

Universidad Autónoma de Baja California



“Análisis de Señales Electroencefalográficas por medio de la Transformada Rápida de Fourier”

Héctor Javier Willys Duarte

para obtener el grado de:

Ingeniero en Computación

Director de Tesis:

Dr. Juan Ramón Castro Rodríguez.

Codirectora de Tesis:

Dra. Olivia Mendoza Duarte.

Facultad de Ciencias Químicas e Ingeniería

Tijuana B.C. México, 2014

Dedicatoria:

A todos los “locos”

A todas aquellas mentes enfermas que requirieron un tratamiento especial y que por encontrarse en un entorno con falta de cultura, nunca pudieron desarrollarse al pleno de sus facultades. Para que en algún futuro existan las herramientas que permitan que todos, sin importar sus deficiencias, tengan las mismas oportunidades de crecimiento.

Agradecimientos:

Gracias particularmente a mis padres por hacerme lo que soy, por haber siempre peleado lo mejor posible desde la trinchera donde se encontraban, gracias a mis hermanos Lorenia, Guillermo y Cristina por ser mis más cercanos compañeros en la escuela de la vida.

Gracias a mi novia Stephanie por permitirme crecer junto con ella y darme las más bellas lecciones de amor incondicional.

Gracias a los profesores Juan Ramón Castro, Olivia Mendoza y Evangelina Herrán y el Dr. Raúl Ortiz-Monasterio, por ser quienes me han iniciado en el camino de la investigación y mis principales mentores en el mismo.

Resumen

El Trastorno por Déficit de Atención con Hiperactividad es el trastorno neuroconductual más común entre los menores de edad, la cual según diversos estudios tiene como patrón de diagnóstico la razón dada por la banda de potencia Theta y Beta, por medio de un análisis del espectro de potencias hecho a base de la Transformada Rápida de Fourier encontramos estas bandas de potencia para diversos electroencefalogramas en un grupo de pacientes y controles comparando los resultados, se encontró que la relación Theta/Beta para los pacientes se encuentra por encima de 1 mientras que para los controles por debajo de la unidad.

Abstract

Attention Deficit Hyperactivity Disorder (ADHD) is the most common neurological disorder present on underage population, according to several studies this disease has a representative electroencephalographic pattern given by the ratio of the Theta and Beta power bands. By performing a power spectrum study based on the Fast Fourier Transform on a group of electroencephalograms of patients and controls we found that the Theta/Beta ratio on patients with ADHD is over 1 while on controls is bellow 1.

Indice	Página
Dedicatoria	3
Agradecimientos	4
Resumen	6
Abstract	7
Indice	8
Lista de Figuras	10
Lista de Tablas	11
Símbolos y abreviaciones	12
1. Marco Teórico	14
1.1. Transformada de Fourier.	14
1.2. Arquitectura Neuronal	17
1.3. Electroencefalografía	21
1.4.1. Beta	23
1.3.2. Alfa	24
1.3.3. Theta	24
1.3.4. Delta	24
1.4. Espectro de Densidad de Potencia	26
1.5. Trastorno de Déficit de Atención con Hiperactividad	28
1.5.1. Métodos de Diagnóstico	30
1.5.2. Escalas de Valoración	31
1.5.3. EEG	32
2. Metodología	32
2.1. Condiciones de Trabajo	32

2.2. Diagnóstico Médico	34
2.3. Procesamiento de los Datos	34
3. Resultados	36
3.1. Pacientes vs Controles	36
4. Falta de Seguimiento al Tratamiento	37
5. Conclusiones	38
5.1 Trabajo a futuro	39

lista de figuras

Figura 1.1	14
Figura 1.2	17
Figura 1.3	23
Figura 1.4	23
Figura 1.5	25
Figura 1.6	26
Figura 2.1	34

lista de tablas

Tabla 3.1	40
Tabla 3.2	43

Símbolos y abreviaturas.

Símbolo	Significado
Na	Sodio
K	Potasio
Ca	Calcio
P	Proteína
mV	milivolt
Hz	Hertz
W	Watt
A	Ampere
EEG	Electroencefalograma
MRI	Resonancia Magnética (del Inglés Magnetic Resonance Image).
CT	Tomografía computalizada (del inglés computerized tomography)
QEEG	EEG cuantitativo (del inglés Quantitative EEG)
PSS	Densidad Espectral de Potencia (del inglés Power Spectral Substraction)
TDAH	Trastorno por Déficit de Atención con Hiperactividad.
DSM-IV-TR	Manual diagnóstico y estadístico de los trastornos mentales (del inglés Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders)
dB	decibell

1. Marco Teórico

1.1. Transformada de Fourier

En el siglo II d. C. Ptolomeo aplicó el modelo del epiciclo-deferente con el fin de poder explicar el movimiento retrograda y variante de los planetas alrededor de la tierra, siendo el geocentrismo en aquel entonces una teoría indiscutida. El modelo supone que los planetas, a la par de trazar una circunferencia alrededor de nuestro planeta, estos giraban a su vez sobre otro círculo secundario, con centro sobre el principal, tal y como lo demuestra la Figura 1, sin embargo un epiciclo simple no fue suficiente para explicar totalmente este fenómeno por lo que fue necesaria la adición de más y más círculos creando un modelo demasiado complejo[1].

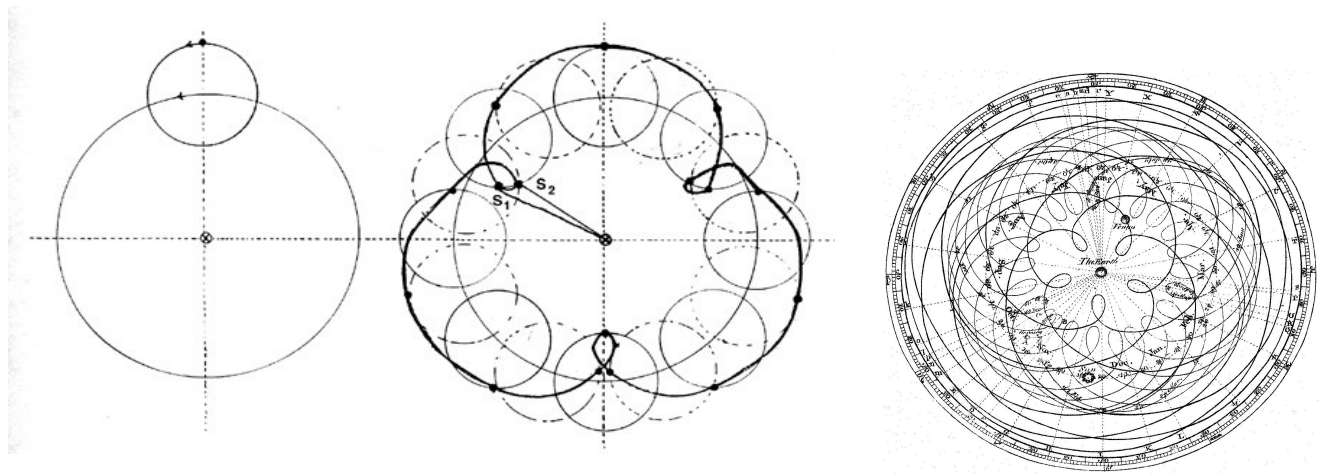


Figura 1.1: Modelo de un epiciclo simple (izquierda), trayectoria seguida por un objeto en un epiciclo simple (centro) y modelo final de Ptolomeo para sustentar el geocentrismo

Si quisiéramos saber la posición de un punto que se mueve alrededor de un círculo podríamos utilizar la siguiente función[1]:

$$Z(t) = R e^{i\omega t} \quad (1.1)$$

Donde R representa un radio, ω la frecuencia angular de movimiento y t el instante de tiempo para el que queremos saber la posición, si queremos hacer lo mismo en un modelo de epiciclo simple la ecuación sería la siguiente[1]:

$$Z(t) = R_1 e^{i\omega_1 t} + R_2 e^{i\omega_2 t} \quad (1.2)$$

En otras palabras, la suma de las trayectorias individuales sobre cada una de las circunferencias. Hay que notar que R puede ser un número complejo, indicando en este caso que el punto de inicio de la trayectoria puede no ser en los 0 radianes de la circunferencia sino en algún otro ángulo. De forma generalizada, la ecuación (2) puede expresarse como[1]:

$$Z(t) = \int R(\omega) e^{i\omega t} d\omega \quad (1.3)$$

La cuestión es que añadiendo suficientes círculos podemos no solo describir cualquier órbita, por más irregular que esta pudiera ser, sino que podemos con un número

elevado de circunferencias (infinito en caso de que el trayecto no sea cíclico) emular cualquier trazo en un plano, siempre y cuando ajustemos el radio (complejo) de las circunferencias para cada frecuencia de rotación. Esto está dado por $R(w)$ la cual es la transformada de Fourier para $Z(t)$, si la despejamos de la ecuación (3) obtenemos[1]:

$$R(w) = \int Z(t) e^{-iwt} dt \quad (1.4)$$

$$R(w) = \int Z(t) e^{-i2\pi wt} dt \quad (1.5)$$

En (4) se utiliza frecuencia en radianes y (5) en Hertz y es la forma más común de definir esta transformada[1].

La Transformada de Fourier abre otra posibilidad para expresar una señal: en lugar de una función que relacione un instante de tiempo con una magnitud, podemos utilizar otra que relacione frecuencias con un cierto peso definido por el radio de la circunferencia, esta última forma es la que se conoce como expresar en el dominio de la frecuencia[1].

Por lo anterior descrito concluimos que la transformada de Fourier es útil en toda aquella aplicación en la cual se requiera conocer, extraer y/o manipular las partes que componen a una señal en el tiempo, siendo comunes en cualquier tipo de análisis de señales o el filtrado de las mismas para diversos fines[1].

Otra forma en la que intuitivamente podemos ver la transformada de Fourier es: si queremos saber cuántos 2 hay en 4 dividimos $4 / 2$ si queremos saber cuántas x hay en y dividimos x / y y si queremos saber cuántas ondas de una cierta frecuencia $e^{i\omega t}$ hay en $Z(t)$ dividimos $Z(t) / e^{i\omega t}$ que es lo mismo que multiplicarla por $e^{-i\omega t}$ al hacer este producto obtenemos la ecuación (4)[2].

1.2 Arquitectura Neuronal

El cerebro puede verse como una red de nodos llamados neuronas las cuales se encuentran altamente interconectada (se estima que una neurona está conectada con 10,000 otras en promedio), las neuronas hacen la función de pequeñas y sencillas unidades de procesamiento (Figura 1.2), recopilando datos de sus dendritas (las cuales sirven como puertos de entrada) procesándolos en el soma (núcleo celular) y difundiéndolo a través del axón, una prolongación que a su vez sirve como puerto de salida[3].

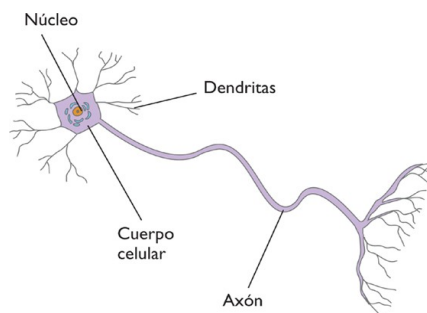


Figura 1.2: Anatomía de una neurona.

la forma en la que estas neuronas se encuentren conectadas y la fuerza de dichas conexiones[3].

La fortaleza de la arquitectura cerebral se encuentra en que la información en ella es redundante y

descentralizada por lo que el órgano puede funcionar de forma correcta a pesar de que sufra de daños en su estructura[3].

A la interconexión entre dos neuronas se le llama sinapsis, las sinapsis son unidireccionales, esto es, la información fluye siempre en una dirección: de las dendritas, al núcleo (también llamado soma) y de este al axón. A la neurona que envía la señal en una conexión se le llama presináptica mientras que a la que recibe se le llama postsináptica.[3]

Existen dos tipos de intercambios entre las neuronas: uno químico que se realiza fuera de la membrana celular y está basado en la transmisión de neurotransmisores desde las terminales del axón presináptico y las de las dendritas postsinápticas y otro eléctrico que se lleva a cabo dentro de la neurona por el flujo en las concentraciones de iones dentro y fuera de la membrana iniciando en el núcleo celular y propagándose por el axón de una neurona dada[4].

La membrana celular funciona como un condensador o capacitor eléctrico el cual se carga con la presencia de ciertos iones dentro de esta. Contiene canales selectivos a cierto tipo de iones, algunos son pasivos y se comportan como simples poros mientras que otros son activos y se abren solo bajo ciertas circunstancias, las especies iónicas más importantes son Na^+ , K^+ y Ca^{2+} además de iones de proteínas denominados de forma genérica como P^{2-} que son creados por la pérdida de los anteriores[4].

En un estado de reposo la membrana se encuentra cargada negativamente con un potencial de -60mV aproximadamente, este potencial es resultado de los iones P^{2-} los cuales son demasiado grandes como para poder salir de la membrana. Los canales de K^{+} son pasivos mientras que los de Na^{+} son activos y se activan solo cuando el potencial de la neurona asciende por encima de los -45mV que es considerado como el umbral de disparo, por lo tanto en estado de reposo la membrana es permeable al K^{+} pero no al Na^{+} . Otro elemento que juega un papel importante es la llamada bomba de $\text{Na}^{+} \text{K}^{+}$ la cual extrae tres iones de Na^{+} a la vez que introduce dos de K^{+} , este bombeo se crea con un costo de energía por ello la neurona es una célula de alto consumo energético[4].

Habitualmente la comunicación entre dos neuronas se lleva a cabo de forma química donde la neurona presináptica libera neurotransmisores, si la postsináptica contiene en sus dendritas o en su soma canales sensibles a dichas sustancias estos se fijan a dichos canales y con ello se permite la liberación de ciertos iones los cuales provocan pequeños potenciales los cuales pueden ser excitativos (positivos) o inhibidores (negativos), dichos potenciales se integran en el soma, si existen suficientes potenciales excitativos puede lograrse que el voltaje de la membrana ascienda por encima de los -45mV lo que hace que de forma brusca los canales de Na^{+} sean abiertos, resultando en una entrada masiva de dichos iones a través de la membrana y logrando que el potencial de esta ascienda desde los -45mV hasta los 50mV

aproximadamente, después de esto la neurona vuelve a su estado de reposo de -60mV, a este proceso se le llama potencial de acción, cuando una neurona realiza este proceso sufre de un periodo refractario en el cual no puede producirse otro potencial de acción, esto es debido a la llamada compuerta de inactivación que contienen los canales de Na⁺ dichas compuertas bloquean el paso de iones a penas unos milisegundos después que las compuertas de activación (sensibles al voltaje, aquellas que permitieron el paso de iones en primer lugar) se abrieron, este bloqueo permanece por otro breve tiempo y es de hecho también el responsable de que el flujo en el axón sea unidireccional pues este flujo es resultado de una reacción en cadena en la cual el voltaje elevado de una región del axón propicia la apertura de los canales de Na⁺ en la siguiente sección del mismo, sin embargo al encontrarse la sección anterior en modo inactivado no es posible que los canales de este se vuelvan a abrir[4].

El pulso generado es digital puesto que existe o no existe, todos los pulsos son de la misma magnitud, sin embargo cuando la excitación es muy fuerte la neurona se dispara a una frecuencia mayor y con esto el nivel de dicha excitación queda codificada en la frecuencia de los pulsos emitidos, debido a el mismo periodo refractario existe una frecuencia máxima con la cual una neurona puede ser disparada, normalmente esta se encuentra alrededor de los 100Hz[4].

En el extremo del axón existe una serie de pequeñas vesículas o pequeñas cápsulas que contienen neurotransmisores y que con la aparición de un pulso eléctrico estas son

liberadas para que el proceso sea repetido con las neuronas conectadas a esta[4].

Un proceso fundamental a la hora de hablar de la arquitectura cerebral es el concepto de aprendizaje. La interconectividad y la intensidad de las conexiones establecidas no es algo fijo, como se ha dicho anteriormente, sino que puede modificarse, el cambio de dichas conexiones e intensidades que se realiza con el fin de desempeñar una tarea de una forma más eficiente cada vez es lo que conocemos como aprendizaje[4].

1.3. Electroencefalografía

El cerebro funciona a base de corrientes eléctricas y iónicas que recorren las neuronas y se transmiten por las conexiones que estas tienen con sus vecinas. Las diferencias de potencial ocasionadas por dichas corrientes pueden ser captadas por medio del posicionamiento de electrodos en el cuero cabelludo del paciente o incluso directamente en la corteza cerebral haciendo pequeñas incrustaciones en el cráneo del mismo. Al proceso de captación y registro de dichas señales es a lo que llamamos Electroencefalogramas o EEG's[5].

La Electroencefalografía ha sido por muchos años un procedimiento estándar para el estudio de los desórdenes cerebrales, aunque con el paso de los años este ha sido reemplazado por otras técnicas como la MRI (Imagen por Resonancia Magnética) o la CT (Tomografía Computalizada) para la localización de lesiones, los EEG's siguen

siendo de gran utilidad para el diagnóstico de patologías neurológicas[5].

La complejidad del método de medición del EEG depende de la aplicación y sus necesidades de exactitud, tomando en cuenta que simples acciones como el parpadeo, el movimiento ocular o del cuero cabelludo puede generar distorsiones en las medidas, dicho ruido es comúnmente conocido con el término de “artefactos”[6].

El principal estándar para el posicionamiento de los electrodos es el definido por el Sistema Internacional “10-20” (Figura 1.3). El voltaje se mide siempre de un electrodo con respecto a otro de referencia. Se ha encontrado que para ciertas aplicaciones una configuración específica (también llamado montaje) permite ver datos de relevancia, algunos ejemplos son el montaje longitudinal (Figura 1.4a) en los cuales se miden las diferencias de potencial en líneas de anterior a posterior, el referencia (Figura 1.4b) en el cual se toma un solo electrodo como referencia de los demás o el transversal (Figura 1.4c) que es similar al transversal pero con líneas de izquierda a derecha[6].

o de suma concentración y actividad cerebral[7].

1.3.2. Alfa

Representa la siguiente categoría en cuanto a señales, oscilando sus frecuencias entre los 8 y los 13 Hz aproximadamente, estas son las señales representativas en un estado de vigilia regular presente en nuestra vida cotidiana[7].

1.3.3. Theta

Siguiendo en el rango de frecuencias las ondas Theta abarcan aquel entre los 4 y los 8 Hz aproximadamente, estas señales son las comunes en estados de relajación o incluso en algunas fases del sueño, representan en general el primer rango que indica una baja actividad cerebral[7].

1.3.4. Delta

Las ondas delta son el aquellas de menor frecuencia, abarcando entre el 1 y 4 HZ y tomando todo aquello por debajo de este como artefactos, dichas ondas son comunes en estados de sueño profundo[7].

En las Figuras 1.5a, 1.5b, 1.5c y 1.5d observamos ejemplos de ondas delta, theta, alfa y beta respectivamente, además la Figura 1.6 nos muestra la transición de una onda

beta a alfa[7].

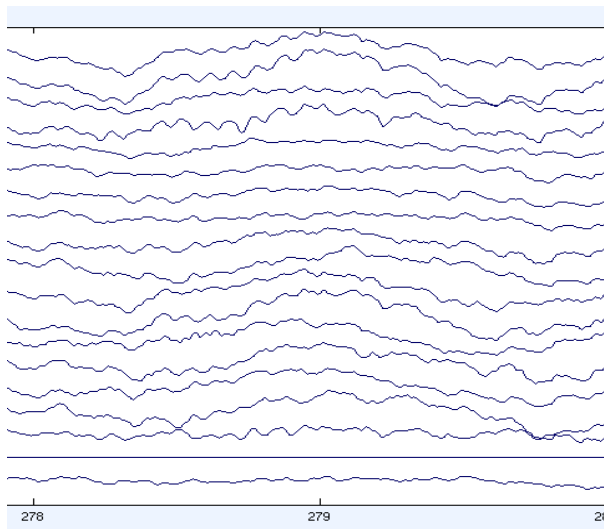


Figura 1.5a: Ejemplo de ondas delta, representadas por los arcos visibles en todos los canales alrededor del segundo 279.

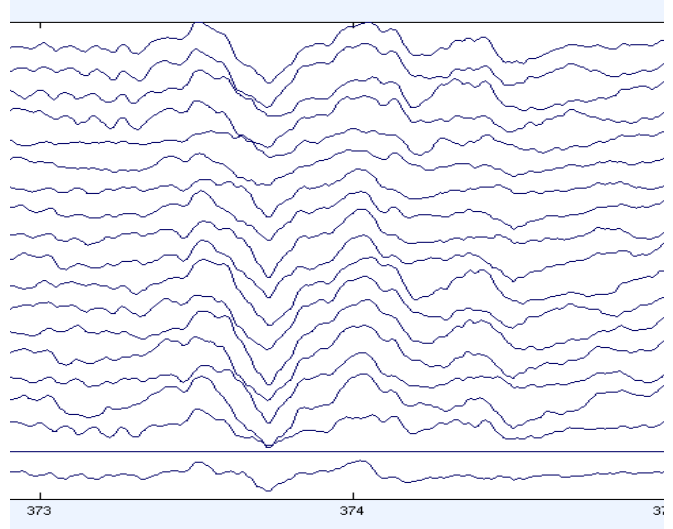


Figura 1.5b: Ejemplo de ondas theta, representadas por las ondas concavas hacia arriba visibles poco antes del segundo 374.

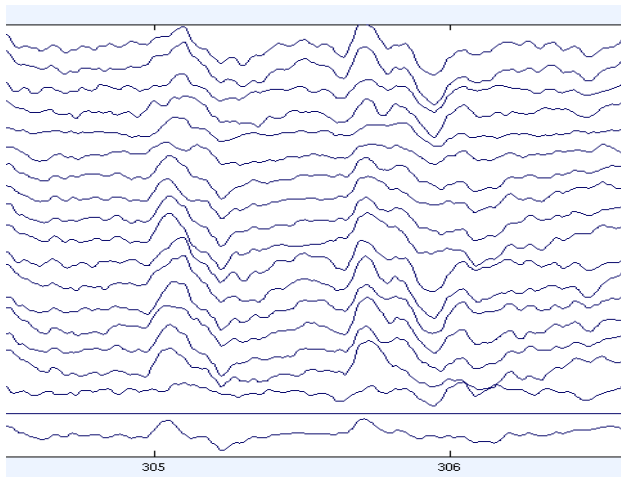


Figura 1.5c: En esta figura son visibles ejemplos de ondas alfa representadas por las ondulaciones poco antes del segundo 306.

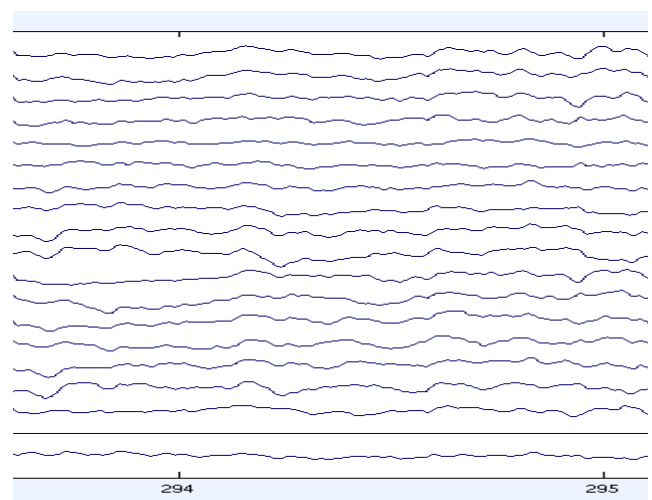
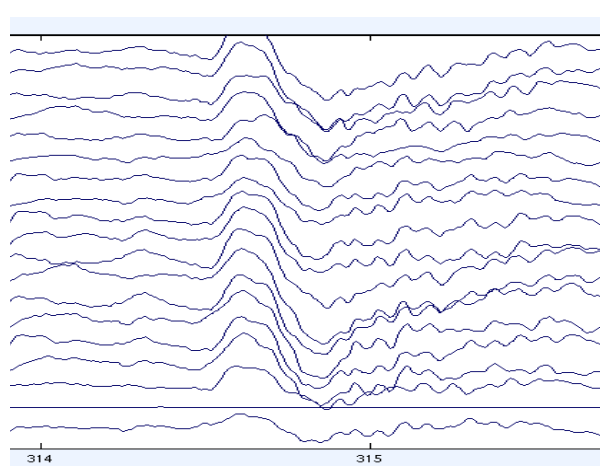


Figura 1.5d: Ejemplos de ondas beta representadas por las pequeñas ondulaciones visibles entre el segundo 294 y 295.



1.4. Espectro de Densidad de Potencia[10]

[11]

Con la Transformada de Fourier nos damos cuenta de que existen otras formas de expresar una señal, siendo esta una función que relaciona una frecuencia determinada con un radio de circunferencia, esto es útil,

Figura 1.6: Ejemplo de un cambio de patrón de onda de beta a alfa ocurriendo instantes antes del segundo 315.

sin embargo hay que tomar en cuenta de que

el radio es un número complejo, ya que este valor no solo representa la amplitud del círculo sino también la fase del movimiento, suponiendo que tenemos una función $R(\omega)$, cada uno de los valores arrojados por esta es un número complejo, para simplificar el manejo podemos aplicar el valor absoluto y obtener un número real ya que por definición[9].

$$|z| = \sqrt{x^2 + y^2} \tag{1.6}$$

Donde z es el número complejo, mientras que x y y son respectivamente los coeficientes de la parte real e imaginaria que conforman dicho número[9].

Según la definición física, la potencia es la energía aplicada por unidad de tiempo, dicha magnitud es medida en el Sistema Internacional por el Watt (W) que en

electromagnetismo puede ser definido de la siguiente manera[9]:

$$W = V \cdot A \quad (1.7)$$

Si consideramos que el Amper (A) está definido por[9]:

$$A = \frac{V}{\Omega} \quad (1.8)$$

Podemos sustituir (8) en (7) y tenemos como resultado que[9]:

$$W = \frac{V^2}{\Omega} \quad (1.9)$$

En el análisis de señales esta última expresión es de mucha utilidad ya que si consideramos de manera abstracta una señal podemos considerar que la resistencia es de 1Ω siendo con esto la potencia simplemente el cuadrado del valor del voltaje[9].

Uniendo todo lo expuesto en este apartado podemos implementar esta formulación de la potencia en $|R(\omega)|$, con esto nace el concepto del espectro de potencia, también llamado periodograma, definida por[9][10]:

$$P_{ss} = (|R(\omega)|)^2 \quad (1.10)$$

Donde Pss es el espectro de potencias.

El periodograma puede explicarse de forma sencilla como un mapa que especifica el peso (o potencia) que tiene cada frecuencia en dicha onda[10][11].

Se le llama banda de potencia a la integral de una porción de dicho espectro delimitada por las fronteras de un cierto rango de frecuencias que sea de especial interés para el caso de análisis en particular[10][11].

Los espectros de potencia tienen una amplia gama de aplicaciones entre las que encontramos numerosas en el ámbito médico donde se requiera el análisis de señales corporales como los electroencefalogramas o los electrocardiogramas[10][11].

1.6. Trastorno de Déficit de Atención con Hiperactividad[12][13][14]

El Trastorno de Déficit de Atención con Hiperactividad (TDAH) es un desorden neuropsicológico encontrado con mayor frecuencia en infantes (principalmente en varones), es de hecho el más frecuente encontrándose en un 3% - 5% de la población en esta etapa de la vida. Estudios indican que un 50% de las visitas al psiquiatra hecha por menores de estas edades son por problemas relacionados con el TDAH[8].

Los síntomas definidos por la DSM-IV-TR para el diagnóstico del TDAH son los siguientes[12]:

A) Ya sea (1) o (2)

(1) Seis (o más) de los siguientes síntomas de inatención han sido persistentes por al menos seis meses a un grado que se ha convertido en mal-adaptativo e inconsciente.

- a) Con frecuencia falla en poner atención en los detalles o realiza errores por descuido en los trabajos de la escuela, trabajo u otras actividades.
- b) Con frecuencia tiene dificultad para sostener la atención en tareas o juegos.
- c) Con frecuencia parece no poner atención cuando se le habla directamente.
- d) Con frecuencia no sigue una secuencia de instrucciones y falla a la hora de terminar una tarea escolar o de trabajo sin que las causas de esto sean actitudes de rebeldía o incomprensión de las instrucciones dadas.
- e) Con frecuencia tiene dificultad en organizar tareas y actividades.
- f) Con frecuencia evita, siente desagrado o es renuente a comprometerse a tareas que requieren esfuerzo mental (como por ejemplo tareas escolares).
- g) Con frecuencia pierde materiales necesarios para la realización de tareas o actividades (por ejemplo libros escolares, juguetes, lápices, herramientas, etc.)
- h) Es con frecuencia distraído por estímulos externos.

- i) Con frecuencia olvida las actividades diarias.
- (2) Seis (o más) de los siguientes síntomas de hiperactividad-impulsividad han sido presentes por al menos seis meses a un grado que se ha convertido en mal-adaptativo e inconsciente.
- a) Con frecuencia mueve los pies o las manos en exceso o se retuerce en el asiento.
 - b) Con frecuencia deja el asiento en el salón en situaciones en la que permanecer en este es esperado.
 - c) Con frecuencia corre o trepa en exceso en situaciones en las que esto es inapropiado (en adolescentes y adultos puede limitarse a sentimientos subjetivos de cansancio).
 - d) Con frecuencia tiene dificultad en enrolarse y participar en actividades que requieren estar en silencio y callado.
 - e) Su comportamiento lo mantiene siempre en movimiento al realizar alguna tarea.
 - f) Habla en exceso.

Por desgracia el TDAH es normalmente confundida con simple pereza o problemas de carácter del niño, siendo los síntomas tomados con poca importancia en muchos de los casos llegando a causar baja autoestima o complejos psicológicos por parte del mismo así como juicios erróneos por parte de aquellos a su alrededor[12][13].

1.6.1. Métodos de Diagnóstico

El diagnóstico del TDAH se puede lograr gracias a la identificación de los síntomas descritos por la DSM-IV, sin embargo, tenemos el problema de que muchos de estos síntomas se encuentran presentes también en otros trastornos neurológicos, por lo que nos encontramos con el complicado escenario de encontrar una forma de identificar el TDAH descartando los casos en los que otro trastorno se presente pero a la vez ser capaz de detectar cuando tenemos un caso de TDAH con otros trastornos como comorbilidades.

Teniendo esto en mente se han desarrollado con el paso de los años una serie de ideas para intentar solucionar este problema la primera de las cuales consiste en las llamadas Escalas de Valoración.

1.6.2. Escalas de Valoración

Las Escalas de Valoración no son otra cosa que cuestionarios con opción múltiples tales que estas representan una escala, por ejemplo si preguntamos por el dolor abdominal de un paciente, podemos dar como opciones desde el cero hasta el diez, siendo la primera el equivalente a un dolor inexistente y mientras que la última el peor dolor posible, las opciones no tienen que ser necesariamente números[12][13].

Los Escalas de Valoración han probado ser muy eficientes a la hora de documentar los síntomas así como la evolución del paciente con respecto a un tratamiento. Las principales son la ADHD-IV (Attention Deficit Hiperactivity Disorder Rating Scale-IV) y la CRS-R (Conners' Rating Scales-Revised), la primera cual ha demostrado una sensibilidad entre 63-84% y una especificidad entre 49-86%, la segunda se dice que tiene una precisión general de entre 55-79% [13].

1.6.3. EEG

Algunas variables encontradas en los Electroencefalogramas (EEG's) han probado estar relacionadas con el TDAH, de hecho el uso de esta herramienta para el diagnóstico de este trastorno ha confirmado (según diversos estudios) una eficiencia de entre 77-96%, en particular la utilización de la relación Theta/Beta ha probado tener una precisión de entre 94-98%[13].

2. Metodología

2.1. Condiciones de Trabajo

Los EEG's se obtuvieron para adolescentes de entre cuatro y dieciséis años siguiendo con los protocolos establecidos y utilizando para la captación de las señales de actividad eléctrica el aparato modelo "Cadwell 32 ch. EEG Amplifier", con software

EASY II v. 2.1. Los encargados de colocar los electrodos han sido debidamente instruidos en la materia por personal experto. La captación fue hecha siguiendo el Sistema Internacional 10-20 con 19 electrodos para registro, dos en las orejas y uno como tierra (Fz). La impedancia es de $> 10 \text{ M}\Omega$.

Los EEG's fueron tomados con el paciente recostado y dormido para evitar el ruido de la actividad cortical. Para facilitar la conciliación del sueño por este se le recomendó que permaneciera en vela toda la noche anterior, con un máximo de tres horas de sueño de no ser esto posible pues era necesario que el paciente se mantuviera despierto hasta que el estudio inicie el cual se lleva a cabo en un rango de las 8 a las 10 horas.

Los pacientes se presentaron con el cabello limpio lavado solo con jabón neutro, sin gel y completamente seco.

Las especificaciones para la digitalización de las señales incluyeron una frecuencia de muestreo de 200 Hz con un filtro notch a 60 Hz para inhibir el ruido generado por el suministro de energía del aparato. Además de una banda de pase de 3 dB de 0.5 hasta 31.5 Hz.

Se rechazaron épocas (fracciones pequeñas del EEG) en el caso de presentarse artefactos causados por el movimiento ocular o la calibración del aparato, esto se hizo

de forma semi-automática por medio de una rutina de Matlab y análisis visual por parte de personal capacitado.

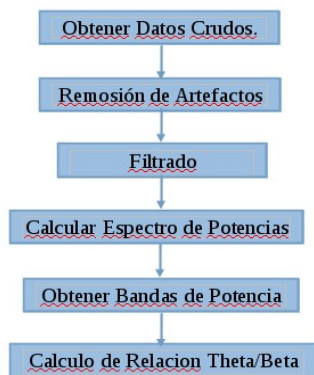
Se evitó hacer uso de los nombres reales de los pacientes y en lugar de esto se creó uso de un sistema de código, esto con la finalidad de respetar la privacidad de los individuos participantes en este ejercicio.

2.2. Diagnóstico Médico

Todos los EEG's serán analizados clínicamente con la finalidad de determinar si tienen TDAH.

El diagnóstico será realizado por el consultorio médico del Dr. Raúl Ortiz Monasterio siguiendo los lineamientos marcados por la DSM-IV. En cinco casos se contó con el cuestionario NICHQ Vanderbilt y este se empleó como auxiliar al diagnóstico.

2.3. Procesamiento de los Datos



El procesamiento de los datos se llevó a cabo siguiendo los pasos mostrados en la Figura 2.1 y descritos a continuación.

1. Se obtuvieron los archivos electrónicos con los datos

Figura 2.1: Pasos para el procesamiento de datos.

crudos del EEG por medio del programa Persyst^[14] seleccionando el montaje Referencial Alternado. Los archivos crudos fueron guardados en formato txt para su posterior manipulación.

2. Los artefactos fueron removidos de manera semi-automática, esto es, haciendo uso de una rutina de Matlab^[15] que eliminaba artefactos de calibración del aparato y visualmente aquellos ocasionados por movimiento ocular, muscular etc. haciendo uso de la toolbox de Matlab llamada EEGLab^[16] (esta herramienta fue desarrollada por la “*Swartz Center of Computational Neuroscience*” de la UCSD).
3. El proceso de filtrado de la señal se llevó a cabo también por medio de EEGLab con una ventana establecida (0.5 – 31.5 Hz) tomando todo aquello fuera de este rango como ruido.
4. El Espectro de Densidad de Potencia fue calculado con la herramienta de Matlab antes mencionada en una escala logarítmica la cual fue después convertida a escala lineal.
5. Los datos anteriores fueron manipulados directamente en Matlab realizando el área bajo la curva dentro de los rangos de cada uno de los tipos de onda para con esto obtener las bandas de potencia para cada uno de los mismos.

6. Se dividió la banda Theta entre la banda Beta para obtener la relación Theta/Beta.

Dado que la literatura nos indica que solo los canales frontales son relevantes solo se consideraron los valores arrojados por los canales: FP1, FP2, F3, F4, F7, F8 y FZ.

3. Resultados

En la Tabla 1 podemos observar un comportamiento mayoritariamente decreciente de la relación Theta/Beta conforme pasaron los años esto se debe principalmente a dos factores, el primero siendo el grado de maduración del cerebro el cual va aumentando y propiciando una mejor interconexión de los circuitos neuronales y con ello aumentando la presencia de ondas de alta frecuencia y disminuyendo las de baja. El segundo factor es la toma del medicamento recetado al paciente el cual propicia de igual manera una mayor interconectividad entre los circuitos.

3.1. Pacientes vs Controles

En la Tabla 1 podemos también ver la diferencia existente entre la relación Theta/Beta de los controles y los pacientes. La presencia de ondas Theta se interpreta como la desconexión de la región cerebral con respecto a la referencia (Cz) dado que al existir

este estado el voltaje se acumula y este varía lentamente lo cual concuerda con las características de una onda Theta mientras que por otro lado la presencia de ondas Beta se interpretan como una buena conexión entre el circuito y la referencia. Un alto número de circuitos desconectados se interpreta como un estado de desatención característico del TDAH, es por esto que vemos un predominio de Theta (relación mayor a 1) en los pacientes con el trastorno y un predominio de Beta (relación menor a 1) en los controles.

La Tabla 2 nos da una muestra de como se se distribuyen los porcentajes de las bandas delta, theta, alfa y beta, esto nos da una imagen más explícita de como se diferencian los pacientes y los controles, vemos así mismo que la banda alfa no es del todo significativa, a pesar de que las ondas dentro de este rango se consideran como “rápidas” sin embargo tanto las ondas delta como theta de las ondas de baja frecuencia parecen tener un peso en la determinación de la salud del paciente.

4. Discusión

En los expedientes A20750, C17262, C21568, G20167, O20705, R19871, S20230, S21396, Z19400 reflejaron un desapego al tratamiento en numerosas ocasiones debido a falta de confianza en el mismo por parte de alguno de los padres, indicaciones contradictorias con otros médicos o abandono prematuro al ver los primeros brotes de mejora. Esto por supuesto genera en el paciente una serie de mejoras y recaídas,

mismas que se ven reflejadas en los valores de las relaciones Theta/Beta.

Es visible una enorme falta consciencia con respecto a los tratamientos médicos ya que existen muchas fuentes sociales que desacreditan los mismos, haciendo lo mismo en primera instancia con las patologías debido a una gran falta de cultura en la sociedad quien considera que todo está en la mente del paciente y que debe de aprender a vivir con ello, si bien es cierto que el medicamento no habrá de solucionar la totalidad de los problemas que el paciente tenga en los ámbitos sociales, profesionales o familiares es obvio que resulta de una gran ayuda, es común también la negación tanto de los pacientes como de los familiares, los cuales evaden los hechos y prefieren no creer que existe una patología neuronal. También existen una gran cantidad de teorías que hablan (algunas fundamentadas y otras no tanto) de las desventajas que genera el consumo de medicamentos, todo esto probablemente es alentado por el mal uso de estas herramientas por parte de médicos poco profesionales.

Está de más decir que el tratamiento para el TDAH, como el utilizado para cualquier otra enfermedad, requiere del más estricto apego afín de lograr los resultados prometidos.

5. Conclusiones

Como apoyo al seguimiento al tratamiento es necesario contar con medidas que reflejen la situación actual del paciente, que nos ayude a saber que tanto ha mejorado

o empeorado, esto nos da una idea de si el medicamento está siendo efectivo o si es necesario realizar cambios en él. La relación Theta/beta, ha demostrado ser un buen indicador de la evolución clínica de los pacientes, esto no quiere decir que sea el patrón definitivo para diagnosticarlo, como muchos estudios lo han demostrado ya el TDAH es un trastorno heterogéneo con subgrupos de pacientes diferenciables entre sí incluso a nivel conductual, por lo que esta condición neuronal es aún un campo abierto para el descubrimiento.

5.1. Trabajo a futuro:

Se han utilizado mayoritariamente técnicas estadísticas para solucionar el problema del diagnóstico del TDAH ignorando la mayoría de las técnicas de inteligencia computacional, estas últimas tienden a ser mejores que las primeras por lo que se pueden generar soluciones que tomen en cuenta la heterogeneidad que muestra el TDAH y por ende sean mejores si implementamos sistemas difusos tipo-1, tipo-2 por intervalos o modelos neuronales.

Tabla 3.1: Relación Theta/Beta de los pacientes y controles.

Pacient	Year	FP1*	FP2*	F3*	F4*	F7*	F8*	FZ*	Ave.	STDD
A20750	2009	11.520	1.085	13.243	13.757	13.045	12.770	10.831	10.893	4.444
	2010	4.827	1.053	2.737	6.586	6.654	6.301	6.426	4.941	2.224
	2011	6.931	1.124	7.398	6.924	5.696	6.919	5.820	5.830	2.169
	2012	5.476	1.096	9.136	5.547	3.771	3.786	7.447	5.180	2.634
	2014	1.288	1.048	6.263	3.254	2.634	4.699	5.229	3.488	1.991
B21233	2011	10.661	1.166	12.256	15.655	16.856	12.501	13.340	11.776	5.129
	2012	9.442	1.114	6.639	14.379	18.470	13.143	7.924	10.159	5.708
	2013	10.578	1.198	3.399	15.455	15.419	13.952	7.035	9.577	5.826
B20345	2010	10.763	1.201	10.675	12.831	10.918	12.195	10.570	9.879	3.923
	2011	7.412	1.044	7.678	6.817	7.656	7.361	6.278	6.321	2.380
	2012	5.075	1.114	4.295	6.268	3.127	4.800	6.286	4.423	1.830
	2013	2.923	1.055	2.567	3.194	3.563	2.993	2.360	2.665	0.812
B15468	2006	8.410	0.874	5.275	7.052	9.370	6.516	5.958	6.208	2.740
	2007	4.773	0.802	5.618	5.602	5.641	6.030	4.188	4.665	1.815
	2009	4.125	1.076	3.841	3.795	4.094	4.016	3.709	3.522	1.090
	2012	2.068	1.154	4.536	3.556	3.840	3.245	2.758	3.022	1.138
	2013	2.194	1.886	2.125	2.554	1.895	2.316	1.835	2.115	0.264
CBR	2013	0.244	0.146	0.336	0.622	0.625	0.370	0.482	0.404	0.183
C17262	2006	7.939	0.857	7.306	10.267	10.389	9.199	12.017	8.282	3.637
	2008	8.868	0.869	9.245	9.194	10.553	8.648	11.467	8.406	3.473
	2014	4.616	1.094	7.300	5.817	6.805	4.913	5.531	5.154	2.031
C19636	2009	1.790	1.054	2.211	2.845	4.466	3.262	3.963	2.799	1.208
	2012	2.856	1.179	2.246	3.429	1.939	2.319	2.476	2.349	0.705
C21568	2012	4.969	1.258	2.433	5.540	6.761	5.246	3.241	4.207	1.947
	2013	4.041	1.167	6.015	5.277	5.116	5.480	4.938	4.576	1.618
G18219	2008	8.614	0.900	7.796	8.568	9.547	8.624	7.438	7.355	2.925
	2009	6.417	1.033	5.791	7.257	7.244	6.920	5.515	5.740	2.184

Pacient	Year	FP1*	FP2*	F3*	F4*	F7*	F8*	FZ*	Ave.	STDD
G21322	2011	3.579	1.083	3.183	4.032	4.697	3.624	3.201	3.343	1.125
	2012	2.159	1.212	2.423	3.184	3.046	2.661	2.762	2.492	0.664
G20167	2008	2.566	0.848	9.439	13.169	10.347	10.281	4.702	7.336	4.618
	2009	14.698	0.880	13.325	22.472	19.751	16.932	13.787	14.549	6.885
	2010	9.209	1.231	8.543	11.533	12.436	14.217	9.054	9.460	4.175
	2011	3.436	1.280	4.298	6.442	6.206	4.566	5.233	4.494	1.769
	2012	3.984	1.331	4.211	8.808	6.991	5.017	8.351	5.527	2.673
	2013	2.891	1.147	3.214	4.001	5.618	3.218	3.468	3.365	1.334
M21279	2011	41.930	1.161	28.555	75.646	43.437	56.635	36.978	40.620	23.126
	2012	11.999	1.230	7.514	23.530	17.532	15.113	13.662	12.940	7.141
	2013	7.886	1.217	7.967	13.659	9.283	10.132	8.867	8.430	3.735
MVF	2014	0.395	0.170	0.379	0.502	0.481	0.466	0.367	0.394	0.112
MVJ	2014	0.441	0.170	0.307	0.749	0.733	0.629	0.498	0.504	0.217
O20705	2010	4.496	1.087	5.145	5.252	5.104	4.026	5.181	4.327	1.498
	2011	6.931	1.124	7.398	6.924	5.696	6.919	5.820	5.830	2.169
	2012	4.270	1.381	2.531	4.091	3.966	4.398	2.279	3.274	1.192
	2013	4.927	1.906	3.254	4.067	4.224	2.992	4.032	3.629	0.992
P21390	2012	17.628	1.141	23.551	25.721	27.368	18.609	27.616	20.233	9.314
	2013	12.901	1.242	21.619	20.456	21.814	18.122	22.693	16.978	7.695
	2014	2.585	1.087	5.720	13.747	5.861	5.054	6.375	5.775	4.012
R19871	2007	10.720	1.017	7.645	8.720	9.500	11.136	7.562	8.043	3.393
	2008	4.052	1.074	7.292	6.950	3.340	5.754	7.261	5.103	2.371
	2009	7.844	1.012	7.454	8.766	9.046	7.772	8.215	7.158	2.768
	2011	6.623	1.138	7.120	7.382	7.290	6.978	7.177	6.244	2.265
	2012	1.089	1.011	4.235	4.724	12.697	4.107	4.541	4.629	3.898
RUEA	2014	0.301	0.171	0.345	0.622	0.597	0.458	0.379	0.410	0.161
SSMA	2013	0.665	0.143	0.360	0.793	0.467	0.728	0.483	0.520	0.228

Pacient	Year	FP1*	FP2*	F3*	F4*	F7*	F8*	FZ*	Ave.	STDD
S20230	2008	8.945	0.897	9.938	13.618	12.822	10.711	10.902	9.691	4.197
	2009	7.352	0.809	5.000	12.099	10.059	3.918	6.540	6.540	3.787
	2010	10.686	1.163	9.240	16.382	16.914	11.290	10.096	10.824	5.237
	2011	5.619	1.072	12.310	10.000	11.772	10.448	10.388	8.801	4.035
S21396	2012	3.847	1.225	2.463	5.924	6.939	2.502	3.092	3.713	2.038
	2013	5.293	1.207	2.884	7.395	8.037	3.311	3.881	4.573	2.474
UGBJ	2014	0.3419	0.1345	0.5053	0.6017	0.611	0.5354	0.6012	0.476	0.177
Z19400	2005	1.932	0.829	6.437	4.644	5.089	3.397	5.202	3.933	1.985
	2008	7.595	0.782	8.365	8.431	8.542	7.644	6.255	6.802	2.769
	2009	4.385	0.801	6.062	4.450	4.321	4.643	4.628	4.184	1.608
	2010	3.469	1.103	3.628	4.100	4.127	3.961	3.399	3.398	1.054

Tabla 3.2: Distribución de las bandas de potencia para todos los pacientes y controles

Pacient	Year	Delta	Theta	Alpha	Beta
A20750	2009	68.61720298	21.27412731	6.390343211	3.718326505
	2010	71.68226687	16.98729315	5.761499338	5.568940633
	2011	72.7148648	15.41996049	7.758225359	4.106949355
	2012	71.58813161	9.557045424	15.53647331	3.318349654
	2014	72.59210123	10.5515993	12.44566092	4.410638548
B21233	2011	53.85232851	32.83497314	8.869101752	4.443596596
	2012	58.27308609	29.4510811	7.62739942	4.648433385
	2013	71.49167896	18.85536905	5.88058271	3.772369283
B20345	2010	81.71900183	11.52897279	3.895272474	2.856752904
	2011	72.41863693	16.85917362	6.333513111	4.388676338
	2012	77.36131779	12.31927621	5.635406619	4.683999384
	2013	70.12589447	13.9926478	9.616216786	6.265240944
B15468	2006	55.56903903	26.9397231	10.87687655	6.614361311
	2007	54.50937407	26.02836554	11.9446583	7.517602096
	2009	57.7200138	24.86494773	9.108123824	8.306914643
	2012	69.41389282	17.06888595	6.491034602	7.026186624
	2013	52.81426646	19.9646108	17.16266864	10.0584541
CBR	2013	21.38986201	18.16458336	9.790865574	50.65468905
C19636	2009	64.29440679	17.86122868	9.389200198	8.455164337
	2012	63.15573479	11.41207426	19.79373172	5.638459225
C21568	2012	70.90824221	18.67103185	4.87289818	5.547827761
	2013	74.26571714	16.29702652	4.651809036	4.785447305
C17262	2006	50.00227393	33.98766372	9.956341862	6.053720492
	2008	68.10048495	20.98815524	6.223297607	4.688062211
	2014	59.02426333	25.23828129	9.32818824	6.409267146
G18219	2008	67.36932471	21.57512225	6.116132214	4.939420831
	2009	63.26493498	24.43858422	6.370500096	5.925980704
	2011	48.33614616	25.53223161	16.01953974	10.11208249
	2012	77.45515716	13.00657834	5.360430973	4.177833532
	2013	82.64735847	10.69652613	4.371452429	2.284662972
G21322	2011	66.73692951	18.65491442	7.769746009	6.838410066
	2012	59.20779721	21.14898901	9.913513668	9.729700105
G20167	2008	76.63006758	14.21973307	4.506526196	4.643673155
	2009	81.13195241	12.19041353	3.515636329	3.161997725
	2010	72.15332301	19.48879846	5.161720724	3.196157804
	2011	63.26943625	21.85809331	8.544409171	6.328061276
	2012	64.34646051	23.98459831	6.456110894	5.212830279
	2013	66.05867932	19.12250226	7.872688055	6.946130365

Pacient	Year	Delta	Theta	Alpha	Beta
G20167	2008	76.63006758	14.21973307	4.506526196	4.643673155
	2009	81.13195241	12.19041353	3.515636329	3.161997725
	2010	72.15332301	19.48879846	5.161720724	3.196157804
	2011	63.26943625	21.85809331	8.544409171	6.328061276
	2012	64.34646051	23.98459831	6.456110894	5.212830279
	2013	66.05867932	19.12250226	7.872688055	6.946130365
M21279	2011	85.38155376	10.37210116	2.04512289	2.201222189
	2012	78.71365475	14.80746296	3.52383141	2.955050877
	2013	74.05150821	16.90851792	5.338585021	3.701388851
MVF	2014	23.20023382	16.22678145	14.44239705	46.13058767
MVJ	2014	21.6749419	16.06938295	19.07873248	43.17694267
O20705	2009	65.85174629	17.19555077	5.787826692	11.16487625
	2010	63.14523666	22.19795517	8.16776275	6.489045424
	2011	80.76872096	11.61002533	3.302405068	4.318848643
	2012	70.89088141	16.71181867	6.593007813	5.804292103
	2013	76.95156887	14.03404553	4.399796211	4.614589394
P21390	2012	77.94447576	15.87293206	3.501762646	2.680829535
	2013	82.45692747	12.20973407	2.893748481	2.439589977
	2014	82.59808697	10.95717904	2.751491018	3.693242966
S20230	2008	66.3413547	23.15527433	5.747405396	4.755965568
	2009	69.44697097	18.30149254	7.220457272	5.031079216
	2010	77.21317289	15.37601134	4.298807491	3.112008277
	2011	72.97692549	18.07361953	5.193781948	3.755673031
R19871	2007	69.48616744	21.60290516	4.403907562	4.507019839
	2008	76.45296532	15.19855024	3.717127217	4.631357219
	2009	79.78148286	13.26081543	3.388461552	3.569240155
	2011	80.66852886	12.31915414	3.422120997	3.590196002
	2012	69.78890492	16.36646926	7.348958821	6.495667
RUEA	2014	25.80498507	14.30831866	18.48425621	41.40244006
SSMA	2013	27.12443785	19.27898473	15.14300358	38.45357384
S21396	2012	61.61621841	21.37854266	10.10260367	6.902635256
	2013	54.82504043	28.79487902	8.761771848	7.618308705
UGBJ	2014	29.38050756	16.33361243	14.97022227	39.31565773
Z19400	2005	63.71457604	22.02804607	5.963057853	8.294320038
	2008	69.27345077	19.43333238	6.299144372	4.994072479
	2009	75.7915317	14.21512472	4.718776424	5.274567151
	2010	53.85936316	29.14483905	7.423865052	9.571932736

Referencias:

- [1] <http://www.quora.com/What-is-an-intuitive-way-of-explaining-how-the-Fourier-transform-works>
- [2] Dan Morris "An Intuitive but Not-All-That-Mathematically-Sound Explanation of the Fourier Transform".
- [3] Bonifacio Marín de Brío y Alfredo Sanz Molina, *Redes Neuronales y Sistemas Borrosos*, 3ra Ed. Editorial Ra-Ma, 2006.
- [4] Natalia Carrillo Martínez de la Escalera, "Modelación de la Actividad Neuroelectrónica", PhD. Dissertation. Universidad Nacional Autónoma de México.
- [5] William W. Hay Jr, Myron J. Levin, Robin R. Deterding, Mark J. Abzug, Judith M. Sondheimer. *CURRENT Diagnosis & Treatment: Pediatrics*, 21ra Edición, Mc Graw Hill, 2012.
- [6] Allan H. Ropper, Martin A. Samuels, *Adams and Victor's Principles of Neurology*, 10ma Edición Mc Graw Hill, 2014.
- [7] Allan H. Ropper, Martin A. Samuels "Adams and Victor's Principles of Neurology", 9na Edición, Mc Graw Hill, 2009.
- [8] Steven M. Snyder y James R. Hall "A Meta-Analysis of Quantitative EEG Power Associated With Attention-Deficit Hyperactivity Disorder"; *Journal of Clinical Neurophysiology* Volume 23, Number 5, October 2006.
- [9] Mario Estévez Báez, Andrés Machado García, José M. Estévez Carrera "El periodograma como método para la estimación de la densidad espectral de potencia" Disponible en: http://fbio.uh.cu/ginvest/mesna/vfc_docs/ElPeriodogramaComoMetodoParaEstimacionDensidadEspectralDePotencia.pdf
- [10] M. Akin and M. Kemal Kiyimik. *Application of Periodogram and AR Spectral Analysis to EEG Signals*. *Journal of Medical Systems*, Vol. 24, No. 4, 2000
- [11] "Estimación espectral" notas de clase de la materia de "Ingeniería Biomédica" Departamento de Ingeniería Electrónica, Universidad de Valencia, 2010-2011,
- [12] Michael H. Ebert, Peter T. Loosen, Barry Nurcombe, James F. Leckman *CURRENT Diagnosis & Treatment: Psychiatry*, 2da Edición, Mc Graw Hill, 2008.

- [13] Steven M. Snyder, Humberto Quintana , Sandra B. Sexson , Peter Knott , A.F.M. Haque , Donald A. Reynolds, "Blinded, multi-center validation of EEG and rating scales in identifying ADHD within a clinical sample". Psychiatry Research vol. 159 páginas 346–358.
- [14] <http://www.persyst.com/>
- [15] <http://www.mathworks.com/products/matlab/>
- [16] <http://sccn.ucsd.edu/eeglab/>
- [17] <http://www.nichq.org/childrens-health/adhd/resources/vanderbilt-assessment-scales>