

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

Université Abou Bekr Belkaid -Tlemcen



Faculté de technologie

Département de Génie électrique et électronique

Filière de Génie biomédical

Mémoire de Projet de fin d'étude pour l'obtention du diplôme de

Master en Electronique biomédicale

Thème

Analyse du signal EEG par transformée en ondelettes

Présenté par :

Benyagoub Zahira

Soutenu le 2 Juillet 2012 devant le Jury

Chikh, M. A	Pr. à l'université de Tlemcen	Président
Messadi, M.	MAA a l'université de Tlemcen	Examineur
Djebbari. A.	MAA a l'université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2011-2012

Remerciements

Nous remercions ALLAH le tout puissant de nous avoir permis et aider a mener a terme ce travail.

Nous exprimons nos profondes gratitude a notre encadreur, M^R DJEBBARI A Maitre assistant et charge de cour a l'Uiversité Abou Bakr Belkaid de Tlemcen, Dans ses quelques mots on lui exprime particulièrement toutes notre reconnaissances de nous fait bénéficié de ses compétences scientifiques, ses qualités humaines et de sa constantes disponibilités.

On adresse nos remerciements a M^R CHIKH, M.A. Professeur a l'Université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen, d'avoir accepté de présider le Jury de notre mémoire.

On adresse nos remerciements a M^{lle} HABIBES, N. Maitre assistante et charge de cour a l'Université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen

Ceci étant, on tients a exprimer notre reconnaissance et notre sympathie a tous ceux qui nous ont témoigné leurs confiance, leurs amitié et qui ont aidé de près ou de lion a chever ce laborieux travail.



Dédicaces

*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 encouragements avec lesquelles j'ai pu atteindre ce
niveau.*

A mes frères M^{ed} Amine, Ilyes.

A mes chères sœurs Nadia, Hassiba, Hakima, Djawida, Djihane, Halima.

A toutes les familles BENYAGOUB, MEDJAHED grands et petits.

*Comme je dédié ce mémoire a mes très chers amis Amina, Latifa, Ammaria,
Nour El Hoda, Souhila.*

A tous mes amis, la promotion 2^{eme} année Master E.B.M.

A mon encadreur Monsieur Djebbari.A.

Liste des figures

CHAPITRE I

Figure I.1. les lobes cérébraux	9
Figure I.2. Structure de neurone	10
Figure I.3. Rythmes corticaux	15
Figure I.4. Système standard international de placement des électrodes	20
Figure I.5. Système d'acquisition EEG	21

CHAPITRE II

Figure II.1. train d'impulsion	28
Figure II.2. transformée en ondelettes	30
Figure II.3. la variation du facteur d'échelle	32
Figure II.4. les étapes de calcul les coefficients	33
Figure II.5. filtre QMF	34
Figure II.6. Les familles d'ondelettes	35
Figure II.7. Décomposition en ondelette discrète	38
Figure II.8. l'approximation et le détail	39
Figure II.9. décomposition de multiple-niveau	39
Figure II.10. reconstruction du signal S par les coefficients D'approximation et de détail.....	40
Figure II.11. reconstruction du signal approximation A1.....	40
Figure II.12 .reconstruction du signal détail D1 Par les coefficients de détail cD1.....	41

CHAPITRE III

La figure III.1. Les 13 chaînes de l'enregistrement EEG	44
Figure III.2. Densité spectrale de puissance (DSP).....	46
Figure III .3. Décomposition par DWT.....	47
Figure III.4. Décomposition par la DWT des signaux EEG.....	48
Figure III.5. Rapport énergétique du sujet 1.....	53
Figure III.6. Représentation temps-échelle CWT.....	66

Liste des tableaux

CHAPITRE I

Tableau I.1.les différents rythmes physiologiques de base en EEG.....	12
---	----

CHAPITRE III

Tableau III.1- disposition spatiale des chaînes d'un enregistrement EEG	44
Tableau III.2.lien entre les bandes fréquentielles et les niveaux de décomposition	47
Tableau III.3. Rapport énergétique du sujet 1	50
Tableau III.4. Rapport énergétique du sujet 2	50
Tableau III.5. Rapport énergétique du sujet 3	51
Tableau III.6. Rapport énergétique du sujet 4	51
Tableau III.7. Rapport énergétique du sujet 5	52
Tableau III.8. Rapport énergétique du sujet 6	52
Tableau III.9. Rapport énergétique de l'onde delta	55
Tableau III.10. Rapport énergétique de l'onde thêta	55
Tableau III.11. Rapport énergétique de l'onde alpha	56
Tableau III.12. Rapport énergétique de l'onde bêta	56
Tableau III.13. Rapport énergétique de l'onde gamma	56

Sommaire

Introduction générale.....	7
CHAPITRE I – Electroencéphalographie	8
Introduction.....	9
I. Anatomie du cerveau.....	9
I.1 Fonctionnement élémentaire du neurone.....	10
II.EEG normal	11
II.1.Historique.....	11
II.2.Définition de l’EEG.....	11
II.3. Les ondes cérébrales.....	12
II.4.Etat de vigilance physiologique	14
II.5.Evolution du tracé de la naissance e l’âge adulte.....	15
II.6.les capteurs.....	16
II.7.Emplacement des électrodes.....	18
II.8.Matériels d’acquisition.....	19
II.9. Les différents montages ultrason en EEG.....	20
II.9.1. Le montage monopolaire.....	20
II.9.2. Le montage bipolaire.....	21
II.9.3. L’électrode de terre.....	21
III.EEG épileptique.....	21
III.1. Définition.....	21
III.2. Les différents types d’épilepsies.....	22
III.2.1.Epilepsie généralisées.....	22
III.2.2 Epilepsie partielles.....	22
III.3. Les tumeurs cérébrales	23
III.4.Les origines d’épilepsies.....	24
III.5. Contribution de l’EEG au diagnostic	24
III.5.1.diagnostic positif	24
III.5.2.détermination de la forme électroclinique d’épilepsie	24
III.5.3.Diagnostic étiologique	25
III.5.4.Surveillance du traitement et de l’évolution	25
Conclusion	26
CHAPITRE II - Etude théorique de la transformée en ondelette	
I. Introduction.....	28
I.1.Décomposition d’un signal simulé.....	28
I.2.Historique.....	29
I.3.Le principe d’analyse par ondelette.....	30
I.4.Définition de la transformée en ondelette.....	30

I.5. Algorithme pour calcul des coefficients.....	32
I.6. Analyse multi-résolution et QMF.....	33
I.6.1. Analyse multi-résolution	33
I.6.2. Les filtre miroirs en quadrature	34
I.7. Les familles de la transformée en ondelettes	35
II. Transformée en ondelette continue.....	36
II.1. Initialisation en ondelette de a.....	36
II.2. Incrémentation de b.....	36
III. Transformée en ondelette discrète.....	37
III.1. Historique.....	37
III.1. Historique.....	37
III.3. Base de décomposition en ondelette discrète.....	38
III.4. La décomposition de multiple-niveau.....	39
III.5. Reconstruction des approximations et des détails.....	40
Conclusion	41
CHAPITRE III – Analyse des signaux EEG normaux et pathologiques	42
I. Introduction.....	43
II. Les données	43
III. Traitement des signaux EEG	45
III.1. Analyse spectrale	45
III.2. Décomposition par transformée en ondelette discrète	46
III.3. Rapport énergétique(RE)	46
IV. Choix de l'ondelette mère	54
V. Comparaison entre les sujets	57
VI. Analyse des signaux EEG par CWT	66
Conclusion	67

Introduction générale

Ce mémoire va présenter une technique utilisée en médecine :

L'électroencéphalogramme est le résultat obtenu par un enregistrement des signaux électrique transmis par au moyen d'électrodes appliqués sur le cuir chevelu. Cet enregistrement est une différence de potentiel entre les électrodes excitées par les neurones.

Le traitement numérique du signal est une discipline centrale dans les sciences et technologies. L'étude du signal EEG se fait avec différentes techniques d'analyse afin de pouvoir donner un diagnostic médical correct. La morphologie du signal EEG est très complexe et nécessite des techniques avancées de traitement numérique du signal.

Les signaux EEG traités ont été enregistrés au niveau du Centre Hospitalier Universitaire Tidjani Damerджи de Tlemcen (CHUT). Ces signaux sont acquis depuis un système dédié pour l'enregistrement de l'activité cérébrale, en l'occurrence un système du type « Nicolet Viasys Healthcare system ».

Dans la première partie, nous avons analysé les signaux EEG dans le domaine spectral par l'estimateur de Welch, cette approche est comparée avec celle de la transformée de Fourier rapide (FFT).

Dans la deuxième partie, nous avons décomposée les signaux EEG par la transformée en ondelette discrète. Cette dernière utilise un ensemble de filtre qui représente le signal analysé en approximation et des détails. Cette analyse permet de détecter les différentes ondes (delta, thêta, alpha, beta, gamma) du signal EEG.

Puis, nous avons calculé le rapport énergétique des différentes ondes caractérisant l'activité électrique cérébrale.

Le dernier parti, nous avons détecté les ondes cérébrales dans le temps par la transformée en ondelette continue.

Pour aboutir à ce but, nous avons subdivisé notre mémoire en trois chapitres.

Chapitre 1 : généralités sur les signaux EEG.

Chapitre 2 : Etude théorique de la transformée en ondelettes.

Chapitre 3 : Analyse des signaux EEG normaux et pathologiques.

Introduction

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 [Changeux, J.-P 1983].

En 1929, le neuropsychiatre Allemand Hans Berger met au point une technique d'enregistrement permettant de mesurer l'activité électrique cérébrale sans ouvrir la boîte crânienne. Il utilise des électrodes posées sur le scalp et reliées à des amplificateurs pour mesurer des oscillations électriques de quelques dizaines de microvolts. Cette nouvelle technique, l'électroencéphalographie, donnera lieu à de nombreuses études de l'activité électrique cérébrale.

I. anatomie du cerveau

Le cerveau proprement dit est formé de deux hémisphères cérébraux, d'aspect plissé dont la substance blanche, interne, est recouverte d'un cortex cérébral gris, d'épaisseur variable. Trois sillons plus accentués (scissure de Sylvius, sillon de Rolando, sillon perpendiculaire) divisent chaque hémisphère en quatre lobes comprenant chacun un certain nombre de circonvolutions.

Le lobe frontal.

Le lobe temporal.

Le lobe pariétal.

Le lobe occipital.

Le cerveau est disposé au-dessus du tronc cérébral lui-même faisant suite à la moelle épinière. Il repose également sur le dessus du cervelet et est séparé de celui-ci par la tente du cervelet.

Chaque hémisphère abrite système ventriculaire de forme complexe : C'est une cavité remplie de liquide céphalo-rachidien dont l'excès (par obstacle à son écoulement) entraînera une dilatation ventriculaire appelée hydrocéphalie qui progressivement comprimera les structures cérébrales. Les hémisphères sont unis l'un à l'autre par deux ponts de substance blanche : le corps calleux et le trigone. Entre ces deux ponts, les ventricules latéraux ne sont séparés que par une fine cloison transparente.

La substance blanche est avec la substance grise une des deux catégories de tissus du système nerveux. Elle forme la partie interne du cerveau et la partie superficielle de la moelle épinière.

La substance blanche est composée de fibres nerveuses, les axones et les dendrites, qui relient différentes parties du cerveau et transmettent les impulsions nerveuses de et vers les neurones.

La substance grise est constituée du corps cellulaire des neurones.

Généralement, la substance blanche peut être considérée comme la partie du cerveau responsable de la transmission des informations, alors que la substance grise est responsable du traitement des informations (car elle est composée des corps cellulaires des neurones) [J.Cambrier, 2001].

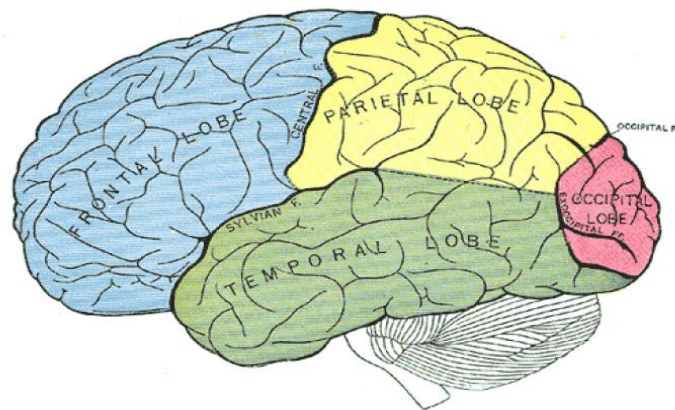


Figure I.1 : les lobes cérébraux

I.1.Fonctionnement élémentaire du neurone

L'activité de chaque neurone peut être décomposée en celle de ses différents constituants : axone, soma et dendrite. On peut considérer le neurone comme un système à deux pôles, un pôle récepteur somatodendritique et un pôle effecteur axonique. Ce système cellulaire est caractérisé par la polarisation de sa membrane.

La charge électrique des cellules cérébrales (neurones ou substance grise) varie constamment dans le temps. Chaque neurone n'est pas indépendant du neurone voisin, il ne se charge pas et ne se décharge pas de façon anarchique : la synchronisation est suffisante au sein de groupes importants de neurones pour créer des différences de potentiel (d.d.p) mesurable au niveau du cuir chevelu. La mesure de ces d.d.p. et l'enregistrement de leur variation dans le temps constituent l'électroencéphalographie.

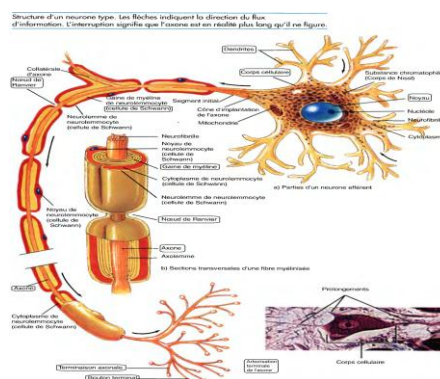


Figure I.2. structure de neurone.

II.EEG normal

II.1.Historique

C'est en 1924, à Léna, que Hans Berger put recueillir avec un galvanomètre à corde le premier EEG humain à partir d'électrodes placées sur le scalp, on imagine la difficulté d'enregistrer des différences de potentiel de l'ordre de quelques dizaines de millionième de volt. Il publia en 1929 sa découverte de deux types d'activités électrique cérébrales quasi sinusoïdales qu'il dénomma « rythme alpha » et « rythme bêta ». La difficulté fut de s'assurer que la variation de potentiels obtenus constituait bien une activité bioélectrique d'origine corticale et non pas des artéfacts provoqués par la pulsation des vaisseaux, la contraction des muscles, le mouvement des yeux ou le tremblement de la tête. C'est lui qui donna le nom d'électroencéphalogramme à cette méthode. La découverte de Berger ne fut reconnue qu'en 1937, la réaction d'arrêt du rythme alpha quand le sujet est attentif.

L'EEG devient véritablement un examen très répandu dans les hôpitaux dans les années 1950.

[M.-Hector.1976]

II.2.Définition de l'EEG

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

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

Gramme : en grec, signifie " dessin ".

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

L'électroencéphalographie est la mesure de l'activité électrique du cerveau par des électrodes placées sur le cuir chevelu souvent représenté sous la forme d'un tracé appelé électroencéphalogramme. 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 diagnostique en neurologie.

Le signal EEG est très faible amplitude, de l'ordre du microvolt. Il se presente différemment selon l'age, selon l'état de vigilance.

II.3 les 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.

Rythme	Bande passante	Localisation	Amplitude	Corrélat comportementaux
Delta	0-4Hz	Diffus	>30μV	sommeil lent
Thêta	4-8 Hz	Centrotemporal	20μV	veille sommeil paradoxal
Alpha	8-14Hz	Amplitude maximale postérieure	25-75μV (autour de 50μV)	Veille calme
Bêta	14-30Hz	Antérieur et moyen	< 20μV	Veille active sommeil paradoxal
Gamma	>30Hz	Antérieur et moyen	< 20μV	Veille active sommeil paradoxal

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

[J.Vion-Dury, F Blanquet, 2008]

Les ondes delta :

Ce sont les plus lentes des ondes cérébrales, leur fréquence est faible (de 0 à 4Hz) mais leur amplitude est plus élevée. Elles apparaissent sur un tracé EEG d'un patient en état de sommeil lent.

Les 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, à des intuitions et à plus de créativité.

Onde 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.

Onde bêta :

C'est un rythme qui est dominant quand nous avons les yeux ouverts, écoutons et pensons au cours de la résolution de problèmes analytiques, prise de décision, et traitement des informations relatives au monde qui nous entoure. Rythme BETA médian

-localisation : localisé, peut être focalisé.

-état subjectifs de sentiment : la vigilance, agitation

Onde gamma :

Les GAMMA (au dessus de 30Hz, jusqu'à approximativement 80Hz) est le 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 de 40Hz crée des incapacités d'étude.

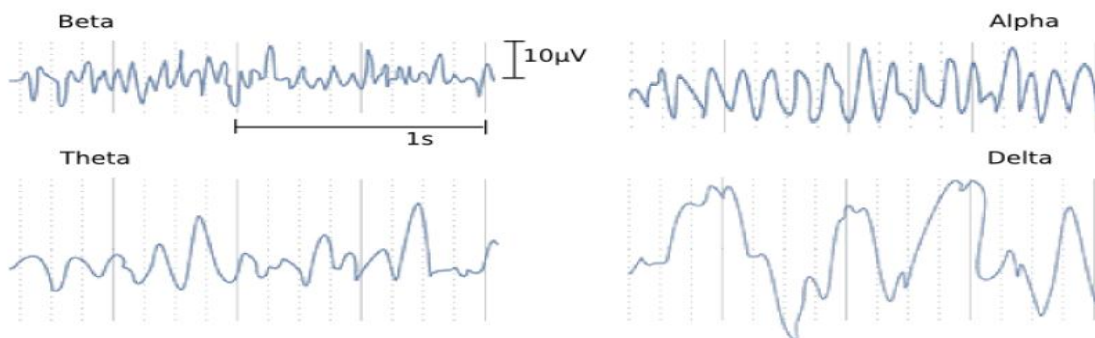


Figure I.3. Rythmes corticaux.

II.4. Etat de vigilance physiologique

Ces états neurophysiologiques et comportementaux ont été regroupés en trois états dits états de vigilance : la veille, le sommeil lent et le sommeil paradoxal.

Ces états de vigilance sont eux-mêmes, en fonction de leur caractéristiques principalement électrophysiologies et comportementales. [P.Hazemann, M. Masson 1987]

Tracé de veille :

Les régions occipitales ou occipito-pariétales sont le siège d'un rythme alpha, dont l'amplitude moyenne est de 20 à 50 μ V, souvent moins ample à gauche qu'à droite.

L'alpha est associé ou remplacé par une activité thêta rythmique de 4 à 6 c/s de même topographie et de même réactivité, parfois appelée alpha variant.

Pendant l'ouverture des yeux l'alpha disparaissent et si le sujet est laissé libre de ne pas fixer son regard.

Les régions rolandiques (centre) sont le siège d'une activité bêta et parfois de rythme mu.

L'activité bêta est retrouvée sur les régions frontales.

Les régions temporales sont souvent le siège d'une activité thêta intermittente modérée.

Tracé de sommeil :

Le sommeil est corrélé la disparition physiologique de la conscience. C'est un comportement instinctif et appétitif et son caractère incontournable apparaît dans l'impossibilité de rester éveillée de plus 2 ou 3 jours.

Un enregistrement de sommeil ne peut être purement électroencéphalographie mais doit être polygraphique, c'est-à-dire comporter l'enregistrement des mouvements oculaires

Le sommeil est, en fait, constitué par deux types de sommeil très différents :

Le sommeil à ondes lentes et le sommeil paradoxal.

-le sommeil à ondes lentes : se laisse décomposer en quatre stades :

Stade I (assoupissement) : se caractérise par une fragmentation, une diffusion du rythme alpha puis par sa disparition au profit d'une activité thêta peu ample.

Stade II : l'activité de fond est essentiellement thêta, sur les régions rolandiques et au vertex s'inscrivent des fuseaux de sommeil.

Stades III : l'activité de fond se ralentit encore pour devenir du delta, fuseau de sommeil.

Stades IV : uniquement constitué par une activité delta ample.

-le sommeil paradoxal : se caractérise par une activité EEG rapide, proche de la veille, l'apparition de mouvements oculaires rapides.

Au cours d'une nuit de sommeil, 5 à 6 cycles de 90 minutes environ, comportant les 4 stades de sommeil à ondes et une phase de sommeil paradoxal sont observés, les phases de sommeil paradoxal devenant de plus en plus longues au cours de la nuit.

II.5. Evolution du tracé de la naissance à l'âge adulte

II.5.1. EEG normal du nouveau-né, avant 3 mois

A cette période, EEG présente les caractéristiques suivantes :

- l'activité de fond appartient à la bande thêta, d'aspect irrégulier, mélangée à des activités delta.
- en sommeil calme : le tracé peut être alternant ou constitué par une activité très ample et diffuse.
- entre 6 et 8 semaines de vie, les fuseaux du sommeil apparaissent.

II.5.2. Evolution de l'EEG normal entre 3 et 12 mois

Les caractéristiques de cette période sont les suivantes :

- des l'âge de 3 à 4 mois, le rythme de base, plus rapide, est une activité thêta à 5-6Hz que l'on retrouve au niveau des régions postérieures.
- entre 6 et 12 mois de vie, l'amplitude des fuseaux du sommeil et la durée des salves diminuent mais leur nombre augmente.
- pendant les douze premiers mois de vie, le délai d'apparition de la première période du sommeil.

II.5.3. Evolution de l'EEG normal entre 1 et 3 ans

Les caractéristiques de cette période sont les suivantes :

- l'accélération de la fréquence du rythme de base se poursuit.
- l'activité de base varie d'un thêta rapide à 6-7Hz autour de 2 ans.
- rythme alpha lent à 7-8Hz aux environs de 3 ans.
- le sommeil lent est caractérisé par l'apparition d'une activité lente postérieure diffuse.

II.5.4. Evolution de l'EEG normal entre 3 et 5 ans

Durant cette période l'évolution des traces est la suivante :

- le rythme de fond est un rythme alpha de 8Hz qui se renforce lorsque l'enfant ferme les yeux.
- l'activité de fond est entrecoupée par la survenue d'ondes lentes physiologiques.
- le rythme mu rolandique apparaît, sa réactivité peut être testée en demandant à l'enfant de serrer les poings ou de bouger les orteils.

II.5.5. Evolution de l'EEG normal entre 6 et 12ans

Les caractéristiques à cet age sont les suivantes :

- l'électrogène de base est constituée par un rythme alpha au niveau des régions postérieurs.
- il existe au niveau des régions antérieures chez les enfants de 6 à 12 ans une activité thêta.

II.5.6. Evolution de l'EEG normal entre 12et 20ans

Les caractéristiques de cette période sont les suivantes :

- le tracé au repos est constitué d'un rythme de base appartenant a la bande alpha a 10Hz.
- les ondes lentes occipitales (delta) angulaires survenant lors de l'ouverture des yeux.
- une activité rythmique a 4Hz enregistrée sur le vertex.

II.5.7. Vieillesse

Le vieillard normal le rythme alpha se ralentit de 1/2 a 3/4 de c/s par décale au-delà de 60 ans.

40% des sujets au-dessus de 60 ans on trouve des ondes delta dans les régions temporales, beaucoup plus souvent a gauche qu'a droite.

Les rythmes rapides sont fréquents surtout chez la femme.

Le sommeil se modifie : l'endormissement est plus long, les éveils plus fréquents, le stade de sommeil profond a ondes lentes.

II.6. Les capteurs

II.6.1. le 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 le malade.
- Problème mécaniques : mise en place et fixation.

II.6.2.les 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 pas dépasser un demi-centimètre carré.

II.6.2.1.électrodes tampon : (Electrode maintenue a 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, on utilise de l'eau salée a 10g/l. il faut éviter l'excès de sel qui peut aller jusqu'à créer des escarres sur certaines peaux fragiles.

On travaille couramment avec des montages comportant 20 électrodes.

II.6.2.2.électrodes cupules : (électrodes fixées directement sur le cuir chevelu)

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

Pour les examens d'une durée inférieure à une heure, les électrodes cupules peuvent être fixées par l'intermédiaire d'une pâte conductrice. Sur la peau nettoyée a l'alcool et frottée de pâte conductrice.

La pata conductrice, utilisée pour préparée la peau et abaisser sa résistance.

II.6.2.3.électrodes 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.

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 1cm.

II.7.Emplacement des électrodes

II.7.1.Le système 10-20

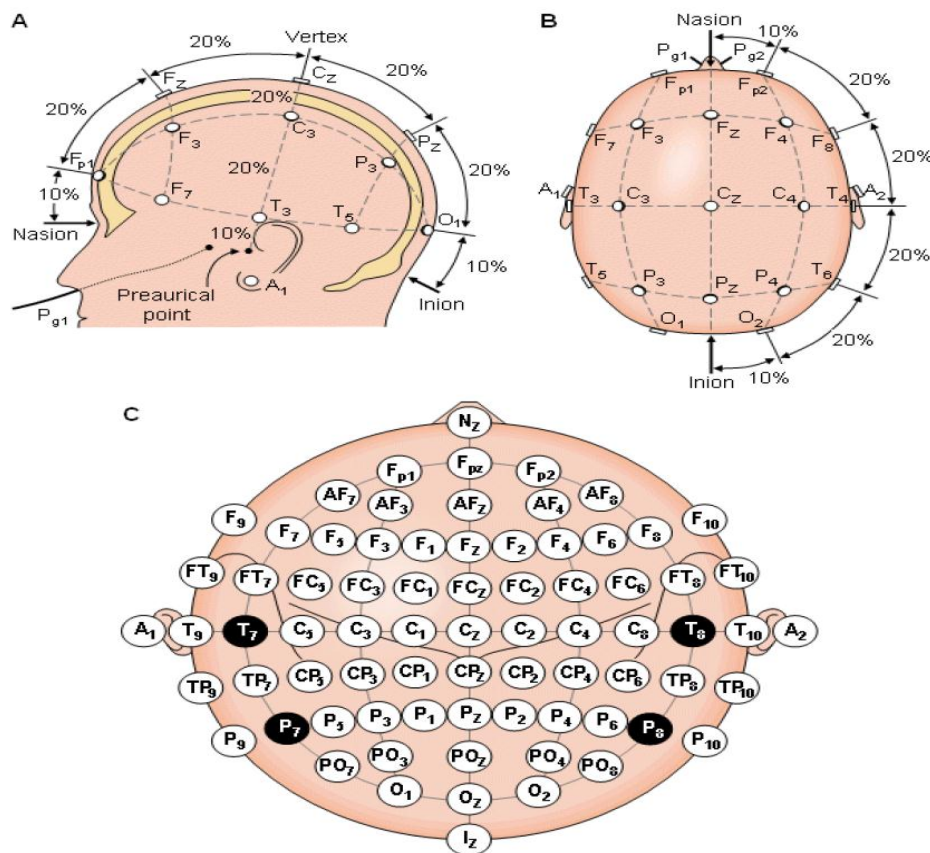


Figure I.4.système standard international de placement des électrodes.

A) vue de la gauche, B) vue de dessus. En C) localisation et nomenclature des électrodes selon la société américaine l'électroencéphalographie.

Système « 10-20 » de H. Jasper proposé par la fédération internationale des sociétés d'électroencéphalographie et de neurophysiologie.

Les mesures antéro-postérieures sont basées sur la distance entre la nasion 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).

Le première point (Fp) et la dernier (O) sont a une distance respective du nasion et de l'inion égale a 10% de la longueur total. Et les points suivants a une distance les uns des autres égale a 20%. Les mesures tranverseles 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 rolandiques latérales. Une ligne circulaire, dérivant les bords de la calotte crânienne, passe par les points Fronta-polaire et Occipital médians et les électrodes Temporales.

II.8. matériels d'acquisition

En plus du bonnet contenant les électrodes, détaillé précédemment, le matériel d'acquisition est composé de :

- Une têtère, boîte d'entrée des connecteurs reliés aux électrodes du casque.
- Un amplificateur afin d'amplifier les signaux EEG qui sont de l'ordre du microvolt.
- Un filtre analogique coupe-bande de 50 Hz permettant la suppression des parasites dus au courant électrique.
- Un convertisseur analogique numérique, il faut respecter le théorème de Shannon pour le choix de la fréquence d'échantillonnage. La période d'échantillonnage temporel est classiquement entre 0.5 ms et 2 ms, c'est-à-dire 2000 a 500 points par seconde et par électrode, ce qui d'après Shannon permet d'enregistrer des signaux de fréquence de 1000 a 250 Hz.
- Un système de visualisation et d'écriture sur disque. [Montaine Bernard.2002]

L'ensemble de ces éléments est représenté sur la figure I.5.

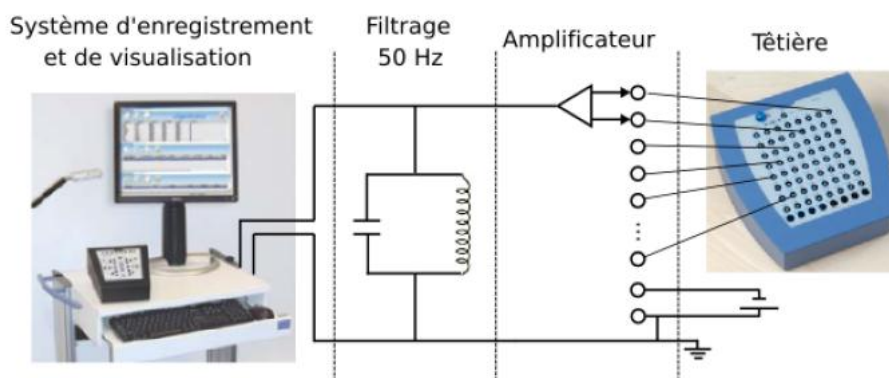


Figure I.5. Système d'acquisition EEG

Les différentes de potentiel électrique sur le scalp sont enregistrées par des électrodes reliées à des ensembles composés d'une tête, d'un amplificateur, d'un filtre analogique coupe-bande de 50 Hz et d'un système d'écriture sur disque dur pour la sauvegarde des signaux EEG.

Le but de l'appareillage EEG est d'enregistrer les signaux électriques cérébraux. Cependant, d'autres signaux physiologiques sont potentiellement enregistrables et créent une perturbation au niveau du signal EEG.

II.9. Les 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).

II.9.1. Le montage monopolaire

Définition : 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 monopolaire 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 choisir une électrode céphalique, sur le menton ou le nez, ou encore un couple d'électrodes placées sur chaque mastoïde ou aux 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 électronique 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 reliée 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 rende amplitude).

II.9.2. Le montage bipolaire

On distingue les montages :

- Longitudinaux supérieur et inférieur qui suivent les électrodes de proche en proche 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 décrit une sorte de zigzag associant de façon synthétique les montages longitudinaux et en éventail simplifiés.

II.9.3.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 électrocardiographies, ce qui rend parfois nécessaire l'utilisation d'une terre collées 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.

III.EEG épileptique

III.1.Définition

La crise est un phénomène élémentaire dont la répétition définit l'épilepsie, et la crise épileptique est un symptôme qui définit une souffrance cérébrale qui contamine un groupe de neurone ou le cerveau dans son ensemble. Ces crises peuvent se traduire par une perte de connaissance, des troubles du comportement, des convulsions des bras et des jambes et une distorsion des perceptions.

L'analyse électroclinique des différentes crises permet de distinguer les crises généralisées des crises partielles [LAR.M, 2009]

Un tracé EEG est anormal :

Soit parce qu'il comporte des figures paroxystiques :

-pointes, pointes ondes, polypointes-ondes.

Soit parce qu'il comporte des figures qui n'existent pas normalement dans le tracé, comporte tenue de l'âge et de l'état de conscience.

-activité delta.

Soit parce qu'il existe un excès d'éléments qui peuvent exister normalement en proportion modérée :

- activité thêta, potentiels pointue.

Un tracé anormal peut également être le fait d'une mauvaise organisation topographique, d'un manque de réactivité, d'une trop grande sensibilité aux épreuves d'activation, d'une asymétrie trop marquée, d'une dépression latéralisée ou localisée, ou enfin d'une absence totale d'activité.

III.2. Les différentes types d'épilepsies

III.2.1. Epilepsies généralisées :

Ces activations brutales des cellules du cortex cérébral sont essentiellement représentées par :

-La crise de grand mal : commence par une activité très rapide et de très petite amplitude, les ondes diminuent en fréquence et augmentent en amplitude autour de 10 à 15c/s, elles accompagnent la phase tonique. La phase clonique l'intervalle entre les pointes augmente, chaque secousse clonique étant synchronisée d'une décharge des pointes. A la fin de la crise le tracé devient très pauvre pendant quelque seconde. La fréquence de delta augmente et le tracé reprend son aspect antérieur.

-L'absence petite mal : se caractérise par la survenue de pointes –ondes de 2.5 à 3c/s, bilatérales, synchrones, débutant et se terminant brutalement, accompagnée ou non d'une brève perte de connaissance observée.

-La crise myoclonique : se traduit par de très brèves bouffées généralisées de pointes ondes ou plus souvent de polypointes-ondes.

-Le petit mal variant : pour les pointes ondes plus lentes. La pointe dure 100 ms, l'onde lente 500 ms.

-L'hypsarythmie : se caractérise par des pointes lentes et des pointes de haut voltage. Les pointes sont variables dans leur durée et leur localisation d'un moment à l'autre.

III.2.2. Epilepsies partielles (focalisée)

Ces activations brutales des cellules d'une région du cortex cérébral sont dites simples s'il n'y a pas de troubles de la conscience : elle comprennent alors des manifestations motrices (convulsions limitées à une région), sensitives (fourmillements), sensorielles (hallucinations). Les épilepsies complexes, se traduisent par une altération de la conscience, se manifestent par une activité psychomotrice qui peut être simple ou plus complexe (fugue), et dont le sujet ne se rend pas compte, on peut aussi observer des symptômes psychiques.

III.3.les tumeurs cérébrales (les anomalies d'EEG)

Il convient de distinguer les modifications des rythmes physiologiques et les activités pathologiques, les anomalies focales et les anomalies généralisées.

III.3.1.Modification des rythmes physiologiques

L'alpha : peut être ralenti de façon bilatérale (hypertension intra-cranienne liées a une totalement. Dans de rare cas de tumeurs bien limitées, situées a distance du cortex pariéto-occipital, alpha peut, au contraire, apparaître plus ample du coté de la lésion.

Le thêta : peut être augmenté de façon diffuse dans les tumeurs profondes et les tumeurs de la ligne médiane.

III.3.2.Activités pathologiques

Ondes lentes : le delta est plus plat, plus lent et plus polymorphe que la tumeur est plus proche et envahit davantage le cortex, le delta polymorphe a donc une valeur localisatrice.

Les anomalies de type épileptique

-**les pointes sont rares :** elle relativement lente, plus fréquentes dans les tumeurs bénignes et bien localisée.

-**les crises localisées :** peuvent revêtir un aspect variable, toujours de début et de fin brusques.

III.3.3 : Anomalies focales

Elles ont pour origine le parenchyme cérébral voisin infiltré ou refoulé par la tumeur et sont l'expression d'une anomalie fonctionnelle neuronale en relation avec des perturbations circulatoires provoquée par le développement des tumeurs.

III.3.4 : anomalies généralisées

Elles apparaissent sur le tracé sous la forme d'ondes lentes bilatérales habituellement monomorphes. Elles traduisent une perturbation globale de l'électrogenèse corticale dont les facteurs déterminants peuvent être :

-L'hypertension intra-cranienne, fonction du volume de la tumeur mais aussi de la rapidité de son évolution.

-l'atteinte du système réticulé activateur ascendant dont le mécanisme est variable, pour les tumeurs sustentorielles le mécanisme est une compression mésodiencéphalique par l'intermédiaire d'un engagement de type central ou temporal.

III.4. Les origines d'épilepsie

Les épilepsies idiopathiques : pas d'autre cause sous jacente qu'une possible prédisposition héréditaire. Ces épilepsies sont définies par un début lié à l'âge, des caractéristiques cliniques et EEG et une étiologie génétique présumée.

Les épilepsies symptomatiques : résultent d'un désordre connu ou suspecté du système nerveux central.

Les épilepsies cryptogénétiques : la cause est cachée ou occulte. Les épilepsies sont présumées être symptomatiques mais l'étiologie n'est pas connue.

III.5. Contribution de l'EEG au diagnostic

III.5.1. diagnostic positif

Dans la majorité de cas épileptique est perturbé. Il existe un certain parallélisme (corrélation) être la fréquence des crises et l'aspect du tracé. Qui a d'autant plus de chance d'être altère qu'il s'agit d'une épilepsie a crises fréquentes.

Les anomalies considérées comme typiques peuvent se voir chez des malades n'ayant jamais présenté de crise. La conduite à tenir, en particulier sur le plan thérapeutique, est alors fonction du contexte clinique, on aura tendance a instituer un traitement anti- épileptique lorsque ces anomalies sont constatées au décours d'un traumatisme crânien ou chez un sujet présentant une affection cérébral organique.

III.5.2. détermination de la forme électroclinique d'épilepsie

La définition et la classification des crises d'épilepsie reposent sur la confrontation des phénomènes cliniques et électro-encéphalographies qui constituent des aspects complémentèrent d'un même désordre physiopathologique fondamental, une décharge excessive et hypersynchrone au sien d (une population neuronale plus ou loin étendu

-crises partielles ou locales. : Elles intéressent une population neuronale limitée. Leur expression clinique est étroitement dépendante du siège du foyer épileptogène. Sur le plan électrique, elles se caractérisent par la survenue d'anomalies localisées. Cependant, les corrélations électroclinique sont

assez souvent lâches car certaines décharges très limitées ou naissant à la face inférieure ou interne de l'hémisphère peuvent ne pas être enregistrées au niveau du scalp.

-crises généralisées : elles sont définies par l'absence dans le déroulement de la crise de tout élément local, tant sur le plan clinique qu'électrique. On distingue : les crises tonico-cloniques généralisées ; le petit mal myoclonique ; les absences du petit mal ; le syndrome de Lennox-Gastaut ; le syndrome de West.

-état de mal épileptique : l'état de mal épileptique est caractérisé par la répétition à court terme de crises véritables subintrant ou par la survenue d'une activité épileptique inhabituellement prolongée. Les diverses variétés d'épilepsie partielle et généralisée peuvent survenir sous forme d'un état de mal.

III.5.3.Diagnostic étiologique

L'épilepsie peut être le signal d'une altération structurale du cerveau, d'une perturbation métabolique ou encore d'un dysfonctionnement cérébral d'origine génétique. Le terme d'épilepsie essentielle ou idiopathique assez souvent utilisé rend compte de la difficulté qu'il peut y avoir à choisir entre l'un de ces cadres étiologiques.

Si l'EEG ne permet pas de connaître la cause d'une épilepsie, il peut cependant apporter des éléments importants pour l'orientation du diagnostic étiologique.

Le caractère focal des anomalies paroxystiques et plus encore la constatation d'un foyer d'ondes lentes suggèrent l'existence d'une altération structurale du cerveau. La conduite à tenir et le choix des investigations ultérieures reposent alors sur le contexte clinique.

La constatation à distance d'une crise épileptique, d'un tracé envahi de façon généralisée par des ondes lentes peut indiquer soit des lésions cérébrales diffuses, soit une lésion profonde, soit une encéphalopathie métabolique.

La présence de décharges paroxystiques généralisées est un élément nécessaire mais non suffisant pour retenir l'origine génétique d'une épilepsie. Le caractère génétique est particulièrement marqué dans certaines variétés d'épilepsie : absence typiques du petit mal, petit mal myoclonique.

III.5.4.Surveillance du traitement et de l'évolution

La nécessité de pratiquer les EEG de contrôles des épileptiques avérés avec leur habituel. Ces malades se présentent après avoir arrêté le traitement depuis quelques jours, c'est dangereux et inutile.

La confrontation des données cliniques et électriques est essentielle lorsque se pose le problème de l'interruption du traitement.

Conclusion

L'électroencéphalogramme enregistre les variations de potentiels électriques 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 synapse a un rôle dans ce traitement de l'information, c'est la synchronisation qui permet une intégration à grand échelle de tous ces traitements et qui permet de produire une réponse cohérente.

L'analyse des enregistrements EEG conduit à classer les activités électriques cérébrales en rythmes définis par leur fréquence, leur répartition, leur morphologie, leur amplitude et leur réactivité.

Les activités électriques (oscillations) des neurones ou assemblées de neurones qui sont à la base de l'EEG de surface possèdent fondamentalement une structure non linéaire.

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.

Les épilepsies, dont la genèse est particulièrement multifactorielle, doivent être comprises comme l'intrication d'anomalies métaboliques et de la neurotransmission mais aussi comme des pathologies.

L'EEG est un examen indispensable dans la caractéristique d'une perte de connaissance dont l'origine non neurologique a été éliminée. Chez l'adulte comme chez l'enfant. Il permet d'orienter le diagnostic et éliminée des crises épileptiques.

L'EEG est un examen absolument requis au diagnostic de toute « crise » suspectée d'être épileptique focal sur une cicatrice, une lésion vasculaire ou une tumeur. Il permet de diagnostiquer une épilepsie primaire généralisée et d'en suivre le traitement.

I. Introduction

La théorie des ondelettes a pour objectif la représentation des signaux dans le domaine temps - fréquence. C'est une représentation que l'analyse de Fourier ne permet pas, car elle suppose le signal périodique ou de durée infinie. Ainsi, pour localiser un signal à la fois dans le temps et en fréquence avec la transformée de Fourier, il faut introduire une fenêtre glissante.

Les représentations temps- fréquence (RTF) permettent de décrire le contenu des signaux conjointement en temps et en fréquence. Ainsi, elles peuvent mettre en évidence certaines caractéristiques des signaux non- stationnaires. L'approche temps-fréquences facilitant l'analyse de signaux non- stationnaires.

I.1.Décomposition d'un signal simulé

Soit un signal de période T constitué d'une succession d'impulsions positives de largeur aT ($a < 1$) et d'amplitude E.

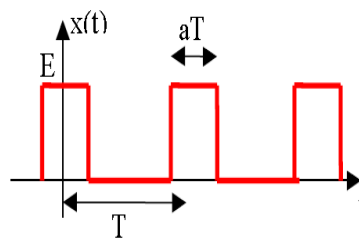


Figure II.1.train d'impulsion.

Sa décomposition en série de Fourier s'écrit

$$X(t) = aE \left[1 + \frac{2 \sin(\pi a)}{\pi a} \cos\left(2\pi \frac{t}{T}\right) + \dots + \frac{2 \sin(n\pi a)}{n\pi a} \cos\left(2\pi n \frac{t}{T}\right) + \dots \right] \quad (\text{II.1})$$

Cette décomposition montre que ce signal est la somme de fonction sinusoïdales pures de fréquence multiples de la fréquence fondamentale $f=1/T$ dont l'amplitude varie comme la fonction sinus cardinal ou $\sin(x)/x$ que l'on notera $\text{sinc}(x)$. Toutes ces composantes sinusoïdales sont espacées de $1/T$.

Intéressons nous maintenant à une impulsion unique. On peut considérer ce signal comme un signal périodique de période T infinie. Si on augmente la période T, les composantes sinusoïdales de la décomposition en série de Fourier vont avoir tendance à se rapprocher et à balayer en continu tous les points de l'enveloppe de type sinc. On va donc tendre vers une décomposition constituée de fonction sinusoïdale dont la fréquence varie de façon continue.

La décomposition du signal $x(t)$ non périodique sous forme harmonique ne peut donc plus s'exprimer à l'aide des séries de Fourier qui font intervenir une sommation discrète. La décomposition harmonique d'un signal non périodique se calcule à l'aide de la transformée de Fourier.

L'utilisation de la transformée de Fourier afin de décomposer le signal en une fréquence fondamentale accompagnée de ses harmoniques qui composent le spectre du signal. Chaque fréquence correspond à une fonction sinusoïdale dépendante du temps et nous donne une information sur la régularité globale du signal. Cette technique a permis de faire de grandes avancées sur la description des signaux EEG.

[Walter. D. O. 1963]

I.2. Historique

La transformée intermédiaire entre une représentation spatiale et une représentation fréquentielle est celle de Fourier.

La transformée de Fourier (TF) d'une fonction $f(x)$ donne une mesure des irrégularités (hautes fréquences) du signal mais cette information n'est pas localisée en temps car la transformée de Fourier $f(x)$ est définie par une intégrale couvrant tout le domaine spatial.

Pour localiser l'information donnée par la transformée Fourier, **GABOR** introduisit la transformée de Fourier Glissante (TFG) en utilisant une spatial $g(x)$ dans l'intégrale de Fourier.

La fenêtre est translatée sur tout le domaine spatial du signal. Ainsi, la TFG mesure autour d'un point x , l'amplitude de la composante sinusoïdale de fréquence f . le problème de cette présentation est l'utilisation d'une fenêtre de taille fixe couvrant le domaine spatio -fréquentiel. Or, en traitement de signal, la chose la plus intéressante est de pouvoir utiliser une fenêtre qui s'adapte en fonction des irrégularités du signal.

La transformation en Ondelette nous le permet Morlet et Groossmann ont formalisé de nombreux concepts introduits dès le début du siècle. Ils ont permis d'ouvrir un vaste champ d'applications et d'aboutir à de nouveaux résultats très importants.

Actuellement, il serait difficile d'énumérer tous les domaines d'application de cette théorie tant ils sont nombreux. Malgré les recherches abondantes dans ce domaine, peu se sont intéressés à la compression d'un signal par Ondelettes.

Cette méthode est une méthode de compression par transformée du fait qu'elle est réalisée aux coefficients de la transformée en ondelette obtenus.

Dans ce qui nous suit donnerons une description des ondelettes et leur application à la compression du signal EEG. [Y.MEYER .1991]

I.3. Le principe d'analyse par ondelettes

Pour palier la limitation de résolution de la TFFG, J.MORLET repris la démarche de GABOR en choisissant la fonction ψ différente de g . pour que Δt et Δf varient dans le plan temps-fréquence, la famille de ψ n'est pas construite par translation et modulation comme celle de g , mais par translation et dilatation ou contraction (changement d'échelle). La fonction $\psi(t)$, de la variable réelle t , s'appelle « ondelette mère ». Le nom d'ondelette vient du fait que c'est une fonction oscillante (une onde), mais localisée. Ces conditions suggèrent que $\psi(t)$ vibre comme une onde et décroît rapidement quand $|t|$ augmente.

I.4. Définition de la transformée en ondelette

Le terme ondelette signifie une petite onde. La petite dimension se rapporte à la condition que cette fonction de (fenêtre) est de longueur finie. L'onde se rapporte à la condition que cette fonction oscillante. Le terme mère implique que les fonctions avec différentes régions de support qui sont employées dans le processus de transformation sont dérivées d'une fonction principale, ou l'ondelette mère. L'ondelette mère est un prototype pour produire d'autres fonctions de fenêtre.

L'idée de l'analyse par ondelettes est de décomposer un signal, une fonction, sur une base de fonction d'un sous-espace ayant des propriétés bien déterminées



Figure II.2 : transformée en ondelettes

Une ondelette mère Ψ est une fonction f de base que l'on va traduire et dilater pour recouvrir le plan temps fréquences et analyser le signal. [YVES MEYER. 1987]

On peut définir la transformée en ondelettes d'un signal $f(t)$ comme une projection sur la base des fonctions ondelettes $\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$

$$\text{TO}(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad \text{avec } a, b \in \mathbf{R}, a \neq 0 \quad (\text{II.2})$$

Dans cette expression, a est le facteur d'échelle, b est le paramètre de translation en posant

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (\text{II.3})$$

Où $\Psi_{a,b}(t)$ sont une famille d'ondelette analysantes générales à partir d'une ondelette « mère » $\psi(t)$ par dilatation (facteur a) et translation (paramètre b). L'équation (II.2) devient :

$$\text{TO}(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \Psi_{a,b}(t) dt = \langle f, \Psi_{a,b} \rangle \quad (\text{II.4})$$

$\langle f, g \rangle$ est un produit scalaire entre deux fonctions f, g .

La fonction ondelette doit vérifier un certain nombre de propriétés, la première d'entre elle se nomme condition d'admissibilité.

Soit $\psi(t) \in L^2$ (ensemble des fonctions à carré sommable)

Alors

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|\psi(\omega)|}{|\omega|} dt < \infty \quad (\text{II.5})$$

Cette condition permet d'analyser le signal, puis de le synthétiser sans perte d'information.

La condition d'admissibilité implique en outre que la transformée de Fourier de l'ondelette à la fréquence continue (pour $\omega = 0$) doit être nulle, soit

$$\psi(\omega)|_{\omega=0} = 0 \quad (\text{II.6})$$

Ceci implique en particulier deux conséquences importantes :

La première est que les ondelettes doivent posséder un spectre de type passe-bande.

-la seconde apparaît en réécrivant l'équation (II.6) de façon équivalente sous la forme

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (\text{II.7})$$

Donc $\psi(t)$ doit être à moyenne nulle. $\psi(t)$ est une fonction à largeur temporelle finie (fenêtre temporelle) possédant un caractère oscillatoire. On est alors bien en présence d'une petite onde : une ondelette.

Cette ondelette agit comme un filtre bande, pour retrouver la partie du spectre éliminée par l'ondelette (les basses fréquences), on utilise une autre fonction appelée fonction échelle $\varphi(t)$

Sa moyenne est non nulle.

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \varphi(t) dt \neq 0 \quad (\text{II.8})$$

I.4.1. illustration du changement d'échelle et de la translation

Le changement d'échelle sert à composer ou dilater l'onde mère, ce qui même a analyser les hautes fréquences ou les basses respectivement contenu dans un signal.

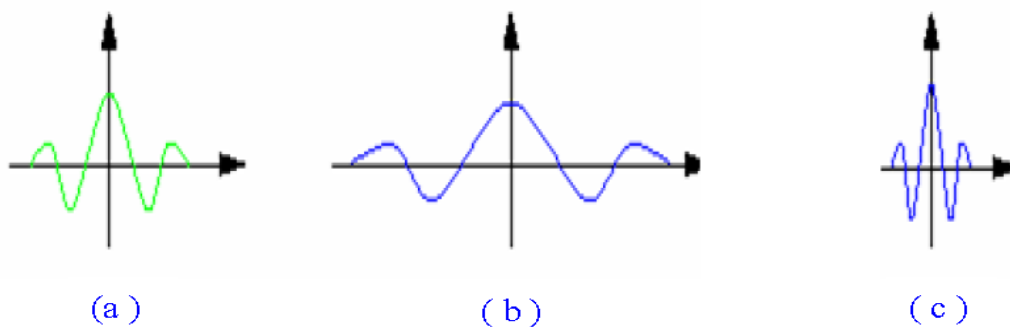


Figure II.3 : la variation du facteur d'échelle, (a) l'onde mère, (b) l'onde pour $0 < s < 1$, (c) l'onde pour $a > 1$.

I.5.L'algorithme pour calcul des coefficients

La procédure de calcul des coefficients $C_f(s, u)$ s'effectue comme suit :

On multiplie le signal et la fonction analysante et l'on calcule l'intégrale du produit c'est un processus assez simple, en fait il se déroule en cinq étapes :

- On prend une ondelette et on la compare à une section au débit du signal original.
- On calcule le coefficient $C_x(a, b)$ qui représente le degré de corrélation de l'ondelette avec cette portion du signal.
- On translate l'ondelette vers la droite et on répète les étapes (1) et (2) jusqu'à ce que le signal soit couvert en entier.
- On dilate l'ondelette et on répète les étapes une (1) a trois (3).
- On recommence l'opération pour toutes les étapes à différentes échelles.

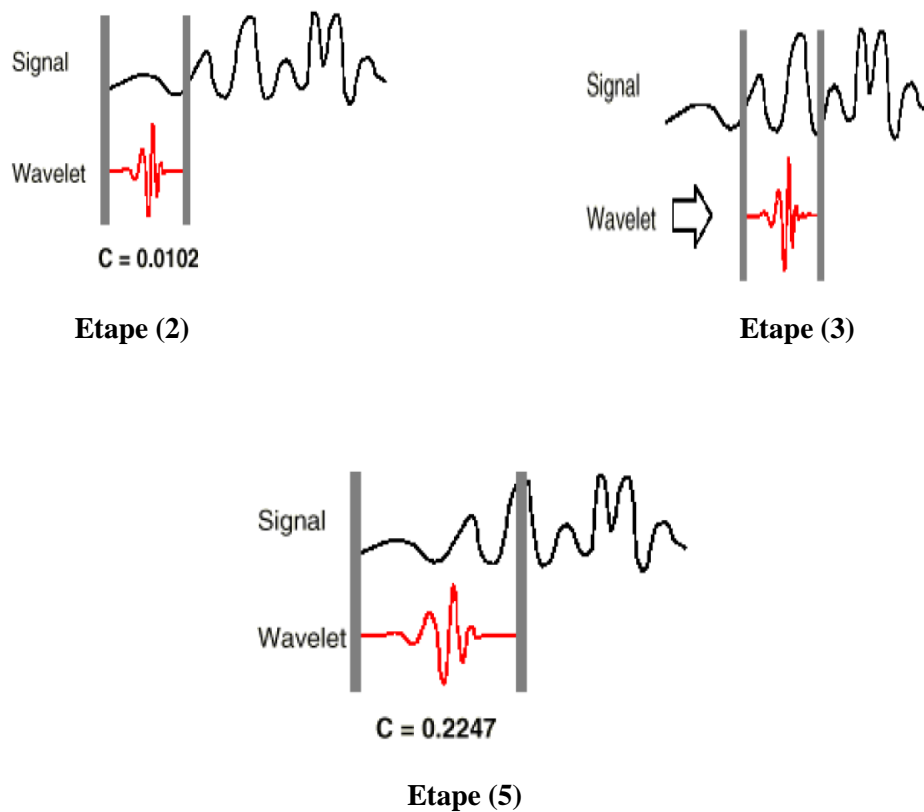


Figure II.4 : les étapes de calcul des coefficients

I.6. Analyse multi-résolution et QMF

I.6.1. Analyses multi-résolutions

La méthode de Gabor permet donc de décomposer un signal donné en une combinaison linéaire temps- fréquence judicieusement choisie. Mais l'on aimerait pouvoir faire varier la résolution d'analyse en fonction du signal afin de s'adapter à celui-ci : on n'a pas besoin d'un très haut niveau de résolution lorsque le signal est constitué uniquement de basses fréquences, et il domme d'étudier un signal comportant beaucoup de hautes fréquences avec une résolution trop basse. [M.misiti, 2003]

Ainsi, plutôt que de choisir à l'avance une résolution adaptée à un type de signal donné, il serait préférable de disposer d'une méthode d'analyse dont la résolution, aussi bien en temps qu'en fréquence, s'adapte au signal en fonction de ses caractéristiques. Pour ce faire, plutôt que de conserver une enveloppe fixe dans laquelle le nombre d'oscillations varie, on conserve un nombre d'oscillations.

I.6.2.les filtres miroirs en quadrature

Les filtres de miroirs en quadrature sont deux filtres avec caractéristique de fréquence symétrique sur 1/4 de la fréquence d'échantillonnage ($\pi/2$).

Le filtre de miroirs en quadrature est un filtre couramment utilisé pour mettre en place une Banque de filtre qui divise un d'entrée signal deux bandes. Les signaux passe-haut et passe-Bas qui en résultent sont souvent réduits par un facteur de 2, donnant une représentation de Deux canaux échantillonnés du signal original.

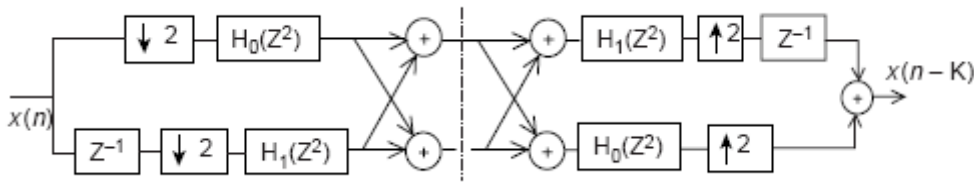


Figure II.5.filtre QMF

Un réseau polyphasé à 2 branches permet d'obtenir, avec les mêmes calculs, un filtre passe-bas et un filtre passe-haut. Le sous-échantillonnage peut être réalisé à l'entrée des filtres d'analyse et le schéma global est donné à la figure II.5.

Les fonctions de transfert $H_0(Z^2)$ et $H_1(Z^2)$ constituent la décomposition polyphasée du filtre prototype $H(Z)$ c'est-à-dire :

$$\mathbf{H(Z) = H_0(Z^2) + Z^{-1} H_1(Z^2)} \tag{II.9}$$

Il faut ensuite déterminer les conditions que doit satisfaire le filtre prototype pour que les relations de base :

$$\mathbf{G_0(Z) H_0(-Z) + G_1(Z) H_1(-Z) = 0} \tag{II.10}$$

$$\mathbf{G_0(Z) = H_1(-Z) ; G_1(Z) = -H_0(-Z)} \tag{II.11}$$

La fonction de transfert total du système a pour expression :

$$\mathbf{T(Z) = Z^{-1} H_1(Z^2) H_0(Z^2)} \tag{II.12}$$

Les composantes polyphasées sont liées au filtre prototype par les expressions :

$$\mathbf{H_0(Z^2) = \frac{1}{2} [H(Z) + H(-Z)] ; Z^{-1} H_1(Z^2) = \frac{1}{2} [H(Z) - H(-Z)]} \tag{II.13}$$

Et, par suite :

$$\mathbf{T(Z) = \frac{1}{4} [H^2(Z) - H^2(-Z)]} \tag{II.14}$$

I.7.les familles de la transformée en ondelettes

Il existe une infinité de fonction d'ondelettes parce que toute fonction oscillisée localisée est une ondelette mère possible. Toutefois, elles ne possèdent pas toutes des propriétés intéressantes. Ainsi, de nombreux spécialistes des ondelettes ont construit des familles d'ondelettes possédant certaines propriétés remarquables parmi les familles d'ondelettes, les ondelettes de Haar sont les plus simples, mais elles ne sont pas bien localisées. Ingrid Daubechies a construit des ondelettes à support compact qui permettent d'utiliser des filtres de taille finie. Une autre famille d'ondelettes est la famille des ondelettes Splines dont la réponse fréquentielle est bien localisée.

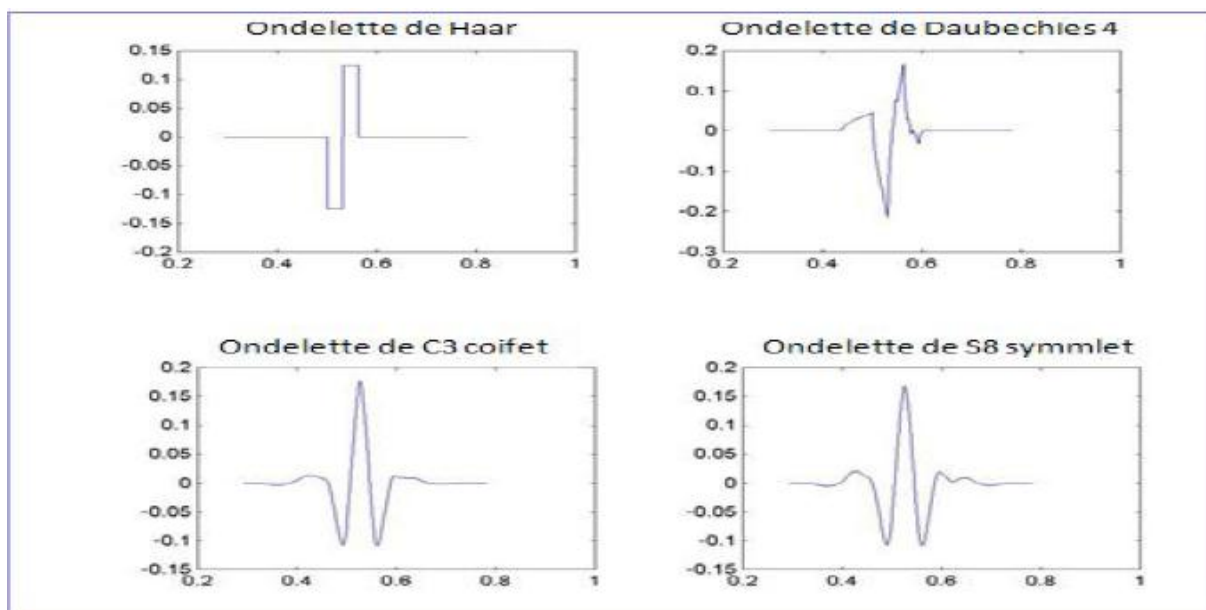


Figure II.6. Les familles d'ondelettes

II. Transformée en ondelette continue

Une fois que l'ondelette mère est choisie le calcul commence par $a=1$ et la CWT est calculée pour toutes les valeurs de $a < 1$ et $a > 1$. Cependant, selon le signal, une transformée complète n'est habituellement pas nécessaire. Pour tous les besoins pratiques, les signaux sont limités en largeur de bande et donc, calcul de la transformation pour un intervalle limité d'échelles est habituellement adéquat.

Si le signal a une composante spectrale qui correspond à la valeur courante de a , le produit de l'ondelette mère avec le signal à l'endroit où cette composante spectrale existe donne une valeur relativement grande. Autrement ce produit donne une valeur relativement petite ou nulle.

II.1. initialisation de a

Pour la convenance, le procédé sera commencé à partir de l'échelle $a=1$ continuera pour les valeurs croissantes de a , l'analyse commencera à partir des hautes fréquences et procédera vers les basses fréquences. Cette première valeur de a correspondra à l'ondelette la plus comprimée.

L'ondelette est placée au début du signal au point qui correspond à temps=0. La fréquence d'ondelette à l'échelle 1 est multipliée par le signal et puis intégrée sur le temps. Le résultat de l'intégration est alors multiplié par le nombre constant $1/\sqrt{a}$.

Le résultat final est la valeur de la transformation, la valeur de la CWT à temps zéro et à l'échelle $a=1$. En d'autres termes, c'est la valeur qui correspond au point $b=0$, $a=1$ dans le plan temps-échelles.

II.2. incrémentation de b

L'ondelette à l'échelle $a=1$ et ensuite transformée (ou décalée) vers la droite par une valeur τ à l'emplacement $t=b$, et l'équation (3.1) est calculée de nouveau pour obtenir la CWT au point $t=b$, et $a=1$ dans le plan temps-échelle.

Ce procédé est répété jusqu'à ce que l'ondelette atteigne l'extrémité du signal, une rangée des points sur le plan temps-échelle pour l'échelle $a=1$ est maintenant accomplie.

Puis, a est augmenté par une petite valeur. Notez qu'il s'agit d'une transformation continue, et donc, b et a doivent être incrémentés d'une façon continue. Les deux paramètres sont augmentés par un pas suffisamment petit. Ceci correspond à l'échantillonnage du plan temps-échelle.

Le procédé ci-dessus est répété pour chaque valeur de a . Chaque calcul pour une valeur donnée de a remplit une rangée simple correspondante du plan d'échelle de temps. Quand le processus est complété pour toutes les valeurs désirées de a , CWT du signal a été calculé.

III. Transformée en ondelette discrète

III.1. Historique

Les bases de la DWT ont été développées à 1976 où Croiser, Esteban, et Galand ont conçu une technique pour décomposer les signaux discrets dans le temps. Dans la même année, Crochiere, Weber, et Flanagan ont effectué un travail semblable sur le codage des signaux de sons. Ils ont appelé leur approche d'analyse comme codage de sous-bande. En 1983, Burt a défini une technique très semblable au codage de sous-bande et l'a appelée le codage pyramidal qui est également connu comme analyse multirésolution.

Plus tard en 1989, Vetterli et le Gall ont apporté quelques améliorations eues codage de sous-bande, enlevant la redondance existante dans le codage pyramidal.

III.2. Définition

La transformée en ondelette discrète analyse le signal à différentes bandes de fréquence avec différentes résolutions en décomposant le signal par une approximation grossière et une information détaillée.

La transformée en ondelette discrète (DWT) est produite pour surmonter le problème de redondance de la CWT, cette redondance mobilise une grande quantité de ressource de calcul. La transformée discrète en ondelette (DWT), au contraire, fournit suffisamment d'information, tant pour l'analyse que pour la reconstruction du signal original. Ceci en un temps de calcul notablement réduit.

Lorsque a et b prennent des valeurs discrètes avec $a = 2^j$ et $b = m2^j$, on obtient la transformation en ondelette discrète (DWT)

$$W(i, m) = 2^{-i/2} \sum_n x(n) \psi\left(\frac{n}{2^i} - m\right) \quad (\text{II.15})$$

III.3. Base de décomposition en ondelette discrète

Le principe de base de la T.O.D. est de séparer le signal en deux composantes, l'une représentant l'allure du signal, l'autre représentant ses détails. L'allure générale d'une fonction est représentée par ses basses fréquences, les détails par ses hautes fréquences.

Les hautes fréquences ont meilleure résolution en temps et les basses fréquences ont meilleure résolution en fréquence. Ceci signifie, qu'aux hautes fréquences, les composantes sont mieux localisées en temps (moindre erreur relative) qu'aux basses fréquences. Au contraire, une composante de basse fréquence est mieux localisée en fréquence qu'une composante de haute fréquence.

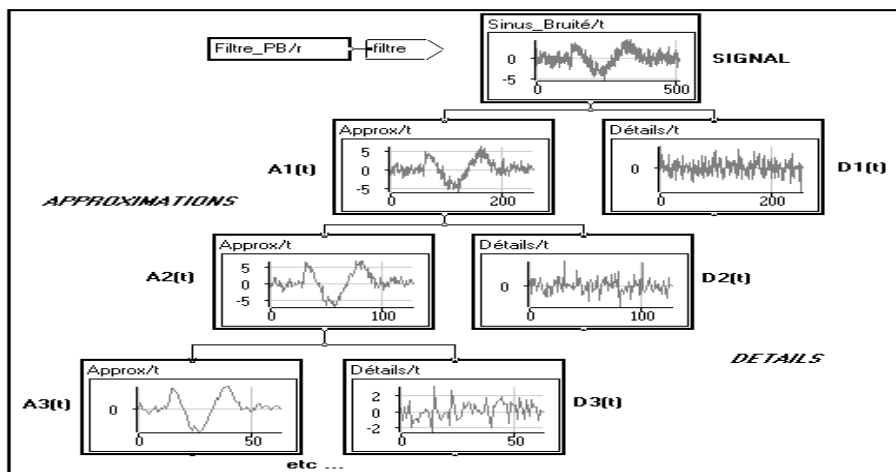


Figure II.7. Décomposition en ondelette discrète.

Pour séparer les deux, nous avons donc besoin d'une paire de filtres : un filtre passe-bas pour obtenir l'allure générale (aussi appelée approximation ou mère), et un filtre passe-haut pour estimer ses détails, c'est-à-dire les éléments qui varient rapidement. Pour ne pas perdre d'information, ces deux filtres doivent bien sur être complémentaires : les fréquences coupées par l'un doivent être conservées par l'autre. On dit que les deux filtres forment une paire de filtre miroirs en quadrature. Si nous arrêtons là, nous multiplions par 2 la quantité d'information. En effet, si le signal a traité possède N points, le signal

D'approximation et le signal de détails feront également N points chacun, soit $2.N$ en tout

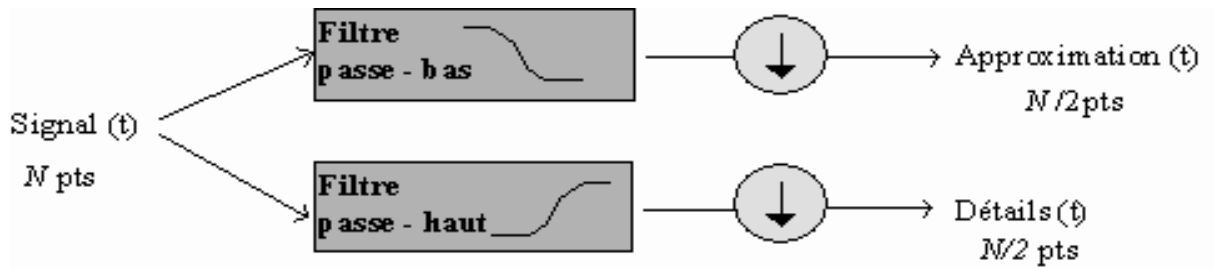


Figure II.8 principe de la cellule de décomposition.

III.4.La décomposition de multiple-niveau

Le processus de décomposition peut être réitéré, de sorte qu'un signal peut être décomposé en plusieurs composantes de basse résolution : ceci s'appelle l'arbre de décomposition d'ondelette.

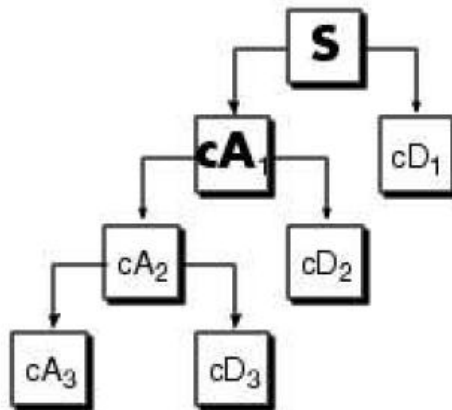


Figure II.9 : décomposition de multiple-niveau.

L'analyse discrète par ondelette consiste donc à décomposer un signal (ou une image) en un arbre hiérarchique d'approximation et de détail.

La décomposition en ondelette produit une famille de décompositions hiérarchiquement organisée.

Le choix d'un niveau approprié pour la hiérarchie dépendra du signal et de l'expérience.

A chaque niveau j , nous établissons l'approximation du j ème niveau, A_j et le détail D_j .

Nous pourrions considérer le signal original comme approximation au niveau 0, dénoté par A_0 . Les mots «approximation» et «détail» sont justifiés par le fait que A_1 est une approximation de A_0

tenant compte des basses fréquences de A0, tandis que le détail D1 correspond a la correction des hautes fréquences.

III.5.Reconstruction des approximations et des détails

Il est possible de reconstruire un signal original a l'aide des coefficients approximation et détail obtenus lors du processus de décomposition.

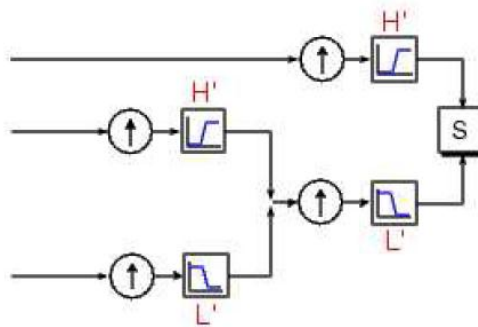


Figure II.10 : reconstruction du signal S par les coefficients D'approximation et de détail (H' : filtre passe haut, L' : filtre passe bas).

Nous passons le vecteur de coefficient cA1 par le même processus que nous avons l'habitude de reconstruire le signal original. Cependant, au lieu de le combiner avec le premier niveau de détail cD1, nous chargeons un vecteur des zéros au lieu des détails. :

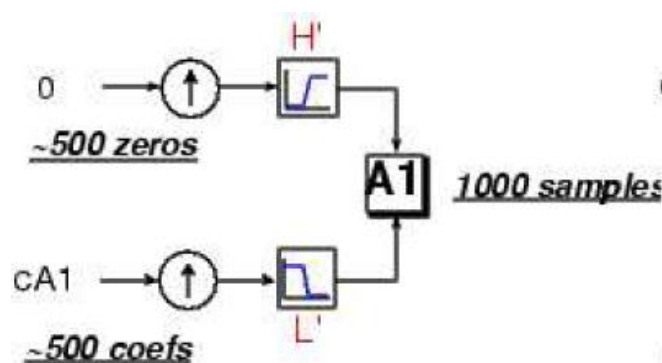
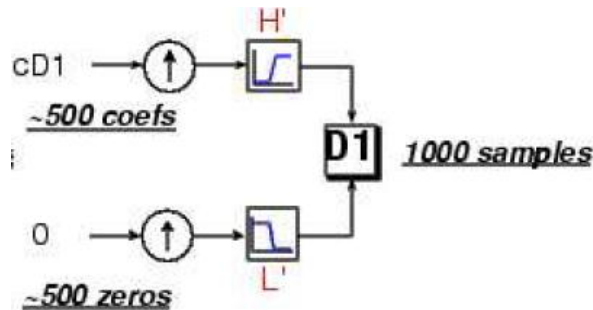


Figure II.11 : reconstruction du signal approximation A1 Par vecteur des zéros et les coefficients d'approximation cA1.

Le processus rapporte une approximation reconstruite A1, qui a la même longueur que le signal S et qui est une vraie approximation de lui. De même, nous pouvons reconstruire le détail de premier niveau D1, en utilisant le processus analogue :



**Figure II.12 : reconstruction du signal détail D1 Par les coefficients de détail cD1
Et le vecteur Des zéros. (H' : filtre passe-haut et L' : filtre passe bas)**

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

Il est nécessaire de reconstruire les approximations et les détails avant de la combiner. Pour une analyse à plusieurs niveaux d'un signal S, nous constatons qu'il y a plusieurs manières de rassembler ce signal original :

Conclusion

L'analyse par ondelettes, née au début des années quatre-vingt, est une découverte aussi fondamentale que celle de l'analyse de Fourier. Sans cette dernière, des pans entiers de la science et des technologies contemporaines seraient inexistantes, et il est probable qu'il en sera de même ce qui concerne les ondelettes. L'analyse par ondelette convient, en effet, à l'étude des signaux transitoires, et complète ainsi l'analyse de Fourier dont l'efficacité est limitée aux signaux stationnaires.

L'importance de l'analyse par ondelettes en traitement du signal n'est pas seulement due aux améliorations technologiques qu'elle apporte, mais aussi aux nouveaux concepts qu'elle introduit et à l'intérêt présenté par les problèmes scientifiques. [YVES MEYER.1994]

I. Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons les résultats de traitement de signaux EEG enregistrés au niveau du Centre Hospitalier Universitaire Dr. Tidjani Damerdj de Tlemcen (CHUT). Ces signaux sont acquis en utilisant un système du type « Nicolet Viasys Healthcare Systems », système dédié pour l'enregistrement de l'activité cérébrale.

Chaque enregistrement EEG comporte treize chaînes acquises selon le système international 10/20 de Jasper. Après analyse des enregistrements EEG, la position spatiale des électrodes sur le scalp permet de localiser la zone du cerveau responsable de la pathologie.

Le traitement est effectué par la transformée en ondelettes discrète (DWT : Discrete Wavelet Transform) et la transformée en ondelettes continue (CWT : Continuous Wavelet Transform). Une méthode de calcul de rapport d'énergie est proposée afin de quantifier l'apport de chaque chaîne par rapport aux ondes cérébrales delta, thêta, alpha, beta et gamma.

Six enregistrements EEG sont traités ; céphalées rebelles, absence (sujet normal), épilepsie, crise épileptique mal équilibrée sous traitement, céphalées, épilepsie bien équilibrée. Un prétraitement par analyse spectrale par le périodogramme et l'estimateur de Welch permet de donner un aperçu sur le contenu fréquentiel des signaux EEG. La nature pathologique de ces enregistrements EEG est détectée grâce au traitement par DWT. Une étude comparative est établie entre les différents cas pathologiques. Les ondes cérébrales sont quantifiées pour chacun des signaux analysés. Le rapport énergétique entre les différentes bandes fréquentielles est calculé afin d'apprécier la contribution de chaque onde cérébrale. L'analyse des signaux EEG de sujets normaux nous sert de référentiel de comparaison.

II. Données

Les signaux EEG traité ont été enregistrés au niveau du service de neurologie du Centre Hospitalier Universitaire Tidjani Damerdji de Tlemcen. Le matériel utilisé pour l'acquisition de données du Nicolet Viasys Healthcare. Les enregistrements EEG se présentent sous forme de fichiers de données au format EDF. Ces fichiers comportent 13 signaux acquis à partir de différentes électrodes réparties sur le scalp selon le système international de 10/20 Jasper.

Les 6 enregistrements traités concerne les cas suivants ; sujet normal, céphalées (pas de traitement), céphalées rebelles, épilepsie équilibrée, épilepsie mal équilibrée et épilepsie. Ces annotations ont été établies par les médecins spécialistes du service de neurologie du CHU de Tlemcen lors du diagnostic de chacun des patients. Ces enregistrements se présentent comme suit :

- Sujet 1 (1313) : céphalées rebelles.**
- Sujet 2 (1348) : absence (sujet normal).**
- Sujet 3 (1350) : épilepsie.**
- Sujet 4 (1377) : crise épileptique mal équilibrée (sous traitement).**
- Sujet 5 (1509) : céphalées.**
- Sujet 6 (1510) : épilepsie bien équilibrée.**

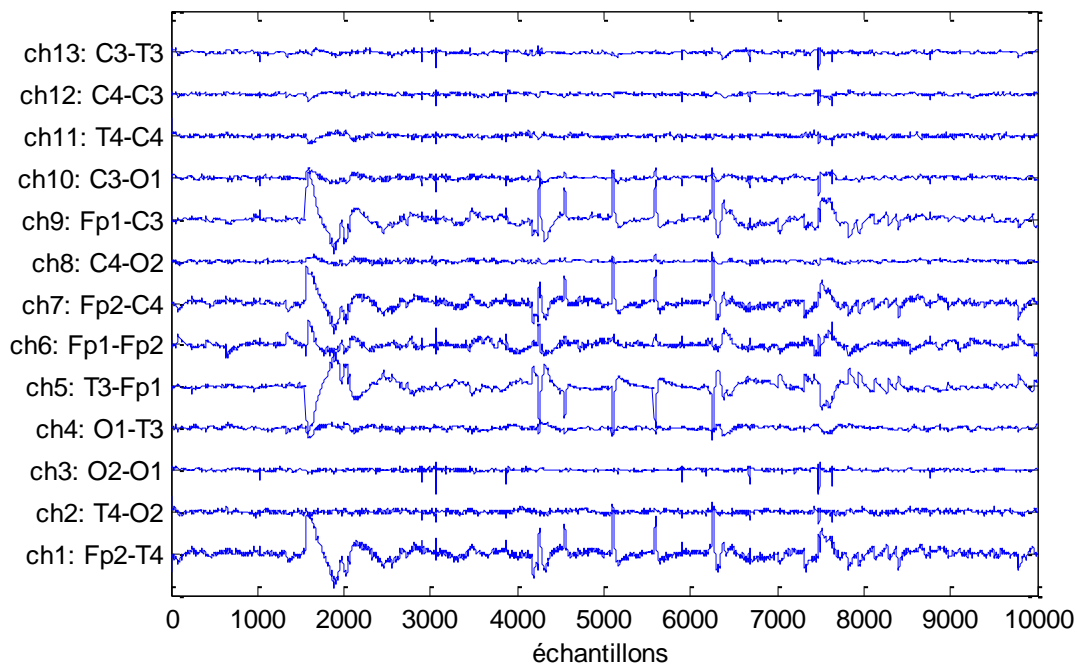
Les treize signaux de chacun des enregistrements EEG sont illustrés sur le tableau III.1.

Chaîne	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
d.d.p	Fp2-T4	T4-O2	O2-O1	O1-T3	T3-Fp1	Fp1-Fp2	Fp2-C4	C4-O2	Fp1-C3	C3-O1	T4-C4	C4-C3	C3-T3

Tableau III.1- disposition spatiale des chaînes d'un enregistrement EEG.

Le tableau III.1 présente les différentes chaînes d'un enregistrement EEG et leur dérivation correspondante sue le scalp (Système international 10-20 de Jasper).

Plusieurs enregistrements EEG sont acquis notamment des signaux de patient atteint d'épilepsie. Un exemple de signaux est illustre sur la figure III.1. Ce tracé concerne l'enregistrement de sujet 4 (crise épileptique mal équilibre sous traitement) dans notre fichiers de données.



La figure III.1. Les 13 chaînes de l'enregistrement EEG (sujet 4), Fréquence d'échantillonnage 256Hz (10000 échantillons \equiv 39.0586 s)

III. Traitement des signaux EEG

Le traitement est effectué dans un environnement MATLAB et consiste aux étapes suivantes :

1. Chargement des fichiers de données EDF contenant les 13 chaînes des enregistrements EEG sélectionnés pour ce présent projet.
2. Analyse spectrale par méthode de Welch et périodogramme
3. Décomposition par DWT des signaux EEG de chaque enregistrement EEG selon les bandes fréquentielles des ondes cérébrales delta, thêta, alpha, bêta et gamma.
4. Calcul des rapports énergétiques des différentes ondes cérébrales par DWT.
5. Comparaison des rapports énergétiques calculés par DWT et par analyse spectrale afin de sélectionner une ondelette mère adéquate pour l'analyse du signal EEG.
6. Localisation par CWT des instants d'apparition des différentes ondes cérébrales, l'ondelette mère étant celle sélectionnée à l'étape 5.

III.1. Analyse spectacle

Afin d'avoir une idée préalable des signaux EEG à analyser, il est judicieux de commencer le traitement par une analyse spectrale. Dans la Figure III.2, deux densités spectrales de puissance (DSP) du signal EEG de l'enregistrement du sujet 1 sont illustrées. En Fig.III.2(a), une DSP calculée par périodogramme, qui est calculé en prenant le module de la transformée de Fourier discrète du signal à analyser, est illustrée. En Fig.III.2(b), une DSP du même signal calculée par la méthode de Welch est illustrée. Ce dernier calcul est accompli par moyennage des spectres élémentaires calculés par FFT (Fast Fourier Transform) à 2048 échantillons à une fenêtre de Hanning glissante le long du signal. Cette fenêtre est d'une longueur de 256 points avec un chevauchement de 128 points.

Remarquons l'amélioration de la DSP en Fig.III.2(b) en comparaison à celle de la Fig.III.2(a). Cette amélioration est due à la l'instabilité statistique réduite de l'estimateur de Welch par rapport à celle du périodogramme.

Sur les deux DSP de la Figure III.2, il est à noter la présence d'une raie spectrale à 50 Hz. C'est l'interférence du réseau électrique qui contamine inévitablement tout les signaux EEG enregistrés. En plus, ces signaux ont été tous filtrés passe-bas à une fréquence de coupure de 30 Hz et une atténuation de -40 dB. Ce filtrage est clairement confirmé sur les DSPs de la Figure III.3.

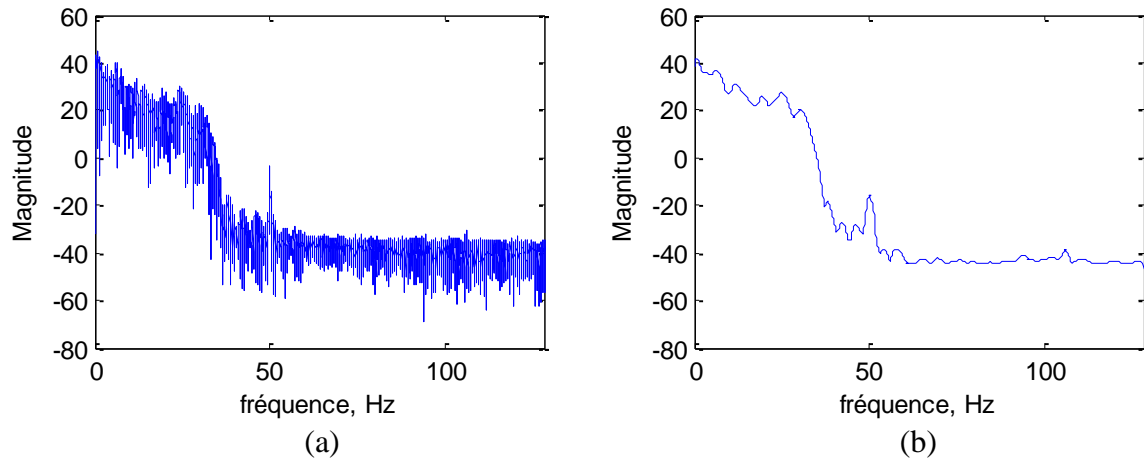


Figure III.2. Densité spectrale de puissance (DSP) de la chaîne 1 de l'enregistrement du sujet 1 ; (a) DSP calculée par périodogramme et (b) DSP calculée par la méthode de Welch

III.2. Décomposition par transformée en ondelette discrète

L'objectif fixé par la transformée en ondelette discrète est l'extraction ou la séparation de différentes ondes constituant le signal EEG.

L'analyse par la transformée en ondelette discrète (DWT), nous a permis de quantifier les ondes cérébrales (delta, thêta, alpha et bêta) sur leur bande fréquentielles.

La figure III.3 montre la relation entre approximation et détail d'un côté et les bandes fréquentielles d'un autre côté. Les quatre ondes constituant le signal EEG apparaissent au niveau des approximations et détails calculés par la DWT à cinq niveaux de décomposition.

$$\text{Signal (256)} = \text{AAAAAA (8)} + \text{AAAAD (8)} + \text{AAAD (16)} + \text{AAD (32)} + \text{AD (64)} + \text{D (128)}$$

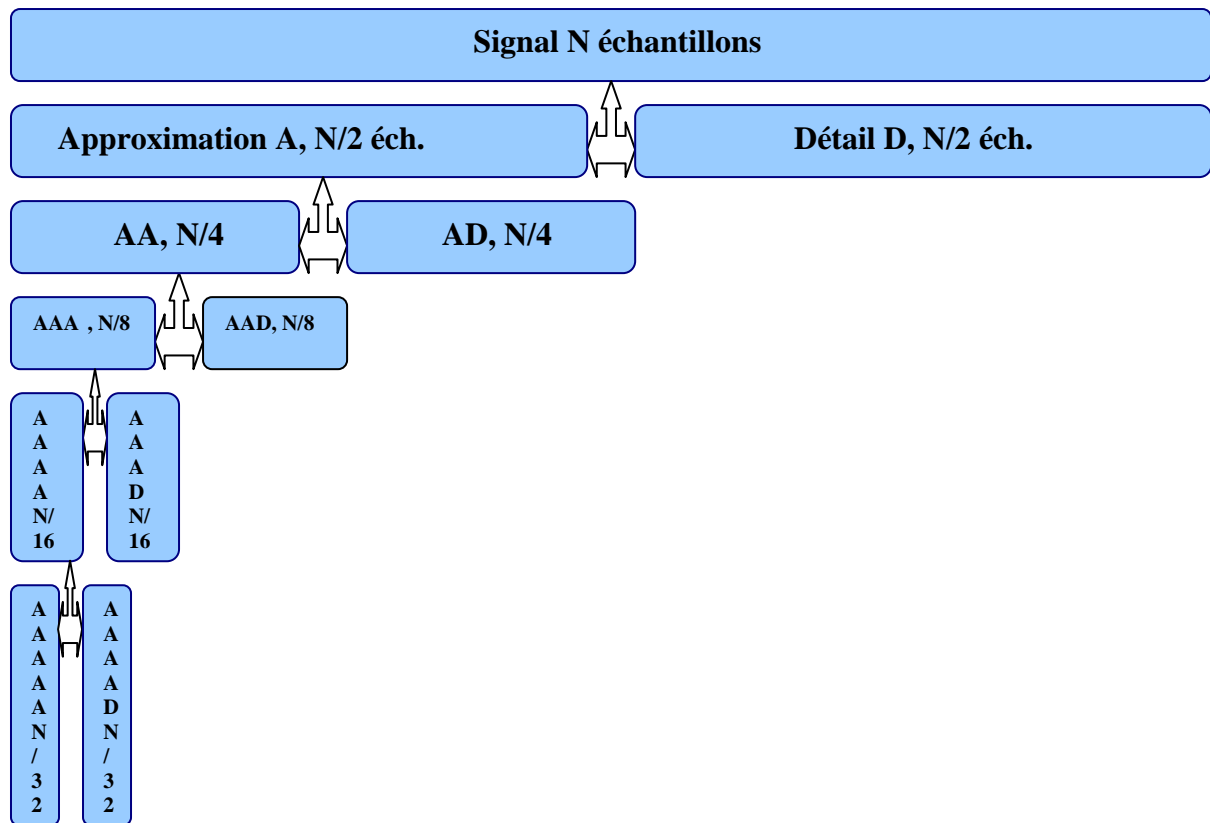


Figure III .3. Décomposition par DWT

Les signaux EEG traités ont été acquis à une fréquence d'échantillonnage de 256 Hz. On observe ces signaux dans le domaine fréquentiel jusqu'à 128 Hz.

Le tableau III.2 représente le lien entre les bandes fréquentielles et les niveaux de décomposition.

EEG	Delta cA ₅	Thêta cD ₅	Alpha cD ₄	Bêta cD ₃	Gamma cD ₂
[0 :128] Hz	[0 :4] Hz	[4 :8] Hz	[8 :16] Hz	[16 :32] Hz	[32 :64] Hz

Tableau III.2.lien entre les bandes fréquentielles et les niveaux de décomposition.

L'onde delta de 0 a 4 Hz, thêta de 4 a 8 Hz, alpha de 8 a 16 Hz, bêta de 16 a 32 Hz et l'onde gamma occupe la bande fréquentielle supérieur a 30 Hz.

Sont alors affectées chacun de l'approximation ou du détail correspondant a sa bande spectrale.

Au troisième niveau de décomposition, nous arrivons retrouver le domaine [16 : 32] Hz que représente l'onde bêta.

Le quatrième niveau de décomposition permet de retrouver la bande fréquentielle [8 : 16] Hz correspondant à l'onde alpha.

Au cinquième niveau de décomposition, nous aboutissons aux intervalles fréquentiels [0 : 4] Hz et [4 : 8] Hz en relation avec les ondes delta et thêta respectivement.

La figure III.4 illustre la séparation des ondes cérébrale (delta, thêta, alpha et bêta) de sujet (1) céphalée rebelle d'enregistrement d'EEG par la décomposition par DWT.

Le tracé est effectué pour la chaîne 1.

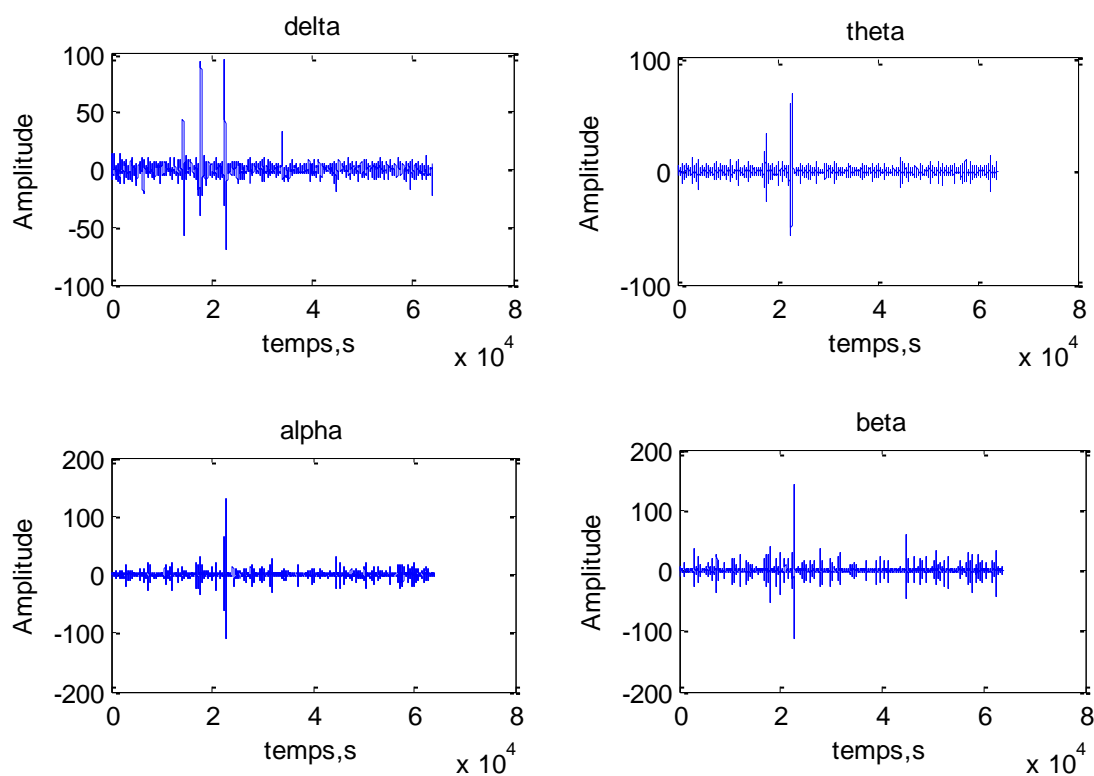


Figure III.4. Décomposition par la DWT des signaux EEG.

III.3. Rapport énergétique (RE)

Chacune des ondes cérébrales (delta, thêta, alpha et bêta) occupent une quantité de l'énergie du signal EEG d'une chaîne donnée parmi les treize chaînes étudiées. Nous procédons à une étude quantitative des rapports d'énergétiques de chacune des ondes par rapport à l'énergie globale du signal.

Pour cela, nous proposons une grandeur notée RE (rapport énergétique). Il est calculé par le rapport entre l'énergie d'onde (E_0) et l'énergie totale du signal (E_s).

$$\mathbf{RE = E_0 / E_s} \quad \mathbf{(III.1)}$$

Avec :

E_0 : énergie d'onde (delta, thêta, alpha et bêta).

E_s : énergie du signal.

Ce rapport énergétique est donné en pourcentage de 100 %.

Nous aboutissons alors aux pourcentages énergétiques des différentes ondes cérébrales par rapport à l'énergie globale.

Ce pourcentage montrera la localisation spectrale de la région responsable de l'activité correspondante à cette onde cérébrale étudiée.

Les tableaux regroupent les rapports énergétiques des treize chaînes des 6 sujets de données EEG ci-dessus. L'analyse est accomplie par la transformée en ondelettes discrète (DWT : Discrete Wavelet Transform).

Tableau III.3. Rapport énergétique du sujet 1

Chaîne	Delta	Thêta	Alpha	Bêta	Gamma
1	61	21	11	6	1
2	51	14	26	8	1
3	29	12	27	29	2
4	75	8	12	5	0
5	56	12	5	8	11
6	66	8	3	11	11
7	43	3	8	21	25
8	55	14	23	8	0
9	86	6	5	3	0
10	56	10	20	13	1
11	56	15	22	7	0
12	62	12	14	11	1
13	64	11	13	11	1

Le tableau représente la variation du rapport énergétique des ondes du sujet 1 (céphalées rebelles) a partir de la chaînes 1 jusqu'à 13 (Fp2-T4 jusqu'à C3-T3) nous constatons que l'onde delta est l'onde prédominante a plus de 80% d'énergie globale, et les autres ondes représentent des rapports énergétiques normaux (entre 2% jusqu'à 30%) sauf l'onde gamma qu'est représentée des valeurs très élevé a partir de la chaîne 5 jusqu'à 7 (T3-Fp1 jusqu'à Fp2-C4).

Tableau III.4. Rapport énergétique du sujet 2

Chaîne	Delta	Thêta	Alpha	Bêta	Gamma
1	71	11	10	8	0
2	56	20	18	6	0
3	30	19	29	21	1
4	50	22	20	8	0
5	63	14	13	10	0
6	40	16	20	24	1
7	70	11	11	8	0
8	48	21	24	7	0
9	68	13	11	8	0
10	42	20	24	14	1
11	62	16	14	8	0
12	45	18	21	15	1
13	49	18	18	14	1

Le sujet 2 présente une absence de patient, l'onde delta est dominante dans les chaînes Fp2-T4, Fp2-C4 et Fp1-C3 avec une forte énergie qui dépasse les 60%. ainsi dans les chaînes O2-O1, Fp1-Fp2 et C3-O1 avec une énergie moins importante comprise entre [30-50].

L'onde beta est dominante dans les chaînes O2-O1 et Fp1-Fp2 avec une forte énergie comprise entre [20-30] %.

Tableau III.5. Rapport énergétique du sujet 3

Chaîne	Delta	Thêta	Alpha	Bêta	Gamma
1	94	6	1	0	0
2	47	10	37	6	0
3	26	14	35	23	1
4	38	13	43	6	0
5	65	12	9	9	4
6	87	8	3	2	0
7	94	5	1	0	0
8	31	9	51	9	0
9	26	18	10	19	27
10	33	9	46	11	0
11	70	10	13	7	0
12	40	14	27	18	1
13	54	14	18	14	1

Le rapport énergétique de patient épileptique est anormal, cette anomalie représente dans l'onde delta est l'onde prédominant a plus de 90%, et les autres ondes apparaissent d'une façon équilibre entre les différentes chaines sauf dans l'onde alpha et beta dans la chaine 3 et 8 sont représentent des perturbations d'énergies.

Tableau III.6. Rapport énergétique du sujet 4

Chaîne	Delta	Thêta	Alpha	Bêta	Gamma
1	59	14	13	13	1
2	51	17	17	14	1
3	42	19	20	17	1
4	38	23	26	12	1
5	89	8	2	1	0
6	86	9	2	3	0
7	58	17	16	9	0
8	41	24	26	9	0
9	87	8	3	2	0
10	35	23	26	16	1
11	61	12	12	14	1
12	38	20	23	18	1
13	38	15	18	27	22

Le tableau représente le rapport énergétique de sujet (4), Les ondes cérébrales apparaissent avec des pourcentages énergétiques différents. L'onde delta occupe une forte niveau d'énergie, tel que son niveau est plus important dans les chaines 5,6 et 9 plus de (80%) ,que le reste des foyers d'énergie dont la valeur est entre [40-50]%.
L'onde alpha est présent avec forte énergie dans les chaines O1-T3, C4-O2, C3-O1 et C4-C3 avec importante énergie qui dépasse de 25%. Ainsi elle prend de faible dans les chaines 5,6 et 3 dont sa valeur est de 2%.

Tableau III.7. Rapport énergétique du sujet 5

Chaîne	Delta	Thêta	Alpha	Bêta	Gamma
1	77	9	11	3	0
2	37	15	42	6	0
3	30	13	49	8	0
4	35	15	44	6	0
5	78	8	11	3	0
6	78	7	10	5	0
7	77	7	14	2	0
8	50	12	31	7	0
9	80	6	12	2	0
10	53	11	30	6	0
11	44	16	31	8	0
12	18	16	54	12	0
13	43	17	32	8	0

A partir des valeurs, constatons que le rapport énergétique de l'onde delta est prédominant à plus de 70% d'énergie global. C'est la zone localisée entre les chaînes 5 et 9 (T3-Fp1 jusqu'à Fp1-C3) qui responsable a cette activité de basse fréquences. C'est l'onde delta qui règne pour ce sujet. Les autres ondes apparaissent d'une façon équilibrée entre les différentes chaînes à des pourcentages inférieurs à 50%.

Tableau III.8. Rapport énergétique du sujet 6

Chaîne	Delta	Thêta	Alpha	Bêta	Gamma
1	82	5	9	4	0
2	28	20	42	9	0
3	12	22	56	10	0
4	31	20	41	8	0
5	67	10	15	8	0
6	92	3	3	2	0
7	90	4	4	2	0
8	21	19	50	10	0
9	76	9	10	5	0
10	21	20	48	10	0
11	36	17	32	14	1
12	38	19	31	12	0
13	43	17	26	14	1

Nous constatons aussi que l'onde delta peut apporter des éléments de discriminations à l'égard des enregistrements EEG de sujets atteints de pathologies. En effet, les chaînes 1, 6,7 et 9 rempotent l'énergie du détriment des autres ondes et ce dans le domaine de fréquence entre 0 et 4Hz ce qui correspond a l'onde cérébrale delta. Les autres ondes sont aussi effectuées en termes de répartition d'énergie.

Le rapport énergétique de sujet 1

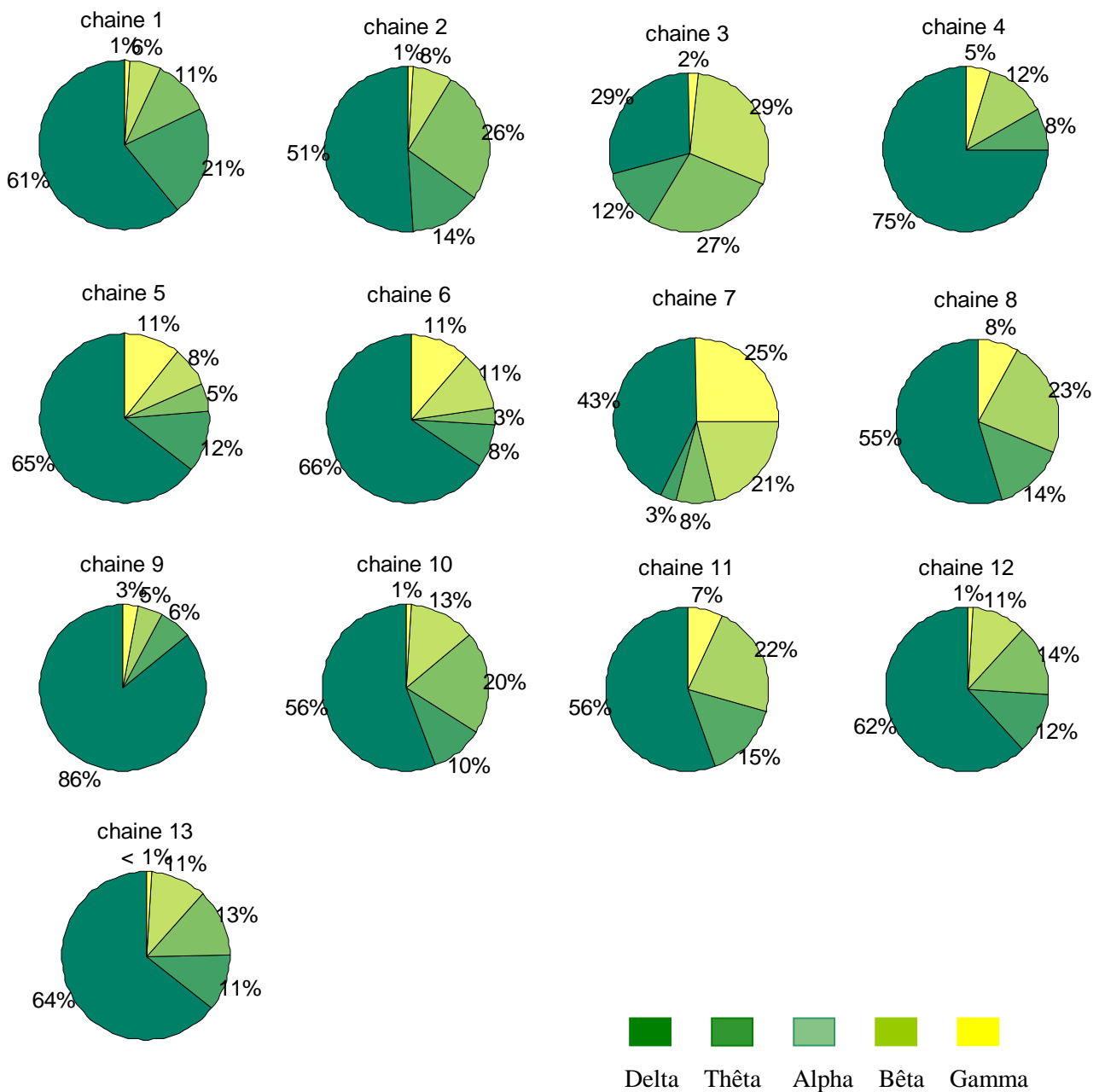


Figure III.5. Rapport énergétique du sujet 1.

Les chaînes 4, 5, 6, et 9 : représentent respectivement les endroits O1- T3, T3-Fp1, T3-Fp2 et Fp1-C3. l'onde delta garde une énergie très importante dont la valeur de cette énergie dépasse les 80%. Ainsi les ondes thêta, alpha, et beta occupe une faible énergie par rapport à l'onde delta.

Les chaînes 3, 7, et 8 : représentent respectivement les endroits O2-O1, Fp2-C4 et C4-O2. Dont l'onde beta est la plus dominante avec un pourcentage énergétique élève (20%) ainsi le reste des ondes ont de faible énergie.

Les chaînes 5, 6, et 7 : représentent respectivement les endroits T3-Fp1, Fp1, C4, et Fp2-C4 distribution des ondes différentes. L'onde gamma le plus dominante avec un pourcentage moyenne entre [11-25]%. Ainsi l'onde thêta et alpha ont moins d'énergie (15%).

IV. Choix de l'ondelette mère

Avant de réaliser une analyse par ondelette, il faut choisir l'ondelette mère qui permet de spécifier les caractéristiques du signal EEG.

La forme de l'ondelette, sa durée et sa largeur de bande déterminent les résolutions de la transformée dans le temps et la fréquence.

Pour cela, nous avons calculé le rapport énergétique pour faire la comparaison entre l'analyse par ondelette (DWT) avec différents d'ordre de l'ondelette Daubechies (db1, db3, db4, db5, db6, db7 et db8) et l'analyse spectrale avec les méthodes non-paramétrique qui sont basées sur la théorie de Fourier, notamment le périodogramme et la de welch avec différentes fenêtres d'analyse.

D'après la comparaison des résultats avec ceux retrouvés par FFT et la méthode de Welch nous constatons que la méthode de Welch est la plus fréquente et opérationnel vus la fiabilité de cette technique, comparaison des plusieurs ondelettes Daubechies différentes ordre.

On a retrouvé que l'ondelette Daubechies d'ordre (8) concéderai comme une ondelette mère car le rapport énergétique de l'analyse par ondelette Daubechies d'ordre (8) et le rapport énergétique d'analyse spectrale par la méthode de Welch est semblables. Par contre avec la transformée de Fourier rapide (FFT) par le périodogramme.

Le rapport énergétique des ondelettes Daubechies cités ci -dessus, n'est égalé, car la bande passante de chaque onde est différente.

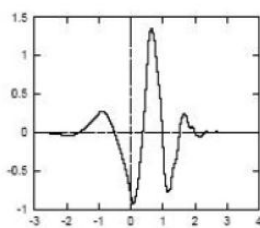
Les ondes cérébrales ont une relation avec le graphique de chaque ondelette.

Par exemple :

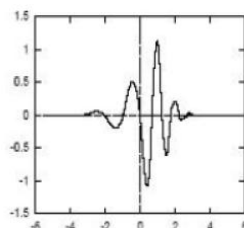
Ondelette Daubechies d'ordre (4) est formée par quatre piques.

Ondelette Daubechies d'ordre (6) est formée par six piques.

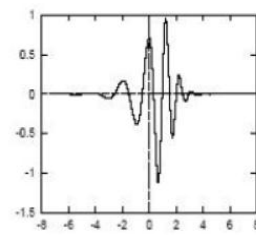
Ondelette Daubechies d'ordre (8) est formée par huit piques.



Db4



Db6



Db8

On conclure que les formes qui obligent les différents rapports énergétiques entre les ondelettes Daubechies des différents ordres.

Cette ondelette mère permettra à travers une analyse par CWT de mieux détecter les ondes cérébrales du signal EEG.

IV.1. Le rapport énergétique entre l'analyse par ondelette mère (DWT) et l'analyse spectrale.

La première sujet

Tableau III.9. Rapport énergétique de l'onde delta

Chaînes	RE (db8)	RE (Welch)	RE (FFT)
1	61	61	34
2	51	52	28
3	29	29	18
4	75	75	38
5	60	56	18
6	63	62	21
7	39	38	13
8	55	54	30
9	86	87	47
10	56	54	28
11	55	57	30
12	62	60	30
13	65	64	31

Tableau III.10. Rapport énergétique de l'onde thêta.

Chaînes	RE (db8)	RE (Welch)	RE (FFT)
1	21	20	22
2	14	15	17
3	12	11	12
4	8	6	13
5	11	13	9
6	8	7	7
7	3	2	3
8	14	13	15
9	6	3	10
10	10	9	12
11	15	15	17
12	12	11	14
13	11	9	14

Tableau III.11. Rapport énergétique de l'onde alpha

Chaînes	RE (db8)	RE (Welch)	RE (FFT)
1	11	8	18
2	26	15	22
3	27	24	24
4	12	10	21
5	5	3	6
6	3	2	5
7	7	5	8
8	23	21	25
9	5	3	15
10	20	18	23
11	22	13	21
12	14	11	20
13	13	10	19

Tableau III.12. Rapport énergétique de l'onde bêta

Chaînes	RE (db8)	RE (Welch)	RE (FFT)
1	6	6	21
2	8	13	27
3	29	31	39
4	5	6	23
5	7	7	14
6	11	8	16
7	19	16	17
8	8	8	24
9	3	3	24
10	13	15	31
11	7	10	26
12	11	13	30
13	11	12	20

Tableau III.13. Rapport énergétique de l'onde gamma

Chaînes	RE (db8)	RE (Welch)	RE (FFT)
1	1	0	2
2	1	0	4
3	2	0	4
4	0	0	3
5	10	18	49
6	11	17	49
7	23	35	56
8	0	0	3
9	0	0	2
10	1	0	4
11	0	0	4
12	1	0	3
13	1	0	4

Ce rapport énergétique a été élaboré sur 13 différents signaux. Tandis que, ce cette partie nous nous intéressons seulement entre l'analyse par ondelette mère et l'analyse spectrale (l'estimateur de Welch et la transformée de Fourier rapide notamment périodogramme).

D'après ces tableaux de rapport énergétique, on conclue que le rapport énergétique de l'analyse spectrale par l'estimateur de Welch est semblable avec le rapport énergétique l'ondelette Daubechies d'ordre (8) (ondelette mère). Par contre, le rapport énergétique spectrale par FFT (la transformée de Fourier rapide) est différent avec le rapport énergétique d'ondelette mère.

V. Comparaison entre les sujets

Les signaux EEG traités ont été enregistrés au niveau du service de neurologie du centre Hospitalier Universitaire Tidjani Damerdji de Tlemcen (CHUT).

Chacun des enregistrements EEG est constitué de 13 chaînes, regroupent un ensemble de dérivation respectant le système international 10-20 de Jaspe (figure I.4).

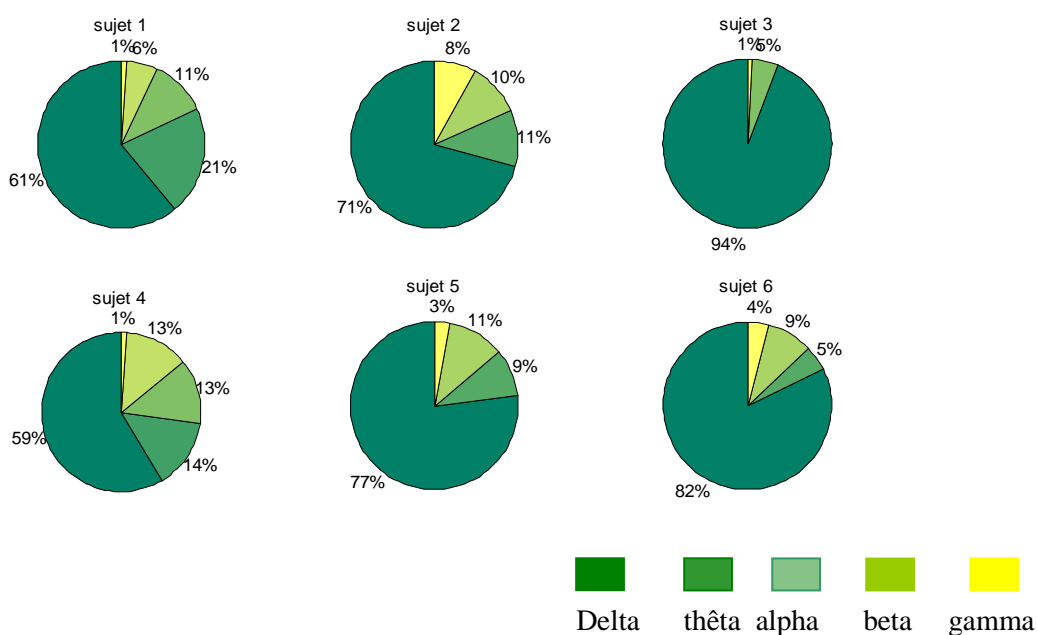
Dans ce projet, nous avons sélectionné six cas, les six cas sont différentes pathologies (**céphalées rebelles, absence, épilepsie, crise épileptique mal équilibre sous traitement, céphalées, épilepsie bien équilibrée**).

On considérant un sujet normal et les autres sujets sont des sujets différentes pathologies, on peut quantifier l'aspect normal de ces résultats qu'en traitant un sujet d'une pathologie donnée.

Pour cela, on a comparait les sujets chaîne par chaîne avec des différentes ondes (delta, thêta, alpha, bêta et gamma).

Rapport énergétique a différentes chaînes

La chaîne 1 (Fp2-T4)



On peut quantifier l'aspect normal de ces résultats qu'en traitant un sujet pathologie donnée. On prend l'enregistrement EEG (sujet 3) cet enregistrement concerne un patient atteint d'épilepsie. Entre les deux enregistrements (sujet 1) et (sujet 3) nous permet de constater le flagrant contraste qui existe entre les pourcentages d'énergie des différentes ondes cérébrales. La particularité de l'enregistrement EEG (sujet3) est que le patient a subit soudainement une épilepsie.

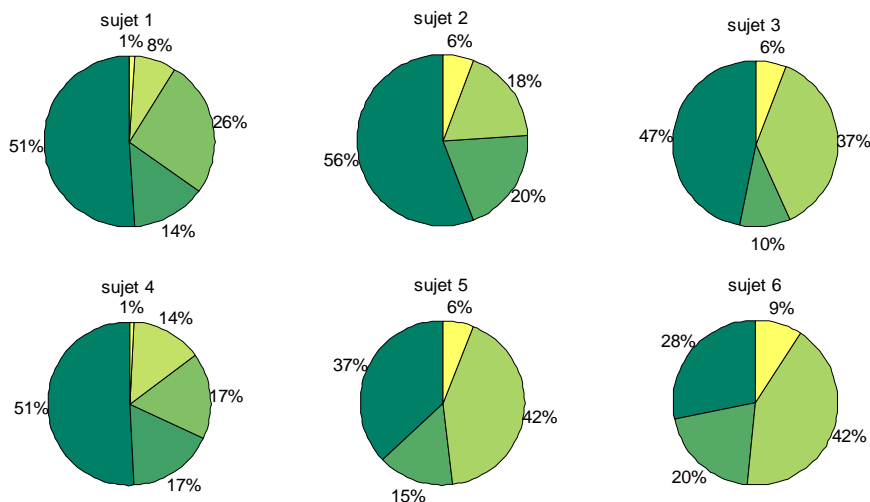
Pour l'onde delta, nous constatons aussi que le sujet 3 prend la valeur plus grande (plus de 90% d'énergie globale) par rapport les autres ondes des différentes sujets.

Pour les deux sujets 5 et 6 nous remarquons que le rapport énergétique presque semblable surtout dans les ondes thêta, alpha et bêta.

Donc le sujet 3 (épilepsie), c'est le sujet le plus anomalie dans la zone (Fp2-T4). On conclu que le patient est épileptique dans cette zone.

On considère que les deux sujets 1 et 4 sont des sujets normaux dans cette zone. Car le rapport énergétique des ondes de deux sujets est semblable et normal.

La chaîne 2(T4-O2)



Nous constatons aussi que l'onde alpha peut apporter des éléments de discrimination a l'égard des enregistrements EEG des sujets atteints de pathologiques.

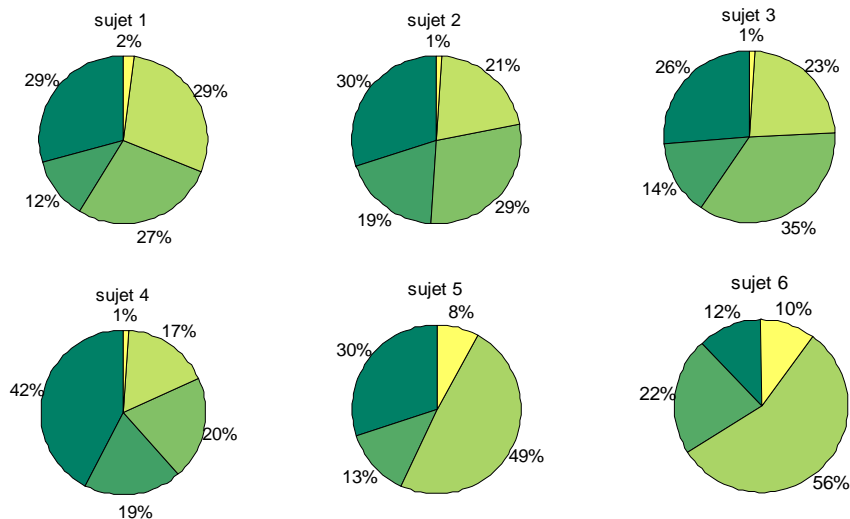
Donc l'onde alpha prend la valeur très élève par rapport les différentes ondes (plus de 40% d'énergie globale) cette valeur présente dans les sujets 5 et 6. C'est l'onde plus anomalie dans la chaîne 2 (T4-O2).

L'onde delta prend presque la moitié (presque 50 %) d'énergie globale dans tous les sujets. On remarque une différence claire entre le sujet (1) et le sujet (6) dans toutes les ondes cérébrales surtout dans l'onde delta et alpha.

Donc on conclut, que les sujets (1, 2, et 4) sont des sujets normaux dans la zone (T4-O2). Par contre, le sujet 6 (épilepsie bien équilibré) c'est un sujet qui est pathologique dans cette zone.

1

La chaîne 3(O2-O1)



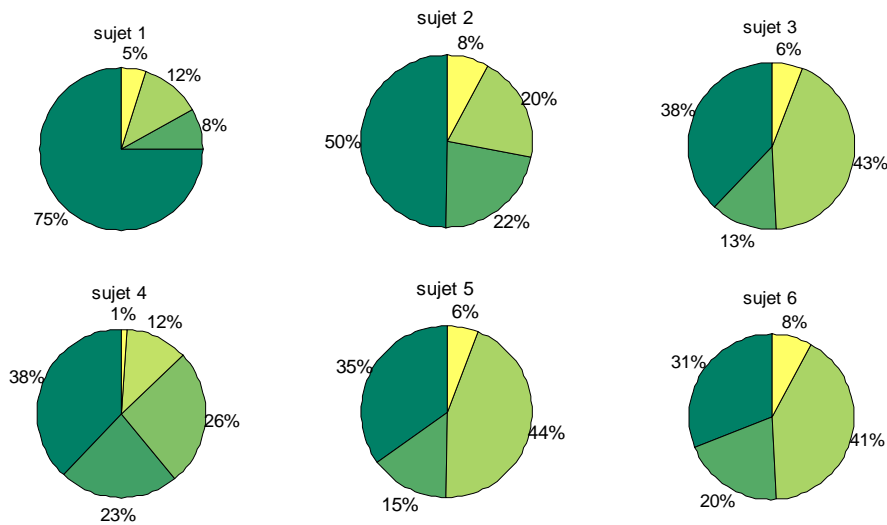
Dans la chaîne 3 (O2-O1), l'onde delta apparaît avec une faible énergie dans tous les différents sujets qui sont traités, cette onde occupe une valeur énergétique inférieure de 50% d'énergie globale.

Les ondes les plus importantes dans cette chaîne sont les ondes alpha et bêta, sont présentes par des valeurs très élevées, pour l'onde alpha présente par des valeurs élevées dans le sujet 6 (plus de 50%) et l'onde bêta dans le sujet 3 (cas épilepsie).

Pour l'onde thêta, le rapport énergétique pour cette onde est très normal car les valeurs sont semblables et normales.

Entre les sujets (1, 5 et 6), nous constatons que l'onde alpha est très élevée par rapport au sujet (2) (sujet normal) donc les deux sujets 5 et 6 sont des sujets normaux dans la zone (O2-O1) surtout dans l'onde alpha (**4^{ème} niveau de détail AAAD**).

La chaîne 4 (O1-T3)



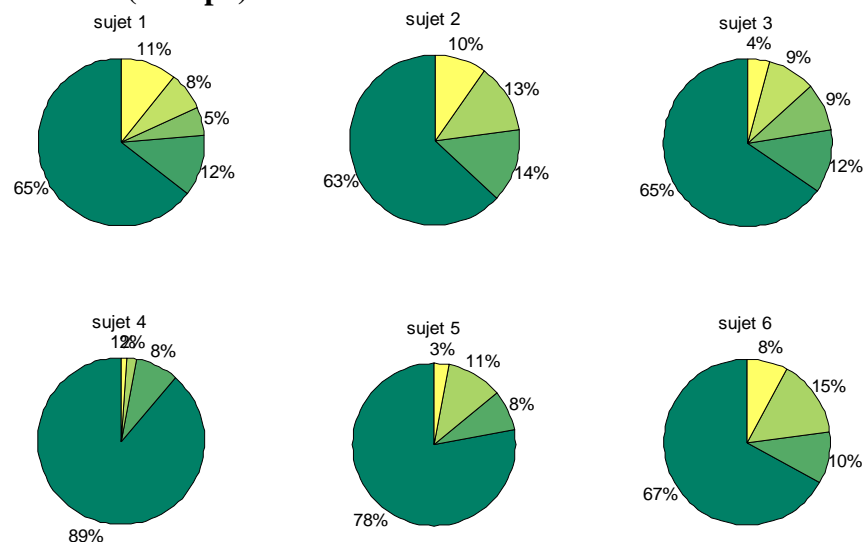
Pour la chaîne 4 (O1-T3), l'onde delta est très différent dans le sujet 1 par rapport les autres sujets, cette onde prend une valeur très grande (plus de 70%).

L'onde alpha présent par des valeurs très élève supérieur a 40% surtout dans le sujet 5 (céphalées).

L'onde bêta présente par des rapports énergétiques normaux dans tous les sujets.

Les sujets (3, 4,5 et 6) sont des sujets semblables dans toutes les différentes ondes cérébrales. Pour le sujet (2) c'est un sujet normal par rapport les autres sujets qu'est reste.

La chaîne 5 (T3-Fp1)

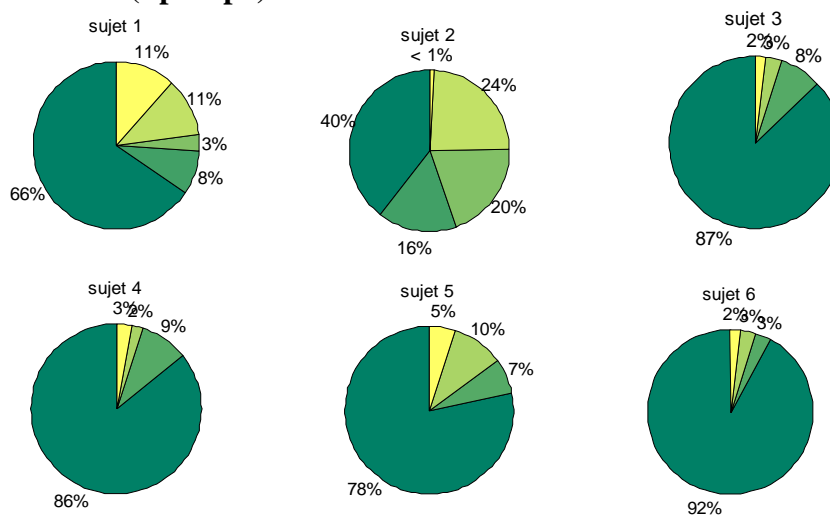


Les ondes cérébrales apparaissent avec a des pourcentages énergétiques différents. Pour le sujet 4, l'énergie l'onde delta (5ème niveau d'approximation AAAAA) est la plus élevée avec un pourcentage égale à 89%. ainsi les ondes thêta, alpha et bêta prennent un faible pourcentage (environ 8%) énergétique par rapport a l'onde delta. Donc le sujet 4 c'est un cas d'épilepsie.

Le sujet 1,2 et 3 prend des rapports énergétiques presque semblables pour toutes les ondes.

L'onde gamma présente dans le sujet 1 par plus grande valeur.

La chaîne 6 (Fp1-Fp2)

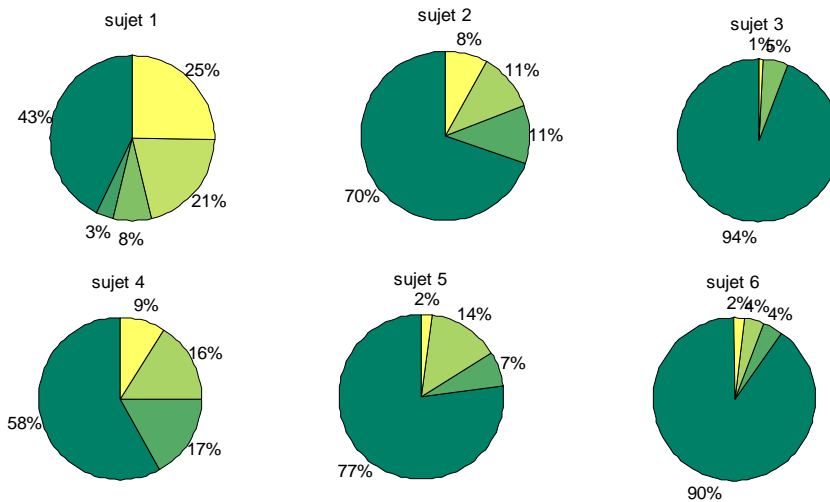


D'après la comparaison entre les ondes cérébrales des différents sujets nous constatons que l'onde delta apparaît avec une importante énergie dans les sujets 3, 4, 5, et 6. La valeur de cette énergie s'étale pour ces sujets entre [80-90]%. Cette onde aussi dans les autres sujets restants avec une énergie relativement faible.

L'onde gamma est de faible énergie dans le sujet (1) céphalées rebelles, cette énergie prend une valeur maximum égale à 11%.

Dans le sujet (2), l'onde beta est la plus dominante à 24%.

La chaîne 7 (Fp2-C4)

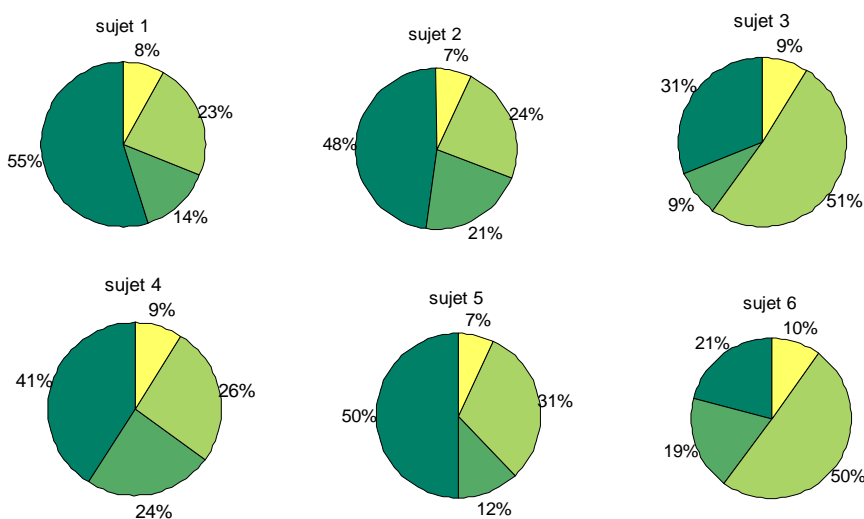


Nous remarquons que l'onde gamma présente par une valeur très élevée dans le sujet 1 (supérieur a 20%)

Pour les sujets 3 et 6, l'onde delta garde une énergie très importante dont la valeur de cette énergie dépasse les 90%. Ainsi les ondes thêta, alpha et beta occupe une faible énergie par rapport a l'onde delta.

On conclu que le sujet 3, c'est un sujet anormal dans cette chaîne surtout dans l'onde delta.

La chaîne 8 (C4-O2)

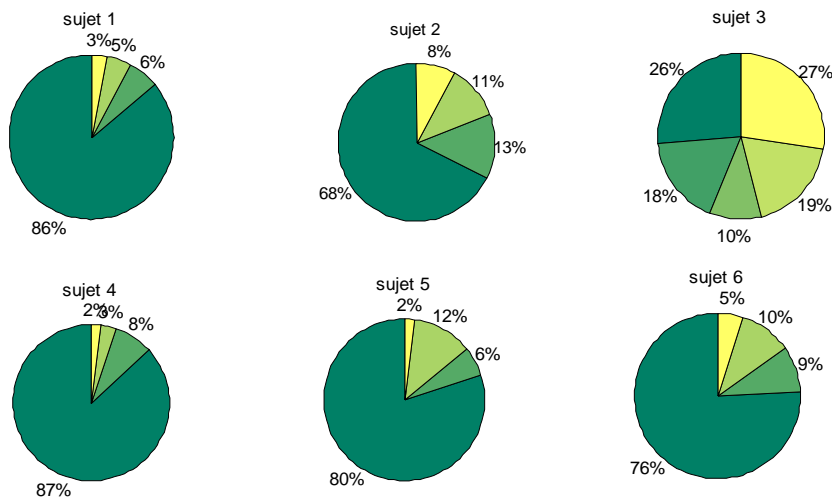


La chaîne 8 représente respectivement le ddp (C4-O2) pour les sujets 3, 6, l'onde alpha occupe importante énergie qui dépasse les 50%, dont le reste des ondes de faible niveau d'énergie.

Le rapport énergétique des ondes cérébral entre les deux sujets 1et 5 est semblable.

Dans cette chaîne (C4-O2), on conclu que le sujet 6 c'est le sujet le plus pathologie surtout dans l'onde alpha (4ème niveau de détail).

La chaîne 9 (Fp1-C3)

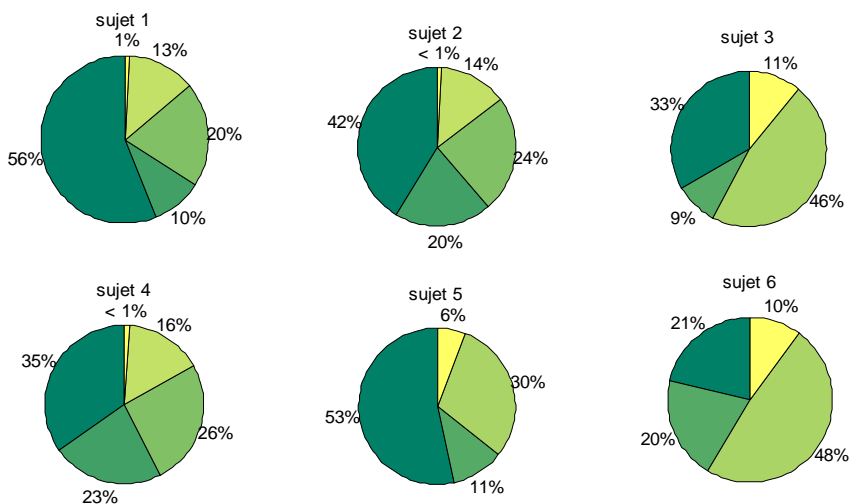


L'onde delta est la plus dominante avec un pourcentage énergétique élevée (70%) dans toutes les sujets sauf le sujet 3 (épilepsie) occupe un faible niveau d'énergie. Pour l'onde gamma, elle est présente avec forte énergie dans le sujet 3 (épilepsie)

Entre les sujets (1et 4), nous remarquons que le rapport énergétique des différentes ondes est semblable.

Dans cette chaîne on conclu que le sujet 3 c'est un cas pathologique (épilepsie).cette anomalie représentent dans l'onde delta (5éme niveau d'approximation).

La chaîne 10 (C3-O1)



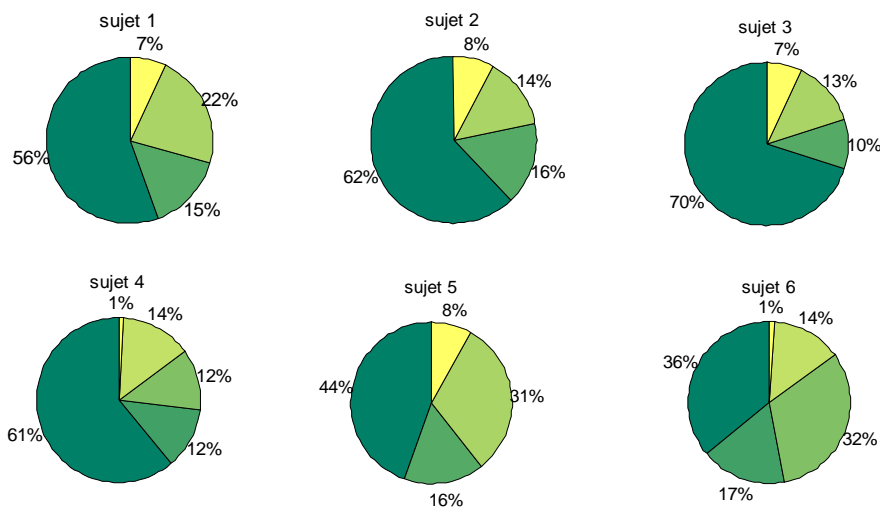
D'après la comparaison entre les ondes cérébral des différents sujets, nous constatons que L'onde delta est présente avec forte énergie dans les sujets 1 et 5 (céphalées rebelles et céphalées), ainsi dans les sujets 2 et 4 (absence et crise épileptique mal équilibrée (sous traitement) avec une énergie moins importante.

Elle prend de faible énergie dans le sujet 3 et 6 (épilepsie et épilepsie bien équilibrée).

L'onde alpha : elle est dominante dans les sujets 3 et 6 avec énergie élevée (40%).

Donc, les deux sujets 3 et 6 sont des sujets très anormaux par rapport les autres sujets.

Pour la chaîne 11 (T4-C4)

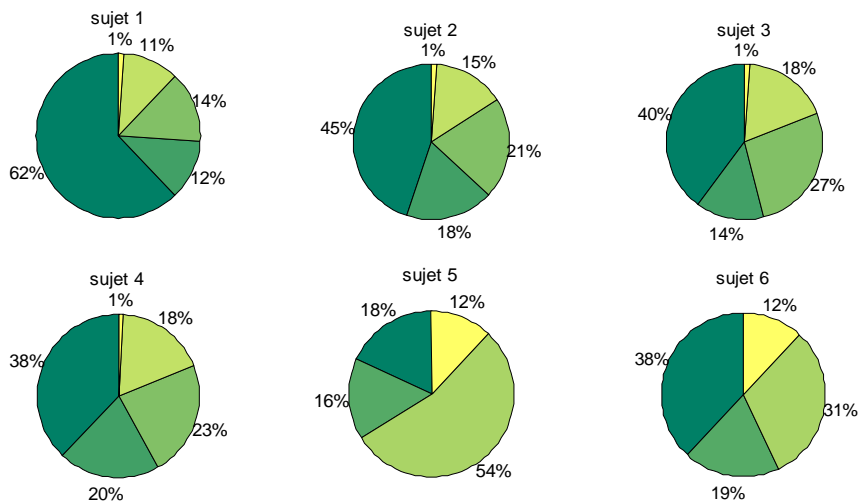


La chaîne 11 représente la ddp T4-C4, nous remarquons que l'onde delta est dominant dans les sujets 2, 3, et 4 (absence, épilepsie, crise épileptique mal équilibrée (sous traitement) avec énergie élevée (60%), ainsi dans les sujets (1 et 5) (céphalées rebelles et céphalées) avec un pourcentage énergétique moins importante sauf dans le sujet 1 (épilepsie bien équilibrée) représente une faible apparition.

Dans le sujet 5 (céphalées), l'onde alpha garde une énergie très importante ont la valeur de cette énergie dépasse les 30%.

Nous constatons que les deux sujets 5 et 6 sont des sujets plus anomalies dans cette chaîne (T4-C4).

La chaîne 12 (C4-C3)

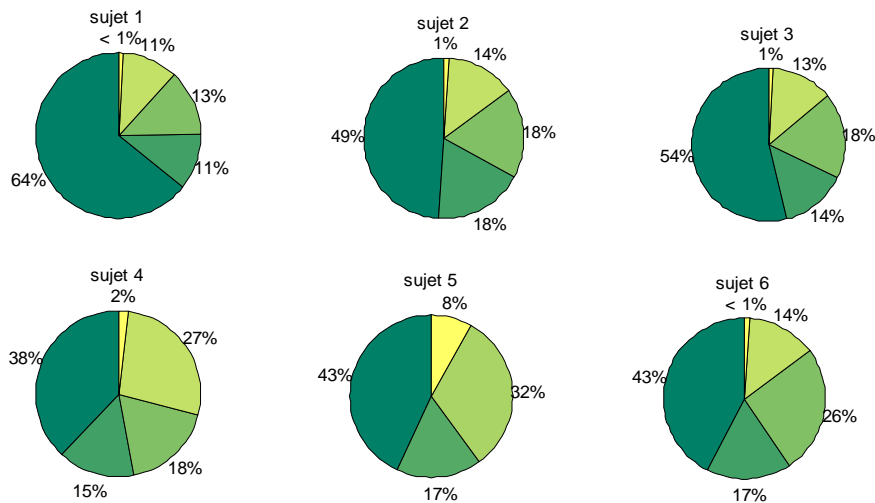


Pour la chaîne 12 (C4-C3), nous constatons aussi que le sujet 5 (céphalées) présente par très faible niveau d'énergie de l'onde delta et grand valeur de l'onde alpha (elle occupe plus de 50% d'énergie global).

L'onde delta est présente avec forte énergie Le sujet 1 (céphalées rebelles), avec importante énergie qui dépasse à 60%.

Le sujet 5 (céphalées) le plus anomalie par rapport les autres sujets.

La chaîne 13 (C4-C3)



La chaîne 13 représente la ddp **C4-C3**. Les ondes cérébrales apparaissent avec à des pourcentages énergétiques différents. L'énergie de l'onde delta est la plus élevée avec un pourcentage égal à 64% (dans le sujet 1). Ainsi les autres ondes thêta, alpha et bêta dans tous les sujets prennent un faible pourcentage énergétique par rapport à l'onde delta.

La détermination des chaînes présentant des anomalies en termes de pourcentages d'énergie permet au staff médical de localiser avec précision la région du cerveau responsable de l'anomalie. Cette détection est fondamentale lors de la prise de décision par un médecin avant une éventuelle intervention chirurgicale.

Après la comparaison des sujets, on précisé la zone épileptique de chaque sujet.

On conclut que :

- Le sujet 1 (céphalées rebelles) est pathologique dans la zone (O1-T3) dans la 5ème niveau d'approximation « delta » (décomposition par DWT).
- La zone épileptique de sujet 2(absence) c'est la zone (Fp1-Fp2).
- Le sujet 3(épilepsie) est pathologique dans la zone (Fp2-T4) et ((Fp2-C4).
- Le sujet 4(crise épileptique mal équilibré sous traitement) est pathologique dans la zone (T3-Fp1)
- Le sujet 5 (céphalées) est pathologique dans la zone (C4-C3) et (C4-C3).
- Le sujet 6 (épilepsie bien équilibrée) est pathologique dans la zone ((T4-O2) et (O2-O1).

VI. Analyse des signaux EEG par CWT

A partir de cette représentation temps–échelle calculée par CWT, nous pouvons confirmer l’aptitude de la CWT à pouvoir détecter les ondes cérébrales dans le temps. En effet, un lobe d’énergie apparaît autour de la zone d’une transition rapide du signal EEG analysé (autour de l’échantillon 700 sur la figure ci-dessous). Cette zone est alors quantifiable en termes d’énergie afin de mesurer d’éventuelles morphologies d’aspect pathologique dans le signal EEG. Cette zone apparaît en basse échelle, ce qui correspond du domaine de haute fréquence.

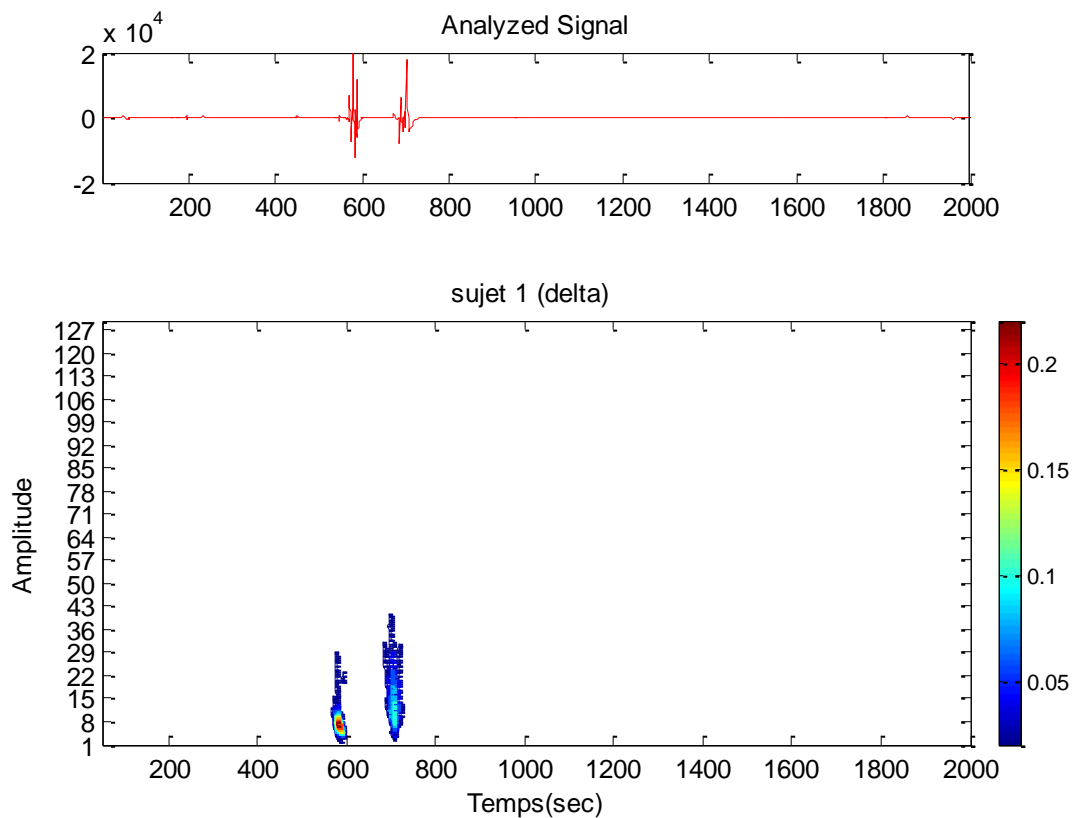


Figure III.6. Représentation temps-échelle CWT (db8).

Conclusion

Six enregistrements EEG acquis au niveau du CHU de Tlemcen sont traités par des méthodes de traitement numérique du signal afin de quantifier leur nature pathologique éventuelle. Ces enregistrements concernent les cas suivants : céphalées rebelles, absence, épilepsie, crise épileptique mal équilibré sous traitement, céphalées, épilepsie bien équilibrée.

Le traitement de ces enregistrements EEG est effectué par transformée en ondelettes discrète (DWT) et transformée en ondelettes continue (CWT). Un prétraitement par analyse spectrale nous a permis d'apprécier le contenu spectral de ces signaux, et ce bien avant l'analyse temps-échelle.

Après décomposition par DWT des différents signaux EEG dans un même enregistrement, chaque bande spectrale lui est attribuée un pourcentage d'énergie calculé par rapport à l'énergie totale de chacun des signaux. Ce calcul est effectué dans le domaine spectral selon les bandes fréquentielles des ondes cérébrales ; delta, thêta, alpha, beta et gamma.

Le traitement des treize signaux de chaque enregistrement permet d'apporter une dimension spatiale à l'analyse. Cette attribution spatiale nous a permis de localiser la zone du cerveau responsable des pathologies étudiées.

Conclusion générale

Depuis l'enregistrement du premier EEG par Hans Berger en 1929, l'analyse d'un tel signal non-stationnaire est toujours un sujet d'actualité scientifique comme tel est le cas pour tout signal physiologique. La contribution de l'analyse par ondelettes vis-à-vis des ondes cérébrales delta, thêta, alpha, beta et gamma d'un signal EEG a montré son utilité à quantifier l'activité du cerveau dans les bandes spectrales de ces différentes ondes.

Les fichiers de données EEG traités ont été enregistrés au niveau du Centre Hospitalier Universitaire Tidjani Damerdji de Tlemcen (CHUT). Ces enregistrements sont acquis par un système du type « Nicolet Viasys Healthcare system ». Chaque enregistrement contient 13 chaînes enregistrées à une fréquence d'échantillonnage de 256 Hz. Chacune des chaînes est enregistrée à partir d'un foyer bien localisé sur le scalp selon le système international 10/20 de Jasper.

En première étape, l'analyse des signaux EEG est assurée par la transformée en ondelettes discrète (DWT). Plusieurs ondelettes mères sont étudiées. Par voie de conséquence, notre étude dispose d'un coté comme objectif d'assurer la localisation des zones du cerveau atteintes de pathologies cérébrales. Mais d'un coté, cette étude dispose d'un autre esprit de comparaison celui accompli pour sélectionner l'ondelette mère la mieux adaptée à représenter le contenu du signal EEG.

A partir des coefficients des différentes décompositions par DWT, un pourcentage énergétique reflétant la contribution de chaque onde cérébrale est alors calculé. Ce rapport énergétique nous a permis la localisation spatiale de la région responsable de l'activité pathologique en relation avec l'onde cérébrale étudiée.

En deuxième étape, la transformée en ondelettes continue (CWT) nous a permis de localiser les ondes cérébrales delta, thêta, alpha, bêta et gamma dans le domaine temporel.

En perspective, ce présent travail est à combiné avec des travaux de traitement d'image qui permettent la localisation et la reconstruction de tumeurs crâniennes en 3D (Bousehaba, 2011).

Chapitre I

Électroencéphalographie

Chapitre II

*Etude théorique de la transformée en
ondelette*

Chapitre III

*Analyse des signaux EEG normaux et
pathologiques*

Introduction générale

Conclusion générale

Références bibliographiques

Références Bibliographie

- ❖ [Changeux, J.-P 1983] Changeux, J. P. *L'homme neuronal*. Hachette Littératures, 2006.
- ❖ [J.Cambrier, 2011] Jean Cambrier/ Patrick Verstichel, le cerveau Encyclopédia Universalis, programme 2011.
- ❖ [M.-Hector.1976] Hector, M. L. *L'Enregistrement électroencéphalographique*. Masson, 1976.
- ❖ [LAR.M, 2009] LAROUSSE MEDICAL. Année 2009.
- ❖ [P.Hazemann,M. Masson 1987] P.Hazemann, M.Masson. *Électroencéphalographie*, 3^{ème} édition M. Masson, 1987.
- ❖ [J.Vion-Dury, F Blanquet, 2008] Vion-Dury, J., et F. Blanquet. *Pratique de l'EEG*. Elsevier Masson, 2008.
- ❖ [Montaine Bernard.2002] Bernard, Montaine, Christine Fernandez-Maloigne, Joël Paquereau, « Méthodologie d'analyse des synchronisations neuronales dans les signaux EEG à l'aide de graphes d'informations temps-fréquence », Thèse de doctorat, Traitement du signal et des images, Université de Poitiers. Faculté des sciences fondamentales et appliquées, et Ecole doctorale des sciences pour l'ingénieur (Poitiers), 2006.
- ❖ [Walter. D. O. 1963] Walter, D. O. « Spectral analysis for electroencephalograms: mathematical determination of neurophysiological relationships from records of limited duration ». *Experimental Neurology* 8, n^o. 2 (1963): 155–181.
- ❖ Dumermuth, G., et L. Molinari. « Spectral analysis of the EEG ». *Neuropsychobiology* 17, n^o. 1–2 (1987): 85–99.
- ❖ [Y.MEYER .1991] Meyer, Y. « Méthodes temps-fréquence et méthodes temps-échelle en traitement du signal et de l'image ». *INRIA lectures* (1991).

- ❖ [YVES MEYER. 1987] Meyer, Y., S. Jaffard, et O. Rioul. « L'analyse par ondelettes ». *Pour la science* 119 (1987): 28–37.

- ❖ [Bentaleb, Y, 2006] Bentaleb, Y. « Analyse par ondelettes des signaux sismiques: Applications aux ondes de surface » Thèse de doctorat, (2006).

- ❖ [M.misiti, 2003] Michel misiti, les ondelettes et leurs applications, hermese science publication, 2003.

Résumé

Dans ce travail, nous intéressons à traiter les signaux EEG. Ces signaux étant enregistrés au niveau du Centre Hospitalier Universitaire de Tlemcen (**CHUT**).

Deux approches ont été utilisées : la transformée en ondelette discrète et la transformée en ondelette continue.

La transformée en ondelette discrète (DWT : Discrete wavelet transform) nous a permis de quantifier chacun des bandes fréquentielle correspondant aux différentes ondes cérébrales : delta, thêta, alpha et bêta.

Le calcul de pourcentages énergétiques des différentes bandes fréquentielles par rapport à l'énergie globale du signal nous a permis de palper l'apport de chacune des ondes à l'énergie globale du signal.

La transformée en ondelette continue (CWT : Continuous wavelet transform) nous a permis de localiser les ondes cérébrales dans le domaine temporel.

Mots clés

EEG, DWT, CWT, Rapport énergétique.