

***République Algérienne démocratique et populaire***  
***Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche***  
***scientifique***  
***Université Mohamed Seddik Benyahia – Jijel***



***Faculté des sciences exactes et informatique***

***Département d'informatique***

***MEMOIR DE FIN D'ETUDE***

***Pour l'obtention du diplôme de Master en informatique***

***Option : IA***

***Thème :***

***Approches neuronales pour la détection des***  
***épilepsies chez les nouveaux nés à partir d'images***  
***déduites des signaux d'électroencéphalogramme.***

***Réalisé par :***

***- Rida Fawzi***

***- Fatima Lecheheb***



***Encadrante :***

***Dr. Lahoulou Atidel***

**Promotion: Juin 2016**

M. inf. IA 02/16  
2  
2

**République Algérienne démocratique et populaire**  
**Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche**  
**scientifique**  
**Université Mohamed Seddik Benyahia – Jijel**



**Faculté des sciences exactes et informatique**

**Département d'informatique**

**MEMOIR DE FIN D'ETUDE**

**Pour l'obtention du diplôme de Master en informatique**

**Option : IA**

**Thème :**

**Approches neuronales pour la détection des**  
**épilepsies chez les nouveaux nés à partir d'images**  
**déduites des signaux d'électroencéphalogramme.**

**Réalisé par :**

**- Rida Fawzi**

**- Fatima Lecheheb**

**Encadrante :**

**Dr. Lahoulou Atidel**

**Promotion: Juin 2016**



## **Abstract**

This work presents a test of time-frequency (T-F) methods in signal processing and an approach for EEG abnormalities detection and classification based on signal related features. These features which characterize the non-stationary nature and the multicomponent characteristic of EEG.

The results obtained using Cross validation for SVM and MLP classification are acceptable. The application of this approach may help doctors in their daily work.

## **Résumé**

Ce travail présente un test aux méthodes Temps-Fréquence (T-F) dans le traitement de signal et l'approche pour la détection et la classification des anomalies des signaux EEG (crise épileptique), on se basant sur l'extraction des caractéristiques des signaux. Ces caractéristiques représentent la nature non stationnaire et le caractère multipostant des signaux EEG.

Les résultats obtenus en utilisant la validation croisée pour la classification SVM et PMC sont plutôt acceptables. L'application de cette approche pourrait aider les médecins dans leur travail quotidien.

## **Dédicaces.**

*On dédie ce travail à nos parents qui ont sacrifiés leur vie juste pour nous voir arriver là.*

*A nos frères et sœurs*

*A nos amis*

*A toutes les personnes qui ont marquées notre vie et ceux qui nous ont aidés durant tous les parcours scolaire et universitaire.*

*Et à nos grandes familles.*

**Rida Fawzi & Lecheheb Fatima.**

## Remerciements

*On tient à remercier notre encadrante **Dr Lahoulou Atidel**, nous remercions également **Dr Larbi Boubchir** (de l'université de Vincennes, France), pour leurs précieux conseils et orientations.*

*Nos sincères remerciements à **Monsieur Rida Imad** de l'université de Rouen, France, qui nous a été très utile dans la réalisation de ce travail.*

*Merci à **Monsieur Med Nadjib Zennir** qui nous a été de bons conseils durant notre formation Master.*

*Grand merci au **Professeur Ahmed Bouridane** (de l'université Northumbria, Newcastle).*

*Nous nous remercions aussi toute personne qui a participé de près ou de loin à l'exécution de ce modeste travail sans oublier les membres du jury d'avoir accepté de se porter juge de ce travail.*

# ***SOMMAIRE***

<b>Chapitre1 : Contexte médical et épilepsie en général .....</b>	<b>14</b>
<b>1. Contexte médical .....</b>	<b>14</b>
<b>1.1 Le cerveau : bases anatomiques et physiologiques.....</b>	<b>14</b>
<b>1.1.1 Anatomie du cerveau.....</b>	<b>14</b>
<b>1.1.2 Physiologie cérébrale.....</b>	<b>16</b>
<b>1.1.3 L'activité électromagnétique cérébrale.....</b>	<b>17</b>
<b>2. L'Épilepsie en général.....</b>	<b>18</b>
<b>2.1 Historique.....</b>	<b>18</b>
<b>2.2 L'épilepsie.....</b>	<b>18</b>
<b>2.3 Crise épileptique.....</b>	<b>18</b>
<b>2.4 Les causes de l'épilepsie.....</b>	<b>19</b>
<b>2.5 Types et Classification des épilepsies.....</b>	<b>19</b>
<b>2.5.1 Types des épilepsies.....</b>	<b>19</b>
<b>2.5.1.1 Les crises généralisées.....</b>	<b>19</b>
<b>2.5.1.2 Les crises partielles (focales).....</b>	<b>20</b>
<b>2.5.1.3 Les crises inclassables.....</b>	<b>21</b>
<b>2.5.2 La classification des épilepsies.....</b>	<b>21</b>
<b>2.6 Les Traitements.....</b>	<b>21</b>
<b>2.6.1 Les Médicaments.....</b>	<b>22</b>
<b>2.6.2 La chirurgie.....</b>	<b>22</b>
<b>2.6.3 La stimulation.....</b>	<b>23</b>
<b>3. Les méthodes d'exploration cérébrale.....</b>	<b>24</b>
<b>3.1 Mesure de l'activité cérébrale.....</b>	<b>24</b>
<b>3.2 Les méthodes non invasives.....</b>	<b>25</b>
<b>3.3 Les méthodes semi-invasives.....</b>	<b>37</b>
<b>3.4 Les méthodes invasives.....</b>	<b>37</b>
<b>3.5 La neuro-imagerie.....</b>	<b>39</b>
<b>4 Conclusion.....</b>	<b>41</b>



<b>Chapitre 2 : L'épilepsie néonatale.....</b>	<b>42</b>
1. L'épilepsie néonatale (chez le nouveau-né).....	42
2. Les causes de l'épilepsie néonatale.....	43
3. Les types des épilepsies néonatales.....	43
3.1 Epilepsie néonatale familiale bénigne.....	43
3.2 Epilepsie néonatale non familiale bénign.....	44
4. Les caractéristiques des crises épilepsie néonatale.....	44
5.1 Caractéristique de l'épilepsie néonatale familiale bénigne.....	44
5.2 Caractéristique de l'épilepsie néonatale non familiale bénigne.....	45
6. Diagnostique de l'épilepsie néonatale.....	45
7. Traitement de l'épilepsie néonatale.....	45
8. Les perceptives pour un enfant qui a des crises néonatales.....	46
8.1 Les perceptives pour un enfant qui a des crises néonatales familiale bénigne.....	46
8.2 Les perceptives pour un enfant qui a des crises néonatales non familiale bénigne...47	47
9. Conclusion.....	47
<b>Chapitre 3 : extraction de caractéristiques des signaux EEG par des QTFD.....</b>	<b>48</b>
1 Domaine temporel (time domain).....	49
2 Le domaine fréquentiel.....	49
3 Echelle de temps (Time Scale).....	50
4. Time Frequency.....	51
4.1 Approche T-F pour la détection et classification des activités épileptiques des EEG .....	51
4.1.1 Les distributions quadratiques Temps-fréquence (Quadratic time-frequency distribution, QTFD).....	51
4.1.2 L'analyse des T-F pour la détection des crises épileptiques chez le nouveau-né....	52
4.1.3 Segmentation d'image pour les résultats obtenus de chaque QTFD.....	57
4.1.4 Approche T-F pour la détection et classification des EEG épileptiques.....	59
5. Conclusion.....	60
<b>Chapitre 4 : Apprentissage artificiel.....</b>	<b>61</b>
1. Apprentissage supervisé.....	61
2. Réseaux de neurones artificiels.....	62

2.1 Perceptron Multicouche ou Multi layer Perceptron (PMC ou MLP).....	62
2.2 L'apprentissage.....	63
2.3 La rétro-propagation par descente de gradient.....	63
2.4 L'inconvénient des PMC (MLP).....	65
3. Machines à vecteurs de support (SVM).....	65
4. Conclusion.....	68
<b>Chapitre 5. Méthodologie et Résultats de notre Application.....</b>	<b>69</b>
1. Les données EEG.....	69
2. Méthodologie.....	70
2.1 Extraction des caractéristiques.....	70
2.2 Normalisation.....	71
2.3 La Classification MLP (PMC) & SVM.....	72
2.3.1 La validation croisée (K-Fold cross-validation).....	73
3. Organigramme de l'application de la classification SVM.....	74
4. Organigramme de l'application de la classification MLP.....	74
5. Nos résultats.....	75
6. Conclusion.....	75
Conclusion Générale.....	76
Références et Bibliographies.....	77

## *Liste des figures et tableaux*

### **Chapitre 1 :**

**Figure 1.1:** Le cerveau : Représentation des hémisphères (a) et les différents lobes qui le constituent (b)

**Figure 1.2:** Modèles d'un neurone

**Figure 1.3:** Stimulation du nerf vague et un stimulateur

**Figure 1.4:** Schéma comparatif des résolutions temporelles et spatiales et du caractère invasif des différentes techniques d'imagerie cérébrale (EEG :

Electroencéphalogramme, IRM : Imagerie par Résonance Magnétique, IRMf : IRM fonctionnelle, MEG : Magnétoencéphalographie, SEEG : Stéréo Encéphalographie, TDM : Tomodensitométrie, TEMP : Tomographie par Emission Mono photonique, TEP : Tomographie par Emission de position)

**Figure 1.5 :** Les composantes d'un EEG

**Figure 1.6:** Exemple d'un enregistrement d'EEG en montage bipolaire

**Figure 1.7:** Principaux rythmes extraits d'un EEG réel

**Figure 1.8:** Paroxysmes EEG (montage référentiel moyen)

**Figure 1.9:** Exemple de signaux contaminés par des artefacts de mouvement oculaire (montage bipolaire)

**Figure 1.10:** Exemple de signaux perturbés par des artefacts de clignements (montage bipolaire)

**Figure 1.11:** Exemple de signaux perturbés par des artefacts d'origine musculaire (montage bipolaire)

**Figure 1.12:** Exemple des signaux perturbés par des artefacts d'activité cardiaque (montage bipolaire)

**Figure 1.13:** L'électroencéphalogramme

**Figure 1.14:** Système de positionnement des électrodes 10 – 20 : sur cet exemple 21 électrodes sont posées

**Figure 1.15 :** Exemple d'enregistrement EEG-vidéo

**Figure 1.16 :** Illustration des enregistrements MEG et d'un casque MEG

**Figure 1.17 :** Matrice de capteurs placée sur le cortex

**Figure 1.18 :** Electrodes cylindriques avec des capteurs implantés dans le cerveau



**Figure 1.19** : Un scanner IRM et une image IRM (coupe axiale du cerveau)

**Figure 1.20** : Un scanner TEP et une image TEP (vue axiale du cerveau)

## **Chapitre 2 :**

**Figure 2.1** : un nouveau-né portant un casque d'électrodes EEG

## **Chapitre 3 :**

**Figure 3.1** : exemple d'informations d'amplitude la 1ere représente un cas normal la seconde un cas épileptique.

**Tableau 3.1.** Les noyaux (Time-Lag Kernels) des QTFDs les plus populaires et qu'on a utilisé dans notre travail.

**Figure 3.2** : exemple sur le power spectrum

**Figure 3.3** : Transformation ondlettes continues D1.

**Figure 3.4** : La distribution T-F Wigner-Ville dans le cas normal & épileptique.

**Figure 3.5** : La distribution T-F Smoothed Wigner-Ville dans le cas normal & épileptique.

**Figure 3.6** : La distribution T-F Spectrogram dans le cas normal & épileptique.

**Figure 3.7** : La distribution T-F Choi-Williams dans le cas normal & épileptique.

**Figure 3.8** : Comparaison entre le domaine temporel, fréquentiel et T-F cas épileptique.

**Figure 3.9** : Segmentation de la distribution TF WignerVille

**Figure 3.10** : Segmentation de la TF SPECTROGRAM.

**Figure 3.11** : Segmentation de la distribution TF Smoothed Wigner Ville

**Figure 3.12** : Segmentation de la distribution TF Choi\_Williams

**Figure 3.13** : Le Schéma général de la détection des épilepsies chez le nouveau-né, montrant les différentes étapes de cette approche.

## **Chapitre 4 :**

**Figure 4.1** : la structure d'un MLP

**Figure 4.2** : La structure d'un neurone

**Figure 4.3** : l'algorithme de rétro-propagation de gradienture d'un neurone



**Figure 4.4 :** Illustration d'un hyperplan

**Figure 4.5 :** Illustration des vecteurs de support

**Figure 4.6 :** Illustration de la marge maximale

**Figure 4.7 :** Illustration de la transformation dans un espace de re-description.

## **Chapitre 5 :**

**Figure 5.1 :** Les étapes essentielles de notre approche

**Figure 5.2 :** Procédure à suivre pour faire l'extraction des caractéristiques d'une TFD, exemple de Spectrogram (sur un seul signal EEG).

**Figure 5.3 :** Illustration de la Cross-Validation k-Folds.

**Tableau 5.1 :** Tableau des résultats de notre classification PMC et SVM avec cross validation.

## *Liste des acronymes*

<b>EEG</b>	Electroencéphalogramme
<b>MEG</b>	Magnétoencéphalographie
<b>IRM</b>	Imagerie par résonance magnétique
<b>IRMf</b>	IRM Fonctionnelle
<b>SEEG</b>	Stéréo Encéphalographie
<b>TDM</b>	Tomodensitométrie
<b>TEMP</b>	Tomographie par Emission Mono photonique
<b>TEP</b>	Tomographie par Emission de position
<b>DFT</b>	Discret Fourier Transform
<b>FFT</b>	Fast Fourier Transform
<b>LFM</b>	Linear Frequency Modulated
<b>PWLFM</b>	Piece-Wise LFM
<b>LOOCV</b>	Leave-One-Out Cross-Validation
<b>STD</b>	Standard Deviation
<b>T-F</b>	Time Frequency
<b>TFD</b>	Time Frequency Distribution
<b>WVD</b>	Wigner Ville Distribution
<b>SWVD</b>	Smoothed Wigner Ville Distribution
<b>CWD</b>	Choi-Williams Distribution
<b>SPEC</b>	Spectrogram
<b>QTFD</b>	Quadratic Time Frequency Distribution
<b>SVM</b>	Support Machine Vector
<b>MLP</b>	Multi Layers Perceptron
<b>PMC</b>	Perceptron Multi Couches

## Introduction générale

L'électroencéphalographie (EEG) est une des techniques les plus utilisées pour l'étude et la mise en évidence de l'activité électrique du cerveau. Elle demeure incontournable pour le diagnostic des maladies telles que l'épilepsie. Cette maladie est une affection chronique du cerveau qui touche toutes les populations du monde.

Elle se caractérise par des crises récurrentes qui sont la manifestation physique de décharges électriques excessives et soudaines, généralement brèves et répétitives, générées par une population de neurones. Ces décharges peuvent avoir lieu dans différentes parties du cerveau. Les crises peuvent varier en intensité mais également en localisation et en volume, elles peuvent entraîner de brèves pertes d'attention ou de petites secousses musculaires ou même conduisent à des convulsions sévères et prolongées.

Dans le monde, plus de 40 millions de personnes sont concernées par l'épilepsie selon la fondation française pour la recherche sur l'épilepsie. En France, par exemple, environ 450 000 épileptiques sont répertoriées dont 250 000 ont moins de 20 ans. L'épilepsie est après la migraine, la première raison de consultation chez les neurologues. Notre travail concerne les crises d'épilepsie néonatales qui se produisent chez les bébés de moins de 28 jours. Les crises d'un nouveau-né sont souvent brèves et subtiles, il pourrait être difficile de constater qu'un bébé a réellement une crise.

Cependant, il existe plusieurs types de modalités pour explorer les activités cérébrales, la figure 1 du 3ème chapitre illustre la variabilité des résolutions temporelles et spatiales parmi les méthodes d'exploration cérébrales (techniques d'imagerie et techniques électro-physiologique). En principe ces méthodes peuvent être groupées en deux classes : l'imagerie et l'exploration électro physiologique, Tout sera détaillé dans le 3ème chapitre.

Malheureusement la détection manuelle des crises épileptiques depuis les EEG est vraiment couteuse spécialement en temps dans le cas des enregistrements longs. Elle demande aussi des *compétences médicales en interprétation pour interpréter les crises épileptiques détecter et après déterminer les diagnostics appropriés (neurophysiologiste)*. Donc il est désiré de déployer un système automatique lequel peut aider le neurophysiologiste à détecter et classifier les crises EEG. Tel système a besoin d'analyser les signaux EEG pour extraire les caractéristiques aptes à la détection avec une grande exactitude des crises tout détail dans le chapitre 4.

A la fin on présente les résultats obtenu en utilisant notre approche dans le chapitre 5

## *Contexte médical et épilepsie en général*

La première partie de ce chapitre présente un panorama général du contexte médical : le cerveau et neurone

Dans la seconde on présentera les épilepsies en général, historique, types et classes et à la fin les traitements disponibles.

### *1. Contexte médical*

#### *1.1 Le cerveau : bases anatomiques et physiologiques*

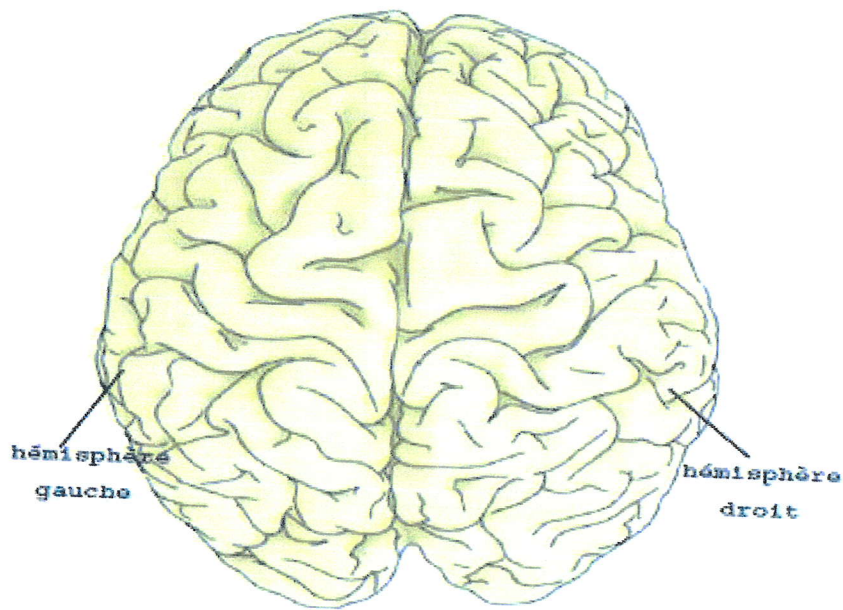
Le cerveau est l'organe le plus complexe du corps humain. Il régit notre comportement, nos actions et nos pensées, nos désirs et nos instincts. Grâce à lui, nous pouvons voir, sentir ou entendre, parler et marcher, analyser et comprendre le monde qui nous entoure. Pour cela, il suscite autant d'interrogations que de fascination.

##### *1.1.1 Anatomie du cerveau*

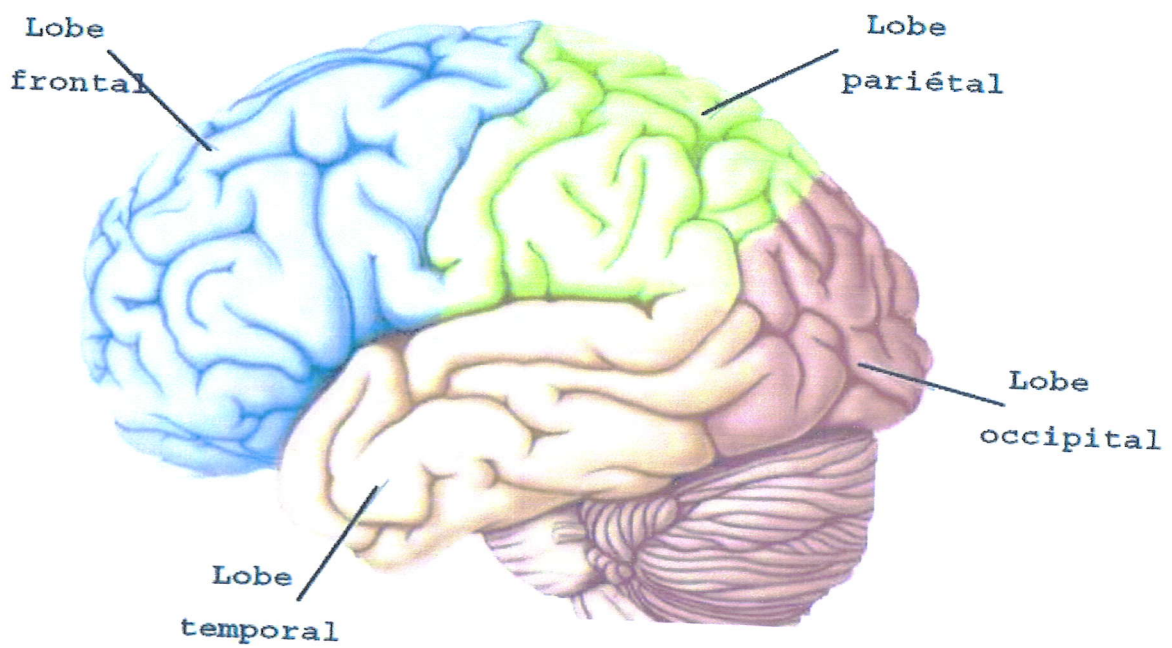
Cerveau est un terme qui désigne le tissu que l'on trouve dans le crâne. Le cerveau possède deux moitiés relativement symétriques appelées des hémisphères, l'un à droite et l'autre à gauche (figure 1.1(a)). Toute la couche externe du cerveau, la substance grise qui présente des circonvolutions complexes en périphérie, est appelée le cortex cérébral.

Le cortex de chaque hémisphère est divisé en quatre lobes (figure 1.1(b)) : le lobe pariétal, le lobe occipital, le lobe frontal et le lobe temporal dont l'appellation est directement inspirée du nom des os crâniens qui les recouvrent [1]. Les lobes sont impliqués dans différentes fonctions [2]:





(a)



(b)

**Figure 1.1: Le cerveau : Représentation des hémisphères (a) et les différents lobes qui le constituent (b)**

- Les lobes occipitaux, localisés à l'arrière du cortex, sont spécialisés dans la vision
- Les lobes pariétaux sont situés à l'avant des lobes occipitaux. Ils sont impliqués dans le sens du toucher, dans la détection de mouvement dans l'environnement et la localisation des objets dans l'espace.
- Les lobes frontaux sont impliqués dans le mouvement, l'attention, la planification, les compétences sociales, la pensée abstraite, la mémoire et certains aspects de la personnalité.
- Les lobes temporaux sont importants dans l'audition, le langage et la reconnaissance visuelle des objets.

### *1.1.2 Physiologie cérébrale*

Les cellules en charge du traitement de l'information au sein du cerveau sont les neurones. Le neurone est un type de cellule constituant l'unité fonctionnelle du système nerveux. On estime que le cerveau humain comprend environ 100 milliards ( $10^{11}$ ) de neurones [3]. Les neurones assurent la génération et la transmission d'un signal que l'on nomme l'influx nerveux.

Les neurones ont une organisation cellulaire de base qui ressemble à celle des autres cellules. Ils s'en distinguent toutefois nettement par leur spécialisation pour la communication intercellulaire. Cette propriété se manifeste dans leur morphologie générale.

Un neurone est divisé en plusieurs régions ayant chacune une fonction propre (figure 1.2). Les neurones sont caractérisés par : un corps cellulaire contenant le noyau et la plupart des organites responsables de l'entretien de la cellule, un long prolongement cellulaire, l'axone, issu de la cellule, s'étendant parfois sur une longue distance et servant à transmettre des signaux à d'autres cellules ; de nombreux prolongements courts, les dendrites, qui accroissent la surface disponibles pour des connexions avec les axones d'autres neurones ; de jonctions spécialisées, les synapses, entre leur axone et d'autres cellules, permettant ainsi une communication cellulaire directe.

Chaque neurone est capable d'en influencer beaucoup d'autres, de toute évidence, il faut des mécanismes extrêmement complexes et efficaces pour rendre possible la communication entre ce nombre important d'éléments. C'est ce que font les synapses, c'est-à-dire les contacts fonctionnels entre neurones. En se fondant sur le mécanisme de transmission qu'elles utilisent, on peut en distinguer deux types : les synapses électriques et les synapses chimiques.

### 1.1.3 L'activité électromagnétique cérébrale

Les synapses électriques sont présentes dans tout le système nerveux : elles laissent passer le courant électrique directement de façon passive d'un neurone à l'autre par les pores de jonctions communicantes.

Les potentiels électriques enregistrés sur le scalp sont les conséquences des activités synaptiques des neurones. L'activité électrique du cerveau recueillie à la surface du scalp est due à l'activation simultanée d'un très grand nombre de neurones.

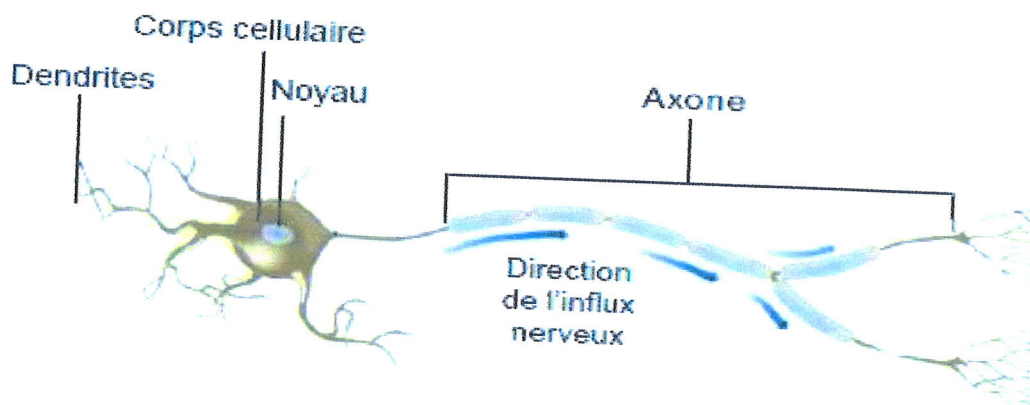


Figure 1.2: Modèles d'un neurone

Tous les neurones ne produisent pas d'activités électriques participant à l'EEG de surface. Ce sont surtout les cellules pyramidales [4], pourtant minoritaires qui en sont capables.

Les cellules pyramidales (figure 1.3) sont disposées parallèlement les unes par rapport aux autres et perpendiculairement à la surface du manteau cortical, leur arborisation dendritique est très asymétrique avec une dendrite dite apicale<sup>1</sup> s'étendant dans la couche superficielle du cortex, alors que le soma (corps cellulaire) est plus profondément situé.

La disposition parallèle de ces cellules pyramidales explique la génération d'un vecteur de densité de courant et caractérise la constitution du dipôle.

Pour qu'une activité électrique soit suffisamment ample pour devenir visible sur le scalp, il faut que des centaines de milliers de neurones se synchronisent. La surface corticale minimale active pour l'apparition d'un potentiel de scalp a été estimée à  $6\text{cm}^2$  selon [5].



## **2. L'Épilepsie en général**

### **2.1 Historique**

Le terme épilepsie vient du mot grec *epilembanien*, qui signifie prendre par surprise ou saisir violemment. L'épilepsie est une des maladies qui a eu le plus d'appellations différentes au cours de l'histoire. Au V<sup>e</sup> siècle avant J.C., les Grecs parlaient du 'mal sacré'. Hippocrate en a fait la description dans son traité. Il pensait qu'il s'agissait d'un dérèglement cérébral ce qui était une conception révolutionnaire. Chez les romains, il s'agissait du 'mal des esclaves'.

Ce n'est qu'à la fin du XIX<sup>e</sup> siècle, après des siècles d'obscurantisme, que l'épilepsie prend enfin sa place dans la famille des maladies neurologiques et c'est à Hughlings Jackson à qui nous devons la première conception pathogénique de la crise épileptique qu'il définit en 1873.

### **2.2 L'épilepsie**

L'épilepsie est une maladie neurologique chronique définie par le survenue d'une crise épileptique associée à la persistance d'un facteur de récurrence (répétition des crises). Ces crises soudaines sont le plus souvent de courte durée. L'épilepsie se caractérise par la répétition ou non des crises épileptiques. [6]

Elle touche les personnes sans distinction de classes d'âges, socio-culturelles ou géographiques. D'après les enquêtes épidémiologiques 0.6 à 0.8% sont atteints dans les pays développés et de 1 à 1.5% dans les pays en voie de développement en raison des maladies infectieuses sévères de l'enfant, des maladies parasitaires accidents d'accouchements, et des traumatismes divers [7].

De nombreux cas de personnes célèbres souffrant d'épilepsie. Des conquérants comme Alexandre le Grand et Jules César, des écrivains, Gustave Flaubert et Dostoïevski, ou des artistes comme Vincent Van Gogh, ont souffert de la maladie. [7]

### **2.3 Crise épileptique**

Les crises épileptiques se définissent comme des manifestations cliniques paroxystiques (motrices, sensitives, sensorielles ou psychiques) accompagnées ou non d'une perte de connaissance, liées à une décharge excessive et soudaine, généralement brève et anormale des neurones du cortex cérébral. [8]



## ***2.4 Les causes de l'épilepsie***

Le mécanisme fondamental à la base de la décharge neuronale excessive est encore méconnu. La plupart des données laissent penser que les crises sont déclenchées par des petites zones du cortex cérébral, appelées foyers, et se propagent ensuite à toutes les régions auxquelles ces foyers sont synaptiquement reliés [7].

Les crises épileptiques peuvent être causées par des facteurs acquis, comme des lésions corticales (zone endommagée au niveau du cerveau) dues à une lésion (anomalie), à un accident vasculaire, à une tumeur, à un développement anormal du cerveau. D'autres formes d'épilepsie sont d'origine génétique. [9] La plupart sont causées par l'héritage simultané de plusieurs gènes mutants.

En complément des définitions proposées par l'ILAE et présentées précédemment, une classification clinique des crises épileptiques a été proposée par Lüders et Maton en 1998 [10]. L'EEG et l'imagerie sont analysés après observation clinique afin de préciser le type d'épilepsie. Deux types principaux sont distingués dans cette classification : les crises généralisées et les crises partielles.

## ***2.5 Types et Classification des épilepsies :***

La classification internationale des crises épileptiques distingue, sur la concordance des critères cliniques et de l'électroencéphalogramme (EEG) en 1981, deux groupes principaux : les crises généralisées, les crises partielles.

En plus, il existe une autre catégorie qui est les crises inclassables. [11]

### ***2.5.1 Types des épilepsies***

#### ***2.5.1.1 Les crises généralisées***

Dans les crises généralisées, la décharge paroxystique intéresse la totalité du cortex cérébral. Différentes formes de crise généralisées sont décrites on distingue deux types de phénomènes (inhibiteur et moteur) :

#### **- Le phénomène inhibiteur :**

**-Les absences (petit mal).** Caractérisées par une altération brève de la conscience avec interruption de l'activité. On a deux types d'absence :

- Absences Typiques et Absences Atypiques.

- **Le phénomène moteur :**

- **Les crises myocloniques.** Corresponds à des secousses musculaires, brèves, pouvant entraîner la chute.

- **Les crises cloniques.** Survenant surtout chez le jeune enfant, constitués par des secousses cloniques avec une durée variable

- **Les crises toniques.** Corresponds à des contractions musculaires. On distingue : Les crises toniques axiales, axorhizoméliques et globales.

- **Les crises tonico-cloniques (crises Grand mal).** Ce déroule en trois phases : tonique, clonique et résolutive (correspond à un coma postcritique)

- **Les crises atoniques.** Lorsqu'elles sont prolongées le sujet demeure au sol en état de résolution musculaire complète.

- **Les crises végétatives.** Pouvant être partielle ou généralisée, l'apparition des phénomènes végétatifs.

Certaines crises généralisées peuvent comporter plusieurs composantes comme par exemple :

- Des crises myoclonono-atoniques.

- Des absences myocloniques.

### **2.5.1.2 Les crises partielles (focales)**

Dans les crises partielles ou focales, la décharge paroxystique touche seulement un secteur limité des structures corticales : le foyer épileptique (L'emplacement dans le cerveau où les crises d'épilepsies se déclenchent). Elles sont subdivisées en trois classes :

- **Les crises partielles simples.** Sans modification (aucun trouble) de la conscience, ne concernent qu'une région limitée du cerveau. On distingue :

- **Les crises partielles simples avec signes moteurs** (région centrale motrice).

- **Les crises partielles simples avec signes sensitifs ou sensoriels** (région centrale sensitive).

- **Les crises partielles simples avec signes végétatifs (autonomes)** (le lobe temporal).

- **Les crises partielles simples avec signes psychiques** (région frontale).

- **Les crises partielles complexes.** Avec alternation de la conscience, s'accompagnent soit dès le début, soit après un début partiel simple, d'un trouble de la conscience. Ce type de crise suggère une extension du foyer au-delà de la structure impliquée dans la crise partielle simple et elles peuvent parfois s'accompagner d'automatismes, de comportements involontaires.



- Les crises partielles secondairement généralisées. Il s'agit du cas d'une crise partielle s'étendant à l'ensemble du cortex.

### **2.5.1.3 Les crises inclassables**

Sont celles sur lesquelles on dispose du moins de renseignements cliniques, car elles sont peu fréquentes. Globalement, la proportion des crises généralisées est de 40% et 60% pour les crises partielles. Cette catégorie regroupe les crises impossibles à classer dans les groupes précédents.

### **2.5.2 La classification des épilepsies.**

Selon l'origine de l'épilepsie, les crises partielles et les généralisées peuvent être symptomatiques, crypto-géniques ou idiopathiques [12]:

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

## **2.6 Les Traitements**

Actuellement pour soigner les patients épileptiques, le traitement est d'abord médicamenteux. En cas d'échec de ce traitement, on propose un traitement chirurgical. Plus récemment ont été mises au point des techniques de stimulation. Les traitements qu'ils soient médicamenteux, chirurgicaux ou par stimulations, ont pour objectif la disparition des crises ou tout au moins leur diminution.



### **2.6.1 Les Médicaments**

Les tentatives de traitement des crises d'épilepsie remontent à la préhistoire. A chaque époque de l'histoire, les traitements ont découlé de la représentation que l'on se faisait de l'origine de la maladie.

A l'époque pré-hippocratique, l'épilepsie était considérée comme une maladie sainte, les traitements consistaient en offrandes, rituels, prescrits par des médecins-prêtres.

A l'époque hippocratique, certains médecins étaient persuadés de l'origine non divine de l'épilepsie et ont tenté de la soigner avec des méthodes naturelles, basées sur la diététique (science de l'alimentation équilibrée) et un mode de vie sain. Il y avait trois principes fondamentaux : règles d'alimentation, régulation des sécrétions et gymnastique corporelle.

Aujourd'hui, il y a à peu près 20 substances chimiques qui peuvent être utilisées seules ou en association, et qui ont une efficacité pharmacologique mesurée dans le traitement de l'épilepsie.

Avec les médicaments d'aujourd'hui, entre 70% et 80% des malades chez qui le diagnostic d'épilepsie est posé peuvent être traités avec succès (maîtrise complète des crises pendant plusieurs années), et donc de fait entre 20% et 30% sont résistants à la thérapie. Parmi ceux-ci, la moitié est candidate à la chirurgie [13,14,15]. Exemple des molécules antiépileptiques comme la phénobarbital, la phénytoïne, la carbamazépine et le valproate de sodium, ainsi on a les médicaments récents comme le vigabatrin, le gabapentin, la lamotrigine, la tiagabine, le topiramate, l'oxcarbamazépine et le lévétriracetam ainsi le felbamate. [16]

### **2.6.2 La chirurgie**

La place de la chirurgie demeure extrêmement limitée. Elle s'adresse à environ la moitié des patients qui ont une épilepsie partielle pharmaco-résistante et présentant un foyer épileptogène localisé qui peut être retiré chirurgicalement sans créer de déficit fonctionnel (troubles du langage, troubles de la mémoire,..).

La recherche de ce foyer, dite zone épileptogène, peut mettre en évidence une lésion cérébrale à l'origine des crises. Cependant, dans certains cas, aucune lésion ne peut être mise en évidence, quel que soit le moyen d'investigation.

La chirurgie de l'épilepsie est basée sur deux principes :

1. Curatif : l'intervention consiste en l'ablation du foyer épileptique ou d'une zone lésée

2. Palliatif : la chirurgie palliative de l'épilepsie consiste à sectionner les voies de transmission de la propagation de la décharge épileptique.

Les résultats de la chirurgie sont encourageants et les meilleurs résultats sont pour une épilepsie temporale, ce qui consiste en la résection (amputer) très limitée de la zone du cerveau ou a été individualisé le foyer épileptogène. [15]

### 2.6.3 La stimulation

La stimulation vagale chronique intermittente consiste en la stimulation du nerf vague gauche, au moyen d'une électrode implantée et connectée à un stimulateur sous-cutané de type pace-maker (figure 1.3). Selon certains auteurs, la technique est prometteuse, près de 40% des patients rapportent une réduction de plus de 50% de leurs crises, avec des effets secondaires supportables (toux, raucité de la voix, douleur pharyngée). Cependant, son mécanisme d'action est encore mal connu, ce qui explique le scepticisme d'une partie de la communauté vis à vis de cette méthode.



Figure 1.3: Stimulation du nerf vague et un stimulateur

La stimulation magnétique externe donne aussi des résultats encourageants, et elle est plus simple à utiliser, car elle est non invasive. La stimulation, par des électrodes implantées, de certaines structures cérébrales situées soit dans le lobe temporal, soit proches des noyaux gris centraux (thalamus) est une technique plus sophistiquée, dont les résultats restent encore difficiles à apprécier [15].





### 3. Les méthodes d'exploration cérébrale

#### 3.1 Mesure de l'activité cérébrale

Il existe plusieurs types de modalités pour explorer les activités cérébrales, la figure 1 [17] illustre la variabilité des résolutions temporelles et spatiales parmi les méthodes d'exploration cérébrales (techniques d'imagerie et techniques électro-physiologique).

En principe ces méthodes peuvent être groupées en deux classes : l'imagerie et l'exploration électro physiologique. Nous détaillons ici plus particulièrement des méthodes électro-physiologiques, et surtout l'électroencéphalogramme (EEG), qui est à la base de nos travaux de recherche.

Les autres méthodes, la magnétoencéphalographie(MEG), la stéréo-électroencéphalographie(SEEG) et l'électro-cortico-graphie (ECoG), ainsi que les méthodes d'imagerie, seront présentées brièvement.

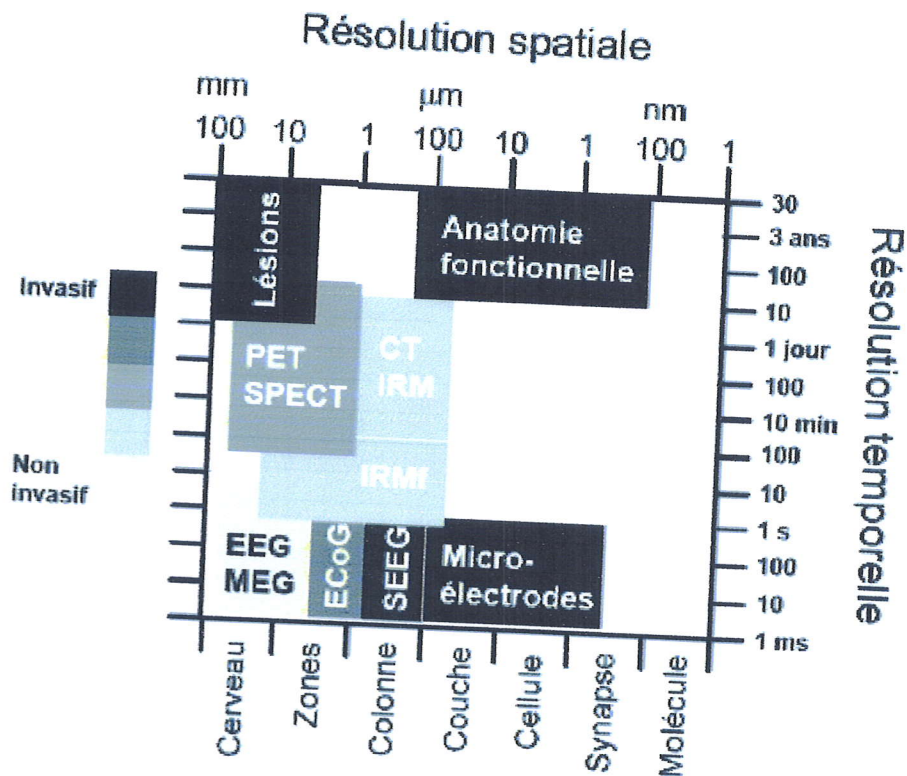


Figure 1.4 : Schéma comparatif des résolutions temporelles et spatiales et du caractère invasif des différentes techniques d'imagerie cérébrale (EEG : Electroencéphalogramme, IRM : Imagerie par Résonance Magnétique, IRMf : IRM fonctionnelle, MEG : Magnétoencéphalographie, SEEG : Stéréo Encéphalographie, TDM : Tomodensitométrie, TEMP : Tomographie par Emission Mono photonique, TEP : Tomographie par Emission de position)

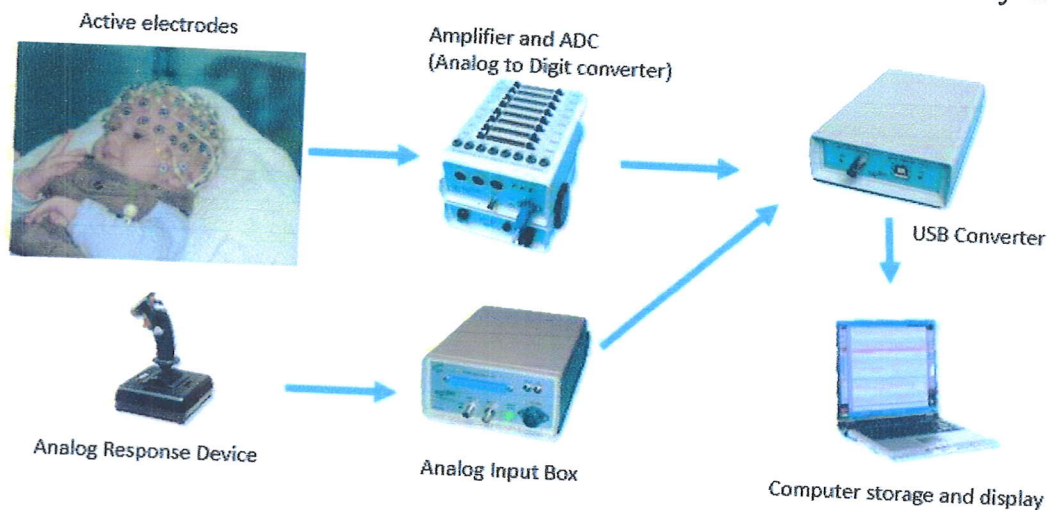


Nous pouvons classer en trois groupes les différentes modalités électro-physiologiques qui permettent d'enregistrer les signaux de l'activité électrique cérébrale : méthodes non invasives, semi-invasives et invasives.

### 3.2 Les méthodes non invasives

Parmi les méthodes d'analyse physiologiques non invasives, on distingue l'électroencéphalogramme de surface classique et la magnétoencéphalographie, qui est une technique relativement récente, nous parlerons plus précisément de ces méthodes dans les paragraphes suivants.

**L'Electroencéphalogramme (EEG).** L'électroencéphalogramme (EEG) est le moyen le plus utilisé pour mettre en évidence l'activité électrique du cerveau, donc l'activité épileptique proprement dite. Comparé aux autres techniques d'investigation, l'EEG fournit des informations en temps réel et avec une très bonne résolution temporelle, de l'ordre de la milliseconde (figure 1.6). Il demeure incontournable pour diagnostic et la classification des épilepsies. Berger a mis cela en évidence chez l'homme en 1924 [18]. L'EGG est le résultat d'une différence de potentiel mesurée entre deux points. L'enregistrement entre deux points se fait grâce à des électrodes placées sur le cuir chevelu, la figure 1.7 présente un exemple d'un enregistrement d'EEG. Ces potentiels varient au cours du temps et forment des rythmes.



**Figure1.5 : Les composantes d'un EEG**

La morphologie des tracés dépend de l'état d'activation des neurones enregistrés et cet état d'activation va se traduire par des variations de fréquences et d'amplitude des ondes enregistrées.

**-Les activités électriques cérébrales rythmiques.** Ces Activités sont classées selon leur fréquence en 5 groupes : delta- $\delta$ (0.5-4Hz), thêta- $\theta$ (4-8Hz), alpha- $\alpha$ (8-13Hz), bêta- $\beta$  (13-30Hz) et gamma- $\gamma$ (supérieur à 30 Hz) [19].

**-Le rythme alpha,** est un rythme de la bande(ou fréquence) entre 8- 13Hz et de 30 à 50 $\mu$ V d'amplitude, sa topologie est plus particulièrement postérieur (en arrière du vertex) dans la région occipitale. Il apparaît surtout avec les yeux fermés.

**-Les rythmes delta et thêta,** (les ondes lentes). Une onde dite lente est définie arbitrairement comme étant un signal dont le contenu fréquentiel est inférieur à celui de la bande alpha. Ces ondes lentes, thêta et delta, peuvent témoigner d'un processus pathologique lésionnel ou fonctionnel sous-jacent. Dans les épilepsies partielles, elles sont fréquentes et souvent localisées dans la même région que le foyer épileptique inter-critique (les ondes thêta et delta sont largement présentes lors des variations du niveau de vigilance et, dans ces conditions, leur apparition n'est pas pathologique) [20].

**-Le rythme bêta,** de fréquence supérieure à 13 Hz, occupe les régions moyennes des deux hémisphères souvent de manière asynchrone. D'amplitudes faibles (inférieure à 20 $\mu$ V), ces rythmes peuvent être masqués par les rythmes alpha (plus énergétique).



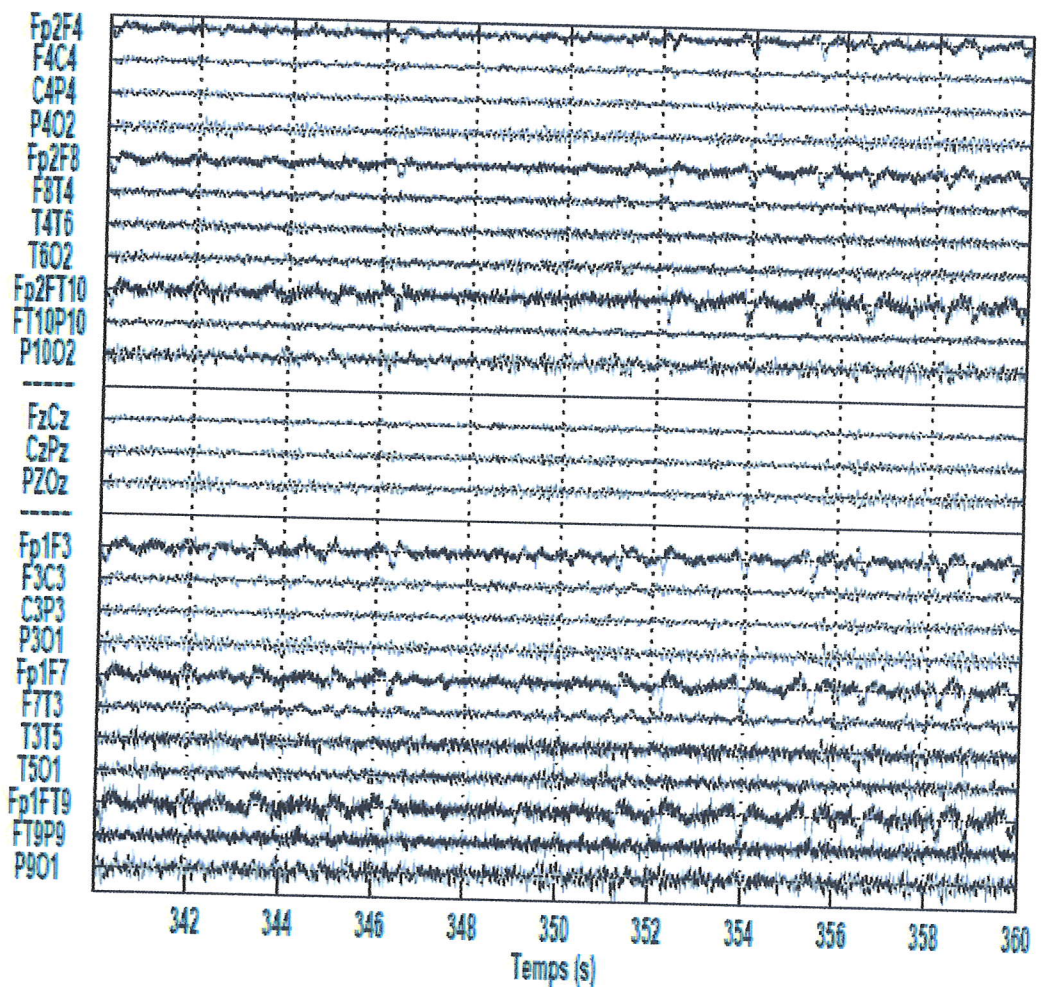
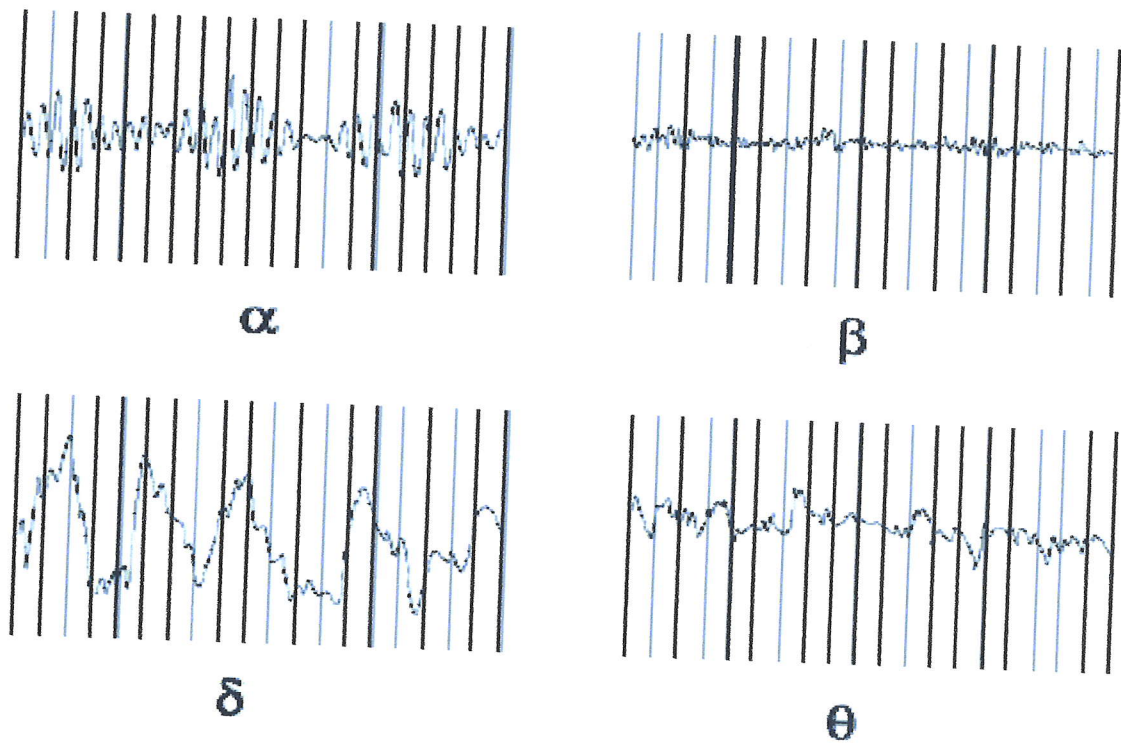


Figure 1.6 : Exemple d'un enregistrement d'EEG en montage bipolaire

-Le **rythme gamma**, est d'amplitude très faible et d'occurrence plus rare, la détection de ces rythmes peut être employée pour la confirmation de certaines pathologies. La figure 1.7 illustre les principaux rythmes de l'activité cérébrale ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\delta$  et  $\theta$ ).

**Les paroxysmes EEG.** Un paroxysme EEG peut être décrit comme un événement transitoire, une forme d'onde, avec un départ brutal et une fin brutale, qui atteint très rapidement son maximum amplitude, se détachant très nettement de l'activité du fond. Son amplitude est au moins deux fois supérieure à l'activité de fond. Un paroxysme EEG est de morphologie simple (la pointe et l'onde raide) ou complexe (poly-pointes, poly-pointes-ondes, pointe-onde rapide, pointe-ondes lentes). La figure 1.8 illustre un EEG avec l'apparition de paroxysmes (de type pointes bi-phasiques).





**Figure 1.7 : Principaux rythmes extraits d'un EEG réel**



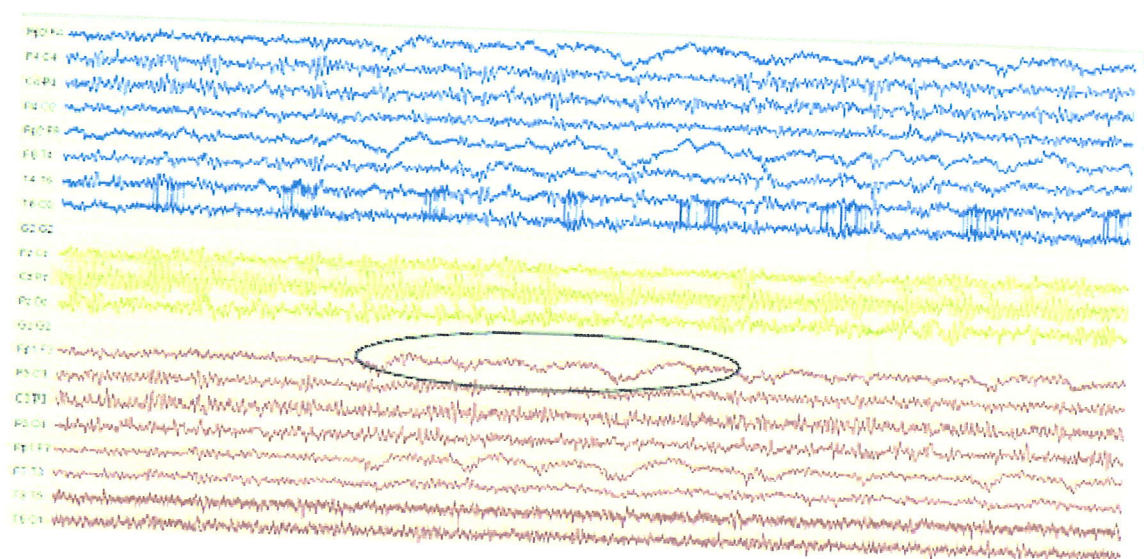
**Figure 1.8: Paroxysmes EEG (montage référentiel moyen)**

**Les perturbations.** Les principales perturbations présentes dans les EEGs sont les artéfacts et le bruit :

**Les artéfacts :** Les artéfacts sont des activités électro physiologiques non cérébrales d'origine corporelle enregistrés par l'EEG, comme des mouvements oculaires, des clignements, des activités musculaires, des activités cardiaques, etc.

**Les mouvements oculaires.** Les mouvements oculaires sont les mouvements volontaires ou involontaires de ou des yeux provoquant des différences de potentiels lentes sur les électrodes

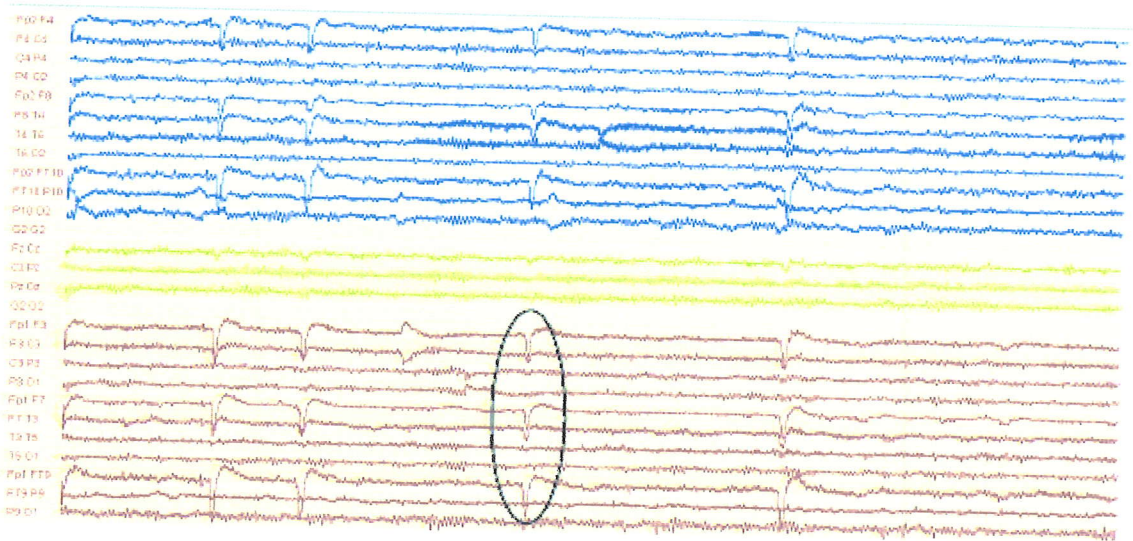
frontales ; cela entraîne des distorsions, souvent significatives, du signal EEG rendant son interprétation problématique (figure 1.9).



**Figure 1.9: Exemple de signaux contaminés par des artéfacts de mouvement oculaire (montage bipolaire)**

**-clignements.** Les clignements sont les mouvements mécaniques de la paupière. Chaque clignement ou chaque fermeture des paupières entraîne une grande déflexion du signal, due au mouvement des paupières. Ces artéfacts apparaissent principalement sur les électrodes de la zone frontale (sur le montage bipolaire, figure 1.10. En cas de montage référentiel commun, leur répartition sur les voies de mesure dépend du placement de l'électrode de référence.

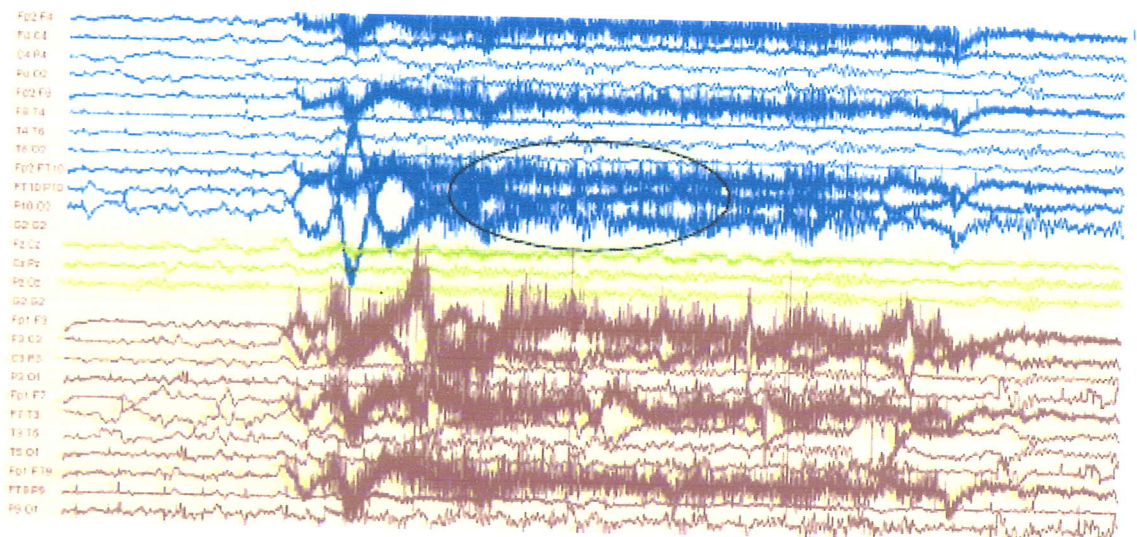




**Figure 1.10 : Exemple de signaux perturbés par des artéfacts de clignements (montage bipolaire)**

**L'artéfact musculaire.** Les muscles de la tête ou de la face peuvent produire des activités musculaires qui se traduisent par des phénomènes électriques rapides.

Les artéfacts musculaires génèrent des signaux de hautes fréquences, en grande partie d'amplitude supérieure à l'activité EEG mesurable, en masquant l'activité cérébrale (figure 1.11).



**Figure 1.11 : Exemple de signaux perturbés par des artéfacts d'origine musculaire (montage bipolaire)**

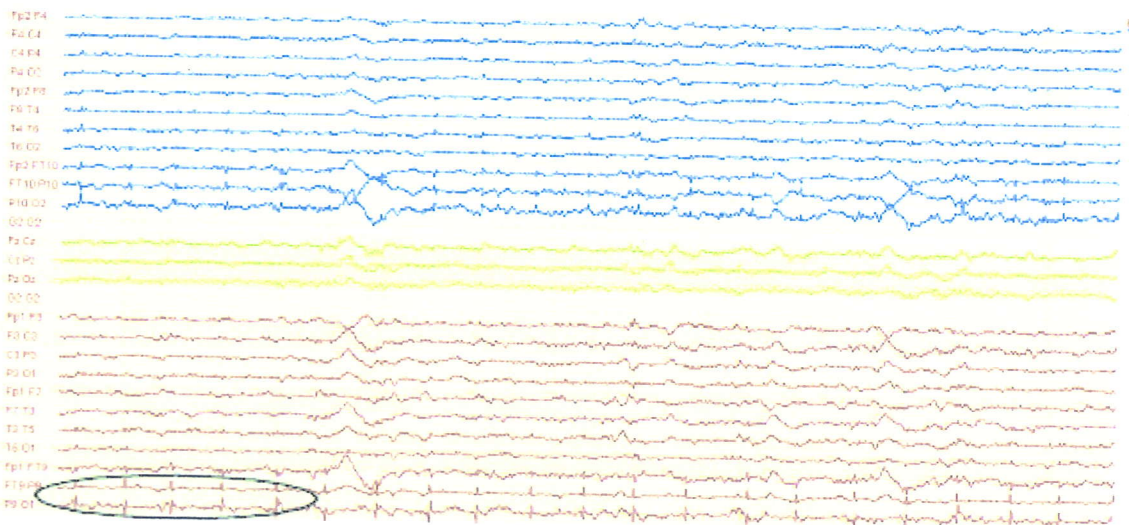


**-Les activités cardiaques.** Chaque battement cardiaque entraîne un léger mouvement de la tête, non perçu communément. Localement, les électrodes situées à proximité d'une artère peuvent être sujettes à un mouvement supplémentaire et générer un artéfact. L'aspect de ces artéfacts peut parfois ressembler à celui de pointes inter-critiques et il devient alors très difficile de les différencier (figure 3.9).

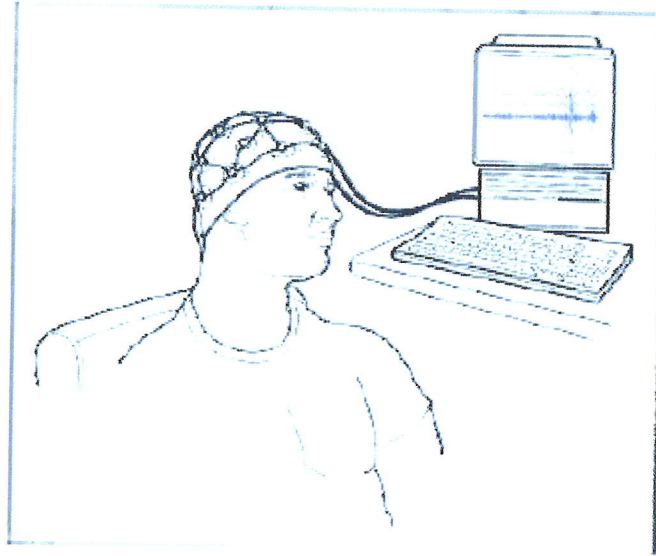
**-Le bruit.** On appelle bruit toute composante du signal mesuré non identifiée comme un artéfact et qui n'est pas informative pour l'application. Nous avons deux types de bruit : l'activité qui n'a généralement pas d'explication clinique connue pour le moment, comme les fréquences au-dessus de 30 Hz (les hautes fréquences) et le bruit de mesure, dû essentiellement à l'instrumentation (électrodes, fils électriques, alimentation, etc.) et à l'environnement.

**Les électrodes.** Les électrodes sont de petites tailles, chacune de ces électrodes est reliée à un enregistreur numérique qui recueille et stocke le signal (figure 1.13).

Les électrodes sont de trois types [20]:



**Figure 1.12 : Exemple des signaux perturbés par des artéfacts d'activité cardiaque (montage bipolaire)**



**Figure 1.13 : L'électroencéphalogramme**

**-L'électrode tampon.**

A la forme d'un petit dôme de 2cm<sup>2</sup> à a base, en argent chlorure recouvert d'un tampon de tissu imbibé (pénétré) d'eau saline, est simplement placée sur le scalp après dégraissage du cuir chevelu et application d'une pâte conductrice, elle est maintenue par un casque de caoutchouc épousant le crâne du sujet.

**-L'électrode cupule.**

A la forme d'un disque en argent de 5 mm de diamètre dont la cupule centrale permet l'application d'une pâte conductrice, elle est collée sur le crâne sur un support imbibé de collodion. Ces électrodes sont recommandées pour tout enregistrement de longue durée et lorsque la probabilité d'enregistrement d'une crise épileptique est forte.

**-L'électrode aiguille**

A la forme d'une aiguille hypodermique en acier inoxydable ou argentée, introduite juste sous la peau, parallèlement à la surface. Ces électrodes sont à usage unique et réservées aux situations d'urgence, en réanimation, au bloc opératoire.

**Système 10-20.** Pour assurer un positionnement spatial identique selon un repère anatomique propre à chaque patient, des normes ont été élaborées en routine clinique. Ces normes dépendent de la résolution spatiale souhaitée. L'emplacement des électrodes est standardisé par une nomenclature internationale appelée 10 – 20 [21].

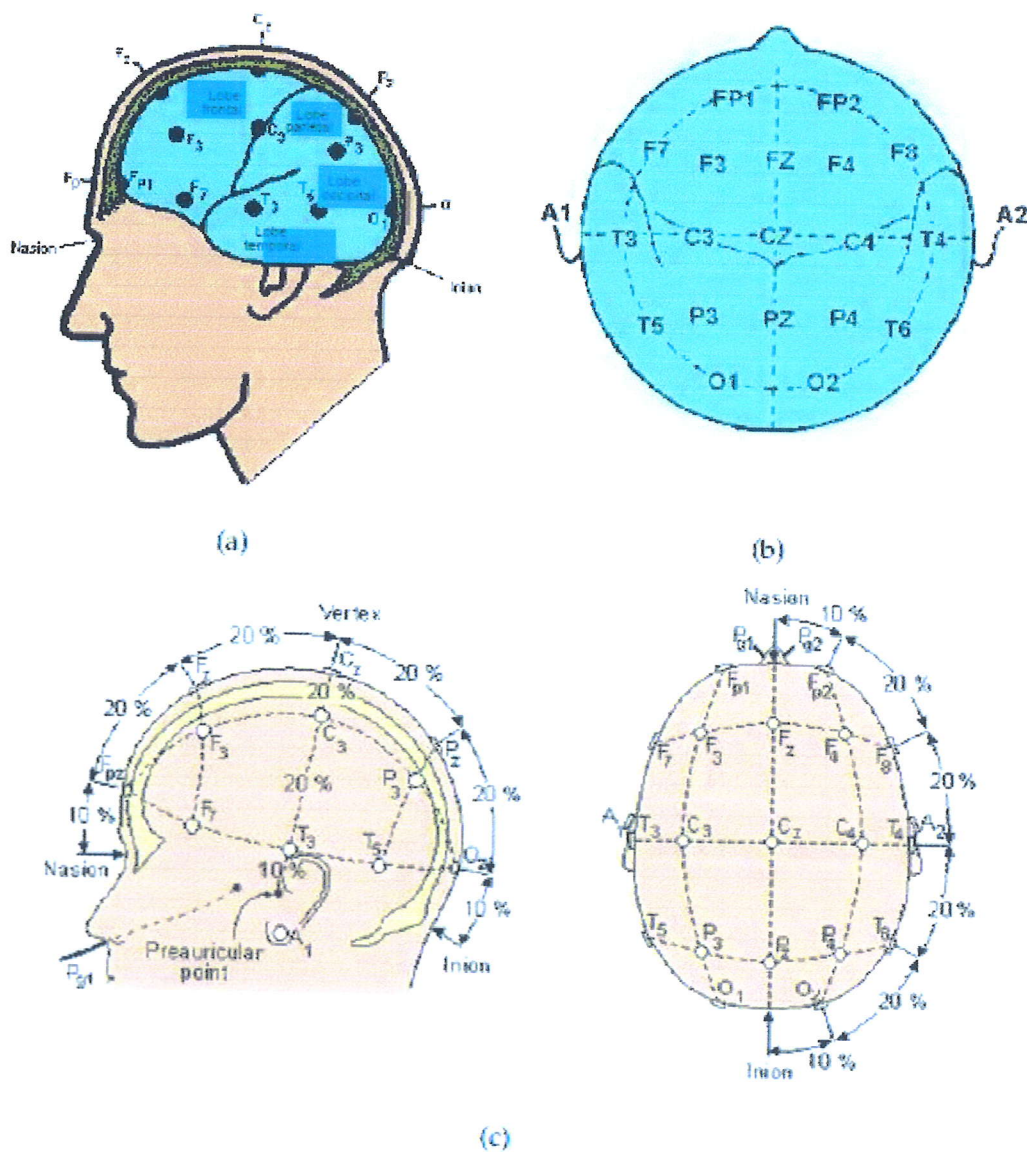
Aujourd'hui avec l'amélioration des électrodes, des technologies d'enregistrement, le nombre d'électrodes peut parfois atteindre 64, 128 voire 256 (EEG à 'haute résolution-EEGHR'), Mais



toutes découlent du système 10-20. Ce système fixe de façon proportionnelle l'emplacement des électrodes par rapport à des repères osseux fixes (figure 1.14).

Les positions sont définies en divisant les lignes crâniennes des plans médian et transversal, en segment de 10 et 20 pour cents de leur longueur (figure 1.14 (c))

Chaque électrode porte un nom précis, les chiffres pairs de chaque électrode indiquent le côté droit, et les chiffres impairs le côté gauche. Ils obéissent à la logique suivante : A=lobe de l'oreille, C= central, P= pariétal, F=frontal, Fp=frontal polaire, O= occipital, T= temporal et la lettre z indique l'axe central.



**Figure 1.14: Système de positionnement des électrodes 10 – 20 : sur cet exemple 21 électrodes sont posées**



**Les montages.** Un montage EEG correspond à la combinaison de couples d'électrodes. Deux types de montages principaux peuvent être utilisés : les montages référentiels et/ou les montages bipolaires. Il peut exister aussi un troisième type de montage, (moins utilisé) le montage laplacien.

**Le montage référentiel.** Dans les montages référentiels, l'enregistrement de chaque électrode est par rapport à une électrode de référence. En théorie, la différence de potentiel correspond à la valeur absolue du signal recueilli sous la seule électrode active. En pratique, l'électrode de référence doit être choisie pour être la plus inactive possible, mais la référence parfaitement nulle n'existe pas et il existe toujours une contamination bioélectrique cérébrale ou extra-cérébrale de la référence. Le problème du choix l'électrode de référence est encore un problème d'actualité [22, 23, 24, 25, 20].

Une solution usuelle en clinique est de faire appel à un deuxième type de montage référentiel, consistant à utiliser une référence moyenne défini par la moyenne des potentiels de l'ensemble.[26]

**Le montage bipolaire.** Les montages bipolaires sont des connexions entre deux électrodes 'actives', c'est-à-dire différente de la référence. La différence de potentiel correspond à la somme algébrique des signaux recueillis sous chaque électrode active (ce qui conduit implicitement à l'élimination de la référence). Il y a principalement deux types de montages bipolaires : le montage bipolaire antéropostérieur (ou longitudinal) qui explore d'avant en arrière et le Montage bipolaire transverse qui explore de droite à gauche.

Le montage référentiel et le montage bipolaire sont complémentaires, car ils ne s'interprètent pas de la même manière. Dans un montage référentiel c'est l'amplitude de l'enregistrement qui renseigne sur l'activité cérébrale alors que dans un montage bipolaire c'est plutôt l'inversion de phase qui permettra de déduire la localisation du dipôle. Le montage bipolaire représente une mesure locale de l'activité sous-jacente. Une autre différence est que les premiers sont plutôt utilisés pour le diagnostic d'une crise très focale alors que les seconds sont préférés pour des crises plus étendues.

Un enregistrement se réalise toujours sur un montage référentiel avec possibilité ultérieure de recombinaison de montages bipolaires ou référentiel moyen. Lors de la lecture du tracé, pour l'interprétation, cliniques choisissent le ou les montages les plus informatifs. Le choix du montage dépend de la pathologie sous-jacente et des informations suspectées à la lecture d'un

premier montage. On peut ainsi comparer une même séquence (par exemple une crise épileptique) selon différents montages.

**Le montage laplacien.** Montage utilisable en EEG numérisé, consistant en une transformation mathématique utilisant la dérivée seconde spatiale. On peut approcher la valeur laplacienne du potentiel en utilisant la valeur moyenne des électrodes de voisinages comme référence, et ce pour chaque électrode [27].

**L'EEG-vidéo continu.** L'enregistrement repose sur le même principe que l'EEG standard couplé à la vidéo de façon synchronisée. L'enregistrement EEG-vidéo est effectué de façon prolongée et continue pendant 2 à 5 jours consécutifs 24h sur 24 dans une chambre d'hospitalisation, afin de visualiser les manifestations électriques et cliniques de jour comme de nuit (on recueille habituellement un minimum de deux ou trois crises pour un même patient).

L'enregistrement vidéo des crises permet de mieux cerner la sémiologie critique et apporte des informations indispensables pour interpréter l'EEG. Ce type d'enregistrement est indiqué pour coupler à la mesure EEG une étude sémiologique dans le cadre d'évaluation pré-chirurgicale des épilepsies partielles sévères pharmaco-résistantes dans la perspective d'une intervention chirurgicale.



**Figure 1.15: Exemple d'enregistrement EEG-vidéo**



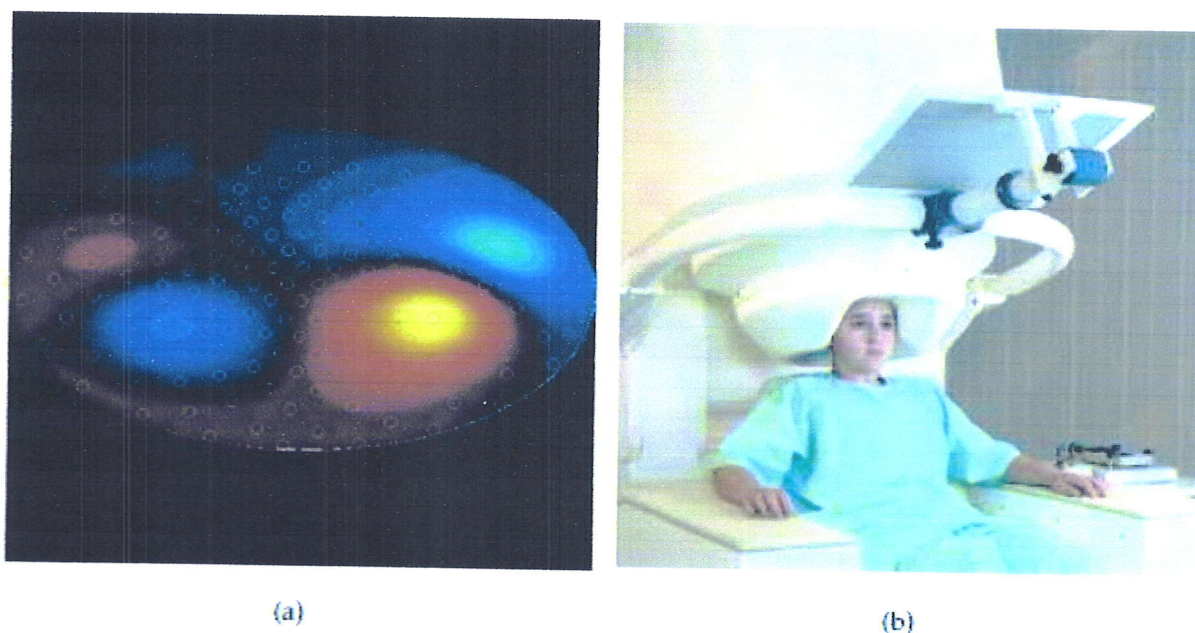
**La magnétoencéphalographie.** La magnétoencéphalographie (MEG) (figure 1.16) est une technique relativement récente. Ce n'est qu'en 1968 que Cohen [28], un physicien spécialisé dans les blindages magnétiques, enregistra pour la première fois les champs magnétiques issus de l'activité cérébrale.

L'origine du signal MEG est directement reliée à celle de l'EEG. En effet la loi de Biot-Savart indique que chaque courant élémentaire issu de l'activité des cellules nerveuses produit un champ magnétique perpendiculaire. Il est donc possible de mesurer les variations du champ magnétique.

On enregistre essentiellement la contribution des courants intra- et extra cellulaires dû aux potentiels post synaptiques. Les systèmes MEG actuels possèdent de 50 à 200 capteurs permettant chacun de capturer une composante (radiale en général) du champ magnétique.

Les champs cérébraux générés sont 10 milliard de fois plus faibles que les champs magnétiques terrestres, ce qui explique la complexité de la mesure à mettre en œuvre.

La MEG est une technique très coûteuse tant à l'achat qu'à l'entretien.



**Figure 1.16 : Illustration d'un casque MEG (a) et des enregistrements MEG (b)**

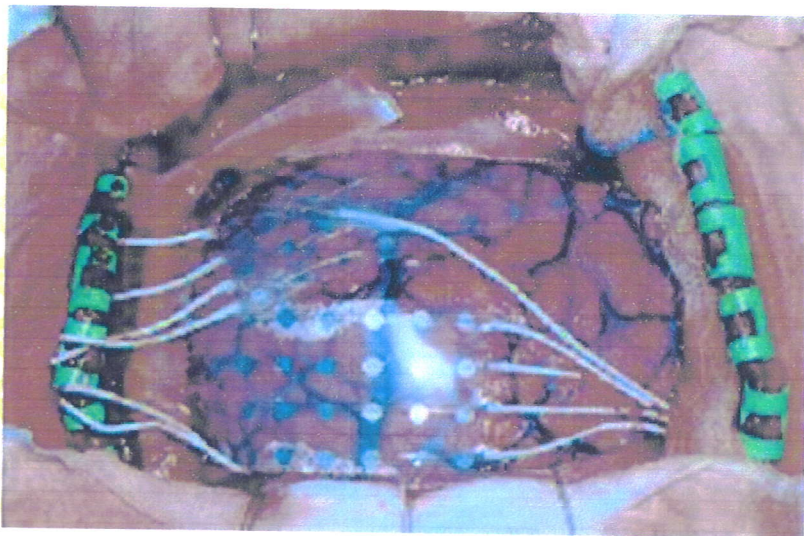


### 3.3 Les méthodes semi-invasives

La méthode semi-invasive la plus commune date de travaux de Jasper [21], l'Electrocorticographie (ECoG).

**L'Electrocorticographie (ECoG).** L'ECoG est principalement utilisée dans les pays anglo-saxons. Une fenêtre de quelques dizaines de cm<sup>2</sup> est ouverte dans le crâne et une grille contenant une matrice de capteurs est posée directement sur le cortex (figure 1.17).

Son principal avantage par rapport à l'EEG de surface est qu'elle permet de s'affranchir des transformations du signal introduites par le crâne et le cuir chevelu, par les courants surfaciques, lors de transfert du signal vers la surface. Toutefois, l'information ainsi recueillie n'est toujours qu'une projection surfacique et ne restitue que partiellement l'activité électrique des structures profondes.



**Figure 1.17 : Matrice de capteurs placée sur le cortex**

### 3.4 Les méthodes invasives

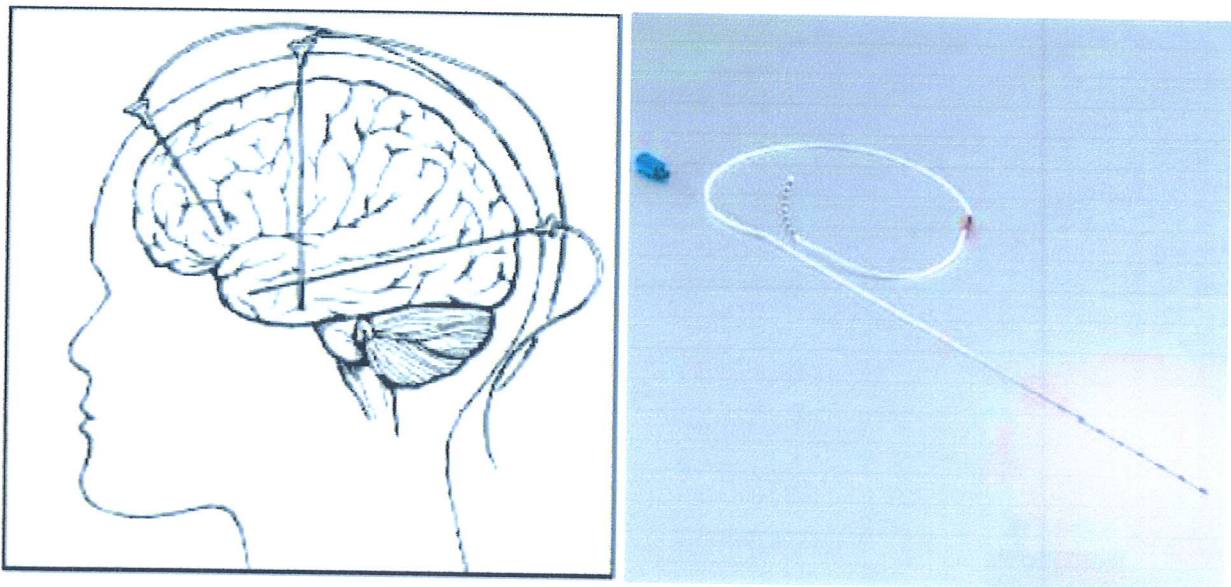
La technique d'enregistrement des signaux EEG invasive la plus courante est la stéréo-électroencéphalographie (SEEG). Elle a été développée en France par Bancaud et Talairach à la fin des années 50, [29,30].

**La Stéréo-électroencéphalographie (SEEG).** La stéréo-encéphalographie (SEEG) est une technique d'exploration fonctionnelle du cerveau qui enregistre l'activité électrique de certaines

structures potentiellement impliquées dans les crises d'épilepsie. Associées à des enregistrements vidéo simultanés, voire à des enregistrements EEG de surface, ces données alimentent l'analyse électro-clinique des crises, dans la délimitation des sites cérébraux impliqués par les décharges paroxystiques.

Une électrode comprend entre 10 et 15 capteurs (figure 1.18). Le signal vectoriel résultant est enregistré sur 80 à 128 voies (selon les systèmes d'acquisition). En pratique, les patients sont généralement accueillis dans une unité d'épileptologie pendant 5 jours [31].

L'intérêt principal de la SEEG, par rapport à l'EEG, est de recueillir l'activité électrique des neurones directement au contact des générateurs, ce qui permet d'enregistrer des signaux *représentant une activité locale*. La SEEG mesure donc l'activité épileptique de façon très focale avec une très bonne résolution spatiale dans l'axe du support d'électrode. Elle donne des renseignements sur la profondeur de la zone épileptogène. Les enregistrements SEEG ont de plus l'avantage de ne pas être perturbés par la plupart des activités de surface [32]. En revanche, la nature invasive de la méthode constitue une limite importante et elle n'est appliquée que dans des cas définis très précisément par les cliniciens.



**Figure 1.18 : Electrodes cylindriques avec des capteurs implantés dans le cerveau**



### 3.5 La neuro-imagerie

La neuro-imagerie recouvre différentes techniques permettant de 'voir' le cerveau, l'architecture spatio-temporelle ainsi que ses modifications lors de pathologies neurologiques et psychiatriques.

Dans le cadre général de la neuro-imagerie, on trouve des examens et techniques très différents, à la fois par leur principes physiques d'acquisition que par leurs objectifs précis :

-Les techniques qui visent principalement à mettre en évidence des structures anatomiques, sans donner des informations directes sur leur fonctionnement, sont le scanner et l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Dans le cas des épilepsies, ces examens cherchent à localiser des éventuelles lésions qui pourraient expliquer le déclenchement ou le déroulement des crises.

-La tomographie par émission de positons (TEP) est une technique dite d'imagerie fonctionnelle. Elle tente de mettre en évidence des zones d'hypo-métabolisme qui seraient en relation avec un dysfonctionnement cérébral ou des anomalies fonctionnelles en rapport avec la zone épileptogène.

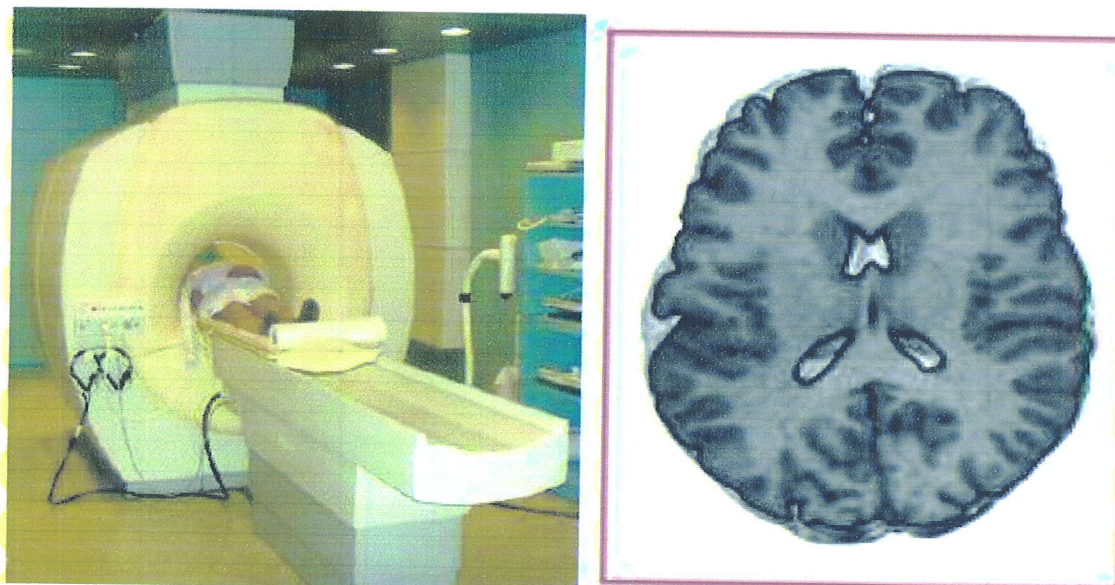
**L'imagerie par résonance magnétique (IRM).** L'IRM est la méthode la plus récente et la plus sophistiquée. Richard Ernst a proposé le concept d'imagerie par résonance magnétique et ses bases théoriques en 1975. Au début des années 1980, l'IRM commence à se diffuser et s'imposer en routine clinique [33].

L'IRM (figure 1.19) peut produire deux principaux types d'images de la tête et du cerveau, les images anatomiques et les images fonctionnelles. Les deux types d'images possèdent une résolution spatiale de l'ordre du millimètre (figure 1.5), le temps d'acquisition de chaque image variant de une à dix secondes.

Les images anatomiques apportent une image 3D de la densité d'eau présente. Elles permettent, après segmentation, d'obtenir des modèles 3D réalistes de la tête de chaque sujet en discernant chacun des milieux.

Les images fonctionnelles, quant à elles, permettent de représenter la concentration d'oxygène dans le sang. Elles fournissent des images 3D permettant de localiser une activité cérébrale par la consommation d'oxygène qu'elle occasionne. Cette modalité est très appréciée d'un point de vue clinique, car elle fournit des images de très bonne qualité facilitant grandement les diagnostics. Concernant l'étude du cerveau, cette technique manque d'une bonne résolution temporelle, néanmoins elle fournit la meilleure précision spatiale en termes d'imagerie fonctionnelle. Un autre inconvénient de l'IRM est qu'elle nécessite un équipement très coûteux tant à l'achat qu'à l'entretien.





**Figure 1.19: Un scanner IRM et une image IRM (coupe axiale du cerveau)**

**La tomographie à Emission de positons (TEP).** Cette technique consiste à injecter au patient un marqueur radioactif, c'est-à-dire émettant des positons qui sont généralement incorporés dans une molécule impliquée dans le métabolisme glucidique ou de la consommation en oxygène. Le marqueur, une fois injecté se répand dans la zone de l'organisme à imager. Il est alors possible de détecter le marqueur et sa concentration grâce aux émissions gamma que sa radioactivité déclenche. Dans l'imagerie neurologique pour le diagnostic des épilepsies, l'hypothèse est que le volume d'hypo-métabolisme est en relation avec la zone épileptogène [34] (même si, souvent, les deux ne se superposent pas complètement).



**Figure 1.20 : Un scanner TEP et une image TEP (vue axiale du cerveau)**

Pour déterminer au mieux la localisation de la zone épileptogène, l'imagerie médicale apporte une information souvent utile, mais quelquefois insuffisante pour la localiser. Son utilisation dans le cadre de l'épilepsie se doit de reposer sur une cohérence entre les images apportées par les différentes techniques, les données de l'observation clinique et l'électroencéphalogramme (et/ou un autre examen électrophysiologique) des crises.

#### **4 Conclusion.**

Ce chapitre a été consacré pour la présentation du contexte médical de plus nous avons illustrés les épilepsies en général, avec son historique, ses types, ses classes et les traitements disponibles.

De plus dans ce chapitre on a résumé les différentes explorations cérébrales connues et on a détaillé l'explication des EEG en montrant le matériel utilisé, les différents rythmes et les systèmes de montages utilisés.



### *L'épilepsie néonatale*

Ce chapitre est consacré juste à l'épilepsie néonatale ou l'épilepsie chez le nouveau-né; son historique, ses causes, ses types et classes et ses traitements.

#### *1. L'épilepsie néonatale (chez le nouveau-né)*

L'épilepsie néonatale (nouveau-né) provoque des crises chez les bébés âgés de moins de 28 jours. De nombreux problèmes différents peuvent causer des crises néonatales. La plupart des crises néonatales sont considérées comme des crises provoquées, plutôt que comme un syndrome d'épilepsie réel.

Un bébé qui a des crises néonatales ne sera pas nécessairement atteint d'épilepsie plus tard, bien que la probabilité qu'il développe l'épilepsie soit beaucoup plus élevée. Un bébé en crise peut cligner rapidement des yeux, faire des bruits de succion et bouger le bras et les jambes comme s'il nageait. [35]



**Figure2.1 : un nouveau-né portant un casque d'électrodes EEG**



## ***2. Les causes de l'épilepsie néonatale***

Les crises néonatales sont habituellement symptomatiques ou cryptogénétiques.

Les crises néonatales symptomatiques peuvent être causées par les éléments ci-dessous [35]:

- **Un manque d'oxygène** avant ou pendant la naissance causé par des problèmes comme un abruption placentae (décollement prématuré du placenta de l'utérus), un travail difficile ou prolongé ou une compression du cordon ombilical.
- **Une infection contractée** avant ou après la naissance, comme une méningite, une encéphalite virale, une toxoplasmose ou la rubéole.
- **Un accident vasculaire cérébral** avant ou après la naissance.
- **Une thrombose des sinus veineux** (un caillot à l'intérieur du cerveau).
- **Un saignement à l'intérieur du cerveau.**
- **Des anomalies cérébrales congénitales**, génétiques ou acquises pendant le développement fœtal, comme une sclérose tubéreuse du cerveau.
- **Des déséquilibres** de la glycémie et des électrolytes (sels minéraux), y compris l'hypoglycémie (faible taux de sucre dans le sang), l'hypocalcémie (faible taux de calcium), l'hyponatrémie (faible taux de sodium) ou l'hypernatrémie (taux élevé de sodium).
- **Les problèmes métaboliques**, comme la maladie des urines à odeur de sirop d'érable (solution de sels minéraux), une dépendance à la pyridoxine ou la phénylcétonurie (PCU).
- **Le sevrage (l'arrêt) de drogue** qui peut être nécessaire pour les bébés nés de mères dépendantes aux barbituriques, à l'alcool, à l'héroïne, à la cocaïne ou à la méthadone

**Remarque :** Les risques de crise sont supérieurs si le bébé est prématuré ou a un faible poids à la naissance.

## **3. Les types des épilepsies néonatales**

On distingue deux classes qui sont [35]:

### **3.1 Epilepsie néonatale familiale bénigne**

Les crises néonatales familiales bénignes (également appelées convulsions du cinquième jour ou crises du cinquième jour) sont un syndrome épileptique idiopathique dans le cadre duquel le bébé subit une mutation d'un ou de plusieurs gènes possibles. Il s'agit d'un domaine de recherche active et de nouveaux gènes sont identifiés. La plupart des gènes touchés perturbent les canaux ioniques de potassium à l'intérieur du cerveau. Cet état est souvent héréditaire dans un modèle autosomique dominant, ce qui signifie que la mère ou le père du bébé a également été atteint de ce trouble.

### **3.2 Epilepsie néonatale non familiale bénigne**

La cause des crises néonatales non familiale bénignes demeure inconnue. Il se peut qu'elles soient causées par une carence en zinc ou un virus.

#### **4. Les caractéristiques des crises épilepsie néonatale**

Les crises d'épilepsie néonatales se produisent chez les bébés de moins de 28 jours. Les crises d'un nouveau-né sont souvent brèves et subtiles ; il pourrait être difficile de constater qu'un bébé a réellement une crise. Les crises chez les nouveau-nés peuvent comprendre l'un ou plusieurs des éléments suivants [35]:

- **Des mouvements faciaux répétitifs**, y compris sucer, mâcher et bouger les yeux.
- **Des mouvements inhabituels des jambes**, comme si l'enfant pédalait.
- **Le regard fixe.**
- **De l'apnée** (cesser de respirer);
- **Des crises cloniques** qui provoquent des spasmes rythmés qui peuvent toucher les muscles du visage, de la langue, des bras, des jambes ou d'autres parties du corps.
- **Des crises toniques** qui provoquent le raidissement ou le resserrement de groupes de muscles; la tête ou les yeux pourraient se tourner d'un côté ou le bébé pourrait replier ou étirer un bras ou une jambe, ou les deux.
- **Des crises myocloniques** qui sont brèves et qui comprennent des spasmes d'un bras ou d'une jambe ou du corps en entier.

Beaucoup de ces mouvements peuvent également se produire chez les nouveaux nés normaux. Par conséquent, il pourrait être nécessaire d'effectuer un EEG afin de confirmer qu'il s'agit effectivement de crises d'épilepsie.

#### **5.1 Caractéristique de l'épilepsie néonatale familiale bénigne**

Les crises néonatales familiales bénignes commencent habituellement lorsque le bébé est âgé entre 2 et 8 jours, mais elles peuvent commencer lorsque le bébé atteint l'âge de 3 mois et demi. Il y a toujours des antécédents familiaux d'épilepsie. Le bébé aura des crises toniques ou cloniques partielles ou généralisées qui provoqueront souvent de l'apnée. Les crises durent habituellement une ou deux minutes et le bébé pourrait avoir de 20 à 30 crises par jour. Habituellement, les bébés ont cessé d'avoir des crises lorsqu'ils atteignent 16 mois.



## 5.2 Caractéristique de l'épilepsie néonatale non familiale bénigne

Les crises néonatales non familiales bénignes commencent habituellement lorsque le bébé est âgé de 4 à 6 jours. Il n'y a aucun antécédent d'épilepsie dans la famille. Habituellement le bébé a des crises partielles et cloniques qui se limitent souvent à un côté du corps. Les crises peuvent entraîner un état de mal épileptique qui dure de deux heures à trois jours. Il n'y a pas beaucoup de renseignements disponibles sur les résultats pour les enfants qui ont des crises néonatale non familiales bénignes, mais souvent, les crises ne se poursuivent pas lorsque les enfants sont plus âgés.

## 6. Diagnostique de l'épilepsie néonatale

Lorsqu'on soupçonne la présence d'épilepsie, l'examen le plus couramment effectué est l'EEG (électroencéphalogramme) pour vérifier l'activité électrique du cerveau. Le relevé d'EEG est souvent comparé à un enregistrement vidéo des mouvements du bébé de façon à poser un diagnostic. D'autres examens chercheront à établir la cause des crises. En voici quelques exemples :

- Imagerie du cerveau à l'aide d'un **tomodensitogramme**, l'**échographie**, ou de l'**IRM**
- Tests de sang, d'urine ou du **liquide céphalorachidien (LCR)**: (liquide enveloppant le cerveau et la moelle épinière) pour vérifier le fonctionnement des organes et éliminer l'hypothèse de déséquilibres chimique ou d'infections. [36]

## 7. Traitement de l'épilepsie néonatale

Un nouveau-né qui a des crises est habituellement hospitalisé, soit dans une salle commune, une unité néonatale des soins intensifs ou une unité pédiatrique des soins intensifs. Certains éléments probants indiquent que les crises ont des répercussions sur le métabolisme et le développement du cerveau des bébés. Par conséquent, il est important de contrôler les crises. Les médecins chercheront la cause sous-jacente des crises, comme un caillot de sang ou une infection, et la traiteront en conséquence. Ils tenteront de corriger tout déséquilibre de glycémie ou d'électrolytes. Si les crises se poursuivent après ces corrections, les médecins donneront des médicaments antiépileptiques au bébé. Habituellement, il est possible de contrôler les crises avec des médicaments antiépileptiques chez environ 85% des bébés. Si le bébé ne répond pas aux médicaments antiépileptiques, il est possible que son corps ait de la difficulté à métaboliser la pyridoxine (une forme de vitamine B6) et, par conséquent, il devra prendre des doses plus élevées que la normale. On appelle cela « épilepsie dépendante de la vitamine B6 » ou «



épilepsie pyridoxinodépendante (EPD) ». La dépendance à la pyridoxine est rare, mais facile à traiter et, habituellement, on tentera d'administrer une dose élevée de pyridoxine.

### **8. Les perspectives pour un enfant qui a des crises néonatales**

Les perspectives pour un enfant qui a des crises néonatales dépendent, en partie, de la cause sous-jacente et du type de crise. Si les crises de l'enfant sont causées par une blessure cérébrale sous-jacente, le diagnostic pourrait être faible.

Un enfant qui a des crises néonatales et qui survit pourrait avoir des troubles neurologiques plus tard au cours de sa vie. Environ 20 à 30% des enfants qui ont des crises néonatales finissent par développer l'épilepsie, la plupart au cours des cinq premières années de leur vie, bien que certaines études révèlent des chiffres supérieurs ou inférieurs. La variation dépend probablement de facteurs tels que la définition des crises, l'âge gestationnel et les conditions sous-jacentes des enfants qui ont fait l'objet de l'étude, la durée du suivi et d'autres.

Le risque d'un mauvais résultat est supérieur dans les conditions suivantes :

- Des EEG anormaux entre les crises
- Des crises toniques
- Une naissance prématurée
- Des anomalies cérébrales sous-jacentes

#### **8.1 Les perspectives pour un enfant qui a des crises néonatales familiale bénigne**

Les perspectives pour un enfant qui a des crises néonatales familiales bénignes sont meilleures pour un enfant qui a des crises néonatales symptomatiques. Dans la plus part des cas, les crises cessent avant que l'enfant soit âgé de 16 mois. Environ 11% des enfants, avec le temps, développent d'autres types de crise. Les taux de troubles d'apprentissage et de retards mentaux ne sont que légèrement supérieur aux taux attendus pour tous les enfants. Certains décès inattendus d'enfant qui ont des crises néonatales familiale bénignes ont été déclarés.

## **8.2 Les perceptives pour un enfant qui a des crises néonatales non familiale bénigne**

Nous ne possédons pas beaucoup de renseignement sur les résultats pour les enfants qui ont des crises néonatales non familiales bénignes, mais il semble que les perspectives soient favorables et, habituellement, les crises disparaissent. Dans certain cas, on constate un léger retard du développement.

## **9. Conclusion.**

Ce chapitre a été consacré pour la présentation et l'explication de l'épilepsie néonatale avec son historique, ses causes, ses types, ses classes et ses traitements.

### *Extraction de caractéristiques des signaux EEG par des QTFD.*

Dans ce chapitre nous allons illustrer la représentation des signaux électroencéphalogramme (EEG) par les distributions quadratique en temps et en fréquence (en anglais quadratique time frequency distributions : QTFDs).

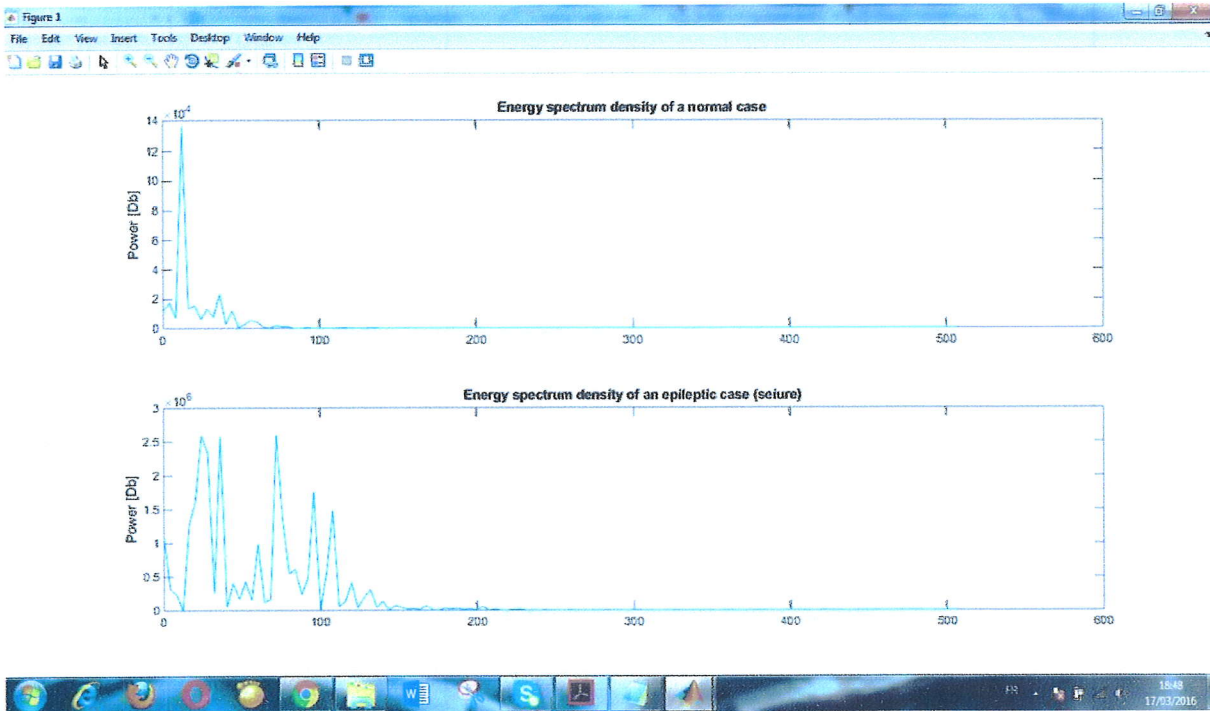
L'électroencéphalogramme (EEG) est un signal représentatif contenant des informations sur l'activité électrique du cerveau. Il est devenu le signal biomédical le plus utilisé pour la détection des crises épileptiques causé par des anomalies excessives ou synchrones des activités neuronales dans le cerveau. La détection manuelle des crises épileptiques depuis les EEG est vraiment couteuse spécialement en temps dans le cas des enregistrements longs. Elle demande aussi des compétences médicales en interprétation pour interpréter les crises épileptiques détecter et après déterminer les diagnostics appropriés (neurophysiologiste). Donc il est désiré de déployer un système automatique lequel peut aider le neurophysiologiste à détecter et classifier les crises EEG. Tel système a besoin d'analyser les signaux EEG pour extraire les caractéristiques aptes à la détection avec une grande exactitude des crises.

Le schéma typique pour la détection des crises EEG et de classification en utilisant les techniques du traitement de signal contient :

- 1- L'analyse du signal EEG dans le domaine temporel, fréquentiel, échelle de temps (Time scale) ou le domaine temporel-fréquentiel (TF).
- 2- Extraction des caractéristiques caractérisant la crise.
- 3- La classification des caractéristiques extraites pour assigner le signal EEG à ça classe correspondante (en état normal ou en état de crise).

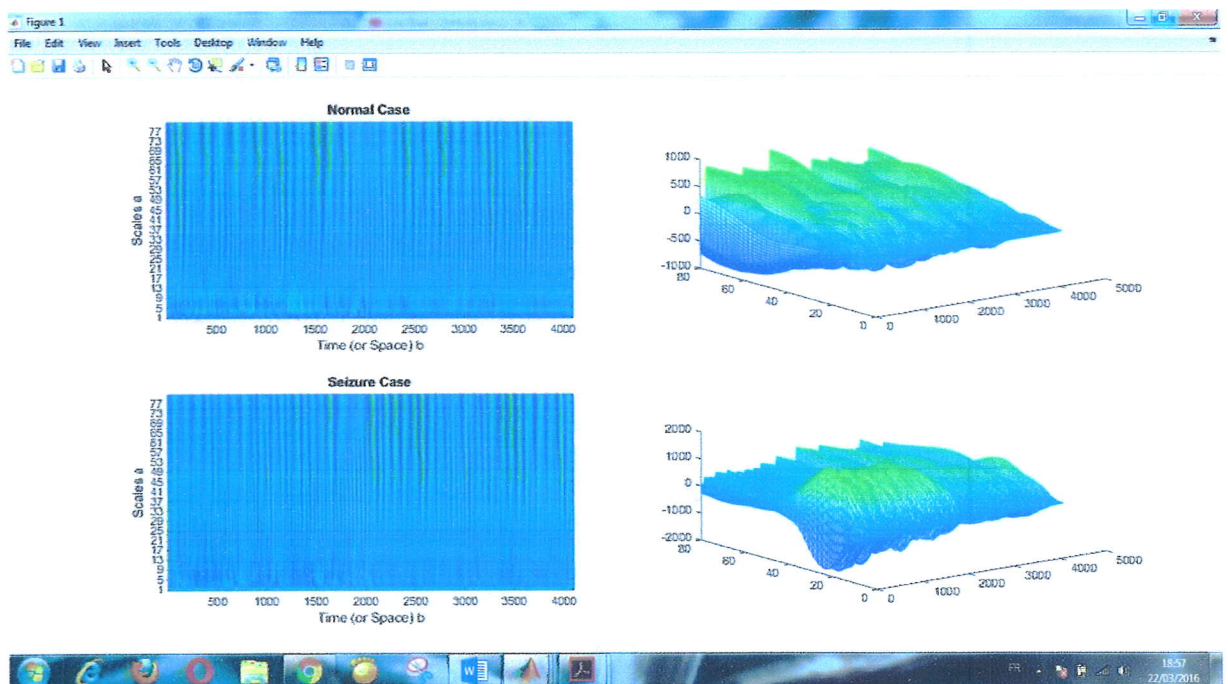
On se basant sur ce schéma, variantes méthodes ont été proposées pour l'extraction des caractéristiques dans le domaine temporel, fréquentiel, échelle de temps (Time scale) ou temporel-fréquentiel (TF). [37]





**Figure 3.2: exemple sur le power spectrum**

**3 .Echelle de temps (Time Scale).** Les caractéristiques sont extraites depuis la représentation multi échelles d'un signal EEG (ex les ondelettes 'Wavelets') et l'inclusion des coefficients statistiques (ex moyenne, variance, et Zero-Crossing rate) et leurs énergies relatives



**Figure 3.3: Transformation ondelettes continues D1.**

**4. Time Frequency.** A cause de la nature non stationnaire et multi-composante des EEG, les crises épileptiques chez le nouveau-né sont mieux représentées dans le domaine temps-fréquence (T-F) que dans les autres domaines temporel ou fréquentiel ; et, le paramètre critique qui est la fréquence instantanée (IF), peut être directement extrait depuis une distribution temps-fréquence (TFD) pour caractériser l'EEG épileptique du nouveau-né.

Dans le domaine T-F les caractéristiques sont extraites depuis la représentation T-F du signal EEG, et elles sont capables de caractériser la nature non stationnaire et les caractéristiques multi-composantes des signaux EEG.

Dans notre travail, nous allons proposer des T-F, pour améliorer la performance des EEG dans la détection des crises épileptiques chez le nouveau-né et leur classification. Les caractéristiques proposées sont extraites depuis la représentation T-F des signaux EEG.

#### **4.1 Approche T-F pour la détection et classification des activités épileptiques des EEG**

Pour développer la méthode de détection des activités épileptiques des EEG dans le domaine T-F, il est nécessaire de sélectionner une distribution T-F (TFD) adéquate pour représenter les signaux EEG. Les plus utilisés sont les TFDs Quadratiques (QTFDs) comme Winger-Ville distribution (WVD), Smoothed WVD (SWVD), Spectrogramme (SPEC), Choi-Williams distribution (CWD).

##### **4.1.1 Les distributions quadratiques Temps-fréquence (Quadratic time-frequency distribution, QTFD)**

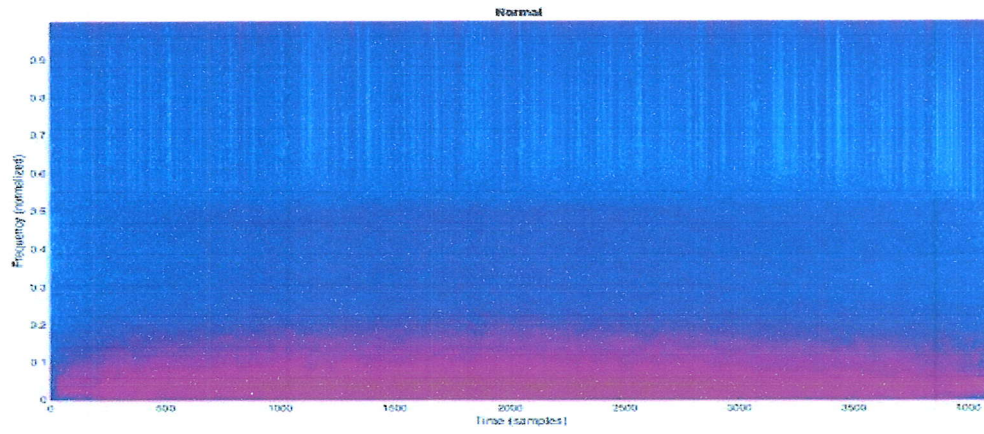
L'équation générale d'une QTFD d'un signal analytique  $z[n]$  donné, associé avec le signal temporel discret réel  $x[n]$ ,  $n=0,1,\dots,N-1$  est donnée par :

$$\rho_z[n,k] = 2 \text{DFT}_{n \rightarrow k} \{ G[n,m] *_n (z[n+m]z^*[n-m]) \}$$

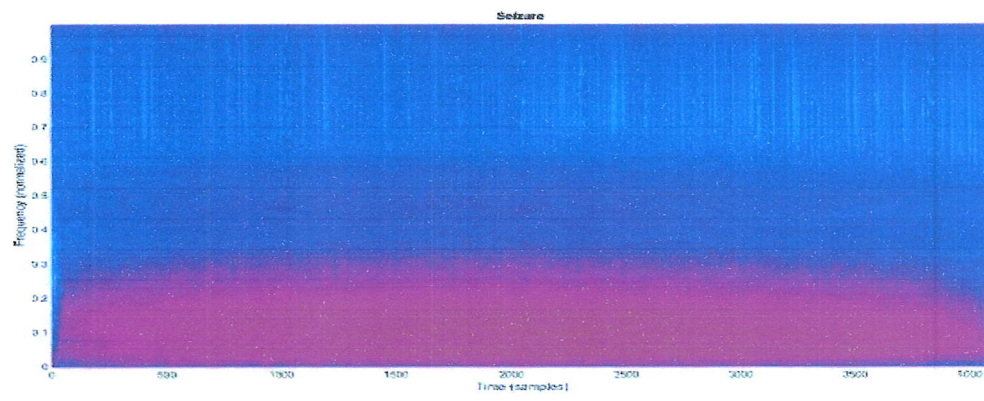
Où DFT est la transformée discrète de Fourier, G est le time lag kernel de la TFD et \* pour le temps de convolution.

Pour un N-points signal  $x[n]$ ,  $\rho_z[n,k]$  est représenté par une matrice  $N \times M$ , avec

$n = t.f_s$  et  $k = \frac{2M}{f_s} f$  où  $t$  et  $f$  respectivement, sont les variables continues temps et fréquence, et  $f_s$  le taux de fréquence d'échantillonnage d'un signal. M est le nombre de la FFT utilisée dans le calcul d'une TFD ( $M \geq N$ ). Différents noyaux (Kernels) G pour définir les différentes TFDs.



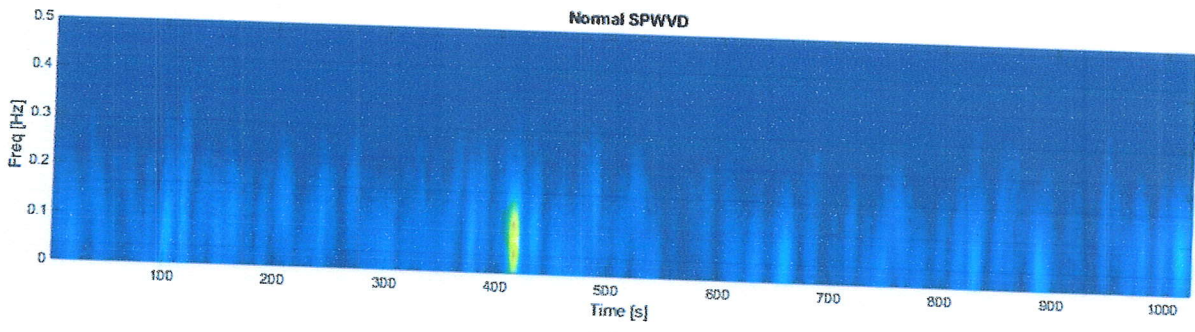
(a)



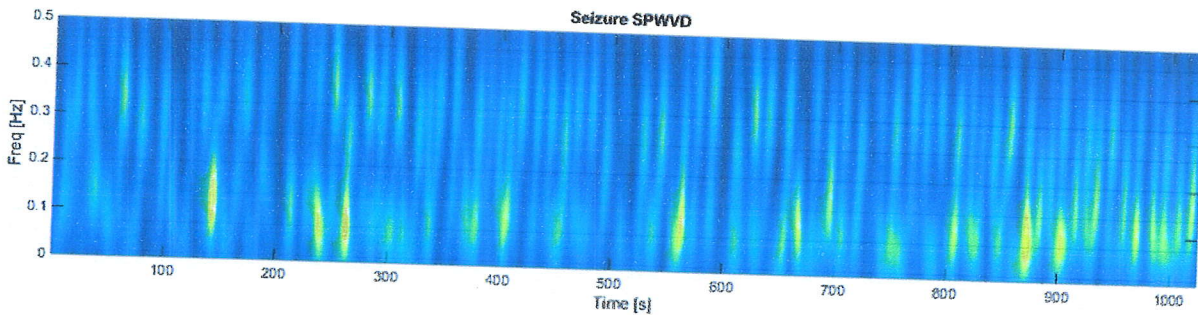
(b)

**Figure 3.4 : La Distribution T-F Wingner-Ville dans le cas normal (a) & épileptique (b).**



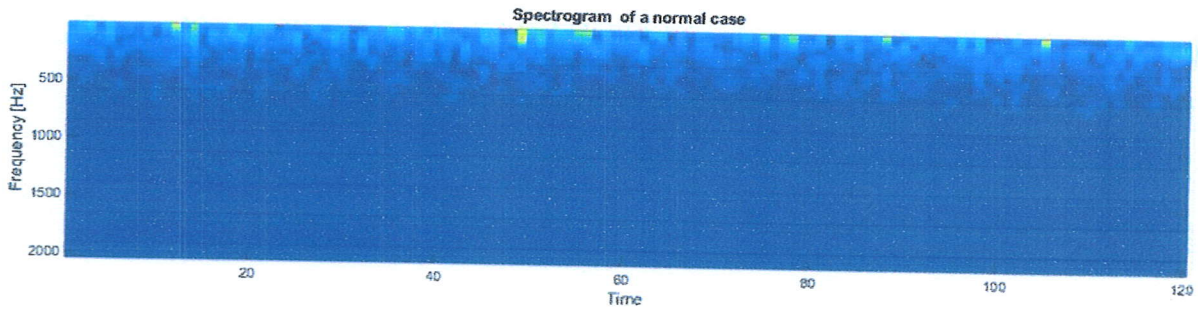


(a)

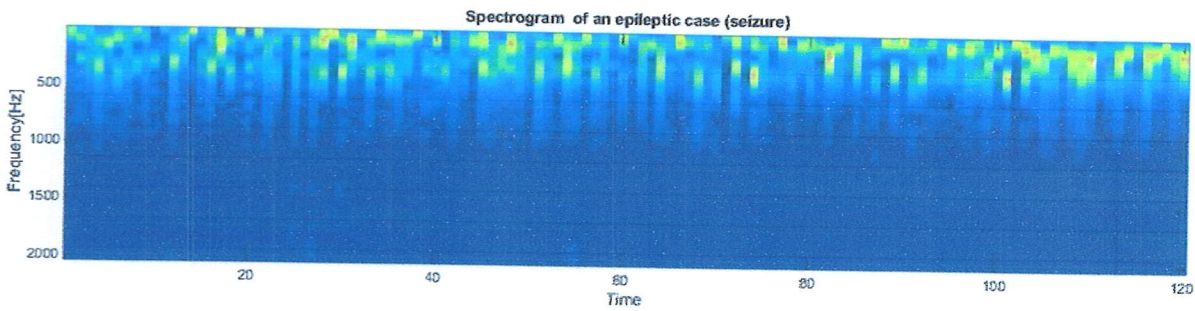


(b)

Figure 3.5 : La Distribution T-F Smoothed Wigner-Ville dans le cas normal (a) & épileptique (b).

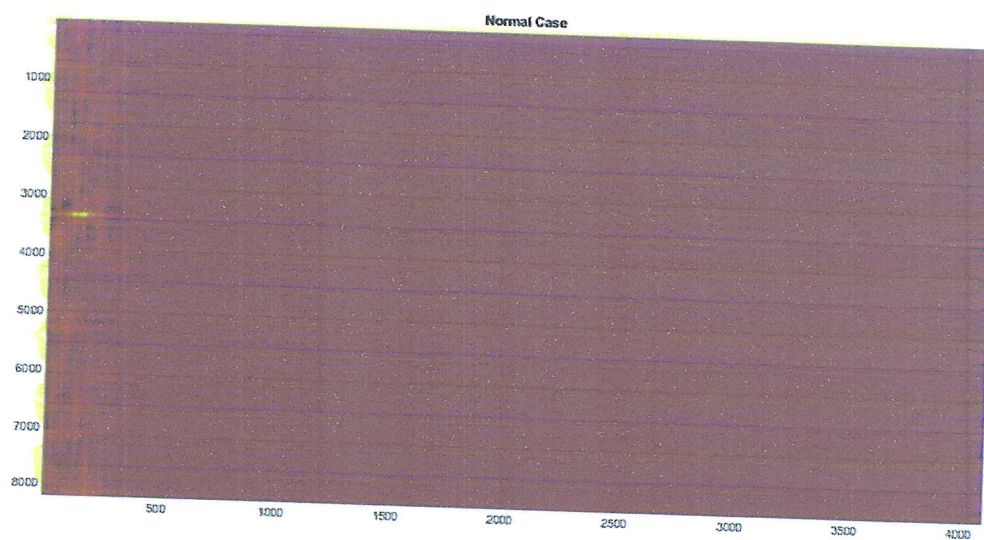


(a)

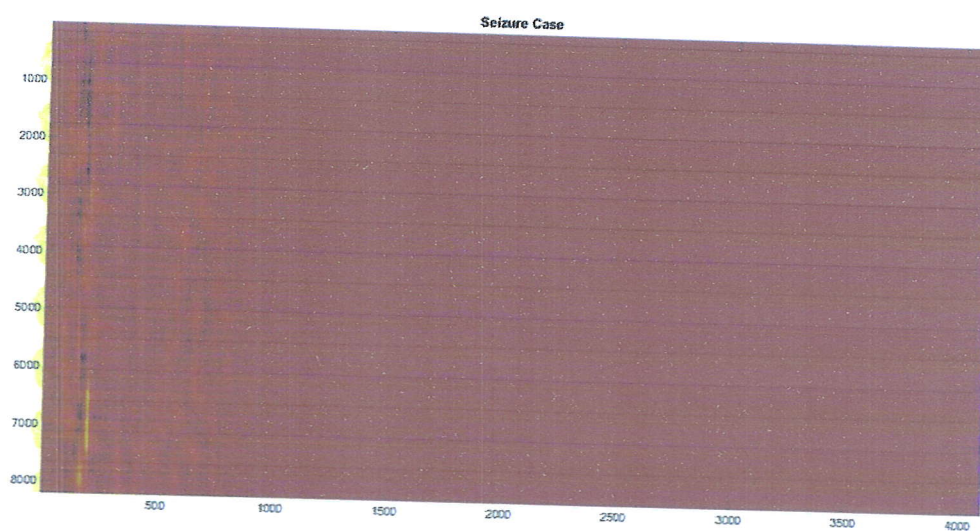


(b)

Figure 3.6 : La distribution T-F Spectrogram dans le cas normal (a) & épileptique (b).



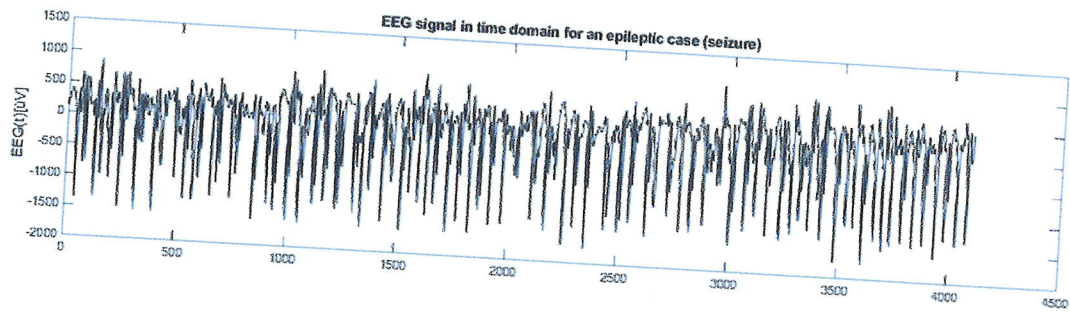
(a)



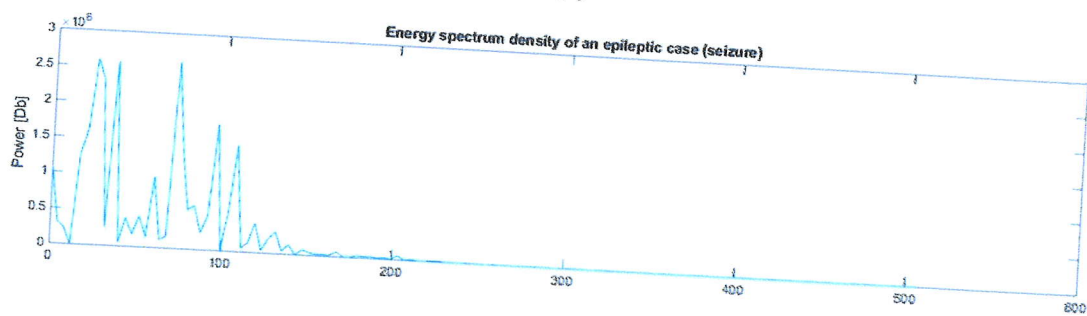
(b)

**Figure 3.7 : La distribution T-F Choi-Williams dans le cas normal (a) & épileptique (b).**

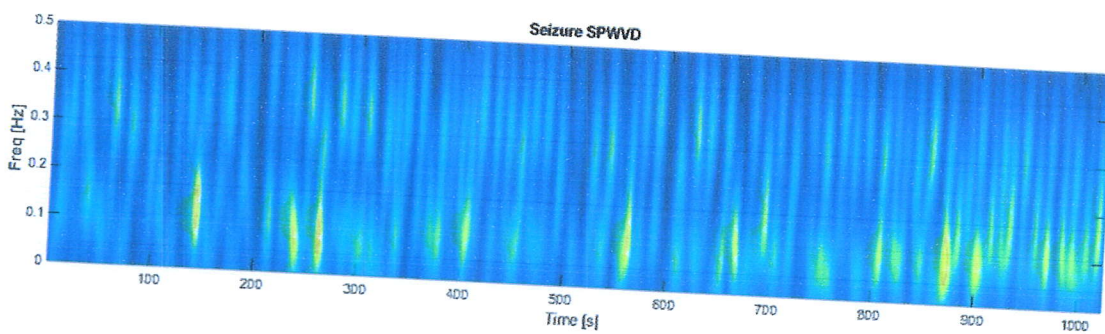




(a)



(b)



(c)

Figure 3.8 : Comparaison entre le domaine temporel (a), fréquentiel (b) et T-F dans le cas épileptique (c).



### 4.1.3 Segmentation d'image pour les résultats obtenus de chaque QTFD

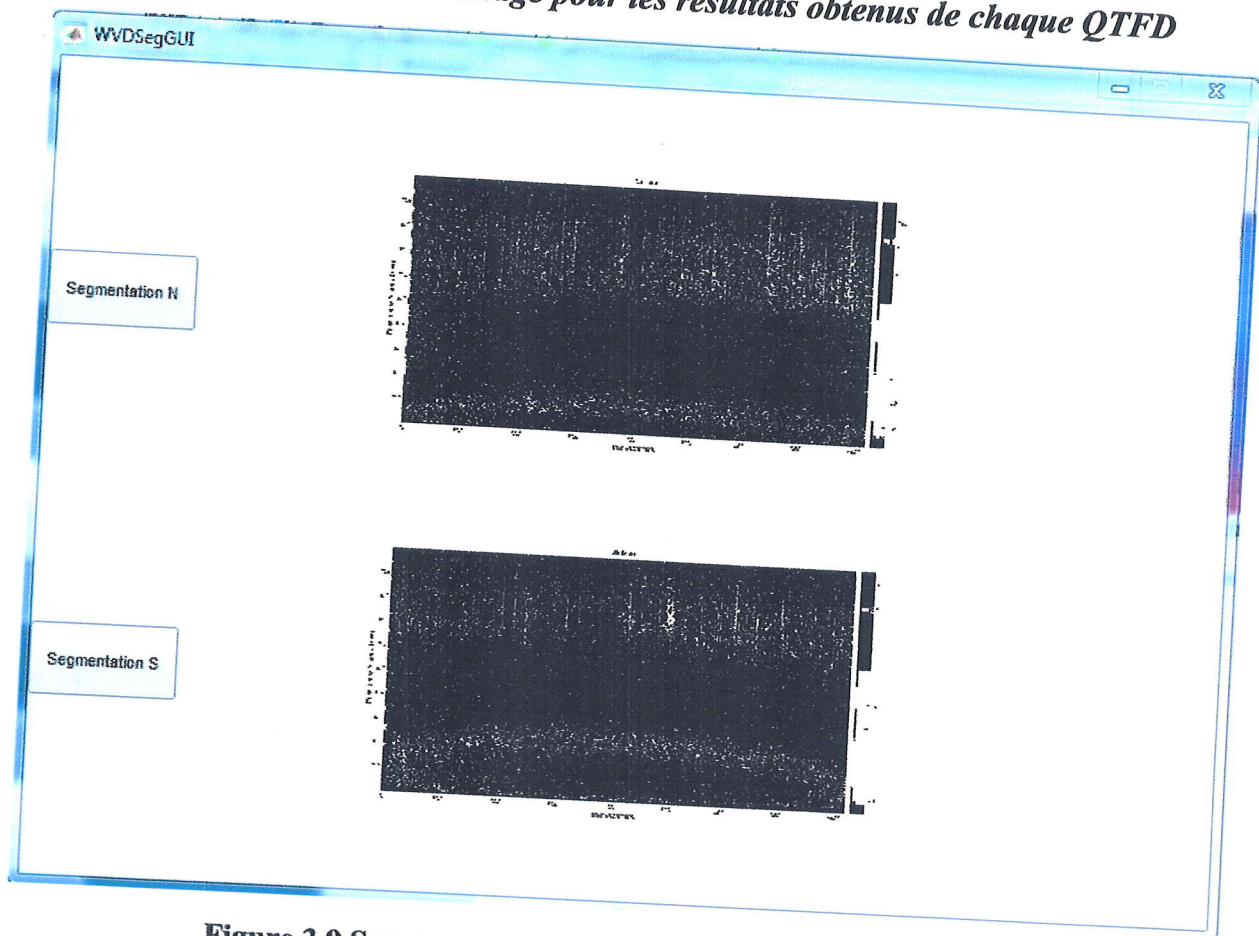


Figure 3.9 Segmentation de la distribution TF WignerVille

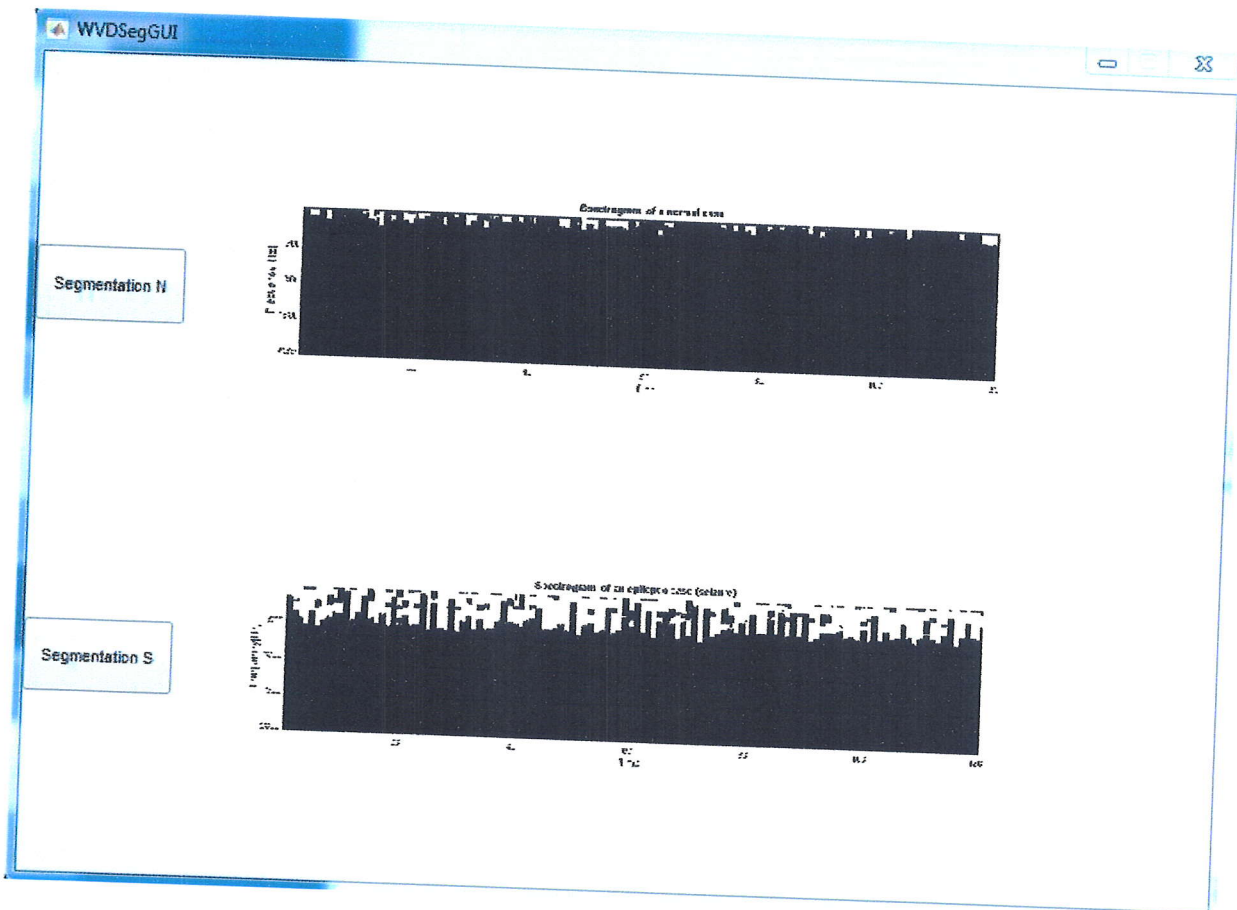


Figure 3.10 Segmentation du Spectrogram TF

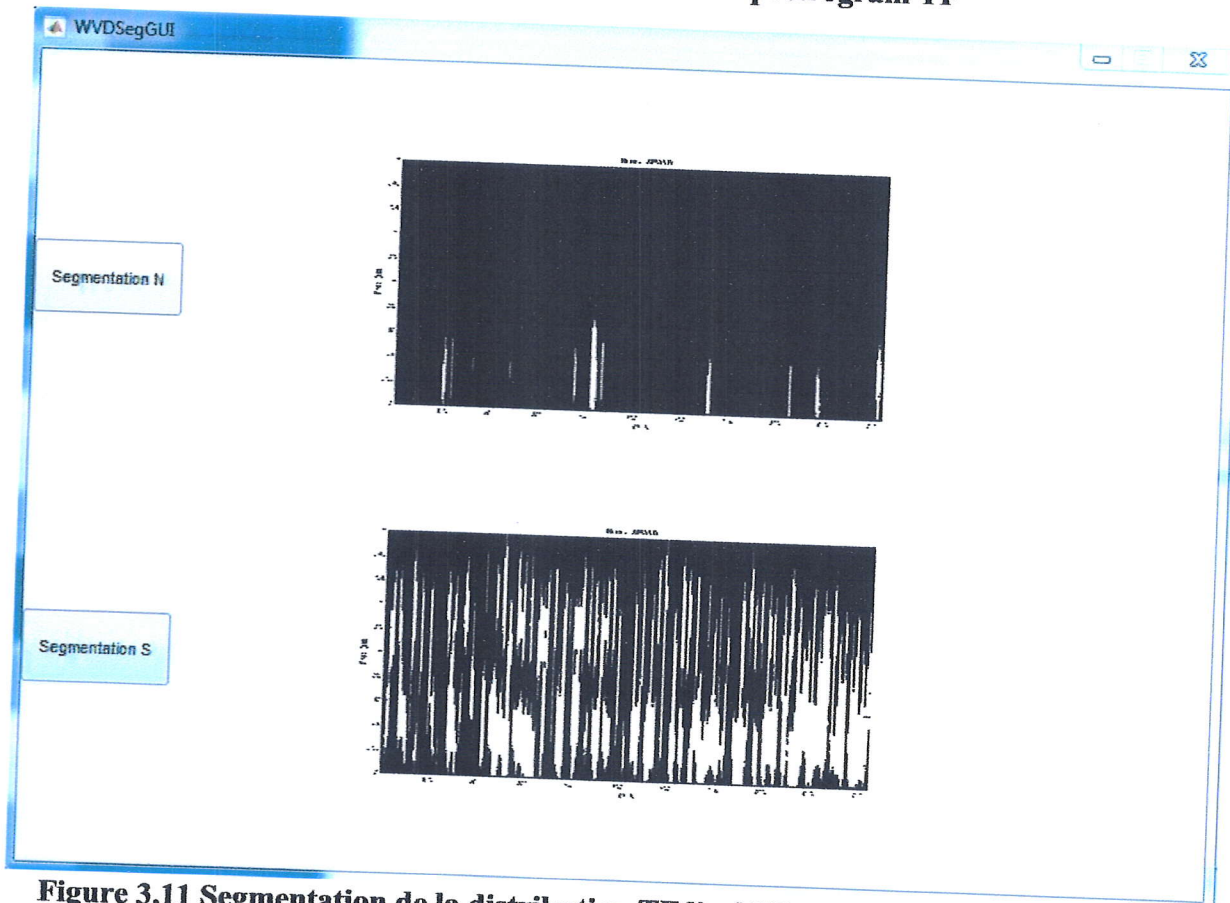
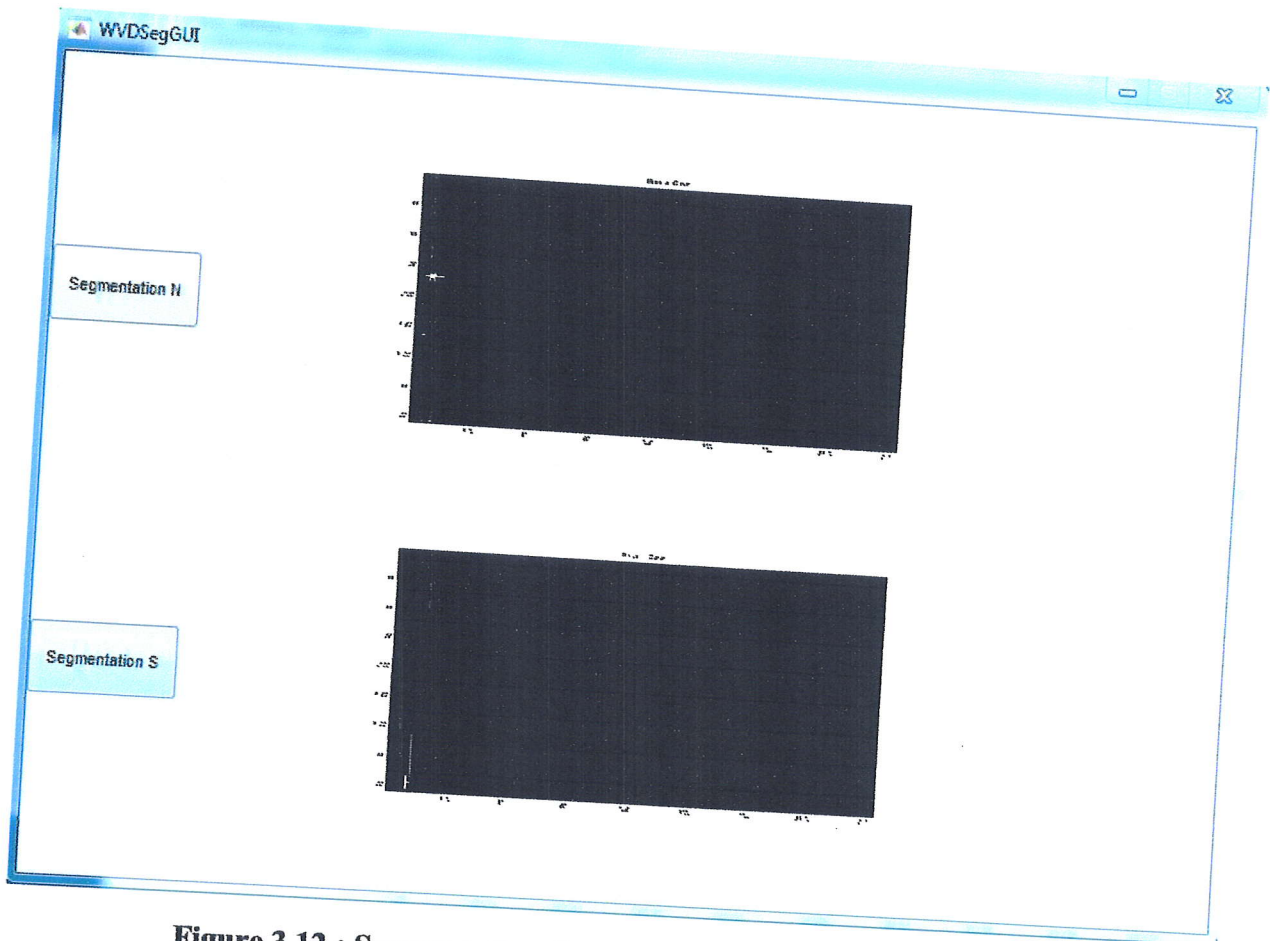


Figure 3.11 Segmentation de la distribution TF lissé Wigner Ville (Smoothed WVD)



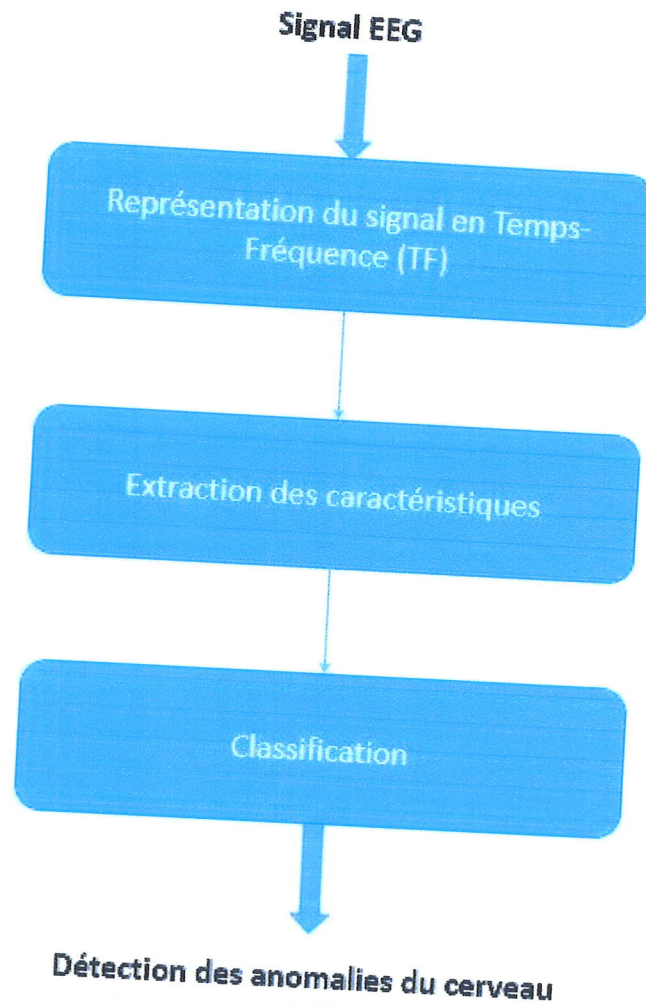
**Figure 3.12 : Segmentation de la distribution TF Choi\_Williams**

#### ***4.1.4 Approche T-F pour la détection et classification des EEG épileptiques***

L'approche T-F pour la détection automatique des EEG épileptiques se résume comme suit :

- 1- Prétraitement des signaux EEG.
- 2- Trouver la meilleur TFD optimal pour représenter les signaux EEG.
- 3- Extraire les caractéristiques qui caractérisent les crises épileptiques avec la TFD.
- 4- A la fin attribuer le vecteur des caractéristiques extraites aux classes (Normal, Epileptique) en utilisant un classifieur SVM ou MLP.





**Figure 3.13 : Le Schéma général de la détection des épilepsies chez le nouveau-né, montrant les différentes étapes de cette approche**

## **5. Conclusion.**

Dans ce chapitre nous avons présentés et illustrés les différentes distributions quadratiques en temps et en fréquence, et de plus on a illustré l'épilepsie en image.

# *Apprentissage artificiel*

On parle d'apprentissage artificiel (ou apprentissage automatique) lorsqu'un programme a la capacité d'améliorer ses performances à partir de données acquises en cours de fonctionnement, c'est-à-dire à partir de son expérience [39].

L'apprentissage étant un sujet central depuis les débuts de l'intelligence artificielle, il en existe de nombreuses approches. Elles sont généralement regroupées en trois familles qui se différencient par le type d'information dont dispose le système pour apprendre et le protocole avec lequel il interagit avec son environnement : l'apprentissage supervisé, l'apprentissage non supervisé et l'apprentissage par renforcement [40].

Dans ce travail nous n'intéressons que l'apprentissage supervisé

### **1. Apprentissage supervisé**

L'apprentissage supervisé désigne les techniques se basant sur une prédiction pour guider le système apprenant. Lors d'une première étape, la prédiction fournit des exemples étiquetés, c'est-à-dire un ensemble de  $m$  couples comprenant une donnée  $x$  et la sortie attendue pour cette donnée  $u$ . On appelle cet ensemble l'échantillon d'apprentissage et on le note  $S$ .

$S = \{x_i, u_i\}_{1 \leq i \leq m} = \{x_i, f(x_i)\}_{1 \leq i \leq m}$ , où  $f$  est la fonction cible.

L'apprentissage supervisé est classiquement utilisé pour les problèmes de classification ou encore la reconnaissance de formes. Sept des principales approches sont :

- Méthode des  $k$  plus proches voisins
- Inférence d'arbres de décision
- Machines à vecteurs de support
- Algorithmes génétiques
- Réseaux de neurones artificiels
- Apprentissage de réseaux bayésiens

- Méta-apprentissage

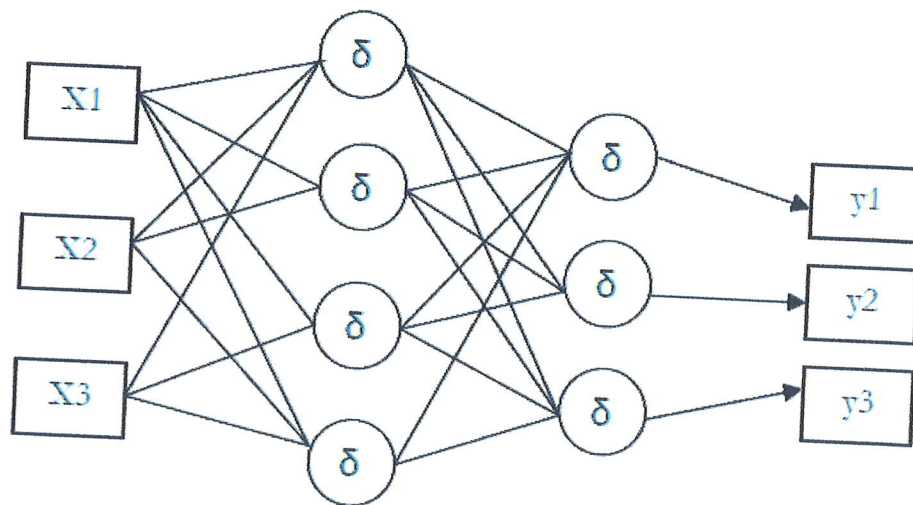
Deux des principales approches sont présentées ci-dessous

## 2. Réseaux de neurones artificiels

Introduits pour la première fois par McCulloch et Pitts 1943, les réseaux de neurones (Parfois appelés réseaux connexionnistes) sont un des piliers de l'intelligence artificielle et de l'apprentissage automatique. Cette approche insistant particulièrement sur une forme particulière que sont les perceptrons.

### 2.1 Perceptron Multicouche ou Multi layer Perceptron (PMC ou MLP)

Un MLP est composé d'une couche d'entrée dont la taille est égale à la taille des données d'entrée, une ou plusieurs couches cachées dont la taille est déterminée par essai et la couche de sortie dont la taille est égale au nombre de classes du problème à résoudre. La figure suivante représente la structure MLP.



La couche d'entrée

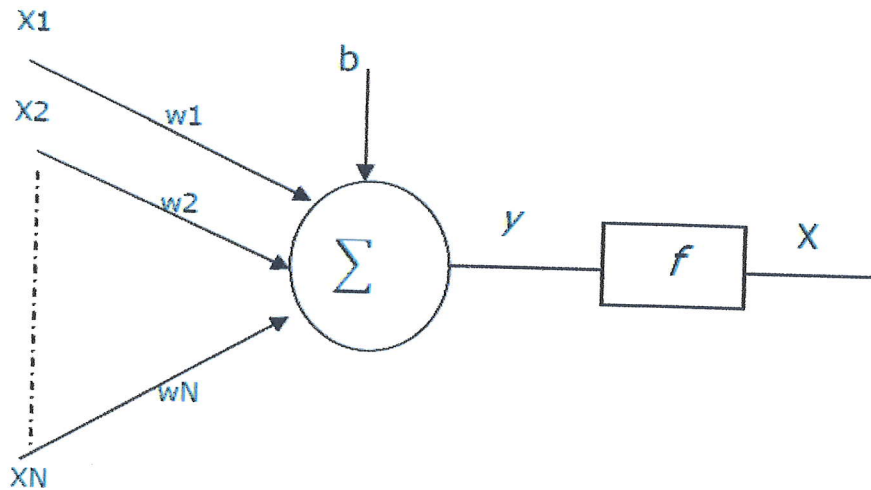
La couche cachée

La couche de sortie

**Figure 4.1 : la structure d'un MLP**

Avec  $\delta$  est une fonction d'activation employée pour propager l'information à la couche suivante, habituellement, la fonction sigmoïde qui renvoie un résultat "y" entre  $[0, 1]$ . Dans les réseaux MLP, chaque neurone est relié à un certain nombre d'entrées qui peuvent être les données d'entrée ou les sorties des couches précédentes (fig4.1).





**Figure 4.2 : La structure d'un neurone**

Chacune de ces entrées est pondérée par un poids synaptique ; le poids total d'un neurone est le produit scalaire entre les entrées et leurs poids correspondant avec addition d'un biais (b) :

$$\text{Le Poids total} = X1W1 + \dots + XNWN + b.$$

## 2.2 L'apprentissage

La procédure d'apprentissage repose sur l'idée de propager vers les couches internes l'erreur commise en sortie pour modifier les poids synaptiques. C'est un apprentissage supervisé. Pour cela, on dispose d'un ensemble des exemples (base d'apprentissage), constituée de couple (entrée, sortie désirée). Lors de l'apprentissage, on présente les exemples au réseau qui calcule les sorties correspondantes. Ces calculs s'effectuent de proche en proche de puis la couche d'entrée vers la couche de sortie. L'erreur entre la sortie réelle et la sortie désirée est calculée. Cette erreur est ensuite rétro-propagée à travers le réseau donnant lieu à une modification des poids synaptique. Ce processus est réitéré pour chaque exemple de base d'apprentissage. Un algorithme d'apprentissage tel que la rétro-propagation de gradient est appliqué pour ajuster les poids en réduisant au minimum une fonction d'erreur qui est, en général, la somme des erreurs quadratiques entre la sortie du réseau de neurones et la sortie attendue.

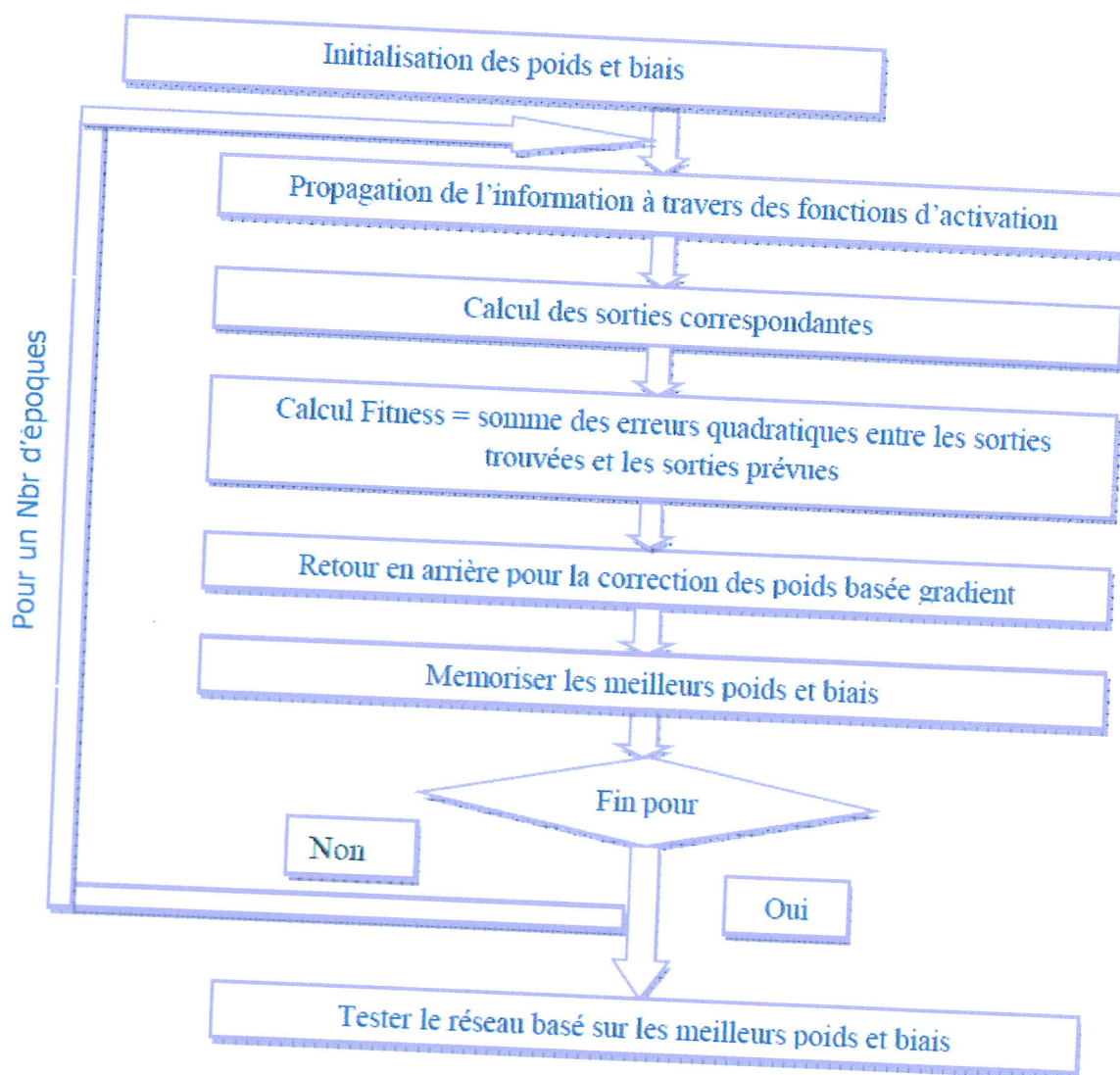
## 2.3 La rétro-propagation par descente de gradient

Cet algorithme évalue l'erreur de gradient pour chaque neurone dans le réseau depuis la dernière couche jusqu'à la première. Les poids produisant une erreur significative seront modifiés en grande valeur par rapport aux poids produisant une erreur marginale. La rétro-propagation par descente de gradient a été efficacement employée pour l'apprentissage d'un MLP ; son principe est de converger de manière itérative vers un ensemble optimal des poids

synaptiques. Dans le cas de l'apprentissage supervisé, les sorties sont fournies à l'avance ; la différence entre ces sorties et les sorties du réseau (après propagation de l'information par une fonction d'activation) constitue l'erreur à réduire au minimum par rétro-propagation tout en ajustant les poids. [41, 42]

Cette étape est répétée plusieurs fois jusqu'à ce que le réseau puisse offrir la meilleure prévision.

La figure suivante qui résume les étapes principales de l'algorithme de la rétro-propagation de gradient :



**Figure 4.3 : l'algorithme de rétro-propagation de gradient**

### 2.4 L'inconvénient des PMC (MLP)

L'inconvénient major des PMC est qu'il n'est pas trivial, ça veut dire il demande beaucoup ressources (données d'entraînement), et il est couteux en temps pour définir le nombre optimal des couches cachées a utilisé ainsi le nombre de neurones, cependant on n'a pas ce genre de problème avec SVM, ci-dessous nous présentons la machine à vecteurs de support.

### 3. Machines à vecteurs de support (SVM)

Pour deux classes d'exemples donnés, le but de SVM est de trouver un classificateur qui va séparer les données et maximiser la distance entre ces deux classes. Avec SVM, ce classificateur est un classificateur linéaire appelé hyperplan. [43]

Dans le schéma qui suit, on détermine un hyperplan qui sépare les deux ensembles de points.

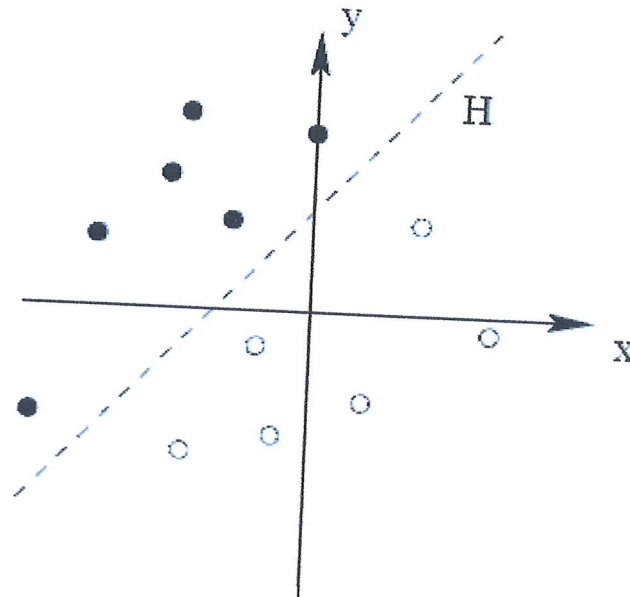
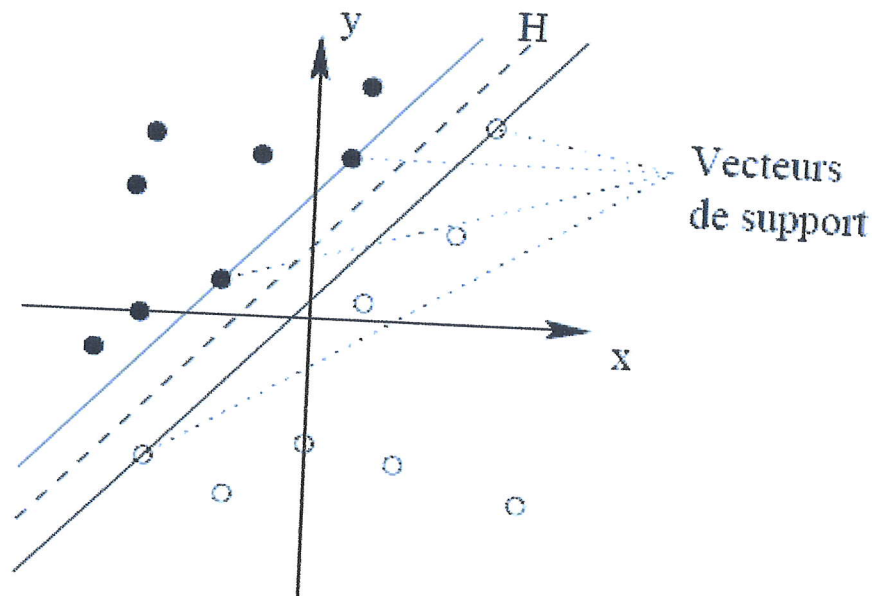


Figure4.4 : Illustration d'un hyperplan

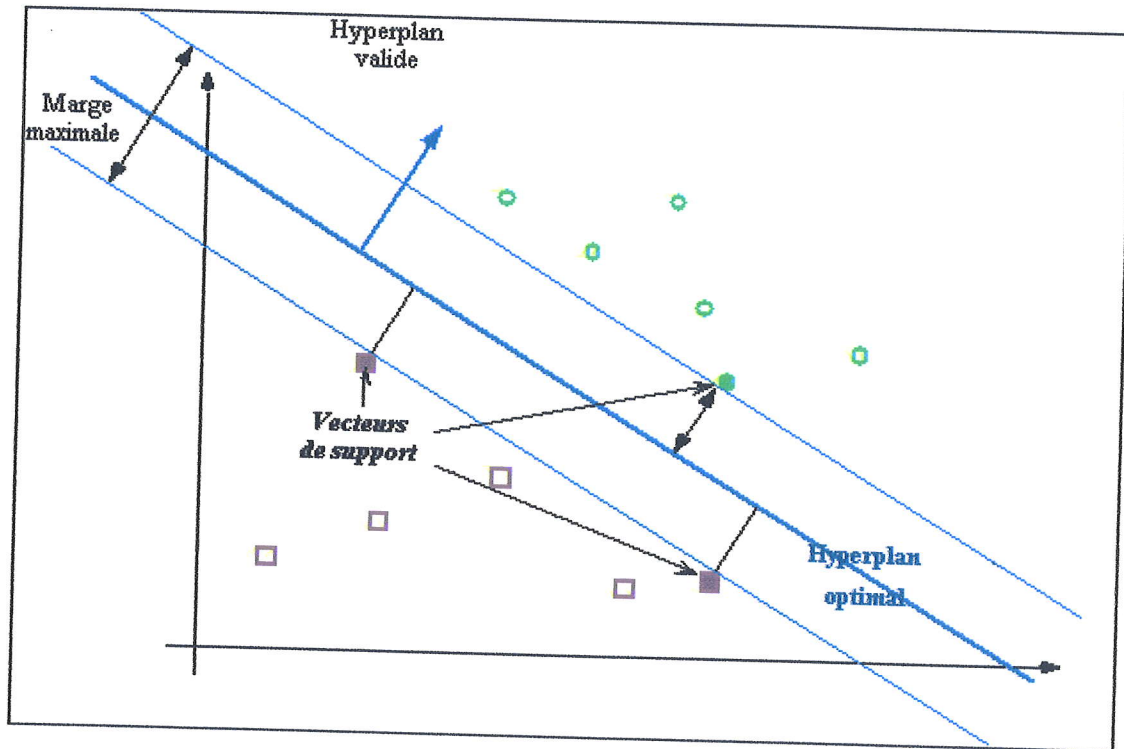
Les points les plus proches, qui seuls sont utilisés pour la détermination de l'hyperplan, sont appelés vecteurs de support.





**Figure 4.5 : Illustration des vecteurs de support**

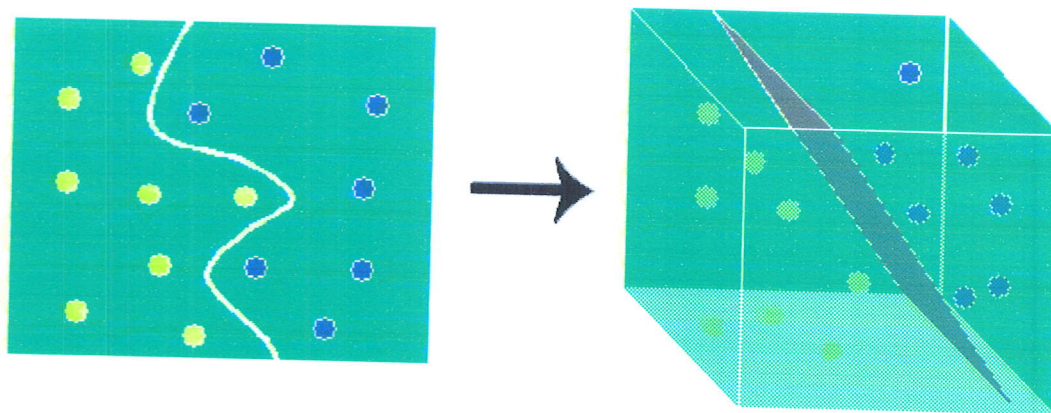
Il est évident qu'il existe une multitude d'hyperplan valide mais la propriété remarquable des SVM est que cet hyperplan doit être optimal. Nous allons donc en plus chercher parmi les hyperplans valides, celui qui passe « au milieu » des points des deux classes d'exemples. Intuitivement, cela revient à chercher l'hyperplan le « plus sûr ». En effet, supposons qu'un exemple n'ait pas été décrit parfaitement, une petite variation ne modifiera pas sa classification si sa distance à l'hyperplan est grande. Formellement, cela revient à chercher un hyperplan dont la distance minimale aux exemples d'apprentissage est maximale. On appelle cette distance « marge » entre l'hyperplan et les exemples. L'hyperplan séparateur optimal est celui qui maximise la marge. Comme on cherche à maximiser cette marge, on parlera de *séparateurs à vaste marge*. [43]



**Figure 4.6 : Illustration de la marge maximale**

**- Cas non linéaire**

Pour surmonter les inconvénients des cas non linéairement séparable, l'idée des SVM est de changer l'espace des données. La transformation non linéaire des données peut permettre une séparation linéaire des exemples dans un nouvel espace. On va donc avoir un changement de dimension. Cette nouvelle dimension est appelé « espace de re-description ». En effet, intuitivement, plus la dimension de l'espace de re-description est grande, plus la probabilité de pouvoir trouver un hyperplan séparateur entre les exemples est élevée. Ceci est illustré par le schéma suivant :



**Figure 4.7 : Illustration de la transformation dans un espace de re-description.**

On a donc une transformation d'un problème de séparation non linéaire dans l'espace de représentation en un problème de séparation linéaire dans un espace de re-description de plus grande dimension. Cette transformation non linéaire est réalisée *via* une fonction noyau.

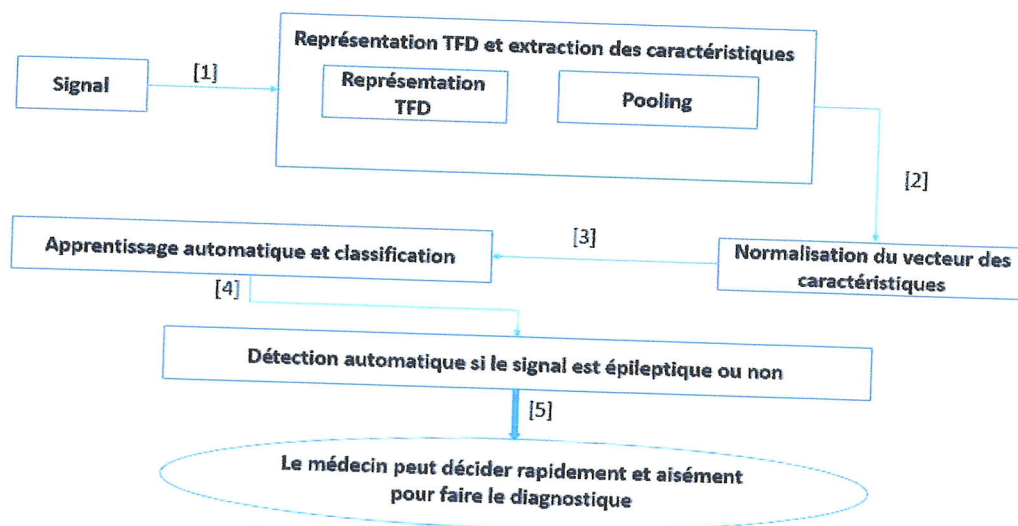
En pratique, quelques familles de fonctions noyau paramétrables sont connues et il revient à l'utilisateur de SVM d'effectuer des tests pour déterminer celle qui convient le mieux pour son application. On peut citer les exemples de noyaux suivants : polynomiale, gaussien, sigmoïde et laplacien. [43]

**4. Conclusion.** Ce chapitre a été consacré pour l'illustration des approches d'apprentissages automatiques utilisées dans notre travail, nous avons présenté *premièrement les MLP ensuite les SVM.*



## *Méthodologie et Résultats de notre Application.*

Dans ce chapitre nous allons présenter les étapes suivies pour établir notre application en détail, Ainsi la présentation de nos résultats obtenus.



**Figure 5.1 : Les étapes essentielles de notre travail**

### **1. Les données EEG.**

L'exécution des fonctions T-F proposés pour la classification des EEG épileptique est évaluée en utilisant la base de données réelle EEG décrite dans [44]. Elle est constituée de 5 sets de données A-E, où chaque set contient 100 EEG signaux free-artefact single channel avec une durée de 23.6 secondes acquièrent des sujets normaux et des patients atteint de l'épilepsie.

Chaque signal EEG a été enregistré à  $f_s = 173.6$  Hz, résultant un taux d'échantillonnage de  $4097 \times 200$  échantillons (pour 2 classes).

La Classification désirée est donnée en deux différentes classes de signaux EEG, nommé N et S. La classe N incluse dans le set A lequel contient 100 signaux EEG sans crise épileptique obtenu chez 5 volontaires en bonne santé avec les yeux ouverts,

tandis que la classe S incluse dans le set E lequel contient 100 signaux EEG avec crises épileptiques obtenu chez 5 patients. Chaque classe a 100 signaux EEG.

## **2. Méthodologie.**

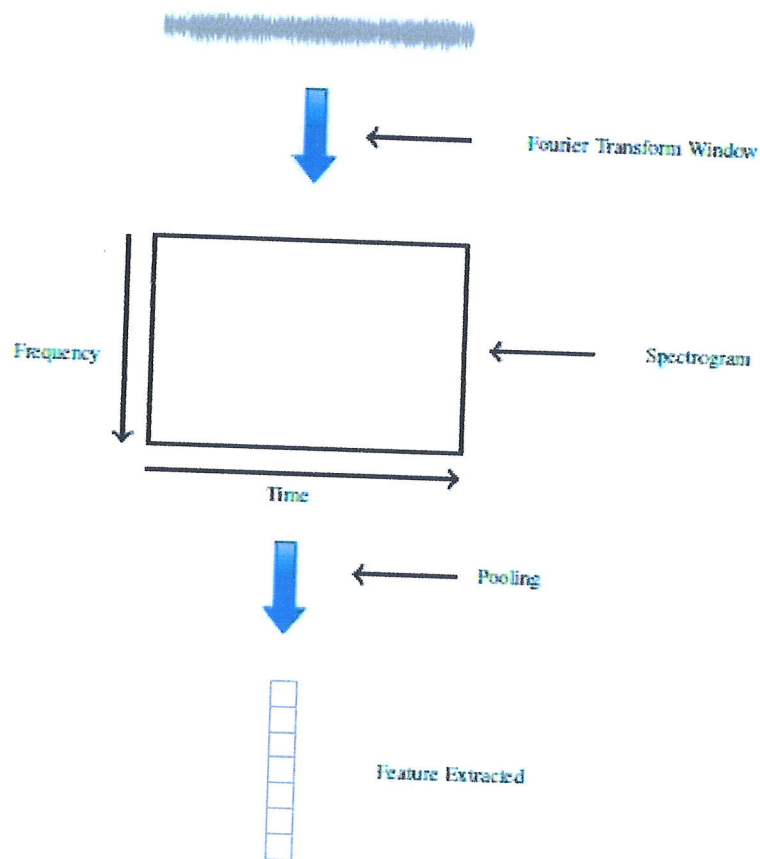
Durant le stade de la classification, un signal EEG est classifié en normal ou épileptique basé sur la localisation du vecteur de ses caractéristiques correspondantes. Les caractéristiques des T-F sont extraites des signaux EEG et ensuite normaliser après elles seront utilisés pour entrainer les classifieurs (MLP & SVM).

### **2.1 Extraction des caractéristiques.**

On a utilisé juste les QTFDs mentionnées dans le chapitre 4 qui sont : WVD, SWVD, SPEC et CWD. Les ToolBoxe utilisé pour chaque méthode respectivement : LTFAT [45], TFTB 0.2 [46], Matlab [47], Otoolej-fast\_TFDs-fea1b70 [48].

Dans chaque classe on a 100 signaux, avec un taux d'échantillonnage de 4097 échantillon. L'extraction se fait pour chaque méthode en utilisant les toolbox ci-dessus. Après avoir les représentations de chaque TFD on utilise la valeur absolue car les sorties qu'on aura des TFD seront des nombres complexes c'est pour ça on calcul l'amplitude avec la valeur absolue, ensuite pour l'extraction de ces caractéristiques on utilise la méthode du Pooling [49], en calculant la moyenne de chaque représentation de chaque signal, ce qui nous permet d'avoir pour chaque signal son propre vecteur de caractéristique (descripteur).

A la fin et avant la classification on aura 200 (Classe N+S) vecteurs de caractéristiques brute prêts à être utiliser pour l'étape suivante qui est la Normalisation.



**Figure 5.2 : Procédure à suivre pour faire l'extraction des caractéristiques d'une TFD, exemple de Spectrogram (sur un seul signal EEG).**

### *2.2 Normalisation.*

La normalisation des vecteurs de caractéristique a pour objectif de transformer individuellement chacun des vecteurs issus des QTFDs utilisées pour les rendre homogènes avant de les utiliser. En effet, les vecteurs de caractéristique issus de chaque QTFDs peuvent être de nature différente.

Après avoir terminé l'étape de l'extraction de caractéristiques, on procède à la normalisation entre 0 et 1 avec MinMax des données ou de normaliser les données à une moyenne = 0 et à un écart type =1 qui est la méthode utiliser dans notre travail et la meilleure aussi. En utilisant la fonction 'PreStd'.

A la fin de cette étape on aura 200 vecteurs normalisés prêts à être utilisés par le classifieur SVM ou MLP



### 2.3 La Classification MLP (PMC) & SVM.

On a 4097 x 200 échantillons, les toolbox utilisés dans [50,51]. Chaque colonne représente un signal. On a utilisé la méthode de cross-validation ou la validation croisée qui est une méthode d'estimation de fiabilité d'un modèle fondé sur une technique d'échantillonnage.

En fait, il y a au moins trois techniques de validation croisée : « *testset validation* » ou « *holdout method* », « *k-fold cross-validation* » et « *leave-one-out cross-validation* » (LOOCV).

- 1- La première méthode est très simple, il suffit de diviser l'échantillon de taille  $n$  en deux sous échantillons le premier d'apprentissage (communément supérieur à 60 % de l'échantillon) et le second de test. Le modèle est bâti sur l'échantillon d'apprentissage et validé sur l'échantillon de test. L'erreur est estimée en calculant un test, une mesure ou un score de performance du modèle sur l'échantillon de test, par exemple l'erreur quadratique moyenne.
- 2- Dans la seconde, on divise l'échantillon original en  $k$  échantillons, puis on sélectionne un des  $k$  échantillons comme ensemble de validation et les  $(k-1)$  autres échantillons constitueront l'ensemble d'apprentissage. On calcule comme dans la première méthode le score de performance. Puis on répète l'opération en sélectionnant un autre échantillon de validation parmi les  $(k-1)$  échantillons qui n'ont pas encore été utilisés pour la validation du modèle. L'opération se répète ainsi  $k$  fois pour qu'en fin de compte chaque sous-échantillon ait été utilisé exactement une fois comme ensemble de validation. La moyenne des  $k$  erreurs quadratiques moyennes est enfin calculée pour estimer l'erreur de prédiction.
- 3- La troisième méthode est un cas particulier de la deuxième méthode où  $k=n$ , c'est-à-dire que l'on apprend sur  $(n-1)$  observations puis on valide le modèle sur la  $n$ ème observation et l'on répète cette opération  $n$  fois. Cette dernière est la méthode utilisée dans notre travail.

### 2.3.1 La validation croisée (K-Fold cross-validation)

Elle divise tous l'échantillon en K groupes d'échantillons (nommé Folds ou Plis) d'une taille équitable ou approximative. Le choix de K le plus populaire est K=10 et c'est ce qu'on a fait dans notre implémentation.

La construction des K-Folds se fait de manière aléatoire où  $K=10, \{1, 2, \dots, 10\}$ . Pour SVM on a mis 80% d'un plis ou fold comme des données de training ce qui fait 160 signaux, 10% pour le testing et de même pour la validation ce qui donne 20 signaux chacun. La validation est consacrée pour optimiser C et Gamma, on a choisi une valeur de C entre  $[10^{-3}, 10^3]$  avec un pas de  $10^{0.5}$ .

Pour MLP on a mis 90% training et 10% testing on a fait le cross validation avec K=10 pour savoir le meilleur nombre des couches cachées qu'il faut utiliser.

Après on calcul la moyenne des 10 résultats des folds trouvé ainsi de ces derniers l'écart type pour MLP (PMC) et SVM.

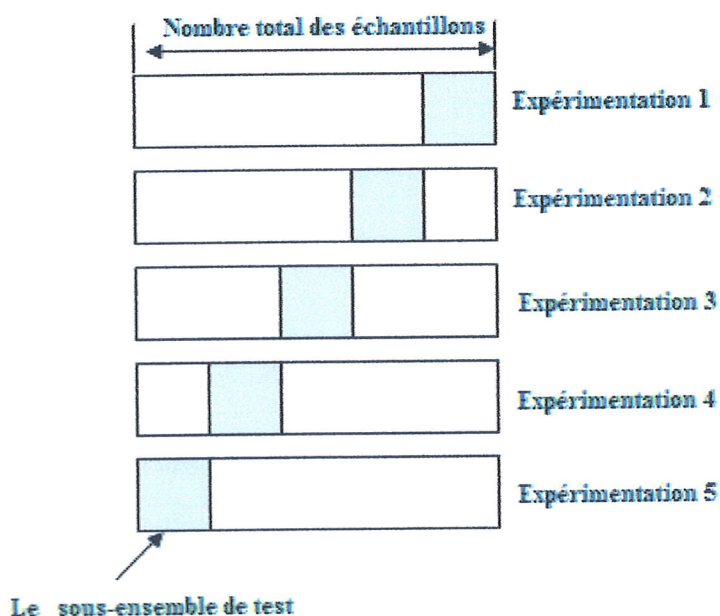


Figure 5.3 : Illustration de la Cross-Validation k-Folds.

### ***3. Organigramme de l'application de la classification SVM***

---

**Algorithme L'évaluation de la méthode**

- 1: **Entrée:** échantillon initial
  - 2: Normalisation de l'échantillon initial
  - 3: **For** I = 1 to K **Do**
  - 4: Faire des proportions aléatoire: 80% Données d'entraînement, 10% pour les données de validation et 10% pour les données de test.
  - 5 : Cross Validation est obtention des paramètres optimisés
  - 6 : Application de SVM sur les données d'entraînement et de test avec les valeurs optimisées calculées dans 5.
  - 7 : **End for**
  - 8 : Calcule de la moyenne et de l'écart type des résultats des K-Folds.
- 

### ***4. Organigramme de l'application de la classification MLP***

---

**Algorithme L'évaluation de la méthode**

- 1: **Entrée:** échantillon initial
  - 2: Normalisation de l'échantillon initial
  - 3: **For** I = 1 to K **Do**
  - 4: Faire des proportions aléatoire: 80% Données d'entraînement, 10% pour les données de Validation et 10% pour le test.
  - 5 : Cross Validation est obtention des paramètres optimisés
  - 6 : Application de MLP sur les données d'entraînement et de test avec les valeurs optimisées calculées dans 5.
  - 7 : **End for**
  - 8 : Calcule de la moyenne et de l'écart type des résultats des K-Folds.
-



## 5. Nos résultats :

### PMC (MLP)

QTFD	CLASSES	TAUX DE CLASSIFICATIN	ECART TYPE (STD) ENTRE LES TAUX DE CLASSIFICATION PAR FOLD
WVD	N E	95.1 %	3.7
SPEC	N E	90.1 %	3.9
SWVD	N E	94 %	3.2
CWD	N E	91.2 %	3.5

### SVM

QTFD	CLASSES	TAUX DE CLASSIFICATIN	ECART TYPE (STD) ENTRE LES TAUX DE CLASSIFICATION PAR FOLD
WVD	N E	99.5 %	1.5
SPEC	N E	98 %	2.5
SWVD	N E	95.5 %	2.8
CWD	N E	91 %	6.9

**Tableau 5.1: Tableaux des résultats de notre classification MLP et SVM avec Cross\_Validation.**

## 6. Conclusion

Ces résultats démontrent qu'il est possible d'améliorer la classification en utilisant d'autres méthodes comme SVM et MLP avec la Cross Validation et ainsi avec une bonne normalisation de données. De même, avec les QTFD utilisées on a trouvé des résultats plutôt satisfaisants surtout avec WVD et SPEC.

## Conclusion Générale

Lors de ce travail, nous avons investigué la piste de approches neuronales pour la détection des épilepsies chez les nouveaux nés à partir d'images déduites des signaux d'électroencéphalogramme.

Ce mémoire présente une approche qui peut apporter une grande aide aux médecins et leur facilite la tâche d'analyse pour bien mener les diagnostics c'est ce qui nous a surtout encouragé à réaliser ce travail

Ce travail démontre qu'il est possible d'améliorer la classification des signaux non-stationnaire en utilisant les T-F. Cette approche illustre le problème de la détection des EEG épileptiques, la solution permettrait d'améliorer les résultats de santé des nouveau-nés. Ainsi que le bon choix de la méthode de classification SVM et MLP (Cross Validation) et la QTFD utilisée (WVD & SPEC) permet une très grande amélioration dans la classification et la détection automatique des épilepsies chez le nouveau-né.

Sans oublier la présence d'autres QTFDs qui peuvent être meilleures pour la représentation des signaux EEG chez le nouveau-né, ce qui nous rend curieux et nous incite à faire d'autres recherches approfondies pour but d'améliorer ces résultats. Et finalement de parvenir à aider le médecin dans son travail et améliorer l'état de santé du nouveau-né.

## Références et Bibliographies

- [1] KOLB, B. et WHISHAW, I. (2002). *Cerveau et comportement*. De Boeck Université.
- [2] WESTEN, D. et GARITTE, C. (2000). *Psychologie : Pensée, cerveau et culture*. De Boeck Université.
- [3] WILLIAMS, R.W. et HERRUP, K. (1988). The control of neuron number. *Annual Review of neuroscience*, 11 : 423-453.
- [4] ADAM, C. ARZIMANOGLU, M. ans BAULAC, A., BENDRIEM, B., BIRABEN, A., CHIRON, C., DUPONT, S., HIRSCH, E., MARESCAUX, C., SEMAH, F. et al. (2000). *Epilepsies, de la clinique aux examens complémentaires : les méthodes* (Tome 1). Expression santé éditions.
- [5] NUNEZ, P. et SRINIVASAN, R. (2006). *Electric fields brain: the neurophysics of EEG*. Oxford University Press, USA.
- [6] Thomas P, *épilepsie* ; Abrégés Masson; édition 1993.
- [Greenstein, 200] GREENSTEIN, A. (2000). *Color atlas of neuroscience: neuroanatomy and neurophysiology*. George Thieme Verlag.
- [7] J.Engel and T.A Tadley. *Epilepsy: A comprehensive textboot*. Philadelphia Lippincott – Raven Publishers, 1997.
- [8] Baldy-Moulinier M, 1997, *Epilepsie en questions* ; collection pathologie sciences formation ; 1997.
- [9] J.O. McNamara. Emerging insights into the genesis of epilepsy. *Nature*. 1999, 399, pp.A15-A22.
- [10] H. Lüders and B. Maton. Classification sémiologique des crises épileptiques. *Epilepsies*. 1998, 10, pp.265-376.
- [11] Arzimanoglou A. *Epilepsies*. 3ème édition. Paris : Masson; 2003. p. 65-85, p. 151-197.
- [12] ROMO VAZQUEZ, Thèse Doctoral, *Contribution à la detection et à l'analyse des signaux EEG épileptiques : débruitage et separation de sources*, Université de Nancy.
- [13] OMS (2009). Organisation mondiale de la santé. <http://www.who.int./fr/>.
- [14] FFRE (2009). Fondation française pour la recherche sur l'épilepsie. <<http://www.fondation-epilepsie.fr>>.



- [15] JALLON-, P. (2007). *L'épilepsie. Le cavalier bleu.*
- [16] SOUCHET, B. (2004). Thèse pour le diplôme d'état de doctorat en pharmacie, Université de Nantes.
- [17] CHURCHLAND,P. et SEJNOWSKI,T.(1988). Perspectives on Cognitive Neuroscience. *Science*, 242(4879):741-45.
- [18] BERGER,H. (1929). Über daselektrenphalogramm des menschen. *European archives of psychiatry and Clinical Neuroscience*, 87(1): 527-570.
- [19]SANEI, S. et CHAMBERS,J.(2007). *EEG signal processing.* Wiley Interscience.
- [20]VESPIGNANI, H. (1998). *L'EEG de la technique à la Clinique.* Novartis.
- [21] JASPER, H.(1954). *Epilepsy and the functional anatomy of the human brain*, chapitre Electrocortigraphy, pages 692-738. Little-Brown, Boston.
- [22] SALIDO-RUIZ,R.,RANTA, Ret LOUIS-DORR, V. (2009). EEG montage analysis in Blind Source Separation. *In IFAC Symposium on Modeling and Controle in Biomedical systems*, Aalborg, Denmark.
- [23] Hu,S.,STEAD,M. et WORREL,G.(2007). Automatic indentification and removal of scalp reference signal for intracranial EEGs baser on Independent Component Analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(9):1560-1572.
- [24] ZHAI, Y et YAO, D. (2004) A study on the reference electrode standardization technique for a realistic head model. *Computer Methods and Program in Biomedicin*,76(3): 229-238.
- [25] GESELOWITZ,D.B. (1998). The zero of potential, *IEEE Engineering in Medecine and Biology Magazine*, 17(1):128-132.
- [26] [Perrin et al, 1989] PERRIN, F., PERNIER, J.BERTRAND, O. et ECHALLIER, J. (1989). Spherical splines for scalp potential and current density mapping. *Electroencephalography and Critical Neurophysiology*, 72(2):184-187.
- [27] GUERIT, J. MAUGUIERE,F. et PLOUIN,P.(2002). Guide pratique de neurophysiologie clinique. Recommandation de la Fédération internationale de neurophysiologie clinique, Traduction française.
- [28] COHEN, D. (1968). Magnetoencephalography: Evidence of magnetic fields produced by alpha-rhythm currents. *Science*, 161(3843):784-786
- [29] TALAIRACH,J. et BANCAUD,J. (1958). *L'exploration chirurgicale stéréotaxique du lobe temporal dans l'épilepsie temporal.* Masson et Cie
- [30] BANCAUD,J.(1959). Techniques et methods de l'exploration fonctionnelle stéréotaxique des structures encéphaliques chez l'homme (cortex, sous-cortex, noyaux gris centraux). *Rev. Neurol*, 101 :202-227.
- [31] BOURIEN,J. (2003). Analyse de distributions spatio-temporelles de transitoires dans des signaux vectoriels. Application à la détection-classification d'activités paroxystiques inter-critiques dans des observations EEG. Thèse de doctorat, Université Rennes 1, France.

- [32] WENDLING,F.(1996). *Mise en correspondance d'observations EEG de profondeur pour la reconnaissance de signatures spatio-temporelles dans les crises d'épilepsie*. Thèse de doctorat, Université de Rennes1.
- [33] KASTLER,B., ETTER, D. PATAY, Z. et GERMAIN, P. (2006). *Comprendre l'IRM : manuel d'auto-apprentissage*. Elsevier Masson.
- [34] SEMAH, F.(2007). LA TEP et la TEMP pour l'étude des épilepsies. *Médecine nucléaire*, 31(6): 329-336.
- [35] ELIZABETH J. DONNER MD, FRCPC, [www.AboutKidsHealth.ca](http://www.AboutKidsHealth.ca)
- [36] <http://www.nicu-pet.com/>
- [37] Larbi Boubchir, Bouridane Ahmed and Somaya Al-Maadeed, *Effectivness of combined time-frequency image and signal signal-based features for improving the detection and classification of epileptic seizure activities in EEG signal*  
University of Northumbria, Newcastle upon Tyne, NE2 1XE, UK, 2Department of Computer Science and Engineering, Qatar University, Doha, Qatar.
- [38] Boualem Boashash et Larbi Boubchir,  
*Time-frquency signal and image processing of non-stationary signals with application to the classification of newborn EEG abnormalities*.  
Electrical Engineering Department, Qatar University College of Engineering, Doha, Qatar.  
Université de Vincennes –Informatique des systèmes embarqués - Paris 8.
- [39] Mitchell, Tom Michael (2006). *The discipline of machine learning*. Carnegie Mellon University, School of Computer Science, Machine Learning Department (cf. p. 21).
- [40] Cornuéjols, Antoine et Miclet, Laurent (2010). *Apprentissage artificiel : Concepts et algorithmes*, 2ème édition. Eyrolles (cf. p. 21, 42).
- [41] R.A.Rojas, "Graph labeling proof of the back propagation algorithm". *Commun. ACM*, 39: 207-215. 1996.
- [42]- D.F.A.Santiago, R. Pederiva ,"*Comparison of optimization techniques of neural networks training for faults diagnostic of rotating machinery*". *Proceeding of the 1st South-American Congress on Computational Mechanics, MECOM*, pp: 1912-1921. 2002.
- [43] Mohamadally Hasan, Fomani Boris, SVM : Machines à Vecteurs de Support ou Séparateurs à Vastes Marges BD Web, ISTY3, Versailles St Quentin, France, [hmohamad@isty-info.uvsq.fr](mailto:hmohamad@isty-info.uvsq.fr), [bfomanik@isty-info.uvsq.fr](mailto:bfomanik@isty-info.uvsq.fr), 16 janvier 2006

- [44] : Phys. Rev. E, 64, 061907. Klinik für Epileptologie – Universität Bonn  
[http://epileptologie-bonn.de/cms/front\\_content.php?idcat=193&lang=3](http://epileptologie-bonn.de/cms/front_content.php?idcat=193&lang=3)
- [45] <http://tffat.sourceforge.net/>
- [46] <http://www.micheleorini.com/> & <http://tffb.nongnu.org/>
- [47] Matlab R2014B
- [48] Algorithms for (Quadratic) Time-Frequency Distributions  
[http://otoolej.github.io/code/fast\\_TFDs/](http://otoolej.github.io/code/fast_TFDs/)
- [49] :[Imad Rida et Romain Herault], Imad Rida, Romain Herault, Gille Gasso, *Supervised Music Chord Recognition, Université de Rouen-INSA de Rouen.*
- [50] : <http://asi.insa-rouen.fr/enseignants/~arakoto/toolbox/>
- [51]: <http://www.aston.ac.uk/eas/research/groups/ncrg/resources/netlab/downloads/>



## **Abstract**

This work presents a test of time-frequency (T-F) methods in signal processing and an approach for EEG abnormalities detection and classification based on signal related features. These features which characterize the non-stationary nature and the multicomponent characteristic of EEG.

The results obtained using Cross validation for SVM and MLP classification are acceptable. The application of this approach may help doctors in their daily work.

## **Résumé**

Ce travail présente un test aux méthodes Temps-Fréquence (T-F) dans le traitement de signal et l'approche pour la détection et la classification des anomalies des signaux EEG (crise épileptique), on se basant sur l'extraction des caractéristiques des signaux. Ces caractéristiques représentent la nature non stationnaire et le caractère multipostant des signaux EEG.

Les résultats obtenus en utilisant la validation croisée pour la classification SVM et PMC sont plutôt acceptables. L'application de cette approche pourrait aider les médecins dans leur travail quotidien.

