du cerveau	17
Figure 1.2- Morphologie d'un neurone.....	19
Figure 1.3- Application d'un EEG.....	21
Figure 1.4- Exemple d'EEG.....	22
Figure 1.5- Rythmes corticaux.....	24
Figure 1.6- Rythme delta.....	25
Figure 1.7- Rythme thêta.....	25
Figure 1.8- Rythme alpha.....	25
Figure 1.9 - Rythme bêta.....	26
Figure 1.10- Rythme gamma.....	26
Figure 1.11- Electrodes tampon.....	28
Figure 1.12- Electrodes cupules.....	28
Figure 1.13- Electrodes aiguilles.....	29
Figure 1.14- Système 10-20.....	30
Figure 2.1- La compression sans perte.....	34
Figure 2.2- Table de caractère du code Baudot.....	37
Figure 2.3 - niveau de Daubechies.....	44
Figure 2.4 - niveau de Symlet.....	44
Figure 2.5- Niveau de biorthogonale.....	45
Figure 3.1- Tracé Signal original.....	47
Figure 3.2- Signal reconstruit.....	47
Figure 3.3- Spectre de coefficients.....	47
Figure 3.4- Spectre de coefficients après seuillage.....	47
Figure 3.5- Tracé Signal original.....	48
Figure 3.6 -Signal reconstruit.....	48
Figure 3.7- Spectre de coefficients.....	48
Figure 3.8- Spectre de coefficient après seuillage.....	48
Figure 3.9- Histogramme de CR.....	49
Figure 3.10- Histogramme PRD.....	49
Figure 3.11- Tracé Signal original.....	49
Figure 3.12- Signal reconstruit.....	49
Figure 3.13- Spectre de coefficients.....	50
Figure 3.14- Spectre de coefficients après seuillage.....	50
Figure 3.15- Tracé Signal original.....	50
Figure 3.16- Signal reconstruit.....	50
Figure 3.17- Spectre de coefficients.....	50
Figure 3.18- Spectre de coefficients après seuillage.....	50
Figure 3.19- Histogramme CR.....	51
Figure 3.20- Histogramme PRD.....	51
Figure 3.21- Tracé Signal original.....	52
Figure 3.22- Signal reconstruit.....	52

Figure 3.23- Spectre de coefficients.....	52
Figure 3.24- Spectre de coefficients après seuillage.....	52
Figure 3.25- Tracé Signal original.....	53
Figure 3.26- Signal reconstruit.....	53
Figure 3.27- Spectre de coefficients.....	53
Figure 3.28- Spectre de coefficients après seuillage.....	53
Figure 3.29 - Histogramme CR.....	54
Figure 3.30- Histogramme PRD.....	54
Figure 3.31- $CR=f(\text{PRD})$	54
Figure4.1- Ondelette daubechies3.....	57
Figure4.2- Ondelette daubechies6.....	57
Figure4.3- $P=f(\text{thr})$	58
Figure4.4- $P=f(\text{db})$	59
Figure4.5- $P=f(\text{db})$	59
Figure 4.6- $P=f(\text{db})$	60
Figure4.7- $P = f(\text{thr})$	61
Figure4.8- Histogramme $\text{PSNR}=f(\text{THR})$	61
Figure4.9- Histogramme $\text{CR}=f(\text{THR})$	61
Figure4.10- - Histogramme $\text{PRD}=f(\text{THR})$	62
Figure4.11- signal original.....	63
Figure4.12- signal reconstruit.....	63
Figure4.13- signal reconstruit $\text{thr}=80$	64
Figure4.14- tracé de deux signaux.....	64
Figure4.15- $\text{PSNR}=f(\text{thr})$	65
Figure4.16- $\text{PSNR}=f(\text{thr})$	66
Figure 4.17- $\text{PSNR}=f(\text{thr})$	66
Figure4.18- $\text{PSNR}=f(\text{thr})$	67
Figure4.19 $\text{PSNR}=f(\text{thr})$	67
Figure4.220- $\text{PRD}=f(\text{thr})$	68
Figure4.21 : Présentation de l'objectif.....	70
Figure4.22 : Présentation des résultats de DCT.....	70
Figure4.23 : Présentation des résultats de DST.....	71
Figure4.24 : Présentation des résultats de FFT.....	71
Figure4.25 : Présentation des résultats de l'ondelette.....	72
Figure4.25 : Présentation de comparaison et résultats.....	72
Figure4.25 : Présentation de conclusion.....	73

Liste de tableau

Tableau1.1- les différents rythmes physiologiques de base en EEG.....	27
Tableau3.1 -Résultats de la DCT.....	48
Tableau 3.2- Résultats de la DST.....	51
Tableau 3.3- Résultat de FFT.....	53
Tableau 3.4 - Comparaison des résultats des CR et PRD.....	54
Tableau 4.1- PSNR (db N3).....	57
Tableau 4.2- PSNR (db N2).....	58
Tableau 4.3- PSNR (db N4).....	59
Tableau 4.4- PSNR (db N5).....	60
Tableau4.5-PSNR, CR, PRD.....	61
Tableau 4.6-PSNR (sym1 N2).....	65
Tableau 4.7 -PSNR (sym2 N2).....	65
Tableau 4.8 - PSNR (sym4 N2).....	66
Tableau 4.9-PSNR (bior 2.2 N2).....	66
Tableau 4.10 -PSNR (bior3.7 N2).....	67
Tableau 4.11-PSNR (bior5.5 N2).....	67
Tableau 4.12 - Evaluation de techniques de compressions.....	68

Glossaire

A

ADPCM : Adaptive Differential Pulse Code Modulation

ASCII : American Standard Code for Information Interchange

B

BWT : Transformée de Burrows-Wheeler

C

CCITT : Comité consultatif international téléphonique et télégraphique

CWT : transformée en ondelettes continue

CR : Compression Ratio.

D

DCT : transformée en cosinus discrète

DST : Transformée discrète en sinus

DWT : DiscreteWaveletTransform

E

EEG : Electroencéphalogramme

F

FFT : Transformée de Fourier Rapide

FOI : interpolation d'ordre un

I

ITU T : Telecommunication Standardization Sector of the International Telecommunications Union

L

LZW : Lempel-Ziv-Welch

LZ78 : Lempel-Ziv 1978

M

MPEG : Moving Picture Experts Group

P

PNG : Portable Network Graphic

PRD : Percentage of Root mean squared Difference

R

RLE : Run-Length Encoding

S

SNC : Système Nerveux Central

T

TFD : Transformée discrète de Fourier

W

WEB : World Wide Web

Z

ZOI : Interpolation d'Ordre Zéro

Introduction générale

La dernière décennie a vu l'extension des techniques numériques à de nombreux domaines de traitements de l'information, de la saisie, du stockage et du transport de cette information. Pour économiser les ressources de stockage ou de canaux de communication, on cherche à comprimer le signal numérisé. Cette double opération de numérisation et de décompression est aussi appelée codage de source.

Le but d'une technique de compression est d'achever une réduction maximale du signal avec la préservation des caractéristiques significatives de ce dernier après reconstruction. En pratique un processus de compression consiste à éliminer la redondance, Shannon a défini la redondance comme étant la portion du signal qui ; si elle manque, le signal reste essentiellement complet ou peut être reconstruit.

Les techniques de compression peuvent être classées en trois groupes : Les méthodes directes, les méthodes par transformées. Avec les méthodes directes on agit directement sur les échantillons du signal, ce qui est le cas pour la plupart des méthodes classiques telles que les méthodes prédictives et interpolatives. Les méthodes par transformées consistent à appliquer une transformée orthogonale sur un bloc d'échantillons du signal, le traitement dans ce cas, est effectué sur la nouvelle séquence résultant de la transformée. [9]

Les techniques de compression sont d'usage courant en traitement d'image, en traitement des signaux audio, des signaux vidéo et des signaux biomédicaux (EEG, ECG, EMG.etc).

La compression des signaux et leur traitement numérique jouent un rôle important de nos jours, dans différents domaines, surtout si nous désirons transmettre des informations ou les stocker.

Nous nous sommes intéressés par l'électroencéphalographie (EEG), cette dernière mesure le potentiel électrique sur des électrodes placées sur le scalp. Ces mesures ont longtemps été utilisées pour décrire l'évolution temporelle de l'activité électrique cérébrale. Les enregistrements des signaux EEG durent longtemps et occupent assez d'espace de stockage, d'où une compression est nécessaire.

Dans ce travail, on va présenter certaines techniques de compression des signaux EEG: la méthode de la transformation en cosinus discrète (DCT), la méthode de la transformation en sinus discrète (DST), la transformée de Fourier rapide (FFT), et la transformée on ondelette discrète (DWT).

Enfin, une étude comparative des performances de ces techniques appliquée sur le signal l'électroencéphalogramme (EEG) va être établie.

Dans le premier chapitre, nous présentons l'anatomie du cerveau et l'origine de l'activité électrique neuronale suivie des notions fondamentales de l'électroencéphalogramme.

Le second chapitre contient les notions fondamentales de la théorie de l'information et de distorsion puis nous allons présenter les différentes techniques de compression existantes à la littérature, ainsi les critères d'évaluation de performance des techniques de compression.

Dans le troisième chapitre, nous appliquons les trois techniques de compression par transformation en cosinus discret (DCT), en sinus discret (DST) et transformé de Fourier rapide (FFT) sur le signal EEG, en évaluant chacune de ces méthodes.

Enfin, dans le dernier chapitre est consacré à l'application de technique de compression par transformée en ondelette sur un signal EEG, en utilisant les différents types d'ondelettes. Nous terminons par une comparaison des performances de différentes techniques appliquées, et une interface graphique.

I .1. Introduction

La compréhension du fonctionnement du cerveau est l'un des domaines de recherches les plus vastes et les plus remarquables. Il s'agit en effet de se servir de notre cerveau pour en comprendre ses propres mécanismes. Dès le début du XIXe siècle, on émet l'hypothèse que certaines zones cérébrales sont spécialisées dans la réalisation d'activités mentales bien précises [1].

Les techniques d'investigation cérébrale sont nombreuses ; Intéressons nous plus particulièrement à l'électroencéphalographie qui est l'enregistrement de l'activité électrique du cerveau et qui a la propriété d'être non invasive.

L'électroencéphalogramme (EEG) représente la transcription sous forme d'un tracé des variations dans le temps des potentiels électriques recueillis sur la boîte crânienne en différents points du scalp.

On réserve le nom d'électroencéphalogramme au tracé obtenu lorsque les électrodes sont placées directement sur le cortex et l'on parle de stéréo électroencéphalographie lorsque les électrodes sont implantées directement dans les structures cérébrales (lors d'interventions neurochirurgicales).

L'électroencéphalogramme (EEG) est l'enregistrement de différences de potentiels électriques effectués sur la surface de la tête.

L'activité électrique cérébrale fut enregistrée pour la première fois par un jeune assistant de physiologie de la Royal Infirmary de Liverpool nommé Caton en 1875[2].

Nous présentons dans ce chapitre le fonctionnement général du système cérébrale, Puis les principes fondamentaux de l'électroencéphalographie et les différents types d'enregistrement de l'activité électrique du cerveau.

I.2. Anatomie du cerveau

Le cerveau est l'organe le mieux protégé du corps. Mécaniquement d'abord, avec le crâne qui fait office d'armure contre les coups. Viennent ensuite les méninges, ces trois membranes qui l'enveloppent pour l'empêcher de s'abimer contre l'intérieur du crâne (voir *Figure 1.1*).

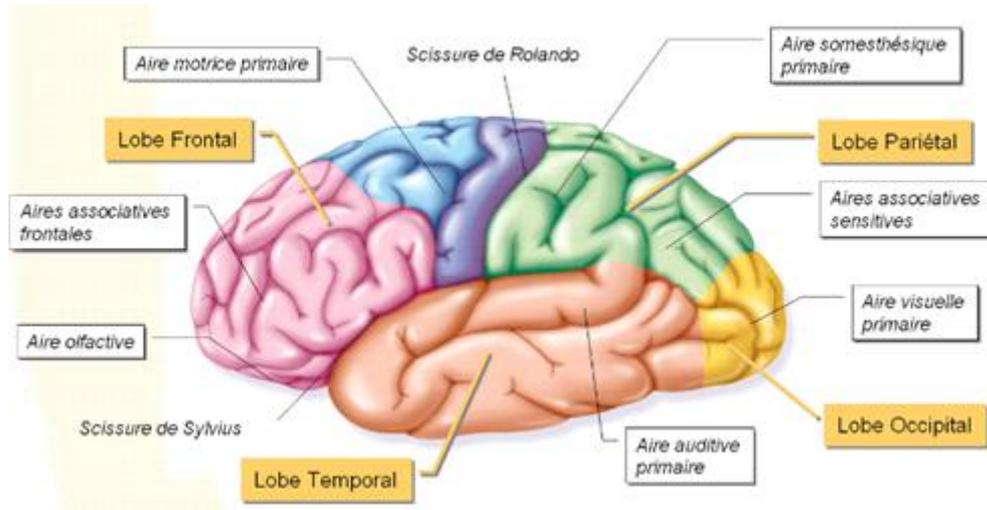


Figure 1.1 : Vue latérale du cerveau

Pour encore plus de protection, le cerveau baigne dans le liquide céphalo-rachidien (ou cérébro-spinal). Ce fluide circule à travers une série de cavités communicantes appelées ventricules. Le liquide céphalo-rachidien circule aussi entre la pie-mère et l'arachnoïde des méninges. En plus de contribuer à absorber les coups, ce liquide diminue la pression à la base du cerveau en faisant "flotter" le tissu nerveux. Produit par les plexus choroïdes dans les ventricules les plus hauts et absorbé dans le système veineux à la base du cerveau, le liquide céphalo-rachidien circule vers le bas en évacuant les déchets toxiques et en transportant des hormones entre des régions éloignées du cerveau.

Le cerveau, partie antérieure de l'encéphale, est composé des hémisphères cérébraux et des structures qui les unissent. L'encéphale est l'ensemble de la masse nerveuse résidant dans la boîte crânienne, composé du cerveau, du cervelet et du tronc cérébral. [1]

I.2.1. Lobe frontal

Il présente l'importante circonvolution frontale ascendante qui gère la motricité volontaire de l'hémicorps opposé. Chaque partie de cette circonvolution correspond à une

zone spécifique du corps, mais la représentation cérébrale n'est pas équivalente à la grosseur de la partie qu'elle représente. En effet, plus les zones ont une motricité volontaire fine, plus grande est leur surface au niveau de la frontale ascendantes : c'est ce qu'on appelle une représentation somato-topique. Les zones dont la représentation est la plus importante sont : la main, le pouce, le visage et la langue.

I .2.2 Lobe pariétal

Il présente en arrière de la scissure de Rolando la circonvolution pariétale ascendante. Elle reçoit les influx sensitifs périphériques de 2 natures : les influx tactiles et ceux gustatifs. Il existe une représentation cartographique de la pariétale ascendante qui se divise en plusieurs aires :

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

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

I .2.3 Lobe temporal

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

I . 2.4 Le lobe occipital

On y trouve tout ce qui concerne la vision :

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

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

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

La substance grise est située à l'extérieur au niveau du cortex cérébral (écorce du cerveau). Ce tissu correspond au cœur des cellules nerveuses (neurones), que l'on retrouve également sous forme d'îlots (les noyaux gris centraux) dispersés. [1]

I.3. Unité fonctionnelle du système nerveux (le neurone)

D'un point de vue anatomique, les neurones comprennent un corps cellulaire, dont sont issus un ou plusieurs prolongements. Il existe deux types de prolongements neuronaux : les dendrites et les axones (*Figure 1.2*).

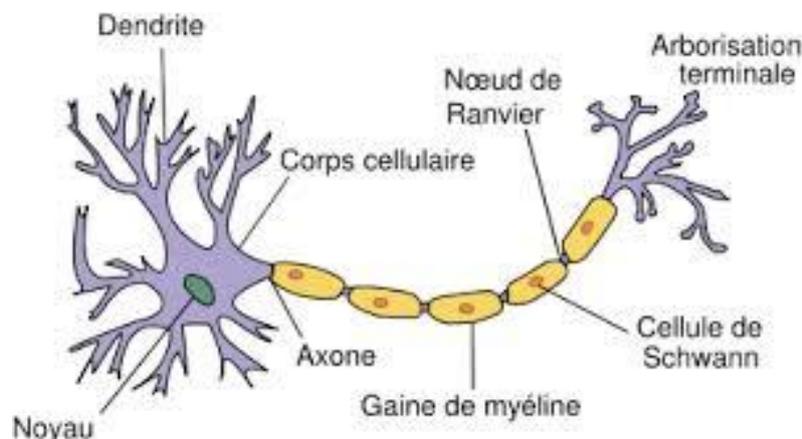


Figure 1.2 : Morphologie d'un neurone

La morphologie d'un neurone peut être très variable. Elle dépend essentiellement du nombre de prolongements issus du corps cellulaire. Cependant, la plupart des neurones possèdent trois structures fonctionnelles en commun : une structure réceptrice, les dendrites, une structure conductrice, les axones, et une structure sécrétrice, les terminaisons pré synaptiques. L'information circule au sein du neurone et le long de l'axone sous forme d'une activité électrique le potentiel d'action, l'intensité du stimulus étant codée par la fréquence de transition de l'influx électrique.

L'information est traduite au niveau des terminaisons pré synaptiques (arborisation terminale) en intensité de libération d'une substance chimique, le neurotransmetteur. Le neurotransmetteur excite ou inhibe les neurones ou les cellules effectrices avec lesquels l'axone est en contact étroit. Par exemple, dans le cas d'une communication neurone à neurone, le neurotransmetteur se lie à des récepteurs spécifiques, sur le versant post synaptique (dendrite) d'un autre neurone et induit un potentiel gradué dont le voltage est proportionnel à l'intensité du stimulus. Ce potentiel peut aboutir à la genèse de nouveaux potentiels d'action ou au contraire à leur inhibition. Les dendrites peuvent recevoir un très

grand nombre de signaux provenant d'autres neurones grâce à l'immense surface qu'elles couvrent.

D'un point de vue fonctionnel, on distingue trois types de neurone :

- Les neurones sensoriels captent les messages des récepteurs sensoriels et les communiquent au SNC.
- Les neurones moteurs conduisent la commande motrice du SNC aux muscles.
- Les inter neurones sont situés entre les neurones sensoriels et les neurones moteurs. Ils représentent 99% des neurones de l'organisme et on les retrouve en général dans le SNC.

Cependant, pour comprendre comment l'information sensorielle est interprétée et comment l'action à entreprendre est élaborée par le SNC, il ne faut pas considérer un unique neurone.

L'information provenant d'un récepteur sensoriel unique peut être transmise via la moelle épinière à diverses régions de l'encéphale. Le corps cellulaire est situé dans la plupart des cas à l'intérieur du SNC ou il est protégé par les os du crâne ou par ceux de la colonne vertébrale. De plus, le neurone a besoin d'un tissu de soutien et d'environnement.

En effet, le SNC a une organisation hiérarchique : les milliards de neurones du SNC sont répartis en groupes. Chacun des groupes de neurones rassemble l'information provenant des récepteurs ou d'autres groupes de neurones pour élaborer une information. La plupart des groupes de neurones sont composés de milliers de neurones. Les capacités fonctionnelles des groupes sont déterminées principalement par la disposition des synapses dans les groupes de neurones, la synapse étant le lieu de connexion entre une terminaison axonale et une dendrite. Parmi ces groupes, on peut citer par exemple les réseaux divergents, convergents, parallèles post décharges et réverbérant. Dans le cas des réseaux divergents, un neurone déclenche des réponses dans un nombre toujours croissant de neurones [2].

I .4. Electroencéphalographie

L'électroencéphalographie (EEG) est une méthode d'exploration cérébrale qui mesure l'activité électrique du cerveau par des électrodes placées sur le cuir chevelu souvent représentée sous la forme d'un tracé appelé électroencéphalogramme(voir *Figure 1.3*).



Figure 1.3 : Application d'un EEG

Comparable à l'électrocardiogramme qui permet d'étudier le fonctionnement du cœur, l'EEG est un examen indolore et non-invasif qui renseigne sur l'activité neurophysiologique du cerveau au cours du temps et en particulier du cortex cérébral soit dans un but diagnostique en neurologie, soit dans la recherche en neurosciences cognitives. Le signal électrique à la base de l'EEG est la résultante de la sommation des potentiels d'action post-synaptiques synchrones issus d'un grand nombre de neurones. On parle aussi d'électroencéphalographie intracrânienne (i EEG), sous-durale ou stéréotaxique (s EEG) pour désigner des mesures de l'activité électrique du cerveau effectuées à partir d'électrodes implantées sous la surface du crâne, soit à la surface soit en profondeur du tissu cérébral[3].

I .5. Electroencéphalogramme

L'électroencéphalogramme est un tracé représentant la différence de potentiel entre deux régions du cortex à l'aide d'électrode placée sur le scalp. Les potentiels caractérisant le signal EEG peuvent être générés par les courants associés aux potentiels d'action, les courants associés aux potentiel post synaptique ou par une combinaison des deux. Les expériences ont montrés que le signal EEG recueilli sur le scalp provient majoritairement de la contribution des potentiels post synaptiques(*Figure1.4*), beaucoup plus persistants que les potentiels d'action.

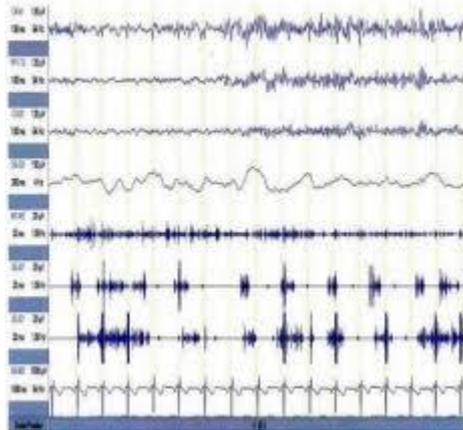


Figure 1.4 : Exemple d'EEG

L'appareil de mesure permettant l'enregistrement de l'activité électrique du cortex cérébral sur le scalp est appelé l'électroencéphalographe (*Figure 1.3*). C'est en 1929 que le psychiatre Hans Berger décrit le premier EEG chez l'homme, différent en état d'éveil ou de sommeil. Le signal EEG, d'une centaine de microvolts d'amplitude seulement, n'a été observable que par l'enregistrement de fluctuations d'émissions électriques entre des paires d'électrodes. L'enregistrement EEG montre que les fluctuations du signal sont sans fin (sauf cas de mort cérébrale). Cette apparence rythmique de l'EEG résulte de l'activation coordonnée de groupes de neurones, dont la somme des événements synaptiques devient suffisamment importante pour être enregistrée en surface. Cependant, comme l'a remarqué Berger, les rythmes du signal changent et peuvent être corrélés à différents comportements comme l'éveil, le sommeil, l'épilepsie, etc.

La méthode est simple, indolore, non-invasive et relativement peu coûteuse en comparaison à d'autres techniques de neuro-imagerie. Les électrodes, généralement recouvertes de chlorure d'argent (Ag-AgCl) [10], sont appliquées sur le cuir chevelu avec un gel conducteur afin de diminuer la résistance du contact. Les électrodes sont placées à des endroits définis par le système international 10-20.

Dans le système 10-20 la position d'une électrode est spécifiée par sa proximité avec des régions cérébrales (F pour frontal, C pour central, T pour temporal, P pour pariétal, O pour occipital) ainsi que sa position sur un plan latéral (vue du dessus, nez vers le haut : impair pour le côté gauche, pair pour le côté droit et accompagné de la lettre z pour la ligne médiane). Les positions sont calculées en terme de distances relatives (10 ou 20 pourcents) par rapport à deux axes principaux : l'axe coronal (des points auriculaires gauche à droit, le vertex est à mi-distance) [4].

I.5.1. Utilité d'un EEG

Le principe de l'EEG est de recueillir les potentiels électriques sur un appareil qui transcrit les signaux pour permettre leur analyse. Le signal qui est enregistré varie selon l'état de vigilance, et les maladies qui peuvent toucher le cerveau [5].

L'EEG présente des indications variées :

- 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 de crises d'épilepsie chez un patient ayant fait des troubles transitoires. Ces anomalies ne sont pas toujours présentes mais d'une grande aide diagnostique lorsqu'on les met en évidence.
- 3- Chez un épileptique connu, l'EEG peut être prescrit pour apprécier l'efficacité du traitement. Il ne faut jamais arrêter le traitement habituel avant de passer l'examen. A l'inverse, on ne prendra généralement la décision 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- Etudier le fonctionnement du cerveau en cas de troubles intellectuels, difficultés de mémoire notamment. Le ralentissement du tracé électrique du cerveau peut témoigner de l'existence d'une encéphalopathie ou de maladies neurales dégénératives.

Il existe d'autres indications de l'EEG, telles que l'étude du sommeil, qui se pratique dans certains laboratoires spécialisés [6].

I.5.2. Déroulement d'un examen EEG

Le principe de l'EEG est de recueillir les potentiels électriques sur un appareil qui transcrit les signaux pour permettre leur analyse. Le recueil de ces potentiels se fait grâce à de petites électrodes placées sur le cuir chevelu : chacune est reliée à la machine. Le signal est transcrit sur ordinateur ou papier pendant toute la durée de l'examen : il pourra alors être interprété par le neurologue.

Pendant l'enregistrement, le patient est installé confortablement dans un fauteuil afin d'être détendu et d'éviter tout ce qui pourrait interférer avec le recueil de l'activité cérébrale (contractions musculaires, mouvements oculaires). Il est demandé à plusieurs reprises de fermer puis d'ouvrir les yeux. Pendant plusieurs minutes, il est aussi demandé de respirer

profondément et de souffler : cette épreuve appelée "hyperpnée" permet de mettre en évidence des anomalies discrètes. Avant la fin de l'examen, on pratique une stimulation lumineuse grâce à une lampe qui produit de brefs éclairs de fréquences variables, car la lumière peut favoriser les crises épileptiques chez certaines personnes.

Pour certains patients dont on sait qu'ils font des crises durant le sommeil ou au réveil, il peut être nécessaire d'enregistrer le sommeil ou le passage du sommeil à la veille.

Dans certains laboratoires spécialisés, l'enregistrement EEG est couplé à une caméra permettant de filmer le patient, de manière à relier directement les anomalies du tracé aux manifestations cliniques du patient, et ainsi mieux comprendre le type de crises d'épilepsie présenté [7].

I.6. Ondes cérébrales

Les rythmes (dits de base) caractérisant l'état cérébral sur des périodes temporelles variables allant de quelques secondes à quelques minutes voire une heure. Dans les zones du cerveau, l'influx nerveux fonctionne en relative cohérence et de façon rythmique.

Les neurones s'activent ensemble, comme une pulsation, puis se calment, puis s'activent de nouveau.

Grâce à de petites électrodes placées sur le cuir chevelu et reliées à un appareil appelé électroencéphalographie. Le rythme de ces pulsations peut se traduire en forme d'onde (*Figure 1.5*) [8].

DELTA	THETA	ALPHA	BETA	GAMMA
Inférieure à 4Hz	4 à 8 Hz	8 à 13 Hz	13 à 35 Hz	Supérieure à 35Hz
Sommeil profond	Somnolence	Relaxation	Une attention à son maximum	Excitation
				

Figure 1.5 : Rythmes corticaux

I.6.1. Ondes delta

Ce sont les plus lentes des ondes cérébrales leur fréquence est faible (de 0 à 4hz) mais leurs amplitude est plus élevée. Elles apparaissent sur un tracé EEG d'un patient en état de sommeil lent (*Figure 1.6*) [8].

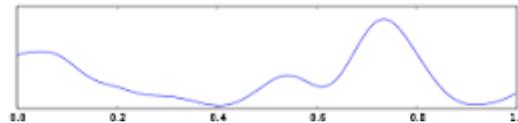


Figure 1.6 : Rythme delta

I.6.2. Ondes thêta

Les ondes thêta possèdent des fréquences assez basses (de 4 à 8hz), sont produites lors de la première, phase du sommeil lent.

Les ondes thêta ouvrent l'esprit au monde subconscient, à une compréhension soudaine, des intuitions et a plus de créativité (*Figure 1.7*) [8].

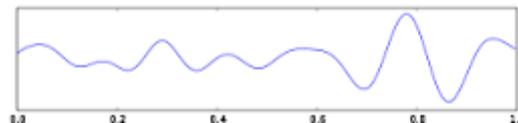


Figure 1.7 : Rythme thêta

I.6.3. Ondes alpha

Les ondes alpha jettent un pont entre conscient et subconscient. C'est le rythme principal de la détente chez les adultes. On rapporte que des rythmes alpha sont dérivés de la matière blanche du cerveau. La matière blanche est la matière du cerveau qui relie toutes les pièces à l'une à l'autre.

Les ondes alpha sont plus en activité dans la région occipitale, dans le cortex et dans sa bande périphérique (*Figure 1.8*) [8].

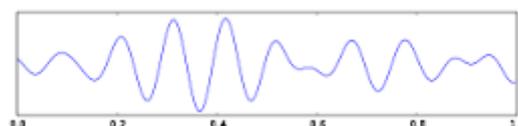


Figure 1.8 : Rythme alpha

I.6.4 Onde béta

C'est un rythme qui est dominant quand nous avons les yeux ouverts, écoutons et pensons au cours de la résolution de problèmes, prise de décision, et traitement des informations relatives au monde qui nous entoure (*Figure 1.9*) [8].

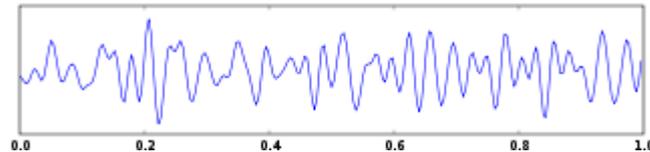


Figure 1.9 : Rythme béta

Rythme beta médian :

- Localisation : localisé, peut être focalisé.
- Etat subjectifs de sentiment : la vigilance, agitation.

I.6.5 Ondes gamma

Les GAMMA (au-dessus de 30Hz ; jusqu'à à approximativement 80Hz) est la seul groupe de fréquence présent dans chaque partie du cerveau. Quand le cerveau doit traiter simultanément l'information de différents secteurs, l'activation d'une fréquence de 40Hz favorise l'information entre les secteurs exigés pour un traitement simultané. Une bonne mémoire est associée à l'activité de 40Hz, tandis qu'une insuffisance d'onde 40Hz crée des incapacités d'étude (*Figure 1.10*) [8].

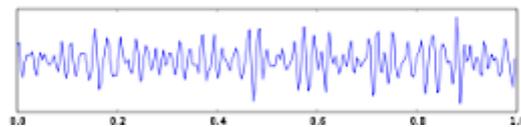


Figure 1.10 : Rythme gamma

Ce tableau rassemble les fréquences et amplitudes des différents types d'ondes (rythme) du signal EEG :

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

Tableau1.1 : les différents rythmes physiologiques de base en EEG

I.7. Capteurs

I.7.1 Principe

Les électrodes ont pour rôle d'assurer un contact étroit et stable avec la peau, leur conception et leur réalisation se heurtent à de nombreux problèmes :

-problème électrique : fidélité et stabilité quelle que soit la durée de l'examen ; résistance peau électrodes aussi faible ; surface de contact réduite au minimum pour ne pas augmenter la diffusion physiologique.

-problème pratique : l'électrode doit être rapidement placée et aisément supportée par la malade.

-problème mécaniques : mise en place et fixation [9].

I.7.2 Différentes électrodes

La plupart des électrodes actuellement utilisées sont en argent recouvert d'une mince couche de chlorure d'argent afin d'éviter les phénomènes de polarisation. La surface en contact avec la peau ne doit dépasser un demi-centimètre carré [9].

- **Electrodes tampon** (Electrode maintenue à l'aide d'un casque)

Le tampon est formé de mousse synthétique entourée de tissu (fil, coton ou fibre artificielle).

L'utilisation d'un casque pour les maintenir facilement la symétrie de leur mise en place.

Le tampon de ces deux types d'électrodes doit être imbibé en permanence par un liquide électrolytique qui assure la continuité de la transmission électrique (voir *Figure 1.11*), on de l'eau salée a 10g/l.il faut éviter l'excès de sel qui peut aller jusqu'à créer des escarres sur certaines peux fragiles [9].



Figure 1.11 : Electrodes tampon

On travaille couramment avec des montages comportant 20 électrodes.

- **Electrodes cupules** (électrodes fixées directement sur le cuir chevelu)

Electrodes en forme de disque ou de cupule (*Figure 1.12*). Pour ce dernier, on peut soit l'emplir de pate conductrice avant la mise en place, soit lorsqu'elle est percée d'un orifice, y injecter un gel conducteur après mise en place.



Figure 1.12 : Electrodes cupules

Pour les examens d'une durée inférieurs à une heure, les électrodes cupules

Peuvent être fixées par l'intermédiaire d'une pate conductrice. Sur la peau nettoyée l'alcool et frottée de pate conductrice.

La pate conductrice, utilisée pour préparer la peau et abaisser sa résistance.

- **Electrodes aiguilles**

Le contact ne se fait plus avec le cuir chevelu, mais avec le derme sous-jacent. Les électrodes des aiguilles sont en alliage de platine (*Figure 1.13*).

Leur utilisation ne pose pas de problème particulier : il suffit de nettoyer le cuir chevelu à l'alcool avant de piquer l'électrode sur une longueur de 0.5 à 1 cm [9].



Figure 1.13 : Electrodes aiguilles

➤ **L'électrode de terre :**

L'électrode de terre est placée de préférence à distance du scalp, mais lorsqu'elle se trouve au niveau du poignet, les enregistrements obtenus sont fréquemment parasités par des activités électrocardiographiques, ce qui rend parfois nécessaire l'utilisation d'une terre collée sur le front.

Cette dernière solution devrait cependant être évitée car elle présente l'inconvénient d'imposer un potentiel à proximité sources d'activités électrique cérébrales. Une bonne solution est la mise en place d'une terre sur l'épaule [9].

I.7.3 Emplacement des électrodes

- **Système 10-20 :**

Le système « 10-20 » de H. Jasper proposé par la fédération internationale des sociétés d'électroencéphalographie et de neurophysiologie (*Figure 1.14*).

Les mesures antéro-postérieures sont basées sur la distance entre la nation et l'inion en passant le vertex. Le système 10-20 est basé sur la relation entre le lieu d'implantation de l'électrode et de la sous-région du cortex cérébral. Chaque point sur ce chiffre à gauche indique une éventuelle position de l'électrode. Chaque site dispose d'une lettre (pour identifier les lobes) et d'un numéro ou d'une autre lettre pour identifier l'emplacement de l'hémisphère.

Les lettres sont marqués sur cette ligne et désignés par les appellations : fronto-polaire(Fp), frontal(F), centre(C) ou rolandique (R), pariétal(P) et occipital(O).

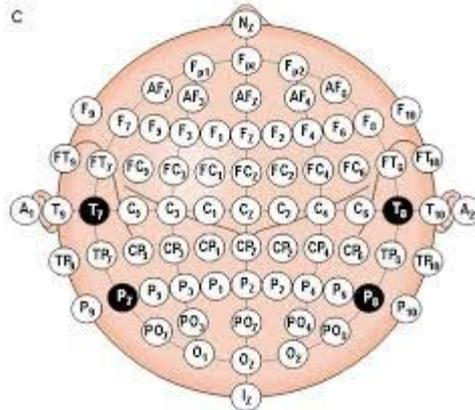


Figure 1.14 :Système 10-20

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

I.7.4. Différents montages ultrasons en EEG

On appelle « montage » la combinaison qui fait correspondre à deux électrodes un amplificateur et un système d'inscription, c'est-à-dire une voie (ou dérivation).

- **Montage mono polaire**

Chaque couple d'électrodes est constitué d'une électrode du scalp « active » et d'une référence.

Problème du choix de la référence : sur le plan théorique, la méthode mono polaire consiste à enregistrer le potentiel « absolu » d'un point du scalp, c'est-à-dire la différence entre le potentiel du point étudié et le potentiel nul.

Le potentiel nul est celui d'un point à l' infini ou par approximation 6situé du point enregistré.

La référence la plus satisfaisante serait donc une électrode extra céphalique.

Certains auteurs choisissent une électrode céphalique, sur le menton ou le nez, ou encore un couple d'électrodes placées sur chaque mastoïde ou deux lobes des oreilles (dans ce cas on relie entre elles les deux électrodes) mais l'inconvénient est une diffusion de l'activité électrique à partir des régions cérébrales voisines.

Il est possible d'employer aussi une référence électrique obtenue en liant plusieurs électrodes et donnant ainsi un potentiel moyen qui sert de référence. Cet artifice dit référence moyenne de Wilson, constitué par l'ensemble des électrodes reliées entre elles à travers une résistance élevée, est souvent utilisée bien qu'ayant l'inconvénient de privilégier, parfois, l'activité d'un capteur prédominant (Recueillant un signal de grande amplitude)[9].

- **Le montage bipolaire**

On distingue les montages :

-Longitudinaux supérieur et inférieur qui suivent les électrodes de proche en proche en d'avant en arrière.

-Transversaux antérieurs, moyen et postérieur qui les suivent de droite à gauche.

En éventail qui conservent toujours une même électrode (temporale) et l'apparient successivement avec chacune des électrodes placées sur une ligne longitudinale.

Standards qui décrivent une sorte de zigzag associant de façon synthétique les montages longitudinaux et en éventail simplifiés [9].

I.8. Conclusion

L'électroencéphalogramme enregistre les variations de potentiel électrique à la surface du scalp. Ces potentiels sont caractéristiques de l'activité cérébrale. Ils sont générés par la sommation de potentiels post-synaptiques synchronisés. L'activité synaptique est significative du traitement de l'information par le cerveau. Cependant, si chaque neurone et chaque a un rôle dans ce traitement de l'information et qui permet de produire une réponse cohérente.

L'activité cérébrale s'organise en divers états dits de vigilance (veille, sommeil lent, sommeil paradoxal) qui sont caractérisés par la conjonction d'une certaine configuration d'activités électriques et d'un comportement sensori-moteur.

II.1 Introduction

La compression est le procédé utilisé pour réduire la taille d'un bloc d'information. En compressant les données, on peut placer plus d'informations dans le même espace de stockage et utiliser moins de temps pour le transfert à travers un réseau télécommunication. Généralement les signaux occupent une place importante et la compression est devenue parti intégrante des données. On rencontre souvent la compression de données comme étant une partie de l'encodage de données au même titre que le cryptage de données et la transmission des données.

Ce chapitre est divisé en trois parties essentielles :

- La première concerne les critères d'évaluation d'un algorithme de compressions.
- La seconde partie concerne les différentes techniques de compression des signaux sans perte.
- La troisième partie concerne les différentes techniques de compression des signaux avec perte, comme les méthodes de compression par transformation sinusoïdales, transformé en ondelette.

II.2 Définition de la compression

La compression de données ou codage de source est l'opération informatique consistant à transformer une suite de bits A en une suite de bits B plus courte pouvant restituer les mêmes informations en utilisant un algorithme particulier, elle consiste à réduire la taille de données ce qui implique réduire le temps de transfert, et aussi réduire le coût du matériel [10].

La compression des données est utilisée pour :

- Rentabiliser au maximum les capacités physiques de stockage en augmentant le volume apparent de données emmagasinées.
- Augmenter les capacités de sauvegarde des disques durs (doublage).
- Avoir un accès plus rapide aux informations stockées [11].

Pour la compression de donnée on distingue deux types de compression :

- Compression avec perte d'information,
- Compression sans perte d'information.

II .3 Méthodes de la compression

Il existe plusieurs algorithmes de compression de données utilisés pour les signaux, nous allons commencer par les méthodes sans perte d'information telle que codage RLE ou Huffman.

II. 3.1 Compression sans perte d'information

La compression est dite sans perte lorsqu'il n'y a aucune perte de données sur l'information d'origine. Il y a autant d'information après la compression qu'avant, elle est seulement réécrite d'une manière plus concise (c'est par exemple le cas de la compression Gzip pour n'importe quel type de données ou du format PNG pour des images synthétiques destinées au Web).

L'information à compresser est vue comme la sortie d'une source de symboles qui produit des textes finis selon certaines règles. Le but est de réduire la taille moyenne des signaux obtenus après la compression tout en ayant la possibilité de retrouver exactement le signal d'origine (on trouve aussi la dénomination codage de source en opposition au codage de canal qui désigne le codage correcteur d'erreurs)[13].

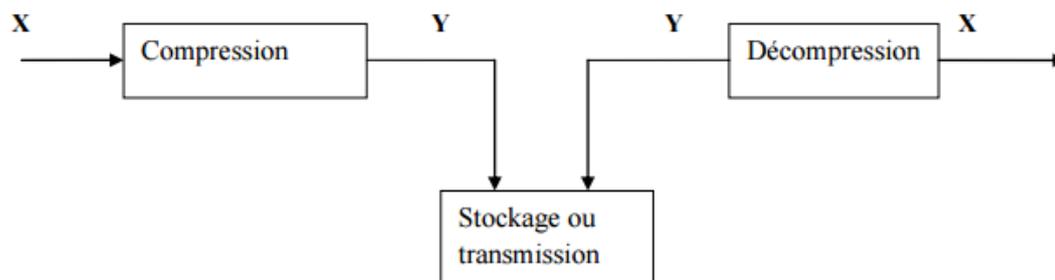


Figure 2.1. La compression sans perte.

Pour la compression sans perte on peut distinguer plusieurs algorithmes de compression d'entre eux :

II.3.1.1 Codage RLE

Les lettres RLE signifient Run-LengthEncoding. Il s'agit d'un mode de compression parmi les plus simples : toute suite de bits ou de caractères identiques est remplacée par un couple (nombre d'occurrences ; bit ou caractère répété)[15].

Exemple

A	A	A	A	A	A	A	A	Z	Z	E	E	E	E	E	E	E	E
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---

Cette suite va nous donner après compression le résultat suivant :

8	A	2	Z	6	E	1	R
---	---	---	---	---	---	---	---

Avant la compression on a 17 bits après la compression on a uniquement 8 bits

- **Principe**

L'encodage des répétitions (RLE pour Run-LengthEncoding) est l'une des méthodes les plus anciennes. Elle a l'avantage d'être des plus simples et est souvent utilisée. Le principe est d'identifier les séquences d'octets puis de les encoder en une forme plus compacte. Le codage RLE est à la fois rapide et simple à mettre en œuvre. Les textes ASCII se prêtent malheureusement assez mal à cette méthode, car ils contiennent rarement de très longues séquences répétitives. Les fichiers exécutables ou mieux encore les fichiers contenant des images bitmap ou des bases de données composées d'enregistrement de format fixe permettent d'obtenir un taux de compression relativement important[11].

II.3.1.2 Compression CCITT :

C'est une compression d'images utilisée pour le fax, standardisée par des recommandations de l'Union internationale des télécommunications (anciennement appelée CCITT). Elle est de type RLE (on code les suites horizontales

de pixels blancs et de pixels noirs) et peut-être bidirectionnelle (on déduit une ligne de la précédente). Il existe plusieurs types de compressions ("groupes") suivant l'algorithme utilisé et le nombre de couleurs du document (monochrome, niveau de gris, couleur)[13].

Deux compressions existent, celle du Groupe 3 (recommandation ITU T.4) et celle du Groupe 4 (recommandation ITU T.6), utilisées pour les fax :

- Le Groupe 3 utilise comme indiqué une compression RLE, mais les symboles représentant les longueurs sont définis par le CCITT en fonction de leur fréquence probable et ceci pour diminuer la taille des messages à transmettre par les fax.
- La compression du Groupe 4, elle, représente une ligne par les différences avec la ligne précédente. Ainsi un carré noir sur une page blanche n'aura que la première ligne du carré à transmettre, les suivantes étant simplement la "différence", c'est-à-dire rien. Et la page complète revient à envoyer 3 lignes et un symbole de "répéter la précédente" pour toutes les autres.

II.3.1.3 Codage de Huffman :

L'idée qui préside au codage de Huffman est voisine de celle utilisée dans le code Morse : coder ce qui est fréquent sur peu de place, et coder en revanche sur des séquences plus longues ce qui revient rarement (entropie). En morse le « e », lettre très fréquente, est codé par un simple point, le plus bref de tous les signes. L'originalité de David A. Huffman est qu'il fournit un procédé d'agrégation objectif permettant de constituer son code dès lors qu'on possède les statistiques d'utilisation de chaque caractère. Le Macintosh d'Apple codait les textes dans un système inspiré de Huffman : les 15 lettres les plus fréquentes (dans la langue utilisée) étaient codées sur 4 bits, et la 16^{ième} combinaison était un code d'échappement indiquant que la lettre était codée en ASCII sur les 8 bits suivants[19]. Ce système permettait une compression des textes voisine en moyenne de 30 % à une époque où la mémoire était extrêmement chère par rapport aux prix actuels (compter un facteur 1000).

Le défaut de l'algorithme du codage Huffman est qu'il doit connaître la fréquence des caractères utilisés dans un fichier avant de choisir les codes optimaux. Et il doit donc lire tout le fichier avant de le compresser[14].

Exemple : Si W est rencontré 10 fois, on peut le coder sur 12 bits

Si E est rencontré 200 fois, il sera stocké sur un seul bit

Sans codage : $10 * 8 + 200 * 8 = 1680$ bits

Avec codage : $10 * 12 + 200 * 1 = 320$ bits

II.3.1.4 Code Baudot

00	01	02	03	04	05	06	07
NUL	E 3	LF	A -	SP	S '	I 8	U 7
08	09	0A	0B	0C	0D	0E	0F
CR	D ENQ	R 4	J BEL	N ,	F !	C :	K <
10	11	12	13	14	15	16	17
T 5	Z +	L >	W 2	H £	Y 6	P 0	Q 1
18	19	1A	1B	1C	1D	1E	1F
O 9	B ?	G &	FIGS	M .	X /	U ;	LTRS
Letters			Figures		Control Chars.		

Figure 2.2 : Table de caractère du code Baudot

Le code Baudot est un exemple de compression concret, simple et représentatif. Ce code utilise une base de 5 bits pour coder les caractères alors que la table des caractères, étalée sur 6 bits, contient $2^6 = 64$ éléments. Cette dernière est séparée en deux jeux de $2^5 = 32$ éléments et deux caractères *Inversion Lettres* (code 31) et *Inversion Chiffres* (code 27) permettent de commuter entre les deux ensembles. Si les caractères étaient utilisés de manière aléatoire, ce système n'aurait aucun intérêt et entrainerait même un surplus de données avec une moyenne de :

$$\left(\frac{1}{2}\right) * 5 + 5 = 7,5 \text{ bits par caractère}$$

Cependant, les lettres sont codées sur le premier jeu de caractère tandis que les chiffres et caractères spéciaux sur le second. Or la nature des caractères utilisés n'est pas aléatoire. En effet, lorsque l'on écrit un texte cohérent, les chiffres sont séparés des lettres et les ponctuations sont rares[13].

On peut aussi avoir aussi :

II.3.1.5 Codage LZW :

Elle est introduite par Jacob Ziv et Abraham Lempel en 1977 et développée par Welch dans les années 80 mettant au point une technique de compression encore plus sophistiquée.

II.3.1.6 Codage arithmétique :

Le premier avantage du codage arithmétique est que chaque caractère peut être codé sur un nombre non-entier de bits. L'algorithme ne code pas les fichiers caractère par caractère mais par chaînes de caractères, plus ou moins longues suivant la capacité de la machine à coder des réels plus ou moins grands.

II.3.2 Compression avec perte d'information

La compression est dite avec perte lorsqu'on perd des données sur l'information d'origine. Il y a autant d'information avant la compression qu'après. Lors de la décompression on ne peut pas retrouver exactement le message d'origine donc c'est une compression irréversible. Dans ce type de compression, il existe de la distorsion sur le signal de sortie [17].

On peut distinguer trois grandes familles de compression avec perte :

- par prédiction, par exemple l'ADPCM ;
- par transformation. Ce sont les méthodes les plus efficaces et les plus utilisées.
- compression basée sur la récurrence fractale de motifs (Compression par fractale).

II.3.2.1 Méthode Directe

II.A prédiction linéaire

C'est une méthode qui consiste à estimer l'échantillon présent en fonction des échantillons précédents sous une forme linéaire :

$$X_p(n) = \sum_{i=0}^n a_i * x(n - 1) \quad (2.1)$$

Ou :

a_i : sont les coefficients de prédiction

On définit l'erreur subi à cette méthode comme étant : $E = x - xp$

II.B Interpolation polynomiale

Dans cette technique, on estime l'échantillon présent en fonction des échantillons précédents et les échantillons de futur. Parmi les algorithmes dans cette technique, on a : interpolation d'ordre zéro(ZOI), interpolation d'ordre un(FOI), méthode des splines [18].

Cette méthode utilise des fonctions splines défini par morceaux $Q(x)$. En effet, on divise le signal en plusieurs intervalles avec un pas h pas nécessairement constant. Chaque intervalle est défini par une fonction $Q(x)$ de degré m :

$$Q_i(x) = \sum_{k=0}^m a_k^{(i)} \cdot (x - x_i)^k \quad (2.2)$$

II.3.2.2 Méthodes par transformée

II.3.2.2.1 Transformée spectrale (sinusoïdales)

La transformée spectrale permet de passer du domaine temporelle au domaine fréquentiel c.à.d. elle permet d'avoir la répartition fréquentielle d'un signal et la répartition de l'énergie en fonction de la fréquence [20].

II.A Transformée de Fourier discrète (TFD)

La transformée de Fourier permet de décomposer un signal en sommation des fonctions sinusoïdales à plusieurs fréquences. [20]

On appelle transformée de Fourier discrète d'une suite de N termes $x(0), x(1), \dots, x(N-1)$, la suite de N termes $X(0), X(1), \dots, X(N-1)$, définis par :

$$X(n) = \sum_{K=0}^{N-1} x(K) e^{-j2\pi nk/N} \quad (2.3)$$

On définit de même la transformation de Fourier inverse comme suit :

$$X(nK) = \sum_{K=0}^{N-1} x(n) e^{j2\pi nk/N} \quad (2.4)$$

Les coefficients de Fourier qui sont inférieurs à un seuil donné sont rejetés (mise à zéro). La transformée de Fourier présente certains inconvénients :

- ✓ Les coefficients sont complexes.
- ✓ Perte de tous les aspects temporels du signal tels que le début et la fin, l'existence de singularité, etc
- ✓ Nécessité d'analyser le signal en temps et en fréquence.

II.B. Transformée en cosinus discrète (DCT)

La transformation en cosinus discrète (DCT) est semblable à la transformée de Fourier parce qu'elle transforme un signal du domaine spatial ou de temps au domaine de fréquence, mais les coefficients de la DCT sont réels et plus petits que les coefficients de la TFD [20].

La DCT d'un vecteur x de N élément est définie comme suit:

$$c(u) = w(u) \sum_{x=1}^N f(x) \cos\left[\frac{\pi(2x-1)(K-1)}{2N}\right] \quad K = 1, 2 \dots N. \quad (2.5)$$

Tel que :

$$w(K) = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{N}} & k = 1 \\ \sqrt{\frac{2}{N}} & 2 \leq K \leq N \end{cases}$$

On définit aussi la transformation en cosinus discrète inverse par :

$$f(x) = \sum_{u=0}^{N-1} a(u) C(u) \cos\left[\frac{\pi(2x+1)u}{2N}\right] \quad (2.6)$$

II.C Transformée de Fourier Rapide (FFT)

La transformée de Fourier est basée sur la découverte que toute fonction périodique du temps $x(t)$ peut être décomposée en une somme infinie de sinus et cosinus dont les fréquences commencent à zéro et augmentent par multiples entiers d'une fréquence de base $f_0 = 1/T$, où T est la période de $x(t)$.

Ce développement se présente ainsi :

$$x(t) = a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos(2\pi k f_0 t) + b_k \sin(2\pi k f_0 t)) \quad (2.7)$$

Cet algorithme est couramment utilisé en traitement numérique du signal pour transformer des données discrètes du domaine temporel dans le domaine fréquentiel, en particulier dans les analyseurs de spectre. Son efficacité permet de réaliser des filtrages en modifiant le spectre et en utilisant la transformation inverse (filtre à réponse impulsionnelle finie). Il est également à la base des algorithmes de multiplication rapide (Schönhage et Strassen, 1971), et des techniques de compression numérique.

II.D Transformée discrète en sinus (DST)

La transformée en sinus discrète (DST) est une transformée de Fourier similaire à la transformée de Fourier discrète (TFD), mais en utilisant une matrice purement réelle. Il est équivalent aux parties imaginaires d'un DFT d'environ deux fois la longueur, fonctionne sur des données réelles avec symétrie impaire (depuis la transformée de Fourier d'une fonction réelle et impaire est imaginaire et impair), où, dans certaines variantes, l'entrée et / ou de sortie les données sont décalées d'une demi-échantillon [20].

La Transformée en sinus discrète est linéaire, inversible et réelle

F: $\mathbb{R}^N \rightarrow \mathbb{R}^N$ (où \mathbb{R} désigne l'ensemble des nombres réels). Il existe plusieurs variantes de la DST avec des définitions légèrement modifiés.

Si on a un vecteur N de nombres réels x_0, \dots, x_{N-1} , celui-ci est transformé en N nombres réels X_0, \dots, X_{N-1} selon la formule suivante:

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n \sin\left[\frac{\pi}{N+1}(n+1)(k+1)\right] \quad k=0, \dots, N-1 \quad (2.8)$$

II.3.2.2.2 Transformé en ondelettes

La transformée en ondelettes est similaire à la transformée de Fourier (et encore plus à la transformée de Fourier locale) avec une fonction de mérite complètement différente. La différence principale est la suivante : la transformée de Fourier décompose le signal en sinus et en cosinus, c'est-à-dire en fonctions localisées dans l'espace de Fourier ; contrairement à la transformée en ondelettes qui utilise des fonctions localisées à la fois dans l'espace réel et dans l'espace de Fourier. De manière générale, la transformée en ondelettes peut être exprimée avec l'équation suivante :

$$F(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)\psi_{(a,b)}^*(x)dx \quad (2.9)$$

où le symbole * désigne le conjugué complexe et ψ est une fonction donnée. Cette fonction peut être choisie arbitrairement à condition qu'elle obéisse à certaines règles.

Comme on peut le voir, la transformée en ondelettes est en fait un ensemble infini de diverses transformées, dépendant de la fonction de mérite utilisée pour la calculer. C'est la raison pour laquelle nous pouvons entendre parler de la « transformée en ondelettes » dans des contextes et applications très divers. Il existe aussi de nombreuses manières de classer les types de transformées en ondelettes. Nous ne présentons ici que la division basée sur l'orthogonalité des ondelettes. Nous pouvons utiliser les ondelettes orthogonales pour le développement en ondelettes discret et les ondelettes non-orthogonales pour le développement en ondelettes continu.

Ces deux transformées possèdent les propriétés suivantes :

1-La transformée en ondelettes discrète retourne un vecteur de données de même longueur que les données d'entrée. Généralement la plupart des valeurs de ce vecteur sont pratiquement nulles. Cela vient du fait qu'elle décompose en un ensemble d'ondelettes (fonctions) orthogonales par translation et par homothétie. On décompose ainsi le signal en un nombre égal ou inférieur de coefficients du spectre d'ondelettes que le nombre de points de données du signal. Un tel spectre d'ondelettes est très bon

pour le traitement du signal et la compression, par exemple, car nous n'obtenons ici aucune information redondante.

2-La transformée en ondelettes continue retourne quant à elle un vecteur de dimension supérieure de un à celle des données d'entrée. Pour des données 1D nous obtenons une image du plan temps-fréquence. On peut ainsi aisément visualiser l'évolution fréquentielle pendant la durée du signal et comparer son spectre avec ceux d'autres signaux. Comme on utilise ici un ensemble d'ondelettes non-orthogonales, les données sont hautement corrélées, on a donc dans ce cas une redondance élevée. Ceci permet de voir le résultat sous une forme plus « humaine ».

II.A Transformée en ondelettes continue (CWT)

Dans sa version continue, la transformée en ondelettes a été introduite sous sa forme actuelle par Goupillaud, Grossmann et Morlet. La transformée en ondelettes continue apporte quelque part une solution à ce problème. Elle est définie comme suit:

$$CWT_x^\psi(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \cdot \int_{\tau} x(t) \cdot \psi^* \left(\frac{t - \tau}{s} \right) dt \quad (2.10)$$

Où

τ est le coefficient de translation. Il s'agit d'un nombre réel.

s est le coefficient d'échelle, également appelé facteur de dilatation de ψ . Il s'agit d'un nombre réel.

$\psi(t)$ est l'ondelette mère. Ψ^* dénote le complexe conjugué de ψ

Les $CWT_x^\psi(\tau, s)$ sont les coefficients d'ondelettes

II.B Transformée en ondelette discrète (DWT)

La transformée en ondelettes discrète est issue de la version continue, à la différence de cette dernière, la DWT utilise un facteur d'échelle et une translation discrétisés. On appelle transformée en ondelettes discrète toute base d'ondelettes travaillant avec un facteur d'échelle $a = 2^i$. Son principe consiste à décomposer le

signal d'entrée à chaque étape en deux composants : basse fréquences qui sont l'allure générale du signal, et hautes fréquences qui représentent les détails de ce signal [18].

Exemple de quelques types d'ondelettes :

a. Ondelette de Daubechies

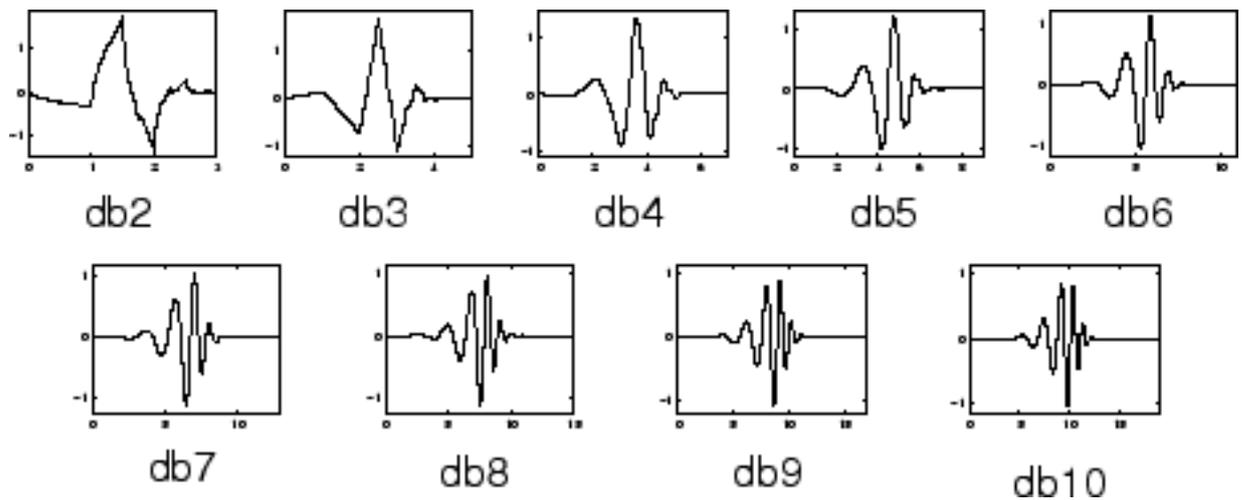


Figure2.3 : Ondelette de Daubechies

b. Ondelette de Symlet

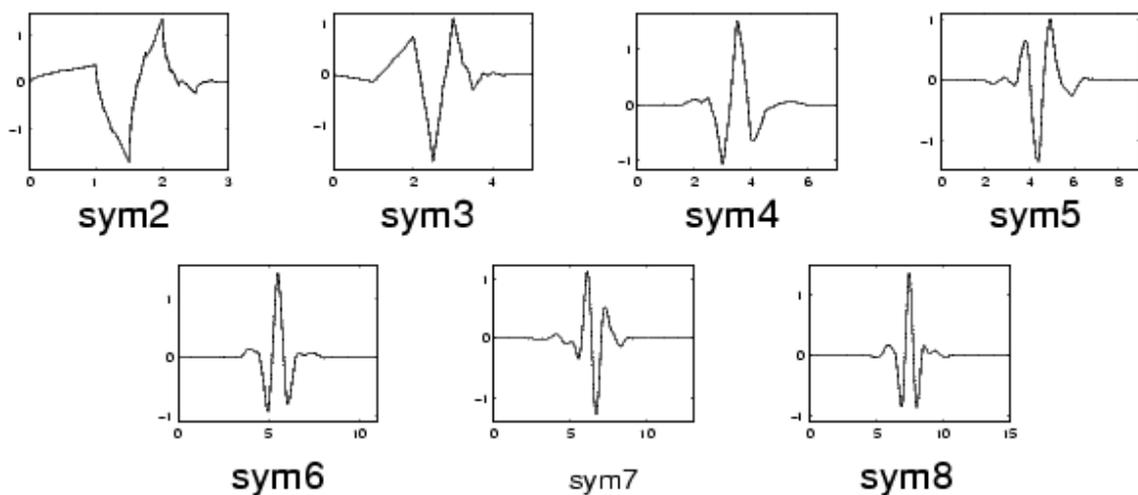


Figure2.4 : Différentes ondelette de Symlet avec différents niveaux.

c.Ondelette Biorthogonale

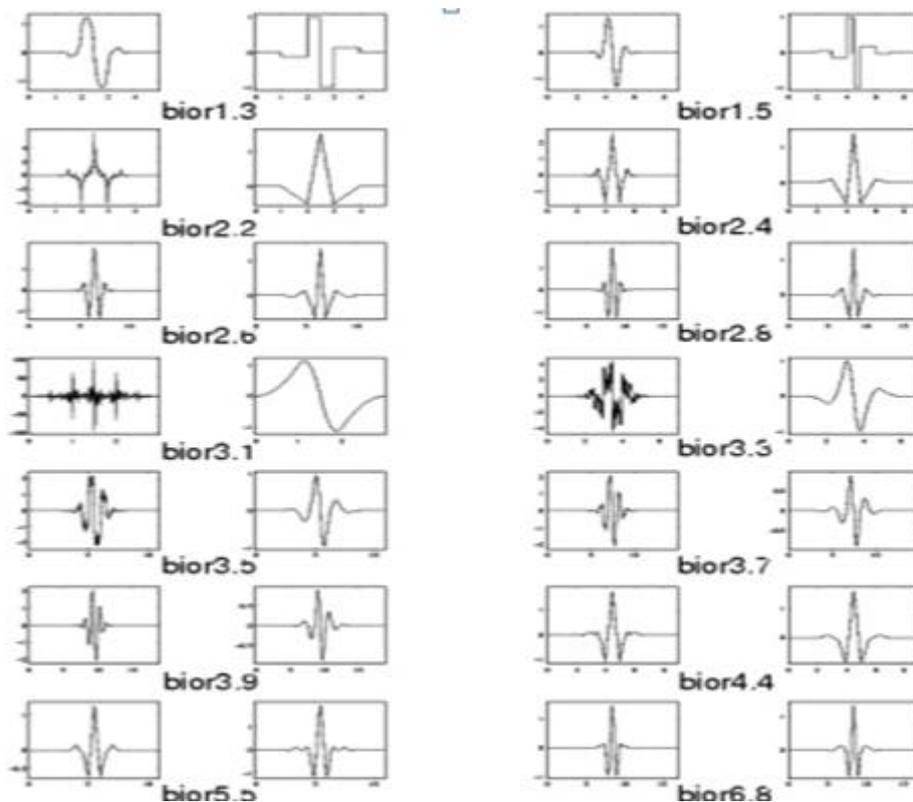


Figure 2.5: Ondelettes Biorthogonale

II.4 Critères de performances d'une méthode de compression

Tout critère de performance pour évaluer un système de compression de données doit prendre en considération deux facteurs importants, à savoir :

II.4.1 Le Taux de compression (CR)

Le taux de compression est une comparaison du volume de données compressées et celui des données initiales. Il est habituellement défini comme le rapport de la quantité d'information du signal original sur la quantité d'information du signal compressé ; Il est donnée par :

$$CR = \frac{\text{Nbre d'échantillon signal original}}{\text{Nbre d'échantillon signal compressé}} \quad (2.11)$$

Cette grandeur varie selon la méthode de compression utilisée.

II.4.2 Mesure de la fidélité de la reconstruction

La fidélité permet de savoir si la reconstruction du signal, après compression, est très proche du signal original ou bien si des déformations et distorsions sont apparues. La fidélité est définie par la différence au sens des moindres carrés entre le signal original (X_{org}) et le signal reconstruit (X_{rec}) est donné par l'expression [12]:

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N [x_{org}(i) - x_{rec}(i)]^2}{\sum_{n=0}^{N-1} x_{org}^2(i)}} \times 100 \quad (2.12)$$

Où :

X_{org} : échantillons du signal original

x_{rec} : échantillons reconstruits après décompression

N : est le nombre des échantillons

II.5 Conclusion

Les techniques de compression développées dans ce chapitre ont pour objectif d'éliminer la redondance entre les échantillons en vue de représenter le signal avec un nombre minimum d'échantillons. Ces méthodes sont classées en deux grandes catégories, les méthodes sans perte d'information et les méthodes avec pertes d'information. Le chapitre suivant est consacré à la compression du signal EEG par les deux transformées DCT et la DST.

III.1 Introduction

Après avoir étudié l'anatomie du cerveau et le signal EEG dans le premier chapitre, et aussi donner des généralités sur les différentes méthodes de compression dans le deuxième chapitre, nous allons passer dans ce chapitre de tout ce qui est théorique sur DCT, DST et FFT à l'application des mathématiques pour la compression de signal EEG, pour cela nous allons présenter dans ce chapitre les résultats d'application des programmes de la transformés en cosinus discret (DCT), transformée en sinus discret (DST) et transformée de Fourier Rapide (FFT) sur un signal EEG réel. Les programmes ont été développés en utilisant le logiciel MATLAB.

III.2 Présentation de la base de données

Les signaux sont acquis à l'hôpital de Tlemcen fréquence d'échantillonnage de 256Hz.

III.3 Présentation de l'algorithme de compression

La compression consiste à éliminer les coefficients de faibles valeurs absolues par le principe de seuillage. En procédant de cette façon, on reconstruit le signal avec les seuls coefficients de valeurs assez significatives, ce qui suppose que les coefficients de grandes valeurs sont aussi ceux qui contiennent une grande quantité d'énergie du signal.

III.4 Application et résultats

Dans nos programmes, on va utiliser le fichier « Signal.mat » qui était prélevé de la base de données mais on va utiliser seulement les 4000 premiers échantillons. Les résultats des programmes se présentent sous formes des courbes du signal reconstitué quatre courbes pour chaque algorithme représentent : tracé du signal original, tracé du signal reconstruit et le spectre de coefficients avant et après seuillage. Puis nous avons comparé les résultats de ces méthodes par les critères d'évaluation (le rapport de compression CR et le pourcentage d'erreur PRD). Pour une comparaison plus significative, les résultats sont regroupés dans un tableau puis nous avons dressé la courbe représentant la variation du rapport de compression avec la variation de la distorsion pour les trois méthodes.

4.1 Application de la DCT

Nous avons choisis d'annuler tous les coefficients dont la valeur absolue est inférieure au seuil.

$$\mathbf{a\text{-Seuil} = 5}$$

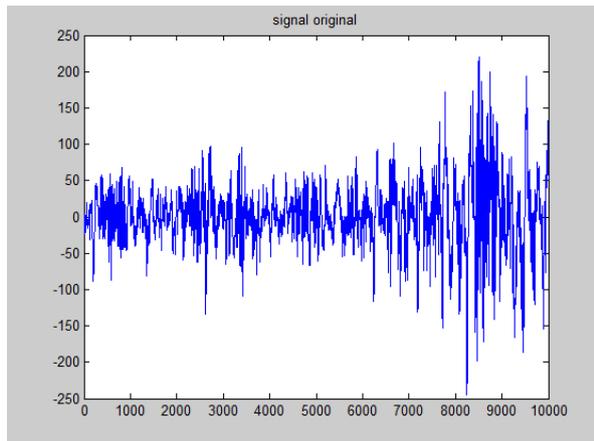


Figure 3.1 : Tracé Signal original

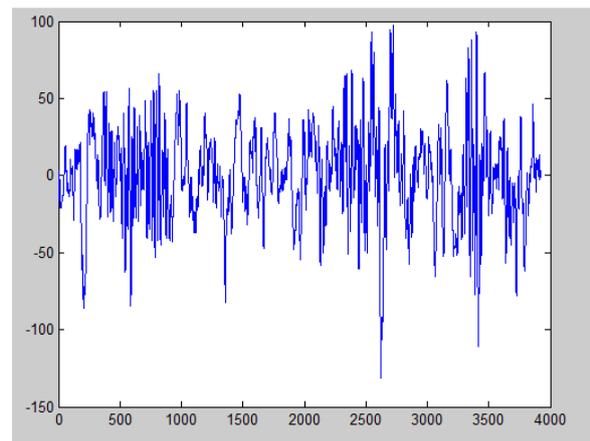


Figure 3.2 : Signal reconstruit

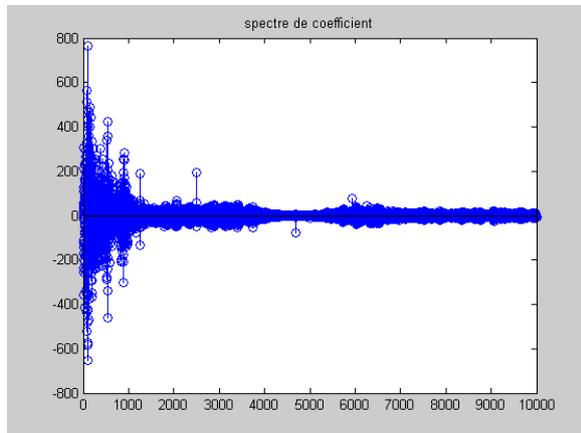


Figure 3.3 : Spectre de coefficients

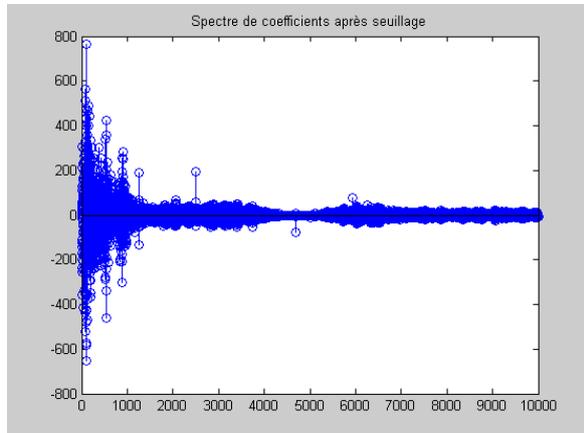


Figure 3.4 : Spectre de coefficients après seuillage

b-Seuil = 30

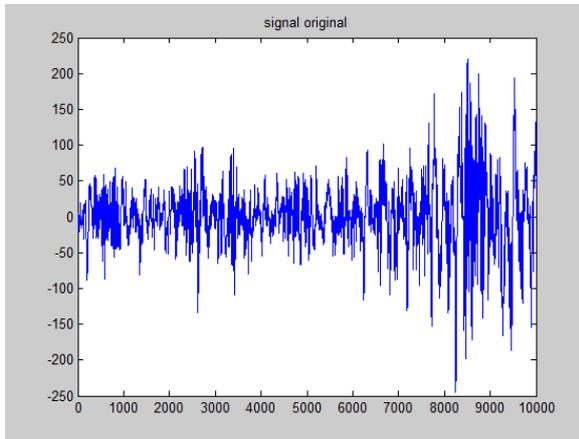


Figure3.5 : Tracé Signal original

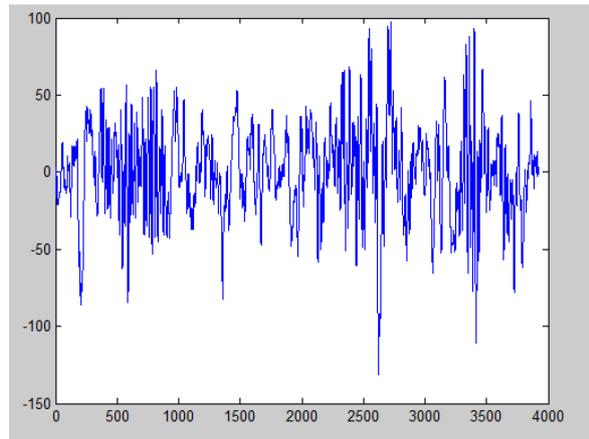


Figure3.6 : Signal reconstruit

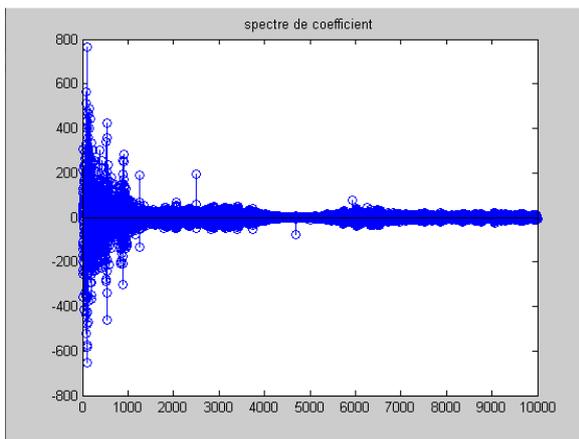


Figure 3.7: Spectre de coefficients

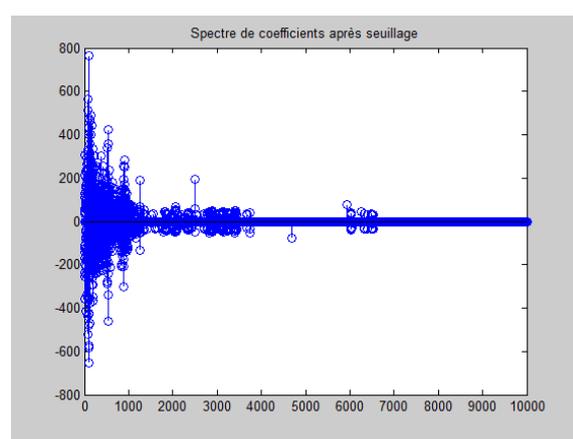


Figure 3.8 : Spectre de coefficients après seuillage

Le tableau 3.1 présente les résultats obtenus (PRD ,CR) pour chaque seuil utilisé dans l’algorithme DCT :

DCT	Seuil1 -0.22 à 0.22	Seuil2 -5 à 5	Seuil3 -10 à10	Seuil4 -30 à 30
CR	2,48	40,06	62,44	89,54
PRD	0,0453	3,7536	8,7603	02,4266
SNR	66,8795	28,511	21,1496	12,9846

Tableau 3.1 : Résultats de la DCT

Les deux histogrammes illustrés dans les deux figures 3. 9 et 3.10 sont respectivement le taux de compression CR et le PRD résultants pour chaque seuil utilisé dans l’algorithme de compression DCT

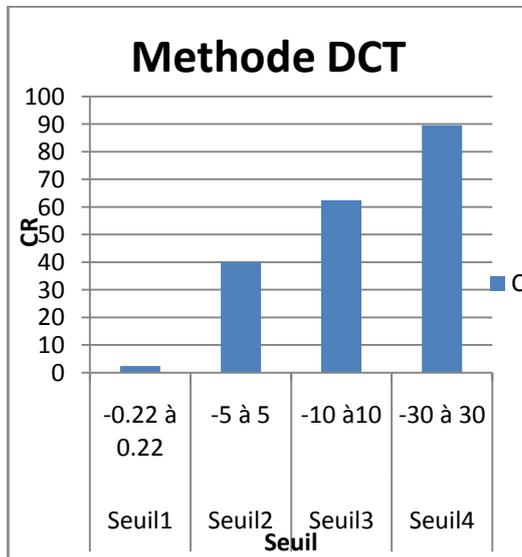


Figure3.9:Histogramme de CR

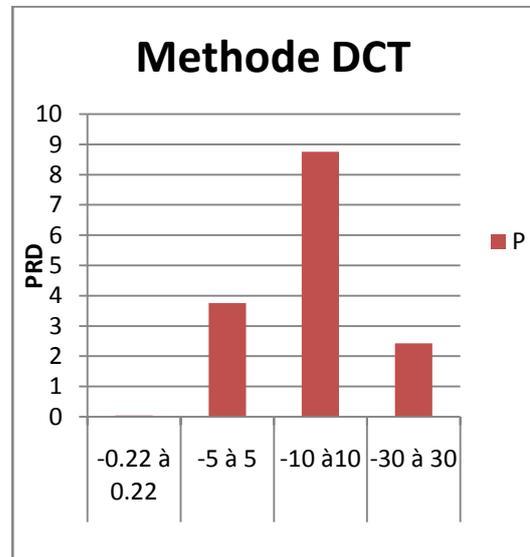


Figure3.10 : Histogramme PRD

4.2 Application de la DST

a-Seuil = 5

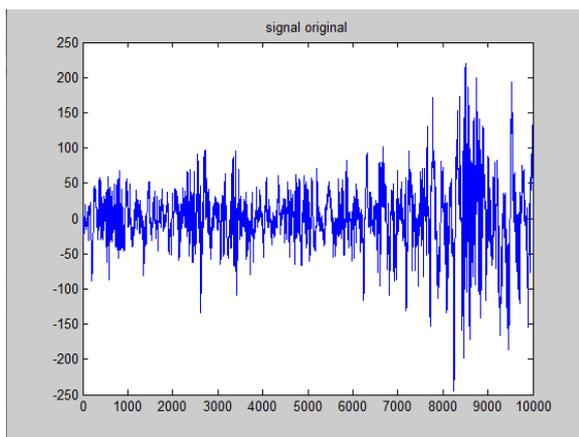


Figure 3.11 : Tracé Signal original

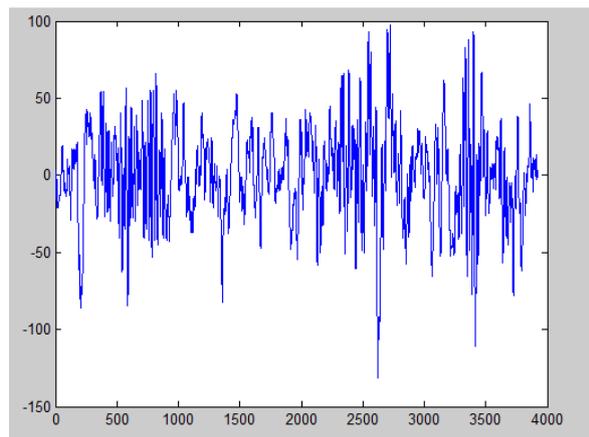


Figure 3.12 : Signal reconstruit

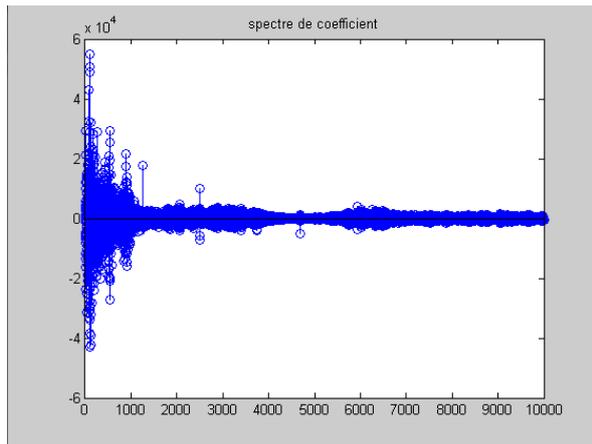


Figure 3.13 : Spectre de coefficients

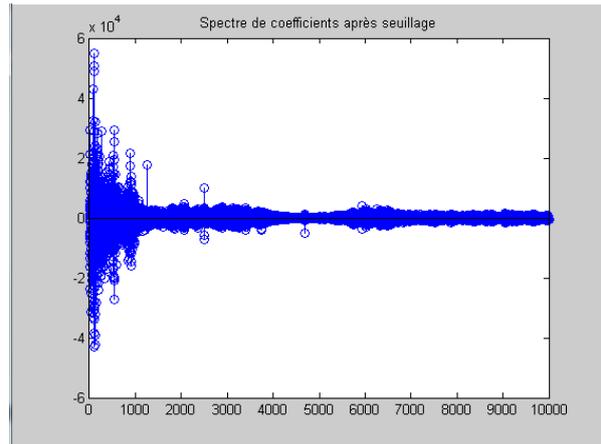


Figure 3.14 : Spectre de coefficients après seuillage

b-Seuil = 20

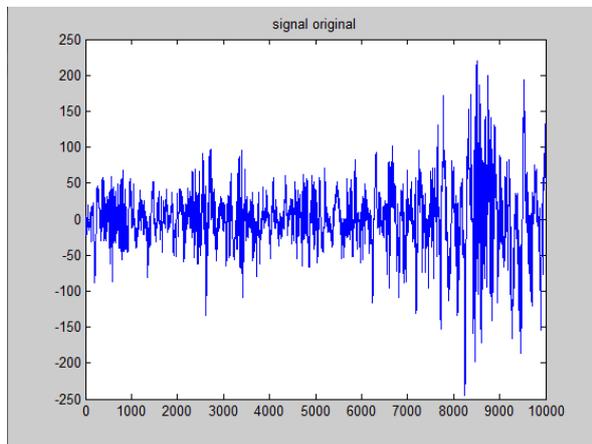


Figure 3.15: Tracé Signal original

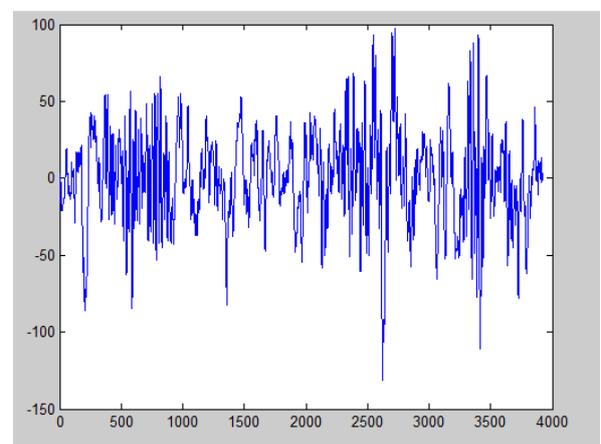


Figure 3.16 : Signal reconstruit

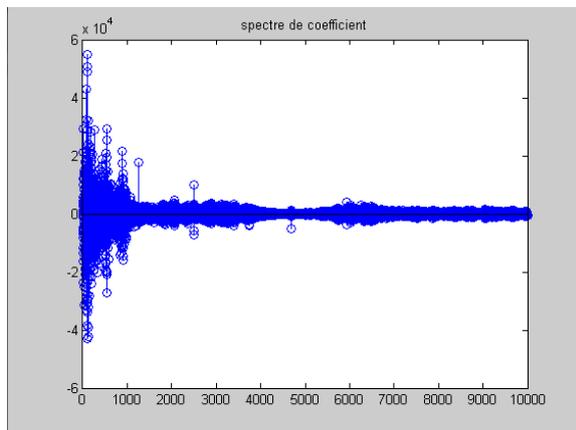


Figure 3.17: Spectre de coefficients

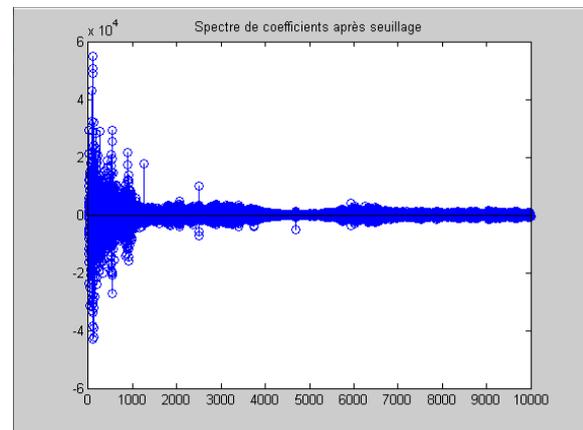


Figure 3.18: Spectre de coefficients après seuillage

Le tableau 3.2 présente les résultats obtenus (PRD ,CR) pour chaque seuil utilisé dans l’algorithme DST :

DST	Seuil1 -5 à 5	Seuil2 -10 à 10	Seuil3 -15 à 15	Seuil4 -20 à 20
CR	56,81	41,72	22,52	13,25
PRD	6,0091	10,0257	22,0439	45,0656
SNR	80,8507	67,149	71,8105	63,6600

Tableau 3.2 : Résultats de la DST

Les deux histogrammes illustrés dans les deux figures 3.19 et 3.20 sont respectivement le taux de compression CR et le PRD résultants pour chaque seuil utilisé dans l’algorithme de compression DST

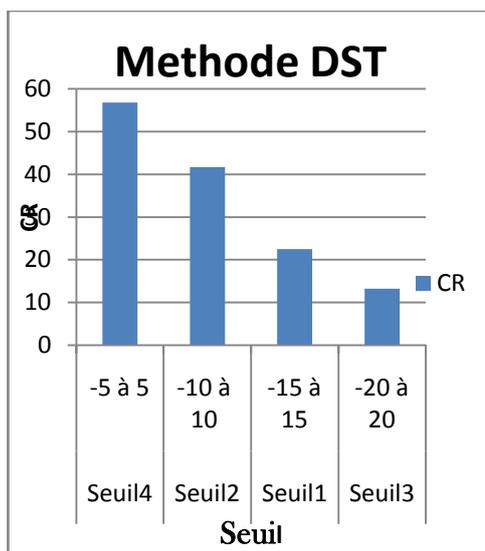


Figure 3.19 : Histogramme CR

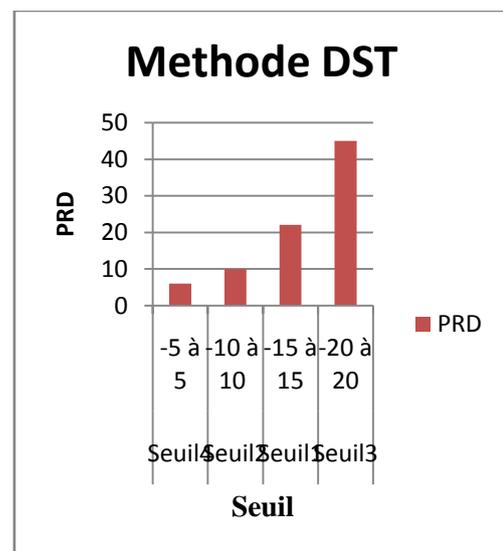


Figure 3.20 : Histogramme PRD

4.3 Application de la FFT

a-Seuil = 1

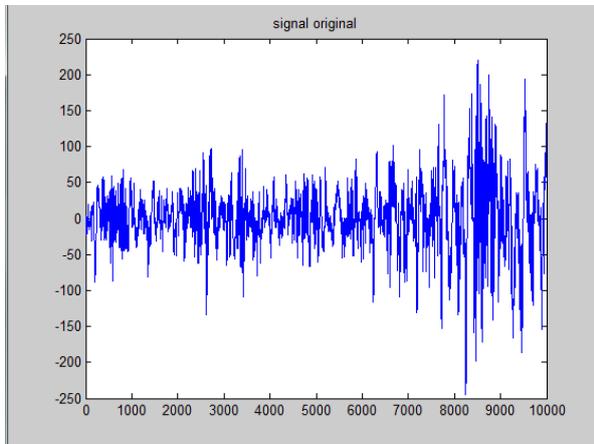


Figure 3.21 : Tracé Signal original

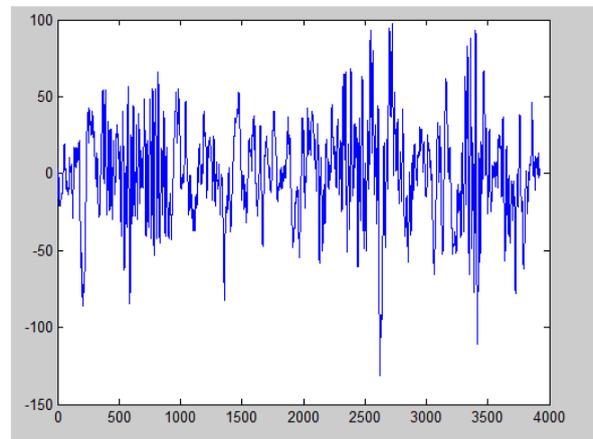


Figure 3.22 : Signal reconstruit

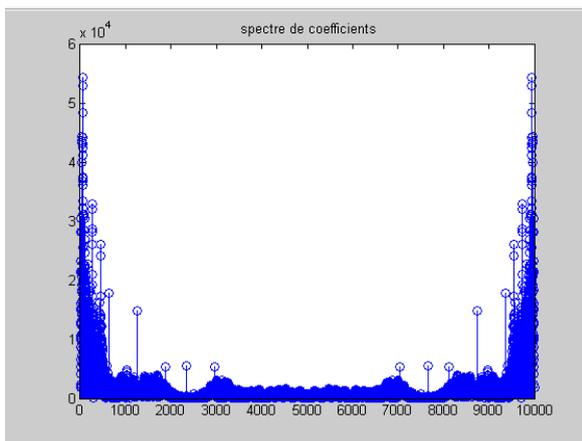


Figure 3.23 : Spectre de coefficients

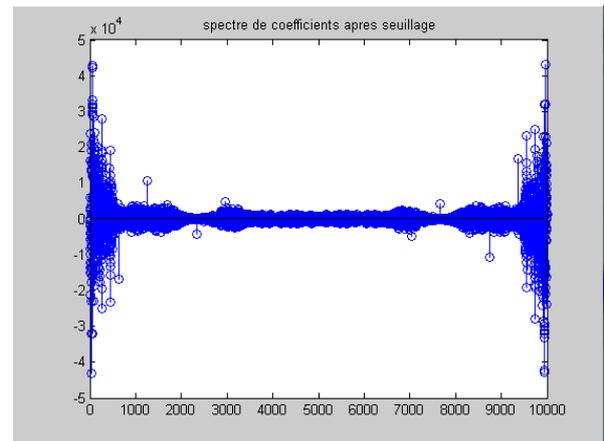


Figure 3.24 : Spectre de coefficients
après seuillage

b-Seuil = 25

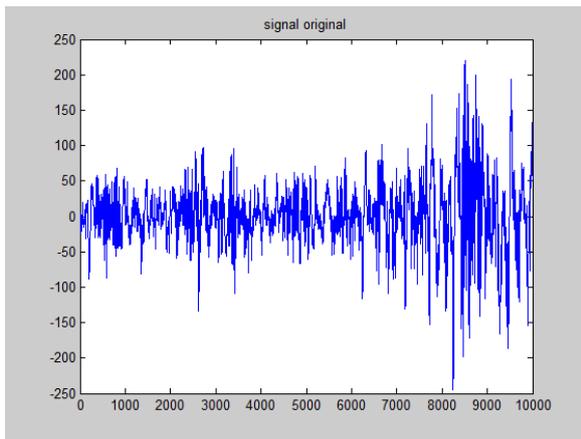


Figure 3.25 : Tracé Signal original

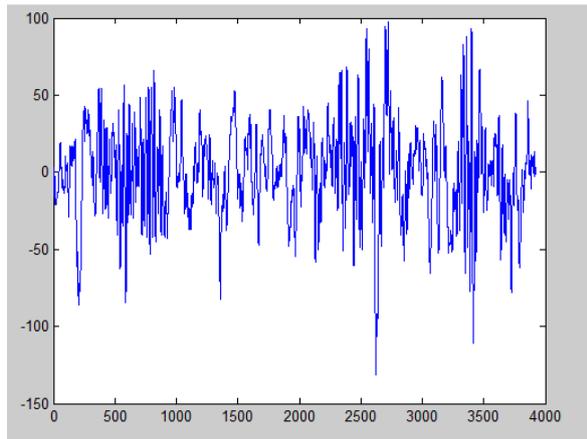


Figure 3.26 : Signal reconstruit

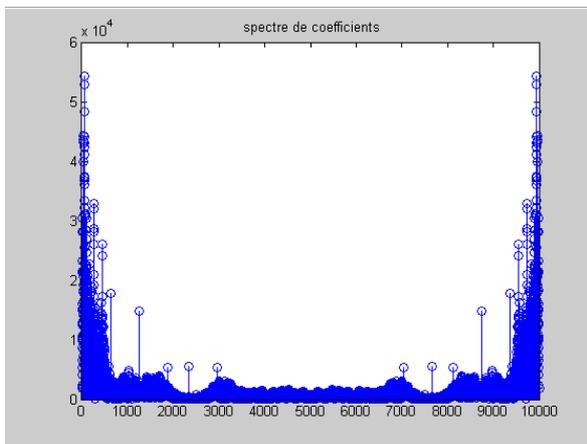


Figure 3.27 : Spectre de coefficients

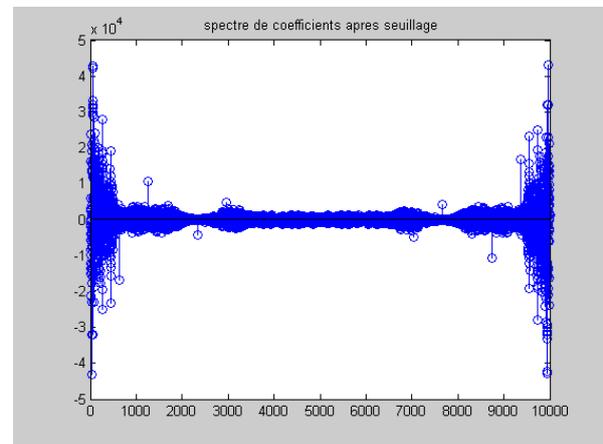


Figure 3.28 : Spectre de coefficients après seuillage

Le tableau 3.2 présente les résultats obtenus (PRD ,CR) pour chaque seuil utilisé dans l’algorithme FFT :

	Seuil1	Seuil2	Seuil3	Seuil4
FFT	-1 à 1	-25 à25	-40 à 40	-85 à 85
CR	23,56	43,0654	56,435	83,6
PRD	22,89	12,0234	9,13	5,966
SNR	308,2107	72,6085	103,1903	96,2925

Tableau 3.3 : résultat de FFT

Les deux histogrammes illustrés dans les deux figures 3. 29 et 3.30 sont respectivement le taux de compression CR et le PRD résultants pour chaque seuil utilisé dans l’algorithme de compression DCT

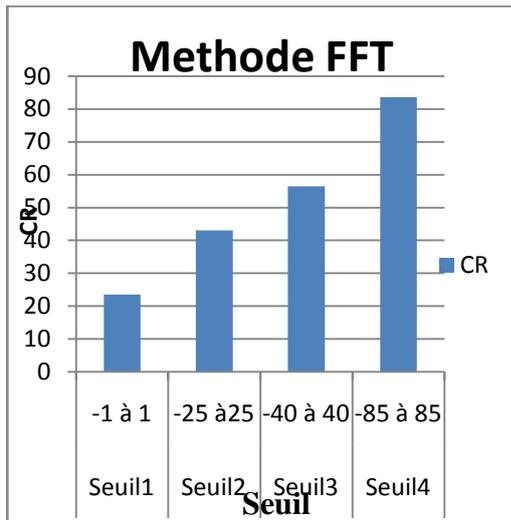


Figure 3.29 : Histogramme CR

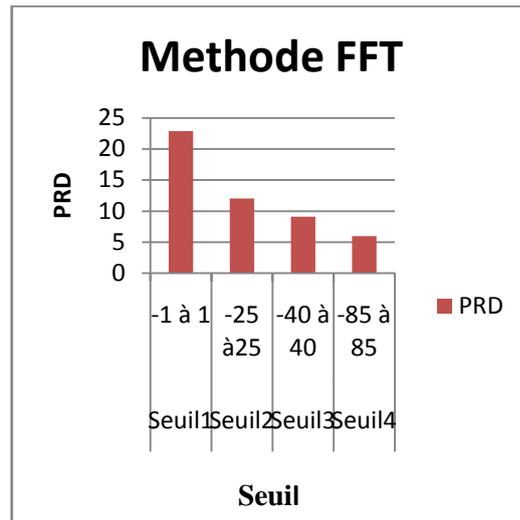


Figure 3.30 : Histogramme PRD

III.5 Comparaison des résultats obtenus par les différentes méthodes

	DCT	DST	FFT
CR	89,54	56,81	83.600
PRD	2,4266	6,0091	05.966

Tableau 3.4 : comparaison des résultats des CR et PRD

Histogramme de CR en fonction de PRD

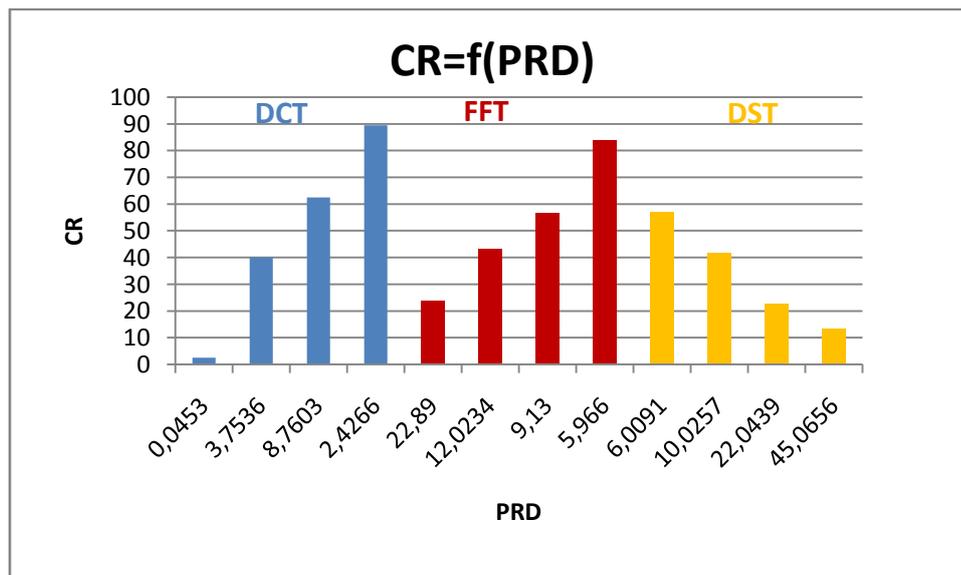


Figure 3.31 : CR=f(PRD)

III.6 Discussions

Les résultats des tests effectués montrent la différence qui existe au niveau des performances de ces techniques de compression appliquées au signal EEG. Ces performances peuvent être analysées selon deux axes principaux à tenir compte lors des implémentations pratiques:

- La fonction Rapport de compression / Distorsion (CR/PRD).
- La qualité du signal reconstruit
- **La fonction CR/PRD**

Nous avons déjà tracé cette fonction pour chaque méthode de compression dans la figure (4.4). On remarque que la méthode de DCT présente les meilleurs résultats avec des rapports de compression les plus élevés pour de faibles distorsions.

- **Qualité du signal reconstruit**

La plupart des algorithmes de compression entraînent la perte des détails fins et cela d'autant que le rapport de compression est élevé.

III.7 Conclusion

Dans ce travail, nous avons présenté des méthodes de compression par transformée. Les algorithmes appliqués sur le signal EEG, garanti la qualité acceptable d'une manière clinique et aussi la conservation de l'information considérable après la reconstruction (CR, PRD et observation visuelle).

Parmi les trois techniques présentées, DCT offre la plus grand CR avec distorsion faible, (TC= 89,54 avec PRD=2,4266). FFT donne moins CR avec grand PRD que la DCT .la DST étés mauvaise par rapport aux autres à cause de ça faible TC et le grand PRD induite par cette technique. en ce qui confirme que la stratégie de compression par DCT donne des performances compétitives par rapport aux autres compresseurs (FFT), (DST) utilisés pour la compression ECG.

IV .1 Introduction

Ce chapitre est consacré à la décomposition en ondelettes du signal EEG et la présentation des résultats d'application de la transformée en ondelettes discrètes TOD afin de compresser par la suite le signal EEG et comparer les résultats obtenus par les différentes méthodes(DST, DCT , et FFT) étudiés au chapitre 3.

IV .2 Présentation de l'algorithme de compression

Pour l'analyse et la reconstruction des signaux EEG par TOD nous avons utilisés les ondelettes orthogonales de Daubechies, Symlet et biorthogonales. Nous avons effectués plusieurs essais pour chaque type d'ondelettes en variant le niveau de décomposition et la valeur de seuil.

IV.3 les ondelettes utilisées

3.1 Ondelette de Daubechies

Cette famille contient l'ondelette de *Haar* (*db1*), qui est la plus simple et certainement la plus ancienne des ondelettes. Elle est discontinue, ressemble à un échelon.

La fonction d'ondelette de *Haar* est définie par :

$$\left\{ \begin{array}{ll} y(x) = 1 & \text{si } x \in [0,0.5[\\ y(x) = -1 & \text{si } x \in [0.5,1[\\ y(x) = 0 & \text{sinon} \end{array} \right.$$

la fonction d'échelle associée est la fonction échelon

$$\left\{ \begin{array}{ll} j(x) = 1 & \text{si } x \in [0,1] \\ j(x) = 0 & \text{sinon} \end{array} \right.$$

Hormis *db1*, les ondelettes de cette famille n'ont pas une formule analytique. Ces ondelettes pour les ordres de 2 à 10 (*db2*, *db3*, ..., *db10*) sont présentées dans les figures suivantes :

Tracé de Daubechies 3 et 6

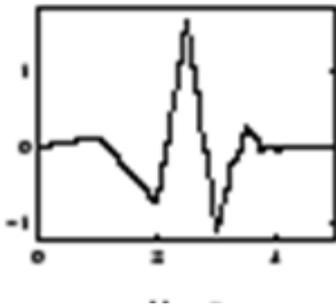


Figure 4.1 : Ondelette de Daubechies 3

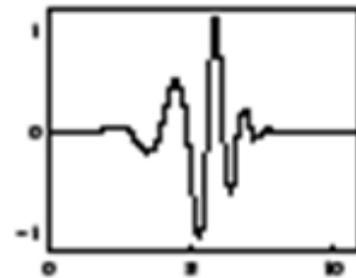


Figure 4.2 : Ondelette de Daubechies 6

3.2 Ondelette de symlet

Les symlets ($symN$) constituent une famille d'ondelettes presque symétrique, proposée par I. Daubechies en modifiant la construction des dbN . A part la symétrie, les autres propriétés des Deux familles sont similaires.

3.3 Ondelette Biorthogonale

On introduit ensuite les ondelettes biorthogonales, c'est-à-dire qu'on lève la condition d'orthogonale des translitées de φ . On peut alors fabriquer $(\psi, \check{\varphi}, \check{\psi})$ qui permettent la reconstruction :

$$f(x) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \langle f, \check{\varphi}_{j_0 k} \rangle \varphi_{j_0 k}(x) + \sum_{j \geq j_0, k \in \mathbb{Z}} \langle f, \check{\psi}_{jk} \rangle \psi_{jk}(x)$$

IV.4 Application et résultats

4.1 Variation du niveau de décomposition :

Les résultats obtenus pour différents niveaux de décomposition de la même ondelette sont les suivants:

Partie I:

Ondelette de Debauchies, Niveau=3

Thr	10	20	30	40	50	60	70	80
P	34,24	30,83	28,74	27,44	26,49	26,05	25,97	25,84

Tableau 4.1 : PSNR

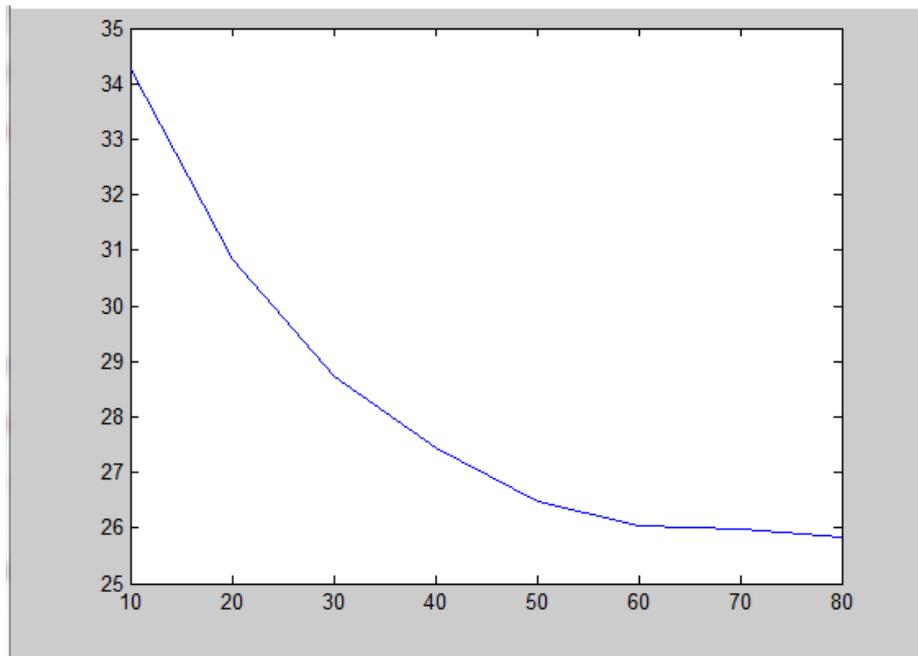


Figure 4.3: $P=f(thr)$

On remarque que le seuil augmente que le PSNR diminue.

Parie II:

a-Ondelette de Debauchies 3

Niveau=2

Thr	34	34	34	34	34	34	34
P	31,19	35,20	34,18	32,97	35,59	35,28	33,14
DB	2	3	4	5	6	7	8

Tableau 4.2 : PSNR

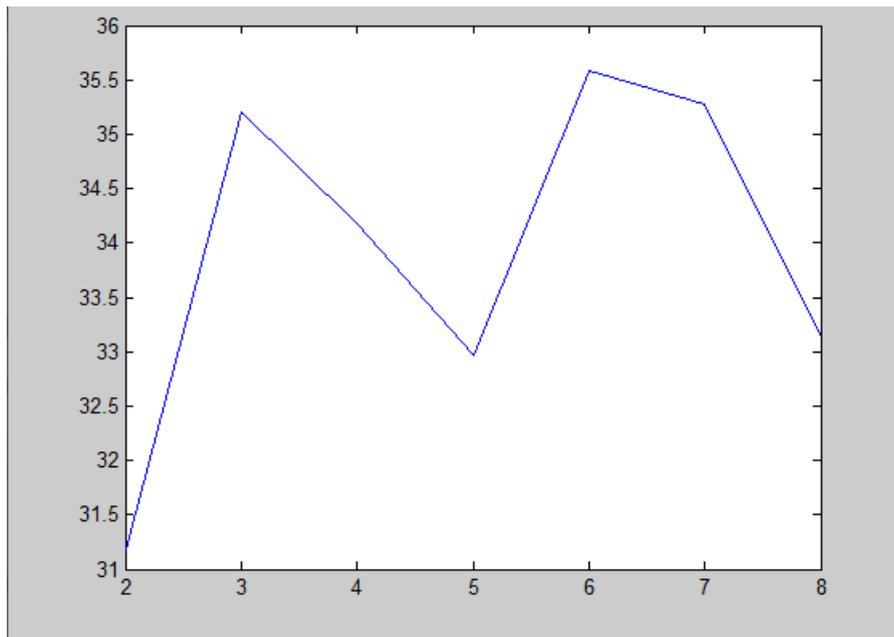


Figure4 .4 : $p=f(db)$

b-Niveau 4 :

Thr	34	34	34	34	34	34	34
P	25,80	27,10	26,39	26,67	26 ,82	27,17	26,98
DB	2	3	4	5	6	7	8

Tableau 4.3 : PSNR

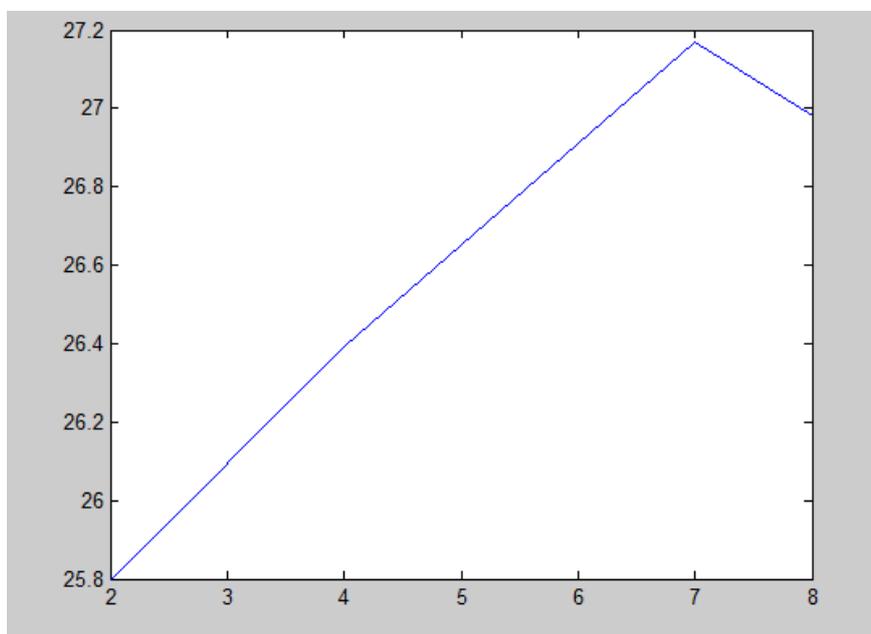


Figure4.5: $P=f(db)$

c-Niveau=5

Thr	34	34	34	34	34	34	34
P	25,36	26,68	25,86	26,09	26,38	26,73	26,39
DB	2	3	4	5	6	7	8

Tableau 4.4 :PSNR

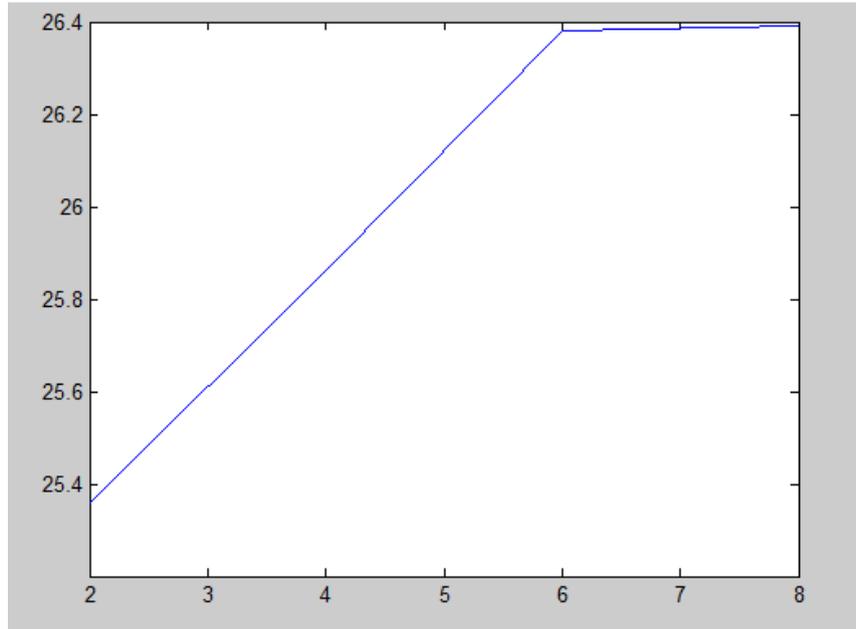


Figure 4.6: P=f(db)

Partie III:

A partir les tableaux précédent nous remarqueé que l’ondelette de daubechies 2 avec le niveau de décomposition 2 à donnée le meilleur résultat pour le meme seuil.

a- Db6, N=2

Thr	10	20	30	40	50	60	70	80
P	35.87	35,59	35,59	35,59	35,59	35,59	35,59	35,59
CR	91.44	85.54	85.54	85.54	85.54	85.54	85.54	85.54
PRD	0.01246	0 .02246	0 .02246	0 .02246	0 .02246	0 .02246	0 .02246	0 .02246

Tableau4.5: PSNR,CR,PRD

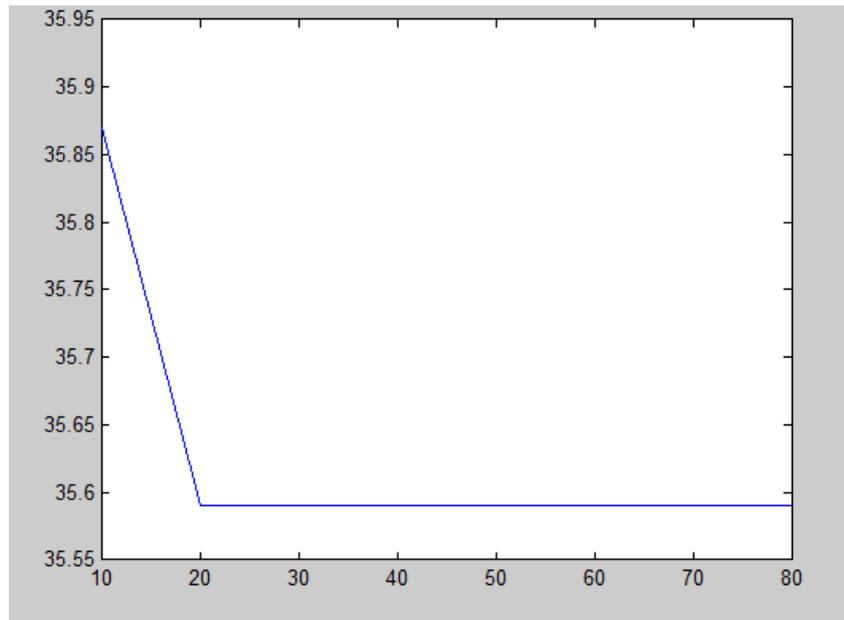


Figure4.7: $P = f(thr)$

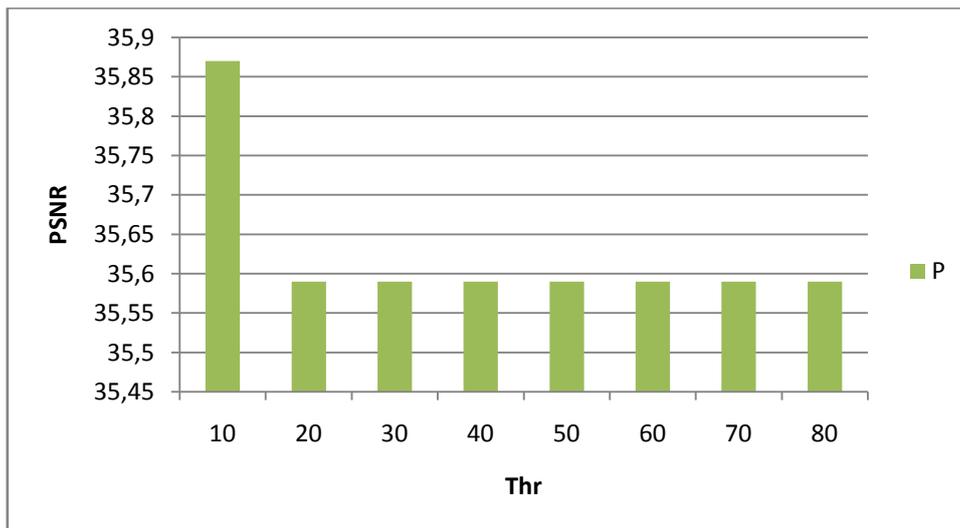


Figure4.8: $PSNR=f(THR)$

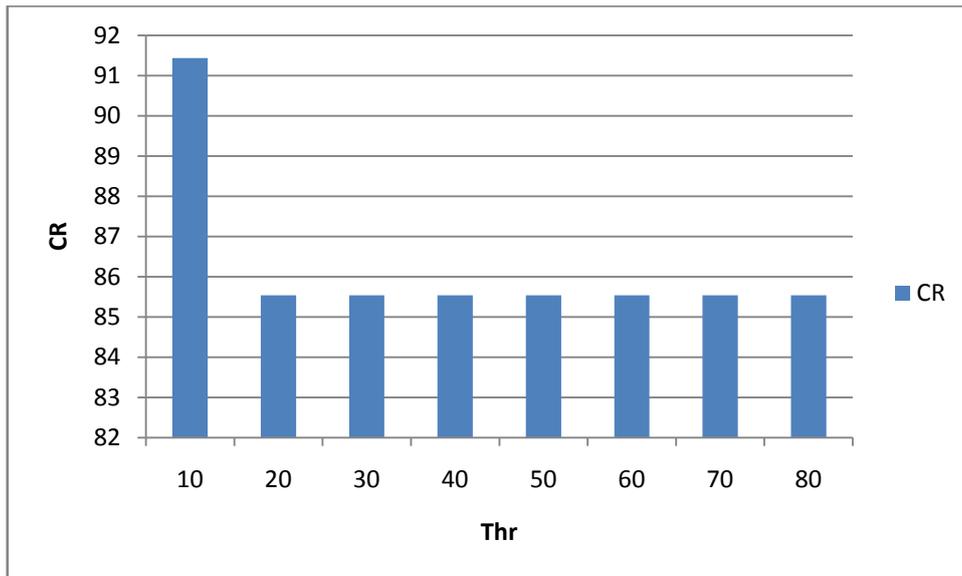


Figure4.9 : CR=f(THR)

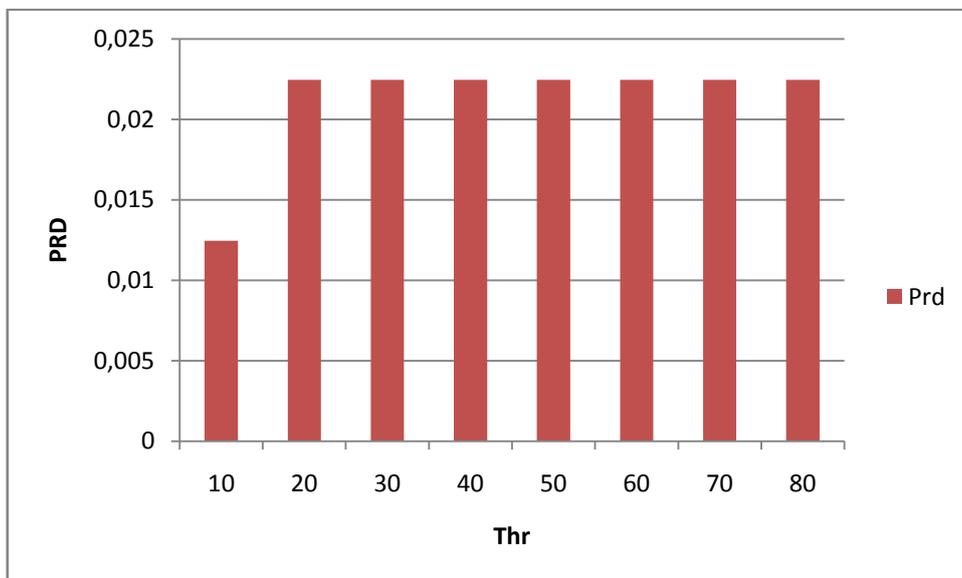


Figure4.10 : PRD=f(Thr)

Signal original pour une décomposition avec l'ondelette de daubechies 6 niveau

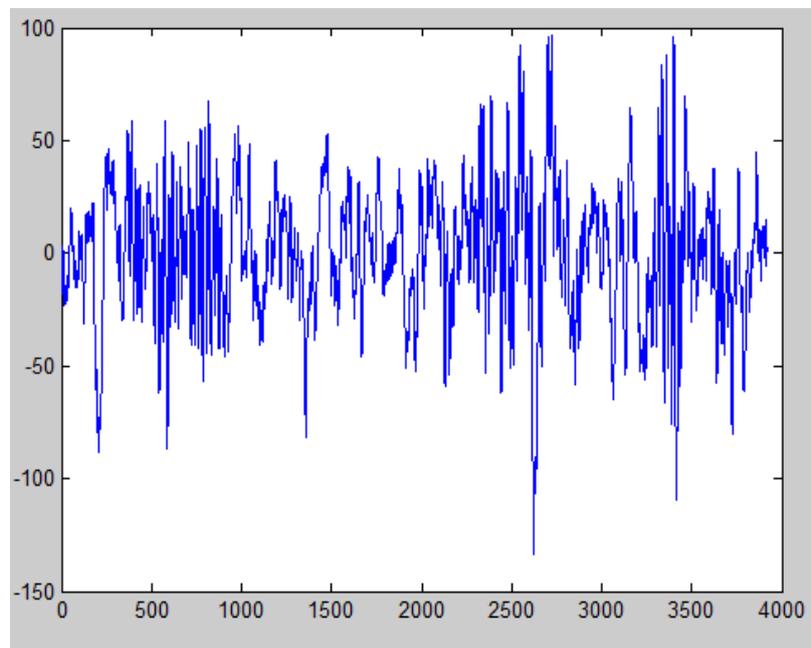


Figure4.11: signal original

Signal reconstruit avec seuil =10 :

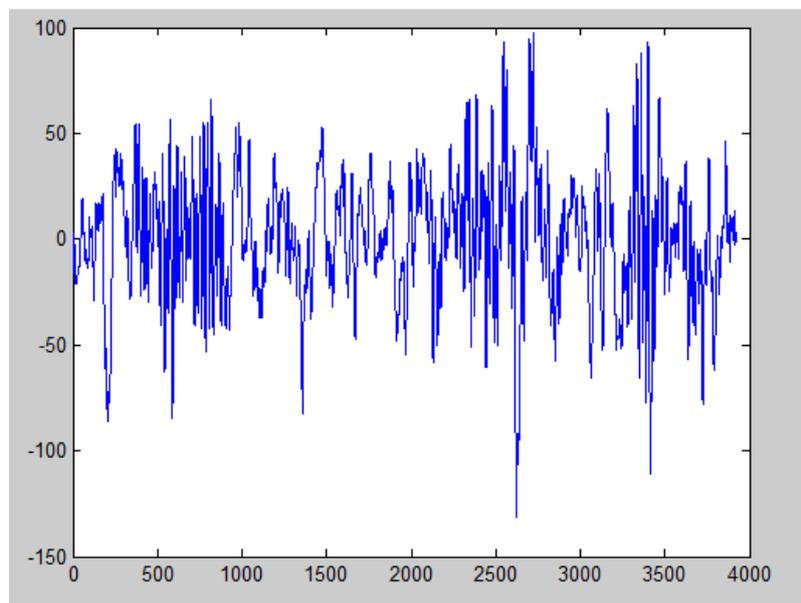


Figure4.12: signal reconstruit

On a tracés Le signal reconstruit avec un seuil=80

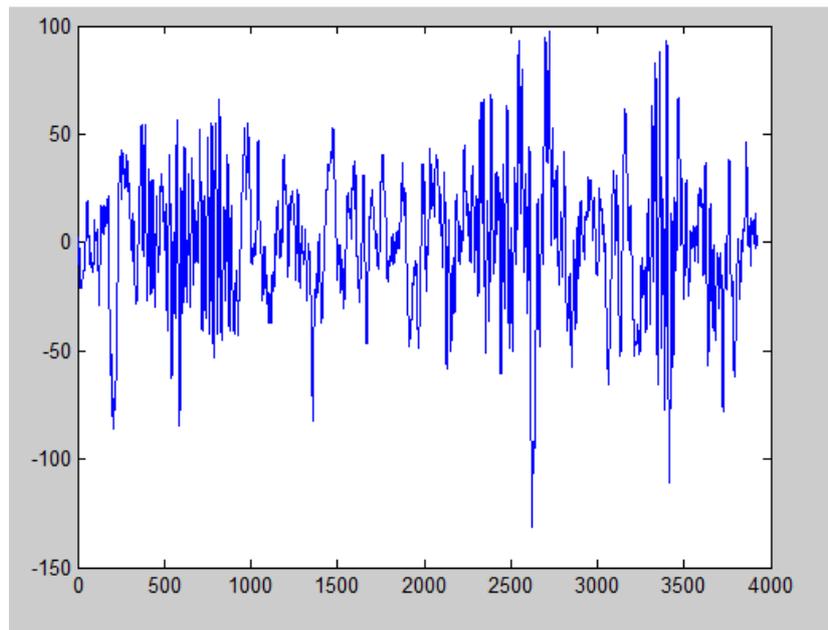


Figure4.13: signal reconstruit seuil=80

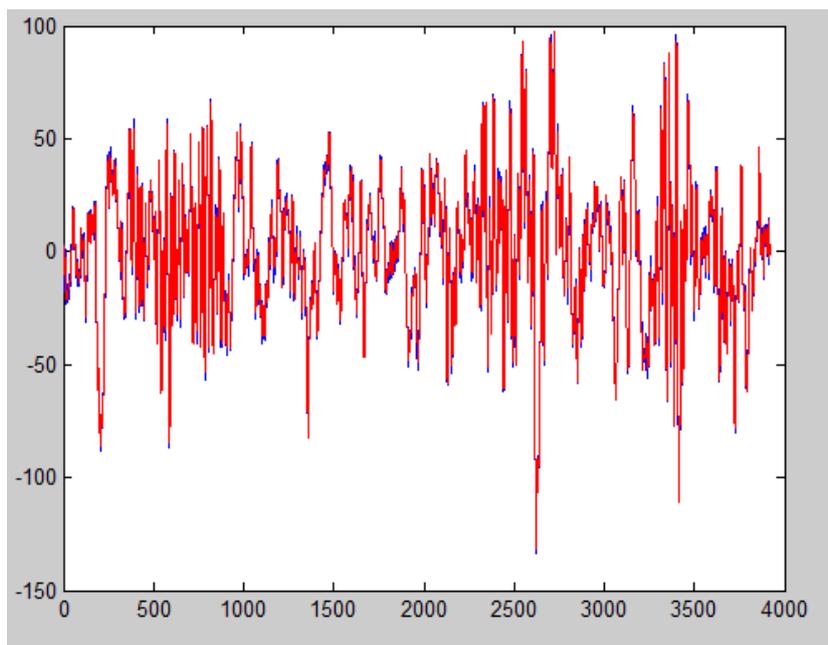


Figure4.14: tracé de deux signaux

On remarque d'après la figure 4.14 que les deux signaux (original, reconstruit) sont identiques

b- Sym1 ,Niveau=2

Thr	10	20	30	40	50	60	70	80
P	31,97	28,30	26,98	26,51	26,41	26,41	26,41	26,41

Tableau 4.6:PSNR

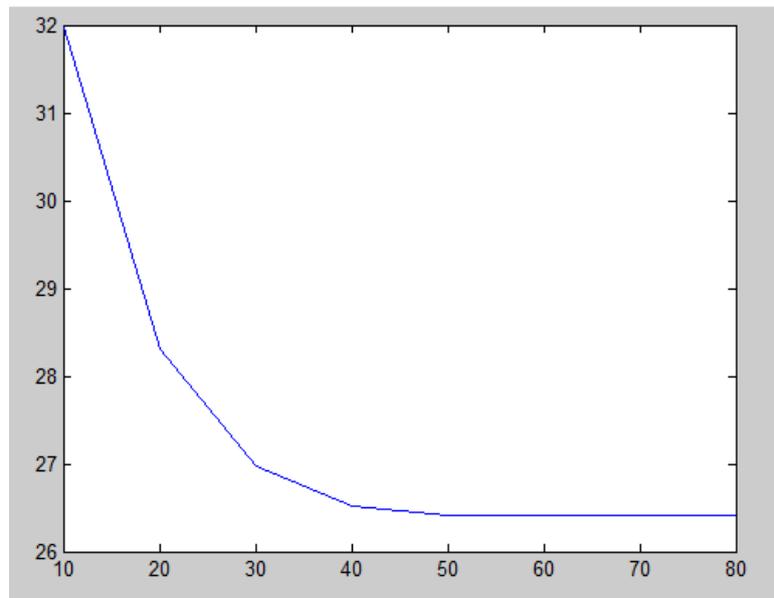


Figure4.15: PSNR =f(thr)

c- Sym2,Niveau=2 :

Thr	10	20	30	40	50	60	70	80
P	33,89	31,44	31,19	31,19	31,19	31,19	31,19	31,19

Tableau 4.7 :PSNR

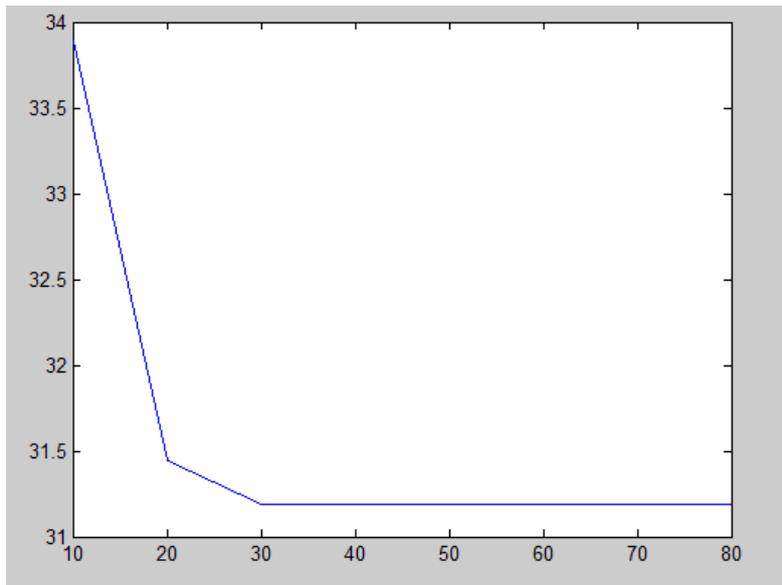


Figure 4.16 : $PSNR=f(thr)$

d-Sym4, Niveau=2 :

Thr	10	20	30	40	50	60	70	80
P	35,81	35,58	35,58	35,58	35,58	35,58	35,58	35,58

Tableau 4.8 : PSNR

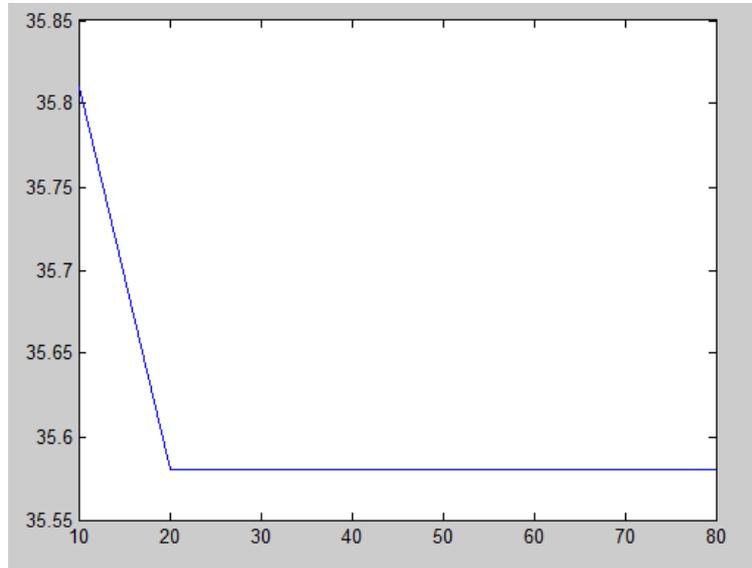


Figure 4.17: $PSNR =f(thr)$

e-Bior2.2, Niveau=2

Thr	10	20	30	40	50	60	70	80
P	34,41	33,66	33,55	33,55	33,55	33,55	33,55	33,55

Tableau 4.9: PSNR

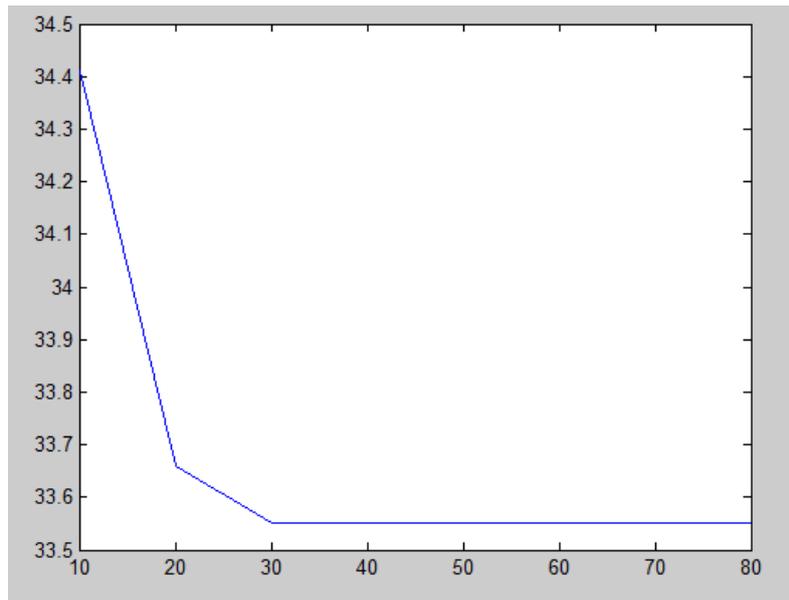


Figure 4.18 : $PSNR=f(thr)$

f-Bior3.7, Niveau=2

Thr	10	20	30	40	50	60	70	80
P	33,55	33,33	33,30	33,30	33,30	33,30	33,30	33,30

Tableau 4.10 :PSNR

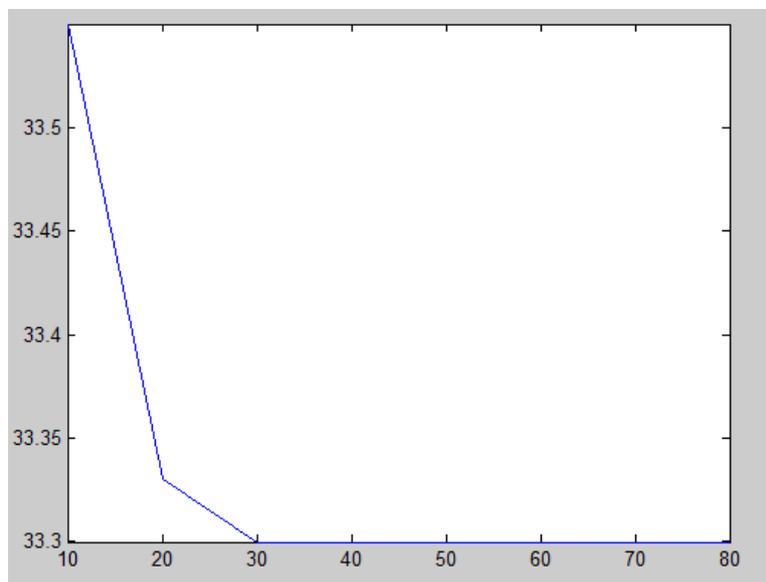


Figure 4.19: $PSNR= f(thr)$

g-Bior 5.5, Niveau=2

Thr	10	20	30	40	50	60	70	80
P	33,68	33,02	33,02	33,02	33,02	33,02	33,02	33,02

Tableau 4.11:PSNR

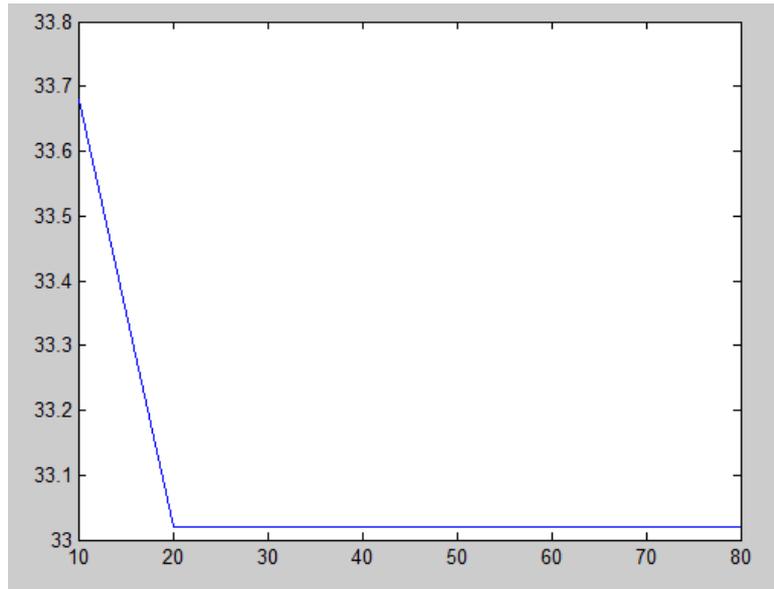


Figure 4.20: PSNR=f(thr)

D'après les figures présentées et les PRD, CR calculées, on remarque que la transformation en ondelette discrète de Daubechies (db6) donne un meilleur compromis entre le PRD et le CR. De plus, il est à noter que le 2ème niveau de décomposition est le plus adapté en terme d'avoir un PRD très faible.

IV.5 Comparaison des Résultats :

Pour tester la qualité de compression par la méthode de décomposition en ondelette , nous avons comparé nos résultats obtenus par cette méthode avec ceux obtenus par DCT, DST et FFT .

Le tableau 4.11 présente le taux de compression et le PRD pour les différentes méthodes citées auparavant, nous remarquons que la compression par décomposition en Ondelettes (Debauchies 6 , niveau 2) a donné un taux de compression élevé par rapport aux autres méthodes avec un PRD minime.

	DCT	DST	FFT	Db6
CR	89,54	56,81	83.600	91,44
PRD	2,4266	6,0091	05.966	0,01246

Tableau 4.12 : Evaluation de techniques de compression

La méthode DCT est la méthode la plus efficace parmi les méthodes par transformation sinusoïdales, elle donne un CR élevé de 89.54 et un faible PRD de 2.4266.

IV.6 Interface graphique :

Après manipulation et réalisations des programmes de compression du signal EEG par différentes méthodes de compression, nous avons eu l'idée de réaliser une interface graphique sous le logiciel MATLAB afin de présenter les différents résultats obtenus par ces méthodes et de faciliter la tâche à un utilisateur pour manipuler les paramètres de ces différentes méthodes.

Notre interface est constituée des parties suivantes :

Interface principale :

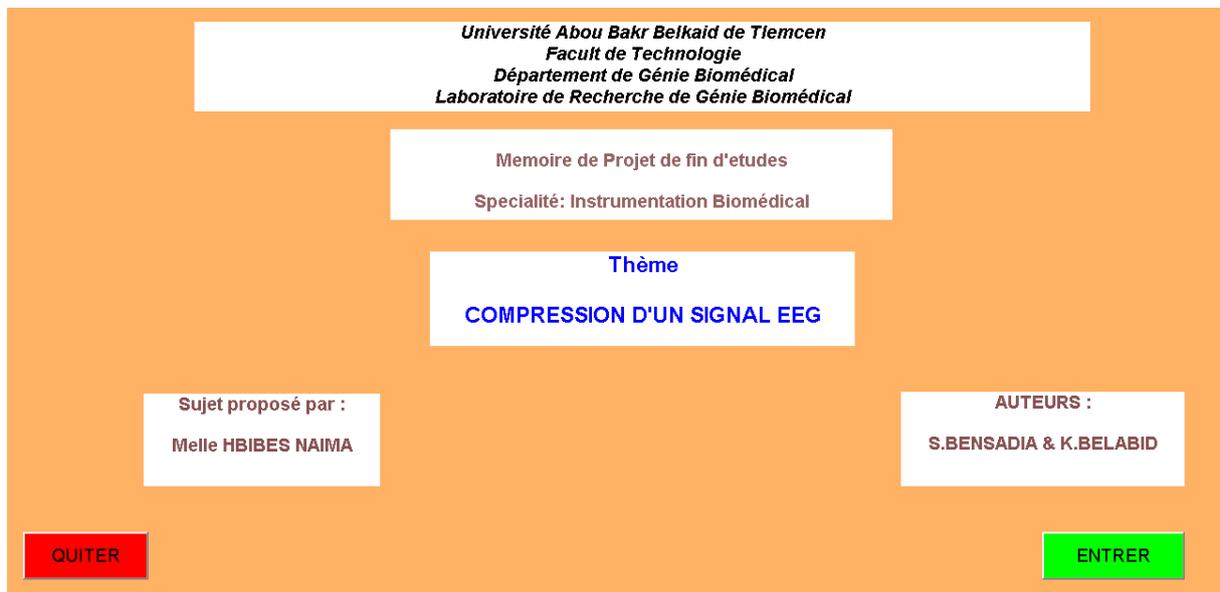


Figure4.21 : présentation du thème

Objectif

La compression est le procédé utilisé pour réduire la taille d'un bloc d'information en éliminant le bruit.

Dans notre travail on a utilisé deux méthodes:

- 1.Compression par Transformé Spectrale.
- 2.Compression par Transformé En Ondelettes.

enfin,on passe par une etape de comparaison entre ces dernières.

RETOUR
SUIVANT

Figure4.21 : Présentation de l'objectif

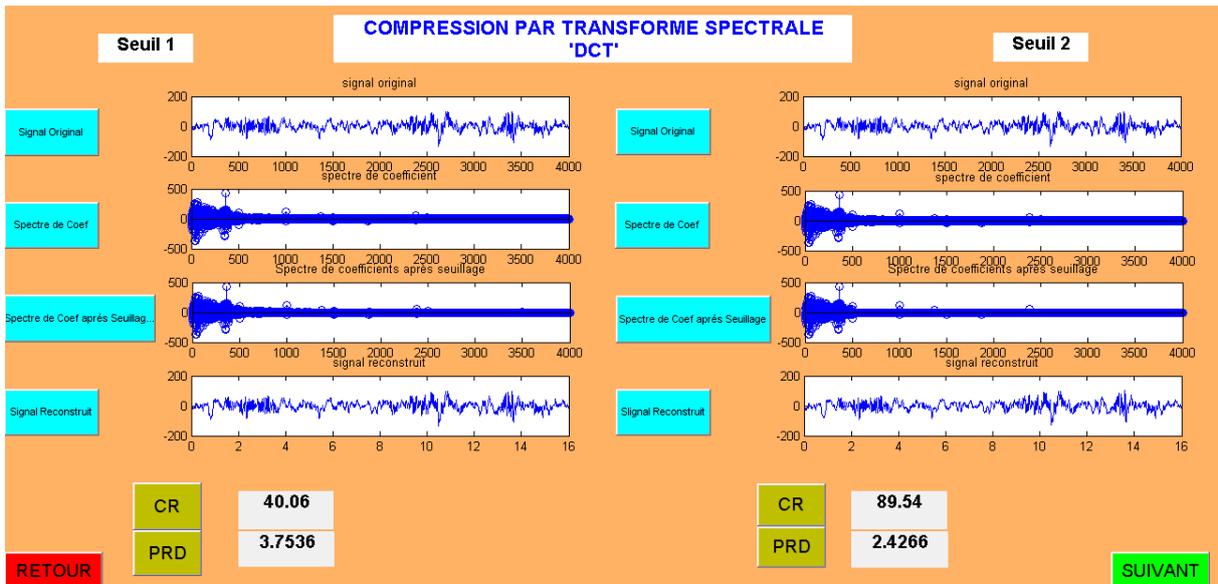


Figure4.22 : Présentation des résultats de DCT

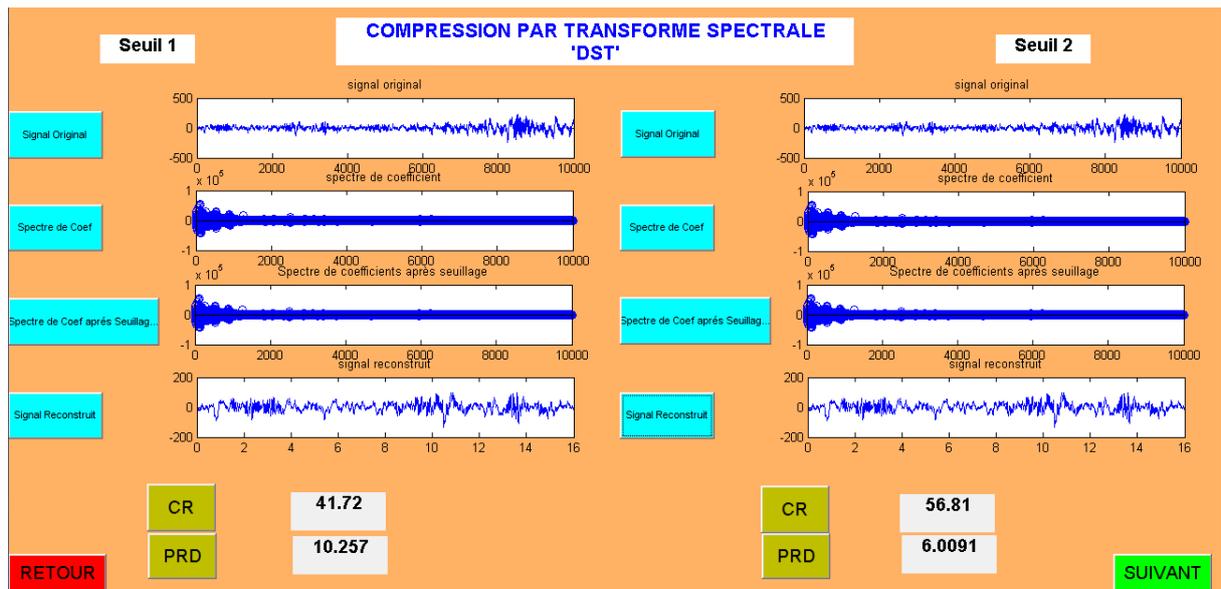


Figure4.23 : Présentation des résultats de DST

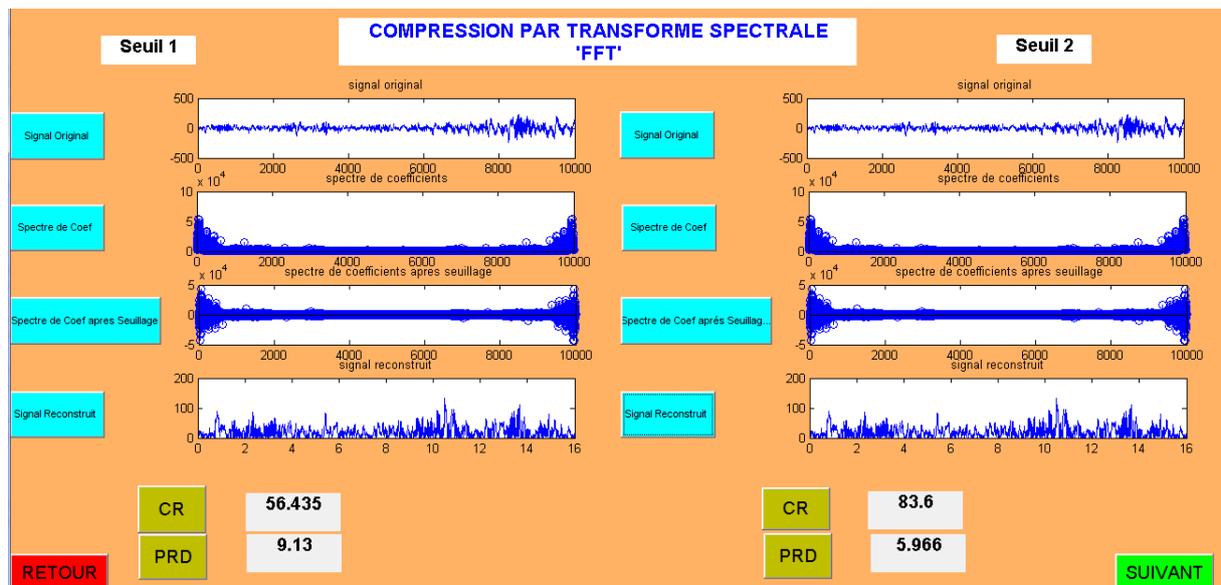


Figure4.24 : Présentation des résultats de FFT

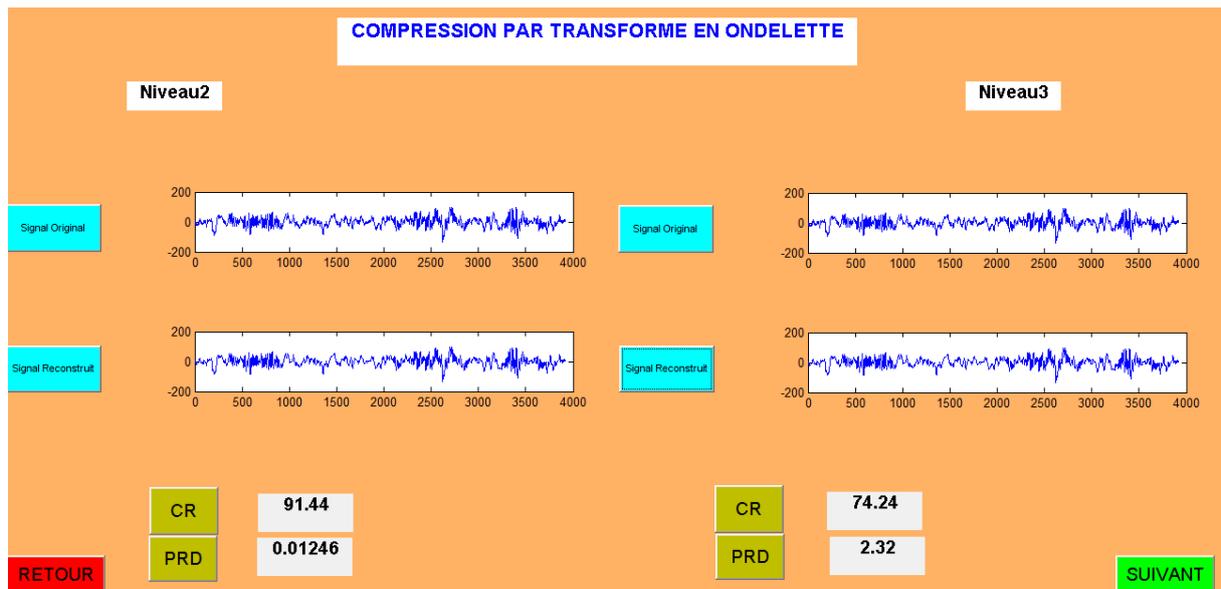


Figure4.25 : Présentation des résultats de l'ondelette

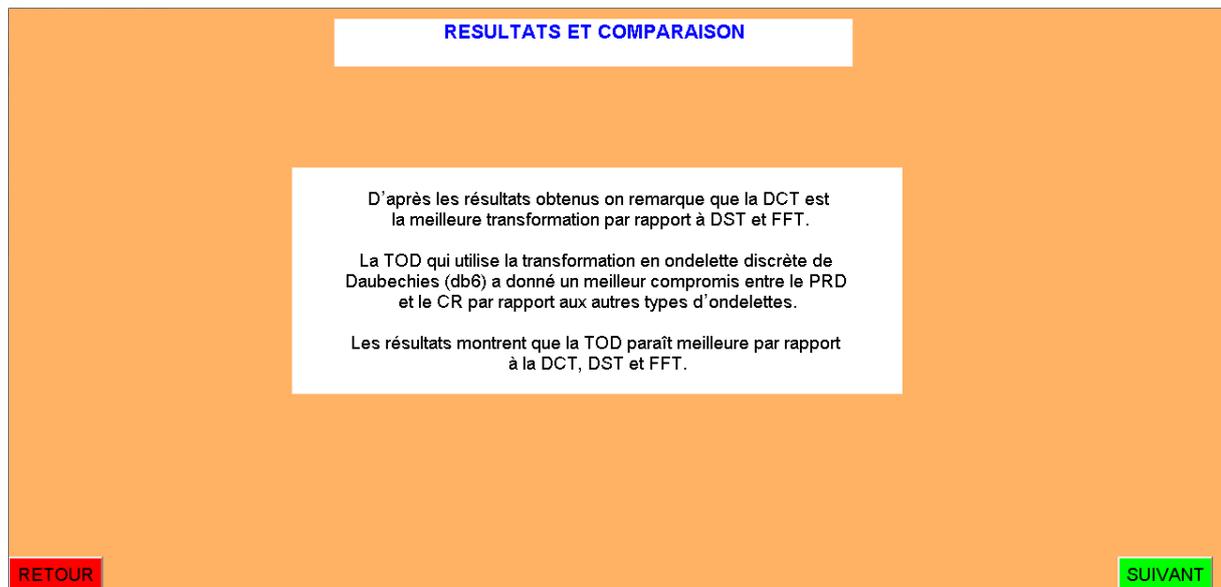


Figure4.26 : Présentation de la comparaison des résultats

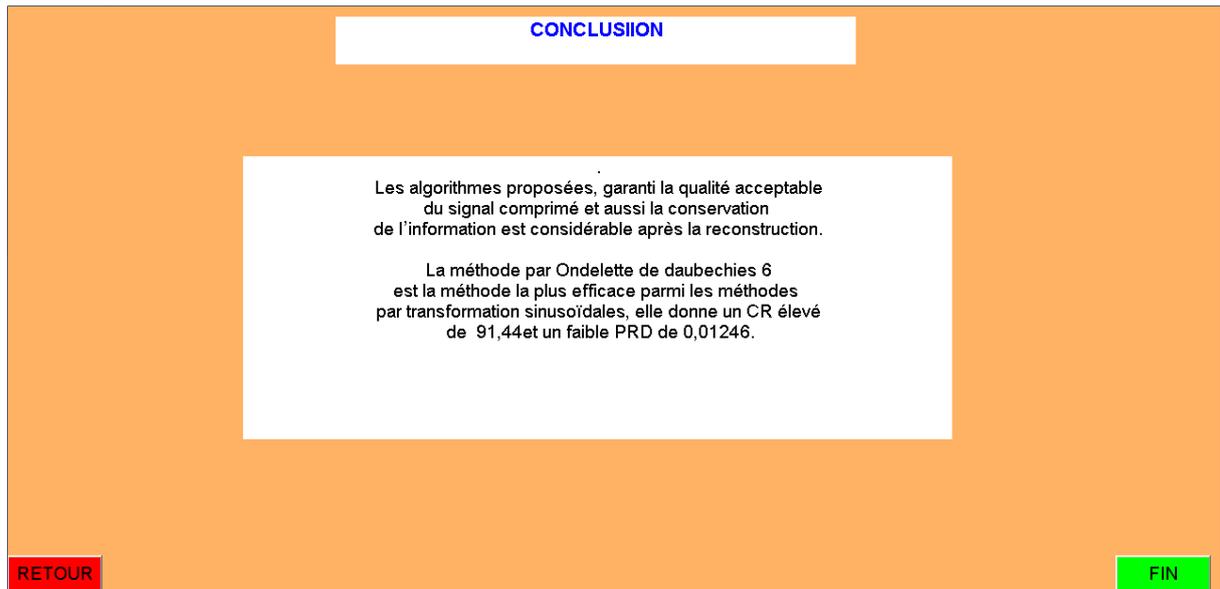


Figure 4.26 : Présentation de la comparaison des résultats

IV.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté la compression par transformée on ondelettes discrète puis on a fait une comparaison entre les différents résultats obtenus par les différents types d'ondelettes. La TOD qui utilise la transformation en ondelette discrète de Daubechies (db6) a donné un meilleur compromis entre le PRD et le CR par rapport aux autres types d'ondelettes. Après nous avons fait une comparaison entre la TOD et les méthodes présentées au chapitre 3 ; les résultats montrent que la TOD paraît meilleure par rapport à la DCT, DST et FFT. Les algorithmes proposés, garanti la qualité acceptable du signal comprimé et aussi la conservation de l'information est considérable après la reconstruction.

A la fin de ce chapitre nous avons réalisé une interface graphique sous le logiciel Matlab, cette interface permet de faciliter la tâche à son utilisateur pour compresser un signal utilisant les méthodes citées auparavant.

Conclusion général

Nous avons décrit le signal EEG au chapitre 1, c'est un signal de nature électro-physiologique qui donne une information essentielle dans le diagnostic des anomalies neurologiques. L'enregistrement, le stockage et la transmission des signaux EEG sont des processus complexes. La compression des signaux EEG se justifie par la nécessité de réduire les coûts de stockage et de transmission de ces signaux à travers les canaux de communication modernes.

Les aspects théoriques et fondamentaux des méthodes de compression ont été abordés au niveau du deuxième chapitre. Ces méthodes constituent le principal outil mathématique que nous utilisons pour la compression des signaux EEG, Il est intéressant d'appliquer ces différentes techniques sur un signal particulier et voir laquelle des méthodes donnent les meilleurs résultats.

Dans ce travail, on a développé quatre techniques à savoir: la méthode par transformation sinusoïdales (DCT, DST et FFT), et la transformation discrète en ondelettes. Ces algorithmes sont développés avec le logiciel de MATLAB et testés sur le signal EEG, mais peuvent être appliqués sur un signal quelconque. Ce travail consiste en une étude comparative de ces techniques appliquées sur le signal EEG.

Les résultats montrent que la méthode TOD donne les meilleurs résultats du point de vue de la fonction CR/PRD (Rapport de compression/Distorsion), même la qualité du signal reconstruit est impressionnante. La transformation discrète en cosinus est moins performante au sens de la fonction CR/PRD (Rapport décompression/Distorsion) mais la DCT meilleur vis-à-vis des autres transformations sinusoïdales DST et FFT.

Enfin, pour une implémentation pratique, le choix d'une technique de compression dépend de plusieurs facteurs, tel que:

- L'objectif visé de la compression est principalement la qualité clinique du signal reconstruit exigée par le spécialiste.
- La puissance de calcul des moyens disponibles.

Et nous avons réalisé une interface graphique sous le logiciel Matlab, cette interface permet de faciliter la tâche à son utilisateur pour compresser un signal utilisant les méthode citées auparavant.

Référence

- [1] Changeux, J-P. (1983). L'homme neuronal. Paris : Fayard ,1983.mémo li diti mnha.
- [2] <http://anne.crouzeix.free.fr/these/node7.php3>.
- [3] <http://fr.wikipedia.org/wiki/%C3%89lectroenc%C3%A9phalographie>.
- [4] PALIX, Julie. *Attention et recherche visuelle : approches comportementale et électrocorticale*. Thèse de doctorat : Univ. Genève, 2006, no. FPSE 371
- [5] Déborah Méligne, « *Etude Comportementale et Electrophysiologique chez des Volontaires Sains et des Patients atteints de la Maladie de Parkinson* » ;Universsité de toulouse,2011.
- [6] Caroline Lacroix, « Étude combinée électroencéphalographie (EEG) »,thèse de DOCTORAT, Université de Sherbrooke.
- [7]<http://sante.lefigaro.fr/sante/examen/electroencephalogramme/comment-se-deroule-t-il>.
- [8] Vion-Dury,J . , et F.Blanquet. *Pratique de l'EEG*.Elsevier Masson, 2008.
- [9] Z. Benyagoub, « Analyse du signal EEG par transformée en ondelettes », Université Abou Bekr Belkaid ,juillet 2012.
- [10] <http://www.sebastien-notet.com/blog/les-fichiers-compressees-comment-compression/>.
- [2] http://fr.m.wikipedia.org/wiki/Compression_de_donn%C3%A9es
- [11] P. CRUCHET, « COMPRESSION DE DONNÉES », Pascal Plumé Edition EYROLLES, Janvier 1995

[12]: ABENSTEIN J.P., TOMPKINS W.J., A new data reduction algorithm for real time ECG analysis, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 29, pp. 43-48, 1982

[13] http://fr.wikipedia.org/wiki/Compression_de_donn%C3%A9es

[15] http://www.comoria.com/8909/Compression_de_donn%C3%A9es

[14] <http://lyceeenligne.free.fr/IMG/tex/CodageEtCompression-LessonPlan.tex>

[16] <http://petit.travail.over-blog.com/article-question-ouverte-et-qcm-60694556.html>

[17] <http://blog.univ-angers.fr/compresser/2014/11/19/compression-avec-perte/>

[18] N. BOUALI « Compression du Signal Electrocardiographique » thèse de magister ENP 1999.

[19] E. ZEYBEK « Compression multimodale du signal et de l'image en utilisant un seul codeur ». 2011

[20] L. RAHMOUNE et K. HAFFACI « compression d'un signal : application en biomédical au signal électro cardiographique » thèse d'ingénieur d'état ENP 2011.

[21] N. GUENNOUNI, « Compression du signal électro cardiographique par la méthode des ondelettes », *Master*, Ecole Nationale Supérieure Polytechnique.