

Universitat de Lleida  
Escola Politècnica Superior  
Enginyeria Tècnica en Informàtica de Sistemes

Treball de final de carrera

**Procesado de señales electroencefalográficas para determinar  
características espectrales de episodios epilépticos**

Autor: Guillem Rueda Cebollero  
Director: Francisco Clariá Sancho  
Septembre de 2011

*PROYECTO DE FINAL DE CARRERA*

PROCESADO DE SEÑALES  
ELECTROENCEFALOGRAFICAS  
PARA DETERMINAR  
CARACTERISTICAS ESPECTRALES  
DE EPISODIOS EPILEPTICOS

*Guillem Rueda Cebollero*



# Índice de contenido

Introducción.....	4
Estructura del trabajo.....	5
Electroencefalograma.....	7
Origen de la actividad eléctrica.....	7
Captación.....	8
Ruidos y artefactos.....	10
Base de datos de trabajo.....	12
Filtrado de la señal.....	12
Transformada de Hilbert .....	13
Filtrado FIR.....	14
Caracterización de la señal.....	16
Comprobación de estados.....	17
Desarrollo del software.....	18
Procesamiento masivo de muestras.....	20
Procesado gráfico de un archivo.....	21
Comparación de casos.....	24
Convulsión en un bebé.....	24
Convulsión en un adulto.....	25
Convulsión en un niño de 9 años.....	25
Resultado Global.....	29
Conclusiones.....	30
Ampliaciones futuras:.....	30
Apéndice I: Muestras empleadas.....	32
Datos de los pacientes.....	34
Apéndice II: Resultados.....	35
Bibliografía.....	37

## Índice de ilustraciones

Impulso nervioso a través del tiempo.....	8
Situación estándar de los electrodos para 19 canales.....	9
Médico insertando casco con sensores a un paciente.....	10
Picos de señal (indicados en color azul).....	11
Transformada del Hilbert en fase y modulo.....	13
Diagrama de bloques de un filtro FIR.....	15
Diferentes fragmentos del espectro de una muestra.....	16
Señal en un estado normal.....	17
Señal en el transcurso de una convulsión.....	17
Las cuatro ventanas de la ejecución de la función gráfica.....	19
Diagrama de flujo del proceso masivo de datos.....	20
Ventana de trabajo (resultado total).....	21
Ventana de trabajo (antes ataque epiléptico).....	22
Ventana de trabajo (durante ataque epiléptico).....	22
Ventana de trabajo (después ataque epiléptico).....	23
Ventana de trabajo (realizando distintas tareas como zoom en la señal, en el espectro o consultando el valor de un punto en las sub-bandas).....	23
Comparativa de las señales en el paciente CHB06 en una convulsión.....	26
Comparativa de las sub-bandas del paciente CHB06.....	26
Comparativa de las señales en el paciente CHB04 en una convulsión.....	27
Comparativa de las sub-bandas del paciente CHB04.....	27
Comparativa de las señales en el paciente CHB14 en una convulsión.....	28
Comparativa de las sub-bandas del paciente CHB14.....	28
Promedio de los resultados de los ficheros tratados en las distintas sub-bandas.....	29

## Índice de tablas

Tabla 1: Código transformada de Hilbert y señal envolvente.....	14
Tabla 2: Código del filtrado FIR.....	15
Tabla 3: Código de supresión de los picos.....	16
Tabla 4: Código de calculo de sub-bandas.....	17
Tabla 5: Formato tipo de un fichero CSV.....	19
Tabla 6: Valores del promedio de las distintas sub-bandas normalizadas factor 1.....	29

# Introducción

Las señales electroencefalográficas adquiridas durante periodos de actividad epiléptica se encuentran alteradas con otras señales que provienen de acciones musculares, movimientos de electrodos y de la actividad eléctrica cardíaca.

- Objetivos:

El objetivo del trabajo desarrollado a continuación se trata de aplicar técnicas de procesado de la señal para minimizar estas señales contaminantes así como también caracterizar episodios epilépticos estudiando la composición frecuencial de la señal electroencefalográfica.

En revistas de psiquiatría, los médicos han aconsejado no usar exclusivamente los EEG como método para detectar la epilepsia o otras enfermedades, como la migraña, síncope, trastornos del sueño, tics, etc. debido a que los resultados de la señal tomada pueden confundirse entre si.

- Punto de partida:

Como punto de partida se dispone de un código que realiza el filtrado mediante transformada de Hilbert - señal analítica con un filtro del tipo FIR.

El método por el cual se caracterizarán los episodios será agrupando la cantidad de energía que existe en unos rangos de frecuencia llamados sub-bandas normalizadas. También se cree oportuno que para señalar más características del periodo epiléptico, habrá que comparar la señal antes y después del propio episodio.

## ***Estructura del trabajo***

El trabajo está dividido en los apartados que se describen a continuación de forma detallada:

- Introducción

Presente apartado en el que se introduce la temática, problemática y objetivos así como el enfoque de los problemas a resolver en el trabajo.

- Qué es un electroencefalograma:

En este apartado se detalla a nivel fisiológico el origen del potencial de acción por el cual se generan las señales eléctricas reflejadas en una captura electroencefalográfica. También se describe que intromisiones pueden existir en las capturas realizadas y las cuales son motivo de estudio en este trabajo.

- Tratamiento de señales electroencefalográficas:

Describiremos paso por paso, formula por formula y repasando el código los procesos que se han usado para tratar la señal para apaciguar o eliminar aquellas intromisiones de la señal electroencefalográfica. Se describirá la el tratamiento que recibirá la señal principal: transformada de Hilbert, la señal envolvente, el filtrado FIR y posteriormente, para comprobar su eficacia ante convulsiones epilépticas como se realizan cálculos de sub-banda en distintos periodos.

- Base de datos de trabajo:

Para la comprobación del tratamiento se usarán unas determinadas muestras, ejecutadas con el programa MATLAB. Nos interesara tanto una función para automatizar los cálculos de toda una serie de ficheros así como también un procesado gráfico para los casos que se determinen que necesitan un estudio más profundo.



- Comparación de casos:

Se han extraído distintos casos en los que se evalúa el funcionamiento y rendimiento del tratamiento realizado, así como de las ventajas que se extraen de su uso.

- Conclusiones

Evaluación de los resultados obtenidos así como de las conclusiones y futuras ampliaciones del trabajo que se pueden realizar.

# Electroencefalograma

Los electroencefalogramas (EEG) reflejan la actividad eléctrica superficial de las neuronas del cortex cerebral en un promedio temporal, exponiendo aquella actividad que se produce de manera sincronizada en una población cuantiosa de neuronas.<sup>1</sup>

## ***Origen de la actividad eléctrica***

El cerebro está formado de células llamadas neuronas. Estas células se diferencian de las demás tanto por su crecimiento como su funcionamiento: no se reproducen (no realizan mitosis-meiosis) y tienen un gran poder de conectividad, llamada sinapsis.

Hay dos tipos de sinapsis: química y eléctrica. La primera se produce entre neuronas separadas y mediante productos llamados neurotransmisores.

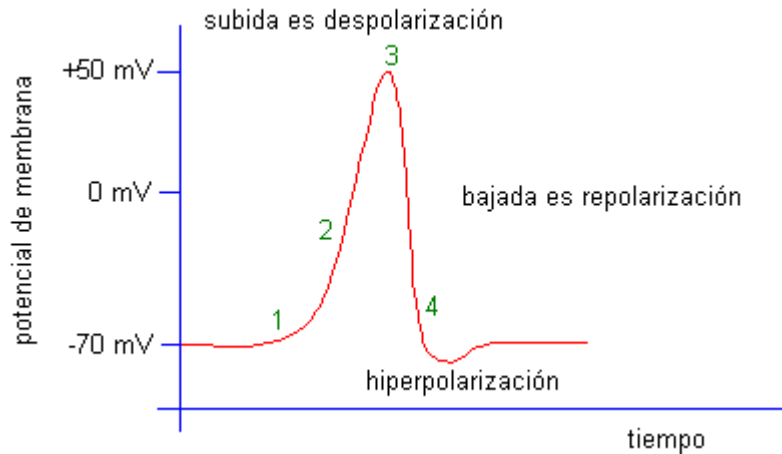
La eléctrica se debe al intercambio de iones entre neuronas, en el caso de los animales, de iones de sodio y potasio. La transmisión de los iones se realiza mediante las uniones de hendidura. Son transmisiones más rápidas, ya que se realizan por las mencionadas uniones, también llamados conductos gap.

Cara a evitar errores, los electroencefalogramas no miden la actividad generada por las sinapsis sino la transmisión del impulso nervioso en la propia neurona. Al igual que la sinapsis eléctrica, hay intercambio de iones dónde surge el potencial de acción, origen de la actividad eléctrica del cerebro.

Dicho potencial cuyo funcionamiento es controlado por las bombas de sodio-potasio, llaves de paso de iones situados a lo largo de la neurona entre ambos lados de la membrana de la célula. Estas bombas determinan el diferencial de potencial entre el interior y el exterior, polarizando la membrana en un comportamiento flip-flop.

De este potencial surgirá el impulso nervioso. Como se muestra en la Ilustración 1, cuando se abra el canal de sodio generará una

despolarización que aumentará con la abertura del canal de potasio. En el momento que se cierre el canal de sodio la membrana se polarizará, quedando definitivamente polarizada cerrado el canal de potasio (hiperpolarización).



*Ilustración 1: Impulso nervioso a través del tiempo*

Un cerebro joven tiene más sinapsis que uno adulto, ya que este tiende a deteriorarse con el tiempo. Se calcula que aproximadamente uno adulto puede rondar sobre los 300-500 billones de sinapsis mientras que un niño puede llegar a superar los 1000 billones <sup>2</sup> el cual implica mayor actividad neuronal.

## **Captación**

Al ser señales de procedencia eléctrica se requerirá que al paciente se le sitúen sensores en distintas partes de la cabeza. Se colocan entre 16 y 25 sensores de disco plano entre la parte occipital, parietal y frontal del cráneo.

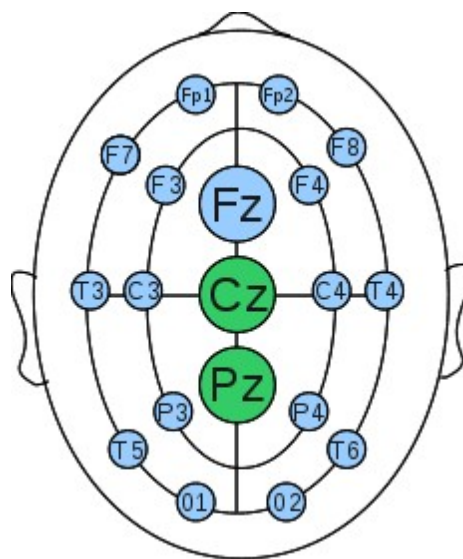
En algunos casos, dependiendo del método para tratar la señal, se sitúan sensores en la cara para tener la señal causada por los músculos de esta y poder efectuar una limpieza de los parásitos que causan sobre los otros sensores.

Para guardar una distribución estándar para configurar un sistema común entre todas las muestras de electroencefalogramas se distribuyen los

sensores de manera estándar como se muestra en la Ilustración 2.

Los sensores que captarán las señales siguen una nomenclatura indicando en que parte de la cabeza se encuentran localizados: Frontal (F), Central (c), parietal (P), Occipital (O) y Fronto-Polar (Fp).

El canal que se utiliza en el proyecto es el Cz-Pz que es el diferencial de todos los electrodos situados en la parte trasera superior del cráneo (figura indicadas en color verde) es el canal más alejado de las señales parasitarias que pueden surgir de la musculatura presente en la cara.



*Ilustración 2: Situación estándar de los electrodos para 19 canales*

Con el tiempo se han perfeccionado métodos y maquinaria: actualmente los sensores se sitúan en un sombrero-casco que mantiene la posición relativa de los sensores. Pese a este método los cráneos pequeños, como es el caso de los infantes.

En el caso de un niño pequeño, como ya se ha mencionado, el cerebro de un menor suele tener mayor actividad eléctrica debido a la existencia de un mayor número de sinapsis, el doble o triple que un cerebro adulto. El desarrollo cerebral no es sólo el número de neuronas sino también la cantidad de sinapsis útiles en ella.

El técnico o sanitario que efectúe la instalación de los sensores deberá



*Ilustración 3: Médico insertando casco con sensores a un paciente*

tener en cuenta otros aspectos de vital importancia: la sensibilidad, para evitar saturación en las señales de gran amplitud o desaparición de las de baja amplitud o de amplificación de la señal. Elementos que su desajuste puede implicar una lectura errónea de la muestra captada<sup>3</sup>.

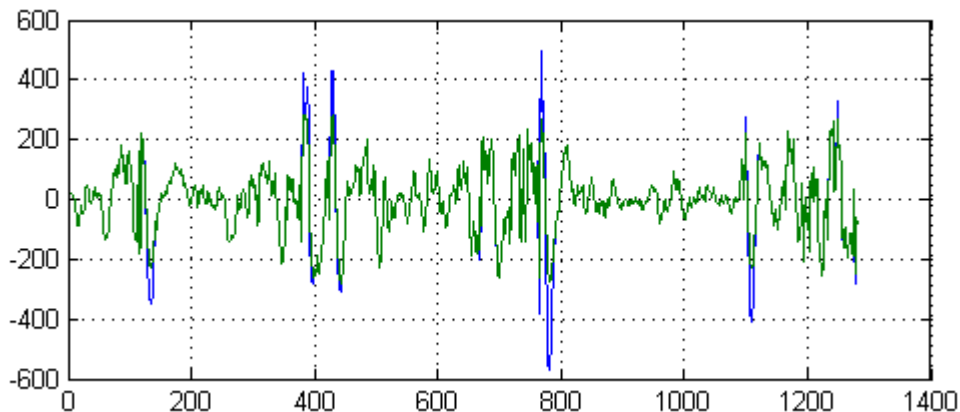
## ***Ruidos y artefactos***

Como toda señal que se capta en un medio natural, las capturas electroencefálicas también incluyen ruidos, señales parasitarias y artefactos.

La procedencia de estos elementos se reduce básicamente a las alteraciones eléctricas que efectúan los nervios y los músculos que hay tanto en la cara como en la cabeza. Otras alteraciones menores son aquellas que proceden por ejemplo de otros órganos, como el corazón.

Cuando se quieren analizar electroencefalogramas de ataques epilépticos los ruidos que más afectan a la señal son básicamente los musculares provenientes de la cara y la cabeza, y por lo cual, son aquellos a eliminar.

El caso más típico de señal parásita es el pestañeo<sup>4</sup>, debido a su proximidad a los sensores, la que más puede afectar las muestras captadas.



*Ilustración 4: Picos de señal (indicados en color azul)*

En intentos más médicos que técnicos de mitigar los efectos del ruido<sup>5</sup> se han introducido los electrodos en la propia corteza cerebral para poder así pues esquivar todos los ruidos de origen muscular.

También debemos de tener en cuenta que la propia actividad muscular en el periodo de ataque epiléptico puede contribuir al ruido generado.

Pueden existir picos de actividad eléctrica elevada que en el caso que el sujeto clínico se trate de un menor o un recién nacido, al tener una actividad eléctrica mayor a causa de la formación y desarrollo del cerebro, que pueden llegar a saturar los sensores, creando señales fuera de un rango estándar y difícilmente reales.

Esta contaminación, sin depurarse puede implicar errores de análisis médico, como la confusión de la epilepsia con otras dolencias como migrañas, síncope, tics a parte de otros trastornos de origen cerebral<sup>6</sup>.

## **Base de datos de trabajo**

Las muestras originales de trabajo fueron obtenidas en el Children's Hospital of Boston en Boston, Estados Unidos de América para el equipo de investigación del Massachusetts Institute of Technology, también de los Estados Unidos de América.

Estas actualmente de alcance público<sup>1</sup> y pueden ser utilizadas para la investigación. Se encuentran bajo formato estándar EDF, conteniendo una matriz de datos con los muestreos a 256 Hz de los distintos canales de captación de los electroencefalogramas.

Todas las muestras están ordenadas según paciente. Cada paciente está enumerado para prevalecer su privacidad, en un fichero adjunto a las muestrasse detallan otros factores como el sexo y edad del paciente. Igual de importante, en el fichero se adjunta también el orden cronológico de las muestras así como también los periodos en los que ha habido un ataque epiléptico detectado.

### ***Filtrado de la señal***

Uno de los mayores problemas que tienen los médicos en cuando a la lectura de los electroencefalogramas (EEG) es que estos pueden incluir tal cantidad de ruidos y artefactos que pueden desencadenar en lecturas erróneas<sup>7</sup> que pueden conllevar a que un paciente sea tratado de una forma incorrecta.

El caso más notable se da en los recién nacidos, los cuales se ha llegado a desaconsejar el uso de los electroencefalogramas como herramienta de detección de posibles problemas médicos hasta que se demuestre su plena fiabilidad<sup>8</sup>.

Se debe realizar un correcto procedimiento de eliminación de picos y señales parasitarias<sup>9</sup>. La finalidad es dotar a la señal de validez en el procedimiento médico. Con este fin, en este trabajo se ha procedido a la

---

I Página web: <http://www.physionet.org/pn6/chbmit/>

implementación de un filtro supresor de picos haciendo uso de la envolvente de la señal analítica de la secuencia electroencefalográfica. Seguidamente se describe el procedimiento de implementación de este filtro.

### Transformada de Hilbert

El objetivo es encontrar una señal similar a la de la entrada excepto en que se han eliminado los picos. Para hallar a envolvente de la señal analítica se precisa el uso de la transformada de Hilbert (TH).

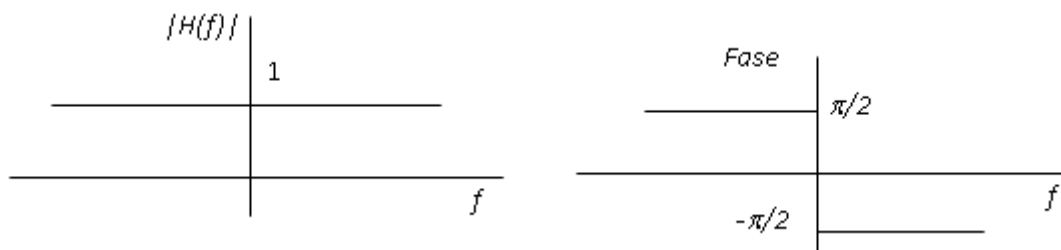
La transformada de Hilbert (TH) de una función del tiempo  $x(t)$  siendo la función que contiene la señal EEG, es la convolución de la función  $1/\pi t$  con  $x(t)$ . Se expresa de la siguiente manera,

$$h_x(t) = \frac{1}{\pi} * x(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(t')}{t-t'} dt' = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(t-t')}{t'} dt'$$

Nótese que calcular la transformada de Hilbert de una señal  $x(t)$  es equivalente a filtrar la señal con una función de transferencia:

$$H(f) = -j \operatorname{sgn}(f)$$

Las gráficas siguientes muestran la forma del módulo y de la fase de esta función de transferencia:



*Ilustración 5: Transformada del Hilbert en fase y modulo*

Realizar una Transformada de Hilbert a una señal equivale a retrasar  $\pi/2$  todas las componentes positivas de la señal y adelantar  $\pi/2$  las negativas.

Por tanto no es de extrañar que la TH de  $\cos(t)$  sea igual a  $\sin(t)$  y la TH de la función  $\sin(t)$  sea igual a  $-\cos(t)$ .

Se llama a la señal analítica de una señal real  $x(t)$  a la función del tiempo:

$$a_x(t) = x(t) + jh_x(t)$$



Entonces el espectro de  $a_x(t)$  es:

$$A_x(f) = TF[a_x(t)] = 2X(f)u(f)$$

de dónde se extrae que el espectro de la señal analítica de una señal  $x(t)$  sólo contiene sus frecuencias positivas y la energía de la señal  $x(t)$  es igual a la de la señal analítica.

Se define envolvente de una señal real como el módulo de la señal analítica:

$$e_x(t) = |a_x(t)| = \sqrt{x(t)^2 + h_x(t)^2}$$

Se define fase instantánea como el argumento de la señal analítica:

$$\phi_x(t) = \arg[a_x(t)] = \tan^{-1} \frac{h_x(t)}{x(t)} = \text{Im}[\ln(a_x(t))]$$

Entonces podemos escribir:

$$a_x(t) = e_x(t)e^{j\phi_x(t)} = e_x(t)\cos(\phi_x(t)) + je_x(t)\text{sen}(\phi_x(t)) = x(t) + jh_x(t)$$

Por lo tanto,

$$h_x(t) = e_x(t)\text{sen}(\phi_x(t)) \quad x(t) = e_x(t)\cos(\phi_x(t))$$

```
xh=hilbert(x);
xe=abs(xh);
angulo_x=angle(xh);
```

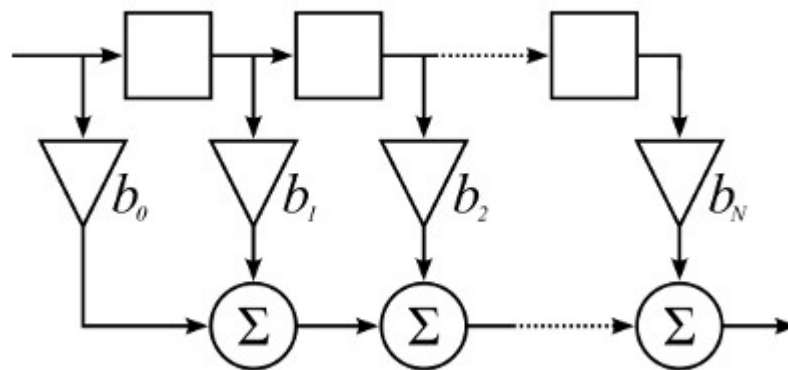
*Tabla 1: Código transformada de Hilbert y señal envolvente*

Realizando el valor absoluto del resultado de la función Hilbert, en MATLAB, ya obtenemos la señal envolvente, no será necesario ningún cálculo suplementario. También conservaremos el ángulo en el que se encuentra la señal transformada para

## Filtrado FIR

Como la reconstrucción de la señal  $x(t)$  se hace a partir de la envolvente, que es la parte de la señal en la que se manifiestan los picos, parece pertinente proceder a un filtrado paso bajo solo de esta envolvente para eliminarlos. El filtrado paso bajo de esta envolvente se realizará mediante un filtro de respuesta impulsional finita (FIR).

El diagrama de bloques de un filtro FIR se muestra en la figura siguiente:



*Ilustración 6: Diagrama de bloques de un filtro FIR*

Cuya función de transferencia en transformada Z es la siguiente:

$$H(f) = a_0 + a_1 * Z^{-1} + a_2 * Z^{-2} + \dots + a_N * Z^{-N}$$

Para el uso del filtro en MATLAB usaremos la función `fir1` dónde definimos un ancho de banda normalizado  $0.0667/12$  (equivalente a la inversa de la duración de una convulsión de 7 segundos aproximadamente) y un orden del filtro  $N$  (en este caso 600). También al trabajar en muestras que no son en tiempo real hacemos uso de la función `filtfilt`: realiza un doble filtrado en el que se elimina el cambio de fase sobre la señal que queremos filtrar, en este caso la envolvente de la señal analítica. De ella obtendremos una nueva señal que será usada como umbral.

```
a=fir1(600,0.0667/12);
x_umb=filtfilt(a,1,double(xe));
```

*Tabla 2: Código del filtrado FIR*

El objetivo de la señal umbral es substituir aquellos picos de la señal EEG por la propia señal umbral en aquél fragmento. Para dotar a la señal umbral de mayor suavidad, esta se elevará respecto a la media de la misma señal.

Posteriormente por la propiedad de la señal analítica ya descrita:

$$x(t) = e_x(t) \cos(\phi_x(t))$$

tendremos la señal EEG ya filtrada de picos y lista para el siguiente paso, en que el objetivo será encontrar un carácter específico en la señal, mediante el uso de su espectro (o valor absoluto al cuadrado).

```

x_umb=x_umb+mean(x_umb);
indices=find(x_envol>=x_umb);
x_envol_Filt=x_envol;
x_envol_Filt(indices)=x_umb(indices);
xFM=cos(angulo_x);
x_fil=x_envol_Filt.*xFM;

```

Tabla 3: Código de supresión de los picos

## Caracterización de la señal

Una vez la señal ya ha sido filtrada, se realizará su transformada de Fourier para obtener el espectro del fragmento de la señal. Posteriormente se calculará el modulo de su espectro al cuadrado.

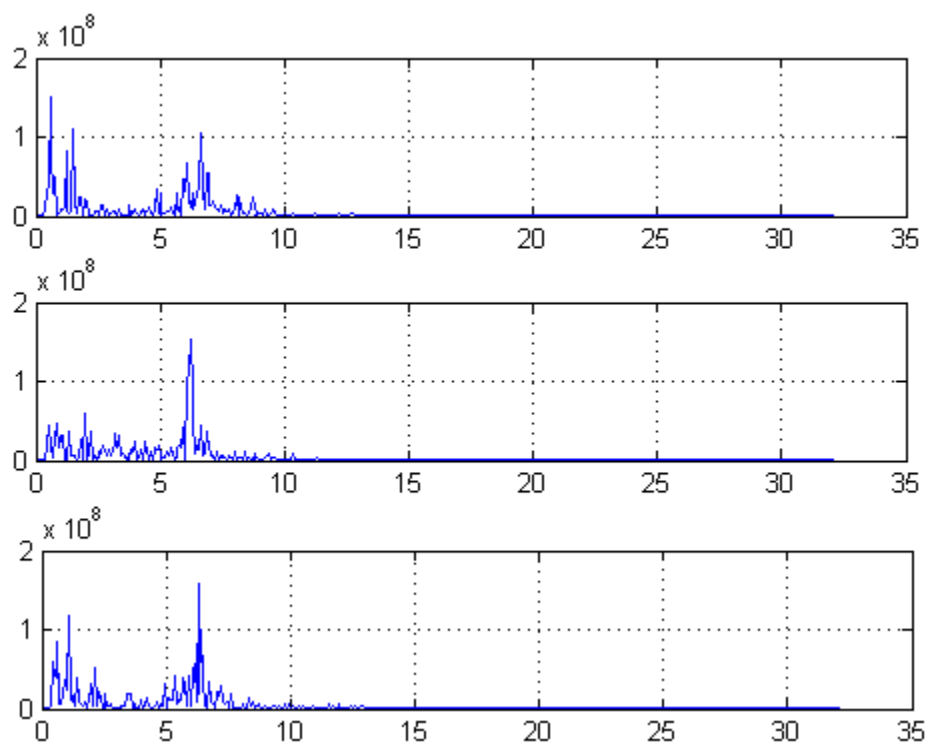


Ilustración 7: Diferentes fragmentos del espectro de una muestra

En la comunidad médica existen 4 sub-bandas normalizadas: las ondas delta ( $\delta$ ) que comprenden las frecuencias entre los 0 Hz y los 4 Hz, las ondas Teta ( $\theta$ ) que incluyen el rango entre 4 Hz y 8Hz , las ondas Alpha ( $\alpha$ ) entre 8 Hz y 15 Hz y para finalizar las que están entre los 15 Hz y 30 Hz, llamadas Ondas Beta ( $\beta$ ).

Para caracterizar la señal en estudio, se procederá a obtener la energía normalizada de esta señal en cada una de las bandas mencionadas, calculando el área del modulo del espectro al cuadrado en cada una de estas bandas (Delta, Teta, Alpha y Beta) y dividiendo estos valores por el valor del área en la banda total (0- 30 Hz) .

```
xx = x_fil(1:(length(x)-1));
xxtf=fft(xx-mean(xx));
xxtf=abs(xxtf).^2;

VAR1 = find(ff>4);
VAR2 = find(ff>8);
VAR3 = find(ff>15);
VAR4 = find(ff>30);

energiatotal = sum(xxtf2(1:VAR4(1)));
ondasdeltaT = sum(xxtf2(1:VAR1(1)-1))/energiatotal;
ondastethaT = sum(xxtf2(VAR1(1):(VAR2(1)-1)))/energiatotal;
ondasalphaT = sum(xxtf2(VAR2(1):(VAR3(1)-1)))/energiatotal;
ondasbetaT = sum(xxtf2(VAR3(1):(VAR4(1)-1)))/energiatotal;
```

Tabla 4: Código de calculo de sub-bandas

## Comprobación de estados

Para comprobar que el estado durante una convulsión es atípico y a modo de ejemplo se tomarán dos fragmentos de señal para visualizar este hecho. Uno será un periodo de la misma duración que la convulsión veinte minutos antes de la misma y el otro después del ataque epiléptico.

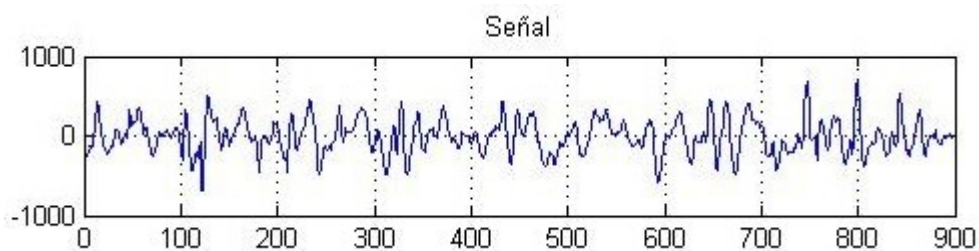


Ilustración 8: Señal en un estado normal

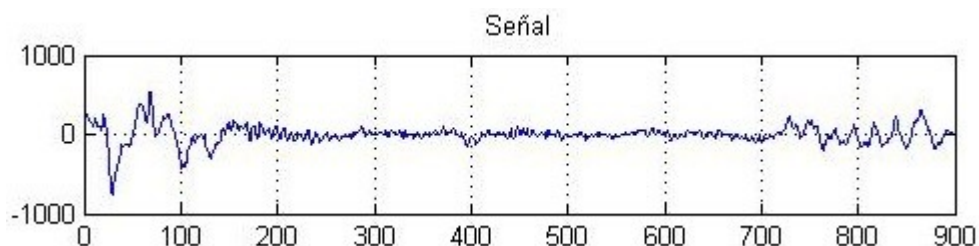


Ilustración 9: Señal en el transcurso de una convulsión

## Desarrollo del software

Para la realización del proyecto se ha hecho uso del software de la casa Mathworks MATLAB, que ofrece una forma sencilla y elegante de realizar programas de tratamiento de la señal sin incurrir en la programación de bajo nivel, como sería el desarrollo de librerías de tratamiento matricial o de transformadas de Fourier<sup>10</sup>.

Los ficheros EDF se convierten en ficheros MAT, que son volcados de las variables que tiene MATLAB en memoria. Es decir, efectuando la comanda load de un fichero MAT ya disponemos de la correspondiente matriz de datos del paciente en memoria. También se han remuestreado las señales de 256 Hz a 64 Hz por un lado para simplificar los cálculos de memoria y otra porque sólo se trabajará con frecuencias de hasta 30 Hz. Se ha hecho uso exclusivo como se ha mencionado anteriormente del canal Cz-Pz.

Para evitar en la medida de lo posible comprobaciones en el fichero y búsqueda en el mismo, se ha elegido generar una hoja de cálculo en que en cuatro columnas se detalla en la primera la ruta del fichero, la segunda el inicio de uno de sus ataques, la tercera el final del mismo y en la cuarta en la enumeración que se encuentra el canal de Cz-Pz.

Para guardar los resultados no se ha hecho uso de la librería que MATLAB dispone para guardar en hojas de cálculo en formato Microsoft Excel (XLS) por no existir posibilidad de configurar el formato que la misma guarda los datos en la hoja de cálculo.

Se han creado dos funciones: analisis\_gr\_eeg y analisis\_eeg. La primera muestra gráficas y la señal en los momentos de 20 minutos antes, durante y después del ataque, y otra, que para facilidades de *scripting*, sólo devuelve los resultados.

Como solución se guardan los datos mediante todo el volcado decimal que dispone MATLAB, que es de 16 cifras, en un fichero CSV — *Coma-Separated Values* — que pueden ser editados o transformados a formatos de fichero más completos desde cualquier editor de hojas de cálculo.

```

0.6798699498176575, 0.1191065236926079, 0.1188318654894829, 0.0821434929966927,
0.7779717445373535, 0.1544381231069565, 0.0465977713465691, 0.0209893845021725,
0.6891483664512634, 0.1823501884937286, 0.0946636646986008, 0.0338391549885273
0.3232251405715942, 0.1307856440544128, 0.4514888226985931, 0.0944968611001968,
0.7176361680030823, 0.0985724925994873, 0.0733996778726578, 0.1103873029351234,
0.7172195911407471, 0.1697518378496170, 0.0942530930042267, 0.0187740512192249

```

Tabla 5: Formato tipo de un fichero CSV

En el caso de los resultados gráficos se muestran 4 ventanas con 3 contenidos gráficos por cada una (véase Ilustración 10) . Las cuatro ventanas son una por cada estado contabilizado: antes, durante y después del ataque y otra en que se visualizan los resultados globales de la muestra. Los gráficos son la señal, su transformada espectral y la gráfica con la energía acumulada en las cuatro sub-bandas normalizadas.

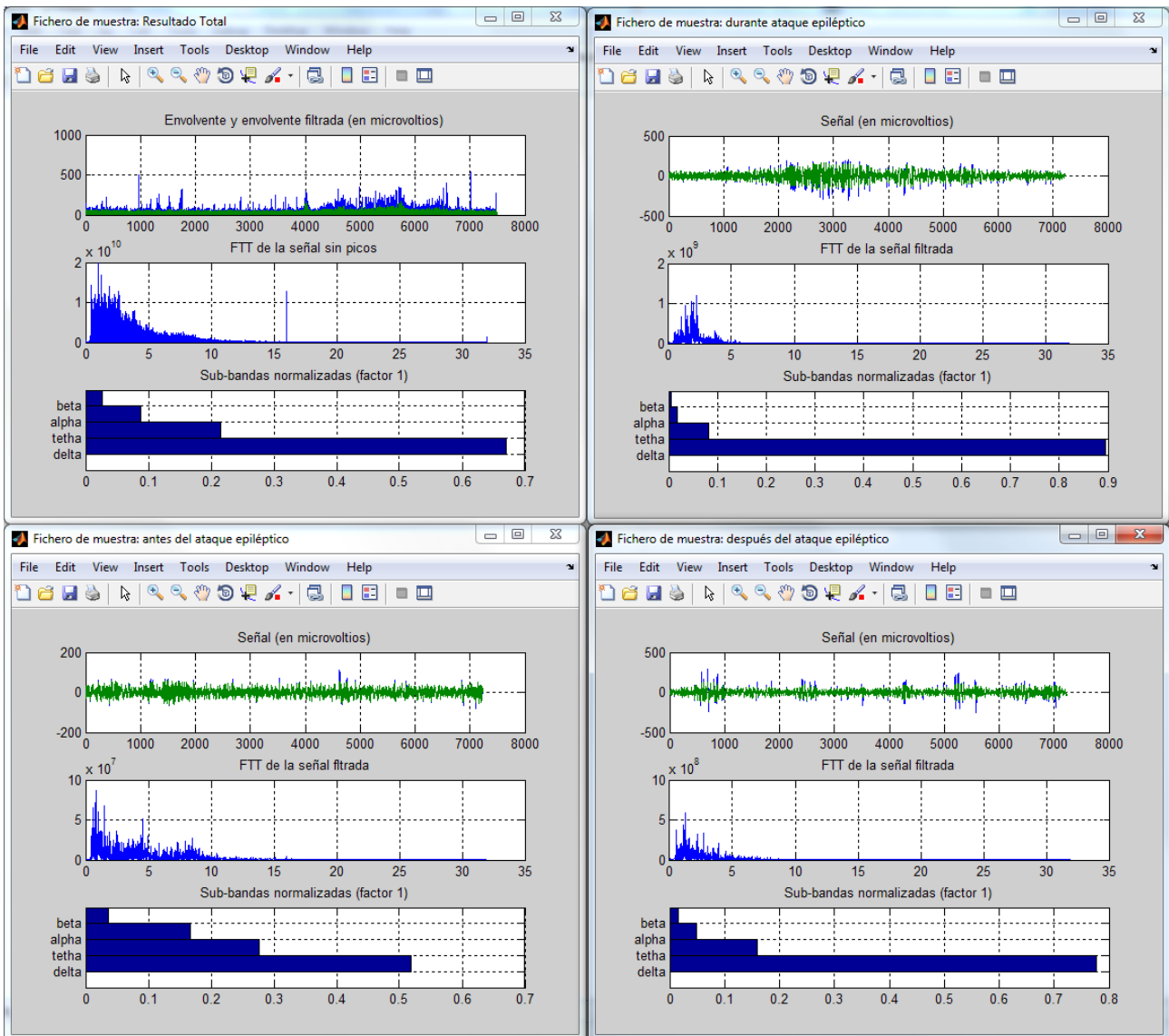
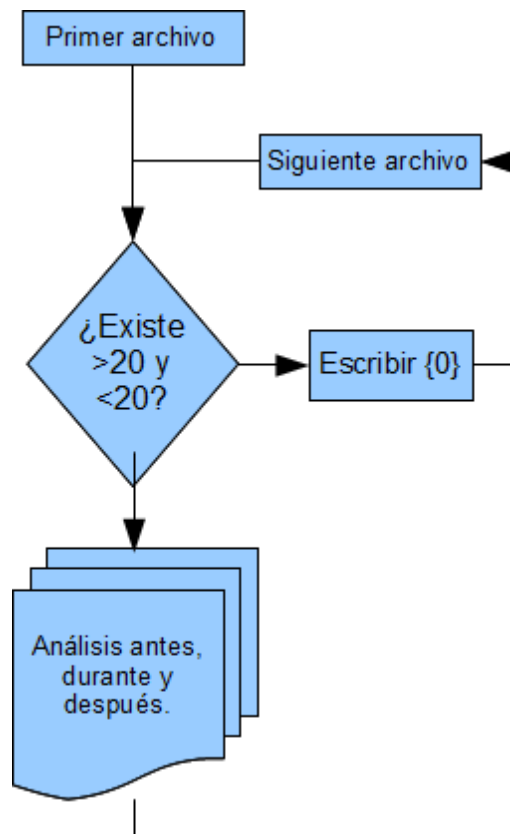


Ilustración 10: Las cuatro ventanas de la ejecución de la función gráfica

## ***Procesamiento masivo de muestras***

Debemos de tener en cuenta que sólo serán validos aquellos ataques que de los cuales se pueda obtener un fragmento de la misma duración del ataques epilépticos 20 minutos antes y 20 minutos después. Quedarán descartadas también aquellas muestras que no tengan ningún ataque.



*Ilustración 11: Diagrama de flujo del proceso masivo de datos*

## Procesado gráfico de un archivo

Después de insertar el tiempo de inicio y fin del ataque epiléptico así como su frecuencia de muestreo, la aplicación mostrará cuatro ventanas.

La primera ventana (Ilustración 12) contendrá tres gráficos referentes al total de la muestra. El primero muestra la envolvente de la señal original en color azul y superpuesta en color verde la envolvente filtrada, el segundo el espectro de amplitud total y así mismo una gráfica de barras con la suma de las distintas sub-bandas.

Las otras tres ventanas mostrarán también estos tres gráficos, cambiando los datos totales por los tres estados a analizar: el periodo del ataque (Ilustración 14), así como un fragmento de la misma duración que la convulsión tomado veinte minutos antes de producirse esta (Ilustración 13) y un fragmento, también de la misma duración que la convulsión tomado 20 minutos después de producirse esta (Ilustración 15).

Desde la misma ventana, mediante la *toolbar* genérica de MATLAB se pueden consultar valores en un determinado punto, así como ampliar o reducir el zoom en la señal (Ilustración 16).

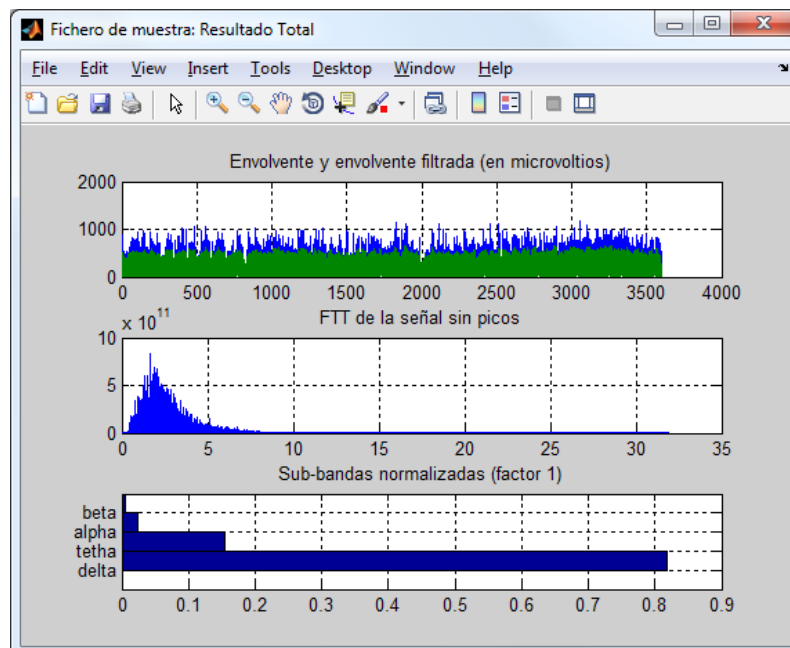


Ilustración 12: Ventana de trabajo (resultado total)



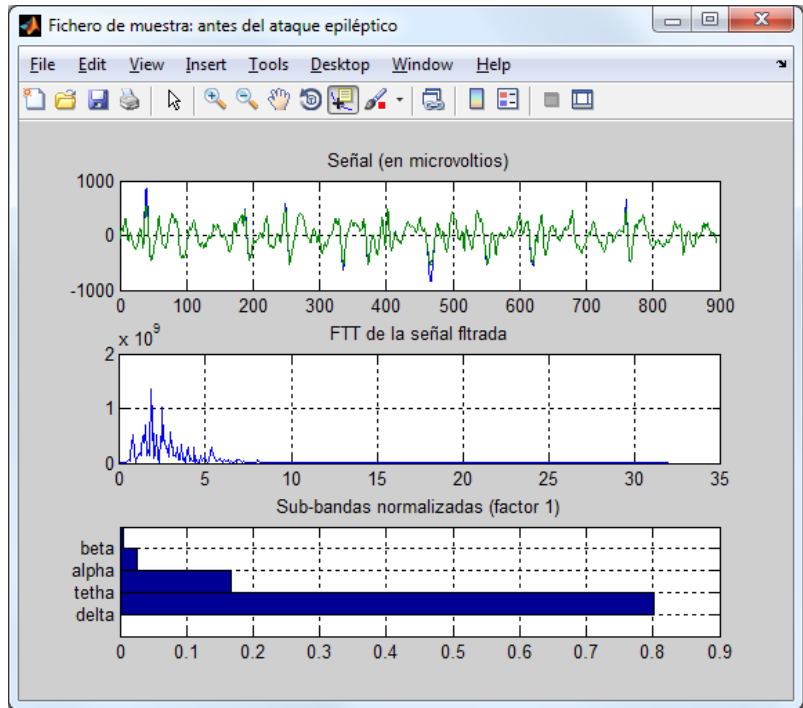


Ilustración 13: Ventana de trabajo (antes ataque epiléptico)

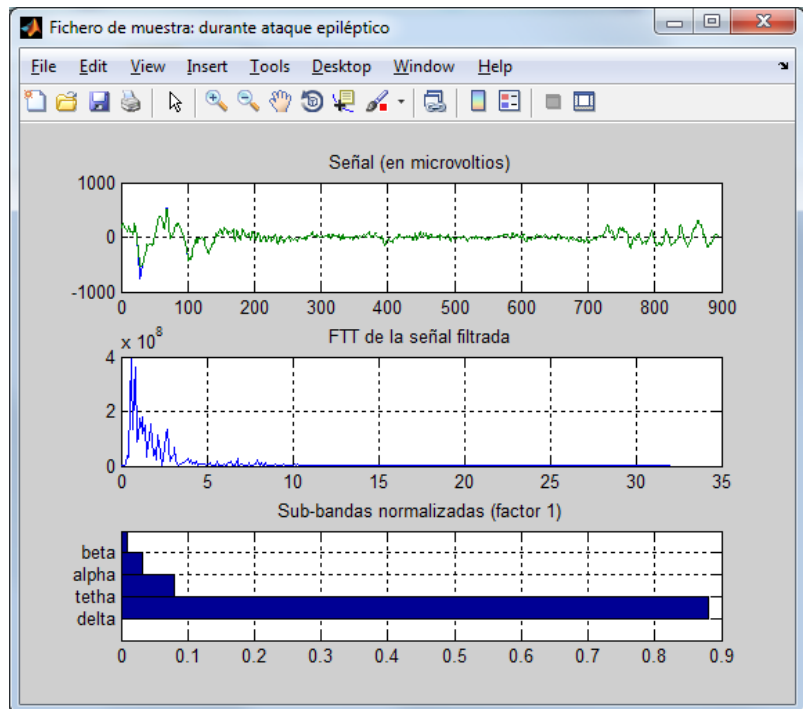
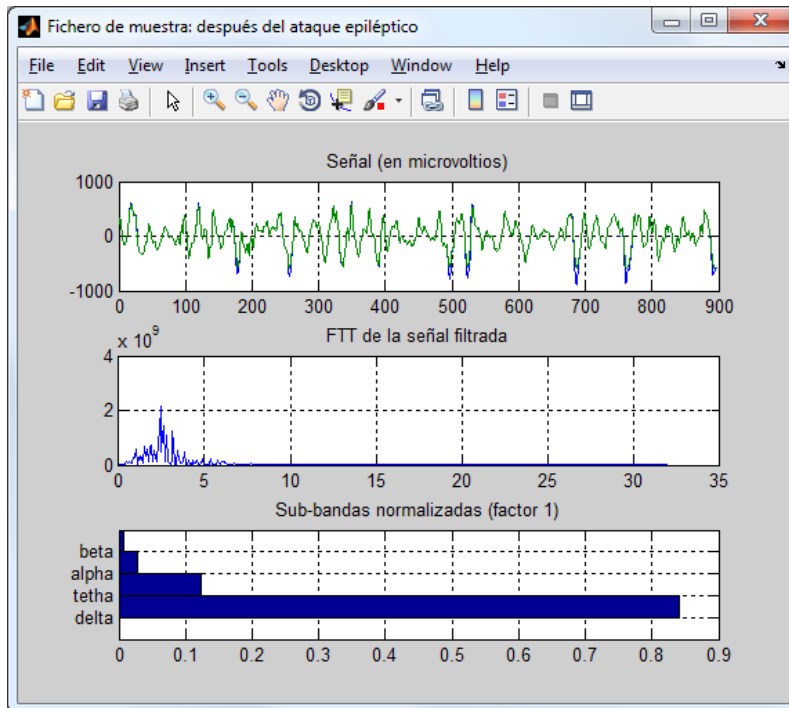
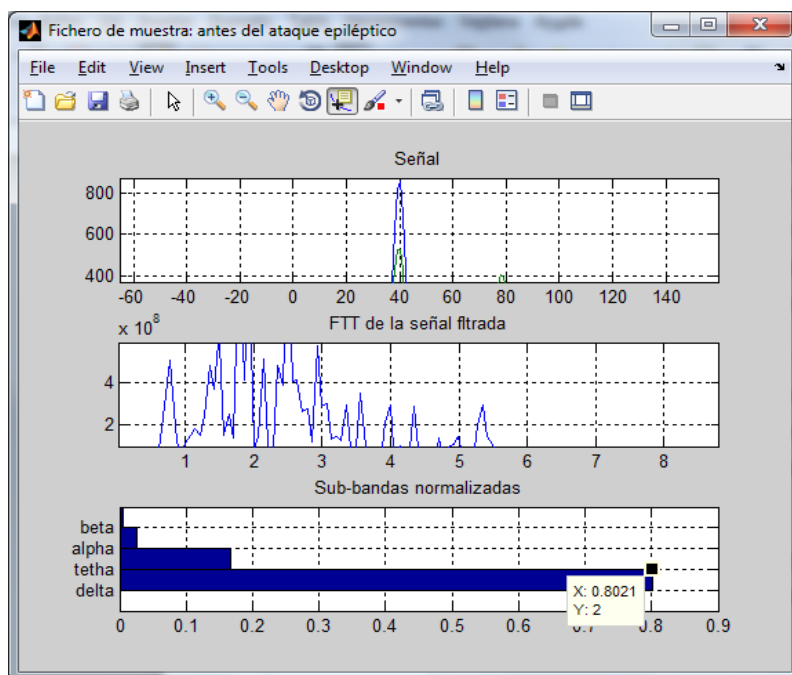


Ilustración 14: Ventana de trabajo (durante ataque epiléptico)



*Ilustración 15: Ventana de trabajo (después ataque epiléptico)*



*Ilustración 16: Ventana de trabajo (realizando distintas tareas como zoom en la señal, en el espectro o consultando el valor de un punto en las sub-bandas)*

## Comparación de casos

Una vez implementado el software, se ha ejecutado con los archivos extraídos de la base de datos.

De los 110 episodios epilépticos presentes en los distintos archivos, 28 han cumplido las condiciones expuestas en el capítulo Base de datos de trabajo. Encontramos los resultados en el fichero CSV que realiza el *script* programado. Estos resultados están disponibles en el apéndice III.

De los 28 resultados se mostrarán a continuación unos casos particulares, que a modo de ejemplo, para ilustrar el tratamiento de señal así como el trabajo de caracterización de la señal realizado .

### ***Convulsión en un bebé***

Como se ha mencionado en los primeros capítulos, el cerebro de un recién nacido tiene más actividad eléctrica que el de un adulto. Este factor es de vital importancia para filtrar la señal y evitar tanto falsos positivos como lecturas erróneas.

En el caso que se puede visualizar en la Ilustración 17 se puede visualizar la señal de antes, durante y después de la convulsión en un niño de poco más de año y medio, en azul con la señal sin filtrar, en verde la filtrada.

Los picos de tensión que el paciente sufre durante la muestra son palpables, especialmente 20 minutos antes de la convulsión, donde en el inicio de este fragmento podemos observar cambios un tanto bruscos en la potencia de este.

Los desajustes se hacen latentes tanto antes como después del ataque epiléptico. El filtrado en muchos casos se desajusta a la señal correspondiente, que es de pensar que esta fuertemente contaminada por los factores descritos en el apartado *Ruidos y artefactos*.

Peculiar es que el filtrado durante la convulsión, la señal filtrada prácticamente sigue la señal original en su recorrido, demostrando la

actividad sincronizada que presentan las convulsiones epilépticas.

## ***Convulsión en un adulto***

En esta señal (Ilustración 19) vemos el ejemplo de que la señal, sin ninguna caracterización en particular, dificulta el análisis de un episodio epiléptico.

Los fragmentos de señal tanto de antes, durante como después de la convulsión son bastante similares, como también el resultado de la señal envolvente.

Durante la convulsión hay filtrado de picos, dónde hay actividad que supera los 500 puntos. También se puede destacar que hay una convulsión por la bajada de la actividad en un fragmento a casi 0.

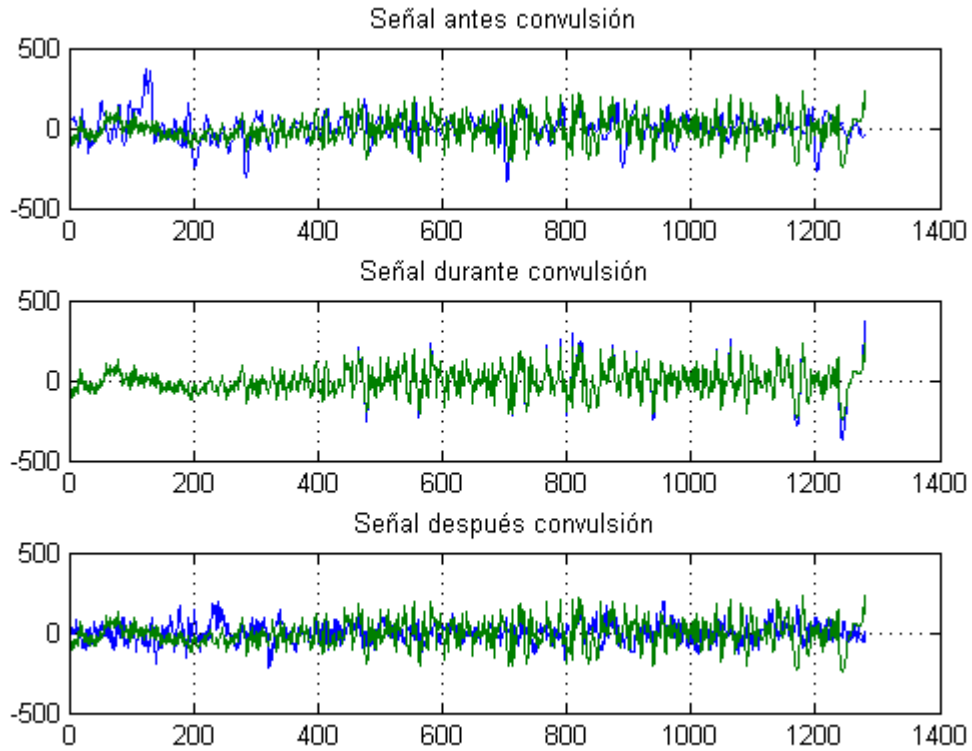
Al realizar el estudio de caracterización de la señal (Ilustración 20) podemos visualizar que hay movimientos en los porcentajes de las sub-bandas normalizadas: incremento de las bandas beta, alpha y teta en favor de la reducción de la la banda delta.

## ***Convulsión en un niño de 9 años***

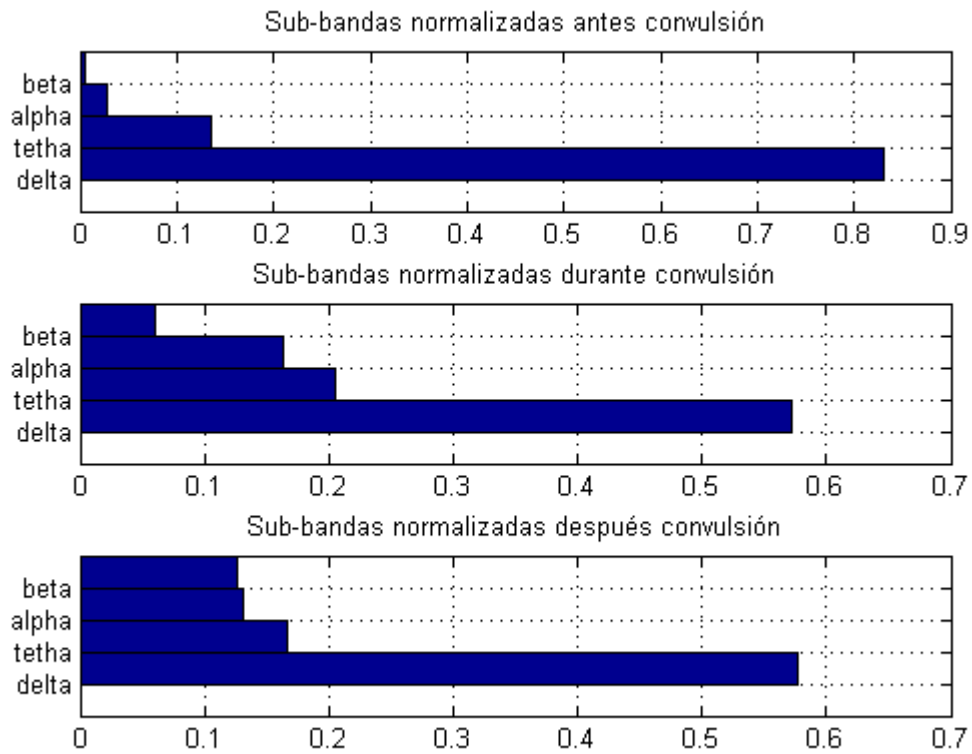
En Ilustración 21 y Ilustración 22 tenemos a otro caso dónde es útil el estudio de la caracterización de la señal para determinar diferencias entre los periodos de convulsión y los que no.

La señal sin filtrar contiene bastantes picos, en especial el fragmento posterior a la convulsión dónde es posible apreciar como existen puntos que sobrepasan la potencia de 500 microvoltios, no superada ni antes ni durante de la convulsión.

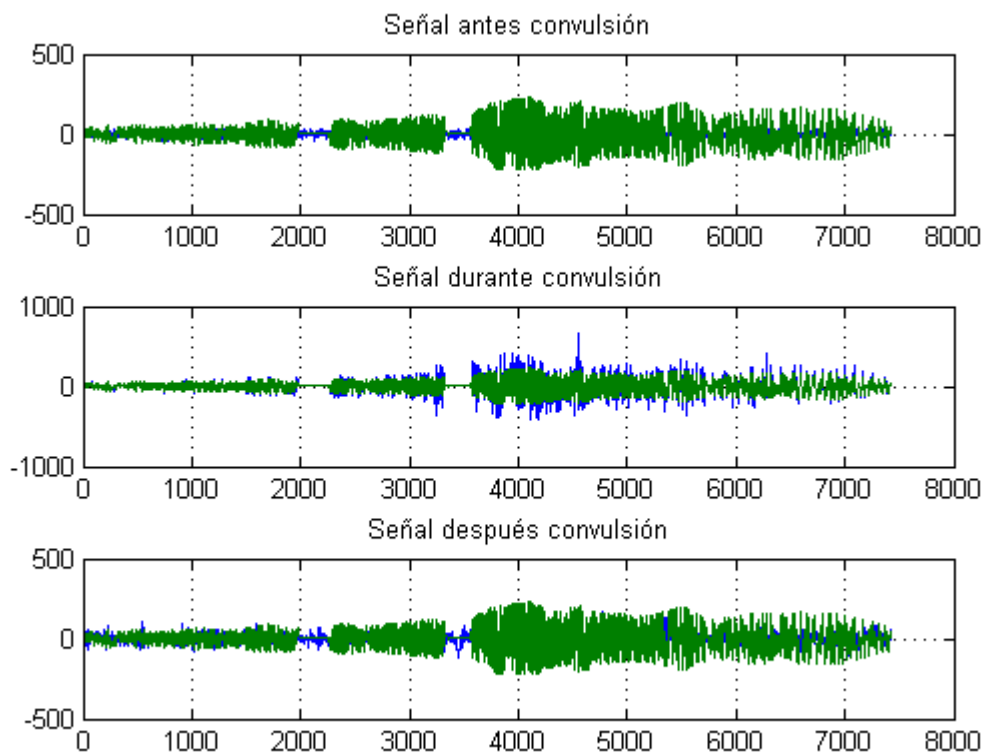
Sin embargo podemos destacar que es una de las muestras dónde más se destaca la variación de valores de la banda delta en la convulsión.



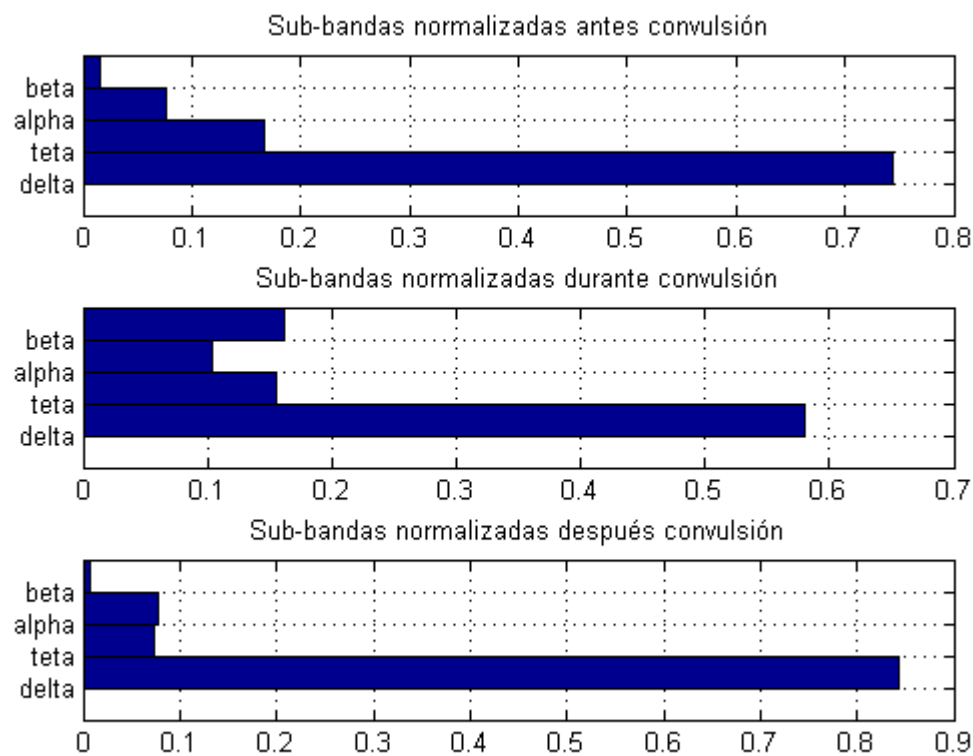
*Ilustración 17: Comparativa de las señales (microvoltios/muestra) en el paciente CHB06 en una convulsión*



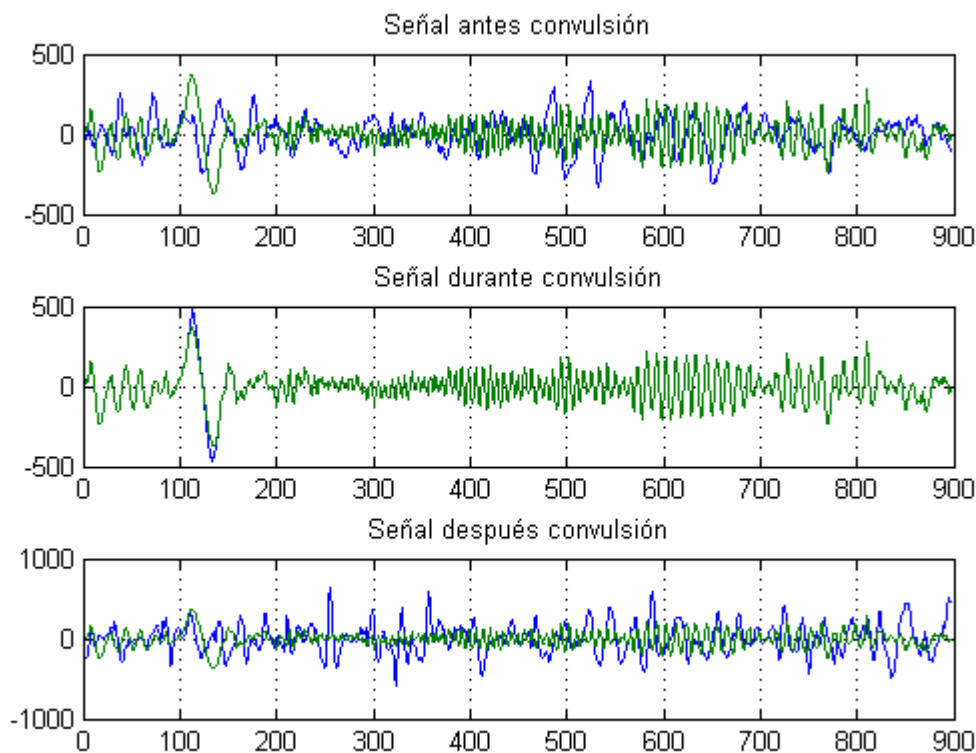
*Ilustración 18: Comparativa de las sub-bandas normalizadas del paciente CHB06*



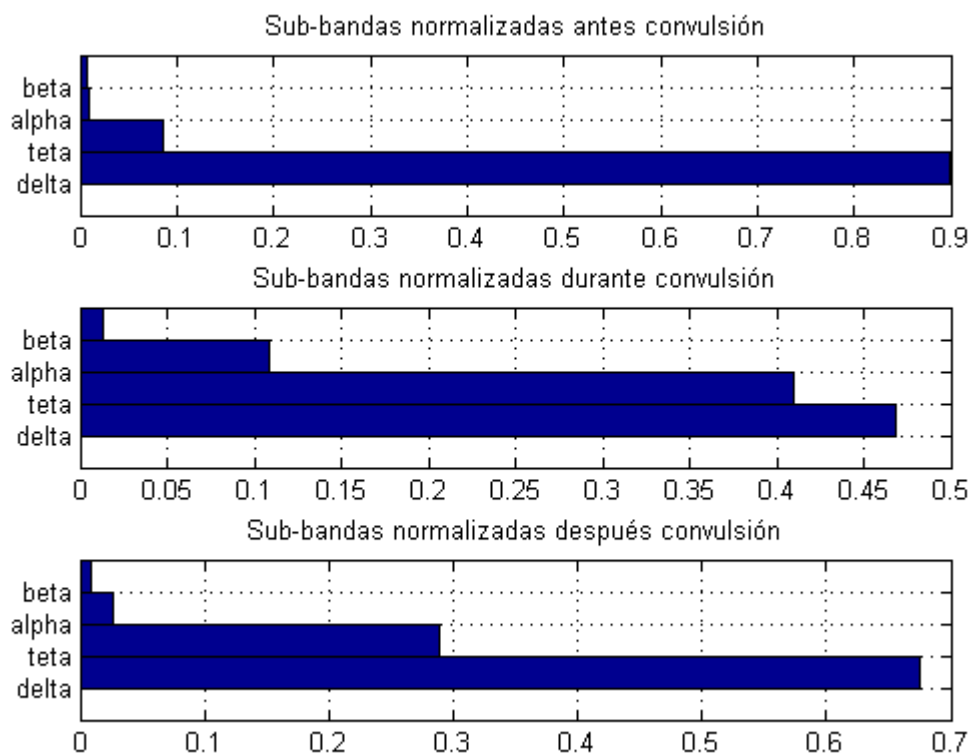
*Ilustración 19: Comparativa de las señales (microvoltios/muestra) en el paciente CHB04 en una convulsión*



*Ilustración 20: Comparativa de las sub-bandas normalizadas del paciente CHB04*



*Ilustración 21: Comparativa de las señales (microvoltios/muestra) en el paciente CHB14 en una convulsión*



*Ilustración 22: Comparativa de las sub-bandas normalizadas del paciente CHB14*

# Resultado Global

Con el fichero resultante de la ejecución masiva de datos, se ha realizado el promedio para los periodos, anterior, durante y posterior a la convulsión, agrupados en las distintas sub-bandas.

	Antes convulsión	Durante convulsión	Después convulsión
Ondas Delta	0,691451665	0,656863458	0,659022282
Ondas Teta	0,187810476	0,189642273	0,208261504
Ondas Alpha	0,084750681	0,090284763	0,091723596
Ondas Beta	0,035893089	0,063112007	0,040815193

Tabla 6: Valores del promedio de las distintas sub-bandas normalizadas factor 1

Promedio de los resultados en las distintas sub-bandas

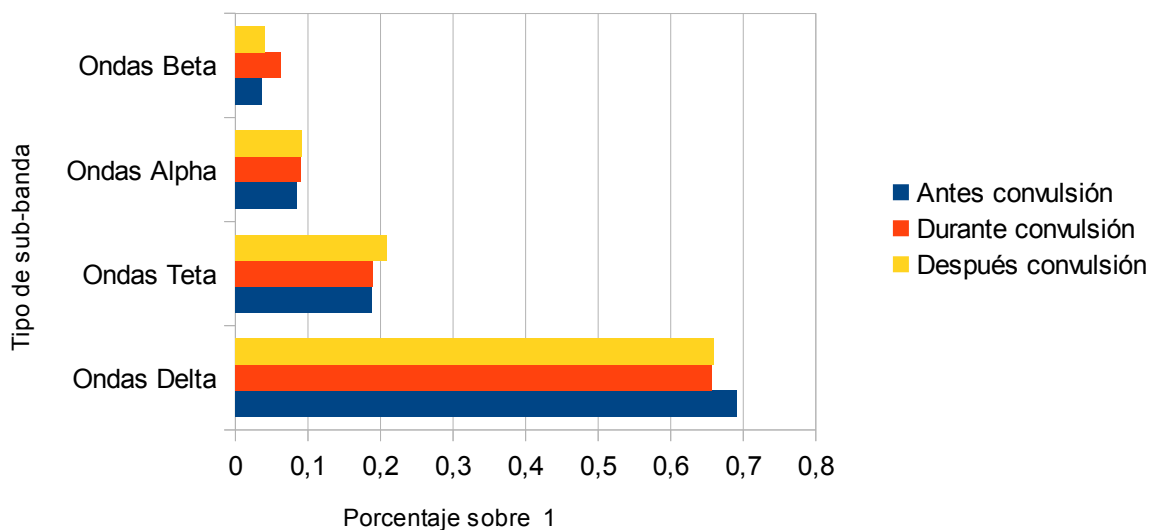


Ilustración 23: Promedio de los resultados de los ficheros tratados en las distintas sub-bandas



# Conclusiones

En el resultado total así como también los particulares, tomados como ejemplo, se puede comprobar que la energía en la banda delta disminuye mientras que la energía en las bandas beta, teta y alfa aumenta.

El aumento de energía en la banda alpha no puede ser considerado un factor independiente a la convulsión epiléptica ya que esta banda esta asociada a los impulsos relacionados con la actividad física o muscular, producidos cuando se produce un ataque epiléptico.

También hay dificultad en crear una formulación matemática que relacione la disminución de la banda delta con el aumento de las demás sub-bandas. Haciendo referencia a los casos concretos: se puede visualizar que en algunos aumentan las bandas alpha y teta por igual (Ilustración 18), mientras que en otra es beta y teta (Ilustración 20).

Tampoco el estudio de todos los casos mediante el promedio (capítulo Resultado Global) despeja dudas a como plantear dicha relación para todos los casos.

## ***Ampliaciones futuras:***

- Demostración en todos los casos:

Actualmente el programa se ha ejecutado con muestras puramente epilépticas. Habría que usar más muestras, no habilitadas específicamente para el estudio de convulsiones epilépticas para demostrar la eficacia del método usado en este proyecto.

- Mejora del filtrado de los EEG:

Actualmente los sistemas que existen para el filtrado de señales electroencefalográficas son complicados y en muchos casos se tratan de complicados filtros adaptativos que aportan una complejidad elevada a la circuitería, al proceso de la señal así como tampoco aportan una fiabilidad absoluta, ya que pueden existir casos como por ejemplo los mencionados en

*Ruidos y artefactos* que pueden desajustar el filtro y causar lecturas erróneas.

- Expansión del uso de los EEG:

Una vez demostrada su eficacia en el campo de la detección, permitiría a los médicos y ingenieros la creación de equipos que servirían para una detección precoz así como de ejecución de un proceso para evitar el trastorno.

Un ejemplo sería la creación de un aparato similar al marca pasos con desfibrilador automatizado basado en algoritmos de procesamiento de la señal electrocardiográfica. En esta línea, no sería difícil imaginar la creación de sistemas automatizados de prevención de ataques epilépticos basados en algoritmos de probada eficacia en la detección convulsiones epilépticas.

# Apéndice I: Muestras empleadas

Archivo	Inicio Conv.	Fin Conv.	Canal Cz-Pz
./chb04/EEG04_08_todo_a64.mat	6446	6557	17
./chb04/EEG04_28_todo_a64.mat	1679	1781	17
./chb04/EEG04_28_todo_a64.mat	3782	3898	17
./chb05/EEG05_05_todo_a64.mat	0	0	17
./chb05/EEG05_06_todo_a64.mat	417	532	17
./chb05/EEG05_07_todo_a64.mat	0	0	17
./chb05/EEG05_10_todo_a64.mat	0	0	17
./chb05/EEG05_11_todo_a64.mat	0	0	17
./chb05/EEG05_12_todo_a64.mat	0	0	17
./chb05/EEG05_13_todo_a64.mat	1086	1196	17
./chb05/EEG05_15_todo_a64.mat	0	0	17
./chb05/EEG05_16_todo_a64.mat	2317	2413	17
./chb05/EEG05_17_todo_a64.mat	2451	2571	17
./chb05/EEG05_18_todo_a64.mat	0	0	17
./chb05/EEG05_19_todo_a64.mat	0	0	17
./chb05/EEG05_20_todo_a64.mat	0	0	17
./chb05/EEG05_21_todo_a64.mat	0	0	17
./chb05/EEG05_22_todo_a64.mat	2348	2465	17
./chb06/EEG06_01_todo_a64.mat	1724	1738	17
./chb06/EEG06_01_todo_a64.mat	7461	7476	17
./chb06/EEG06_01_todo_a64.mat	13525	13540	17
./chb06/EEG06_03_todo_a64.mat	0	0	17
./chb06/EEG06_04_todo_a64.mat	327	347	17
./chb06/EEG06_04_todo_a64.mat	6211	6231	17
./chb06/EEG06_09_todo_a64.mat	12500	12516	17
./chb06/EEG06_10_todo_a64.mat	10833	10845	17
./chb06/EEG06_13_todo_a64.mat	506	519	17
./chb06/EEG06_18_todo_a64.mat	7799	7811	17
./chb08/EEG08_03_todo_a64.mat	0	0	17
./chb08/EEG08_04_todo_a64.mat	0	0	17
./chb08/EEG08_05_todo_a64.mat	2856	3046	17
./chb08/EEG08_12_todo_a64.mat	0	0	17
./chb08/EEG08_13_todo_a64.mat	2417	2577	17
./chb10/EEG10_12_todo_a64.mat	6313	6348	17
./chb10/EEG10_19_todo_a64.mat	0	0	17
./chb10/EEG10_20_todo_a64.mat	6888	6958	17
./chb12/EEG12_08_todo_a64.mat	1426	1439	10
./chb12/EEG12_08_todo_a64.mat	1591	1614	10
./chb12/EEG12_08_todo_a64.mat	1957	1977	10
./chb12/EEG12_08_todo_a64.mat	2798	2824	10
./chb12/EEG12_19_todo_a64.mat	0	0	10
./chb12/EEG12_20_todo_a64.mat	0	0	10
./chb12/EEG12_21_todo_a64.mat	0	0	10
./chb12/EEG12_23_todo_a64.mat	253	333	10
./chb12/EEG12_23_todo_a64.mat	425	522	10

Archivo	Inicio Conv.	Fin Conv.	Canal Cz-Pz
./chb12/EEG12_23_todo_a64.mat	630	670	10
./chb13/EEG13_18_todo_a64.mat	0	0	10
./chb13/EEG13_19_todo_a64.mat	2077	2121	10
./chb13/EEG13_21_todo_a64.mat	934	1004	10
./chb13/EEG13_22_todo_a64.mat	0	0	10
./chb13/EEG13_55_todo_a64.mat	458	478	10
./chb13/EEG13_55_todo_a64.mat	2436	2454	10
./chb14/EEG14_02_todo_a64.mat	0	0	10
./chb14/EEG14_03_todo_a64.mat	1986	2000	10
./chb14/EEG14_04_todo_a64.mat	1372	1392	10
./chb14/EEG14_04_todo_a64.mat	2817	2839	10
./chb14/EEG14_06_todo_a64.mat	1911	1925	10
./chb14/EEG14_07_todo_a64.mat	0	0	10
./chb14/EEG14_11_todo_a64.mat	1838	1879	10
./chb14/EEG14_12_todo_a64.mat	0	0	10
./chb14/EEG14_16_todo_a64.mat	0	0	10
./chb14/EEG14_17_todo_a64.mat	3239	3259	10
./chb14/EEG14_18_todo_a64.mat	1039	1061	10
./chb14/EEG14_19_todo_a64.mat	0	0	10
./chb14/EEG14_26_todo_a64.mat	0	0	10
./chb14/EEG14_27_todo_a64.mat	2833	2849	10
./chb14/EEG14_37_todo_a64.mat	0	0	10
./chb16/EEG16_09_todo_a64.mat	0	0	10
./chb16/EEG16_10_todo_a64.mat	2290	2299	10
./chb16/EEG16_11_todo_a64.mat	1120	1129	10
./chb16/EEG16_12_todo_a64.mat	0	0	10
./chb16/EEG16_13_todo_a64.mat	0	0	10
./chb16/EEG16_14_todo_a64.mat	1854	1868	10
./chb16/EEG16_15_todo_a64.mat	0	0	10
./chb16/EEG16_16_todo_a64.mat	1214	1220	10
./chb16/EEG16_17_todo_a64.mat	227	236	10
./chb16/EEG16_17_todo_a64.mat	1694	1700	10
./chb16/EEG16_17_todo_a64.mat	2162	2170	10
./chb16/EEG16_17_todo_a64.mat	3290	3298	10
./chb16/EEG16_18_todo_a64.mat	627	635	10
./chb16/EEG16_18_todo_a64.mat	1909	1916	10
./chb16/EEG16_19_todo_a64.mat	0	0	10
./chb20/EEG20_07_todo_a64.mat	0	0	10
./chb20/EEG20_11_todo_a64.mat	0	0	10
./chb20/EEG20_12_todo_a64.mat	94	123	10
./chb20/EEG20_13_todo_a64.mat	1440	1470	10
./chb20/EEG20_13_todo_a64.mat	2498	2537	10
./chb20/EEG20_14_todo_a64.mat	1971	2009	10
./chb20/EEG20_15_todo_a64.mat	390	425	10
./chb20/EEG20_15_todo_a64.mat	1689	1738	10
./chb20/EEG20_16_todo_a64.mat	2226	2261	10
./chb20/EEG20_17_todo_a64.mat	0	0	10
./chb22/EEG22_07_todo_a64.mat	0	0	10
./chb22/EEG22_19_todo_a64.mat	0	0	10

./chb22/EEG22_20_todo_a64.mat	3367	3425	10
Archivo	Inicio Conv.	Fin Conv.	Canal Cz-Pz
./chb22/EEG22_21_todo_a64.mat	0	0	10
./chb22/EEG22_24_todo_a64.mat	0	0	10
./chb22/EEG22_25_todo_a64.mat	3139	3213	10
./chb22/EEG22_26_todo_a64.mat	0	0	10
./chb22/EEG22_38_todo_a64.mat	1263	1335	10
./chb22/EEG22_54_todo_a64.mat	0	0	10
./chb23/EEG23_06_todo_a64.mat	3962	4075	17
./chb23/EEG23_07_todo_a64.mat	0	0	17
./chb23/EEG23_08_todo_a64.mat	325	345	17
./chb23/EEG23_08_todo_a64.mat	5104	5151	17
./chb23/EEG23_09_todo_a64.mat	2589	2660	17
./chb23/EEG23_09_todo_a64.mat	6885	6947	17
./chb23/EEG23_09_todo_a64.mat	8505	8532	17
./chb23/EEG23_09_todo_a64.mat	9580	9664	17
./chb23/EEG23_10_todo_a64.mat	0	0	17

Leyenda:

- Archivo: Ruta relativa al fichero
- Inicio Conv: Inicio de convulsión
- Fin Conv.: Fin de convulsión
- Canal Cz-Pz: Canal dentro el fichero dónde se sitúan los datos Cz-Pz.

## ***Datos de los pacientes***

Nombre	Sexo	Edad
CHB04	H	22
CHB05	M	5
CHB06	M	1,5
CHB08	H	3,5
CHB10	H	3
CHB12	M	2
CHB13	M	3
CHB14	M	9
CHB16	M	7
CHB20	M	6
CHB22	M	9
CHB23	M	6

## Apéndice II: Resultados

	delta antes	teta antes	alpha antes	beta antes	delta durante	teta durante	alpha durante	beta durante	delta después	teta después	alpha después	beta después
./chb04/EEG04_08	0,6798699498	0,1191065237	0,1188318655	0,082143493	0,7779717445	0,1544381231	0,0465977713	0,0209893845	0,6891483665	0,1823501885	0,0946636647	0,033839155
./chb04/EEG04_28	0,3232251406	0,1307856441	0,4514888227	0,0944968611	0,717636168	0,0985724926	0,0733996779	0,1103873029	0,7172195911	0,1697518378	0,094253093	0,0187740512
./chb04/EEG04_28	0,7434474826	0,1655925363	0,0756848007	0,0152719449	0,5795881748	0,1548717618	0,1029965729	0,1624995321	0,8436936736	0,0724760592	0,0768398494	0,006989642
./chb06/EEG06_01	0,7680147886	0,1783414334	0,0418595038	0,0117696002	0,4720479548	0,2258789986	0,2059036493	0,0961674973	0,6957019567	0,2084517926	0,0797186866	0,0161206424
./chb06/EEG06_01	0,6129280925	0,2616936862	0,1129374206	0,0124251628	0,4976802766	0,2295546234	0,1928688437	0,0798795	0,6003680825	0,2613187432	0,1192241386	0,0190521106
./chb06/EEG06_04	0,8313099742	0,1353409886	0,0276807453	0,005661475	0,5713292956	0,2050277889	0,1630029678	0,0606003776	0,5763040781	0,1666472405	0,1306675076	0,1262408197
./chb06/EEG06_09	0,6315020919	0,2626826167	0,0934309959	0,0123833409	0,5744326115	0,2232633233	0,1423067749	0,0599598587	0,731796205	0,1794697046	0,0627046674	0,025998421
./chb06/EEG06_10	0,6398543119	0,1751240641	0,1334170699	0,051537253	0,5941891074	0,2148877829	0,114564687	0,076303646	0,7001172304	0,247407943	0,0444585755	0,0079988241
./chb12/EEG12_08	0,8814155459	0,0659077466	0,042323526	0,0102838026	0,4767975807	0,1405625194	0,2415021956	0,1403453946	0,7526321411	0,0976047963	0,0968491286	0,0527857579
./chb12/EEG12_08	0,8675546646	0,0927110687	0,0294028893	0,0103246784	0,463697046	0,1753118336	0,2064915746	0,1544054151	0,6034805179	0,2058820575	0,1373413056	0,053291671
./chb12/EEG12_08	0,8299309611	0,0979123116	0,0392485186	0,0328703038	0,3766235113	0,1998324692	0,2655008137	0,1580268443	0,6677060723	0,1191751361	0,1551048309	0,0579127111
./chb13/EEG13_19	0,5562790036	0,3530172408	0,0622061491	0,0284874197	0,5796939731	0,3388946354	0,0673831329	0,0140278637	0,5506926775	0,2791676819	0,100888111	0,069080241
./chb14/EEG14_03	0,802061677	0,1665358394	0,0258293767	0,0055599818	0,8804076314	0,0789798722	0,0311985016	0,0094079943	0,8410545588	0,1230993345	0,0286015403	0,0072262669
./chb14/EEG14_06	0,8983592987	0,0860329866	0,0093521792	0,0062407567	0,4679122567	0,4098363817	0,1089738607	0,0132532371	0,6754394174	0,2893895805	0,027037438	0,008101563
./chb14/EEG14_11	0,896011591	0,0757930428	0,0220052842	0,0061879563	0,8780712485	0,0470352322	0,0383266732	0,0365572684	0,8592861295	0,0902648419	0,0398622975	0,0105856657
./chb16/EEG16_14	0,6248348951	0,2292940617	0,08951848	0,0562831983	0,5005648732	0,3394880891	0,065052174	0,0947940797	0,7747181654	0,1586744636	0,0369301476	0,0295653716
./chb16/EEG16_17	0,4082206488	0,2652739286	0,1605329514	0,1649754643	0,6209292412	0,1252844781	0,0962608084	0,157229647	0,6956050992	0,1649342626	0,0722606778	0,0659490898
./chb16/EEG16_17	0,6693382859	0,1666620225	0,0954557359	0,0681228489	0,6073502302	0,1315872818	0,0938916504	0,1671338528	0,3843052983	0,2184476703	0,2683573961	0,1277621984
./chb16/EEG16_18	0,6086910963	0,1976565123	0,1270533502	0,0663521513	0,7365036607	0,0632843897	0,0704179406	0,1292443573	0,4838091135	0,2989513576	0,1080101654	0,1084036604
./chb20/EEG20_13	0,7814976573	0,1481025219	0,0581881888	0,0122055002	0,7594685555	0,1660487205	0,0453161299	0,0290833376	0,696269691	0,1813954711	0,0714177564	0,0509104356
./chb20/EEG20_14	0,8001795411	0,1362181157	0,050735835	0,0128672915	0,7459457517	0,1756107807	0,0483819954	0,0300324857	0,6965816617	0,2215508521	0,0578646101	0,0239761937
./chb20/EEG20_15	0,4514751732	0,4293601811	0,0874740556	0,0316886418	0,6113396287	0,297496587	0,0595053025	0,0316568241	0,762814343	0,1569961458	0,0565340705	0,023639109
./chb23/EEG23_06	0,518958807	0,2772435546	0,1672276556	0,036566563	0,895771265	0,0813883767	0,0170369186	0,0058029336	0,7769137025	0,1588751674	0,0492519252	0,0149584021
./chb23/EEG23_08	0,6322559118	0,185841471	0,12173637	0,0601259507	0,7162750363	0,2119267583	0,0559226684	0,0158698652	0,5327205658	0,2905501425	0,1490184367	0,02770284
./chb23/EEG23_09	0,7240395546	0,1505406648	0,09419512	0,0312119871	0,7363196611	0,2125533968	0,0399206765	0,0112069473	0,6278699636	0,1958389133	0,1435715109	0,0327136107
./chb23/EEG23_09	0,6077226996	0,206975013	0,1528704762	0,0324291959	0,7386633158	0,1958171129	0,0507958122	0,0147231137	0,6504312158	0,2135865241	0,0905645341	0,0454154536
./chb23/EEG23_09	0,5872764587	0,2386143208	0,1477576494	0,0263174921	0,6836786866	0,20950827	0,0812171325	0,0255953725	0,7166570425	0,1532664597	0,0962690935	0,0337909684
./chb23/EEG23_09	0,7944767475	0,1243311837	0,0545531251	0,0266261902	0,8063611984	0,1335317045	0,0462973565	0,0138038099	0,3175894022	0,5372245908	0,1250201911	0,0201657936

Our life is frittered away by detail (...) Simplicity, simplicity, simplicity!

*Henry David Thoreau*

Lleida, Abril-Septiembre 2011

# Bibliografía

1

Colin D. Binnie, Electroencefalograma: Avances y riesgos potenciales, Epilepsias 2, Temis Pharma – El Sevier

2

Tian Dayton, PhD, Neuroscience and Psychodrama: Validating the Mind/Body Approach of Psychodrama, 64th Annual Conference in San Francisco.

3

Nociones básicas de EEG y epilepsia en adultos en medicina interna, Elena Corral-Fernández, Sociedad Gallega de Medicina Interna, 2007.

4

EEG Eye-Blinking Artefacts Power Spectrum Analysis, Plamen Manoilov, International Conference on Computer Systems and Technologies – CompSysTech'06, Bulgaria, 2006.

5

S. Blanco, S. Kochen O.A. Rosso y P. Salgado “A Method to Help Identify the source of Epileptic Seizures: Applying Time-Frequency Analysis to Seizure EEG Activity”, IEEE Engineering in medicine and biology, Edición Enero/Febrero de 1997.

6

<http://www.cun.es/area-salud/pruebas-diagnosticas/electroencefalograma>, Dr. Jorge Iriarte Franco, Departamento de Neurofisiología, Clínica Universidad de Navarra, Junio 2011

7

Cornelia Franziska Hagmann, Nicola Jayne Robertson y Denis Azzopardi “Los artefactos del electroencefalograma pueden influir en la clasificación del EEG de amplitud integrada: análisis cualitativo en la encefalopatía neonatal”, Pediatrics (Ed Esp). 2006;62:827-9. - vol.62 núm 06

8

Freeman, JM "Empleo de la electroencefalografía de amplitud integrada: cuidado con sus consecuencias imprevistas", Publicado en Pediatrics (Ed Esp). 2007;63:125-6. - vol.63 núm 03

9

Filter Based on Magnitude of Analytic Signal for the Reduction of Peak and Spike Noise in EEG Signals, F. Claria, U. Melia, M. Vallverdu, P. Caminal, Pendiente publicación.

10

Páginas de ayuda de MATLAB:

<http://www.mathworks.es/help/techdoc/ref/fft.html>

<http://www.mathworks.es/help/techdoc/ref/xlswrite.html>

<http://www.mathworks.es/help/techdoc/ref/format.html>

<http://www.mathworks.es/help/toolbox/signal/ref/fir1.html>

Ilustración 3: EEG: Foto de Janne Moren, Osaka, 6 Enero de 2011

<http://www.flickr.com/photos/jannem/5335327140/>