

**PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE SEÑALES  
ELECTROENCEFALOGRÁFICAS, OBTENIDAS DURANTE LA  
APLICACIÓN DE UNA PRUEBA DE MEMORIA EMOCIONAL**

**FREDY ALEXANDER ESTEPA MARTÍNEZ**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECAICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS E INFORMÁTICA  
BUCARAMANGA  
2005.**

**PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE SEÑALES  
ELECTROENCEFALOGRÁFICAS, OBTENIDAS DURANTE LA  
APLICACIÓN DE UNA PRUEBA DE MEMORIA EMOCIONAL**

**FREDY ALEXANDER ESTEPA MARTÍNEZ**

Este proyecto es presentado como requisito para optar al título de  
Ingeniero de Sistemas

Director

**ALFONSO MENDOZA CASTELLANOS BSc. Dea**  
Profesor Titular  
Escuela de Ingeniería de Sistemas - UIS

Codirector

**CARLOS ARTURO CONDE COTES Ph. D.**  
Profesor Titular  
Facultad de Salud - UIS

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICOMECAICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS E INFORMÁTICA  
BUCARAMANGA  
2005.**

## DEDICATORIA

A mi madre, Luz Amanda Martínez Santos  
y a mis abuelos, Rosendo Martínez Manrique y Ana María Santos de  
Martínez,  
por su cariño, por creer en mí  
y por ayudarme en todo cuanto han podido.

A Carolina Camargo Célis,  
Por entenderme, quererme y darme ánimo.

## AGRADECIMIENTOS

El autor expresa sus agradecimientos a:

**Alfonso Mendoza Castellanos**, director del presente proyecto, por su constante motivación y aportes para la realización del mismo y por su disposición y diligencia para la solución de inquietudes.

**Carlos Arturo Conde Cotes**, codirector del presente proyecto, por sus significativos aportes a la realización del mismo, por su amistad y por las enriquecedoras charlas con café.

**Ángela Albarracín**, psicóloga de la Universidad Pontificia Bolivariana, por su diligente colaboración en la aplicación de la prueba de memoria emocional.

**Voluntarios en la aplicación de la prueba de memoria emocional**, quienes al mismo tiempo son mis amigos, por ayudarme en la toma de señales.

**A todas las personas del grupo de GIIB y el NYC**, quienes de una u otra forma colaboraron aportando ideas que guiaron la realización del presente proyecto.



## RESUMEN

TÍTULO:

**PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROENCEFALOGRÁFICAS, OBTENIDAS DURANTE LA APLICACIÓN DE UNA PRUEBA DE MEMORIA EMOCIONAL\*.**

AUTOR:

**FREDY ALEXANDER ESTEPA MARTÍNEZ\*\***

**PALABRAS CLAVE: Análisis de señales electroencefalográficas, procesamiento de señales, transformada de *Wavelet*, prueba de memoria emocional.**

DESCRIPCIÓN:

En este documento se describe un procedimiento para realizar la caracterización de las señales electroencefalográficas, el cual consiste principalmente en hacer la separación de las partes positiva y negativa de dicha señal y en una descomposición en bandas de frecuencia aplicando la transformada de *wavelet* (TW) con la función base *Daubichies8*, también se sugiere una alternativa de análisis cualitativo por medio del espectro de coeficientes de *wavelet*, el cual sirve de guía para el análisis cuantitativo.

En el capítulo dos se dan las nociones básicas matemáticas y conceptuales necesarias para comprender en que consiste el tratamiento de señales y el funcionamiento de la TW. También se da una idea de que son las señales EEG y de donde provienen.

En el capítulo tres se encuentra la descripción de la metodología empleada para la captura de las señales EEG durante las dos sesiones de la prueba, de las marcas hechas sobre la señal, de las medidas tomadas sobre las señales y se presentan unas graficas resumen de dichas medidas que permiten ver el comportamiento del valor de cada una de ellas en cada fase de cada sesión para los dos grupos de sujetos emocional y neutro para cada canal (temporal y occipital).

Por último en el capítulo cuatro se hace la descripción de un sistema software, propuesto para la administración de proyectos relacionados con toma de señales fisiológicas, donde se podría administrar tanto las señales fisiológicas adquiridas, como los archivos del audio y video de cada sesión, esto con el fin de proponer una herramienta que permita la reutilización de las sesiones en otros proyectos.

---

\* Trabajo de investigación

\*\* Facultad de Ingenierías Físico – Mecánicas, Escuela de Ingeniería de Sistemas e Informática.  
BSc. Dea. Alfonso Mendoza Castellanos.

---

## SUMMARY

**TITLE:**

**PROCESING AND ANALYSIS OF ELECTROENCEPHALOGRAPHIC SIGNALS, OBTAINED DURING THE APPLICATION OF A EMOTIONAL MEMORY TEST\*.**

**AUTHOR:**

**FREDY ALEXANDER ESTEPA MARTÍNEZ\*\***

**KEYWORDS: Electroencephalographic signal analysis, signal processing, *Wavelet* transform, emotional memory test.**

**DESCRIPTION:**

In this document a procedure is described to carry out the characterization of electroencephalographic signals, which consists mainly on making the separation of the positive and negative parts of this signal and in a decomposition in bands of frequency applying the wavelet transform (TW) with the function Daubichies8 as base function, an alternative of qualitative analysis is also suggested by means of the spectrum of wavelet coefficients, which serves as guide for the quantitative analysis.

In second chapter the basic mathematic and conceptual notions are given, which are necessary to understand the signal processing and the operation of the TW. Also is given an idea of what that the EEG signals are and from where they come.

In chapter three are the description of the methodology used for the capture of the signs EEG during the two sessions of the test, of the marks made on the signal, of the measures taken on the signal and some graphs are presented which summarize this measures and allow to see the behavior of the value of each one of those measures in each phase of each session for the groups of fellows (emotional and neuter) for each channel (temporal and occipital).

Lastly in chapter four the description of a software system is made, proposed for administration of projects related with taking physiologic signals, where could be possible the administration as the acquired physiologic signals as the files of audio and video of each session, this with the purpose of proposing a tool that allows the reuse of the sessions from on project in other.

---

\* Investigation research.

\*\* Physics and Mechanics Engineering College, Systems and Informatics School.  
BSc. Dea. Alfonso Mendoza Castellanos.

**TABLA DE CONTENIDO**

<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>8</b>
<b>1. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO.....</b>	<b>10</b>
1.1. TITULO DEL PROYECTO.....	10
1.2. OBJETIVO GENERAL.....	10
1.3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	10
1.4. ENTIDADES INTERESADAS.....	11
1.5. JUSTIFICACIÓN.....	11
<b>2. MARCO TEÓRICO.....</b>	<b>13</b>
2.1. PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE SEÑALES.....	13
2.1.1. SEÑALES CONTINUAS Y DISCRETAS.....	14
2.1.2. SEÑALES ESTACIONARIAS Y NO ESTACIONARIAS.....	16
2.1.3. SISTEMAS DISCRETOS.....	17
2.1.3.1. Sistemas Lineales Invariantes en el Tiempo (LIT).....	18
2.1.4. TRANSFORMADA DE FOURIER (TF).....	20
2.1.4.1. TRANSFORMADA DISCRETA DE FOURIER (TDF).....	21
2.1.4.2. TRANSFORMADA RAPIDA DE FOURIER (FFT).....	26
2.1.4.3. TRANSFORMADA DE FOURIER DE TIEMPO CORTO (TFTC)	28
2.1.5. TRANSFORMADA DE WAVELET (TW).....	30
2.1.5.1. Ventajas de la TW.....	35
2.1.5.2. Desventajas de la TW.....	35
2.1.5.4. Familias Wavelet.....	38
2.1.5.5. Analisis Multi-Resolución.....	39
2.1.5.6. Algoritmos De Análisis De Señales.....	41
2.1.5.7. Limitaciones de la TW.....	44
2.1.6. NUEVAS FORMAS DE PROCESAMIENTO DE SEÑALES.....	44
2.2. FISILOGIA CEREBRAL.....	45
2.2.1. ELECTROGENESIS CEREBRAL.....	49
2.3. ELECTROENCEFALOGRAFÍA.....	52
2.3.1 CAPTACIÓN DEL EEG.....	54
2.3.2 Sistema de posicionamiento de electrodos.....	56
2.3.2.1 REGISTRO DE REFERENCIA Y BIPOLAR.....	59
2.3.3 SEÑALES Y PARÁMETROS EEG NORMALES.....	60
2.3.3.1 Ritmo Alfa. Banda de frecuencia entre 8 Hz y 13 Hz.....	61
2.3.3.2 Ritmo Beta. Banda de frecuencia entre 13 y 35 Hz.....	61
2.3.3.3 Ritmo Teta y delta. Bandas de frecuencia entre 0 y 8Hz.....	62
2.4 PRUEBA DE MEMORIA EMOCIONAL.....	62
2.4.1 PRIMERA SESIÓN: PRESENTACIÓN AUDIO – VISUAL.....	62
2.4.2 SEGUNDA SESIÓN: RECUERDO LIBRE Y CUESTIONARIO	63
<b>3. METODOLOGÍA.....</b>	<b>64</b>
3.1 PRUEBA DE MEMORIA EMOCIONAL (PME) Y REGISTRO EEG	66
3.1.1 DESCRIPCIÓN DE LAS MARCAS REALIZADAS SOBRE LA SEÑAL EEG DURANTE LA PRIMERA SESIÓN DE LA PME.....	67



3.1.2	DESCRIPCIÓN DE LAS MARCAS REALIZADAS SOBRE LA SEÑAL EEG DURANTE LA SEGUNDA SESIÓN DE LA PME.....	68
3.2	TRATAMIENTO DE LA SEÑAL EEG OBTENIDA DURANTE LA APLICACIÓN DE LA PME.....	69
3.3	CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL EEG OBTENIDA DURANTE LA PME.....	71
3.3.1	SESION 1.....	74
3.3.2	SESIÓN 2.....	76
3.1	ANÁLISIS DE LA SEÑAL EEG.....	78
4.	DISEÑO DEL SISTEMA PROPUESTO PARA EL MANEJO Y ADMINISTRACION DE PROYECTOS RELACIONADOS CON SEÑALES FISIOLÓGICAS.....	81
4.1.	DISEÑO DE LA BASE DE DATOS.....	81
4.2.	MODELADO DEL SOFTWARE CON UML.....	83
4.2.1.	CARACTERÍSTICAS DEL SISTEMA PROPUESTO.....	83
4.2.2.	ACTORES DEL SISTEMA.....	83
4.2.3.	CASOS DE USO.....	85
6.	CONCLUSIONES.....	89
7.	BIBLIOGRAFÍA Y REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	91



## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Familias wavelet .....	33
Tabla 2. Relación del nivel de descomposición, escala y frecuencia .....	72
Tabla 3. Resultados estadísticos para la frecuencia en la que ocurre el poder máximo en la banda de frecuencia que contiene el ritmo delta .....	78
Tabla 4. Lista de características del sistema propuesto .....	83

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1.1 Señal continua muestreada a intervalos fijos de tiempo .....	15
Figura 2.1.2 Señal estacionaria .....	16
Figura 2.1.3 Señal con un transiente .....	17
Figura 2.1.4 Señal Periódica.....	23
Figura 2.1.5 Espectro de Fourier de una señal periódica.....	23
Figura 2.1.6 Señal con cambio de frecuencia .....	24
Figura 2.1.7 Espectro de magnitud de una señal con cambio de frecuencia .....	24
Figura 2.1.8 <i>Ventaneo</i> de una señal.....	28
Figura 2.1.9 Esquema tiempo - frecuencia de la Transformada de Fourier de Tiempo Corto.....	30
Figura 2.1.10 Esquema tiempo - frecuencia de la Transformada de Wavelet .....	32
Figura 2.1.11 Desplazamiento de la madre wavelet .....	33
Figura 2.1.13 Grafica de coeficientes wavelet.....	37
Figura 2.1.14 Esquema de descomposición y reconstrucción de una señal .....	43
Figura 2.1.15 Esquema de descomposición piramidal de una señal en secuencias de aproximación y de detalle para 3 niveles de resolución.....	43
Figura 2.1.16 Representación del principio de incertidumbre de Heisemberg .....	44
Figura 2.2.1. Vista lateral izquierda del encéfalo y tronco del encéfalo.....	45
Figura 2.2.2. Vista lateral de la sección media del encéfalo y tronco del encéfalo .....	47
Figura 2.2.3. Fisuras mas importantes .....	47
Figura 2.2.4 Homúnculo humano sensitivo y motor.....	48
Figura 2.2.5. Sección de la corteza parietal mostrando las seis capas histológicas.....	50
Figura 2.3.1. Tipos de electrodos usados en la toma de señales EEG.....	55
Figura 2.3.2. Electrodos en casco .....	56
Figura 2.3.3. Esquema de posicionamiento 10-20 .....	58



Figura 3.3.1 Banda de frecuencia que contiene el ritmo delta, extraída de la señal original junto a espectro de magnitud de Furier .....72

Figura 3.3.2. Madre wavelet db8.....73

Figura 3.3.3. Espectro de wavelet para cada fase de la sesión para un sujeto del grupo emocional .....75

Figura 3.3.4. Figura de la señal de bruta de cada intervalo y su correspondiente espectro de magnitud de Fourier .....76

Figura 3.3.5. Espectro de wavelet para las fases de la segunda sesión de la PME .....77

Figura 3.3.6. Señales brutas de cada fase de la sesión y el espectro de Fourier correspondiente.....77

Figura 3.3.7. Graficas de resumen de las medidas de grupo emocional y neutro .....78

Figura 3.3.8. Análisis de Bonferroni para la frecuencia en la que ocurre el poder máximo de la banda de frecuencia que contiene el ritmo delta .....80

Figura 4.1.1. Modelo de la base de datos del sistema.....82

## INTRODUCCIÓN

A través de la alianza estratégica multidisciplinaria entre el Grupo de Neurociencias y Comportamiento UIS-UPB y el Grupo de Investigación en Informática Biomédica se ha escogido como problema de estudio el análisis de la señal electroencefalográfica generada durante la aplicación de una prueba psicofisiológica de memoria emocional (Botelho y col, 2004). Este estudio desarrolló una herramienta cuantitativa y cualitativa de análisis de la señal eléctrica cerebral que sirve como soporte para la comprensión de los procesos involucrados en las funciones cerebrales superiores relacionadas con la prueba. Adicionalmente, esta misma herramienta y la estrategia de abordaje aquí desarrollada, puede servir para análisis y comprensión de muchos otros procesos cerebrales tanto fisiológicos como patológicos.

Los resultados se derivan de la aplicación de la transformada de Wavelet para la descomposición de la señal en sus componentes de frecuencia, tiempo, poder, y permite la generación de nuevas imágenes cualitativas indicadoras de niveles de activación cerebral mediante registros bipolares por dos canales (bitemporal y bioccipital). Adicional a la implementación de los algoritmos matemáticos y la obtención de los resultados tanto numéricos como gráficos, los resultados más específicos obtenidos aún con un bajo número de voluntarios sometidos a la prueba de memoria emocional, muestran cómo las estrategias de análisis aquí utilizadas permiten detectar diferencias en la activación cerebral asociada al alertamiento emocional. Esto se constituye en un aporte original al conocimiento en cuanto no se encuentra en la literatura ningún reporte científico bajo este tipo de parámetros.

Por ultimo se describe un sistema software, que podría utilizarse como herramienta de telemetría, donde se unen las señales fisiológicas tomadas durante una sesión y el audio y/o video de la misma. La integración de estas dos cosas da la capacidad de recrear y mejorar significativamente la



sesión en un momento posterior, lo cual llevaría a mejores análisis de los resultados por parte del especialista encargado de emitir por ejemplo un diagnóstico clínico, o del investigador que utiliza señales fisiológicas como soporte de sus estudios.

## **1. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO**

### **1.1. TITULO DEL PROYECTO**

Procesamiento y análisis de señales electroencefalográficas, obtenidas durante la aplicación de una prueba de memoria emocional.

### **1.2. OBJETIVO GENERAL**

Caracterizar la señal electroencefalográfica (EEG), como resultado de la aplicación de una prueba de memoria emocional.

### **1.3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Elaborar un protocolo para la toma de la señal en las distintas fases de la aplicación de la prueba de memoria emocional.
- Encontrar o construir una o varias familias wavelet que permitan un buen análisis de las señales EEG resultantes de la aplicación de dicha prueba.
- Implementar un algoritmo para realizar el análisis de las señales EEG tomadas durante la aplicación de la prueba de memoria emocional.
- Identificar características de cada una de las señales EEG resultantes en cada fase de la prueba.
- Correlacionar las señales obtenidas en cada fase, junto con sus características.
- Desarrollar un software para realizar el análisis de las señales mencionadas.

#### **1.4. ENTIDADES INTERESADAS**

Entre las entidades interesadas en el proyecto se encuentra el grupo de investigación en Neurociencias y Comportamiento UIS-UPB, ya que el presente trabajo es un complemento al proyecto que vienen realizando sobre caracterización fisiológica de una prueba auditivo-visual de memoria emocional adaptada por este grupo al contexto colombiano (Botelho De Oliveira, Martínez, Conde, Prada y Bezerra 2004). Es de aclarar que se menciona la UPB debido a que es así como está el nombre registrado en COLCIENCIAS del grupo de investigación en Neurociencias y Comportamiento.

Otra entidad interesada es el grupo de investigación en ingeniería Biomédica de la UIS, ya que abre o retoma otro espacio concerniente a la Biomédica y brinda pautas y puntos de partida para la realización de nuevos proyectos de grado que afiancen el conocimiento sobre señales electroencefalográficas y su interpretación.

#### **1.5. JUSTIFICACIÓN**

La memoria entendida como el conjunto de procesos que permiten la adquisición (aprendizaje), consolidación (transferencia de corto a largo plazo) y evocación (recuperación) de la información, puede clasificarse de múltiples maneras; por ejemplo, desde el punto de vista de los llamados tipos de memoria, pueden considerarse básicamente 2 categorías, la memoria explícita y la no explícita ó procedural. Cada una de ellas de hecho utiliza circuitos cerebrales diferentes y procesamiento de la información también diferente. Tomando en consideración que dentro de las señales nerviosas, la actividad eléctrica generada por los procesos de activación neuronal, es una de las principales modalidades de comunicación y expresión de este sistema, el análisis de ondas electroencefalográficas y la comparación de los dipolos íter hemisféricos puede resultar en un aporte a la caracterización de procesos complejos como los que aquí se pretende abordar. En el caso específico de la prueba de memoria emocional que será aplicada a voluntarios durante la ejecución de este proyecto, se puede decir

que clasifica dentro del llamado atributo emocional de una memoria de tipo explícito. La aplicación de esta prueba no sólo busca su utilidad en procesos diagnósticos de psicopatología sino también se pretende convertir en una herramienta para la comprensión de la interacción memoria y emociones. En esa dirección, la caracterización electroencefalográfica asociada a las diferentes fases de la prueba permitirá evaluar entre otras cosas, las posibles asociaciones entre eficacia del recuerdo (evaluado por los indicadores psicológicos de la prueba) con las respuestas electroencefalográficas o los cambios de las mismas derivados del procesamiento de dicha señal.

Es aquí donde toma importancia el apoyo computacional para el estudio electroencefalográfico, en el cual se debe caracterizar la señal para posteriormente hacer un análisis cualitativo y cuantitativo muy objetivo para que tengan validez los resultados obtenidos.

Es importante resaltar que a pesar de ser una prueba aplicada en diversos países, no hay reportes de la literatura caracterizando la señal electroencefalográfica derivada de la aplicación de la misma. Esto significa además, que el presente trabajo podrá hacer aportes originales y en consecuencia hacer aportes al conocimiento específico.

Además muchos de los estudios relacionados con señales EEG, utilizan métodos aplicables a señales estacionarias para el análisis de la señal, como es el caso de la transformada de Fourier, pero dada la naturaleza no estacionaria de este tipo de señales es importante utilizar nuevas estrategias que realmente se ajusten a las características de las señales EEG, como es el caso de la transformada de wavelet la cual permite no solamente análisis de señales no estacionarias, sino también, análisis de señales estacionarias.

## 2. MARCO TEÓRICO

Debido a que la mayoría de trabajos, no solo acerca de señales EEG, sino en general en el estudio de las señales fisiológicas, ha sido realizado con una herramienta de procesamiento de datos diferente a la de wavelet, es necesario conocer las bases matemáticas, pero más importante aún, las bases conceptuales sobre las cuales están construidas las herramientas tradicionales para el procesamiento de datos.

Para poder ver los beneficios de lo nuevo, es necesario conocer las debilidades y fortalezas de lo tradicional.

Además es necesario conocer, aunque sea superficialmente, los procesos responsables del cambio de los potenciales eléctricos del cerebro y la forma de registrarlos adecuadamente.

### 2.1. PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE SEÑALES

El procesamiento de señales es una tecnología aplicada en muchas disciplinas como son: las comunicaciones, la exploración espacial y la medicina, entre otras.

En la década de los 70s (1970) se hizo evidente el potencial del procesamiento de señales digitales, pero tan solo hasta 1985 se empezó a explotar este potencial con el florecimiento de los DSP y los circuitos digitales. [Oppenheim, 1998]

Actualmente el creciente número de aplicaciones y la gran demanda de algoritmos altamente sofisticados, van de la mano con la evolución de dispositivos electrónicos desarrollados para la implementación de sistemas de procesamiento de señales.

El tratamiento de señales tiene que ver con la representación, transformación y manipulación de las señales y la información que ellas contienen. No toda la información que trae una señal, sea cual sea la señal, es evidente, y es por esto que tiene importancia hacer un buen procesamiento de la señal, ya que sin una exploración exhaustiva y/o

adecuada de esta, se pierde mucha información y los esfuerzos que se hacen por capturarla pueden parecer vanos.

La mayoría de los métodos tradicionales de procesamiento de señales consiste en procesar una señal para obtener otra, mientras que en los problemas de interpretación de señales lo que se busca es caracterizar la señal.

El término señal, está relacionado con información acerca del estado y/o comportamiento de un sistema físico o biológico, las señales están representadas matemáticamente como funciones de una o varias variables independientes, tienen diversas clasificaciones, por su naturaleza se dividen en: continuas y discretas; por sus propiedades en tiempo y/o frecuencia se dividen en; estacionarias y no estacionarias. A continuación se explicara cuales son las diferencias entre cada tipo de señal.

### 2.1.1. SEÑALES CONTINUAS Y DISCRETAS

Las señales continuas a menudo llamadas señales análogas están definidas con respecto a variable(s) independientes continuas. Este tipo de señales están presentes en la naturaleza, pero para tratar señales continuas es necesario un sistema continuo (natural) o una aproximación para dichas señales.

Una señal continua esta definida en el dominio del tiempo continuo.

$$x_a = x(t), \text{ para } -\infty < t < \infty \quad (\text{Ecuación 2.1}).$$

Tal vez debido a la dificultad de tratar con señales continuas, aparecen las señales discretas que pueden ser entendidas como una aproximación de las señales reales (continuas). Las señales discretas están definidas con respecto a variables discretas, esto es por ejemplo, de la señal real se toman muestras a intervalos de tiempo, definidos.

$$x[n] = x_a(nT) \quad , \quad -\infty < n < \infty \quad (\text{Ecuación 2.2}),$$

donde  $T$  es llamada el periodo de muestreo, y su recíproco la frecuencia de muestreo ( $f_s$ ) y el valor numérico del  $n_{th}$  número en la secuencia es igual al valor de la señal análoga,  $x_a(t)$ , al tiempo  $t = nT$ . Para el caso representado el intervalo de tiempo es fijo.

Una subdivisión de las señales discretas son las señales digitales, las cuales están definidas con respecto a variables independientes discretas pero también tienen una precisión finita en la variable dependiente.

En resumen, para una señal una variable independiente llamada tiempo y una variable dependiente llamada amplitud, si el tiempo y la amplitud son variables continuas entonces es una señal continua (o análoga), si el tiempo es una variable discreta pero la amplitud es una variable continua entonces la señal es discreta y si la señal tiene tanto el tiempo como la amplitud discreta entonces es una señal digital [Daubechies, 2002].

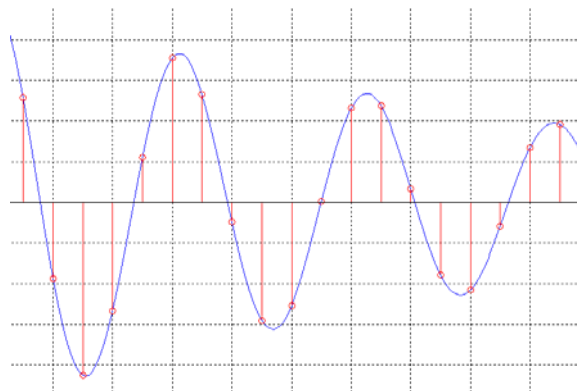


Figura 2.1.1. Señal continua muestreada a intervalos fijos de tiempo.  
[Mathworks,2002].

Las señales discretas nos permiten hacer un procesamiento cuantitativo con la ayuda de algún sistema electrónico o un computador.

### 2.1.2. SEÑALES ESTACIONARIAS Y NO ESTACIONARIAS

Otra forma de clasificación de las señales es según sus propiedades o comportamiento en el espacio del tiempo y/o la frecuencia, de esta clasificación resultan dos tipos de señales: estacionarias y no estacionarias.

- Señales estacionarias: se caracterizan por ser constantes en cuanto a sus caracteres estadísticos con respecto al tiempo, como la desviación estándar y la media. Las señales estacionarias se dividen en dos tipos, deterministas y aleatorias, las primeras poseen un contenido de frecuencia relativamente constante durante un largo periodo de tiempo, mientras que las aleatorias son impredecibles en cuanto a su contenido de frecuencia. Ejemplos de este tipo de señales son las señales de un electrocardiograma y las de la voz, entre otras. [Faundes & Fuentes]

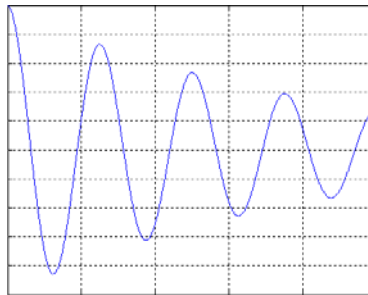


Figura 2.1.2. Señal estacionaria

- Señales no estacionarias: se caracterizan porque sus componentes espectrales cambian en el tiempo y también se dividen en dos grupos; continuas y transientes. Las transientes, son señales que duran una cantidad finita de tiempo, es decir no permanecen durante todo el tiempo de registro del sistema. Ejemplos de este tipo de señales son las señales de un electroencefalograma y las señales del ruido de un motor [Faundes & Fuentes].

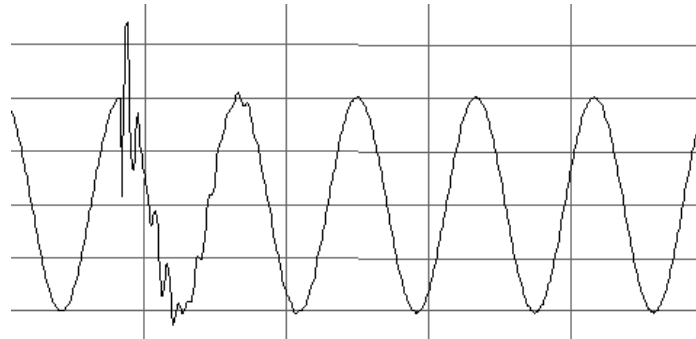


Figura 2.1.3 Señal con un transiente.

Como se verá a continuación, es importante saber con que tipo de señal estamos trabajando, ya que dependiendo de esto, dependerá también la metodología a utilizar para tratar la señal.

### 2.1.3. SISTEMAS DISCRETOS

Un sistema discreto se define matemáticamente como una transformada o un operador que asigna una secuencia de entrada con valores  $x[n]$  a una secuencia de salida con valores  $y[n]$ . Esto es  $y[n] = T\{x[n]\}$ .

Un sistema discreto puede tener algunas de las siguientes propiedades:

- **Memoria:** Son sistemas sin memoria aquellos sistemas en los cuales la salida del sistema  $y[n]$  depende solamente de  $x[n]$  para todos los valores de  $n$ . Por ejemplo  $y[n] = (x[n])^3$ .
- **Linealidad:** Esta propiedad esta definida por el principio de superposición. Esto es si  $y_1[n]$  y  $y_2[n]$  son salidas de un sistema cuando sus respectivas entradas son  $x_1[n]$  y  $x_2[n]$  respectivamente, entonces el sistema es lineal si  $T\{x_1[n] + x_2[n]\} = T\{x_1[n]\} + T\{x_2[n]\} = y_1[n] + y_2[n]$  y  $T\{ax_1[n] + bx_2[n]\} = aT\{x_1[n]\} + bT\{x_2[n]\} = ay_1[n] + by_2[n]$ .

- **Invariancia en el tiempo:** Los sistemas invariantes en el tiempo son aquellos para los cuales un desplazamiento en el tiempo o un retardo en la entrada de la secuencia causa un correspondiente desplazamiento o corrimiento en la secuencia de salida. Si para todos los valores  $n_0$ , la secuencia de entrada con valores  $x_1[n] = x[n - n_0]$  produce la secuencia de salida con valores  $y_1[n] = y[n - n_0]$ .
- **Causalidad:** Los sistemas que cumplen con esta propiedad son aquellos que para toda escogencia de  $n_0$ , los valores de la secuencia de salida al índice  $n = n_0$  depende solamente de los valores de la secuencia de entrada con índice  $n \leq n_0$ , esto quiere decir que el sistema es no anticipativo.
- **Estabilidad:** Un sistema es estable en los límites de la entrada y los límites de la salida, si y solo si cualquier secuencia de entrada limitada produce una secuencia de salida limitada. La entrada  $x[n]$  es limitada si existe un valor positivo finito y fijo  $B_x$  tal que  $|x[n]| \leq B_x \leq \infty$ , para todo  $n$ .  
La estabilidad requiere que, para cualquier entrada limitada, exista un valor positivo finito y fijo  $B_y$  tal que  $|y[n]| \leq B_y \leq \infty$ , para todo  $n$ .

### 2.1.3.1. Sistemas Lineales Invariantes en el Tiempo (LIT)

Una clase importante de sistemas son aquellos que son lineales e invariantes en el tiempo, esta clase de sistemas tiene importantes aplicaciones en procesamiento de señales, debido a las propiedades que poseen.

Si la propiedad de linealidad se combina con la representación de una secuencia general como una combinación lineal de impulsos retardados,

$$x[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x[k]\delta[n-k] \quad (\text{Ecuación 2.3}),$$

donde  $\delta[n-k]$  es la función impulso unitario; de aquí se sigue que un sistema lineal puede ser completamente caracterizado por su respuesta al impulso.

Esto es, si  $h_k[n]$  es la respuesta del sistema  $\delta[n-k]$ , un impulso que ocurre en  $n = k$ , entonces como

$$y[n] = T\left\{\sum_{k=-\infty}^{\infty} x[k]\delta[n-k]\right\} \quad (\text{Ecuación 2.4}),$$

$$\text{donde } T\{\delta[n-k]\} = h[n-k] \quad (\text{Ecuación 2.5}),$$

y aplicando la propiedad de linealidad se obtiene

$$y[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x[k]h[n-k] \quad (\text{Ecuación 2.6}).$$

La ecuación 2.6 es comúnmente llamada una suma de convolución y comúnmente se denota como :

$$y[n] = x[n] * h[n] \quad (\text{Ecuación 2.7}).$$

A continuación se presentan alguna características de los sistemas LTI [1]:

- La suma de convolución es conmutativa.
- Son causales, siempre y cuando  $h[n] = 0$ , para  $n < 0$ .
- Los sistemas cuya respuesta al impulso tenga solamente un número finito de valores diferentes de cero, son llamados sistemas de respuesta a impulsos de duración finita (FIR, por sus siglas en inglés). Estos sistemas siempre son estables [Oppenheim, 1999].

- Los sistemas con respuesta al impulso infinita son llamados sistemas de respuesta a impulsos de duración infinita (IIR, por sus siglas en inglés). No todos los sistemas IIR son estables.

El concepto de respuesta en frecuencia para sistemas LTI es esencialmente el mismo, tanto para sistemas continuos como para sistemas discretos, sin embargo hay una diferencia importante y es que la respuesta en frecuencia de un LTI de tiempo discreto es siempre una función periódica de frecuencia variable  $w$  con periodo  $2\pi$ .

Para sistemas estables, la respuesta de un transiente debe ser mas pequeña mientras  $n \rightarrow \infty$ , debido a esto una condición suficiente para que el transiente muera es que el sistema sea estable [Oppenheim, 1999]. La condición de estabilidad también es suficiente para que exista una función de respuesta en frecuencia.

#### 2.1.4. TRANSFORMADA DE FOURIER (TF)

La transformada de Fourier (TF) fue propuesta en el año de 1807 por el francés *Jean Baptijste Joseph Fourier*, es talvez la herramienta de procesamiento de señales mas utilizada en el mundo y es la base de muchos estudios sobre señales fisiológicas, incluyendo las señales EEG, es por esto que se dará una revisión a sus conceptos.

La TF en su forma general se define conceptualmente como una transformación lineal que pasa un señal del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia. Matemáticamente la transformada continua de Fourier esta definida como:

$$F(w) = \frac{1}{2\pi} \int dt e^{-iwt} f(t) \quad (\text{Ecuación 2.8}),$$

donde  $t$  es la variable del tiempo,  $f(t)$  la función que se quiere transformar,  $w$  la variable de la frecuencia y  $F(w)$  es la función transformada al dominio de la frecuencia

### 2.1.4.1. TRANSFORMADA DISCRETA DE FOURIER (TDF)

La transformada discreta de Fourier (TDF) es en sí misma una secuencia en lugar de una función de variable continua, y corresponde a muestras, igualmente espaciadas en frecuencia, de la transformada continua de Fourier.

Muchas secuencias pueden ser representadas por una integral de Fourier de la forma:

$$x[n] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} X(e^{jw}) e^{jwn} dw \quad (\text{Ecuación 2.9})$$

$$, \text{ donde } X(e^{jw}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n] e^{-jwn} \quad (\text{Ecuación 2.10})$$

y  $w$  es el periodo de la transformada. La ecuación 2.9 es la transformada inversa de Fourier y conceptualmente representa  $x[n]$  como una superposición de funciones sinusoidales. La ecuación 2.10 se utiliza para determinar cuanto de cada componente de frecuencia es necesario para sintetizar  $x[n]$  usando la ecuación 2.9, es decir, la energía que cada componente de frecuencia aporta a la señal.

Es importante recalcar que la TF es periódica con periodo de  $2\pi$ .

Debido a que una secuencia es estable, por definición, absolutamente sumable y tiene transformada de Fourier [Oppenheim, 1999], entonces de aquí se sigue que cualquier sistema estable tendrá una respuesta en frecuencia finita y continua.

La TF es una función con valores complejos de  $w$ , por esta razón, se puede expresar en forma rectangular como:

$$X(e^{jw}) = X_R(e^{jw}) + jX_I(e^{jw}) \quad (\text{Ecuación 2.11})$$

ó en forma exponencial como:

$$X(e^{j\omega}) = |X(e^{j\omega})| e^{\angle X(e^{j\omega})} \quad (\text{Ecuación 2.12})$$

, donde  $|X(e^{j\omega})|$  es llamado el espectro de magnitud de Fourier y es una función par, mientras que  $\angle X(e^{j\omega})$  es una función impar y es llamado el espectro de fase de Fourier.

Aunque para tiempo continuo se puede afirmar que la convolución en el dominio del tiempo esta representada por la multiplicación en el dominio de la frecuencia y viceversa, en tiempo discreto esta afirmación debe ser modificada un poco. Específicamente, la convolución de secuencias en tiempo discreto (suma de convolución) es equivalente a la multiplicación de las correspondientes TF y la multiplicación de secuencias es equivalente a la convolución periódica de de la correspondiente TF.

Es importante recalcar que la TF esta orientada a señales estacionarias (periódicas). Tiene muy buena resolución en frecuencia, pero muy mala en tiempo. Por ejemplo no diferencia entre una señal con frecuencia  $f_1$  y  $f_2$  durante todo el tiempo, y una con  $f_1$  durante la mitad del tiempo y  $f_2$  la otra mitad.

Por ejemplo para la señal continua de de la forma:

$$f(t) = \cos(1.5(2\pi)t) + \cos(6.5(2\pi)t) \quad (\text{Ejemplo 2.1})$$

Si la muestreamos con una frecuencia de muestreo apropiada, dos veces la frecuencia máxima, en este caso 6.5 Hz, y aplicamos la TDF para obtener EL espectro de magnitud de Fourier se obtiene lo presentado en las Figuras 2.1.4 y 2.1.5.

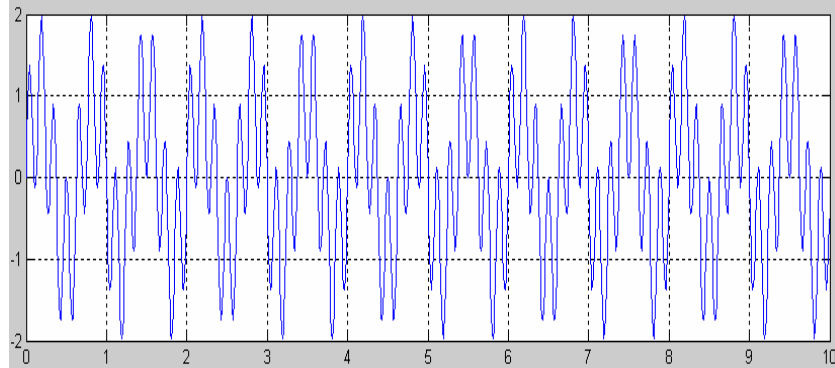


Figura 2.1.4. Señal Periódica.

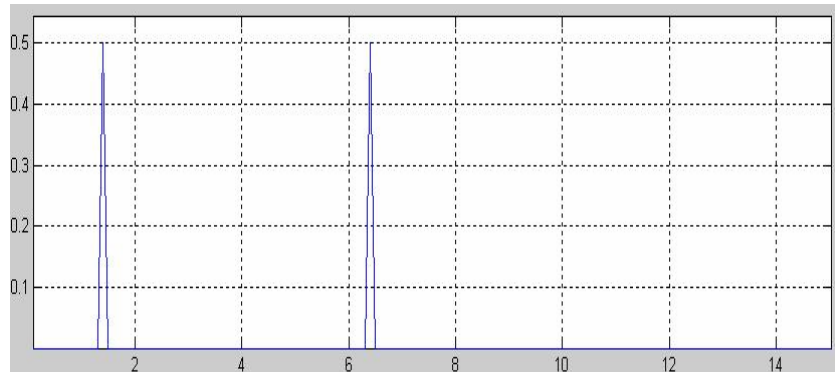


Figura 2.1.5. Espectro de magnitud.

Se puede observar claramente como se puede determinar por el espectro de magnitud, que la señal tiene solamente dos componentes de frecuencia y cuales son.

Ahora si la señal es de la forma:

$$f(t) = \left\{ \begin{array}{l} \cos(1.5(2\pi)t) \text{ --- } > t_0 \leq t \leq t_1 \\ \cos(6.5(2\pi)t) \text{ --- } > t_1 < t \leq t_f \end{array} \right\} \quad (\text{Ejemplo 2.2})$$

Y de nuevo muestreamos, aplicamos la TDF y sacamos el espectro de magnitud de Furier, se obtiene lo presentado en las figuras 2.1.6 y 2.1.7.

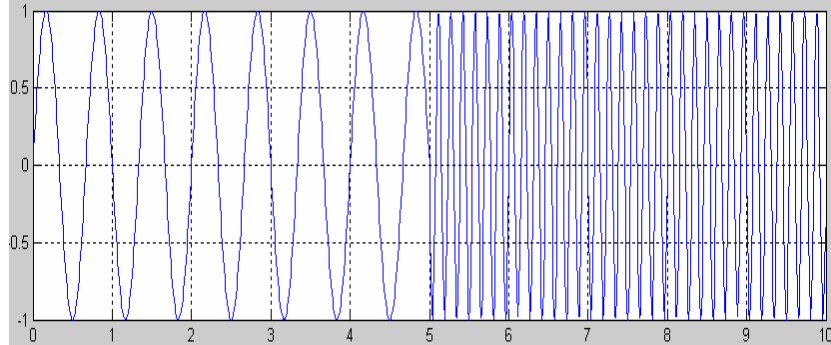


Figura 2.1.6 Señal con cambio de frecuencia.

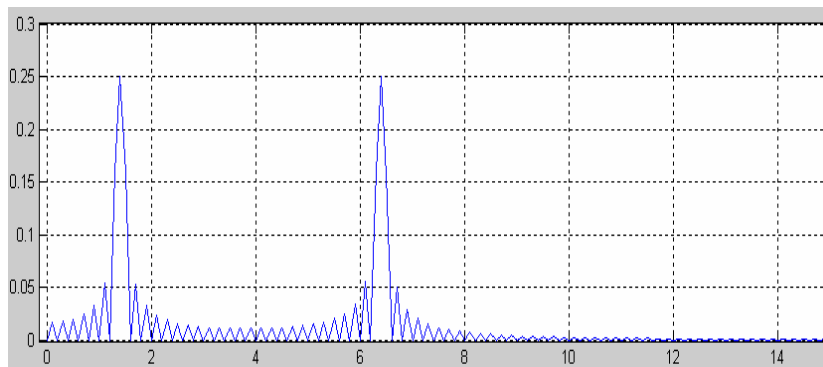


Figura 2.1.7 Espectro de magnitud de una señal con cambio de frecuencia.

Aquí se podría sugerir que la señal  $f(t)$  tiene más de dos componentes de frecuencia pero dos componentes dominantes de 1.5 Hz y 6.5 Hz respectivamente, pero en realidad la señal solo tiene dos componentes de frecuencia que corresponden a los componentes dominantes, además no se puede determinar el momento en el que la señal cambia de frecuencia, lo cual puede ser un elemento clave del análisis.

De los dos ejemplos anteriores se puede ver que la TDF no permite una discriminación clara entre una señal estacionaria y una no estacionaria y que además en señales no estacionarias, la TDF incluye "ruido" al análisis de las señales, lo cual no es muy conveniente.

Sin embargo TDF, juega un papel muy importante en el análisis, diseño e implementación de algoritmos y sistemas de procesamiento de señales discretas. Como se menciono anteriormente, la DFT es una secuencia de números que corresponden a muestras, igualmente espaciadas en frecuencia, de la transformada de Fourier, por lo tanto cuando se hable la utilización de una DFT de  $N$  puntos, se estará haciendo referencia a una secuencia de  $N$  muestras de la TF, espaciadas en frecuencia  $\frac{2\pi}{N}$ , es decir la muestra  $k$  de DFT estará ubicada a una frecuencia de:

$$w_k = \frac{2\pi k}{N}, \quad 0 \leq k < N-1. \quad (\text{Ecuación 2.13}).$$

Hay muchas formas de medir la complejidad y eficiencia de un algoritmo, pero la evaluación final depende de tanto la disponibilidad tecnológica, como del objetivo del algoritmo. Tomando como parámetro de medida de la eficiencia de un algoritmo el numero de sumas y multiplicaciones que se realizan, la llamada Transformada rápida de Fourier (FFT, por sus siglas en inglés, Fast Fourier Transform) es varias veces mejor que la mayoría, por no decir la totalidad, de los algoritmos diseñados para aplicar la TF a una señal [Oppenheim, 1999].

La TDF para una secuencia de  $n$  números esta definida como:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] W_N^{kn}, \quad 0 \leq k < N-1 \quad (\text{Ecuación 2.14})$$

$$\text{Donde } W_N^{kn} = e^{-jkn\left(\frac{2\pi}{N}\right)}, \quad (\text{Ecuación 2.15})$$

Y la transformada inversa de Fourier como:

$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X[k] W_N^{-kn}, \quad 0 \leq n < N-1. \quad (\text{Ecuación 2.16})$$

Podemos observar que  $W_N^{kn}$  tiene 2 propiedades que resultan interesantes a la hora de desarrollar un algoritmo para la computación de la DFT que son:

- Simetría:  $W_N^{k[N-n]} = W_N^{-kn} = (W_N^{kn})^*$ .
- Periodicidad:  $W_N^{kn} = W_N^{k(n+N)} = W_N^{(k+N)n}$ .

A continuación se describirá brevemente en que consiste la FFT.

#### 2.1.4.2. TRANSFORMADA RAPIDA DE FOURIER (FFT)

La FFT se basa en el concepto de decimación.

El concepto de decimación de una señal consiste básicamente en dividir la señal discreta en dos o varias señales.

- Decimación en el tiempo: Esta decimación consiste en separar la secuencia  $x[n]$  en dos secuencias, una que contiene los números de la secuencia con índice par y otra que contiene los números de la secuencia con índice impar, es decir:

$$x[n] = x[n_{par}] + x[n_{impar}]. \quad (\text{Ecuación 2.17}).$$

Al hacer la computación de la DFT con la secuencia  $x[n]$ , con su representación según la ecuación 3.16; y aplicar la propiedad de linealidad y las propiedades de  $W_N^{kn}$  se reduce en gran medida la cantidad de cálculos

que se deben hacer para calcular TF de una secuencia por medio de la TDF<sup>1</sup>.

De la ecuación 2.14, pasamos a:

$$X[k] = \sum_{r=0}^{\left(\frac{N}{2}\right)-1} x[2r]W_{\frac{N}{2}}^{rk} + W_N^k \sum_{r=0}^{\left(\frac{N}{2}\right)-1} x[2r+1]W_{\frac{N}{2}}^{rk} \quad (\text{Ecuación 2.18})$$

Y finalmente a:

$$X[k] = G[k] + W_N^k H[k] \quad (\text{Ecuación 2.19}).$$

Cada una de las sumas en la ecuación 2.18 es reconocida como una DFT de  $\frac{N}{2}$  puntos, la primera siendo la DFT de  $\frac{N}{2}$  puntos para los números de índices pares de la secuencia original y la segunda la DFT de  $\frac{N}{2}$  puntos para los números de índices impares de la secuencia original. A su vez tanto  $G[k]$  y  $H[k]$  pueden ser divididas en 2, cada una, aplicando el concepto de decimación, debido a que ambas son a su vez periódicas [Blahut, 1985].

- Decimación en frecuencia consiste en computar separadamente los números con índices pares e impares de las muestras de frecuencia, es decir en este caso afectamos  $W_N^k$  en lugar de  $x[n]$ .

Para esto partimos de la ecuación 2.14 y haciendo

$$X[2r] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]W_N^{n2r}, \quad 0 \leq r < N-1 \quad (\text{Ecuación 2.20})$$

$$X[2r+1] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]W_N^{n(2r+1)}, \quad 0 \leq r < N-1 \quad (\text{Ecuación 2.21})$$

Haciendo el desarrollo de las ecuaciones anteriores con sus respectivas simplificaciones obtenemos:

<sup>1</sup> Para una demostración detallada vea [Oppenheim, 1999] páginas 542 a 544.

$$X[2r] = \sum_{n=0}^{\frac{N}{2}-1} (x[n] + x[n + \frac{N}{2}]) W_N^{rn}, \quad 0 \leq r < \frac{N}{2} - 1 \quad (\text{Ecuación 2.22})$$

$$X[2r+1] = \sum_{n=0}^{\frac{N}{2}-1} (x[n] - x[n + \frac{N}{2}]) W_N^n W_N^{nr}, \quad 0 \leq r < \frac{N}{2} - 1 \quad (\text{Ecuación 2.23})$$

Como se puede observar es un algoritmo matemático sencillo pero se puede volver tedioso, esta es una de las razones por las cuales solo hasta la aparición de los computadores y los circuitos integrados se empezó a desarrollar esta área de las matemáticas.

### 2.1.4.3. TRANSFORMADA DE FOURIER DE TIEMPO CORTO (TFTC)

Debido a que la transformada de Fourier es adecuada para el análisis de señales estacionarias, es necesario la suposición de periodicidad durante intervalos cortos de tiempo para hacer un análisis de señales no estacionarias, para tratar con este problema se creo el windowing o ventaneo, el cual consiste conceptualmente en la utilización de una función llamada *ventana* que me permite ver la señal a intervalos cortos de tiempo la señal completa. Esta ventana se va desplazando durante todo el dominio de la señal, hasta recorrerla en su totalidad y de esta manera manejamos la suposición de que la señal es periódica durante intervalos cortos de tiempo [Oppenheim, 1999].

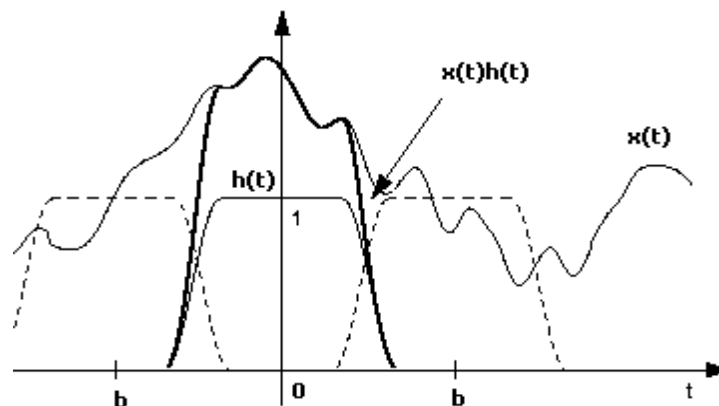


Figura 2.1.8 *Ventaneo* de una señal.

La transformada de Fourier *ventaneada* es llamada la transformada de Fourier de tiempo corto

Una de las desventajas de esta técnica es que la ventana debe permanecer fija durante todo el desplazamiento y no permite amoldarse a la forma de la señal, lo ideal sería que una ventana con el tamaño óptimo este siempre recorriendo la señal, esto implica que el tamaño de la ventana cambie durante el recorrido de la señal.

$$(G_h x)_{(b,\xi)} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)h(t-b)e^{-j\xi t} dt \quad (\text{Ecuación 2.24})$$

Dónde  $\xi$  representa las frecuencias que contiene la función ventana de  $x(t)$  cuya ubicación en el tiempo está determinada por la variable  $b$ .

Conocer la información de la frecuencia en el tiempo es como recrear una partitura de un músico, donde esta escrito que nota (frecuencia) tocar en determinado momento (tiempo).

$$(T^{\text{ventana}} f)(w,t) = \int dsf(s)g(s-t)e^{-iws} \quad (\text{Ecuación 2.25})$$

$$T_{m,n}^{\text{ventana}}(f) = \int dsf(s)g(s-nt_0)e^{-imw_0s} \quad (\text{Ecuación 2.26})$$

La ecuación 2.25 es la definición matemática de la TFTC para tiempo continuo, y la ecuación 2.26 es la definición matemática de la TFTC para tiempo discreto.

Se supone que  $g$  esta bien localizada en tiempo y en frecuencia pero esto es muy difícil de conseguir, por no decir improbable.

Sin embargo la TFTC es importante debido a que es una herramienta opcional, que permite cierto grado de resolución en tiempo pero depende mucho de que tan buena localización tenga la función ventana.1

Pero una de las grandes desventajas es que la función ventana no es ajustable, en cuanto a forma o tamaño.

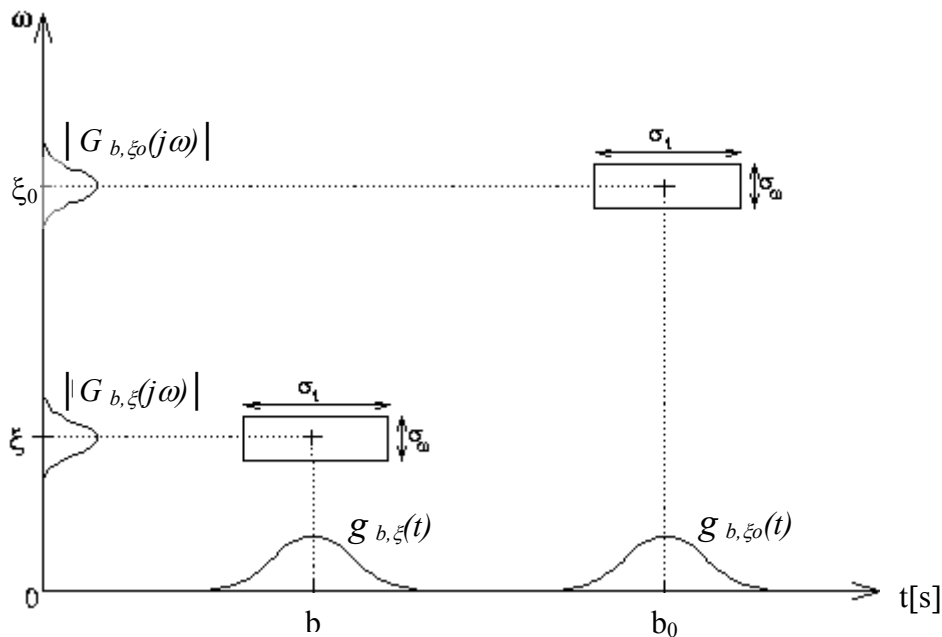


Figura 2.1.9 Esquema tiempo - frecuencia de la Transformada de Fourier de Tiempo Corto. [Mallat, 1999]

Se verá a continuación la herramienta que esta siendo utilizada para el tratamiento de señales no estacionarias.

### 2.1.5. TRANSFORMADA DE WAVELET (TW)

Traducido al español, wavelet significa ondita, ondilla u onda pequeña.

Transformada de W continua, o transformada integral de wavelet

$$(W_{\psi}x)_{(a,b)} = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt = \langle x(t), \psi_{a,b}(t) \rangle \quad (\text{Ec. 2.27}).$$

Localización en tiempo

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (\text{Ecuación 2.28})$$

Siendo  $a$  el factor de escalamiento y  $b$  el factor de desplazamiento en el tiempo, con  $a$  y  $b \in \mathbb{R}$  y  $a \neq 0$ .

Aplicando la identidad de Parseval a la Ecuación 3.26 se tiene [Mallat, 1999]:

$$2\pi (W_{\psi} x)_{(a,b)} = \langle X(j\omega), \Psi_{a,b}(j\omega) \rangle \quad (\text{Ecuación 2.29})$$

Donde:

$$\Psi_{a,b}(j\omega) = \sqrt{a} e^{-j\omega b} \Psi(a j\omega) \quad (\text{Ecuación 2.30})$$

Una representación del esquema tiempo-frecuencia para la Transformada Wavelet se puede observar en la Figura 2.1.10.

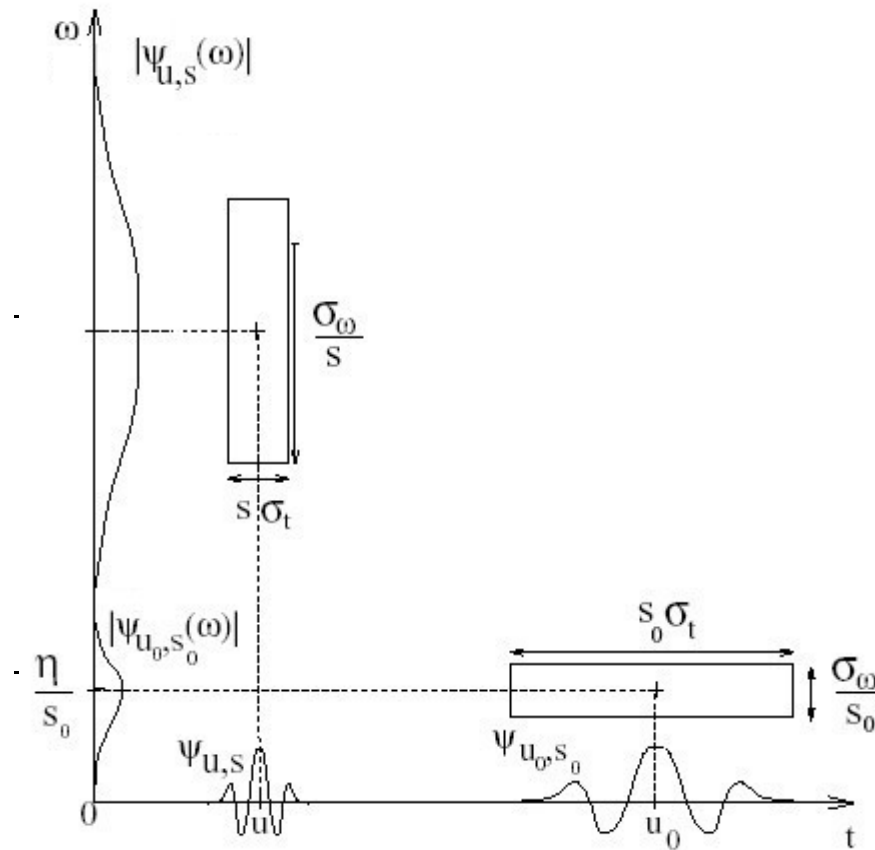


Figura 2.1.10 Esquema tiempo - frecuencia de la Transformada de Wavelet  
[Mallat, 1999]

Debido a que la TW no es lineal, representa una función de una variable con una función de dos variables, es ideal para el diseño de filtros no lineales

La transformada de Wavelet es una herramienta que divide los datos o funciones en diferentes bandas de frecuencia (componentes de frecuencia) y estudia cada componente con una resolución que se ajusta a su escala. La TW de una señal en función del tiempo depende de dos variables, una la escala y la otra el tiempo. De R2 a R3 en algebra lineal.

Existen analogías entre las ecuaciones de la TFTC y las ecuaciones de wavelet.

Tanto STFT como TW toman el producto interno de la señal con una familia de funciones indexadas por dos variables,

$$g^{w,t}(s) = e^{iws} g(s-t) \quad (\text{Ecuación 2.31})$$

$$\psi^{a,b}(s) = |a|^{-\frac{1}{2}} \psi\left(\frac{s-b}{a}\right) \quad (\text{Ecuación 2.32})$$

las funciones  $\psi^{a,b}$  son llamadas algunas veces "madres wavelet". La diferencia entre las ecuaciones 2.31 y 2.32, radica en la forma de las funciones analizadoras,  $g^{w,t}$  y  $\psi^{a,b}$ , para la primera todas las funciones consisten de la misma función envoltoria trasladada a una posición apropiada de tiempo; mientras que la segunda tiene un ancho en el tiempo ajustado a su frecuencia (para altas frecuencias  $\psi^{a,b}$  son muy angostas, mientras que para bajas frecuencias son muy anchas). Es por esto que la TW ejerce la función de microscopio para permitir ver fenómenos de corta duración y alta frecuencia, como podrían ser las señales transientes.

La TW realiza traslaciones enteras o escalamientos de una sola madre wavelet. Mientras que un coeficiente de Fourier, explica un componente que dura todo el tiempo en el que este definido la señal, un coeficiente de Wavelet explica un componente de frecuencia bien definido en un intervalo de tiempo.

Asume que tanto la señal como la wavelet madre tienen energía finita.



Figura 2.1.11 Desplazamiento de la madre wavelet. [Matworks, 2002].

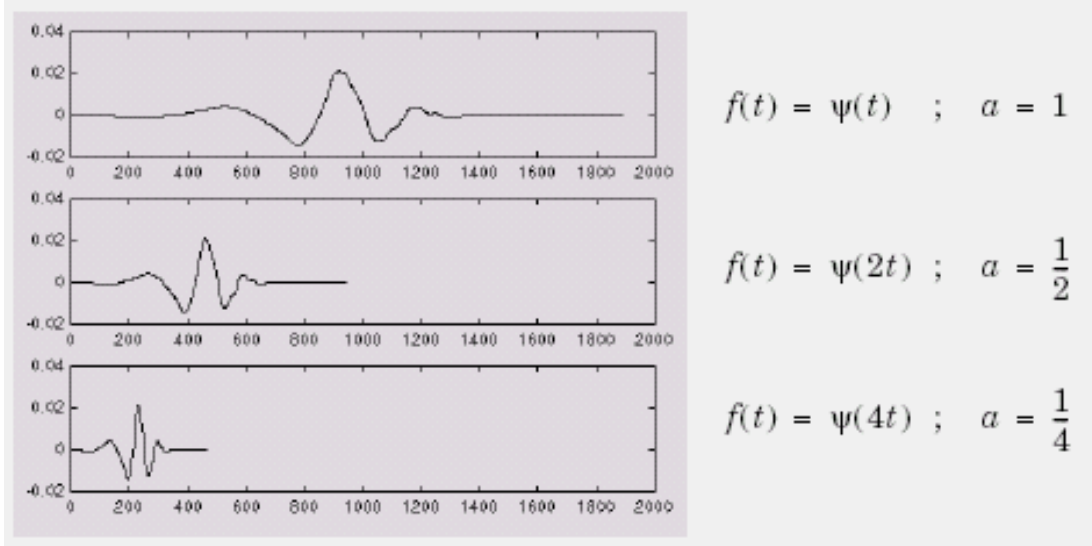


Figura 2.1.12 Escalamiento de la madre Wavelet. [Matworks, 2002]

La TW puede también ser usada para caracterizar regularidades locales, algo que no se puede lograr, aun cuando se tiene información de fase, por ejemplo con la TFTC.

A partir de la ecuación 2.27 es posible reconstruir la función  $x(t)$  por medio de la fórmula de "resolución de identidad" [Daubechies, 1992]:

$$x(t) = \frac{1}{C_\psi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{a^2} (W_\psi x)_{(a,b)} \psi_{a,b}(t) da db \quad (\text{Ecuación 2.33})$$

Donde  $\psi_{a,b}(t)$  representa un conjunto de wavelets generadas a partir de la "función Wavelet madre"  $\psi(t)$ , la cual se dilata y atenúa o se comprime y amplifica conforme aumenta o disminuye respectivamente; además  $\psi(t)$  se traslada en el tiempo conforme  $b$  varía. La constante  $C_\psi$  depende de  $\psi(t)$  y está dada por [Daubechies, 1992]:

$$C_{\psi} = 2\pi \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\Psi(j\omega)|^2}{|\omega|} d\omega \quad (\text{Ecuación 2.34})$$

Se considera que  $C_{\psi}$  debe cumplir que  $C_{\psi} < \infty$ , ya que de lo contrario la ecuación 2.33 no sería posible. Esta condición se puede satisfacer si  $\psi(j_0) = 0$ , es decir si:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (\text{Ecuación 2.35})$$

De lo anterior se deriva que  $|\psi(j_w)|$  debe tener las características de un espectro pasa-banda.

#### 2.1.5.1. Ventajas de la TW

A continuación se mencionan unas de las ventajas de la utilización de la TW, dejando la demostración de cada una de ellas referenciada en [Chui, 1997].

- Permite hacer un análisis multiresolución (tiempo-frecuencia).
- Sirve tanto para señales estacionarias como no estacionarias
- Es importante en la detección de transientes, los cuales son muy comunes en cualquier señal, natural o biológica.

#### 2.1.5.2. Desventajas de la TW

En el análisis de descomposición Wavelet. Si la señal de entrada es desplazada por una distancia múltiplo entero del intervalo de muestreo, el resultado de la transformación no será desplazado la misma cantidad de tiempo, por lo tanto los valores de los coeficientes Wavelet variarán. Este

error de "aliasing" se debe al submuestreo por un factor de dos [Oppenheim, 1999].

Aunque si bien es cierto que la función madre wavelet ajusta su escala "dinámicamente", la forma básica o el esqueleto es la misma, y se puede observar por ejemplo en las señales EEG que tanto la frecuencia como la forma de la señal cambia. Para solucionar esto se sugiere la integración de la TW con una red neuronal, de manera tal que se permita cambiar dinámicamente la madre wavelet analizadora de la señal.

### 2.1.5.3. Transformada discreta de wavelet

Considerando que los parámetros de escalamiento  $a$  y de desplazamiento  $b$  toman valores discretos:  $a = a_0^j$ ,  $b = kb_0 a_0^j$ , con  $j, k \in \mathbb{Z}$  y  $a_0 > 1$  y  $b_0 > 0$ . Reemplazando estos valores en la Ecuación (2.27) se tiene [Daubechies, 1992]:

$$(W_\psi x)_{j,k} = \frac{1}{\sqrt{a_0^j}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi(a_0^{-j}t - kb_0) dt = \langle x(t), \psi_{j,k}(t) \rangle \quad (\text{Ec. 2.36})$$

Donde el conjunto de funciones Wavelet  $\psi_{j,k}(t)$  está dada por:

$$\psi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{a_0^j}} \psi(a_0^{-j}t - kb_0) \quad (\text{Ecuación 2.37})$$

Para el caso discreto no existe en general una fórmula de "resolución de identidad", análoga a la ecuación 2.33 en el caso continuo, debido a que sólo se conoce la Transformada Wavelet para un conjunto discreto de valores de  $a$  y  $b$ .

Un caso particular es la escogencia de  $a_0 = 2$  y  $b_0 = 1$ , lo que se conoce como la escala diádica. Esta forma de representación tiene una implementación eficiente y rápida, y además permite que algunas funciones  $\psi(t)$  tengan buenas propiedades de localización tiempo-frecuencia [Daubechies, 1992].

Para el ejemplo 2.1 el fenómeno de corta duración es el cambio de frecuencia, esto es apreciable graficando los coeficientes de wavelet.

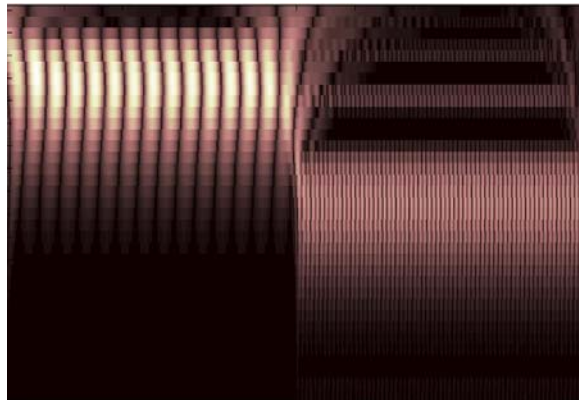


Figura 2.1.13 Grafica de coeficientes wavelet.

En esta figura el eje Y corresponde a los valores de escala, mientras que en el eje x están los valores del tiempo, y debido a que la escala está íntimamente relacionada con la frecuencia, nos podemos dar una idea del comportamiento de la señal en tiempo y frecuencia. Los colores más claros corresponden a valores más grandes de los coeficientes

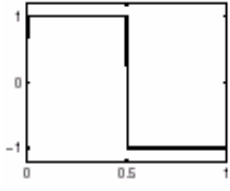
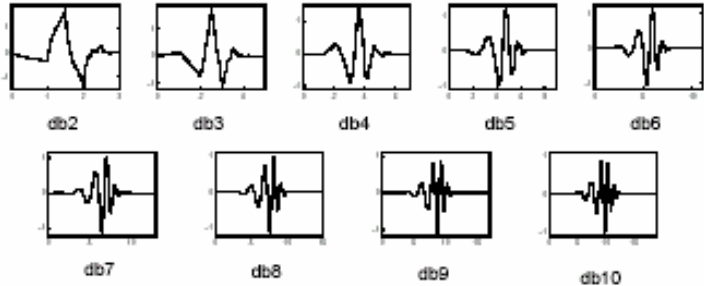
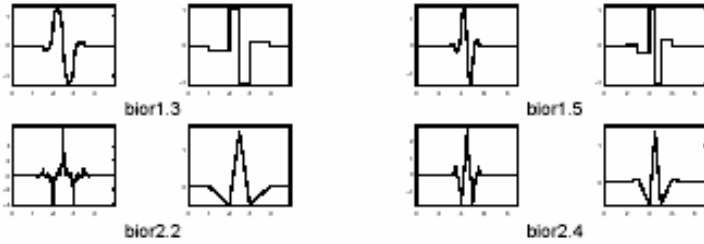
De la figura 2.1.13 podemos identificar claramente donde ocurre el cambio de frecuencia de la señal, además podemos darnos una idea vana de cuales son los valores de frecuencia que tiene la señal, pero para saber con mayor precisión debemos referirnos al espectro de magnitud que nos ofrece la TF (ver Figura 2.8). Es por esto que la TW permite mayor poder de análisis de señales si se hace junto a la TF

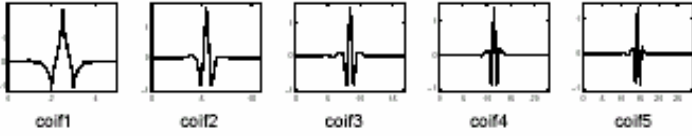
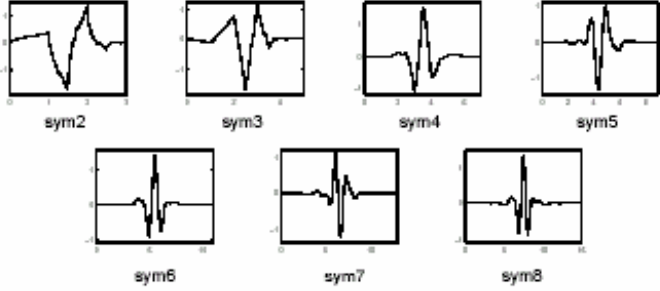
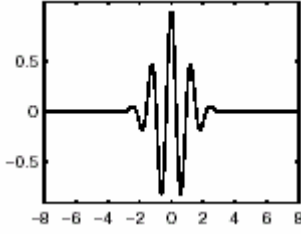
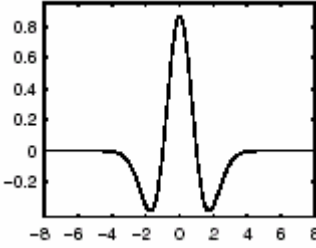
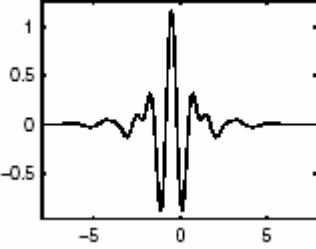
### 2.1.5.4. Familias Wavelet

Es conveniente que el conjunto de funciones Wavelet  $\psi_{j,k}(t)$  sean ortogonales entre si. Es decir, que el producto interno entre estas funciones sea igual a cero.

La ortogonalidad permite que no exista cruce de energías entre los espectros de las funciones  $\psi_{j,k}(t)$  ponderadas. Asimismo, si estas funciones además tienen energía total unitaria, es decir si son ortonormales, es posible calcular directamente la energía de la señal  $x(t)$  a partir de la magnitud al cuadrado de los valores de la Transformación Wavelet Discreta.

**Tabla 1. Familias wavelet**

Familia	Figura
Haar	
Daubechies	
Biortogonales	

<p><b>Coiflets</b></p>	
<p><b>Symlets</b></p>	
<p><b>Morlet</b></p>	
<p><b>Sombrero Meicano</b></p>	
<p><b>Meyer</b></p>	

### 2.1.5.5. Analisis Multi-Resolución

Para realizar el análisis multi-resolución (tiempo-frecuencia) se requiere aproximar una señal  $x(t)$  como una combinación lineal de una función base

$f(t)$  con un nivel de escalamiento dado y con diferentes desplazamientos en el tiempo:

$$x(t) = \sum_k C_{j,k} f(2^{-j}t - k) \quad (\text{Ecuación 2.38})$$

Es posible hacer el análisis multi-resolución principalmente debido a las propiedades presentadas a continuación:

$$1) \quad \dots \subset V_3 \subset V_2 \subset V_1 \subset V_0 \subset V_{-1} \subset V_{-2} \subset V_{-3} \dots \quad (\text{Ec. 2.39})$$

Se conoce como propiedad de anidamiento y significa que es posible obtener un subespacio a partir de los anteriores.

$$2) \quad \bigcap_{j \in \mathbb{Z}} V_j = \{0\}, \quad \overline{\bigcup_{j \in \mathbb{Z}} V_j} = L^2 \quad (\text{Ecuación 2.40})$$

Implica que no existe intersección entre los subespacios de  $V_j$ , esta es la propiedad de ortogonalidad; asimismo, plantea que la unión de todos los espacios de  $V_j$  generan  $L^2$ .

$$3) \quad x(t) \in V_j \iff x(2^j t - k) \in V_0 \quad (\text{Ecuación 2.41})$$

Expresa que todos los subespacios son versiones escaladas y desplazadas de un subespacio dado, esta es la propiedad de multiresolución.

$$4) \quad x(t) \in V_0 \implies x(t - k) \in V_0 \quad (\text{Ecuación 2.42})$$

La mayoría de las señales de interés en ingeniería son de tipo pasa-bajas. Como la función  $f(2^{-j}t)$  en la Ecuación (2.38), posee el mismo ancho de banda de la señal  $x(t)$ , la función  $f(2^{-j}t)$  es de tipo pasa bajas. La función base  $f(t)$ , también pasa-bajas, se denomina función de escala  $\phi(t)$  y sus

desplazamientos y escalamientos generan el subespacio  $V_j$  y constituye una base ortogonal (Ecuación 2.40) [Daubechies, 1992].

Para algunos casos particulares de  $\psi$ ,  $a_0$  y  $b_0$ , la  $\psi_{(m,n)}$  constituye una base ortonormal para  $L^2(\mathfrak{R})$ , Esto impide que la información se sobreponga al descomponer en bandas de frecuencia

### 2.1.5.6. Algoritmos De Análisis De Señales

#### Ecuación de descomposición de la señal (Ecuación 2.43)

$$x_n = A_{n-1} + D_{n-1} = \sum_k c_{n-1,k} \phi(2^{n-1}t - k) + \sum_k d_{n-1,k} \psi(2^{n-1}t - k)$$

De la Ecuación 2.43 puede notarse cómo el cálculo de los coeficientes de la Transformada Wavelet Discreta  $((W_\psi x)_{j,k})$  se obtiene a partir de una operación de convolución seguida de un escalamiento en el tiempo. Debido a esto, la implementación el esquema de descomposición (Ecuación 2.43); es decir, el cálculo de los coeficientes  $c_{n-1,k}$  y  $d_{n-1,k}$ , se realiza utilizando dos filtros pasa-bajas y pasa-altas respectivamente; seguido de un proceso de diezmado por dos.

La aproximación de una señal en el nivel de resolución  $n$  se representa como una combinación lineal de funciones de escala así:

$$x_n = \sum_k c_{n,k} \phi(2^n t - k) \quad (\text{Ecuación 2.44})$$

Por tanto, considerando que los coeficientes  $c_{n,k}$  corresponden a las muestras de la señal [Chui, 97], la secuencia de coeficientes de

aproximación  $c_{n-1,k}$  y de detalle  $d_{n-1,k}$ , pueden ser calculados de la siguiente forma:

$$\begin{cases} c_{n-1,k} = \sum_m a_{m-2k} c_{n,m} \\ d_{n-1,k} = \sum_m b_{m-2k} c_{n,m} \end{cases} \quad (\text{Ecuación 2.45})$$

Se observa de la ecuación (2.44) la secuencia de entrada  $c_{n,k} = c_n$  es convolucionada con los filtros con respuesta al impulso  $a_{-k}$  y  $b_{-k}$ . Además del proceso de convolución ordinario se observa que en la salida se retienen las muestras pares, originado por el argumento  $2k$ . Por tanto, las muestras impares desaparecen en este proceso. A esta operación se le conoce con el nombre de submuestreo o diezmado, que en este caso es por un factor de 2 y se denota por  $2\downarrow$  [Chui, 97]. El diezmado es un proceso variante que implica la no invarianza en el desplazamiento de la TW.

De forma compacta se puede apreciar la secuencia de descomposición y reconstrucción en la Figura 2.1.14.

### Ecuación de Reconstrucción

$$c_{n,k} = \sum_m \{ p_{k-2m} c_{n-1,m} + q_{k-2m} d_{n-1,m} \} \quad (\text{Ecuación 2.46})$$

Para encontrar los coeficientes de aproximación y de detalle en otro nivel de resolución se aplica el algoritmo de descomposición sucesivamente a los coeficientes de aproximación obtenidos en cada nivel de resolución. Para determinar las respectivas secuencias de aproximación y de detalle en cada uno de los niveles de resolución se aplica el algoritmo de reconstrucción a los coeficientes correspondientes (Figura 2.1.15).

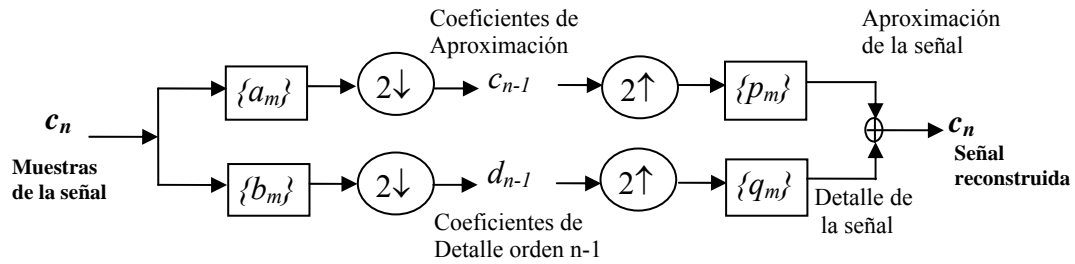


Figura 2.1.14 Esquema de descomposición y reconstrucción de una señal [Chui,1997], [Mallat, 1999].

Para entender el concepto de descomposición que utiliza wavelet podemos ayudarnos de la siguiente figura.

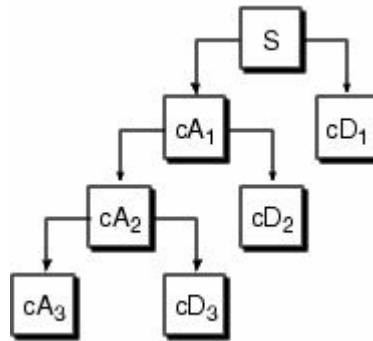


Figura 2.1.15 Esquema de descomposición piramidal de una señal en secuencias de aproximación y de detalle para 3 niveles de resolución [Matworks, 2002].

De la figura 2.1.15  $S$  representa la señal original,  $cA_i$  los coeficientes de la aproximación y  $cD_i$  los coeficientes de detalle.

Además debido a las propiedades de la TW antes mencionadas en el literal (2.1.5.5) se obtiene que:  $S = cA1 + cD1$ ,  $cA1 = cA2 + cD2$  y así sucesivamente.

La relación escala-frecuencia es importante en la concepción del análisis multi-resolución en tiempo y frecuencia que permite la TW.

Para determinar el valor en frecuencia al cual corresponde determinado valor de escala, se debe tener en cuenta la madre wavelet que se este utilizando. Esta relación esta definida por:

$$F_a = \frac{F_c}{a\Delta} \quad (\text{Ecuación 2.47})$$

Donde  $F_a$  es la frecuencia asociada a la escala  $a$ ,  $F_c$  es la frecuencia central de la madre wavelet y  $\Delta$  es el periodo de muestreo de la señal.

### 2.1.5.7. Limitaciones de la TW

El principio de incertidumbre de Heisenberg-Gabor, establece que el producto entre el ancho de banda efectivo  $\sigma_\omega$  (en [rad/s]) en el dominio de la frecuencia y la duración efectiva  $\sigma_t$  (en [s]) en el dominio del tiempo de una función monovariable es siempre mayor que  $\frac{1}{2}$  [Mallat, 99]. Esto implica que es imposible que la Transformada Wavelet permita tener alta resolución en tiempo y frecuencia simultáneamente. En la figura 2.1.10 se observa la conformación de las cajas de Heisenberg y se observa el compromiso tiempo-frecuencia mencionado ya anteriormente.

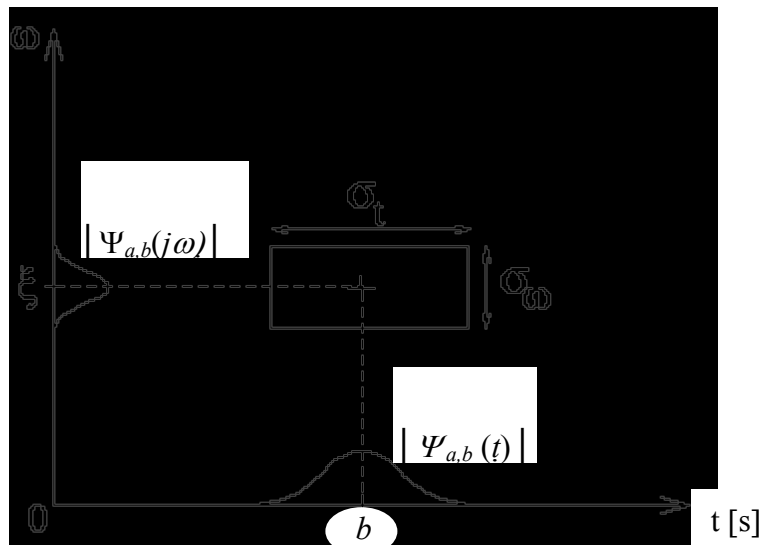


Figura 2.1.16 Representación del principio de incertidumbre de Heisenberg [Mallat,1999].

### 2.1.6. NUEVAS FORMAS DE PROCESAMIENTO DE SEÑALES

Una de las técnicas de tratamiento de señales que se han empezado a implementar recientemente es con la técnica de redes neuronales, pero esta técnica por lo general esta ligada a otro procedimiento que puede ser la TW o la TF.

Entre las nuevas formas de procesamiento de señales que se han encontrado en la literatura esta la teoría del caos, la cual tiene un fundamento estadístico para el procesamiento de señales.

## 2.2. FISIOLOGIA CEREBRAL

El encéfalo, contenido en el cráneo, es la parte más voluminosa del sistema nervioso central (SNC), que continúa en la médula espinal, contenida en la columna vertebral, y en los nervios sensitivos y motores que llevan, respectivamente, información sensorial al encéfalo y el control de la musculatura del esqueleto.

El encéfalo se divide en las siguientes partes: tallo cerebral, cerebelo y cerebro (figura 2.2.1).

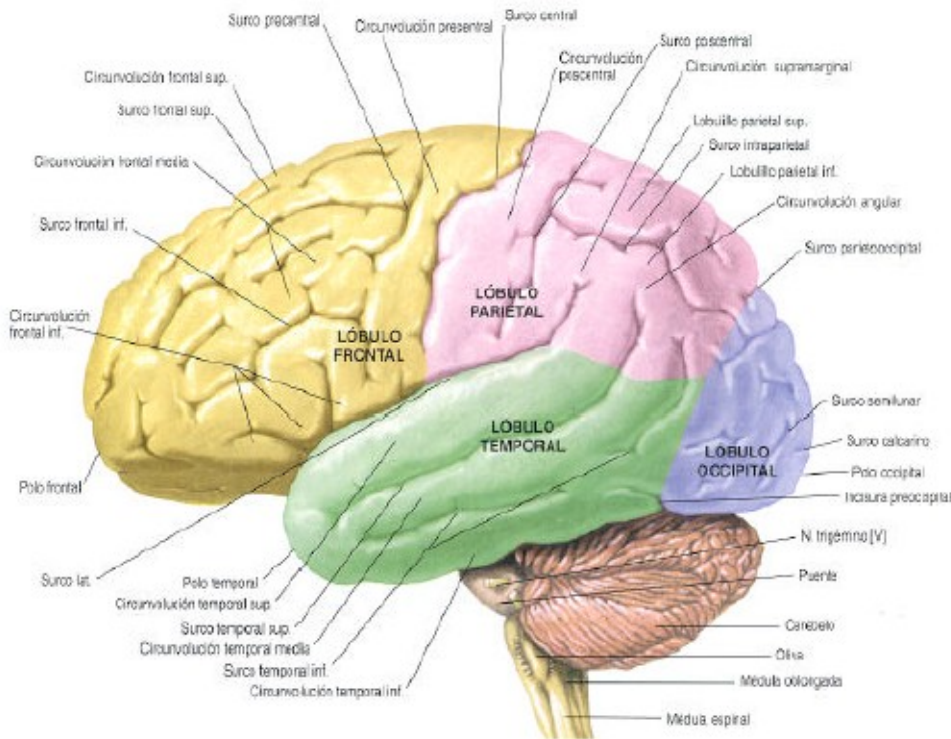


Figura 2.2.1. Vista lateral izquierda del encéfalo y tronco del encéfalo.  
[Schmidt,2002].

El tallo cerebral es la parte evolutivamente más antigua del encéfalo; conecta entre sí el córtex cerebral, la médula espinal y el cerebelo; controla asimismo los ritmos cardíaco y respiratorio, y es el centro de diversos reflejos motores.

El cerebelo es el coordinador de los movimientos voluntarios, además de mantener el equilibrio. Además realiza una función de “filtro paso bajo” para alisar lo que de otro modo serían movimientos musculares “espasmódicos”.

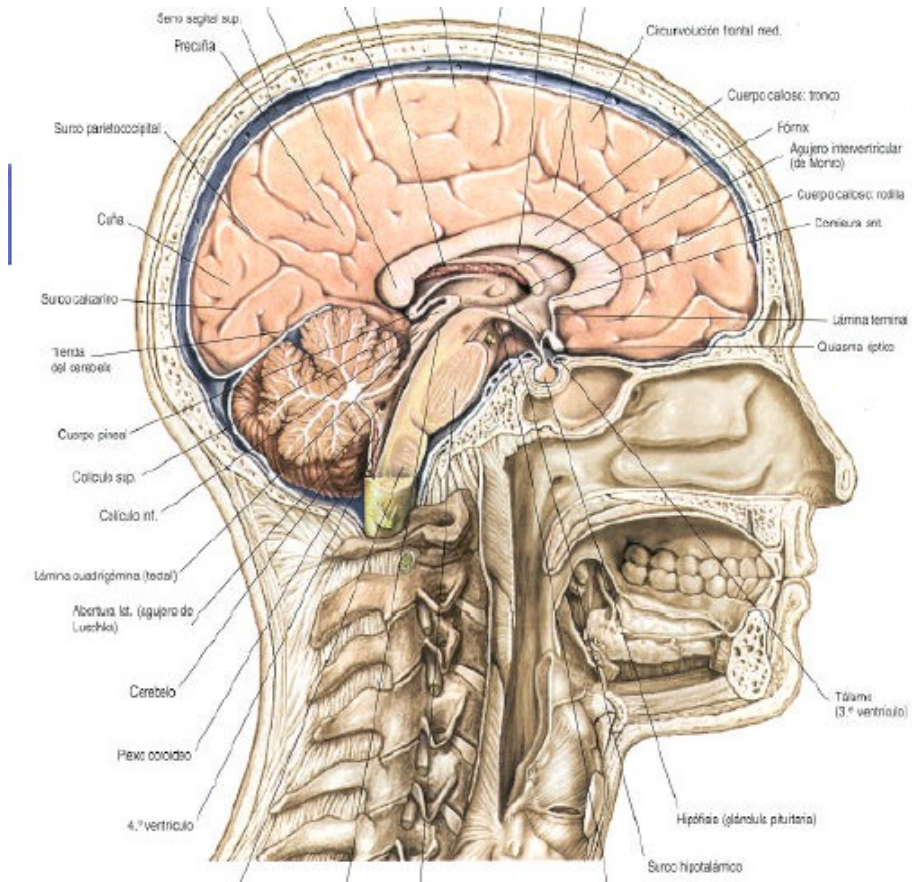


Figura 2.2.2. Vista lateral de la sección media del encéfalo y tronco del encéfalo.

El cerebro es la parte más evolucionada del encéfalo y en él están localizadas las funciones conscientes del sistema nervioso. Posee dos partes llamadas hemisferios que se relacionan con las partes opuestas del cuerpo. La superficie externa del hemisferio se conoce por córtex y en ella se recibe la información sensorial. Las capas más profundas están formadas por axones y núcleos de células [Schmidt,2002].

La subdivisión más importante del encéfalo es la corteza cerebral que contiene unos 9 de los 12 billones de neuronas que hay en el cerebro humano. La corteza es en realidad una capa más bien fina de neuronas situada en la periferia del cerebro que contiene muchas fisuras o pliegues entrantes para dar una mayor área superficial. Algunas de las fisuras más profundas, llamadas también surcos se utilizan como límites para dividir la corteza en ciertos lóbulos. En la figura 3.2.3 se muestran varias de las más prominentes, junto con la situación de los lóbulos más importantes.

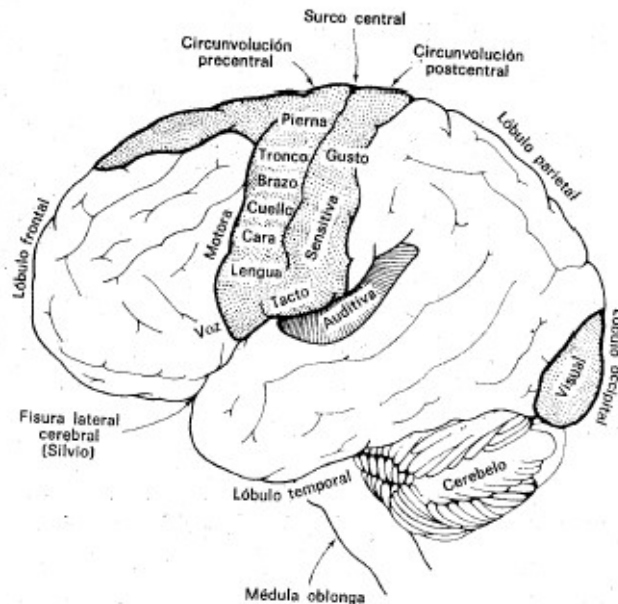


Figura 2.2.3. Fisuras mas importantes

Todas las entradas sensoriales alcanzan con el tiempo la corteza cerebral donde ciertas regiones parecen estar relacionadas específicamente, con ciertas modalidades de información sensitiva. Otras regiones de la corteza parecen estar relacionadas específicamente con las funciones motoras. Por

ejemplo, todas las entradas sensoriales somáticas (calor, frío, presión, tacto, etc.) llegan a una región de la superficie cortical justo por detrás del surco central, abarcando la parte delantera del lóbulo parietal. Las entradas sensoriales somáticas de cada punto del organismo llevan a una parte específica de esta región, estando las entradas procedentes de las piernas y los pies más cerca de la parte superior, a continuación el torso, seguido de brazos, manos, dedos, cara, lengua, faringe y finalmente las regiones intra-abdominales en la parte inferior. La cantidad de superficie adjudicada a cada parte del organismo es proporcional al número de nervios sensitivos que contiene y no a su tamaño físico real. Una representación gráfica de la disposición de estas áreas, denominada homúnculo parece una figura humana grotesca, cabeza abajo, con grandes dedos, cara, labios y lengua.

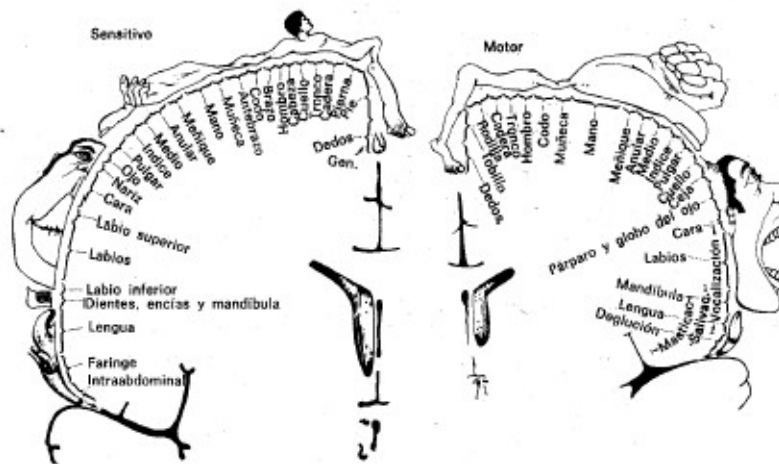


Figura 2.2.4 Homúnculo humano sensitivo y motor

Justo delante del surco central está el lóbulo frontal, donde se encuentran las principales neuronas motoras que van a los distintos músculos del cuerpo. Las neuronas motoras también están distribuidas en la superficie de la corteza de una forma similar a las neuronas sensitivas.

Es importante mencionar que el homúnculo de la figura 2.2.4 tiene muchos contradictores en la actualidad, ya que estudios han demostrado que no hay regiones específicas del cerebro que se encarguen de manejar zonas específicas del cuerpo, este manejo de las partes motoras es hecho por varias zonas motoras.

### 2.2.1. ELECTROGENESIS CEREBRAL

El sistema nervioso central consiste esencialmente de neuronas y células Glíales.

Muchos procesos emergen del núcleo que contiene el soma de la célula nerviosa. La mayoría de los procesos son dendritas que se ramifican en muchas ramificaciones más pequeñas.

Las células Glía usualmente tienen muchos procesos (ramificaciones) que hacen contacto con el soma y las células nerviosas. [Niedermeyer y Lopez, 1987]

El tejido nervioso presenta como una de sus funciones básicas la capacidad de generar potenciales eléctricos que son la base de la excitabilidad del organismo. Para comprender la forma en que se generan estos potenciales es preciso un conocimiento de la estructura y las conexiones de aquellas partes del cerebro que los originan. En rigor, todo el sistema nervioso posee capacidad electrogénica. Sin embargo, para los propósitos del EEG bastará con considerar la corteza cerebral y las regiones directamente relacionadas con ella.

Histológicamente, la neocorteza está constituida por seis capas celulares: (figura 2.2.5)

I: Capa superficial plexiforme de pequeñas células.

II: Capa de células granulares III.

III: Capa de células piramidales.

IV: Capa de células granulares.

V: Capa de células piramidales.

VI: Capa profunda polimorfa.

Las células de las capas III y V son efectoras.

Las células de las capas II y IV son receptoras.

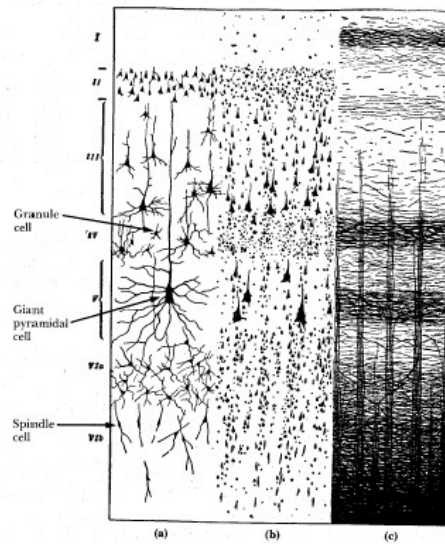


Figura 2.2.5. Sección de la corteza parietal mostrando las seis capas histológicas. [Schmidt,2002]

### 2.2.2. Electrogenesis cortical

Un fragmento de tejido cortical aislado es asiento de actividad eléctrica espontánea. Esta actividad se caracteriza por "ráfagas" de ondas lentas sobre las que se superponen ritmos rápidos. Entre una ráfaga y otra aparecen períodos de silencio eléctrico.

Estas señales son producidas como consecuencia de la actividad sináptica general de regiones discretas de tejido: los PPSE (potenciales postsinápticos excitadores) y los PPSI (potenciales postsinápticos inhibidores) se suman entre si y dan origen a potenciales lentos que son las ondas registradas. Una de estas porciones de tejido capaz de producir actividad eléctrica se llama un generador.

Se han puesto de manifiesto tres generadores corticales:

- Generador A: Situado a unas 500 micras de la superficie cortical está producido por la despolarización de las dendritas apicales de las células piramidales. Su actividad produce ondas negativas en la superficie de la

corteza. No tiene relación con la descarga de potenciales de acción de las células.

- Generador B: Situado a 900 micras de profundidad está formado por las despolarizaciones de los somas de las células piramidales. Produce ondas positivas en la superficie cortical y su actividad coincide con la aparición de potenciales de acción en las células.
- Generador C: Está situado también a 900 micras, pero su actividad determina ondas negativas en la superficie cortical y es el resultado de la hiperpolarización de las células. Su actividad coincide con una interrupción de la descarga de potenciales de acción en las células piramidales.

De forma general, una tensión positiva en la superficie cortical traduce una despolarización en las capas más profundas de la corteza. En cambio, una tensión negativa puede ser resultado bien de una despolarización superficial, o de una hiperpolarización profunda.

### 2.2.3. Sincronización de la actividad celular

De lo dicho anteriormente, las señales corticales son consecuencia de la actividad neuronal. Sin embargo, dado que en un registro normal se recoge la actividad de muchos miles de neuronas, para poder conseguir una actividad global mínima es preciso que las neuronas vecinas se encuentren sincronizadas. Cuando así ocurre, se pueden observar ondas tanto mayores y tanto más lentas, cuanto mayor sea la sincronía de los generadores.

La sincronización se encuentra bajo control de estructuras subcorticales, fundamentalmente ciertos núcleos talámicos y formación reticular del tallo cerebral que actúan como los marcapasos sincronizadores de las actividades rítmicas corticales. Por el contrario, otras regiones más caudales que van desde el hipotálamo hasta la porción rostral del bulbo constituyen estructuras desincronizadoras [Niedermeyer y Lopez, 1987].

### 2.3. ELECTROENCEFALOGRAFÍA

Fue una guerra lo que brindó la oportunidad de explorar el cerebro humano por vez primera. En 1870, Fritsch y Hitzig, médicos militares del ejército prusiano, observaron que al estimular, mediante corriente galvánica, determinadas áreas laterales de cerebros descubiertos (de algunas de las bajas de la batalla de Sedán) se producían movimientos en el lado opuesto del cuerpo.

Cinco años más tarde R. Caton confirmó que el cerebro es capaz de producir corrientes eléctricas. Ferrier, siguiendo en la misma línea, experimentó con la corriente farádica. Como resultado de todo ello, hacia finales de siglo se tenían suficientes pruebas de que el cerebro de los animales poseía propiedades eléctricas comparables a las encontradas en el nervio y en el músculo. En 1913, Prawdewicz-Neminski registró lo que llamó "electrocerebrograma" de un perro, siendo el primero en intentar clasificar semejantes observaciones. Hay que puntualizar, sin embargo, que todos los experimentos se hacían sobre cerebros descubiertos. Al ser los cambios eléctricos muy pequeños y sin procedimientos de amplificación, era imposible registrar los impulsos que alcanzaran el exterior del cráneo aún de haberse sospechado su existencia [Niedermeyer y Lopez, 1987].

Fue en 1928 cuando Hans Berger ideó un método que prometía una investigación de la actividad eléctrica cerebral, descubriendo lo que se conoció como *ritmo de Berger*. Sin embargo debido a su falta de conocimientos técnicos, no fue hasta algunos años después cuando se reconoció su importancia.

Las posibilidades de la electroencefalografía clínica se discutieron, por primera vez, en una reunión en el Laboratorio central de Patología del Hospital Maudsley de Londres, en 1929. A pesar de que el grupo de investigadores intentó obtener registros del *ritmo de Berger* usando amplificadores y un galvanómetro vetusto, no se tomó en serio el estudio del cerebro ni los descubrimientos de Berger.

Fue en 1934 cuando a raíz de una demostración pública ante un auditorio británico en una reunión de la Sociedad de Fisiología, en Cambridge, Adrian

y Matthews verificaron por primera vez el *ritmo de Berger*. Berger, utilizando las mejoras introducidas por Adrian, siguió avanzando hasta donde le permitía su técnica defectuosa, observando por ejemplo que cuando el sujeto abría los ojos o resolvía algún problema mentalmente se alteraba el ritmo amplio y regular. Esto fue verificado posteriormente por Adrian y Matthews quienes al tener mejores conocimientos científicos y mejores técnicas avanzaron incluso mucho más, demostrando que el ritmo regular y amplio de diez ciclos por segundo surgía de las áreas visuales de asociación y no de todo el cerebro. Años más tarde se apreció la importancia de tal descubrimiento [Niedermeyer y Lopez, 1987].

Posteriormente la electropatología del cerebro creció en importancia, confirmandose las predicciones de Golla sobre las alteraciones de las oscilaciones rítmicas en las enfermedades. Se avanzó mucho en este campo, comenzando a interesar, entre los investigadores del EEG, el estudio de la epilepsia y otras enfermedades mentales, poniéndose de relieve la complejidad del tema y la imposibilidad de aislamiento de funciones simples, siendo necesario estudiar al cerebro como un órgano total.

A partir de estos comienzos con el paso de los años y mediante evaluaciones sucesivas, se han llegado a conocer otros aspectos del EEG tal como lo conocemos hoy en día.

El electroencefalograma es definido como el registro gráfico de las oscilaciones de potencial producidas en las neuronas del encéfalo en función del tiempo. Los potenciales son adquiridos mediante electrodos colocados sobre la superficie del cuero cabelludo y son el resultado de los cambios de potencial de las membranas celulares y de las descargas transmitidas por las fibras nerviosas de las neuronas que abarcan los electrodos.

Las frecuencias de las ondas del EEG están entre 0.5 y 100 Hertz (Hz), la mayoría de las veces estas ondas no poseen una forma determinada, pero son clasificadas de acuerdo a su ritmo (frecuencia). Los principales grupos

son: las ondas con frecuencia entre 8 y 13 Hz donde se encuentran las denominadas ondas alfa, las ondas beta están entre 14 y 30 Hz, las ondas teta están entre 4 y 8Hz y las ondas delta poseen frecuencias inferiores a 3.5Hz (0.5 Y 3.5). La amplitud de las ondas es variable y depende en buena medida del nivel de sincronización de las descargas; en general no superan los 100 microV [Niedermeyer y Lopez, 1987].

La sincronización entre los dos hemisferios es algo que se medirá en el presente proyecto y es posible debido a que con la TW se conserva información del tiempo y de la frecuencia, información crucial para el análisis de sincronización en una señal EEG.

### 2.3.1 CAPTACIÓN DEL EEG

La actividad bioeléctrica cerebral puede captarse por diversos procedimientos:

- Sobre el cuero cabelludo.
- En la base del cráneo.
- En cerebro expuesto.
- En localizaciones cerebrales profundas.

Para captar la señal se utilizan diferentes tipos de electrodos:

- Electrodo superficiales: Se aplican sobre el cuero cabelludo.
- Electrodo basales: Se aplican en la base del cráneo sin necesidad de procedimiento quirúrgico.
- Electrodo quirúrgicos: para su aplicación es precisa la cirugía y pueden ser corticales o intracerebrales.

El registro de la actividad bioeléctrica cerebral recibe distintos nombres según la forma de captación:

- Electroencefalograma (EEG) : cuando se utilizan electrodos de superficie o basales.

- Electrocorticograma (ECoG): si se utilizan electrodos quirúrgicos en la superficie de la corteza.
- Estereo Electroencefalograma (E-EEG) : cuando se utilizan electrodos quirúrgicos de aplicación profunda.

### 2.3.1.1. Tipos de electrodos:

- Superficiales: Existen varios tipos:
  - a) Adheridos: Son pequeños discos metálicos de 5 mm de diámetro. Se adhieren con pasta conductora y se fijan con colodión que es aislante.
  - b) De contacto. Consisten en pequeños tubos de plata clorurada enroscados en soportes de plástico. En su extremo de contacto se colocan una almohadilla que se humedece con solución conductora. Se sujetan al cráneo con bandas elásticas y se conectan con pinzas de "cocodrilo". Son de colocación muy fácil, pero incómodos para el paciente. Por esto no permiten registros de larga duración (fig. 6).

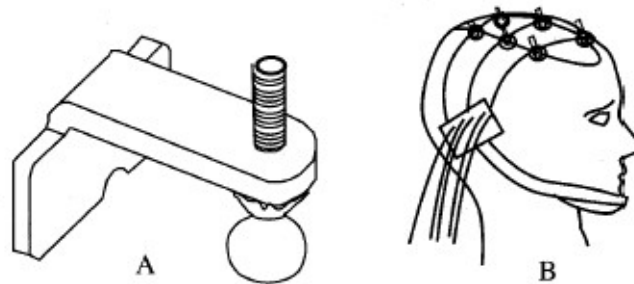


Figura 2.3.1. Tipos de electrodos usados en la toma de señales EEG

- c) En casco de malla (figura 2.3.2). De introducción reciente. Los electrodos están incluidos en una especie de casco elástico. Existen cascos de diferentes tamaños, dependiendo de la talla del paciente. Se sujetan con cintas a una banda torácica. Como características mas importantes presentan la comodidad de colocación, la comodidad para el paciente en registros de larga duración, su gran inmunidad a los artefactos ó ruidos por mala colocación de los

electrodos, lo que los hace muy útiles en estudios comparativos, aunque para sacar provecho de esta característica es precisa una técnica muy depurada en el tratamiento de señales.



Figura 2.3.2. Electrodo en casco

d) De aguja. Su uso es muy limitado; solo se emplea en recién nacidos y en UCI. Pueden ser desechables (de un solo uso) o de uso múltiple. En este caso, su esterilización y manipulación debe ser muy cuidadosa. Todos los electrodos descritos hasta aquí registran solamente la convexidad superior de la corteza.

Para el estudio de la cara basal del encéfalo se utilizan electrodos especiales como el faríngeo, el esfenoidal, y el timpánico.

e) Quirúrgicos. Se utilizan durante el acto quirúrgico y son manipulados exclusivamente por el neurocirujano. Pueden ser duros, corticales o intracerebrales.

### 2.3.2 Sistema de posicionamiento de electrodos

La colocación de los electrodos no es arbitraria, existen muchos sistemas de posicionamiento de los electrodos en la superficie del cuero cabelludo, algunos de ellos son los propuestos por Illinois, Montreal, Aird, Cohn, Lenox, Moerlis, Oostaut, Schwab, Marshall, pero el sistema internacional diez-veinte es el más utilizado y con mayor aceptación en la actualidad. Así mismo existen registros monopares o referenciales y bipares, los

primeros cuando la señal de cada uno de los electrodos es diferente de la de los demás y la segunda cuando se registra la diferencia entre pares de terminales (electrodos).

Para situar los electrodos según el sistema 10 – 20 se procede de la siguiente forma:

- Se mide la distancia entre el nasion y el inion pasando por el vertex. El 10% de esta distancia sobre el nasion señala el punto Fp (Frontal Polar). El 10% de esta distancia sobre el inion señala el punto O (Occipital).
- Entre los puntos FP y O se sitúan otros tres puntos espaciados a intervalos iguales (entre cada dos el 20% de la distancia nasion-inion). Estos tres puntos son, de delante hacia atrás, el Fz (Frontal) el Cz (Central o Vertex) y el Pz (Parietal). No deben confundirse Fz, Cz o Pz cuyos subíndices significan «cero» («zero» en inglés) con la letra «O» referente a los electrodos occipitales.
- Se mide la distancia entre los puntos preauriculares (situados por delante del pabellón auditivo) pasando por el vértex (Cz). El 10% de esta distancia marca la posición de los puntos temporales mediales, T3 (izquierdo) y T4 (derecho).
- Un 20% de la medida por encima de los puntos temporales medios se colocan los electrodos C3 (izquierda) y C4 (derecha). El vértex es ahora el punto de intersección entre la línea anteroposterior y la línea coronal lateral.
- Los electrodos F3 y F4 (Izquierda y derecha, respectivamente) están situados de forma equidistante entre el punto frontal medio (Fz) y la línea de electrodos temporales.

- Los electrodos P3 y P4 (izquierda y derecha, respectivamente) equidistan entre el punto P medio y la línea de los electrodos temporales.
- Se mide la distancia entre el punto medio Fp y el punto medio O a través de T3. El 10% de esta distancia a través de Fp corresponde a los electrodos FP1 y FP2. El 10% de esta distancia a través de O corresponde a los electrodos O1 y O2.
- El electrodo F7 (y el F8) se sitúa equidistante entre los puntos FP1 (ó FP2) y T3 (ó T4).
- El electrodo T5 (y el T6) se sitúa en la línea media entre T3 (ó T4) y O1 (ó O2).
- A un 10% de los temporales T3 y T4 se sitúan los electrodos auriculares A1 y A2 respectivamente.

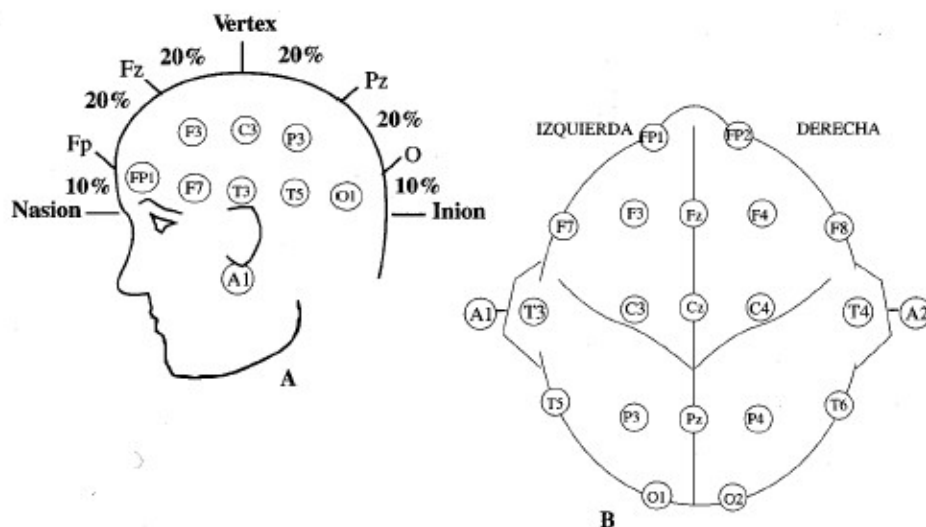


Figura 2.3.3. Esquema de posicionamiento 10-20

Como regla general, los electrodos del lado izquierdo llevan numeración impar mientras que los del lado derecho la llevan par. Además, como ya se dijo, los electrodos de la línea media reciben el subíndice  $z$  (por zero, cero en inglés). (Barret et. Al., 1976).

### 2.3.2.1 REGISTRO DE REFERENCIA Y BIPOLAR

Hay dos tipos de registro, en cuanto a la captura de la señal de la diferencia de potencial se refiere: el sistema de referencia, también llamado monopolar, y el sistema bipolar.

En el sistema de referencia la señal EEG capturada proviene de la diferencia de potencial entre un punto, electrodo, activo, y otro de referencia. En este tipo de montaje el electrodo de referencia es colocado en un lugar neutro que suele ser el lóbulo de la oreja o la mejilla, o e un lugar activo como puede ser el vértex.

Una forma de utilizar el sistema de referencia es colocando electrodos activos en los dos hemisferios (derecho e izquierdo) en áreas comparables del cerebro (generalmente sobre la misma área, P. Ej. temporal izquierdo y temporal derecho). Este tipo de montaje es favorable sobre todo cuando se desea observar anomalías debidas a asimetrías. Por lo general las señales obtenidas de este montaje son anormales debido a asimetrías. Esta situación es comúnmente observable en el área temporal, donde un hemisferio demuestra grandes amplitudes y mayor predominio de los ritmos teta y delta (bajas frecuencias) que el otro hemisferio [Niedermeyer y Lopez, 1987].

En el sistema bipolar en cambio la señal EEG resultante proviene de la diferencia de potencial entre 2 electrodos activos (cada uno de ellos estando en referencia al electrodo neutro).

El sistema de referencia es útil si por ejemplo se desea observar "secuencia de hemisferios" (cambio de dominio de los hemisferios), también para ver

el cambio marcado de polaridad en la llamada reversión de fase. Este último fenómeno ha sido sobrevalorado y algunas veces ha sido asumido como evidencia de anormalidad, pero no hay una herramienta que muestre el punto de máxima deflexión de una u otra polaridad.

El montaje bipolar puede utilizar dos pares de electrodos, donde cada electrodo activo tiene uno de referencia; o 3 electrodos donde el electrodo de la mitad es la referencia de los dos activos y el potencial resultante es la diferencia de potencial de estos electrodos activos.

Este tipo de montaje tiende a atenuar amplitudes altas, si estas se presentan en los dos hemisferios, esta es una de las críticas más fuertes a este tipo de montaje.

De lo anterior se puede observar que la selección del montaje, referencial o bipolar, debe ir de la mano con los objetivos planteados al momento de tomar un registro EEG, ya que si se escoge un montaje equivocado se pueden dejar pasar por alto cosas muy importantes.

Por último es importante chequear la impedancia de los electrodos utilizados para quitar la posibilidad de actividades falsas atribuidas posteriormente al cerebro, una impedancia superior a los 5000 ohmios ( $50k\Omega$ ) no debe ser aceptada y es síntoma de que probablemente los electrodos no están bien colocados [Niedermeyer y Lopez, 1987].

### **2.3.3 SEÑALES Y PARÁMETROS EEG NORMALES**

El análisis de las señales EEG se hace principalmente en base a las amplitudes de la señal original y a las características de las bandas de frecuencia o ritmos alfa, beta, teta y delta. El rango de frecuencias del EEG tiene límites confusos, Sin embargo se ha determinado, por consenso, que el intervalo interesante en una señal EEG está entre más o menos 0.1 Hz y 35 Hz. A continuación se mencionaran los parámetros catalogados como normales para adultos despiertos.

### 2.3.3.1 Ritmo Alfa. Banda de frecuencia entre 8 Hz y 13 Hz

“Ritmo de 8-13 Hz que ocurre en sujetos despiertos, en regiones posteriores de la cabeza, generalmente con altos voltajes sobre el área occipital. La amplitud es variable pero la mayoría esta por debajo de 50  $\mu$ V en adultos. Es mejor visto con los ojos cerrados y bajo condiciones de relajación física y relativa inactividad mental. Bloqueado o atenuado por atención especialmente visual y esfuerzo mental.” [Niedermeyer y Lopez, 1987], [Federación internacional de sociedades de electroencefalografía y neurofisiología clínica, 1974]

Como se menciono anteriormente, el ritmo alfa tiene una amplitud mayor en la región occipital, pero un montaje bipolar con un montaje puede desvanecer, en lugar de mostrar la verdadera máxima amplitud de alfa.

El ritmo alfa esta presente principalmente en la mitad posterior de la cabeza [Adrian y Mathews, 1934]. Con ojos abiertos se bloquea el ritmo alfa, por lo cual se cree que es debido a la luz. Al parecer este ritmo presenta mayor amplitud sobre el hemisferio no dominante [Petersen y Olofsson, 1971]

Debido a que el estado despierto y relajado es la condición óptima para el ritmo alfa en la parte posterior de la cabeza, se presume que la tensión emocional atenúa o bloquea dicho ritmo. Si esta suposición es cierta, el ritmo alfa debe ser útil para evaluar la tensión emocional [Scherzer, 1966].

En otros estados de tensión, principalmente individuos sicóticos descritos como muy tensos emocionalmente, un ritmo alfa bien desarrollado de amplitud promedio puede estar presente. Esquizofrénicos catatónicos en estado de tensión extrema usualmente muestran bajos voltajes con altas frecuencias.

### 2.3.3.2 Ritmo Beta. Banda de frecuencia entre 13 y 35 Hz

El ritmo beta aparece principalmente en la región frontal y central, usualmente no excede los 35 Hz. Un ritmo beta central puede ser bloqueado por actividad motora o estimulación táctil. La amplitud del ritmo

beta rara vez excede los  $30\mu\text{V}$ . Este ritmo muestra incremento considerable después de la administración de barbitúricos y de algunos tranquilizantes.

En ciertos individuos el ritmo alfa de la parte posterior excede los 13 Hz y se vuelve ritmo beta presente entre los 13 y los 15 Hz.

La actividad beta en regiones centrales es ausente en personas emocionalmente estables [Remond y Lesèvre, 1957]

### **2.3.3.3 Ritmo Teta y delta. Bandas de frecuencia entre 0 y 8Hz**

El ritmo teta esta definido entre 4 Hz y 8 Hz.

En sujetos normales adultos despiertos, hay poca energía en esta señal, pero sin embargo juega un papel importante en la infancia, así como en estados de adormecimiento y sueño.

El ritmo delta esta definido entre 0.1 Hz y 4 Hz

## **2.4 PRUEBA DE MEMORIA EMOCIONAL**

La prueba de memoria emocional se aplica a dos grupos, uno llamado Grupo emocional, y otro llamado grupo neutro o de control.

Esta prueba es dirigida por un profesional de la psicología para minimizar los "ruidos" debidos a la mala aplicación de la prueba.

Consiste de dos sesiones y aunque una descripción detallada se encuentra en la publicación "Evaluación de la memoria declarativa asociada con contenido emocional" [Botelho y col. 2004], a continuación se describirá brevemente en que consiste

### **2.4.1 PRIMERA SESIÓN: PRESENTACIÓN AUDIO – VISUAL.**

Esta sesión tiene 3 momentos.

El primero es el diligenciamiento del consentimiento informado, en el cual se le explica al sujeto que se va a ser y cual es el papel de su participación

en el proyecto, luego si el paciente esta de acuerdo firma el formato y se empiezan a hacer preguntas acerca de su estado de salud, especialmente neuro-psicológica para llevar la historia de este sujeto.

El segundo momento es la presentación de la prueba auditiva-visual, la cual es una presentación que consiste de 11 diapositivas y una narración que cuenta una historia corta, cada diapositiva tiene una duración de 10 segundos y va acompañada de su respectiva narración que ilustra la presentación.

La presentación visual para los dos grupos es la misma, pero la narración cambia para el grupo emocional a partir de la 5 diapositiva asta la diapositiva numero 10.

El tercer momento es la asignación del valor emocional en una escala de 0 a 10 a la presentación por parte de cada sujeto, según lo que la presentación le hizo sentir, así como la asignación de una calificación en una escala de 0 a 10 para las emociones básicas de miedo, felicidad, asco, rabia y tristeza.

#### **2.4.2 SEGUNDA SESIÓN: RECUERDO LIBRE Y CUESTIONARIO**

Esta sesión tiene como objetivo evaluar que tanto recuerda el sujeto acerca de la historia que se presencié, se realiza dos horas después de la primera y tiene 2 momentos.

El primero es el recuerdo libre por parte del sujeto, acerca de la historia que presencié en la primera sesión, no tiene límite de tiempo ni se le realizan preguntas al sujeto, éste sólo menciona cosas puntuales o globales de la historia, no tiene restricción en cuanto al orden de la historia, es decir, puede hablar de una u otra diapositiva, sin que esto lleve un orden de ningún tipo

El segundo es el cuestionario. Este cuestionario tiene 65 preguntas puntuales acerca de las diapositivas y la narración que las acompaña, están

organizadas en orden según la diapositiva a la cual correspondan, son de selección múltiple con única respuesta y están conformadas por un enunciado y cuatro opciones de respuesta. Todas las preguntas son leídas por la psicóloga para que el sujeto diga cual es la correcta

### 3. METODOLOGÍA

Los pasos que se realizaron durante la realización del presente proyecto se listan a continuación.

1. Investigación acerca de la prueba de memoria emocional: Este punto es concerniente al estudio de los protocolos para la prueba con los que se había trabajado en proyectos anteriores, y el ajuste de los mismo, o creación de nuevos protocolos para la aplicación de la prueba de memoria emocional al tiempo que se realiza el registro EEG.
2. Descripción de objetivos que se querían alcanzar con el registro EEG al tiempo de la realización de la prueba de memoria emocional (PME).
3. Desarrollo del protocolo de marcas para la señal EEG a tomar, con base en los objetivos propuestos.
4. Estudio a profundidad acerca del procesamiento de señales.
5. Estudio acerca de la captura y análisis de las señales EEG, herramientas utilizadas, estado del arte y perspectivas.
6. Definición de herramienta a utilizar para realizar el procesamiento de las señales obtenidas durante la realización del proyecto y definición de medidas a evaluar en las señales EEG.

7. Estudio básico de la fisiología cerebral entre otras cosas para proponer la localización de los electrodos, con base también en los objetivos propuestos.
8. Estudio en detalle de la unidad de adquisición BIOPACK MP30®: De aquí se observó que la unidad tiene unos defectos en la salida del archivo en formato "txt", para lo cual se creo un programa corto en Visual C++ que corrige tales defectos que consisten en la unión "textual" de dos números, en el archivo de salida, que corresponden a dos señales diferentes. Por ejemplo se presentan casos como este: 1.002344E-005-1.234555E-009, donde al no existir un delimitador entre los números 1.002344E-005 y -1.234555E-009, provoca que la mayoría de software tengan problemas al tratar de separarlos o discriminarlos.
9. Planificación de la prueba piloto de toma de señal EEG durante la primera fase de la prueba: esto se hizo para empezar a trabajar sobre una señal EEG verdadera e ir familiarizando con sus características, probar un montaje seleccionado para el registro de la señal EEG.
10. Diseño de algoritmos necesarios para hacer el calculo de las medidas propuestas, con base en la señal.
11. Definición del equipo de trabajo necesario para la realización de la toma de señales EEG durante la aplicación PME.
12. Realización de prueba piloto para la aplicación de la PEM y el registro EEG durante las 2 sesiones de la prueba.
13. Realización de ajustes en el protocolo y el equipo para aplicar la prueba a más personas.
14. Aplicación de la PME junto con el registro EEG en N pacientes.

15. Estudio del lenguaje unificado de modelado para hacer la descripción del software a realizar.

### 3.1 PRUEBA DE MEMORIA EMOCIONAL (PME) Y REGISTRO EEG

Teniendo en cuenta que la electroencefalografía apareció como una herramienta de la psicología, que se han realizado estudios psicológicos con la PEM que arrojan como resultado que los sujetos del grupo emocional tienen mayor efectividad a la hora de recordar y que no hay información acerca del registro de la señal EEG durante la aplicación de la PEM, se determinó que el registro de la señal EEG, podría ayudar a explorar fisiológicamente los procesos emocionales y de evocación que realizan las personas.

Debido a que las bandas de frecuencia más interesantes en las señales EEG se encuentran en el rango de 0 Hz a 35 Hz y teniendo en cuenta el teorema del muestreo (Nyquist) [Oppenheim, 1999], se determinó la utilización de una frecuencia de muestreo de 200[muestras/s], obteniendo una resolución máxima en frecuencia de 100 Hz.

Los objetivos aquí planteados fueron:

1. Observar el cambio de las variables fisiológicas (medidas obtenidas de la señal EEG) en los sujetos de los grupos emocional y neutro.
2. Verificar el grado de discriminación que ofrecen estas variables entre grupo emocional y neutro.
3. Caracterizar la señal EEG durante cada fase de la PME.

Para conseguir estos objetivos se definieron las variables a medir y fueron las siguientes:

1. Media de la amplitud de la señal durante cada intervalo o fase de la prueba.
2. Desviación estándar de la señal durante cada intervalo o fase de la prueba.
3. Valor de la amplitud máxima durante cada intervalo.

4. Tiempo en el que ocurre la amplitud máxima, contando a partir de la marca del intervalo o fase.
5. Valor de la amplitud mínima durante cada intervalo.
6. Tiempo en el que ocurre la amplitud mínima, contando a partir de la marca del intervalo o fase.
7. Poder promedio de la señal en función del tiempo para cada intervalo, calculado como la suma al cuadrado de cada amplitud, dividida entre el tiempo total del intervalo.
8. Integral de la señal en función del tiempo dividida entre el tiempo total del intervalo.
9. Poder en el dominio de la frecuencia, calculado con TF.
10. Poder máximo de la señal en el dominio de la frecuencia, calculado como el máximo valor absoluto de los coeficientes de Fourier para de la señal perteneciente a cada intervalo.
11. Integral del espectro de energía sacado con TF y dividida entre el número de muestras del intervalo.
12. Poder de la señal calculado con los coeficientes de la transformada de wavelet de cada intervalo.

Considerando lo anterior, se definió el protocolo de marcas de la siguiente manera.

### **3.1.1 DESCRIPCIÓN DE LAS MARCAS REALIZADAS SOBRE LA SEÑAL EEG DURANTE LA PRIMERA SESIÓN DE LA PME**

1. Marca 1: Inicio de periodo basal ojos abiertos
2. Marca 2: Fin de periodo basal ojos abiertos  $\sim(30\text{ s})$
3. Marca 3: Fin de periodo basal ojos cerrados  $\sim(30\text{ s})$
4. Marca 4: Fin de las instrucciones de la prueba auditivo visual e Inicio de la misma
5. Marca 5: Fin de la diapositiva 1
6. Marca 6: Fin de la diapositiva 2
7. Marca 7: Fin de la diapositiva 3

8. Marca 8: Fin de la diapositiva 4
9. Marca 9: Fin de la diapositiva 5
10. Marca 10: Fin de la diapositiva 6
11. Marca 11: Fin de la diapositiva 7
12. Marca 12: Fin de la diapositiva 8
13. Marca 13: Fin de la diapositiva 9
14. Marca 14: Fin de la diapositiva 10
15. Marca 15: Fin de la diapositiva 11
16. Marca 16: Fin de las instrucciones de la calificación emocional
17. Marca 17: Fin de la respuesta del valor emocional.
18. Marca 18: Fin de la respuesta al valor de las emociones básicas.
19. Marca 19: Inicio Periodo de recuperación ojos abiertos.
20. Marca 20: Fin Periodo de recuperación ojos abiertos.
21. Marca 21: Fin Periodo de recuperación ojos cerrados y fin de la sesión.

Para esta sesión de la PME se analizaron principalmente 5 fases principales que son el periodo basal con ojos abiertos, la presentación de las diapositivas 1 a 4, la presentación de las diapositivas 5 a 8, la presentación de las diapositivas 9 a 11 y el periodo de recuperación con ojos abiertos. Los valores obtenidos durante cada fase serán ajustados con respecto al periodo basal con ojos abiertos, para observar el cambio de los valores de las medidas tomadas en la señal.

### **3.1.2 DESCRIPCIÓN DE LAS MARCAS REALIZADAS SOBRE LA SEÑAL EEG DURANTE LA SEGUNDA SESIÓN DE LA PME**

1. Marca 1: Inicio de periodo basal ojos Abiertos
2. Marca 2: Fin de periodo basal ojos abiertos  $\sim(30\text{ s})$
3. Marca 3: Fin de periodo basal ojos cerrados  $\sim(30\text{ s})$
4. Marca 4: Fin de las instrucciones del recuerdo libre (inicio del mismo).
5. Marca 5: Fin del recuerdo libre

6. Marca 6: Fin de las Instrucciones del cuestionario (inicio de la primera pregunta)
7. Marca 7: Fin del cuestionario
8. Marca 8: Inicio del periodo de recuperación ojos abiertos
9. Marca 9: Inicio del periodo de recuperación ojos cerrados
10. Marca 10: Fin del periodo de recuperación ojos abiertos y fin de la sesión

Para esta sesión de la PME se analizaron principalmente 5 fases principales que son el periodo basal con ojos abiertos, el recuerdo libre, el cuestionario y el periodo basal con ojos abiertos.

Los valores obtenidos durante cada fase serán ajustados con respecto al periodo basal con ojos abiertos, para observar el cambio de los valores de las medidas tomadas en la señal.

### **3.2. TRATAMIENTO DE LA SEÑAL EEG OBTENIDA DURANTE LA APLICACIÓN DE LA PME**

Dado que uno de los principales inconvenientes al procesar una señal EEG es la descomposición en bandas de frecuencia, pues se suele describir el comportamiento de cada banda por separado; y que la señal EEG es una señal no estacionaria, se escoge como herramienta de procesamiento la transformada de Wavelet (TW), ya que es propicia tanto para el procesamiento de señales estacionarias como para la descomposición en bandas de frecuencia, junto con la TF para mostrar los espectros en frecuencia.

Algoritmo de procesamiento de la señal EEG obtenida en cada sesión con cada sujeto. Procesos involucrados:

1. Quitar ruido de la señal. Para este proceso utilizo TW
  - a. Calculo el poder de la señal inicial, de la final, el error cuadrático medio y el porcentaje de energía retenido, para verificar que no se ve afectada significativamente la señal durante la eliminación

de ruido, esto ayuda a la auditoria del proceso y del sistema en general.

2. Dividir la señal sin ruido en bandas de frecuencia que contengan los ritmos alfa, beta, teta y delta. Debido a que el análisis de las señales EEG esta arraigado al estudio de los ritmos es necesario la descomposición en bandas de frecuencia que me permita sacar la señal correspondiente a un ritmo específico.
  - a. Se muestra un espectro de Furier para asegurar que el proceso de descomposición esta funcionando adecuadamente.
  
3. Dividir la señal sin ruido en 2: Una positiva y otra negativa. Esto se hace por sugerencia del especialista para tratar de ver el comportamiento de cada hemisferio.
  - a. Se calcula el poder de cada señal y se suma para corroborar que da un valor similar al poder de la señal original.
  
4. Sacar medidas en el dominio del tiempo y el dominio de la frecuencia de cada banda de Frecuencia. En este punto fue muy importante no solo el trabajo interdisciplinario entre el Ingeniero de sistemas y el especialista, sino también la mutua ayuda en el entendimiento del área de la otra persona, ya que si P. ej. El especialista no sabe interpretar un espectro de frecuencia, de nada sirve sacar resultados en el dominio de la frecuencia, y viceversa, si el Ingeniero no entiende aunque sea básicamente la fisiología y el proceso mental que se realiza , estaría sacando variables no significativas para el análisis de la señal.
  - a. En este proceso, la participación del especialista es vital para la auditoria del mismo.
  
5. Sacar medidas en Tiempo y en Frecuencia de la señal "positiva" y de la señal "negativa".
  - a. Nuevamente auditoria por parte del especialista.

Luego de procesar las señales de todos los sujetos de una sesión, se separan en los grupos neutro y emocional y se aplica el siguiente algoritmo

1. Reunir la información obtenida de la señal de cada paciente.
2. Hacer el ajuste a las medidas con respecto al período basal, medidas de tiempo, excepto la integral bajo la curva y frecuencia; y con respecto al número de muestras de cada intervalo (medidas de frecuencia). El ajuste con respecto al periodo basal se hace debido a que uno de los objetivos planteados es observar el cambio de las variables fisiológicas en cada fase de la prueba y dado que cada uno maneja valores diferentes para cada variable, una forma de ver el cambio de esos valores es estandarizándolos con respecto al periodo basal. La estandarización con respecto al numero de muestras en cada intervalo se hace teniendo en cuenta que los intervalos no son iguales, es decir puede haber, para un sujeto un periodo basal de 30 s, para otro un periodo basal de 32 s, y esto dificulta la comparación de las medidas realizadas principalmente sobre el dominio de la frecuencia, aunque en el caso de la integral en el dominio del tiempo también influya el tiempo del intervalo.
3. Hacer una matriz de resumen para cada sesión (1 o 2), grupo (emocional o neutro) y canal (temporal u occipital).
4. Realizar las pruebas estadísticas concernientes que permitan visualizar de forma global los datos junto con la significancia de cada medida o grupo de medidas.

### **3.3 CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL EEG OBTENIDA DURANTE LA PME**

A continuación se describe numérica y cualitativamente las señales obtenidas durante la aplicación de la prueba, por fases con la ayuda de

las herramientas de procesamiento de señales descritas en la sección 3.1.

Se escogió a MATLAB© versión 7.0 *release* 13 [MATWORKS,1992], como herramienta software para la implementación de los algoritmos de procesamiento, debido a la comodidad en el manejo de las matrices y de cálculos numéricos sobre las mismas.

Haciendo la descomposición de la señal original en sus bandas de frecuencias podemos obtener figuras como la presentada en la figura 3.3.1

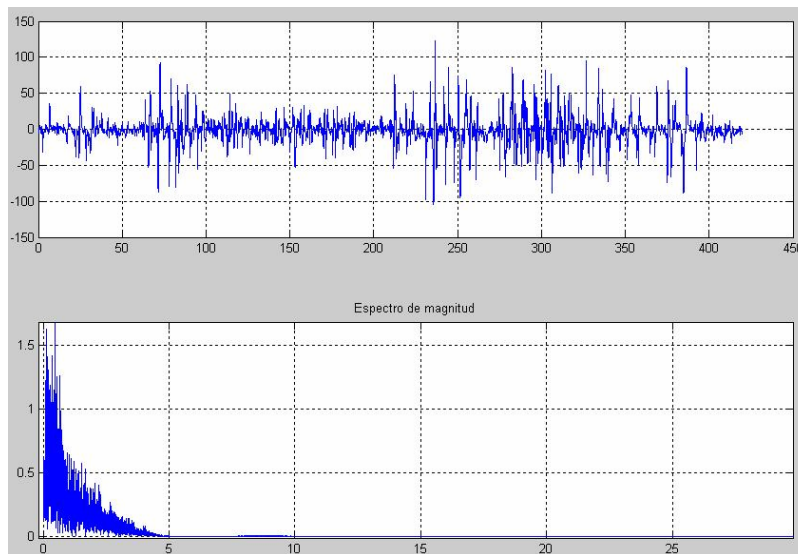


Figura 3.3.1 Banda de frecuencia que contiene el ritmo delta, extraída de la señal original junto a espectro de magnitud de Furier.

Esta descomposición en bandas es hecha mediante la TW, utilizando la descomposición piramidal mostrada en la figura 3.15. La banda de frecuencia presentada en la figura 3.3.1. corresponde a la aproximación de nivel 5 realizada con la madre wavelet denominada "db8" (perteneciente a la familia de las wavelet daubechies, ver figura 4.3.2). El espectro de magnitud hecho con Furier y nos permite mostrar que efectivamente la señal obtenida esta dentro del rango de frecuencia deseado.

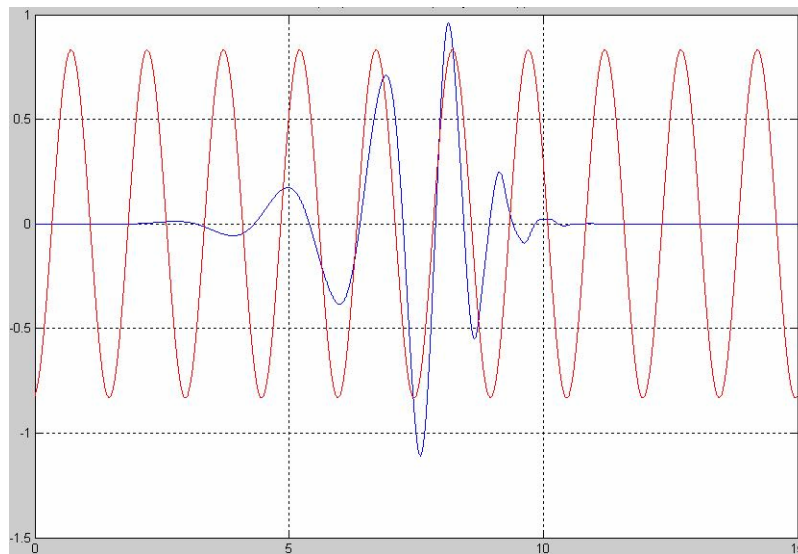


Figura 3.3.2. Madre wavelet db8 en azul, en rojo una función de periodo 1.5 Hz.

La madre wavelet de la figura 4.3.2 tiene una frecuencia central de 0.66667, lo cual es importante saber para poder determinar el nivel de descomposición requerido para encontrar determinada banda de frecuencia.

Utilizando la ecuación 3.46, donde  $\Delta = \frac{1}{f_s}$  es el periodo de

muestreo y  $f_s = 200 \left[ \frac{\text{muestras}}{\text{segundo}} \right]$  (frecuencia de muestreo utilizada en la

toma de las señales EEG en este proyecto), para una escala diádica, es decir,  $a = 2^n$  donde  $n$  es el nivel de descomposición, se puede construir la tabla 2.

Nivel	Escala	Frecuencia
1	2	66.67
2	4	33.3335
3	8	16.66675
4	16	8.333375
5	32	4.1666875
6	64	2.08334375

Tabla 2. Relación del nivel de descomposición, escala y frecuencia

La columna de Frecuencia indica la frecuencia de corte de la aproximación de nivel  $n$  (columna Nivel), las frecuencias de corte de los correspondientes niveles de detalle, están entre la frecuencia de corte del nivel de aproximación superior y la frecuencia de corte del nivel de aproximación actual (nivel de detalle que se esta analizando). A partir de esta información se puede deducir que la banda que contiene el ritmo delta esta en la aproximación 5, el ritmo teta se encuentra en el detalle 5 (banda de frecuencia entre 4.16 y 8.33 Hz), el ritmo alfa esta en el nivel de detalle 4 (banda de frecuencia entre 8.33 y 16.66 Hz) y el ritmo beta esta en el nivel de detalle 3 (banda de frecuencia entre 16.66 y 33.33 Hz).

Como se verá a continuación, las posibilidades que brinda este tipo de procesamiento de señales, en el procesamiento de las señales EEG son muchos, a continuación se mostraran algunos resultados de las medidas obtenidos de la señal de la EEG durante cada sesión.

### 3.3.1 SESION 1

En la figura 3.3.3 se puede observar el espectro de wavelet para cada fase de la prueba, donde la intensidad del color indica la mayor o menor energía aportada a la señal por el coeficiente de wavelet que representa la señal a determinada escala y en determinado tiempo.

Estos espectros de wavelet pueden ayudar a detectar los ritmos predominantes o ausentes durante determinado periodo de tiempo. De aquí se pueden derivar innumerables explicaciones de los fenómenos fisiológicos que deben ser hechas por el especialista.

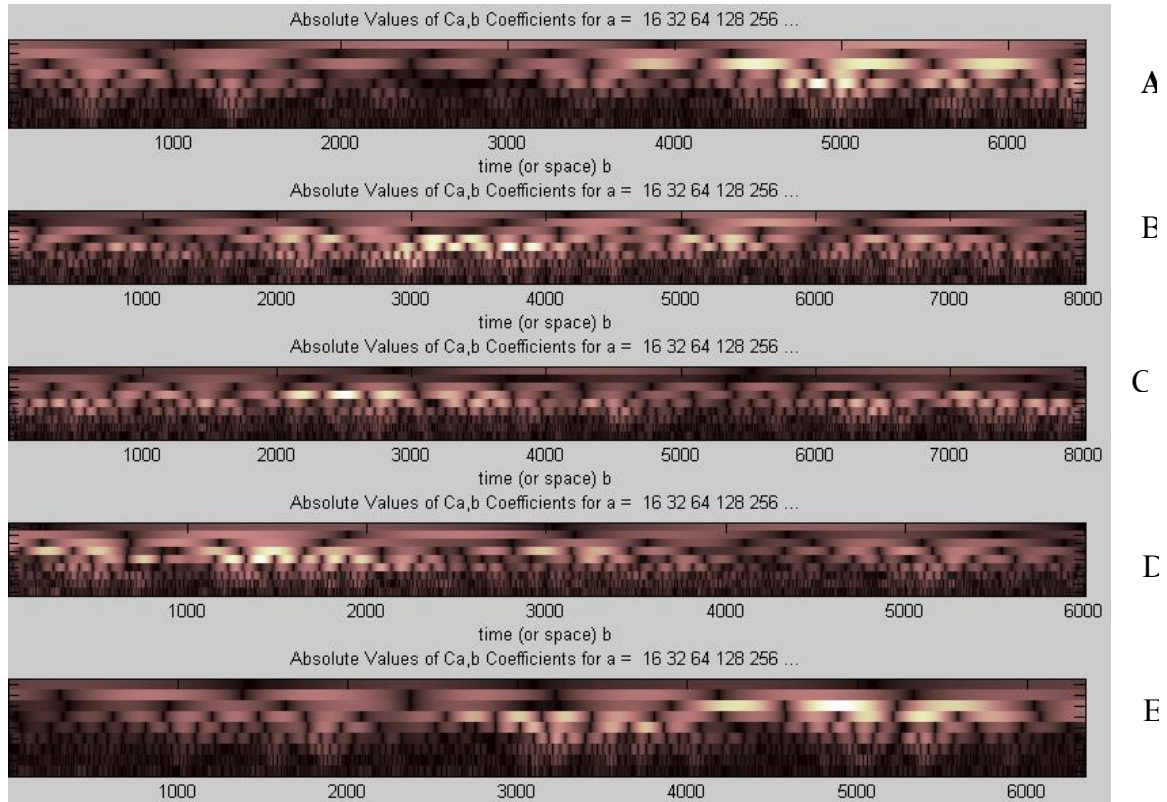


Figura 3.3.3. Espectro de wavelet para cada fase de la sesión para un sujeto del grupo emocional

En la figura 3.3.4 se muestra la señal bruta EEG específica para cada una de las fases que se están analizando y el espectro de magnitud de Fourier. El espectro de magnitud de Fourier, me permite ver de manera global el aporte de cada componente de frecuencia presente en la señal a la misma. De las figuras 3.3.3 y 3.3.4 se pueden proponer muchas medidas a realizar sobre las señales correspondientes a cada intervalo, pero para el presente proyecto sólo se calcularon las medidas definidas en el literal 4.1.

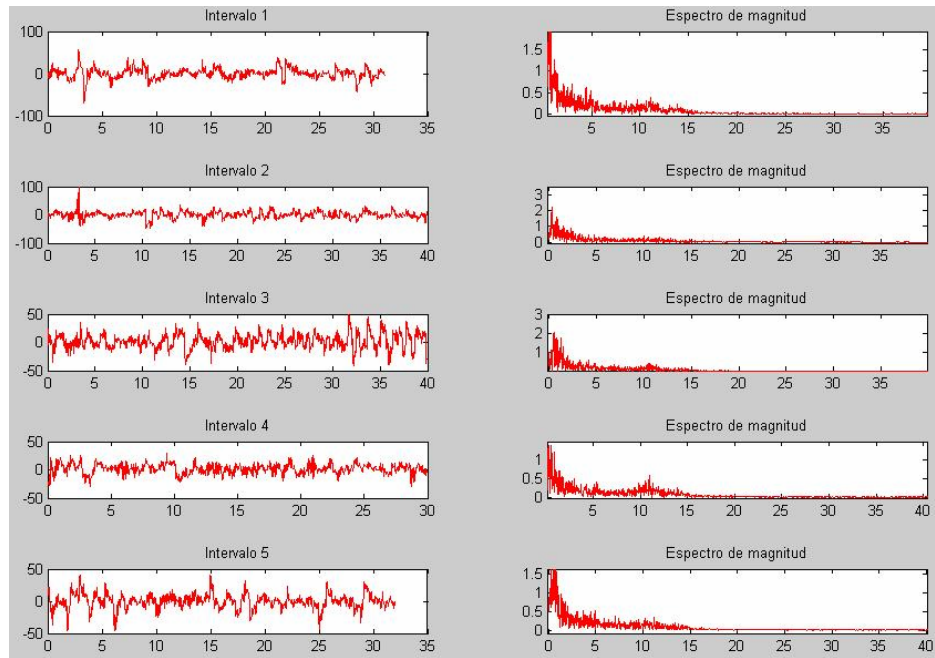


Figura 3.3.4. Figura de la señal de bruta de cada intervalo y su correspondiente espectro de magnitud de Fourier

### 3.3.2 SESIÓN 2

La metodología utilizada para el procesamiento de la señal de la segunda sesión, es la misma que la utilizada en la sesión 1.

El espectro de wavelet para cada fase de la sesión se muestra en la figura 4.3. Además de lo mencionado en el apartado anterior sobre este tipo de graficas, se puede utilizar también como una forma de evaluación cualitativa de la señal que permite dar cuenta de bandas de frecuencia o intervalos de tiempo interesantes, bien sea por la oscuridad (poca energía) o claridad (mucha energía) del color, esto puede ser utilizado para dirigir el análisis cuantitativo a partes y formas específicas de la señal.

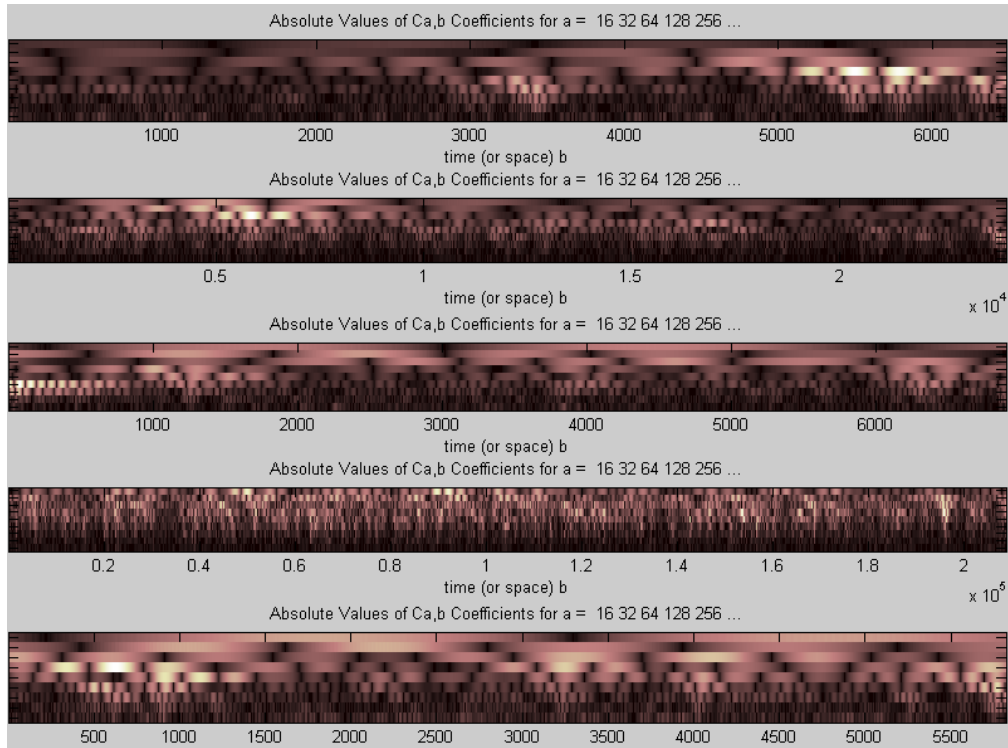


Figura 3.3.5. Espectro de wavelet para las fases de la segunda sesión de la PME.

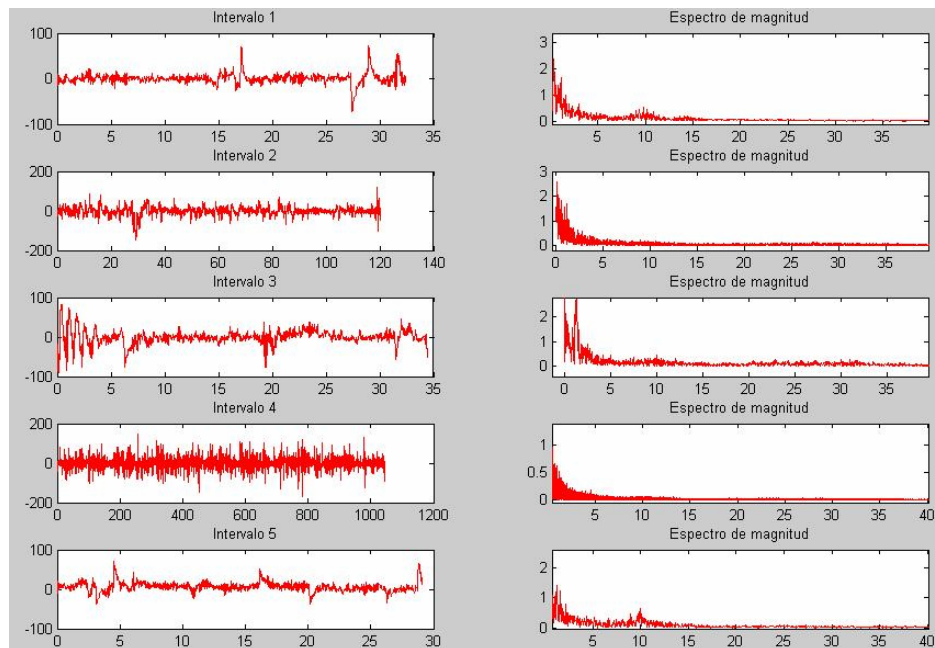


Figura 3.3.6. Señales brutas de cada fase de la sesión y el espectro de Fourier correspondiente.

Son muchas las cosas interesantes que se pueden sacar del procesamiento de la señal EEG por medio de la TW, pero también es importante hacer un procesamiento por con la TF, ya que los especialistas están mas familiarizados con los resultados mostrados por esta transformada, dichos resultados pueden ser utilizados para facilitarle la comprensión al especialista de los datos arrojados por la TW.

En la figura 4.3.7 se muestra graficas resumen de las medidas tomadas de las señales EEG de los grupos emocional y neutro.

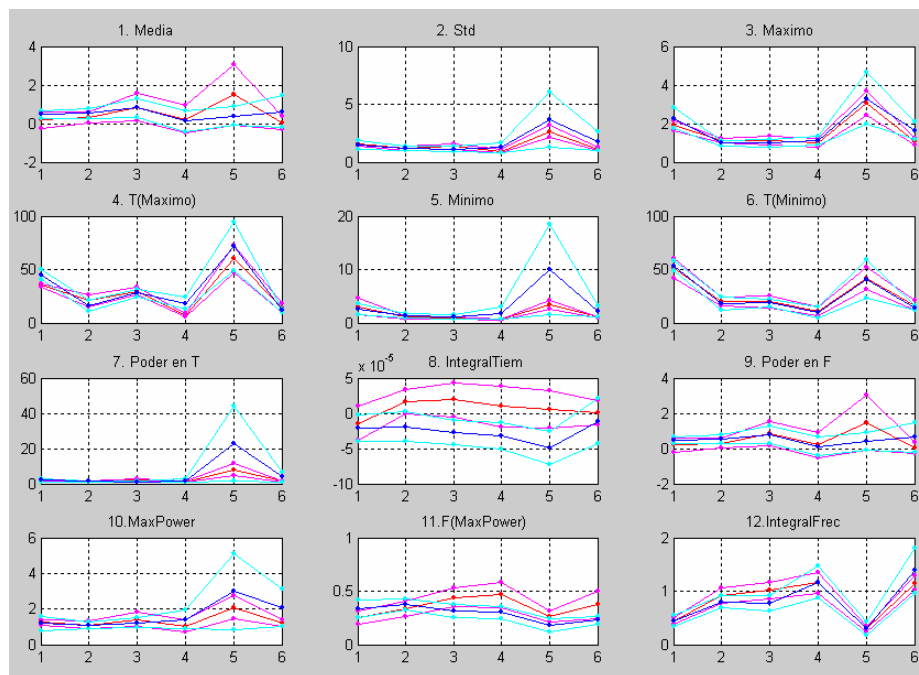


Figura 3.3.7. Graficas de resumen de las medidas de grupo emocional y neutro.

### 3.1. ANALISIS DE LA SEÑAL EEG

Para mostrar la utilidad de la metodología de procesamiento aquí descrita se hará el cálculo del número de medidas tomadas de las señales EEG capturadas.

Para el caso de este proyecto se definieron 12 medidas a tomar de la señal EEG, pero como dicha señal es descompuesta en 4 bandas de frecuencia y se separa en señal "positiva" y "negativa", obtenemos en realidad 7 señales contando con la señal original o bruta, ahora como la PME esta dividida en 5 fases para la sesión 1 y 5 fases para la sesión 2, y como se está registrando la actividad mediante dos canales bipolares, tenemos un total de 820 medidas correspondientes a cada sesión, las cuales describen el comportamiento de la región determinada por cada canal, en cada fase, finalmente como son dos sesiones obtenemos un total de 1640 medidas que me describen el registro EEG adquirido durante la aplicación de la PME. Las graficas de resumen mostradas en la figura 4.3.7 no son muy dicientes si no van acompañadas de pruebas estadísticas que permitan ver las posibles diferencias entre los valores ó mas específicamente entre los cambios de los valores de las medidas de los grupos emocional y neutro. Un análisis de estos datos podría hacerse con métodos estadísticos. Un ejemplo de análisis se muestra e ilustra a continuación.

Análisis de varianza de dos factores (Versión y fase) sobre la frecuencia en que se presentó el poder máximo normalizado dentro de la franja "Deltra"y en la primera sesión experimental (FPMáxD).

Tabla 3. Resultados estadísticos para la frecuencia en la que ocurre el poder máximo en la banda de frecuencia que contiene el ritmo delta .

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
FASE	4	2.820	0.705	0.732	0.576
VERSION	1	6.737	6.737	6.997	<b>0.012</b>
FASE x VERSION	4	4.437	1.109	1.152	0.346
Residual	40	38.517	0.963		
Total	49	52.512	1.072		

Comparisons for factor: VERSION			
Comparison	Diff of means	t	P<0.05
E vs. N	0.734	2.645	Yes

Los resultados indican que hubo diferencias del valor de FPMáxD atribuibles al factor "Versión" ( $F_{1,40}=6.997, p=0.012$ ), no habiendo diferencias atribuibles a la "Fase" de la prueba ni interacciones significativas entre los factores.

Un análisis de Bonferroni para comparaciones múltiples mostró que los valores de la Frecuencia en la que ocurre el poder máximo de los sujetos expuestos a la versión emocional de la prueba, fueron significativamente mayores que los obtenidos de los sujetos expuestos a la versión neutra.

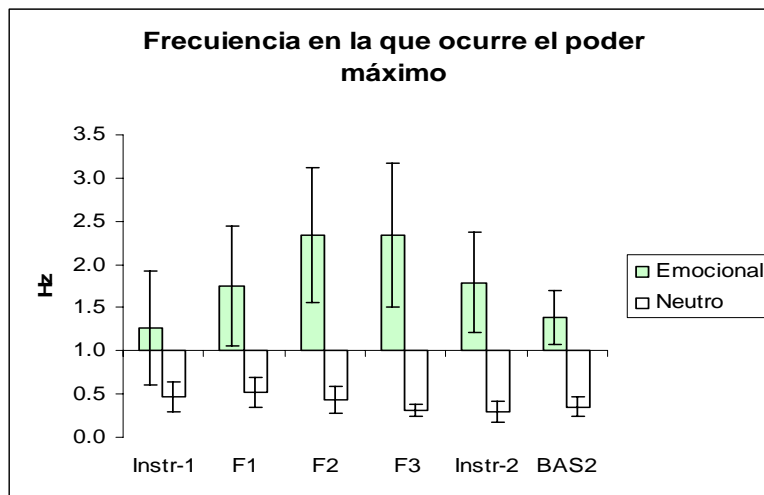


Figura 3.3.8. Análisis de Bonferroni para la frecuencia en la que ocurre el poder máximo de la banda de frecuencia que contiene el ritmo delta.

#### **4. DISEÑO DEL SISTEMA PROPUESTO PARA EL MANEJO Y ADMINISTRACION DE PROYECTOS RELACIONADOS CON SEÑALES FISIOLÓGICAS**

Este sistema propuesto está diseñado teniendo en cuenta lo aprendido durante el desarrollo del presente proyecto y está pensado en los grupos de investigación que manejan este tipo de proyectos.

Dentro de las principales características del sistema diseñado están la posibilidad de integrar tres partes consideradas como fundamentales en el desarrollo de este tipo de proyectos, que son la grabación en audio, la grabación en video y las señales registradas durante cada sesión. La integración de estas tres cosas permite la reconstrucción casi completa de la sesión, lo cual se ha identificado como importante para el análisis de señales y para la reutilización de sesiones en proyectos posteriores. La reutilización de sesiones es muy importante, debido a que la participación de sujetos en este tipo de estudios es algo difícil de conseguir, es lo que en la mayoría de veces demora más la finalización de los proyectos y el análisis de resultados queda siempre con cierta incertidumbre debida a las cosas particulares que pueden ocurrir en cada sesión.

Haciendo uso del lenguaje unificado de modelado, se describirá a continuación el sistema propuesto y en parte implementado.

##### **4.1. DISEÑO DE LA BASE DE DATOS**

El diseño de la base de datos fue hecho con Fabulus force data base designer 4 versión 4.0.1.5 beta © 2003 Michael G. Zinder, este software es distribuido bajo los términos de GNU GPL y facilita la creación de la base de datos a partir del diseño de la misma.

La base de datos fue diseñada y creada bajo las siguientes asunciones:

- Un investigador puede tener uno o varios títulos académicos.
- Un investigador solo puede tener una clasificación dentro del grupo de investigación.

- Un proyecto puede tener la participación de varios investigadores.
- Un investigador puede participar en varios proyectos, ya sea como encargado del proyecto o como investigador adjunto.
- Un sujeto (paciente) puede participar en varios proyectos.
- Un sujeto puede tener una o varias historias clínicas, dependiendo del o de los proyectos en los cuales participe.
- Un proyecto puede tener una o varias sesiones de toma de señales con cada sujeto.
- Una sesión puede tener un archivo de audio y un archivo de video.
- En una sesión pueden estar uno o varios investigadores.
- Una sesión puede tener una o varias señales.

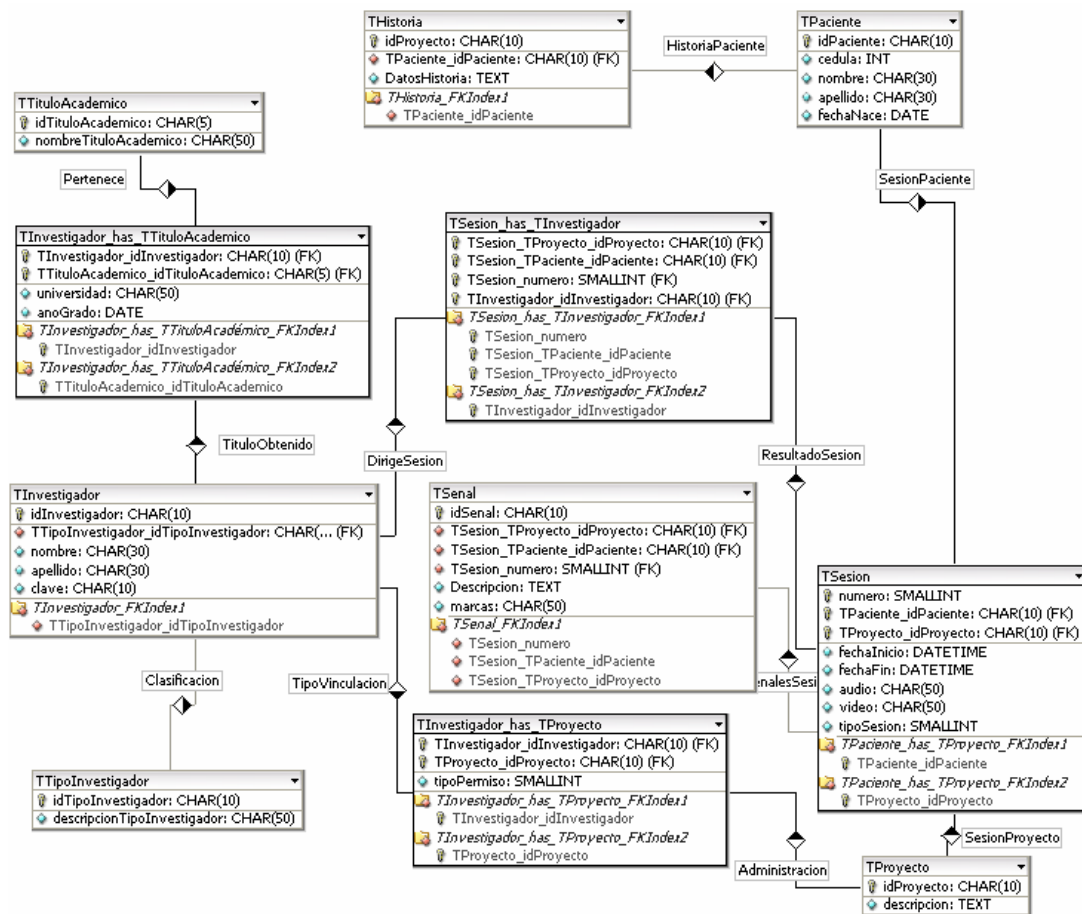


Figura 4.1.1. Modelo de la base de datos del sistema.

## 4.2. MODELADO DEL SOFTWARE CON UML

Para la descripción del software se utilizarán algunos elementos del Lenguaje Unificado de Modelado (UML), creado por Ivar Jacobson, Grady Booch y James Rumbaugh, miembros de Rational Software Corporation.

### 4.2.1. CARACTERÍSTICAS DEL SISTEMA PROPUESTO

A cada característica se le asigna un nombre corto, una breve descripción que permite dar una idea de lo que quiere decir y un conjunto de valores que hablan acerca de propiedades tales como estado, coste estimado y prioridad. Los posibles valores de estas propiedades son:

- Estado: propuesto, aprobado, incluido y validado.
- Coste estimado de implementación: esta dado en términos de recursos y hora-persona.
- Prioridad: pueden ser crítico, importante o secundario.

La lista de características está presentada en el cuadro 2.

### 4.2.2. ACTORES DEL SISTEMA

Los actores del sistema son los que tienen interacción con el sistema. Se identificaron 7 actores del sistema, los cuales se listan y describen a continuación, así como sus actividades dentro del sistema:

- **Investigador adjunto:** Es el que participa en una o varias sesiones del proyecto, tiene permiso solamente de manipular datos relacionadas con la(s) sesiones en la(s) cual(es) está presente. Sus acciones en el sistema son :
  - ❖ Crear Sesiones.
  - ❖ Recrear sesiones.
  - ❖ Modificar datos de la sesión.
  - ❖ Sacar medidas de las señales obtenidas en la sesión.
  - ❖ Crear sujetos para la toma de señales.

**Tabla 4. Lista de características del sistema propuesto**

CARACTERÍSTICA	DESCRIPCIÓN	ESTADO				PRIORIDAD		
		P	A	I	V	C	I	S
<b>1. Administración de proyectos con señales fisiológicas</b>	Administración de la base de datos que contiene información acerca de los proyectos que adelantan los investigadores vinculados al grupo de investigación.	X	X	X	X		X	
<b>2. Captura de señales, audio y video</b>	La captura de la señal, la grabación del audio y video estarán a cargo del software que traiga incluido la(s) unidad(es) de adquisición de señales y la videograbadora.	X	X					X
<b>3. Calcular medidas fisiológicas</b>	Construcción de algoritmos que permitan calcular las medidas fisiológicas, para esta versión del software solo se permiten calcular la variables descritas en el punto (4.1). Aquí se incluye el despliegue de graficas de resumen	X	X	X	X	X		
<b>4. Guardar resultados</b>	Almacenamiento de las medidas calculadas para cada sesión y para cada proyecto.	X	X				X	
<b>5. Interfaz de administración</b>	Interfaz agradable al usuario final para facilitar su operabilidad.	X	X	X	X			X
<b>6. Manipulación de la señal al tiempo que se visualiza el audio y el video.</b>	Capacidad de hacer ajustes a la señal para mejorar y evitar errores en el cálculo de los indicadores, teniendo en cuenta los eventos capturados por el audio y el video. Permitir la reconstrucción de la sesión completa para utilizarla en futuros proyectos.	X	X					X
<b>7. Seguridad</b>	Verificación de los usuarios para que pueden acceder solo a lo que les compete.	X	X				X	

- **Investigador a cargo del proyecto:** Está encargado de manipular datos relativos a los proyectos que tenga a cargo, por lo tanto puede realizar todas las acciones del investigador adjunto en todas las sesiones y además:
  - ❖ Asignar investigadores adjuntos a sus proyectos.
  - ❖ Pedir reportes resumen acerca de las variables de los proyectos.
  
- **Investigador Director de Proyectos:** Hace las veces de “super usuario” pues tiene acceso ilimitado a todo el sistema, por lo tanto puede realizar las actividades de los dos actores antes mencionados sobre todas las sesiones y todos los proyectos y además:
  - ❖ Crear y editar proyectos
  - ❖ Crear y editar Investigadores

- ❖ Vincular sesiones existentes a otros proyectos
- **Base de datos:** Conjunto de tablas relacionadas, donde se almacenan las medidas fisiológicas sacadas de la señal y la información concerniente a los proyectos que maneje el grupo de investigación.
  - ❖ Almacena datos
  - ❖ Verifica claves de los usuarios
- **Unidad de adquisición de señales:** Puede ser cualquier unidad de adquisición de señales fisiológicas como el BIOPACK MP30 utilizado en el presente proyecto.
  - ❖ Adquiere la(s) señal(es)
  - ❖ Almacena la(s) señal(es) en formato txt.
- **Unidad(es) de adquisición de audio y/o video:** Puede ser una videograbadora digital.
  - ❖ Almacenamiento digital del audio y video.
- **Software encargado del procesamiento de las señales:** Utiliza la transformada de wavelet como herramienta principal para el procesamiento y caracterización de la señal.
  - ❖ Calcular medidas de las señales fisiológicas durante ciertos intervalos de tiempo y/o durante la sesión completa.

#### 4.2.3. CASOS DE USO

A continuación se describen los casos de uso del sistema y los actores que intervienen.

- **Verificar permisos de usuario:** En este proceso hay una interacción entre el usuario y la base de datos. Hay 3 clases de permisos:
  - De acceso total a todos los proyectos del grupo, denominado acceso de nivel 1, solo es permitido para aquellos investigadores que figuren como directores de proyecto.

- De acceso a todo lo relacionado a un proyecto específico, denominado acceso de nivel 2, es otorgado a los investigadores que figuren a cargo de dicho proyecto.
  - De acceso solamente a sesiones, denominado acceso de nivel 3, otorgado a investigadores adjuntos a los proyectos, quienes ayudan en las sesiones de los proyectos.
- 
- **Creación y edición de investigadores:** En este proceso están involucrados el investigador director de proyectos y la base de datos. En este proceso se registran o editan los datos del investigador en la base de datos.
  - **Creación de un proyecto:** Interactúan la base de datos y el investigador director de proyectos. Consiste en la creación o edición de los datos del proyecto así como la asignación de investigadores a cargo del mismo.
  - **Asignación de investigadores adjuntos:** Puede realizarla el investigador director o el encargado del proyecto, interviene también la base de datos.
  - **Creación de sujetos para la toma de señales:** Hay interacción entre un investigador cualquiera y la base de datos. Consiste en la creación o edición de los datos del sujeto.
  - **Captura y almacenamiento de señales:** La captura de la señal deberá realizarse con el software que traiga incluido la(s) unidad(es) de adquisición de señales, las señales deben ser almacenadas en el disco duro en un solo archivo en formato "txt".
  - **Captura y almacenamiento de audio y video:** Debe ser realizada por la unidad especializada para esta tarea, puede almacenar los archivos

de forma separada o integrada, el formato del archivo de audio (si lo hay) debe ser .wav y el de video (si lo hay) debe ser .avi.

- **Creación o modificación de sesiones:** Hay interacción entre el usuario y la base de datos. Consiste en la creación o vinculación de un paciente a la sesión, el diligenciamiento de la historia clínica y la vinculación de los archivos que contienen las señales tomadas, el audio y el video de la sesión, con el proyecto y el sujeto al cual pertenecen.
- **Cálculo y almacenamiento de medidas fisiológicas:** interviene el software encargado del procesamiento de la señal y la base de datos. Consiste en la Aplicación de los algoritmos de detección o cálculo de dichas medidas y el almacenamiento de las mismas en la base de datos. Para el caso de este proyecto las medidas a calcular son las descritas en el literal (4.1), y el algoritmo utilizado esta descrito en el literal 4.2.
- **Generación de informes:** Depende del investigador que realice la solicitud. Hay interacción entre el usuario y la base de datos. Si un investigador director de proyectos muestra graficas de resumen, de los datos todos los sujetos o de los grupos de control y neutro, como sucede en este proyecto, que me permitan una visualización más fácil de los resultados y liberación de los resultados numéricos de cada sujeto, para permitir realizar pruebas estadísticas apropiadas con software especializado.
- **Recreación de sesiones:** la puede hacer cualquier usuario y se utiliza entre otras cosas para la interpretación de los resultados obtenidos de la(s) señal(es), es útil para cambiar el protocolo de marcas y así poder utilizar los datos de dicha sesión en otro proyecto.



## 5. PERSPECTIVAS Y TRABAJOS FUTUROS

Dado la cantidad de datos que se pueden extraer de las señales electroencefalográficas y a que cada persona tiene sus medidas fisiológicas propias, es necesario empezar a estandarizar y definir protocolos de análisis estadísticos, donde se evalúen, por ejemplo, las técnicas más apropiadas para la estandarización de los parámetros de los sujetos o pacientes, de tal forma que el registro de una persona pueda ser comparable con el de otra.

Otro foco de trabajo importante es el montaje de un sistema software como el descrito en el presente proyecto, que de respaldo a una sala de telemetría que debe montarse en la Universidad, ya que son muchos los estudios que se están realizando con captura de señales fisiológicas y los análisis de estas señales serían mejor validados si se utilizan salas de experimentación como estas. Además la existencia de dichas salas y sistemas software pueden promover estudios de otro tipo que no estén basados en la toma de señales fisiológicas como son estudios de etología, donde se estudia el comportamiento de las personas.

## 6. CONCLUSIONES

- ❖ El trabajo interdisciplinario tiene gran importancia, sobre todo al momento de proyectar los conocimientos de un área a otra, pero para que esto ocurra es indispensable la continua comunicación entre los profesionales de las diferentes áreas.
- ❖ Las señales EEG se han relegado a un segundo plano, debido a la complejidad de su forma y a la dificultad de su interpretación, pero el análisis y el proceso aquí planeado, permite una exploración detallada cualitativa y cuantitativa de la señal, lo cual puede llevar al rescate de una herramienta económica que da apoyo al diagnóstico clínico, si se compara por ejemplo con herramientas que utilizan imágenes de activación cerebral que requieren de tecnología de punta con altos costos.
- ❖ La propiedad de multi-resolución de la transformada de wavelet es muy importante para el análisis cualitativo y cuantitativo de la señal, ya que si bien es cierto el espectro de la señal es representado mediante una figura con diferentes intensidades de color, estos colores corresponden a valores numéricos que a la hora de requerir la discriminación de dos intensidades semejantes se puede hacer mediante un valor numérico que es la diferencia entre los valores numéricos correspondientes a las intensidades de interés y representa que tan diferentes son esas intensidades.
- ❖ La transformada de wavelet es una técnica apropiada para el procesamiento de señales electroencefalográficas, ya que permite eliminar ruido de la señal, descomponer dicha señal en bandas de frecuencia que contienen ritmos específicos de interés en el análisis de señales EEG; y además permite hacer análisis cualitativos por medio del espectro de wavelet.

- ❖ Los algoritmos y la estrategia de análisis desarrollada en el presente proyecto es sensible para detectar e inferir procesos asociados a la evaluación de la memoria potenciada por alertamiento emocional.
  
- ❖ El ingeniero de sistemas de la UIS debe llevar el conocimiento de un área y aplicarlo en otra, utilizando su capacidad de abstracción, pero también, debe hacer entender la importancia del conocimiento de las asunciones que tal o cual metodología o técnica trae consigo, esto permite hacer una adecuada utilización del conocimiento interdisciplinario llevando a una depuración progresiva de los conceptos.
  
- ❖ El análisis de las señales tomadas durante una sesión de experimentación (y aún mas de diagnóstico) debe ser respaldado por la mayor cantidad posible de información acerca del instante en el que por ejemplo se toman señales electroencefalográficas, para impedir “ruidos” en el análisis los cuales sin la información, por ejemplo, audio visual de la sesión no se pueden detectar.
  
- ❖ El procesamiento y análisis de señales tiene un gran campo en el estudio de las señales fisiológicas, y puede ser un campo de desempeño profesional del ingeniero de sistemas, dada su capacidad de abstracción que le permite trabajar fácilmente con grupos interdisciplinarios.

## 7. BIBLIOGRAFÍA Y REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[Blahut, 1985]. Blahut. R. E., *"Fast algoritms for digital signal processing"*, Adisson-Wesley, 1985.

[Chui, 97] Chui, Charles K., *"Wavelets: a mathematical tool for signal analysis"*, SIAM, Philadelphia, 1997. Pp. 210.

[Daubechies, 2002]. Daubechies Ingrid, *Ten lectures on wavelet*, SIAM, Septima Edición, 2002.

[Faundes & Fuentes]. Faundes Pablo, Fuentes Alvaro, *"Procesamiento digita de señales acusticas utilizando wavelets"*

[Mathworks, 2002] *"User's Guide Wavelet Toolbox"*. Mathworks. 2002.

[Mallat, 1999] Mallat Stéphane, *"A Wavelet Tour of Signal Processing"*, Academic Press, 2º edition. 1.999. P.p. 241.

[Ogata, 1998] Ogata Katsuiko, *Ingeniería de control moderna*, Pearson Education, Tercera Edición, 1998.

[Oppenheim, 1999]. Oppenheim A., Schafer R., *Discrete Time Signal Processing*, Prentice Hall, Segunda Edición, 1999.

[Oppenheim & Willsky,1998] Alan V. Oppenheim & Alan S. Willsky, *"Señales y Sistemas"*, Editorial Prentice Hall, Segunda Edición, 1998.]

[Vega, 2004] Vega Valdomiro, *"Aplicación de la transformada wavelet discreta (DWT) en la detección e identificación de eventos de la calidad de la energía eléctrica"*, Tesis de grado, Universidad Industrial de Santander, 2004.

[Niedermeyer y Lopez, 1987]. Niedermeyer E., Lopez F., Electroencephalography. Basic principles, clinical applications and related fields, Segunda Edición, Urban & Schwarzenberg, 1987.

[Petersen y Olofsson, 1971]. Peterse I., Eeg Olofsson 1971, *"The development of the electroencephalogram in normal children from the age of 1 to 15 years. Non-paroxysmal activity"*, Neuropädiatre. Vol 2, Pp. 247-304

[Scherzer, 1996] Scherzer e. *"Das flache EEG als bioelektrisher"*, Ausdruck der Erwartungsspannung, Psychiat Neurol. Vol 152 Pp 207-212.

[Schmidt,2002] Schmidt R. F., Thews G., "Fisiología Humana" Interamericana-McGraw Hill, 24ª Edición 2002.

[Booch y col, 2000] Booch Grady; Jacobson Ivar; Rumbaugh James. *"El Proceso Unificado de Desarrollo de Software"*. Addison Wesley, 2000.

## ARTICULOS

[Adrian Y Mathews, 1934]. Adrian E. y Mathews B., *"The Berger rhythm, potencial changes from the occipital lobe in man"*. Brain Vol 57 Pp. 345-359;

[Botelho De Oliveira y col., 2004] Botelho De Oliveira, Martínez, Conde, Prada y Becerra, "Evaluación de la memoria declarativa asociada con contenido emocional", Revista Latinoamericana de Psicología, vol. 36, No 2 pp. 229-242, 2004.

[Remond y Lèsevre, 1957]. Remond A., y Lesèvre N., 1957, *"Remarques sur l'activité cérébrale des subjects normaux, La typologie électroencéphalographique dans ses rapports avec certains caractères psychologiques. In conditionnement et réactivité en électroencéphalographie"*, Amsterdam Elsevier, Pp 235-255.



[Shen, 2003] Shen Mainfen, K. H. Ting, P.j. Beadle, F. H. y. Chan, "*Analysis of time-varying synchronization of EEG during sentences identification*", Memorias de la primera conferencia Internacional de la IEEE EMBS sobre ingeniería neural, Italia 2003.

[Hazarika, 1994] Hazarika Neep, Zhu Chen Jean, Cheng Tsoi Ah, Sergejew Alex, "*Classification of EEG signals using the wavelet transform*", Seminario sobre topografía eléctrica y magnética, Australia 1994.

[Jensen y Tesche, 2002]. Jensen Ole, Tesche Claudia, "Frontal theta activity in human increases with memory load in a working memory task, Comunicacion corta, European Journal of Neuroscience, Vol 15 pp. 1395-1399, 2002.

[Yong y col. 1996], Yong Li, Shengxum Zhang. Apply wavelet transform to analyse EEG signal, 18<sup>ava</sup> conferencia anual internacional de la sociedad IEEE ingeniería en la medicina y la biología, Amsterdam 1996.