

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

ESCUELA DE INGENIERÍA EN ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA DE MONITORIZACIÓN DEL NIVEL DE ALERTA HUMANO EN TIEMPO REAL BASADO EN ONDAS CEREBRALES

**PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN
ELECTRÓNICA Y CONTROL**

**BETTY JANNETH VILATUÑA CANCHIGÑA
VANESSA JAQUELINE YANCHALIQÚIN GUAMÁN**

DIRECTOR DR. ROBIN ALVAREZ RUEDA

Quito, SEPTIEMBRE 2007

DECLARACIÓN

Nosotros, Betty Janneth Vilatuña Canchigña y Vanessa Jaqueline Yanchaliquín Guamán, declaramos que el trabajo aquí descrito es de nuestra autoría; que no ha sido previamente presentada para ningún grado o calificación profesional; y, que hemos consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

La Escuela Politécnica Nacional, puede hacer uso de los derechos correspondientes a este trabajo, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

Betty Vilatuña

Vanessa Yanchaliquín

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Betty Janneth Vilatuña Canchigña y Vanessa Jaqueline Yanchaliquín Guamán, bajo mi supervisión.

Dr. Robin Álvarez Rueda
DIRECTOR DEL PROYECTO

INDICE

PRESENTACIÓN:	1
Planteamiento del problema.....	2
Objetivos del estudio.....	2
CAPÍTULO 1:	
ANTECEDENTES	4
1.1. Conceptos básicos sobre EEG.....	4
1.1.1. Electroencefalograma.....	4
1.1.2. Potenciales Bioeléctricos.....	5
1.1.3. Bandas de Frecuencia.....	8
1.2. Conceptos asociados a bajos niveles de alerta.....	9
1.3. Factores que inciden sobre el estado de alerta: identificación de los factores experimentales del trabajo.....	10
1.4. Estado del arte de los métodos para la evaluación del nivel de Alerta	13
1.4.1. Evaluación del nivel de alerta en otros escenarios.....	13
CAPÍTULO 2	
REGISTRO DE ELECTROENCEFALOGRAMA	14
2.1. Evaluación del nivel de alerta.....	15
2.2. Registro de EEG.....	16
2.3. Sujetos.....	17
2.4. Ubicación de electrodos en la corteza cerebral	17
2.5. Diseño de prototipo para la monitorización del estado de alerta.	
2.5.1. Prototipo por cable.....	19
2.5.1.1. Diseño de amplificador de instrumentación, filtros analógicos y etapa de acondicionamiento.....	19
2.5.1.3. Software de adquisición de datos por puerto paralelo y puerto serial.....	36
2.5.2 Prototipo Inalámbrico por medio de Bluetooth.....	38
2.6. Diseño y construcción de electrodos secos.....	41
2.7. Procesamiento del EEG.....	47
2.7.1 Algoritmos de eliminación de artefactos.	48

2.7.2. Filtros digitales.....	50
-------------------------------	----

CAPITULO 3

IMPLEMENTACIÓN DE ALGORITMOS DE CLASIFICACIÓN DE NIVEL DE ALERTA.....53

3.1. Extracción de características espectrales de EEG relevantes para la estimación del nivel de alerta.....	53
3.2. Extracción de la dimensión fractal del EEG para la estimación del nivel de alerta.....	57
3.3. Extracción de la auto-similitud de largo alcance del EEG para la estimación del nivel de alerta	60
3.4. Software para el desarrollo de los procedimientos de procesamiento y clasificación.....	63

CAPÍTULO 4

PRUEBAS Y RESULTADOS.....70

4.1 .Análisis de la variabilidad intra-personal.....	76
4.2. Análisis de la variabilidad inter-personal.....	78
4.3. Resultados obtenidos con los distintos métodos propuestos.....	84
4.4 Implementación práctica de los procedimientos de clasificación: Algoritmos para la clasificación en tiempo real del nivel de alerta.....	92
4.5. Fiabilidad en la tecnología de electrodos secos.....	99

CAPÍTULO 5 – CONCLUSIONES.

Conclusiones.....	103
-------------------	-----

RESUMEN

El presente proyecto está orientado a solucionar el problema de somnolencia en conductores de vehículos. El término somnolencia es sinónimo de un bajo nivel de alerta, fatiga psicofisiológica o estados de hipo-vigilancia mientras se realiza tareas monótonas y escasas de estímulos externos. Procurando contribuir a la solución de este problema, se construyó un equipo instrumental que capta las ondas cerebrales emitiendo una señal de alerta. Cuando el comportamiento de la onda cerebral presente un comportamiento propio de un estado de somnolencia. El descubrir cuál es este comportamiento, será uno de los aportes más importantes de este trabajo.

Dentro de este sistema se ha trabajado tanto en la parte del hardware, de modo que sea un sistema cómodo, portátil y libre de cables como en los algoritmos de clasificación en tiempo real para que cada 5 ó más segundos, pueda determinarse el nivel de alerta de los individuos, con el propósito de emitir en forma oportuna las alarmas que se consideren necesarias y así evitar accidentes debidos a somnolencia. Estos algoritmos se basan en métodos de análisis espectral. Del análisis espectral se encontró una estrecha relación entre el ritmo alfa propio de cada individuo y el nivel de alerta en general, y con el estado de somnolencia en particular, proporcionando resultados muy positivos y demostrando una robustez ante la variabilidad Interpersonal. Además se observó que el ritmo alfa en adultos oscila entre 9 Hz a 11Hz. Encontrando casos aislados de personas que poseen un ritmo alfa de 8.5 Hz.

El análisis de la variabilidad tanto intra como inter-personal busca conseguir criterios de clasificación lo más universales posible, condición indispensable para su utilización en la conducción de vehículos u otras ocupaciones de riesgo que demandan un estado de alerta mantenido y suficiente para ello se definen los protocolos para el control de los factores experimentales elegidos: la intensidad de los estímulos externos y el grado de alerta del sujeto, previo a la experimentación. La repetibilidad y consistencia de los resultados nos hizo pensar que dicho diseño experimental puede ser una buena elección para este

tipo de estudios. Para la caracterización de los cambios morfológicos del espectro de potencia del EEG se propone un método de clasificación denominado de **bandas espectrales adaptativas**. En el que se define el comportamiento de las bandas alfa y beta tradicional para cada individuo en función de su ritmo alfa particular.

Se han estudiado otros métodos de análisis de la señal de EEG: la estimación de la dimensión fractal y el método de auto-similitud de largo alcance, que han proporcionado también buenos resultados. El clasificador finalmente propuesto es el de **bandas espectrales adaptativas** porque permite adaptarse y explicar mejor las diferencias inter-individuales. Los resultados obtenidos muestran claramente el ensanchamiento del espectro de potencia de acuerdo al incremento en la actividad cerebral. Con esa técnica se demostró experimentalmente que es posible discriminar el nivel de alerta a partir de una única derivación de EEG cortical, localizada en una amplia variedad de sitios de medida, abriendo la posibilidad de ubicar los electrodos con criterios de confortabilidad y fiabilidad, para usos prolongados del sistema instrumental.

En cuanto a hardware, se trabajó para que el sistema de adquisición de la señal resulte más atractivo para su uso cotidiano. Los electrodos utilizados hasta el momento, requerían la aplicación de gel conductor en el cuero cabelludo para reducir la impedancia entre el electrodo y la piel. Esta situación, además de complicar la colocación de los electrodos e impedir que el sistema sea práctico, resulta molesta por ensuciar el pelo de quien lo utilice. Se desarrolló unos nuevos electrodos activos que consiguen el mismo efecto que la utilización de gel conductor, pues aportan una altísima impedancia de entrada que hace despreciable la existente en la interfaz piel/electrodo. Los resultados son bastante buenos, pero es necesaria una estructura de fijación a la cabeza del individuo, que se adapte anatómicamente, asegurando una fijación perfecta durante registros prolongados.

PRESENTACIÓN

En 1875 Richard Caton de la Universidad de Liverpool registró por vez primera la actividad eléctrica espontánea originada en el cortex cerebral de conejos y monos [1,2]. Este hecho precede en 50 años a la aparición de los primeros amplificadores electrónicos de calidad siendo señales extremadamente débiles del orden de μV .

En 1924, Hans Berger, de la Universidad de Jena en Austria [1,3] realizó los primeros registros electroencefalográficos en humanos utilizando bandas metálicas fijadas al cuero cabelludo a modo de electrodos y galvanómetros como instrumento de medida. Empezó usando electrodos de zinc en animales, pero al pasar a trabajar con humanos los cambió por electrodos de aguja de zinc-plata. Berger en sus experimentos fue capaz de captar pequeños e irregulares potenciales eléctricos e imprimir la variación temporal en un rollo de papel aprovechando un elemento móvil fijado al galvanómetro. De 1924 a 1938 desarrolló las bases en las que todavía hoy se apoyan muchas de las aplicaciones de la electroencefalografía. Fue él quien utilizó por primera vez la palabra *Elektrenkephalogram* para describir estos potenciales eléctricos en humanos. En sus estudios, puso de manifiesto que la señal no era totalmente aleatoria sino que mostraba cierta periodicidad y regularidad ante determinadas circunstancias. Así descubrió que mientras que la señal era lenta (frecuencias inferiores a 4Hz) durante el sueño, ésta disminuía en amplitud y se tornaba más rápida (frecuencias entre 15 y 25Hz) en estados de vigilia; sugirió, bastante acertadamente, que la actividad cerebral cambiaba de manera apreciable en la señal EEG (señal del electroencefalograma) según el sujeto pasase entre diferentes estados desde relajado a alerta; también comprobó que ciertas patologías se manifestaban de forma clara, al observar las espigas típicas que aparecen durante ataques de epilepsia.

En 1934 Adrián y Matthews corroborando las hipótesis de Berger y el concepto de onda cerebral se extendió y aceptó firmemente. Una de sus primeras contribuciones fue la identificación de los ritmos alfa, cierta oscilación en torno a 10Hz registrada principalmente en el lóbulo occipital del cortex y que desaparecía cuando el sujeto realizaba cierta actividad, fijaba su atención en un objeto o permanecía en estado de alerta.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Muchos accidentes están asociados con un bajo nivel de alerta, fatiga psicofisiológica o estados de hipo-vigilancia, de individuos mientras realizan tareas críticas, como, por ejemplo: la operación de centrales de energía o plantas industriales o la conducción de vehículos. Un nivel de alerta bajo puede deteriorar sensiblemente las capacidades operativas de las personas; puede desembocar en estados de somnolencia y sueño, y suele estar condicionado por la realización de tareas monótonas o repetitivas y escasas de estímulos externos, o la presencia de otros factores como la privación de sueño, la ingesta copiosa de comida y bebida o ciertos tratamientos farmacológicos. Todas las investigaciones realizadas y las muchas estadísticas disponibles de muy distinta procedencia y motivación para la identificación de las causas predominantes de los accidentes de tráfico coinciden en señalar al comportamiento humano como uno de los factores más determinantes en los accidentes, por encima de otros aspectos como los ambientales o los mecánicos. Dentro de los factores humanos, tienen importancia preferente el sueño y el nivel insuficiente de alerta del conductor.

OBJETIVOS DEL ESTUDIO:

El objetivo del presente proyecto es el estudio y desarrollo de plataformas tecnológicas que puedan emplearse en la detección en tiempo real de estados de baja alerta y somnolencia.

OBJETIVOS CIENTÍFICOS:

- 1) Establecer la correlación entre el comportamiento de las ondas cerebrales de los individuos y su estado de alerta. Para ello se proponen dos factores

cuya influencia en el estado de alerta está fuera de duda y su evaluación es razonablemente abordable.

- La intensidad de los estímulos externos asociados a la realización de tareas predeterminadas, en las que la demanda de atención puede ser modificada de manera reproducible.
- Ciertas condiciones del sujeto, previas a la realización de los experimentos, cuyo efecto en su estado de alerta es evidente, como es el caso de la privación de sueño.

2) Investigar diferentes algoritmos para clasificar, en tiempo real, el nivel de alerta de los sujetos y seleccionar el que ofrezca los mejores resultados en comparación con las evaluaciones alternativas realizadas a los sujetos de experimentación. Se probarán algoritmos basados en el comportamiento espectral del EEG así como algoritmos basados en la medida de la complejidad de la señal de EEG en el dominio del tiempo.

3) Analizar la variabilidad tanto intra-individual como inter-individual de aquellos clasificadores. Para cubrir estos objetivos científicos será necesario abordar otro objetivo tecnológico.

4) Diseñar y construir un sistema de monitorización del EEG en tiempo real que incorpore aquellos clasificadores del estado de alerta, y su evolución en una aplicación de **“monitorización del nivel de alerta de conductores de vehículos”**.

CAPÍTULO I

REGISTRO DE ELECTROENCEFALOGRAMA.

ANTECEDENTES

1.1. CONCEPTOS BÁSICOS SOBRE EEG.

1.1.1. ELECTROENCEFALOGRAMA.

La electroencefalografía mide la actividad eléctrica espontánea de la corteza cerebral, es decir, la capa superficial del cerebro llamada *cortex*. Este fenómeno no es debido a la simple adición de los potenciales de acción de las 10^{11} neuronas que integran el cerebro. Las variaciones rítmicas en las ondas que se observan, se deben a que una población grande de neuronas se pone a oscilar coherentemente. Es decir que todas generan una señal de la misma frecuencia. La presencia de estos ritmos indica actividad cerebral a nivel de millones de neuronas actuando juntas de forma sincronizada. La forma de la señal EEG depende de la edad y del estado de alerta del individuo, cambiando de forma muy marcada durante la niñez. En un cerebro sano, esta actividad es muy similar en las diferentes regiones del cerebro, por lo que no existirán diferencias apreciables entre las diferentes zonas del cortex, llamadas lóbulos. El registro en tiempo real de la actividad eléctrica cerebral carece de un patrón reproducible, como puede verse en el ejemplo de la figura 1.1, asemejándose a una señal "caótica" de muy pequeña amplitud, en torno a $10\text{-}100\mu\text{V}$ por lo que no es difícil confundirla con un ruido aleatorio.

Por esto, normalmente los estudios de la señal EEG se centran en su espectro de potencias, mediante un análisis en bandas de frecuencia.

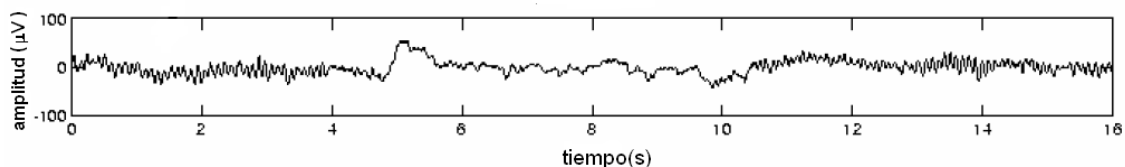


Figura 1.1. Típico registro encefalográfico.

El EEG se mide como una diferencia de voltaje entre dos electrodos. Para poder medir una señal tan pequeña, el contacto entre el electrodo y la piel debe ser bueno. Con frecuencia la piel recibe un tratamiento preparatorio, que

consiste en eliminar de la superficie piel grasa y las células muertas para disponer un gel o una pasta conductora para mejorar el contacto, que se puede valorar midiendo la impedancia entre el electrodo y la piel. Para conseguir unos buenos resultados, la impedancia no debería estar muy por encima de los 5k Ω .

Existen dos configuraciones, como se observa en la figura 1.2 para la colocación de los electrodos: en forma referencial y en forma bipolar.

- En una configuración **referencial** o **monopolar** la referencia es la misma para todos los electrodos; es decir, cuando se registran dos señales de EEG con un módulo de 2 canales de EEG, se necesitarían dos electrodos activos y uno de referencia además del electrodo de tierra.
- En una configuración **bipolar** cada canal tiene su propia referencia; de manera que para registrar dos señales son necesarios cuatro electrodos además del electrodo de tierra.

El electrodo de tierra que se añade en ambas configuraciones tiene por objeto reducir el modo común, por ejemplo la molesta interferencia de la red eléctrica.

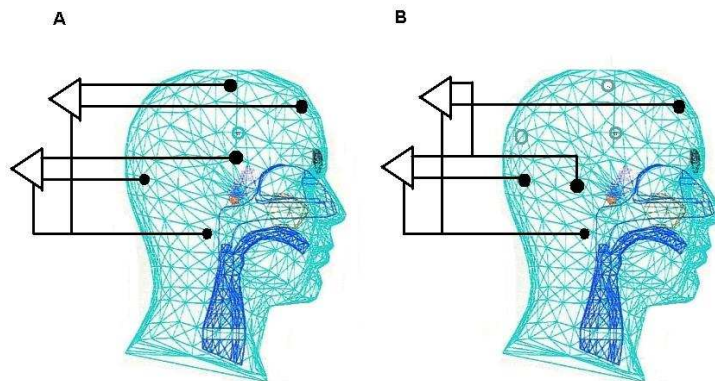


Figura 1.2. Registro de dos canales de señal EEG con una configuración bipolar (A) y monopolar (B).

1.1.2. POTENCIALES BIOELÉCTRICOS.

Las neuronas o las células musculares están protegidas por una membrana semipermeable, es decir, que permite el paso de ciertas sustancias pero no de otras. En el interior y el exterior de estas células existen iones, entre ellos Na⁺, K⁺ y Cl⁻. Los iones Na⁺ abundan en el exterior de la célula mientras que los iones K⁺ y Cl⁻ son predominantes en el medio interno. Esto hace que exista un

flujo pasivo a través de ciertos canales que existen en la membrana semipermeable para igualar concentraciones, de manera que la tendencia de los iones será a entrar Na^+ hacia la célula y la de los iones K^+ abandonarla.

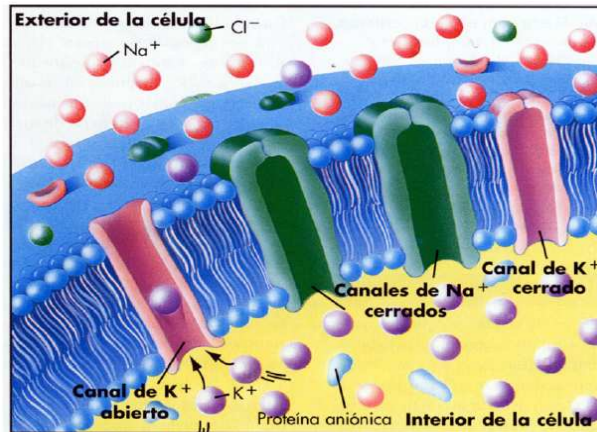


Figura 1.3. Estructura de la membrana semipermeable de una neurona en la que se muestran canales de sodio y potasio y las concentraciones típicas de estos iones.

Existen unos canales especiales en la membrana que reciben el nombre de canales activados por tensión pues se abren masivamente bajo ciertos potenciales, normalmente en torno a -40mV , esto permite una avalancha de iones sodio hacia el interior de la membrana seguida de una avalancha de iones potasio en sentido contrario que vuelven inmediatamente a su situación original originando una espiga en la línea basal. Este fenómeno se conoce como *potencial de acción* y siempre que se origina tiene las mismas características en amplitud y tiempos, que se reflejan en la figura 1.4.

Digamos que los potenciales de acción, en adelante PA, son el código que utiliza el sistema nervioso para manejar información, de manera que en presencia de un estímulo, los PA se hacen más frecuente, pues al ser siempre de la misma amplitud y forma, es la frecuencia el parámetro que se utiliza para marcar cambios en la actividad.

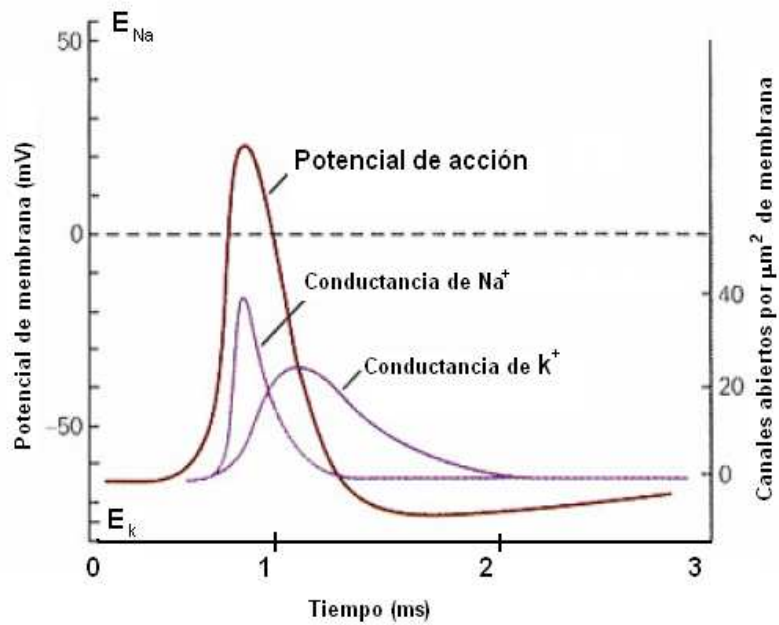


Figura 1.4.- Conductancias de la membrana a los iones sodio y potasio y evolución de un PA.

Los PA se propagan a lo largo del axón de las neuronas porque el flujo iónico va alcanzando más puntos de la membrana produciéndose así el fenómeno que los origina. Al llegar al final del axón, estos potenciales actuarán depolarizando o hiperpolarizando a las células vecinas con las que establece sinapsis, alterándose así el potencial de reposo de éstas en función de todos los PA que reciban de las diferentes sinapsis, surgiendo según se supere o no el umbral de -40mV , nuevos PA en estas neuronas. Esos potenciales aparecen en las 10^{11} neuronas que forman el cerebro a veces de forma coherente en una amplia región situación, de forma que la adición de los mismos genera una señal eléctrica del orden de mV susceptible de ser registrada en la superficie del cuero cabelludo aunque muy atenuada por las membranas que recubren el cerebro, el cráneo y la piel, recogiendo solo amplitudes en torno a $10\text{-}100\mu\text{V}$.

1.1.3. BANDAS DE FRECUENCIA.

Generalmente la señal EEG se caracteriza mediante un análisis de su espectro de potencias. Tradicionalmente el espectro de la señal EEG se divide en 4 bandas de frecuencia como se muestra en la figura 1.5.

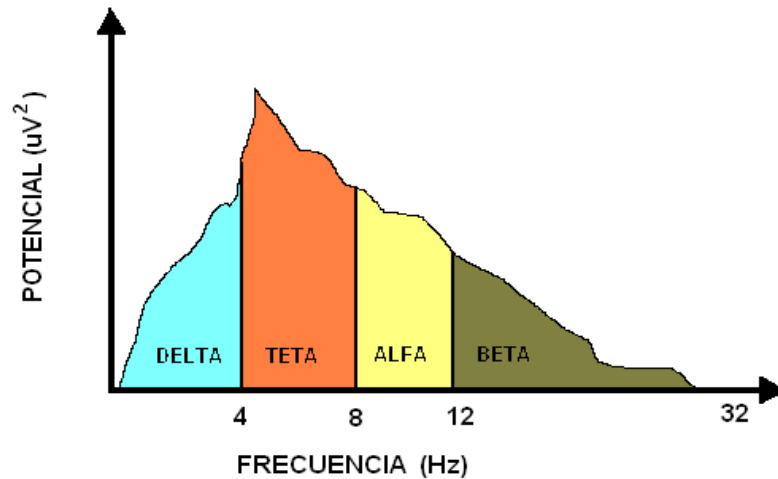


Figura 1.5. Espectro de potencias típico de una señal EEG

Una señal EEG va a estar formada por componentes de todas las bandas en mayor o menor medida, pero en determinadas condiciones prevalecen unas u otras.

- **BANDA DELTA. HASTA 3.5 HZ**

Ondas de baja frecuencia y alta intensidad (unas centenas de μV). Tienen lugar en niños de corta edad y en adultos sólo en estado de sueño profundo, inconsciencia o situaciones que aumenten la presión intercraneal como tumores cerebrales.

- **BANDA THETA. 3.5-7.5 HZ**

Estas ondas de amplitud inferior a $20 \mu\text{V}$ se dan durante el proceso de maduración en toda la corteza cerebral, aunque predomina en la región occipital y temporal y es más rápida en la zona frontal. Es dominante en niños entre 5 y 7 años y quedan rastros de ella hasta la juventud. En adultos y adolescentes se asocia a pensamientos de tipo creativo, a estrés o a desordenes psíquicos.

- **BANDA ALFA. 7.5-12.5 HZ**

Fue Berger quien utilizó el término de ritmo alfa para referirse a ráfagas de 20-100 μV de amplitud y gran periodicidad a esas frecuencias predominantes sobre la región occipital pero que aparecen en todo el cortex. Lindsley comprobó que la media en frecuencia del ritmo alfa en una población adulta era 10.2 Hz. Se asocian a estados de relajación, de inactividad y son muy patentes en ausencia de estímulos visuales.

- **BANDA BETA. 12.5-30 HZ**

Estas señales de pequeña amplitud, por debajo de $20\mu\text{V}$, son bastante comunes y predominan durante la edad adulta. Suele dividirse en beta baja, beta media y beta alta. El ritmo beta bajo se suele localizar en los lóbulos frontal y occipital y los otros dos están menos localizados. Más irregular que el ritmo alfa, se asocia a actividad psicofísica, estados de agitación, alerta o la actividad mental que se realiza en la resolución de problemas.

1.2. CONCEPTOS ASOCIADOS A BAJOS NIVELES DE ALERTA

En todos los estudios relacionados con accidentes producidos por un deterioro en el nivel de alerta se menciona repetidamente conceptos como fatiga psicofisiológica (diferente a la fatiga muscular), hipo-vigilancia y somnolencia, entre otros. Esta definición es importante siempre que intentemos cuantificar el nivel de alerta de un sujeto de manera objetiva o al menos de manera reproducible.

Fatiga.- Sensación de falta de energía, de agotamiento o de cansancio. Nombres alternativos: Cansancio, abatimiento, letargo. Estado marcado por una reducida eficiencia y falta general de disposición para el trabajo.

Somnolencia.- Deseo irresistible de quedarse dormida en un momento inapropiado. La somnolencia en conductores está caracterizada por una experiencia subjetiva de cansancio, alerta reducida y por el decremento en la capacidad de mantener atención y responder rápidamente.

Fatiga no es lo mismo que somnolencia. Por lo general, la somnolencia es la sensación de una necesidad de dormir, mientras que la fatiga involucra la falta

de energía y de motivación. La fatiga puede ser una respuesta normal e importante al esfuerzo físico, al estrés emocional, al aburrimiento, a un descanso previo insuficiente o a la falta de estímulos. Sin embargo, también puede ser un signo no específico de un trastorno psicológico o fisiológico. La fatiga se ha descrito asociada a múltiples patologías. Basados en los argumentos anteriores, hemos considerado conveniente que los términos subjetivos de cansancio, decaimiento, letargo, deterioro de la eficiencia, atención reducida, fatiga, etc., se refieren o están asociados a bajos niveles de alerta, mientras que somnolencia se entiende como un estado extremo en el que el sujeto tiene la necesidad inevitable de cerrar sus ojos y descansar.

1.3. FACTORES QUE INCIDEN SOBRE EL ESTADO DE ALERTA: IDENTIFICACIÓN DE LOS FACTORES EXPERIMENTALES DEL TRABAJO

Al identificar algunos de esos factores con unas relaciones causa-efecto claras con el nivel de alerta, para ser utilizados en el control del mismo nivel de alerta en los experimentos que se han diseñado. Incidimos en tres grupos principales:

- Falta de sueño.
- Factores circadianos.
- Carga de trabajo.

1.3.1. FALTA DE SUEÑO

La privación acumulada de sueño provoca bajos niveles de alerta y somnolencia. Una pérdida regular de dos horas de sueño por noche puede conducir a una somnolencia crónica. El grado de eficiencia humano parece ser dependiente del efecto acumulativo de la fatiga. En el proyecto, la privación de sueño será utilizada para provocar situaciones reproducibles de baja alerta.

1.3.2. RITMOS CIRCADIANOS.

Los humanos vivimos sujetos a un ciclo vigilia-sueño llamado ritmo circadiano. Varias investigaciones han demostrado que dentro de un ciclo circadiano de 24 horas hay dos períodos donde el nivel de somnolencia aumenta.

El primero ocurre durante la noche y en las primeras horas de la mañana y el segundo en la tarde. Durante estos períodos de sueño, el rendimiento y estado

de ánimo subjetivo se degradan. La influencia del ritmo circadiano sobre los accidentes de tráfico fue demostrada por quienes analizaron los datos de los accidentes ocurridos en Carolina del Norte y encontraron un máximo principal en su ocurrencia durante la noche y otro a media tarde. Se examinó la pérdida de alerta y la degradación del rendimiento de 80 conductores de camiones de USA y Canadá. El método de estudio incluyó un registro continuado utilizando una cámara de video que monitorizaba la cara de los conductores para observar el comportamiento ocular y la expresión facial. Con este método se encontró que hay picos de alerta reducida tanto en la noche como al amanecer. Este estudio también encontró que la hora del día es el factor más consistente que influye en la fatiga de los conductores.

La consecuencia práctica que se deriva de estas evidencias es la necesidad de controlar, en los diseños experimentales, la hora del día a la que se realicen las pruebas, tanto para controlar el efecto de la fase circadiana como para evaluar el efecto de la misma. Es necesario por tanto hacer referencia a la organización del trabajo por turnos, tema esencial para minimizar los accidentes laborales debidos a niveles de alerta insuficientes de los operadores.

Perfiles de alerta, accidentes y hora del día deberían ser elementos principales en cualquier estrategia de trabajo de turnos. Se ha comprobado por medio de encuestas que los grupos sometidos a turnos de trabajo sufren ataques de sueño durante el trabajo. Estudios similares demuestran que más de un 30% de los conductores han reconocido haber dado alguna cabezada al volante alguna vez y más de un tercio de estos trabajadores desarrollan su jornada laboral en turnos de trabajo. El criterio, generalmente asumido en las organizaciones para la planificación de los turnos de trabajo, de que todas las personas se adaptan de manera similar a estas condiciones es claramente erróneo. En realidad, los horarios de los trabajadores se deberían diseñar teniendo en cuenta las peculiaridades de su comportamiento rítmico propio.

1.3.3. LA CARGA DE TRABAJO

La carga de trabajo es la cantidad de horas de trabajo requeridas para realizar una tarea. Es de sentido común suponer que, al igual que la actividad física sin

descanso conduce a una fatiga muscular, una prolongada carga mental sin descanso debe conducir a una fatiga mental que implica una reducción del nivel de alerta. Esto se verificó en un estudio en el que se comprobó que la fatiga se incrementa con esta carga de trabajo y el tiempo transcurrido realizando una tarea. Estos estudios demuestran una correlación entre el número de horas de conducción y diversos indicadores de somnolencia (salida del vehículo de la carretera, inexistencia de marcas de frenado, el conductor no intentó evitar el accidente). Al realizar estudios de accidentes ocurridos tanto en autopistas como en el interior de la ciudad y relacionados, por medio de encuestas subjetivas, con bajos niveles de alerta se comprobó que los primeros tienen mayor probabilidad de ocurrencia, debido posiblemente a la menor cantidad de estímulos en la conducción por autopistas, sugiriéndose que este factor actúa como modulador del nivel de alerta. Se utiliza este factor (intensidad de estímulos) como uno de los factores reguladores del nivel de alerta de los sujetos.

1.4. ESTADO DEL ARTE DE LOS MÉTODOS PARA LA EVALUACIÓN DEL NIVEL DE ALERTA.

La valoración del nivel de alerta en conductores de vehículos ha sido abordada de varias maneras. Para su análisis crítico comparativo agrupamos en las categorías siguientes:

- Efectos del nivel de alerta en los parámetros mecánicos del vehículo (velocidad, movimientos del volante, trayectorias del vehículo).
- Efectos del nivel de alerta en el comportamiento físico del sujeto (posición y movimientos corporales, expresión facial).
- Efectos del nivel de alerta en el comportamiento de variables fisiológicas (EEG, ECG, EOG).
- Sistemas mixtos.

1.4.1. EVALUACIÓN DEL NIVEL DE ALERTA EN OTROS ESCENARIOS.

Una referencia obligada de este análisis de estado del arte son los clásicos estudios polisomnográficos relacionados con el análisis de las diferentes fases de sueño, para caracterizar desórdenes específicos de sueño y para investigar sus causas. Si bien los estados de alerta y somnolencia están bien documentados, su relación con nuestros objetivos es relativa ya que las condiciones de registro y su propósito de definir los perfiles de las fases de sueño, están lejos de la detección de estados de alerta reducida y condiciones de somnolencia en sujetos que están con sus ojos abiertos y realizando tareas regulares como la conducción de vehículos. La valoración de la profundidad de anestesia y sedación mediante el EEG es otro campo relacionado que ofrece resultados útiles en términos de las herramientas de procesamiento del EEG para eliminación automática de artefactos y de la valoración del nivel de consciencia, relacionada a nuestros objetivos de valoración de los estados de alerta.

CAPÍTULO 2

REGISTRO DE ELECTROENCEFALOGRAMA.

La relación entre el espectro de potencia del electroencefalograma y la alerta humana ha sido estudiada desde 1967. Se han reportado cambios en el espectro de potencias relacionados con la alerta, bajo una amplia variedad de condiciones experimentales. Varios estudios usan, para describir el espectro de la señal de EEG, las bandas de frecuencia tradicionales (delta, theta, alfa y beta) y principalmente la presencia de estallidos de ondas alfa en sujetos sometidos a tareas monótonas (Idogawa, 1989) [4], aunque no se realizó ningún intento por cuantificar el nivel de alerta.

En esa investigación se consideró la siguiente distribución de frecuencias del EEG: delta (menores a 3.4 Hz); theta (3.5 a 7.4 Hz); alfa lentas (7.5 a 9.4 Hz); alfa rápidas (9.5 a 11.4 Hz); beta 1(13.5 a 17.4 Hz); beta2 (17.5 a 21.4 Hz) y beta 3 (21.5 a 30.4 Hz) y gamma (30.5 a 50 Hz). El tiempo transcurrido desde el inicio de la experimentación hasta el momento de la aparición de estos estallidos de ondas alfa cambió de un sujeto a otro; por ejemplo, en uno de los sujetos apareció a los 3 minutos y en otro a los 6 minutos.

También se ha reportado una significativa correlación entre el número de errores cometidos al realizar tareas específicas y el incremento en la potencia espectral en 3.7 Hz y en 14.7 Hz sin embargo la ausencia de una clara descripción de las condiciones experimentales, en donde los sujetos no fueron privados de sueño, hace difícil una asociación fiable entre tasas de error y nivel de alerta.

Se ha sugerido la utilización de la función discriminante aplicada al espectro del EEG a la banda entre 1 y 24 Hz para clasificar patrones de EEG en estados de alerta y somnolencia. Se describe la posibilidad de detección de somnolencia con frecuencias superiores a los 30 Hz, en la banda de 80 a 420 Hz.

2.1. EVALUACIÓN DEL NIVEL DE ALERTA

El control del estado de alerta en el que se encuentra un sujeto no es una tarea sencilla, debido a la infinidad de factores que inciden sobre el mismo; algunos controlables o manipulables, y muchos otros de difícil o imposible control, como la inmensidad de estímulos sensoriales en el entorno o las numerosas funciones endógenas del individuo relacionadas con ese nivel de alerta. Las ínter modulaciones multifactoriales previsible añaden complejidad al problema.

Todo ello aconseja un abordamiento pragmático del control de aquella variable en los experimentos a realizar, basado en un criterio sencillo: la selección y el control de aquellos factores cuyo efecto en el nivel de alerta sea evidente y con los que pueda establecerse una relación reproducible con el nivel de alerta.

La medida del nivel de alerta constituye otro problema de difícil solución. La naturaleza subjetiva de esta variable y la ausencia de “gold standards” para calibrar cualquier escala para su medida, plantea como única opción posible:

- El uso de estimaciones subjetivas basadas en la auto-valoración del propio individuo o el juicio de expertos
- La definición de escalas ordinales que permitan la comparación de la variable estado de alerta para condiciones definidas por pares ordenados en valores de los factores experimentales cuya relación con aquel valor sea monótona.

Se proponen dos factores cuya influencia en el estado de alerta está fuera de duda y su evaluación es fácilmente abordable:

- La intensidad de los estímulos externos asociados a la realización de tareas predeterminadas, en las que la demanda de atención puede ser modificada de manera reproducible.
- Ciertas condiciones del sujeto, previas a la realización de los experimentos, cuyo efecto en su estado de alerta es evidente, como es el caso de la privación de sueño.

El control de la intensidad de estímulos externos se consiguió pidiendo a los sujetos que realizasen una secuencia de tareas fijas que demandaban niveles de atención claramente diferentes. Otras fuentes de estímulos, auditivos y visuales, los más importantes, fueron minimizados y controlados, manteniendo a los individuos en un ambiente silencioso sin más estímulos que los de las tareas de experimentación. En cuanto a la privación de sueño, esta puede ser evaluada subjetivamente mediante la autovaloración de los propios sujetos sometidos a la experimentación y simultáneamente por el número de horas dormidas en la noche anterior.

Es reconocido que si bien la privación de sueño puede tener efectos muy diferentes en los individuos experimentales, es al menos cuantificable y reproducible y cuando observamos a los individuos en situaciones extremas, producen claramente situaciones de cansancio comunes para cualquier sujeto experimental.

2.2. REGISTRO DEL EEG

El controlar el estado de alerta en el que se encuentra un sujeto experimental, proponiéndose un método para cuantificar comparativamente distintas situaciones experimentales con el fin de modular la alerta de los individuos de experimentación en una escala reproducible presenta algunas limitaciones por tanto el sistema instrumental concebido y desarrollado para la captura del EEG, imprescindible para lograr registros prolongados sin perturbar al sujeto, se presenta a continuación.

Se define el protocolo y parámetros de registro del EEG, finalmente se detallan los procedimientos seguidos para la extracción de características tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia y los métodos de clasificación utilizados.

El EEG fue registrado con el siguiente protocolo: previo al inicio de la sesión experimental, se permitió a los individuos familiarizarse con el ambiente y tareas de experimentación. Iniciándose a continuación la primera sesión experimental de 5 minutos de duración en la que se pidió a cada sujeto procurar mantenerse relajado y con sus ojos cerrados, en un ambiente con una completa ausencia de estímulos visuales y sonoros. Esta sesión tiene como

principal objetivo identificar el comportamiento del ritmo alfa de cada uno de los individuos.

Inmediatamente después, se pidió a cada sujeto realizar sesiones de conducción dentro de un simulador de conducción de vehículos (**NEED FOR SPEED**). En esta fase, el individuo tiene que hacer sucesivamente dos tareas con diferentes niveles de dificultad: los primeros 10 minutos, de conducción relajada a baja velocidad, que hemos denominado conducción lenta o monótona, seguida de otros 10 minutos de conducción a alta velocidad, que hemos denominado conducción rápida, situación bajo la cual la demanda de atención es obviamente mucho mayor.

2.3. SUJETOS

Los experimentos se realizaron con 30 sujetos sanos voluntarios (10 mujeres y 20 varones) de edades comprendidas entre 22 y 41 años. Cuatro de estos sujetos fueron sometidos, además de las pruebas experimentales sin privación de sueño, a otra sesión con privación de sueño. Otros sujetos fueron empleados en una fase pre-experimental con el propósito de afinar los diseños experimentales y, muy especialmente: 1) efectuar una primera selección, reducción de dimensionalidad, de las variables de clasificación del nivel de alerta, tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia; 2) identificar los métodos analíticos y de clasificación más adecuados al problema; 3) localización de electrodos y análisis inicial de viabilidad de un sistema para su uso prolongado.

2.4. UBICACIÓN DE ELECTRODOS EN LA CORTEZA CEREBRAL.

Para seleccionar el sitio de registro más apropiado fue considerado un criterio principal: la existencia de artefactos debido tanto a movimientos oculares como a la contracción de los músculos, los cuales originan distorsión a la señal. Por ello los sitios registrados fueron solamente en la zona central ya que es aquí donde hay menos artefactos musculares.

Los electrodos se ubicaron, en modo monopolar, en los sitios Cz, A1 y A2 del sistema internacional 10-20 ver figura 2.1. El electrodo de tierra fue localizado en A2 y el electrodo de referencia en el punto A1.

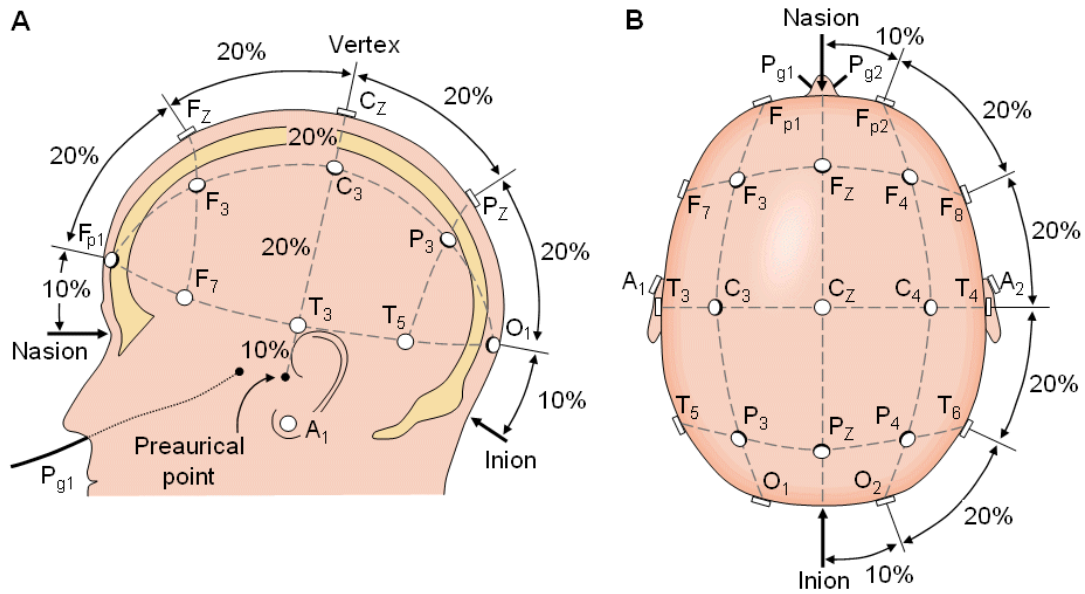


Figura 2.1. Sistema internacional 10-20 para la colocación de electrodos desde el lado izquierdo (A) y desde arriba (B).

2.5. DISEÑO DE PROTOTIPO PARA LA MONITORIZACIÓN DEL ESTADO DE ALERTA.



Figura 2.2. Prototipo para monitorización de estado de alerta

2.5.1. PROTOTIPO POR CABLE.

En la figura 2.3 podemos observar el diagrama de bloques de esta versión. El bloque representado como EEG, corresponde a la parte analógica constituida por un amplificador de instrumentación que incluye un filtro pasa bandas entre 1 a 33 Hz y un filtro adicional de sexto orden de Butterworth entre 4 y 26 Hz y una etapa de adecuación del nivel de voltaje a niveles TTL.

Un microcontrolador se encarga de realizar la conversión A/D de 8 bits y su conversión a formato RS-232, necesario para la comunicación con el computador, previo la adaptación de voltajes (TTL a RS-232) realizada por el chip MAX-232.

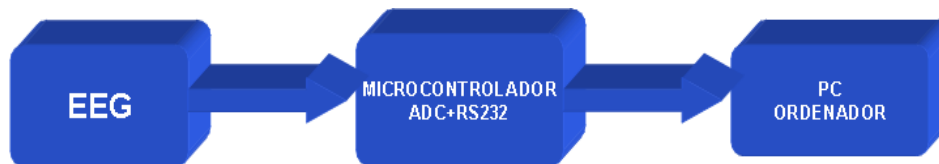


Figura 2.3. Diagrama de bloques del sistema completo de captura y proceso del EEG.

2.5.1.1. DISEÑO DE AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN, FILTROS ANALÓGICOS Y ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO.

Las señales cerebrales se caracterizan por tener una amplitud que oscila entre los 10 μV y los 100 mV y un ancho de banda reducido. En el caso de una señal de EEG la amplitud está comprendida entre 10 y 100 μV y la banda de frecuencias entre 0.1 y 50 Hz. El problema en la captación de estas señales es que no solo hay que amplificarlas a un nivel con el que podamos trabajar, sino que también hay que eliminar todo el ruido e interferencias que se superponen y que la mayor parte de las veces tienen una amplitud bastante mayor que el de la propia señal que nos interesa medir, además el espectro de frecuencias del ruido se superpone con el de la señal. Dicho esto se debe pensar en una forma de amplificar nuestro potencial bioeléctrico y reducir al mínimo las interferencias de la medida.

Las interferencias eléctricas que tienen un origen externo al circuito pero que aparecen o están presentes a la salida, pueden ser de tipo resistivo, capacitivo o inductivo. Las de tipo resistivo suelen originarse por culpa de una impedancia

común en el camino que recorre la señal y la interferencia. Una fuente típica son las pistas de tierra y de alimentación.

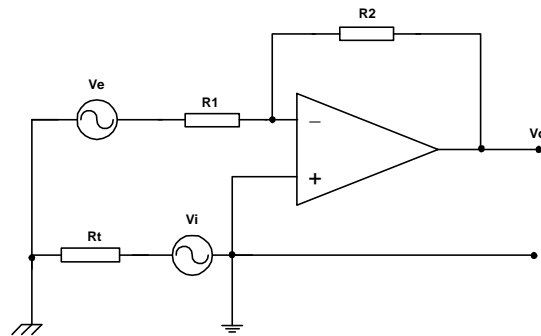


Figura 2.4. Origen de interferencias resistivas.

En la figura 2.4, V_i es la señal de interferencia, que en este caso es amplificada al mismo nivel que la señal que interesa que es V_e . La solución en este caso, es la utilización de un amplificador diferencial.

Las interferencias de tipo capacitivo se producen por acoplamiento entre conductores próximos. Podemos analizar este efecto sobre el cuerpo humano, el cual se comporta como un conductor volumétrico que se halla separado por el aire, de la red eléctrica. De esta forma las armaduras del condensador serían el cuerpo y las líneas de la red. El papel de dieléctrico lo hace el aire.

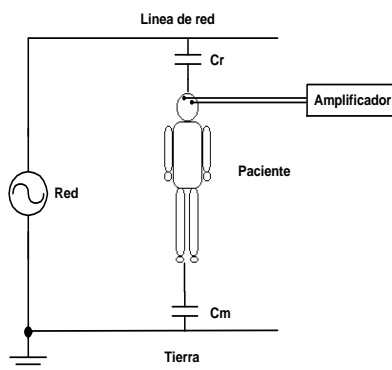


Figura 2.5. Acoplamiento capacitivo del paciente.

Las capacidades que se forman entre el cuerpo humano y las líneas conductoras son apreciables y son las principales causantes de las interferencias que aparecen en los registros. Los valores para C_r suelen oscilar entre 2 y 200 pF. Para C_m estos valores están entre 520 y 3300 pF.

Este acoplamiento provoca la aparición de corrientes de desplazamiento del orden de microamperios que dan como resultado, tensiones que interfieren en la medida.

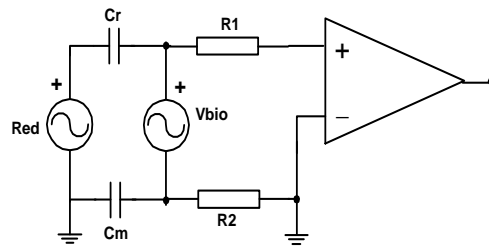


Figura 2.6. Esquema eléctrico del sistema de medida con amplificación no diferencial.

En la figura anterior $R1$ y $R2$ representan las impedancias de contacto de los electrodos con la piel. Las capacidades modelan el acoplamiento del paciente con la tierra y la red eléctrica y V_{bio} es la señal bioeléctrica que queremos medir.

La señal obtenida a la salida del amplificador será la suma de la tensión bioeléctrica y la interferencia debida al acoplamiento, es más, a la salida la señal interferente tiene mayor amplitud que la señal que nos interesa.

Una primera solución es adoptar un sistema diferencial de medida, con un amplificador diferencial (Fig. 2.7). El CMRR del amplificador es el factor de rechazo al modo común, y conviene que sea alto para eliminar la parte común que tiene la señal biológica, que es la interferencia.

Recapitulando, las condiciones que deben cumplir los amplificadores bioeléctricos, es que deben tener un esquema diferencial de medida y un alto CMRR.

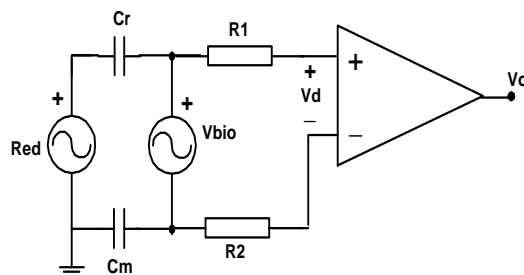


Figura 2.7. Esquema eléctrico del sistema de medida con amplificación diferencial.

Aunque alcancemos las especificaciones anteriores, la interferencia de red también provoca la aparición de una señal diferencial derivada del modo común, de forma que incluso con un CMRR infinito, seguiríamos teniendo la

interferencia. La mayor fuente de distorsión de la señal bioeléctrica, es la impedancia de contacto electrodo-piel, y a bajas frecuencias esta se hace grande. Este efecto se puede amortiguar utilizando gel de contacto y amplificadores con una impedancia de entrada elevada.

El último problema a considerar son las corrientes de polarización de los amplificadores. Estas corrientes se originan en los transistores de la primera etapa de los amplificadores operacionales, que necesitan una conexión entre la alimentación y tierra para alcanzar el punto de polarización. Para asegurar la estabilidad en continua de la etapa de entrada y mantener unas impedancias de entrada en modo común elevadas, se coloca un tercer electrodo entre el paciente y masa (fig. 2.8).

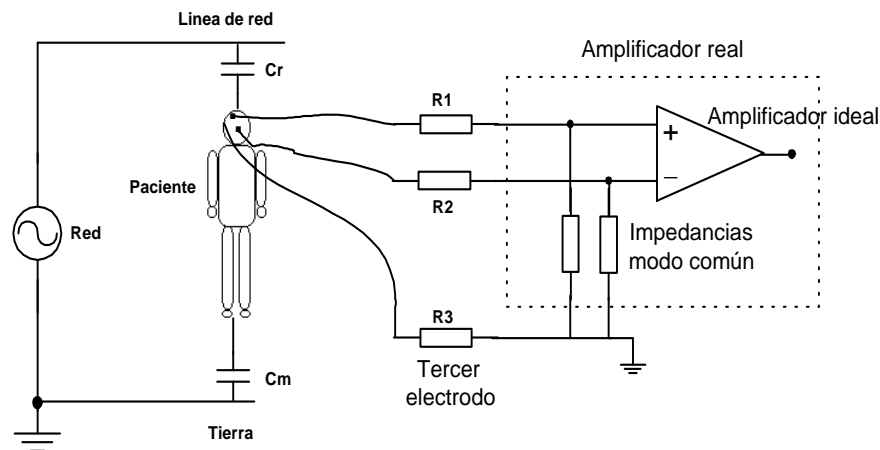


Figura 2.8. Sistema de medida con electrodo de masa

AMPLIFICADOR DIFERENCIAL Y AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN.

La mayor parte de las aplicaciones de los amplificadores diferenciales (Fig. 2.9) es la de amplificar voltajes diferenciales en presencia de voltajes fluctuantes en modo común. La señal en modo común produce un error a la salida imposible de distinguir de la señal diferencial. El objetivo prioritario en el diseño de estos amplificadores será el de reducir lo máximo posible la ganancia en modo común.

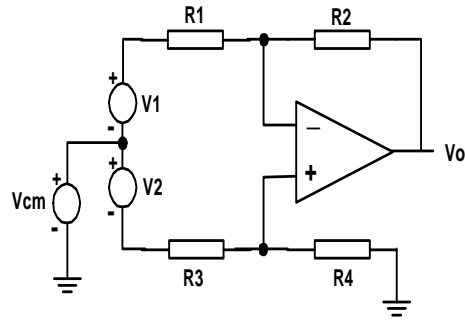


Figura 2.9. Configuración de amplificador diferencial.

En la figura (2.9) V_1 y V_2 representan las señales en modo diferencial y V_{cm} en modo común. El factor de rechazo en modo común (CMRR) se define como la relación de la ganancia en modo diferencial con la ganancia en modo común.

$$CMRR = \left| \frac{G_D}{G_{CM}} \right| \quad (2.1)$$

Si lo queremos expresar en decibelios tendremos:

$$CMRR = 20 \cdot \log_{10} \left(\left| \frac{G_D}{G_{CM}} \right| \right) \quad (2.2)$$

Modo diferencial.

En este modo de funcionamiento hacemos $V_{cm} = 0$ y $V_1 = V_{id} / 2$ y $V_2 = -V_{id} / 2$.

De esta forma la ganancia diferencial que se obtiene es la siguiente:

$$G_D = - \left(\frac{R_4}{2R_3} \cdot \frac{1 + \frac{R_2}{R_1}}{1 + \frac{R_4}{R_3}} + \frac{R_2}{2R_1} \right) \quad (2.3)$$

Modo común.

Ahora hacemos $V_1 = 0$, $V_2 = 0$. De esta manera la ganancia en modo común que se obtiene es la siguiente

:

$$G_{CM} = \left(\frac{R_4}{R_3} \cdot \frac{1 + \frac{R_2}{R_1}}{1 + \frac{R_4}{R_3}} - \frac{R_2}{R_1} \right) \quad (2.4)$$

De estas fórmulas se puede deducir, que si lo que queremos es que la ganancia en modo común sea cero solamente tendremos que hacer que se cumpla la relación:

$$\frac{R_2}{R_1} = \frac{R_4}{R_3}$$

Si esta relación se cumple las ganancias finales quedarían:

$$G_D = -\frac{R_2}{R_1} \quad G_{CM} = 0$$

De esta forma tendríamos que el factor de rechazo en modo común (2.1, 2.2) tendería a infinito, pero el CMRR siempre se degrada y el valor máximo que alcanza es el de los amplificadores operacionales con los que se diseña el amplificador diferencial.

Para incrementar la impedancia de entrada, elevar el CMRR, añadir estabilidad DC (bajas derivas) y bajo nivel de ruido utilizamos el amplificador diferencial en la configuración de la figura 2.10 que es lo que se denomina un amplificador de instrumentación. Este amplificador se suele utilizar normalmente como acondicionadores de señal, captación de señales biológicas y en aplicaciones de bajo ruido.

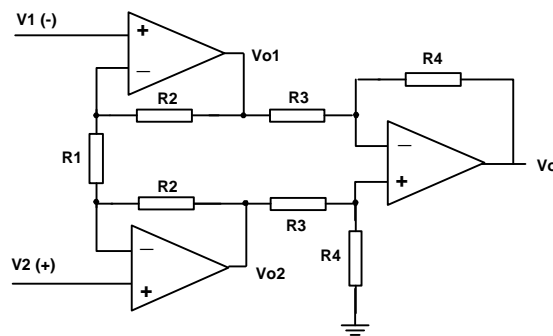


Figura 2.10.-Amplificador de instrumentación.

Para calcular la ganancia del amplificador de instrumentación plantemos las ecuaciones:

$$\frac{V_{o1} - V_{o2}}{R_1 + 2R_2} = \frac{V_1 - V_2}{R_1} \quad V_o = -\frac{R_4}{R_3}(V_{o1} - V_{o2})$$

Despejando de las anteriores ecuaciones obtenemos:

$$V_o = -\frac{R_4}{R_3} \cdot \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \cdot (V_1 - V_2) \quad (2.5)$$

Las ganancias en modo diferencial y común quedarían:

$$G_D = -\frac{R_4}{R_3} \cdot \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) \quad G_{CM} = 0 \quad (2.6)$$

Si en el amplificador de instrumentación anterior introducimos algunos condensadores para limitar la respuesta en frecuencia (fig.2.11), tendremos una función de transferencia, para el último operacional, dada por la siguiente expresión:

$$G_D = \frac{-(1/2) \cdot (R_4^2 R_3 C_2 C_1^2 S^3 + (2R_4^2 C_1^2 + 2R_4 R_3 C_1^2 + R_4^2 C_1 C_2) S^2 + 2R_4 C_1 S)}{R_4^2 R_3 C_1 C_2^2 S^3 + (R_4^2 C_1 C_2 + R_4 R_3 C_1^2 + R_3^2 C_1^2 + 2R_4 R_3 C_1 C_2) S^2 + (R_4 C_1 + 2R_3 C_1 + R_4 C_2) S + 1}$$

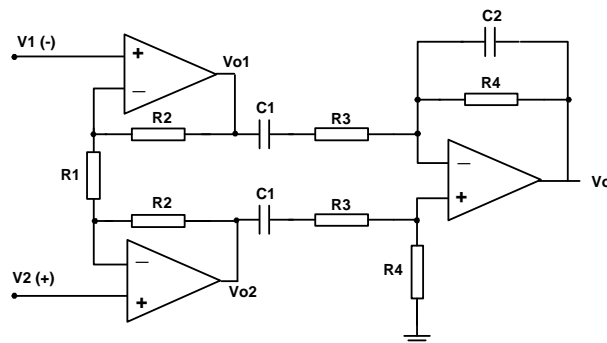


Figura 2.11. Amplificador de instrumentación paso-banda.

Diseño del amplificador de instrumentación paso-banda:

$$R_A = 470k\Omega, R_B = 6.8k\Omega, R_F = 100k\Omega, R_I = 4.7k\Omega$$

- Amplificador de instrumentación :

$$G = \left(\frac{R_F}{R_I} \right) \left(\frac{2R_A}{R_B} + 1 \right)$$

$$G = \left(\frac{100K\Omega}{4.7K\Omega} \right) \left(\frac{2 * 470K\Omega}{6.8K\Omega} + 1 \right)$$

$$G = 2962.45 \approx 3000$$

- Filtro pasabanda :

$$\text{Si } f_{\text{INFERIOR}} = 1\text{Hz y } f_{\text{SUPERIOR}} = 33\text{Hz}$$

$$f_{\text{corte}} = \frac{1}{2\pi R C}$$

$$\Rightarrow C = \frac{1}{2\pi R f_{\text{corte}}}$$

$$\Rightarrow C_I = \frac{1}{2\pi R_I f_{\text{INFERIOR}}} \quad C_I = \frac{1}{2\pi * 4.7K\Omega * 1\text{Hz}} \quad C_I = 33\mu\text{F}$$

$$\Rightarrow C_S = \frac{1}{2\pi R_F f_{\text{SUPERIOR}}} \quad C_S = \frac{1}{2\pi * 100K\Omega * 33\text{Hz}} \quad C_S = 47\text{ nF}$$

Filtro pasivo RC pasa alto

$$\text{Si } f_{\text{corte}} = 2\text{Hz y } C = 4.7\mu\text{F}$$

$$\Rightarrow f_{\text{corte}} = \frac{1}{2\pi R C} \quad R = \frac{1}{2\pi f_{\text{corte}} C}$$

$$\Rightarrow R = \frac{1}{2\pi * 2\text{Hz} * 4.7\mu\text{F}} \quad R = 17K\Omega \quad \rightarrow \quad R = 15K\Omega$$

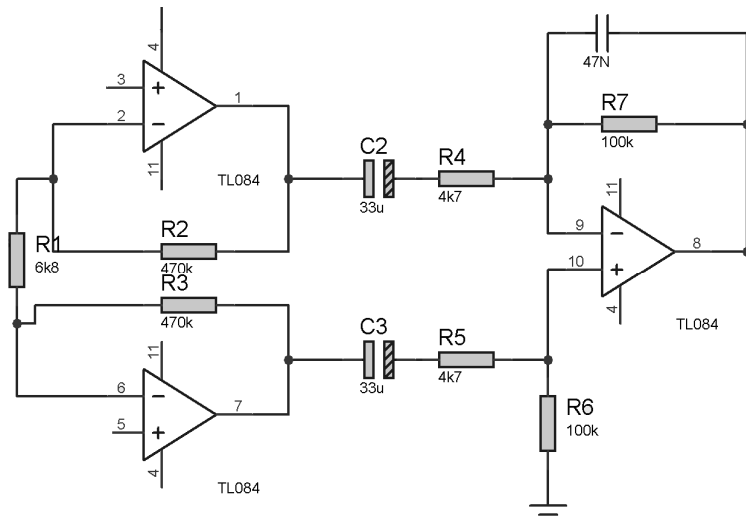


Figura 2.12. Amplificador de instrumentación pasa bandas, con los valores de diseño.

FILTROS ANALÓGICOS.

Los filtros pasivos permiten amplificar y seleccionar la banda pasante al mismo tiempo, dependiendo de la respuesta en frecuencia los podemos clasificar en:

- Filtros paso baja: Dejan pasar las señales con frecuencias inferiores a la de corte.
- Filtros paso alta: Permiten el paso de señales con frecuencias superiores a la de corte.
- Filtros paso banda: Seleccionan las señales con frecuencias comprendidas entre dos de diseño.
- Filtros elimina banda: Atenúan las frecuencias comprendidas entre dos dadas.

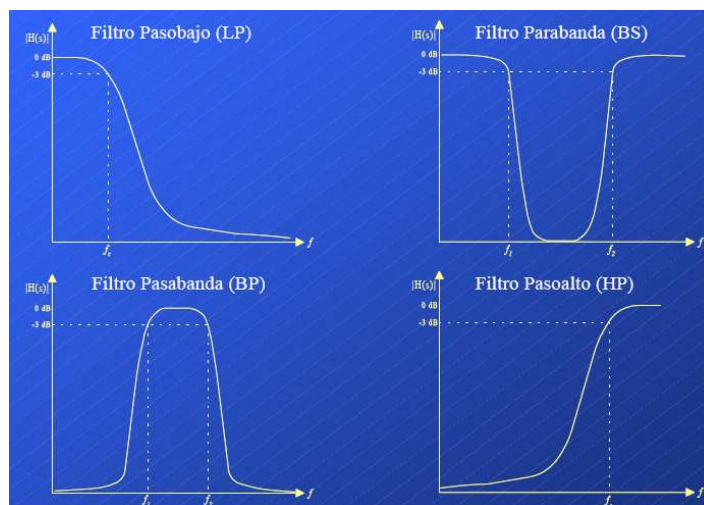


Figura 2.13.- Gráfica de la respuesta en frecuencia.

Atendiendo a la forma, también podemos hacer otra clasificación, si exigimos que la respuesta en amplitud sea máximamente plana estamos en el caso de un filtro Butterworth. Los filtros de Chebyshev son los que ofrecen un rizado definido en la banda pasante, y una caída más brusca. Cuando queremos un retardo de fase constante recurrimos a los filtros de Thompson (o Bessel). En la tabla 2.1 resumimos los filtros más importantes y sus características.

Tipo	Respuesta en amplitud	Respuesta en fase
Butterworth	Pobre	Buena
Chebyshev	Buena	Mala
Bessel	Muy mala	La mejor
Elípticos	La mejor	Muy mala

Tabla 2.1. Características de los distintos filtros.

Dependiendo del número de decibelios por década, que tengan por caída, los filtros son de primer orden, segundo y ordenes más elevados.

FILTRO BUTTERWORTH:

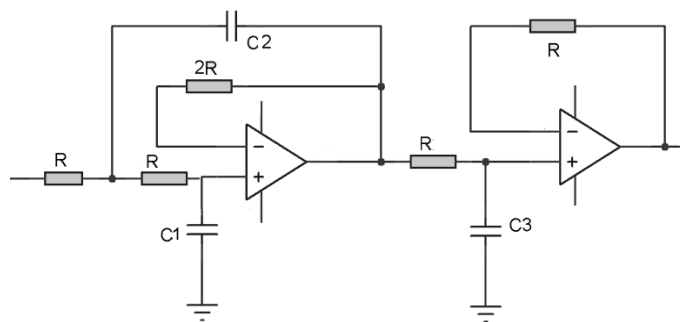


Figura 2.14. Filtro Butterworth pasa bajos de tercer orden.

La respuesta en frecuencia del filtro es máximamente plana (con las mínimas ondulaciones) en la banda pasante. Visto en un diagrama de Bode con escala logarítmica ver figura 2.15 la respuesta decae linealmente desde la frecuencia de corte hacia menos infinito. Para un filtro de primer orden son -20 dB por década (aproximadamente -6dB por octava). El filtro de Butterworth es el único filtro que mantiene su forma para órdenes mayores (sólo con una caída de más pendiente a partir de la frecuencia de corte). Este tipo de filtros necesita un

mayor orden para los mismos requerimientos en comparación con otros, como los de Chebyshev o el elíptico.

En nuestro caso, ya que necesitamos una respuesta plana tanto en la banda de paso como en la banda de parada, optamos por diseñar un filtro de tipo butterworth

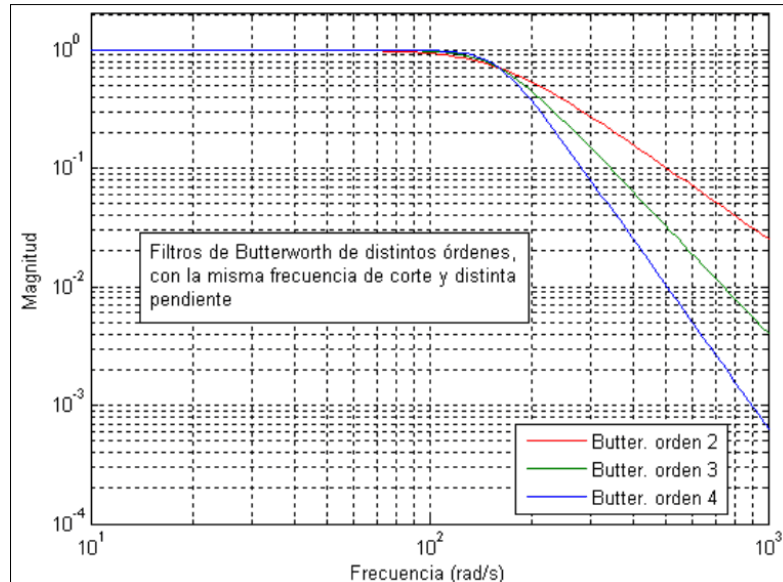


Figura 2.16. Diagrama de bode para Filtros de Butterworth de varios órdenes

DISEÑO FILTROS BUTTERWORTH:

Como se puede ver en la figura 2.17, diseñaremos un filtro de sexto orden, el cual está compuesto por dos filtros de tercer orden en serie:

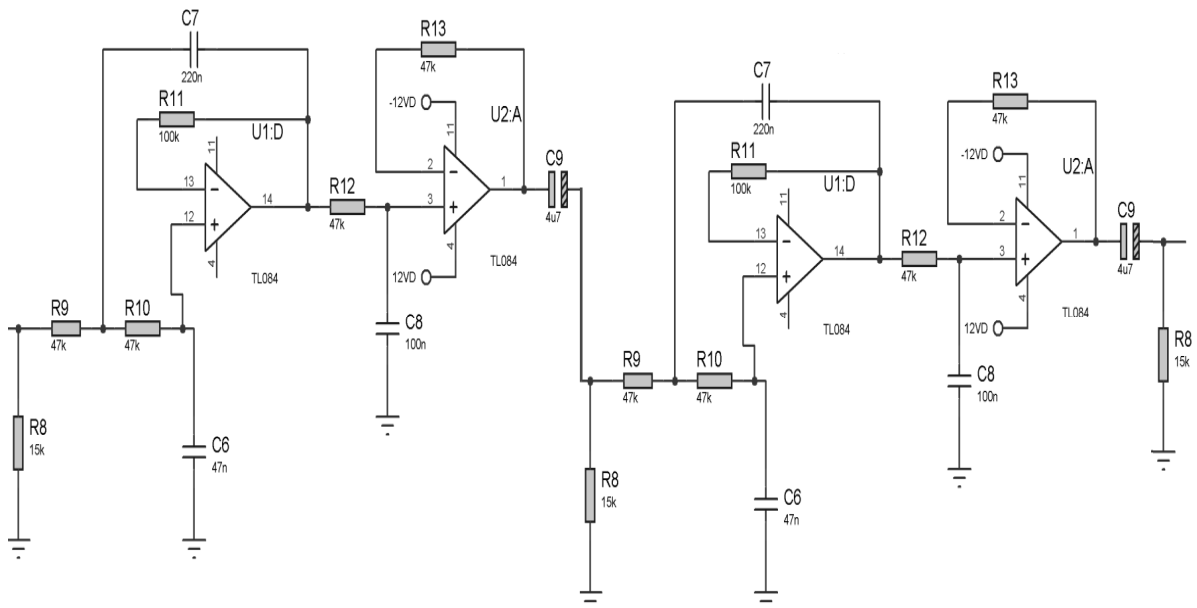


Figura 2.17. Etapa de filtrado completa. (2 Filtros Butterworth pasa bajos de tercer orden).

Diseño de un filtro de tercer orden:

Valor de C_3 : 0.001 y 0.1 μF

$$C_1 = \frac{1}{2} C_3 \quad C_2 = 2 C_3$$

$$R = \frac{1}{\omega C_3} \quad R_1 = R_2 = R_3 = R$$

$$Rf_1 = 2R \quad Rf_2 = R$$

Valor de R : 10 y 100 $\text{k}\Omega$

Si $C_3 = 0.1 \mu\text{F}$ $f_c = 100$ y $f_c = 30 \text{ Hz}$

$$\Rightarrow C_1 = \frac{1}{2} C_3 = \frac{1}{2} * 0.1 \mu\text{F} = 50 \text{ nF} \rightarrow C_1 = 47 \text{ nF}$$

$$\Rightarrow C_2 = 2 C_3 = 2 * 0.1 \mu\text{F} = 0.2 \mu\text{F} \rightarrow C_2 = 0.22 \mu\text{F}$$

$$\Rightarrow R = \frac{1}{\omega C_3} = \frac{1}{2 \pi f * C_3} = \frac{1}{2 \pi * 30 \text{ Hz} * 0.1 \mu\text{F}} = 53 \text{ k}\Omega \rightarrow R = 47 \text{ k}\Omega$$

$$\Rightarrow R_1 = R_2 = R_3 = R \rightarrow R_1 = R_2 = R_3 = 47 \text{ k}\Omega$$

$$\Rightarrow Rf_1 = 2R = 2 * 47 \text{ k}\Omega = 94 \text{ k}\Omega \rightarrow Rf_1 = 100 \text{ k}\Omega$$

$$\Rightarrow Rf_2 = R \rightarrow Rf_2 = 47 \text{ k}\Omega$$

$$\Rightarrow C_1 = \frac{1}{2} C_3 = \frac{1}{2} * 0.1 \mu\text{F} = 50 \text{ nF} \rightarrow C_1 = 47 \text{ nF}$$

$$\Rightarrow C_2 = 2 C_3 = 2 * 0.1 \mu\text{F} = 0.2 \mu\text{F} \rightarrow C_2 = 0.22 \mu\text{F}$$

$$\Rightarrow R = \frac{1}{\omega C_3} = \frac{1}{2 \pi f * C_3} = \frac{1}{2 \pi * 30 \text{ Hz} * 0.1 \mu\text{F}} = 53 \text{ k}\Omega \rightarrow R = 47 \text{ k}\Omega$$

$$\Rightarrow R_1 = R_2 = R_3 = R \rightarrow R_1 = R_2 = R_3 = 47 \text{ k}\Omega$$

$$\Rightarrow Rf_1 = 2R = 2 * 47 \text{ k}\Omega = 94 \text{ k}\Omega \rightarrow Rf_1 = 100 \text{ k}\Omega$$

$$\Rightarrow Rf_2 = R \rightarrow Rf_2 = 47 \text{ k}\Omega$$

ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL Y ENVÍO DE DATOS:

La señal obtenida de los filtros butterworth es alrededor de los milivoltios, por tanto se acondicionó a valores reconocibles por el microcontrolador.

(TTL: 0 a 5 V)

Etapa acondicionadora de señal diseño :

Señal de onda cerebral : 10 a 100 μ 0

$$113\mu V \rightarrow 5V \quad G_T = \frac{5V}{113\mu V} = 44000$$

• Si ganancia total $G_T = 44000$

$$\Rightarrow G_T = G_{\text{Amp.Instr.}} * G_{\text{Acond}}$$

$$\Rightarrow G_{\text{Acond}} = \frac{G_T}{G_{\text{Amp.Instr.}}} \quad G_{\text{Acond}} = \frac{44000}{3000} \quad G_{\text{Acond}} = 14.7$$

$$\Rightarrow G_{\text{Acond}} = \frac{R_f}{R_i} \quad \text{y} \quad \text{si } R_i = 6.8k\Omega$$

$$\Rightarrow R_f = G_{\text{Acond}} * R_i \quad R = 14.7 * 6.8k\Omega \quad R = 100k\Omega$$

• Si $f_{\text{corte}} = 5\text{Hz}$ y $C = 4.7\mu\text{F}$.

$$\Rightarrow f_{\text{corte}} = \frac{1}{2\pi RC} \quad R = \frac{1}{2\pi f_{\text{corte}} C}$$

$$\Rightarrow R = \frac{1}{2\pi * 5\text{Hz} * 4.7\mu\text{F}} \quad R = 6.8K\Omega$$

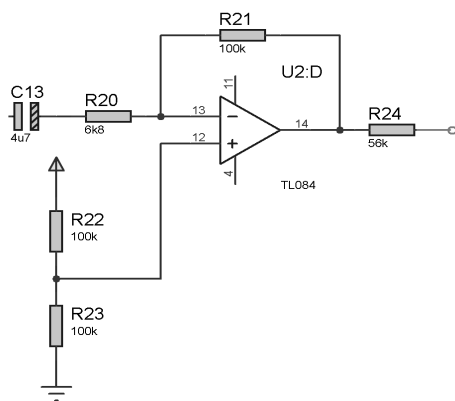


Figura 2.18. Etapa de acondicionamiento de señal.

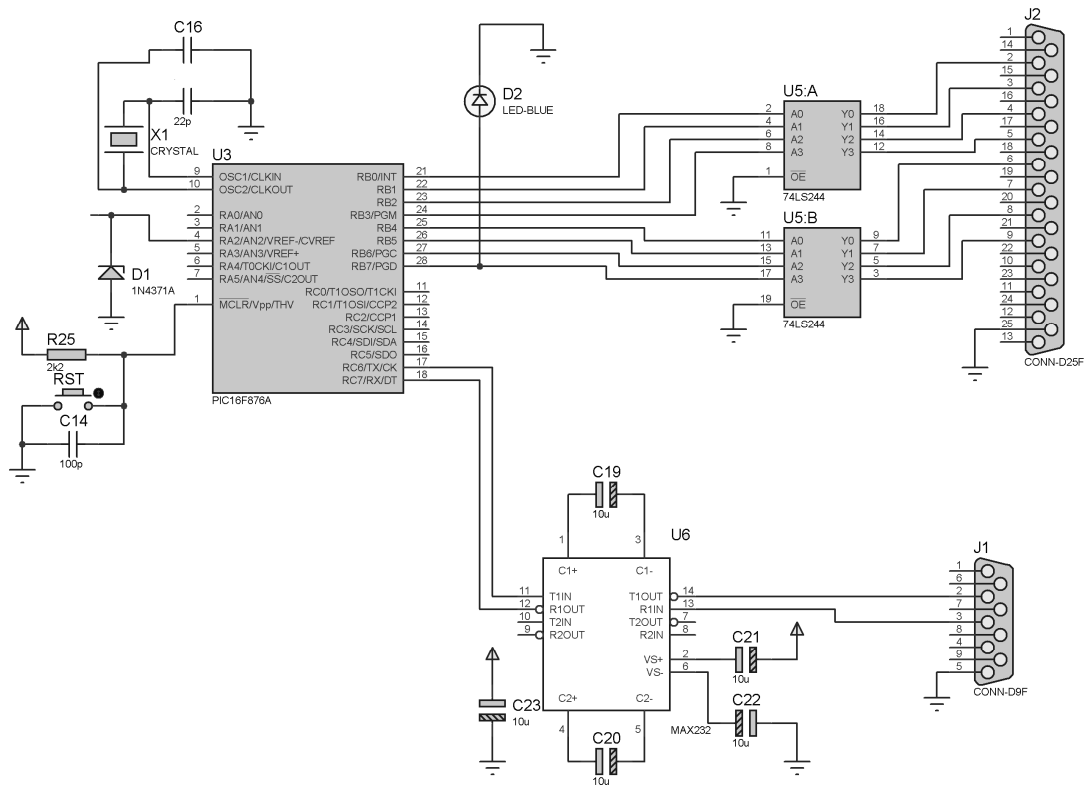


Figura 2.19. Etapa de adquisición y envío de datos al puerto serial y paralelo.

Las características técnicas de los dispositivos utilizados para armar el equipo se muestran en el **anexo A**

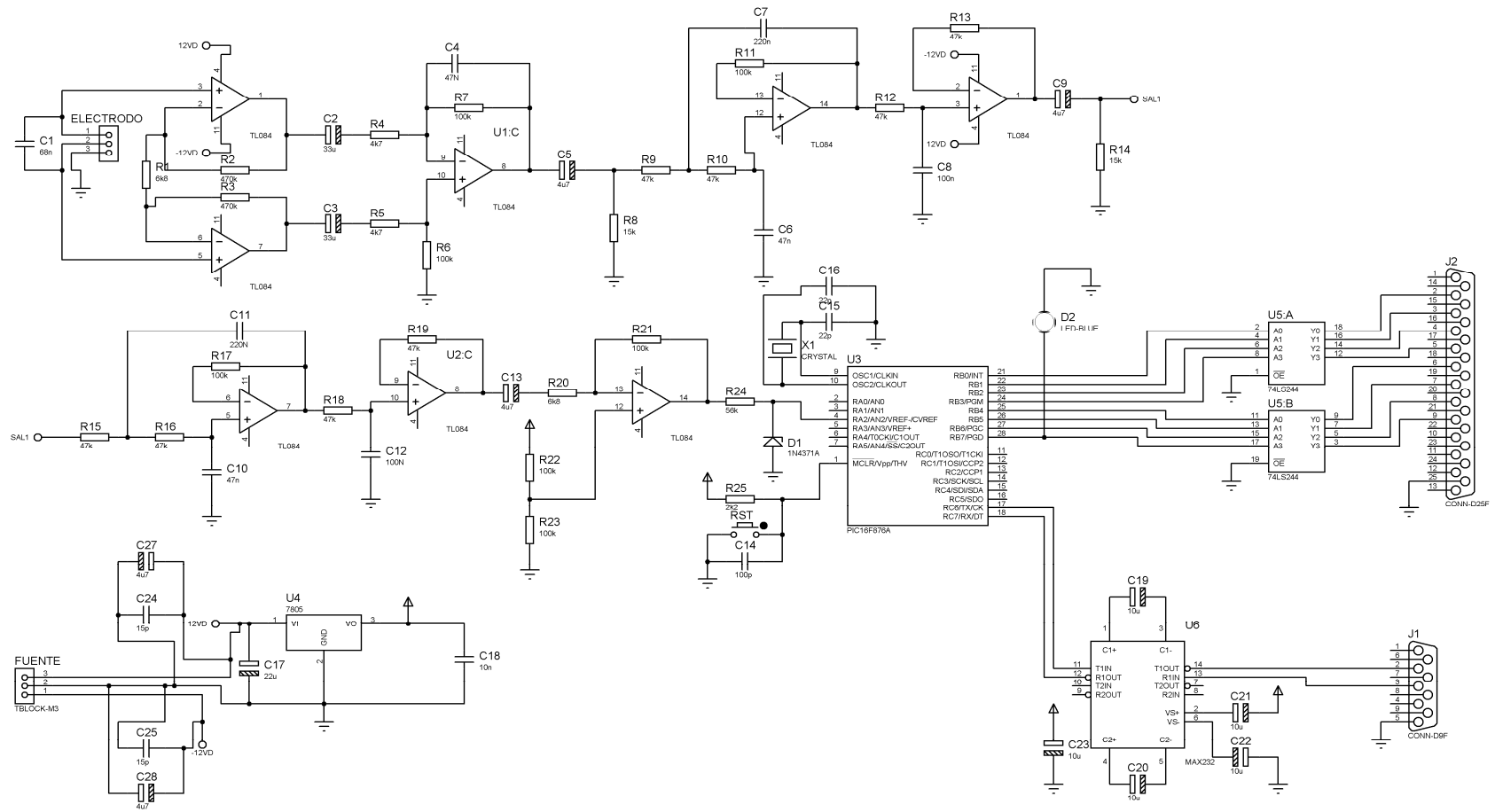


Figura 2.20. Diseño completo de prototipo por cable.

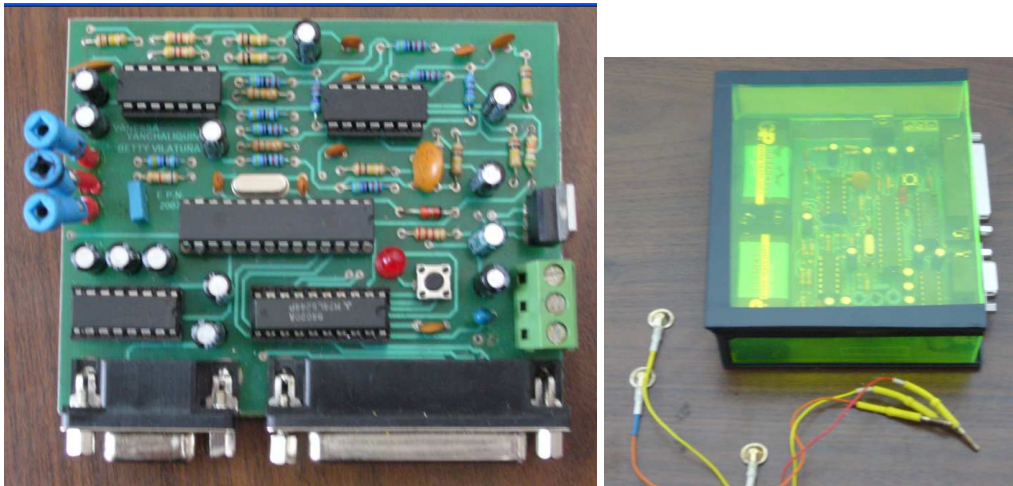


Figura 2.21. Placa de prototipo por cable.

ALIMENTACION GENERAL:

La utilización de fuentes de voltaje reguladas, presenta cierto tipo de ruido que distorsiona la señal, debido a que es muy sensible al ruido. La fuente que obtiene energía de la red puede pasar ruido de aproximadamente unos 60Hz. Se colocó algunas configuraciones de fuentes de alimentación obteniendo resultados muy pobres. A continuación veremos el modelo implementado.

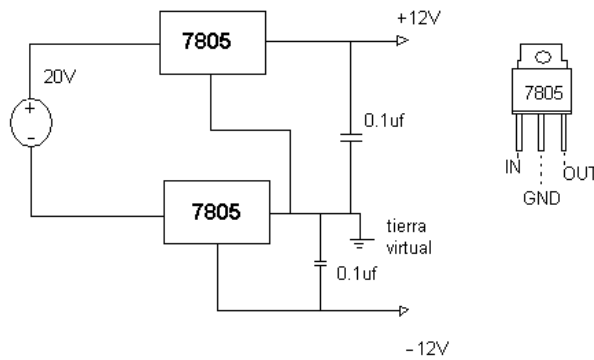


Figura 2.22. Diseño de fuente regulada a 12V y -12V, (presenta demasiado ruido).



Figura 2.23. Fuente de computadora.

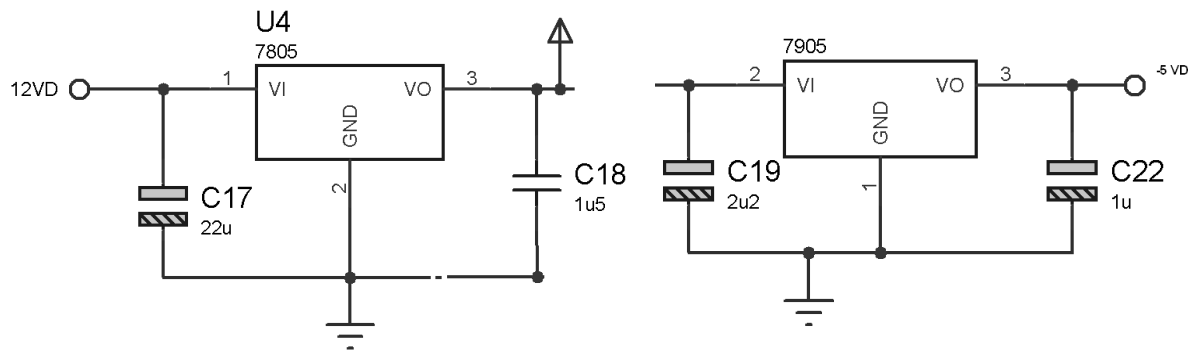


Figura 2.24. Fuentes de alimentación 5V y -5V respectivamente.

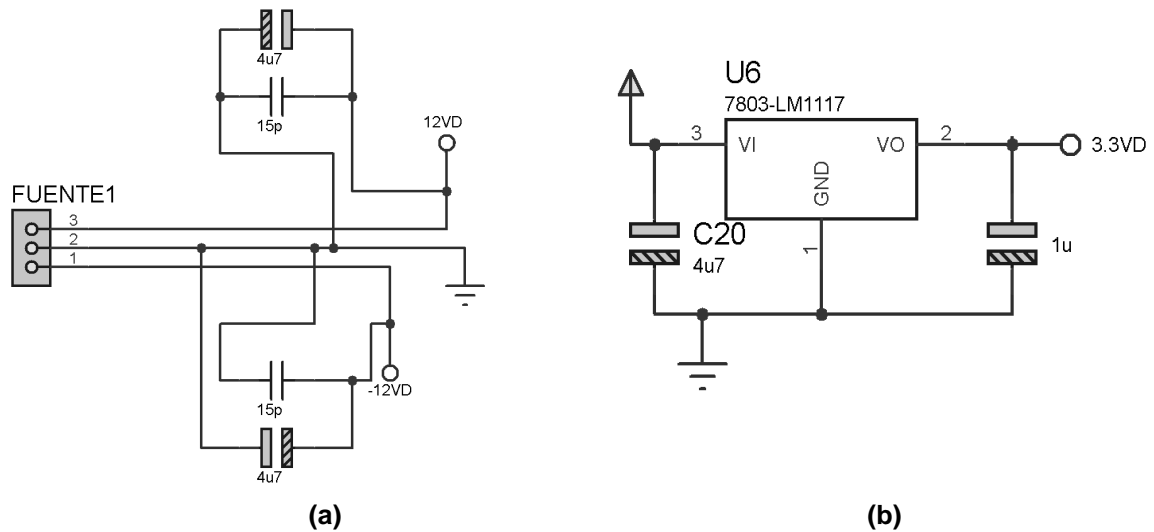


Figura 2.25. (a) Alimentación general del sistema posee filtros a la entrada con capacitores de tantalio. (b) Fuente de alimentación para dispositivo de Bluetooth.



Figura 2.26.- Alimentación utilizada en el prototipo obteniendo resultados óptimos, donde la eliminación de ruido es notoria.

PUESTA A TIERRA.

El desarrollo de equipos médicos cada vez más sofisticados y sensibles, implica mejorar la seguridad de los pacientes y equipos, mejorando entre otros las puestas a tierra de los mismos. En el entorno hospitalario coexisten varios sistemas independientes de distribución de energía que pueden interferirse entre sí de manera electromagnética o a través de la red misma de distribución

(redes de computación, telefonía, motores). Para evitar inconvenientes en los equipos médicos es conveniente que el camino de tierra de estos sea independiente de los otros sistemas que se encuentran en el entorno hospitalario. Es importante considerar la adecuada instalación de un sistema de puesta a tierra, el mismo que garantiza el funcionamiento correcto del computador. Ver **anexo D** en el que se detalla los distintos métodos para las instalaciones de puesta a Tierra.

SOFTWARE DE ADQUISICION DE DATOS DEL MICROCONTROLADOR:

A continuación se muestra el diagrama de flujo del programa de adquisición de datos del microcontrolador. Diagrama hecho para el código del microcontrolador (Ver el programa para el pic en el **anexo B**),

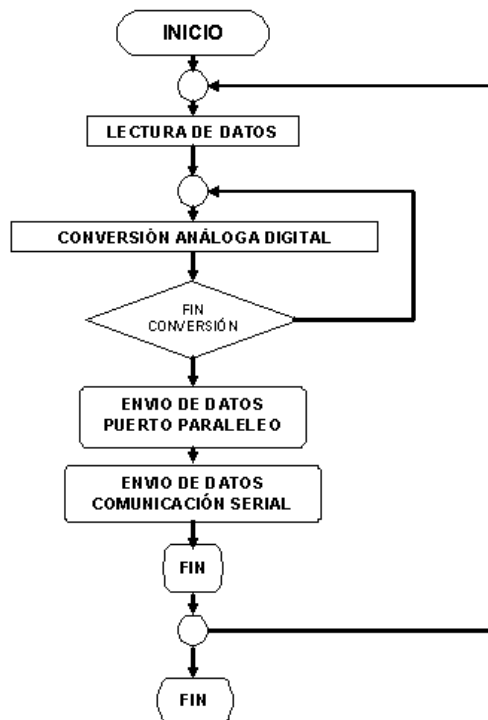


FIGURA 2.27. Diagrama de Flujo del algoritmo de adquisición de datos del microcontrolador. A continuación el algoritmo desarrollado en el microcontrolador PIC en lenguaje estructural.

Lectura de datos.

Conversión análoga digital.

Si existe conversión

Envío de datos al puerto paralelo.

Envío de datos al puerto serial.

Fin de tarea.

2.5.1.2. SOFTWARE DE ADQUISICIÓN DE DATOS POR PUERTO PARALELO Y PUERTO SERIAL.

La señal de EEG que llega al sistema receptor es leída por medio de los puertos del computador. En el caso del puerto paralelo, el muestreo se realiza a 100 Hz, con una cuantificación de 8 bits. El sistema por cable realiza el análisis de las muestras cada 10(s) vía puerto paralelo y la información es almacenada en un archivo para su análisis posterior.



Figura 2.28. Pantalla inicial de programa.



Figura 2.29. Pantalla de configuración del procesador.

El programa muestra al usuario alternativas para el procesamiento de la señal así como métodos para la clasificación de la misma.

En la opción Hardware se muestra la posibilidad de acceder a cualquiera de los dos equipos ya sea el por cable o el inalámbrico. Para la comunicación se activa el puerto de acuerdo a la opción tomada en el hardware. La velocidad de 9600 es la programada para realizar la comunicación así como indica que las gráficas de la señal

se mostrarán cada 10 segundos. Nos permite seleccionar el rango entre el cual deseamos que funcione el filtro digital y nos muestra algunas características para el tratamiento de la señal. Permite al usuario seleccionar los rangos de eliminación de artefactos para obtener una señal más aceptable así como realizar el análisis con el ritmo alfa particular. Los métodos de clasificación serán descritos en un apartado posterior.

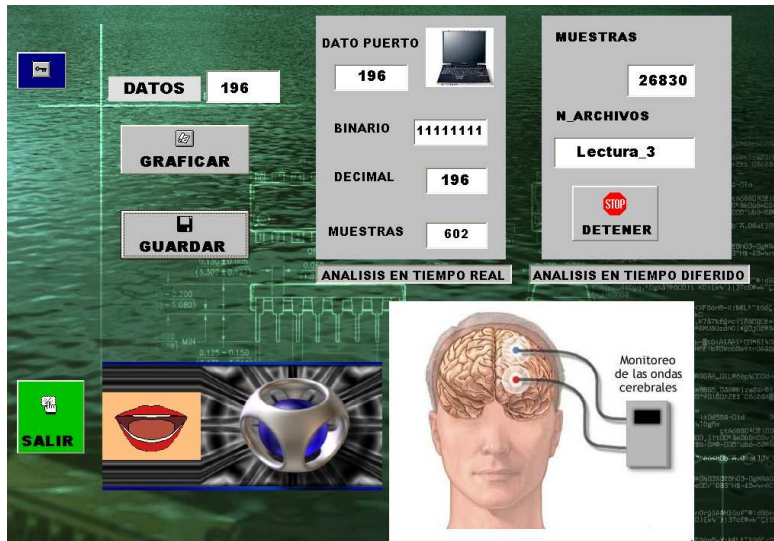


Figura 2.30. Pantalla para la adquisición de datos.

La pantalla de adquisición de datos muestra tanto el análisis en tiempo real así como el análisis en tiempo diferido. El usuario puede guardar la información en intervalos de 5 minutos para su posterior análisis. **Anexo D**

2.5.2 PROTOTIPO INALÁMBRICO POR MEDIO DE BLUETOOTH.

En la figura 2.31 observamos el diagrama de bloques de la versión inalámbrica. El bloque representado como EEG, corresponde a la parte analógica constituida por un amplificador de instrumentación pasa bandas, un filtro de sexto orden de Butterworth entre 4 y 26 Hz y una etapa de adecuación del nivel de voltaje a niveles TTL. El microcontrolador se encarga de realizar la conversión A/D de 8 bits. No es necesaria la transformación a voltajes TTL / RS232 ya que la comunicación se realiza de forma directa con el dispositivo bluetooth. La comunicación se realiza de manera inalámbrica mediante el dispositivo bluetooth KC21 (**anexo C**) el cual envía la señal obtenida hacia el procesador.

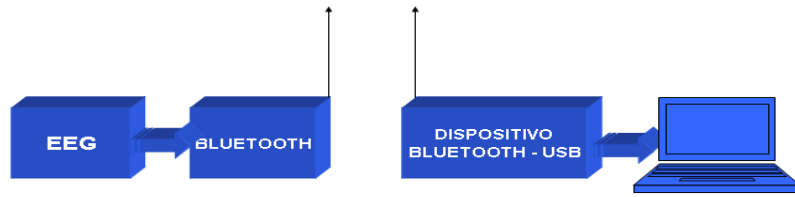


Figura 2.31. Diagrama de bloques del sistema completo de captura inalámbrica y proceso del EEG.

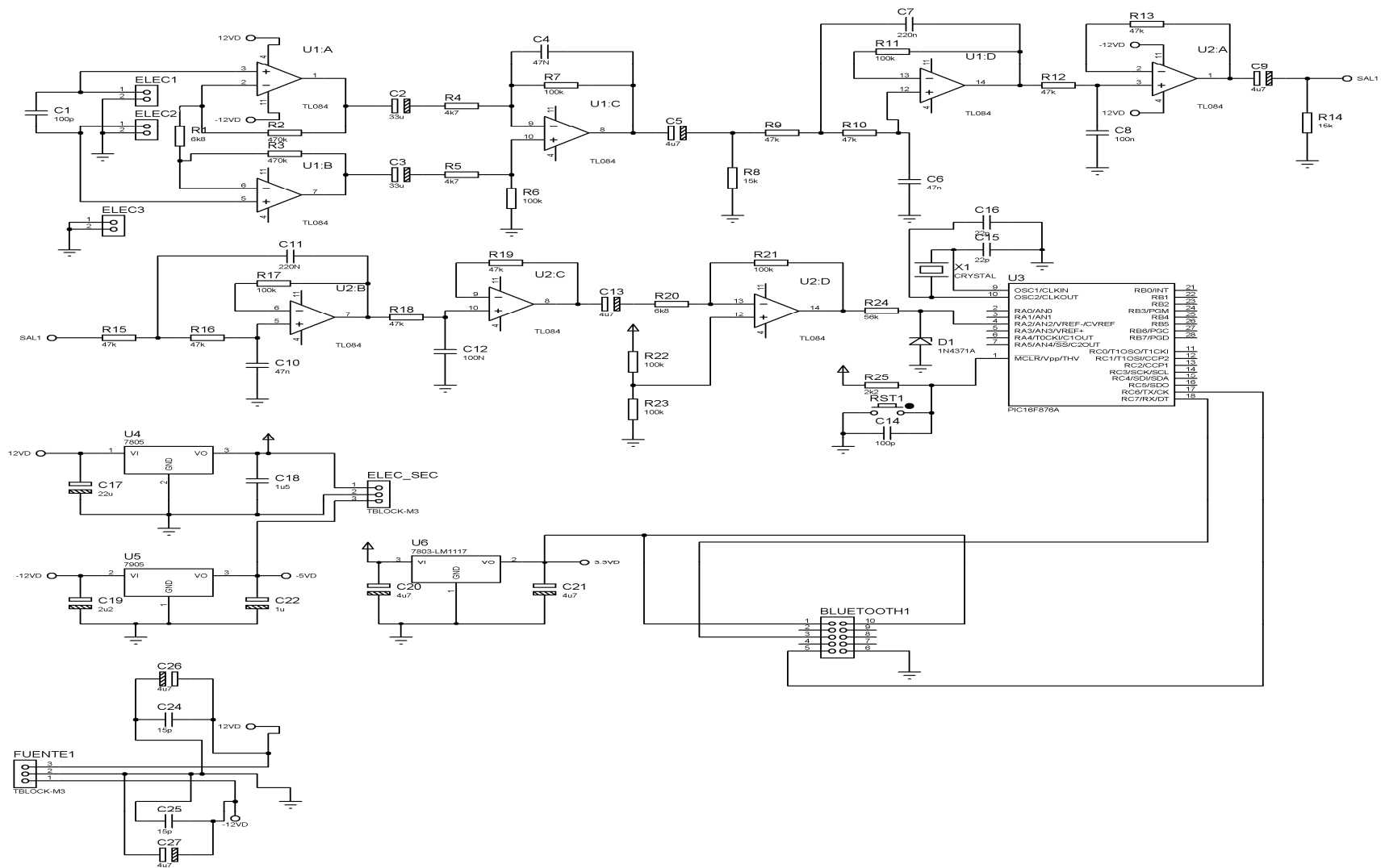


Figura 2.32. Diseño del sistema completo de captura inalámbrico con Bluetooth.

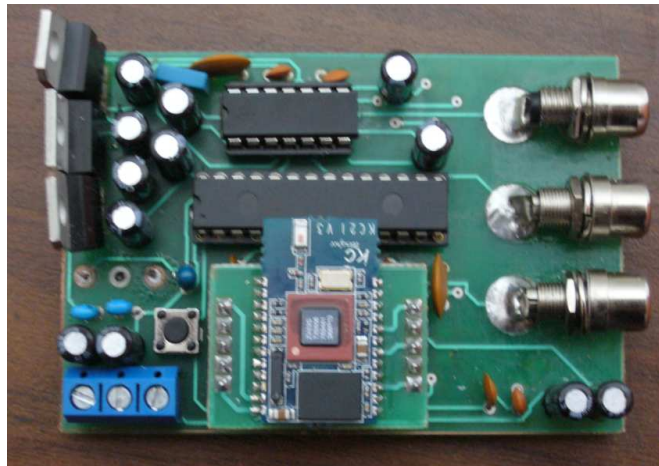


Figura 2.33. Diseño de placa del sistema inalámbrico con Bluetooth.

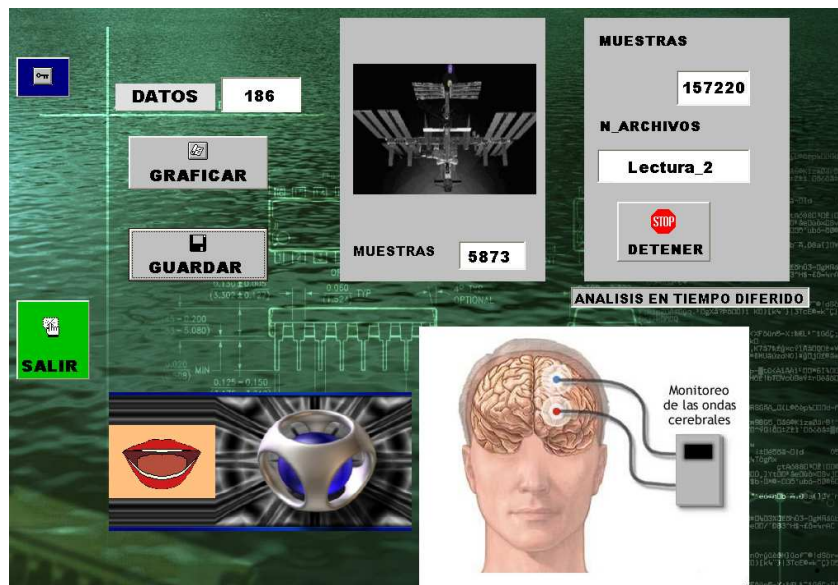


Figura 2.34. Pantalla de adquisición de datos para la comunicación Bluetooth



Figura 2.35. Sistema completo

2.6. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE ELECTRODOS SECOS

La señal de EEG puede ser usada fiablemente para la estimación de estados de alerta y la detección de somnolencia, siendo necesario que los electrodos que se utilicen permitan:

- Conseguir una impedancia suficientemente baja (que exige el uso de geles conductores y operaciones cuidadosas para la fijación de los mismos)
- Crear sistemas prácticos que puedan ser colocados de manera sencilla y rápida, es decir que sean simples de fijar.
- Usar los electrodos durante largos períodos de tiempo.
- Que sean confortables para llevar siendo utilizados por los usuarios de manera cómoda, segura y fiable.
- Manejar niveles de artefactos aceptables debidos a los movimientos de cuerpo y cabeza.

MODELO ACTUAL

El sistema actual opera con electrodos de oro tipo cucharilla que se fijan mediante esparadrapo, haciéndose imprescindible la aplicación de gel conductor en zona de piel y de pasta conductora en zona de cabello, lo cual acarrea muchas complicaciones al momento de colocárselos.

Por lo tanto el propósito final es usar un electrodo activo que pueda colocarse sobre zona de cabello y piel, en el primer caso se trata de la localización Cz (Sistema Internacional 10-20), en la que se ha observado una potencia de clasificación satisfactoria y ha demostrado ser una ubicación en donde no inciden los parpadeos y movimientos oculares, y en el otro caso se trata de las localizaciones A1 y A2 (Sistema Internacional 10-20) en donde se colocan la referencia y tierra.

PROBLEMA EN LOS ELECTRODOS.

Durante el registro de la señal de EEG se tiene un elevado nivel de **ruido**, considerando que los niveles de la señal son bastante reducidos, decenas de μV . Los electrodos que utilizan gel conductor permiten conseguir niveles óptimos de señal reduciendo la impedancia gracias a la continuidad que introduce el electrolito entre la piel y el electrodo complementado normalmente por una abrasión previa de la piel.

El contacto prolongado del gel en zonas en las que se ha eliminado parcialmente la epidermis suele causar irritación sobre todo en registros prolongados como serían los de este sistema, además la piel en estos periodos podría regenerarse en cierta medida degradando progresivamente la relación señal/ruido.

SOLUCIÓN DEL PROBLEMA:

La investigación de tecnologías fundamentadas en la utilización de electrodos secos se plantea como un nuevo recurso para evitar el uso de gel conductor y todos los inconvenientes que ello implica [5,6].

Los electrodos secos surgen como solución a estos problemas, pero evidentemente conllevan una impedancia mucho mayor que habrá que reducir de algún modo, en concreto se requiere de sistemas que incluyan etapas de muy alta impedancia de entrada en cada uno de los electrodos de modo que la impedancia entre un electrodo y la piel sea despreciable, que eliminen la necesidad de usar el gel conductor.

La forma más adecuada de conseguirlo es a través de amplificadores de muy alta impedancia de entrada, típicamente entre 10^{12} y $10^{15} \Omega$ que hagan despreciable el aumento de impedancia entre la piel y el electrodo producida por la ausencia de gel conductor.

Estas tecnologías podrían estar basadas en sistemas de muy alta impedancia de entrada, sensores capacitivos o incluso sensores magnéticos que permitan adquirir la señal a distancia.

Los electrodos que utilizan circuitos activos para la transformación de impedancias reciben el nombre de **electrodos activos** y pueden ser de dos tipos:

Electrodos secos: utilizan un contacto metálico directo con la piel.

Electrodos de aislamiento: utilizan un contacto dieléctrico con la piel, produciendo un acoplamiento capacitivo.

DISEÑO DE ELECTRODOS SECOS.

Para el diseño de los electrodos secos se tomó como referencia al trabajo realizado en el Grupo de Bioingeniería y Telemedicina, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España [7,8]:

Se basa en el empleo de electrodos activos, es decir, que utilizan circuitos activos para la transformación de impedancias. Es menester que la impedancia que existe en la interfaz piel/electrodo sea despreciable frente a la impedancia de entrada del electrodo en el rango de frecuencias de trabajo (banda theta, alfa y a las frecuencias superiores: normalmente entre 5 y 22Hz).

Considerando el divisor de tensión formado por la interfaz piel/electrodo y la impedancia de entrada al circuito activo, la tensión que se pierde en la primera es despreciable, pues ésta caerá casi en su totalidad a la entrada del circuito activo.

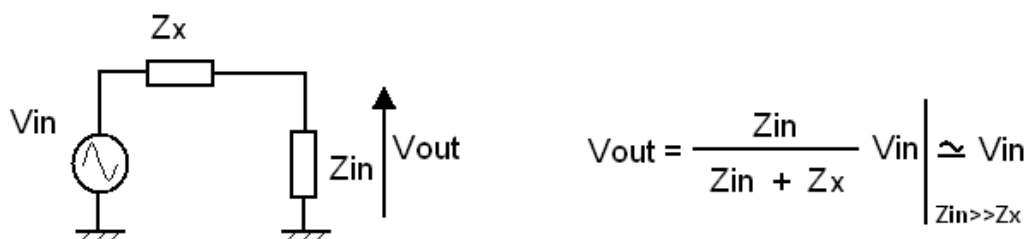


Figura 2.36. Fundamento en que se basa el prototipo de electrodo seco elegido.

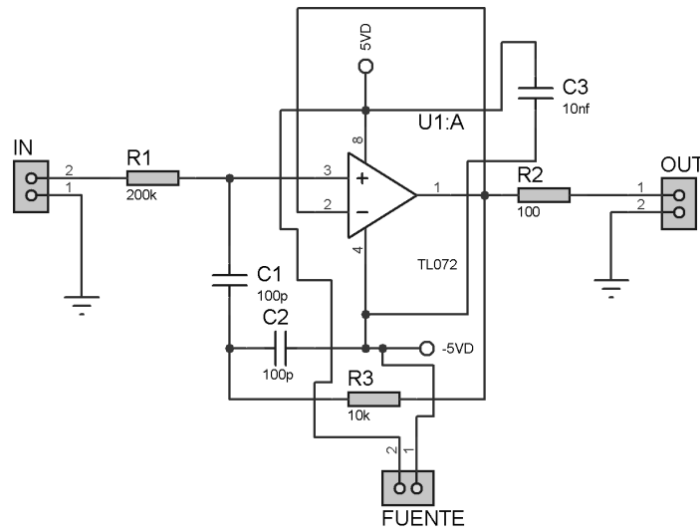


Figura 2.37. Circuito para la etapa de alta impedancia de entrada.

El circuito presenta una configuración seguidor emisor por lo que la entrada y salida son las mismas hasta muy altas frecuencias.

Siendo V_A la tensión que existe en el nodo en que se unen C1, C2, R2; operando por corrientes y despreciando las corrientes de polarización y offset del operacional:

$$\frac{V_{in} - V_{out}}{R_1} = (V_A + 5V)j\omega C_2 + \frac{V_A - V_{out}}{R_2}$$

$$\frac{V_{in} - V_{out}}{R_1} = (V_{out} - V_A)j\omega C_1$$

Manipulando estas expresiones llegamos a la ecuación que muestra la tensión de salida en función de la entrada, donde vemos aparece un término de offset:

$$V_{out} \left(j\omega C_2 + \frac{1}{R_1} + \frac{C_2}{C_1 R_1} + \frac{1}{j\omega C_1 R_1 R_2} \right) = V_{in} \left(\frac{1}{R_1} + \frac{C_2}{C_1 R_1} + \frac{1}{j\omega C_1 R_1 R_2} \right) + j\omega C_2 \cdot (5V)$$

Debido a que esta etapa se usará como entrada a un amplificador de instrumentación diferencial y en la otra entrada existirá una etapa similar, la tensión de offset no va afectar para nada al resultado, importándonos sólo la ganancia de la etapa:

$$|G|^2 = \frac{1 + \omega^2 R_2^2 (C_1 + C_2)^2}{1 + R_1^2 R_2^2 C_1^2 C_2^2 \omega^4 - 2\omega^2 C_1 C_2 R_1 R_2 + R_2^2 (C_1 + C_2)^2 \omega^2}$$

Queda, sustituyendo los valores considerados $C_1 = 100\text{pF}, C_2 = 100\text{pF}$:
 $R_1 = 200\text{k}\Omega, R_2 = 100\Omega$:

$$|G|^2 = \frac{1 + 4 \cdot 10^{-12} \omega^2}{1 - 3.6 \cdot 10^{-11} \omega^2 + 4 \cdot 10^{-22} \omega^4}$$

$$|G|^2 = \frac{1 + 4 \cdot 10^{-12} \omega^2}{1 - 3.6 \cdot 10^{-11} \omega^2 + 4 \cdot 10^{-22} \omega^4}$$

Toma valor unidad hasta frecuencias muy altas y por tanto en el rango que nos interesa.

Más interesante es el valor de impedancia de entrada, pues es en ella donde radica el fundamento de esta etapa. Se ha optado por simular con Pspice directamente su comportamiento, que se refleja en la Figura 2.39

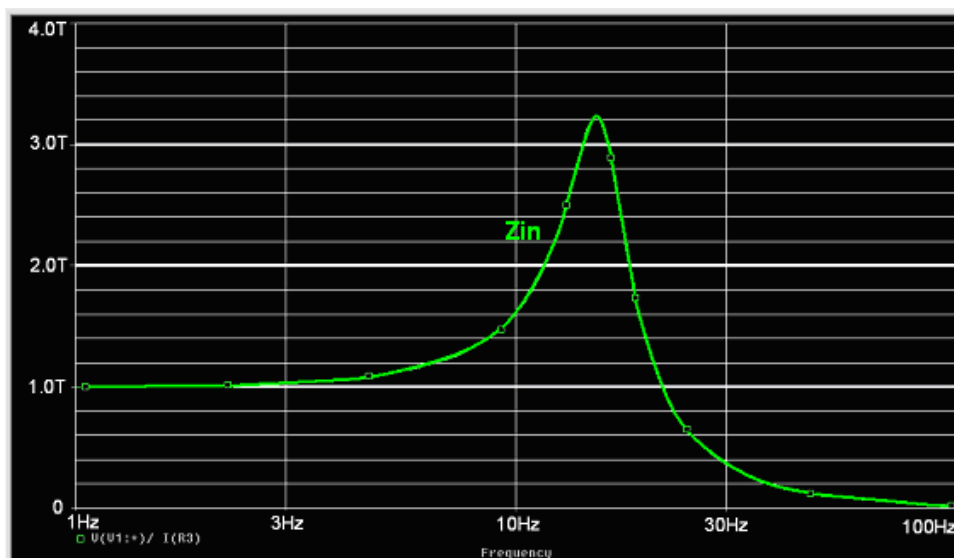


Figura 2.38. Impedancia de entrada de la etapa simulada con Pspice.

En el margen de frecuencias que necesitamos: 4 a 22 Hz la impedancia de entrada se encuentra entre 1 y 3 TΩ de manera que aún en ausencia de gel conductor, la impedancia que exista entre la piel y el electrodo, es de unas

decenas de $M\Omega$ típicamente. Podrá asumirse despreciable y la tensión caerá casi en su totalidad a la entrada del operacional, copiándose a la salida. La impedancia cae bruscamente a frecuencias superiores a las consideradas gracias al lazo formado por C_1 , C_2 y R_2 .

IMPLEMENTACIÓN, MATERIALES, UBICACIÓN

El sistema trabaja con una configuración de canal diferencial entre un mastoides (A1/A2) y la zona central del cráneo (C3, C4 o Cz) siendo importante que los electrodos se adapten a las características de ambas localizaciones. Puesto que uno de los electrodos será utilizado en zona de cabello, se va a construir en forma de delgados cilindros paralelos de plata, cobre o acero para que, a modo de púas, cepillen el cabello hasta quedar en contacto con la piel. La base de cada cilindro debe ser redondeada y suave para que resulte cómodo en su colocación y utilización. La zona de mastoides está libre de cabello con lo que para el electrodo de esta zona se utilizará un disco plano del mismo material. Ambos electrodos y otro de tierra situado en el mastoides libre, deben quedar en contacto con la piel para obtener una buena señal sin ningún adhesivo y que permita una colocación sencilla y se mantenga estable durante largos periodos de tiempo.

El diseño a elegir debe ser anatómico y ajustable al máximo número posible de cráneos, dados las distintas formas y tamaños. Se ha optado por una diadema con tres grados de libertad, en la que los electrodos A1 y A2, situados sobre almohadillas, tienen una altura y un giro regulable; y la apertura tiene una curvatura que se modifica permitiendo mayor o menor presión. Como aumenta la longitud de los cables, estos deben ir apantallados para evitar artefactos debidos a las interferencias que pueden aparecer debidas a acoplamiento inductivos o capacitivos y que serán muy sensibles al movimiento.



Figura 2.39. Electrodo seco, listo para la toma de la señal.



Figura 2.40. Sujeto portando el dispositivo completo.

2.7. PROCESAMIENTO DEL EEG.

El procesamiento y clasificación de la señal de EEG se realiza mediante la secuencia de operaciones de la figura 2.42, que se describen a continuación:



Figura 2.41. Diagrama de bloques general del algoritmo de procesamiento del EEG.

2.7.1. ALGORITMO DE ELIMINACIÓN DE ARTEFACTOS.

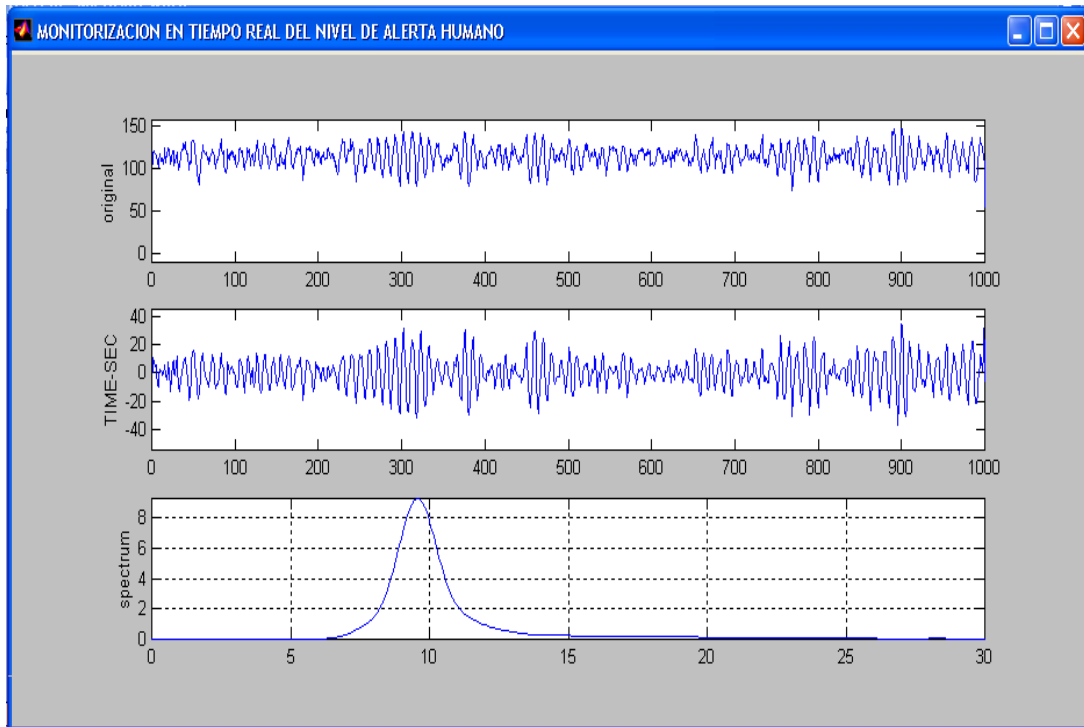
Los artefactos son todas las señales presentes en el EEG debidas a causas ajenas a la actividad cortical de interés, como por ejemplo: parpadeos, movimientos oculares, movimientos corporales, movimientos musculares, movimiento de los cables de conexión y electrodos, etc.

Tanto los parpadeos como los movimientos oculares suelen tener un efecto muy apreciable en la zona frontal y casi desaparecen en la zona central, por ejemplo en el punto C3 estamos prácticamente libres de dichos artefactos. En cuanto a los artefactos debidos a los movimientos del individuo, estos fueron minimizados mediante los siguientes procedimientos:

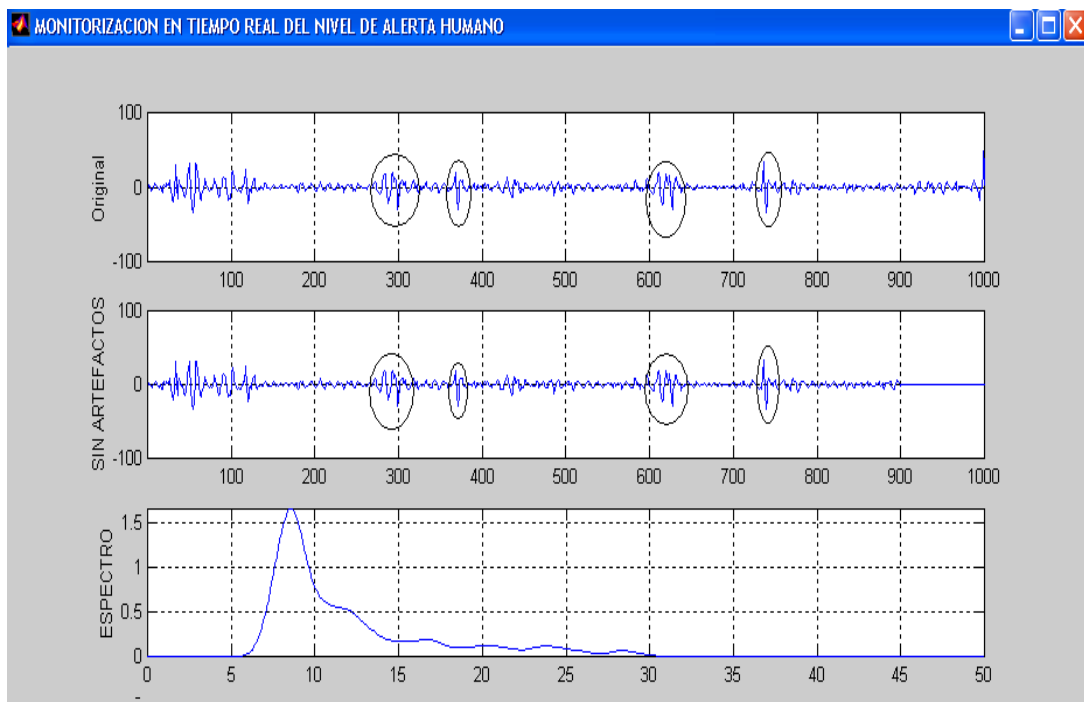
- Diseños de preamplificadores con una alta razón de rechazo al modo común (90dB)
- Por software, con un algoritmo sencillo como el siguiente: la señal de EEG adquirida es dividida en segmentos de 1 segundo (parámetro seleccionable) que serán tomadas en cuenta dependiendo de que todas las muestras del segmento están dentro del rango normal seleccionado para el EEG (en nuestro caso, consideramos [0-200 μ V] ese rango de EEG normal). Todos los segmentos admitidos conforman la nueva señal de EEG, que supondremos libre de los artefactos de la naturaleza mencionada, que será la que se utilice en el resto del procesamiento.

En la figura 2.43 (a), podemos ver un ejemplo de una señal de EEG de 10 segundos registrada en la zona frontal FP1 con ojos cerrados y relajados y en la figura 2.43 (b) la correspondiente a la condición de ojos abiertos. En esta última podemos apreciar los parpadeos en la gráfica superior de tiempo (marcados por elipses) y en la inferior la señal libre de artefactos.

Esta última es la considerada en el tratamiento posterior y en la aplicación de los algoritmos de clasificación. La escala temporal está expresada en número de muestras (la frecuencia de muestreo es de 100 Hz, en 10 segundos tenemos 1000 puntos). Además podemos apreciar los espectros de potencias (eje horizontal en Hz) para ambos casos que se explicarán más adelante.



(a)



(b)

Figura 2.42. (a) Señal de EEG de 10 segundos registrada en la zona frontal en condición de ojos cerrados y relajado; (b) El EEG correspondiente a la condición de ojos abiertos.

2.7.2. FILTROS DIGITALES.

El término **filtro digital** es cualquier procesamiento realizado en una señal de entrada digital con el fin de modificar sus componentes de frecuencia originales según se requiera.

Ventajas de los filtros digitales:

- Alta inmunidad al ruido
- Alta precisión (limitada por los errores de redondeo en la aritmética empleada).
- Fácil modificación de las características del filtro.
- Muy bajo costo.

Su clasificación puede considerarse de la siguiente manera:

ECUACION EN DIFERENCIAS	TIPO DE FILTRO
$y[n] = \sum_m B_m x[n-m]$	FIR (Finite Impulse Response). No Recursivo. Moving Average (MA) orden m. Todo ceros.
$\sum_k A_k y[n-k] = x[n]$	IIR (Infinite Impulse Response). Recursivo, Auto regresivo (AR), orden N ó. Todo polos
$\sum_k A_k y[n-k] = \sum_m B_m x[n-m]$	IIR Recursivo, ARMA(N,M), Polos y Ceros.

Tabla 2.2. Tipos de filtros y su ecuación en diferencias.

Características Generales:

- Los filtros IIR producen en general distorsión de fase, es decir la fase no es lineal con la frecuencia.
- Los filtros FIR son de fase lineal, lo que equivale a decir que su respuesta tiene un retraso constante.
- El orden de un filtro IIR es mucho menor que el de un filtro FIR para una misma aplicación.
- Los filtros FIR son siempre estables.

Dentro de los filtros digitales el que se ajusta mas a los requerimientos de diseño es el filtro FIR (Finite Impulse Response) ya muestra una excelente

respuesta a la señal de entrada. Se utilizó el método de muestreo en frecuencia.

Un filtro FIR de orden m se describe por la siguiente ecuación en diferencias,

$$y[n] = B_0x[n] + B_1x[n-1] + \dots + B_Mx[n-M]$$

Lo que da lugar a la función de transferencia:

$$H(z) = B_0 + B_1z^{-1} + \dots + B_Mz^{-M}$$

Los coeficientes $\{B_k\}$ se denominan coeficientes del filtro.

No hay recursión, es decir, la salida depende sólo de la entrada y no de valores pasados de la salida.

La respuesta es por tanto una suma ponderada de valores pasados y presentes de la entrada. De ahí que se denomine de Media Móvil (Moving Average)

La función de transferencia tiene un denominador constante y sólo tiene ceros.

La respuesta es de duración finita ya que si la entrada se mantiene en cero durante M periodos consecutivos, la salida será también cero.

PROCESO DE DISEÑO DEL FILTRO DIGITAL:

- Establecer las especificaciones del filtro. Estas especificaciones son las mismas que las requeridas por un filtro analógico.

Para nuestro diseño:

Frecuencia de corte: $F_{c1} = 4\text{Hz}$ (frecuencia de corte mínima), $F_{c2} = 30\text{Hz}$ (frecuencia de corte máxima). Frecuencia de muestreo $F_s = 100\text{Hz}$.

Frecuencia máxima = 50Hz .

- Determinar la función de transferencia que cumpla las especificaciones.
- Tomar en cuenta que para el diseño de un filtro FIR el orden de este es mucho mayor que un filtro IIR. (120 orden filtro FIR).

Ejemplo: Filtro FIR. Programa computacional MATLAB

$WcN = [4 \ 30]/f_{max}$; Vector de frecuencias normalizado.

$b = \text{fir1}(120, WcN)$; Calculo de los coeficientes.

$b = \text{fir1}(n, wn, \text{type}, \text{ventana})$;

n = orden del filtro;

wn = vector de frecuencias normalizado

type = high (pasa alta), stop (elimina banda)

ventana = blackman, hamming, hanning, etc)

$b = \text{fir2}(n, f, A, \text{ventana})$;

n = orden del filtro;

f = vector normalizado de frecuencias;

A = vector normalizado de ganancias

$b = \text{remez}(n, f, A)$;

n = orden del filtro;

f = vector normalizado de frecuencias;

A = vector normalizado de ganancias

$x_{\text{filt}} = \text{filter}(b, 1, x)$; x : la señal a filtrar ; salida del filtro utilizando el coeficiente calculado anteriormente:

CAPITULO 3

ALGORITMOS DE CLASIFICACION.

Para la búsqueda y extracción de aquellas características del EEG que pudiesen ser usadas para la clasificación del nivel de alerta, se han estudiado comparativamente métodos, tanto en el dominio de la frecuencia como en el dominio del tiempo. Para la identificación de las características de clasificación en el dominio de la frecuencia, fue necesaria la estimación del espectro de potencias obtenido mediante el método de Welch.

La búsqueda de esas características espectrales, derivadas de los estimadores espectrales obtenidos y los resultados obtenidos de una serie de experimentos previos, diseñados con el objeto de comparar la capacidad discriminación de parámetros derivados del EEG, se orientó hacia descriptores de la energía contenida en las bandas de este espectro de potencias.

En cuanto a la extracción de características temporales del EEG, centramos el estudio hacia la identificación de parámetros relacionados con la complejidad de la señal. Se exploraron dos métodos principales, ampliamente usados para el análisis de series temporales en Dinámica No Lineal:

- La determinación de la dimensión fractal de series temporales
- la estimación de la auto-similitud de largo alcance a través del cálculo del coeficiente de Hurst.

Para todas las características analizadas el objetivo fue común: comparar su capacidad discriminación en función de los factores experimentales, y determinar su robustez frente a la variabilidad interpersonal.

3.1 EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS ESPECTRALES DEL EEG RELEVANTES PARA LA ESTIMACIÓN DEL NIVEL DE ALERTA

La figura 3.1 muestra los efectos sobre la densidad espectral del EEG de las distintas condiciones de modulación del nivel de alerta producidas por estímulos de intensidad creciente. La gráfica representa el espectrograma (calculado con ventana de Hanning de 100 puntos, superposición del 50% y

512 puntos para llenado de ceros) calculado para segmentos de 40 segundos de la señal de EEG (C3). Este ejemplo corresponde a un individuo con un ritmo alfa cercano a 10 Hz, frecuencia estimada a partir de los registros de EEG medidos en situaciones de relajación y con ojos cerrados. Asumiendo que el EEG es un proceso estocástico no estacionario, se han seleccionado esos segmentos o intervalos de cálculo del espectro de manera que podamos asumir que se dan las condiciones de estacionalidad local. Con esta suposición, el comportamiento de las diferentes bandas de frecuencia en función de los dos factores de experimentación podrá ser caracterizado mediante el espectro estimado en esos segmentos.

Para evitar el efecto de los diversos factores que influyen en la ganancia del sistema de captura y amplificación del EEG, se procedió a la normalización en amplitud, respecto de su valor máximo, de los espectros en cada uno de sus intervalos de cálculo (10 segundos, por ejemplo). En la figura 3.1, se muestran ejemplos de los espectros normalizados para tres individuos analizados, promediados para cada una de las tareas del experimento (ojos cerrados, conducción monótona y conducción rápida). Los tres ejemplos han sido seleccionados con el propósito de mostrar los comportamientos diferentes detectados en función de las diferentes conductas alfa de cada uno de los sujetos. El primero corresponde a un individuo con ritmo alfa cercano a 8.5 Hz, el segundo de 10 Hz, el tercero de 11.5 Hz.

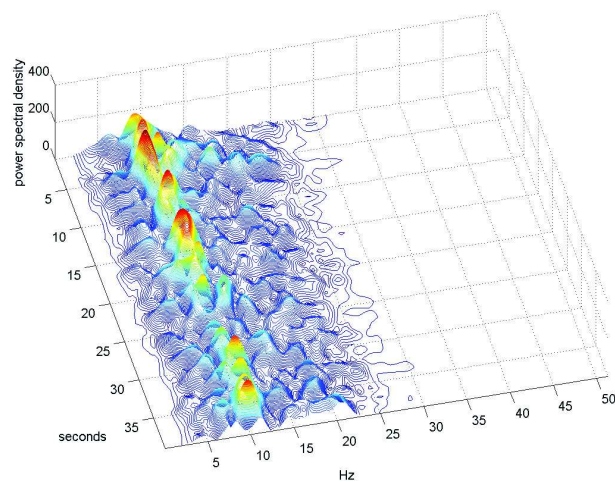
Como puede observarse en las figuras, tanto en la representación de la evolución del espectro en el tiempo (figura 3.1) como en los promedios espectrales para cada nivel de estímulo (figura 3.2), es evidente el efecto de ensanchamiento del espectro como respuesta al aumento de la intensidad del estímulo. Este resultado corrobora descripciones previas [Saroj y Craig, 2001; [9]]; Idogawa, 1989 [4] ;que describen cualitativamente el comportamiento de varias bandas espectrales para situaciones de relajación y alerta. Desde esa evidencia parece lógico basar la búsqueda de las características del EEG para la discriminación del estado de alerta en la energía contenida en las mencionadas bandas espectrales o en una combinación de ellas.

El análisis de resultados determinará cuáles de esos estadísticos son más apropiados para cuantificar esos cambios de la morfología espectral. Sin

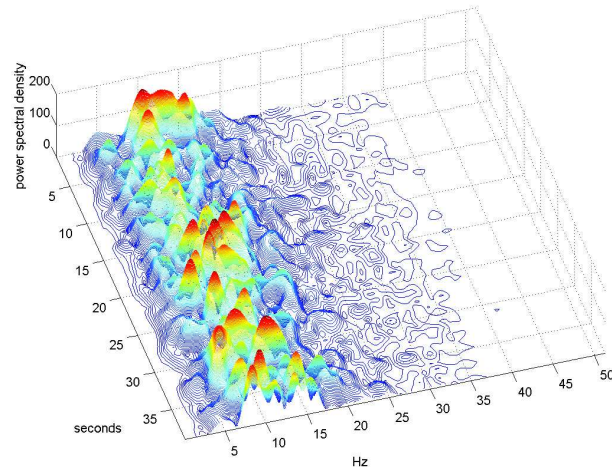
embargo, dado que se había observado una importante dependencia interindividual en el comportamiento del espectro en función de las distintas conductas alfa de los sujetos, como se observa en la figura 3.2, se procedió a una segunda normalización del espectro que compensara tales efectos. La idea de esa normalización es asumir que el efecto de ensanchamiento descrito tiene lugar siempre alrededor de la frecuencia alfa de cada individuo. En definitiva se propone que las características del EEG para la discriminación del estado de alerta han de ser definidas en relación a la conducta alfa particular para cada individuo.

Con este criterio el efecto del ensanchamiento espectral asociado al incremento en el nivel de alerta, sugiere la definición de tres variables derivadas del EEG:

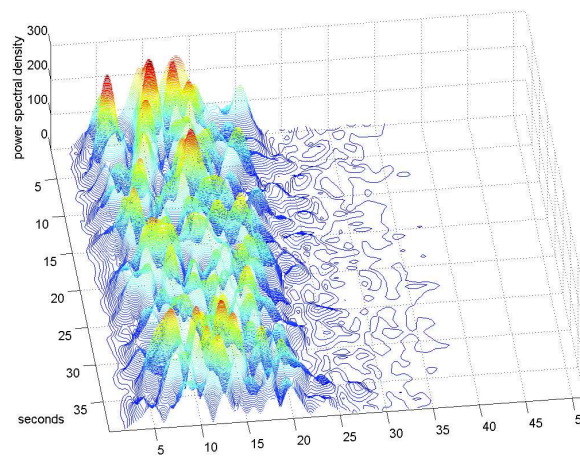
1. La potencia en la banda alrededor del ritmo alfa personal (RAP) que la denominaremos banda alfa personal (BAP) y la definimos como (BAP: $RAP - 3, RAP + 2$ Hz).
2. Las potencias por encima y por debajo de esta banda, que llamaremos banda superior personal (BSP) y banda inferior personal (BIP), respectivamente.



(a)



(b)



(c)

Figura 3.1. Evolución temporal del espectro de potencias (espectrograma calculado con ventana de Hanning de 100 puntos, superposición del 50% y 512 puntos para llenado de ceros) de segmentos de 40 segundos de una derivación de EEG (C3) de un individuo con ritmo alfa cercano a 10 Hz: (a) Registro realizado durante la situación de ojos cerrados, (b) Registro realizado durante conducción monótona y (c) Registro realizado durante conducción rápida.

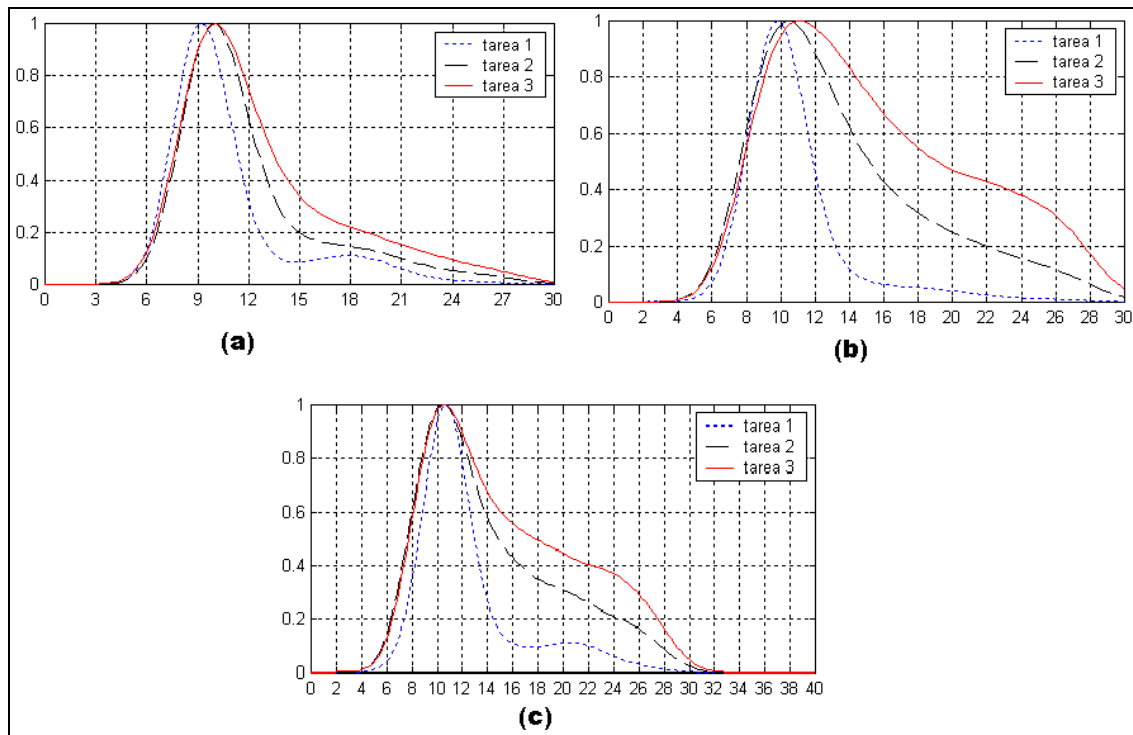


Figura 3.2. Se puede ver diferentes frecuencias alfa: (a) 9 Hz, (b) 10Hz, (c) 11 Hz.

Además, las bandas espectrales fueron definidas por frecuencias fijas, que de acuerdo a nuestras observaciones (figura 3.2), aún siendo aplicadas para el caso en el que el sujeto está activo, con sus ojos abiertos y desempeñando tareas normales, la capacidad de discriminación de estos algoritmos debería variar para cada sujeto a quien se aplique; fenómeno que también se nos presentó durante la experimentación inicial, y que corrobora las conclusiones finales de varios estudios como el de Saroj y Craig, 2001 [9], que mencionan la existencia de una fuerte variabilidad interpersonal.

3.2. EXTRACCIÓN DE LA DIMENSIÓN FRACTAL DEL EEG PARA LA ESTIMACIÓN DEL NIVEL DE ALERTA.

La caracterización de un sistema, se hace por medio de descriptores (dimensión correlación, dimensión fractal, exponente de Lyapunov, exponente de Hurst, etc) para la medida de su complejidad. Estudios como los de Watters, 1998 [10], sugieren que la señal del EEG es generada por un proceso fractal que contiene correlaciones temporales de largo alcance, y su complejidad puede ser caracterizada por medio de su dimensión fractal.

Para el caso de series temporales, la dimensión fractal será un número que varía entre 1 y 2 (1 para una línea y 2 para un plano) y mientras más se acerque a 2, más compleja será la señal (Higuchi, 1998 [11]). Para el cálculo de la dimensión fractal, extraída directamente de la serie temporal, existen varios métodos como los de Katz, Petrosian y Higuchi. Este último es el más apropiado para trabajar con un número de muestras reducido (500 ó 1000 puntos) (Higuchi, 1998 [11]; Accardo, 1997 [12]; Ciszewski, 1999 [13]; Klonowski, 1999 [14]) para calcular la dimensión fractal y por ello parece más adecuado, en principio, para nuestro propósito que requiere trabajar en tiempo real. El modelado del EEG como proceso fractal, se ha utilizado en varios estudios para la caracterización del EEG.

Para valorar los cambios producidos en la actividad espontánea o inducida, debidos a ciertos tipos de drogas, Wackermann, (1993) [15] utilizó la dimensión fractal de Higuchi, demostrando una capacidad de reducción del tamaño de las series de EEG mejor de 1:100, preservando su potencia de diagnóstico. La selección final del método de Higuchi se basó en el estudio comparativo de la potencia de clasificación obtenida con los tres métodos (Katz, Petrosian y Higuchi), resultando el método de Higuchi el mejor en toda la experimentación.

Ya que el método de Higuchi elegido para la estimación de la dimensión fractal presenta en la bibliografía disponible algunas variantes en el procedimiento seguido para su estimación, a continuación resumimos el método específico utilizado:

Algoritmo de Higuchi [16]

Debido a las características de estacionalidad propias de la señal de EEG, en que las variaciones entre estados dependientes del nivel de estímulos externos pueden ser relativamente rápidas, y más importante, porque nuestro propósito es utilizarlo en tiempo real de modo que el estado de alerta de un individuo sea evaluada cada 5 ó 10 segundos, para estimar la dimensión fractal utilizando este método, seguimos el siguiente procedimiento:

Primeramente consideramos la siguiente serie temporal X obtenida de las observaciones temporales del EEG, hechas a intervalos regulares:

$$X(1), X(2), X(3), \dots, X(N).$$

Para esta serie, construimos una nueva serie temporal definida de la siguiente manera:

$$X_m^k = \{X(m), X(m+k), X(m+2k), \dots, X(m + [(N-m)/k]k)\}$$

Donde $m = 1, 2, \dots, k$ (m y k son enteros) y $[]$ significa la parte entera.

En esta expresión, m indica el tiempo inicial y k el intervalo de tiempo, que suele elegirse entre 8 ó 16, en nuestro caso tendrá el valor de 8 ya que los resultados obtenidos con 16 no mostraron mejoras considerables y la carga computacional aumenta considerablemente. Para un valor específico de k , obtenemos un conjunto de k series nuevas. Por ejemplo, para $k=3$ y $N= 100$, el conjunto de series obtenido sería el siguiente:

$$X : X(1), X(4), X(7), \dots, X(97), X(100)$$

$$X : X(2), X(5), X(8), \dots, X(98)$$

$$X : X(3), X(6), X(9), \dots, X(99)$$

Para cada una de estas series, se define una longitud $L_m(K)$ que se calcula como sigue

$$L_m(K) = \left\{ \left(\sum_{i=1}^{\frac{N-m}{k}} |X(m+ik) - X(m+(i-1)k)| \right) \frac{N-1}{\left[\frac{N-m}{k} \right]_k} \right\} / K$$

El término $(N-1) / [(N-m) / k].k$, representa un factor de normalización y la división por k es realizada para obtener un promedio de distancias, ya que son k series las que intervienen en el cálculo. Si la serie temporal inicialmente considerada es de tipo fractal, se cumplirá la siguiente relación:

$$L(k) \propto k^{-D}$$

Donde D representa la dimensión fractal de la serie temporal.

Si representamos $\log(L(k))$ en función del $\log(k)$, la pendiente de la recta, idealmente obtenida si el proceso es fractal, representaría el valor D (figura 46).

En nuestro caso utilizaremos una señal de 1000 muestras, que equivale a 10 segundos de señal con la frecuencia de muestreo de 100 Hz utilizada. En cuanto al valor de k , hemos considerado $k = 8$ que da lugar a 7 posibles pendientes.

El valor final del parámetro D será obtenido al promediar todas ellas, despreciando únicamente la primera y la última.

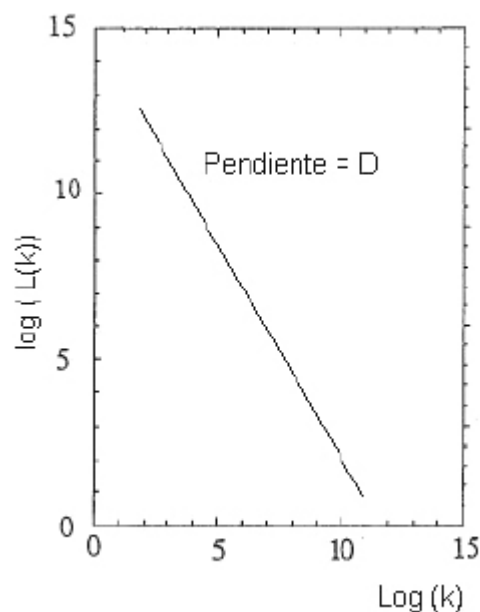


Figura 3.3. Gráfica $\log(L(k))$ en función del $\log(k)$. La pendiente de la recta representa el valor D (dimensión fractal de la serie temporal)

3.3. EXTRACCIÓN DE LA AUTO-SIMILITUD DE LARGO ALCANCE DEL EEG PARA LA ESTIMACIÓN DEL NIVEL DE ALERTA.

Se denomina proceso estocástico de corto alcance o corta memoria aquel para el que la función de correlación decae rápidamente ya que solo entre muestras cercanas existe una correlación no nula. Un proceso estocástico de largo alcance o larga memoria es aquel en el que la función de correlación decae más lentamente puesto que existe una correlación no nula entre muestras lejanas.

Los procesos estacionarios de larga memoria la encontramos en Georgios Lazarou y Victor Frost, [1999] [17]. En esta referencia se menciona que uno de los procesos más simples de memoria larga son los procesos auto-similares. Se trata de unos procesos particularmente atractivos ya que el grado de dependencia de larga memoria puede ser determinado por un único parámetro denominado exponente de Hurst (H).

Ya que una de las características de los procesos fractales es su auto-similitud de largo alcance, si asumimos que el EEG puede ser considerado un proceso fractal, es factible caracterizar los cambios producidos en su morfología por medio del exponente de Hurst.

Existe una gran cantidad de métodos para la estimación del parámetro de Hurst:

- a) Método de Varianzas Agregadas
- b) Rango reescalado
- c) Periodograma
- d) Estimador de Whittle.

Los tres primeros métodos realizan una estimación gráfica del parámetro de Hurst, mientras que el último lo hace en forma analítica. Por su sencillez y coste computacional, nosotros hemos elegido el primer método que consiste en lo siguiente:

Método de varianzas agregadas [18]

Si consideramos a $X=\{X_t, t=0,1, 2, 3, \dots, N\}$ como una secuencia estacionaria en sentido amplio, caracterizada por los siguientes parámetros:

$$\mathbf{E}(\mathbf{X}) = \mu$$

$$\mathbf{Var}(\mathbf{X}) = \sigma^2$$

$$\mathbf{Autocorrelación} = \mathbf{r}(\mathbf{k})$$

Si a partir de esta serie original (X), obtenemos “m” series nuevas (denominadas series agregadas) obtenidas al promediar la serie original sobre bloques no trasladados de tamaño m, reemplazando cada bloque por su promedio, esto es:

$$X_k^m = \frac{X_{km-m+1} + \dots + X_{km}}{m}; \quad k \geq 1$$

Donde m es un parámetro que tendremos que definir más adelante. Las nuevas series agregadas también son estacionarias en sentido amplio.

Una de las principales características de los procesos estocásticos de larga memoria es que la varianza de las series agregadas $X(m)$ decae lentamente de acuerdo a:

$$\text{Var } X^{(m)} \approx am^{-\beta} \quad 0 < \beta < 1$$

Donde a es una constante positiva independiente de m y $0 < \beta < 1$

Las varianzas de las series obtenidas por agregación, que se cumple para todo m , están dadas por la siguiente expresión:

$$\text{Var } X^{(m)} = \frac{1}{N/m} \sum_{k=1}^{N/m} (X^{(m)}(k))^2 - \left(\frac{1}{N/m} \sum_{k=1}^{N/m} X^{(m)}(k) \right)^2$$

Para sucesivos valores de m (equidistantes sobre una escala logarítmica), el logaritmo de la varianza de las series agregadas se representa en función del logaritmo de m ; al que se ajusta por mínimos cuadrados una recta. La pendiente de dicha recta (parámetros β) expresa la velocidad de decaimiento de la función de auto correlación de las series obtenidas por agregación

El estimador del parámetro de Hurst (H) es obtenido como: $H = 1 - \beta/2$.

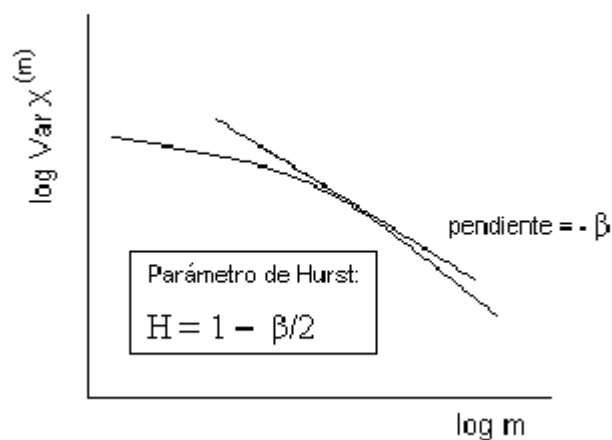


Figura 3.4. Gráfica del logaritmo de la varianza de las series agregadas en función del logaritmo de m .

La pendiente de la recta (parámetro β), que expresa la velocidad de decaimiento de la función de auto correlación de las series obtenidas por agregación, permite calcular el parámetro H.

Si se trata de un proceso auto-similar, el valor del parámetro H deberá estar en el rango:

$$1/2 < H < 1$$

Cuanto más se acerque H al valor de 1, más alto es el grado de correlación entre muestras lejanas y por tanto habrá un mayor grado de auto-similitud de largo alcance. Cuanto más se acerque al valor de 0.5, más aumentará el grado de correlación entre muestras cercanas, caracterizando a un proceso de corto alcance o corta memoria.

En nuestro caso si pretendemos disponer de una estimación del nivel de alerta cada 10 segundos con una frecuencia de muestreo de 100 Hz, aplicamos el algoritmo cada 1000 muestras (N=1000). A estas 1000 muestras debemos aplicar el algoritmo de las varianzas agregadas, lo que implica en primer lugar obtener las series agregadas mediante las expresiones anteriores. El parámetro m tomará su valor de manera que al hacer la transformación a escala logarítmica, los valores de las varianzas de las series agregadas, queden equiespaciadas. Seleccionando $m=100$, para facilitar las transformaciones a escala logarítmica, obtenemos 10 series agregadas con sus respectivas varianzas, de las que se obtiene, por el procedimiento anterior, el valor del parámetro de Hurst.

3.4 SOFTWARE PARA EL DESARROLLO DE LOS PROCEDIMIENTOS DE PROCESAMIENTO Y CLASIFICACIÓN.

Los procedimientos de análisis de la señal y de clasificación del nivel de alerta basados en los diferentes métodos antes detallados, fueron implementados en dos aplicaciones de software.

- Realizar un análisis en tiempo diferido
- Realizar un análisis en tiempo real

Las opciones son detalladas a continuación:

Tipos de transmisión: A lo largo de este trabajo se han obtenido diferentes versiones de sistemas cuya lectura de la información ha sido realizada por

medio del puerto paralelo o por medio del puerto serie (vía bluetooth) del ordenador. En el caso del puerto serie, el puerto por el que el ordenador recibirá la información es el COM5 y su velocidad (9600 baudios). Esta velocidad debe ser la misma que la programada en el microcontrolador (PIC16F876).

Operación a realizar:

Para el caso de que el sistema sea utilizado para hacer análisis en tiempo diferido, se graba las señales de EEG adquiridas cada 5 minutos en ficheros que posteriormente se podrán analizar directamente con la aplicación realizada en Matlab. Si se quiere hacer una clasificación del nivel de alerta en tiempo real, se puede visualizar los resultados cada 10 segundos. Para esto será necesario que el usuario haya escogido uno de los algoritmos de clasificación.

Ritmo alfa: Para el caso de algoritmos de clasificación basados en bandas de frecuencia, debido a que el método lo requiere, se deberá especificar el ritmo alfa particular del individuo en experimentación.

Procesado de señal: Aquí se permite seleccionar todos los parámetros de procesamiento del EEG en lo que tiene que ver con filtrado, características de la ventana deslizante y umbrales para eliminación automática de artefactos debidos a movimiento.

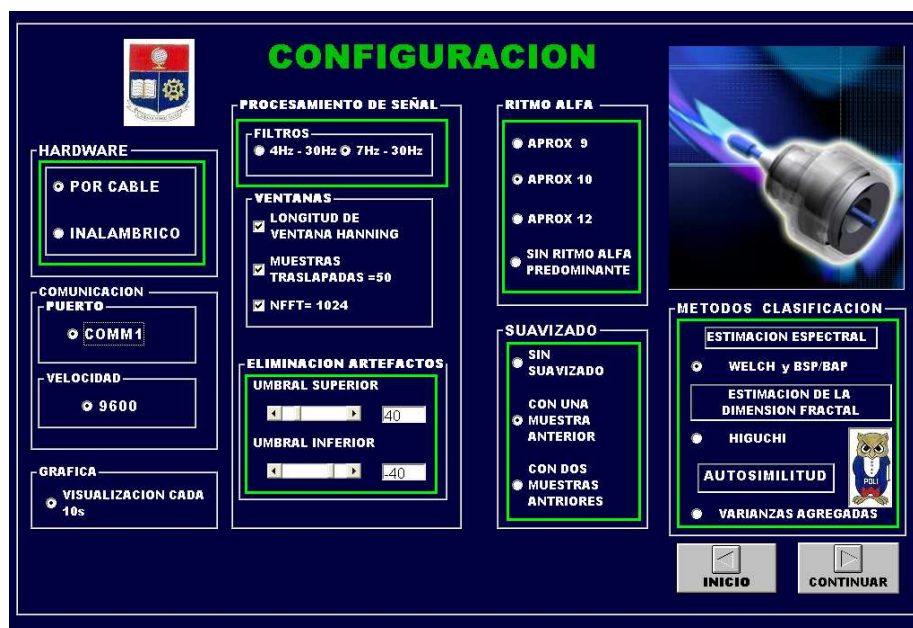


Figura 3.5. Interfaz gráfica con sus diferentes opciones.

Métodos de clasificación:

La interfaz proporciona el método mediante el cual la señal puede ser tratada (ver figura 3.6).



Figura 3.6. Interfaz gráfica en la cual se señala los diferentes métodos de clasificación para tratar a la señal.

Análisis en tiempo Real.- Para observar los resultados de clasificación, se debe escoger uno de los métodos de clasificación anteriormente explicados.

La forma en la que se observa la aplicación en funcionamiento en el modo de tiempo real, la podemos ver en la figura 50, en la que tenemos la señal de EEG vista como serie temporal (10 segundos) original (con artefactos), la nueva señal temporal sin artefactos obtenida al aplicársele el procedimiento de eliminación de artefactos ya descrito, el espectro de potencias de esta última señal y la gráfica de clasificación del nivel de alerta vista como gráfica evolutiva.

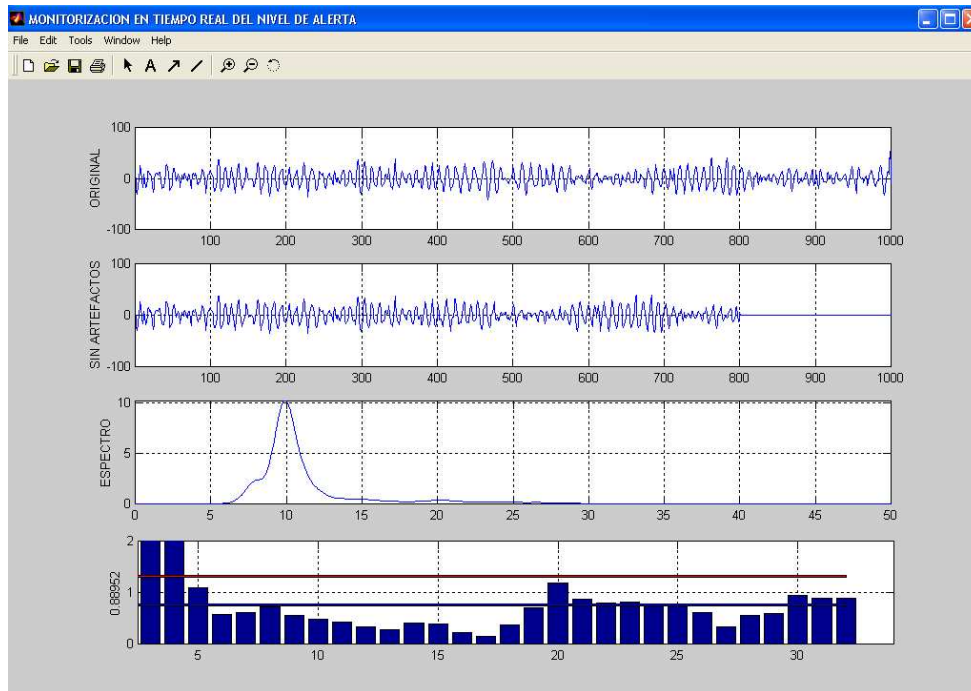


Figura 3.7. Programa realizado en Matlab en el que el trazado superior es la señal de EEG original con artefactos (10 segundos); más abajo: la nueva señal temporal sin artefactos; inmediatamente debajo: el espectro de potencias de esta última señal.

En esta última gráfica de la figura 3.7 se han representado dos líneas horizontales que corresponden a los umbrales de clasificación empleados: por debajo de la barra inferior cuando el sujeto está en un estado de alerta bajo; entre las dos barras en un estado de alerta normal o por encima de la barra superior en un estado de alerta alto. En este caso, la evolución de la alerta corresponde a un individuo que está conduciendo en el simulador de conducción a alta velocidad y que por ello sus evaluaciones están por encima de la barra superior.

Análisis en tiempo Diferido.-Al utilizar el sistema en tiempo diferido (figura 51) en la que la interfaz gráfica se encarga de adquirir la señal de EEG y almacenarla en ficheros de 5 minutos de duración. Estas señales son analizadas con un programa realizado en Matlab que muestra los resultados obtenidos con todos los métodos de clasificación para su comparación relativa.

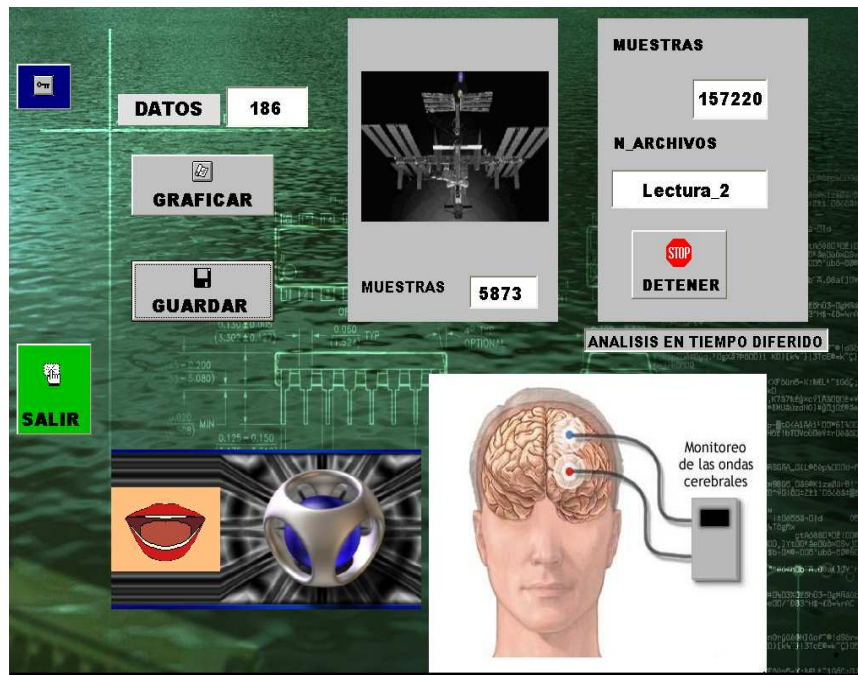


Figura 3.8. Análisis en tiempo diferido

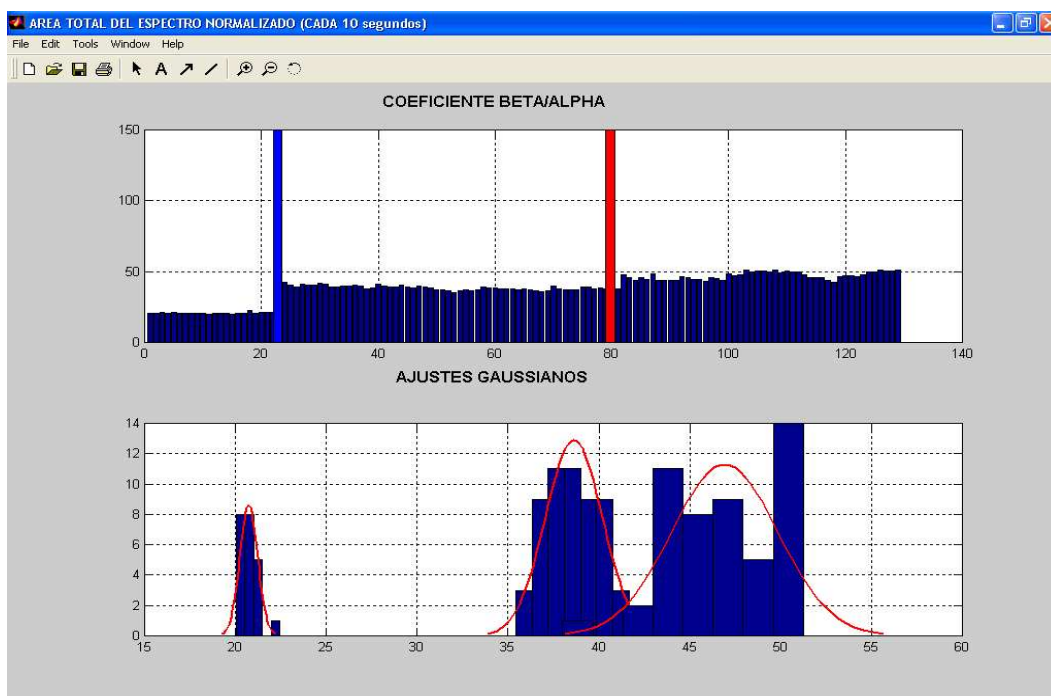


Figura 3.9. Señales de EEG registradas en la gráfica superior se muestra uno de los métodos de clasificación aplicado a tres situaciones de alerta: ojos cerrados, conducción lenta y conducción rápida, separadas por barras verticales. En la gráfica inferior se muestra los histogramas y ajustes gaussianos.

Dentro de la programación, la herramienta indispensable utilizada para el correcto funcionamiento del equipo, es la comunicación existente entre los dos programas utilizados para tener una interfaz accesible y fácil de manejar.

Para realizar dicha comunicación los datos adquiridos mediante el Visual Basic son almacenados en distintas variables de acuerdo a su requerimiento. Estas variables contienen la información de la selección realizada por el usuario y también dependiendo de cual sea lleva toda la información de la señal adquirida. A continuación se muestran en las gráficas la manera de almacenar variables mismas que se guardaran por defecto dentro del directorio del Visual. (C:\Archivos de programa\Microsoft Visual Studio\VB98).

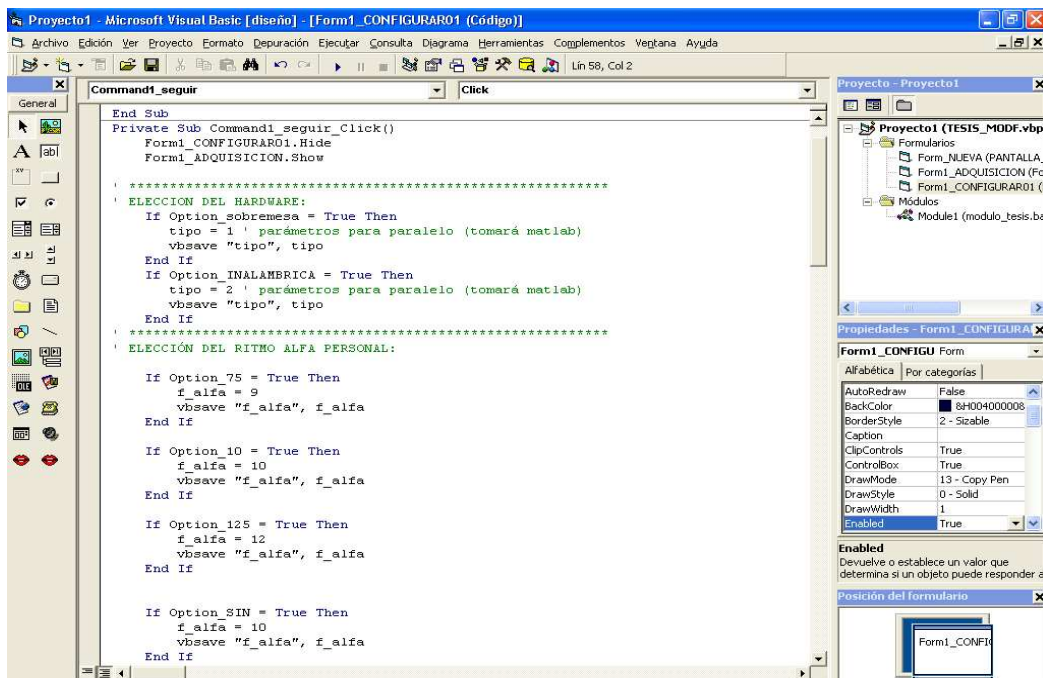


Figura 3.10. Programación en el programa visual Basic, el cual almacena las variables que identifican las diferentes opciones a realizarse, para luego serán leídas desde el matlab y este realice la clasificación.

```
load tipo.mat;
tipo=A;
% =====
% Para tx por cable (paralelo):
% =====
if tipo== 1
    fmax=50;
    fs=100;
    LongVentanaHanning=100;
    MuestrasTraslapadas=50;
end
% =====
% Para tx por bluetooth:
% =====
if tipo== 2
    fmax=480;
    fs=960;
    LongVentanaHanning=200;
    MuestrasTraslapadas=100;
end
% =====
% Lectura de opciones provenientes desde Visual Basic:
% =====
load f_alfa.mat;
f_alfa=A;
load filtro.mat;
filtro=A;
load umbral_superior.mat;
umbral_superior= A;
load umbral_inferior.mat;
umbral_inferior= A;
% =====
load clasif.mat;
clasif=A;
```

Figura 3.11. Programa en MATLAB: toma las variables guardadas desde el Visual Basic para realizar las múltiples acciones.

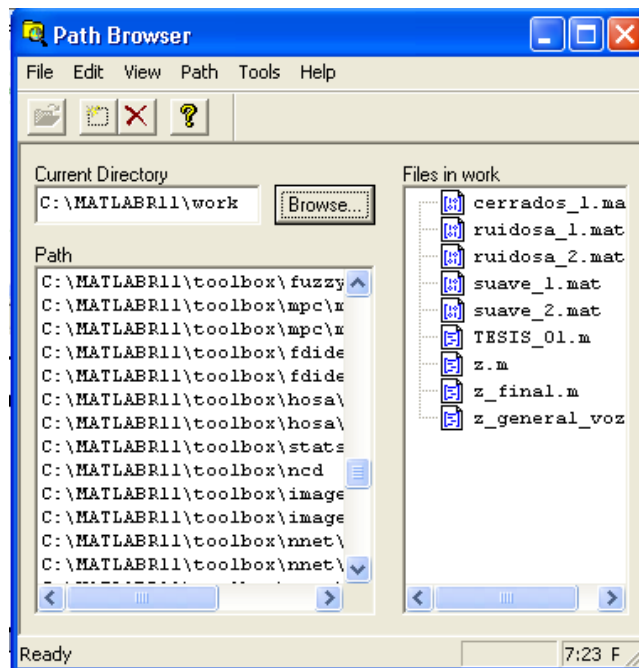


Figura 3.12.- En el programa MATLAB, es importante para la adquisición de las variables que se dirccione el PATH con la dirección de donde se encuentran los archivos.

CAPÍTULO 4

PRUEBAS Y RESULTADOS.

En este capítulo se muestra los resultados obtenidos al aplicar el sistema para analizar los resultados de las líneas de investigación de este proyecto:

- Las señales obtenidas a través el equipo.
- Capacidad de clasificación de los algoritmos aplicados.
- Fiabilidad en la tecnología de electrodos secos.

Además de los resultados obtenidos con los diferentes métodos de clasificación, con respecto a su robustez frente a la variabilidad tanto intra como inter-personal.

En las figuras siguientes podemos observar varios registros realizados en condiciones que manifiestan la clara naturaleza fisiológica de la señal. Así, en las figuras 4.1, 4.2 y 4.3 podemos comprobar la aparición de ritmos alfa en los instantes del registro en que el sujeto se encuentra con los ojos cerrados. En la figura 4.4 aparece un registro tomado en frontal, si bien esta localización no se realizará para clasificación de estados de alerta, para demostrar la presencia de artefactos debidos al parpadeo. Los artefactos debidos a la contracción de los músculos de la mandíbula se pueden observar en la figura 4.5 donde se pidió al sujeto que mordiera fuertemente.

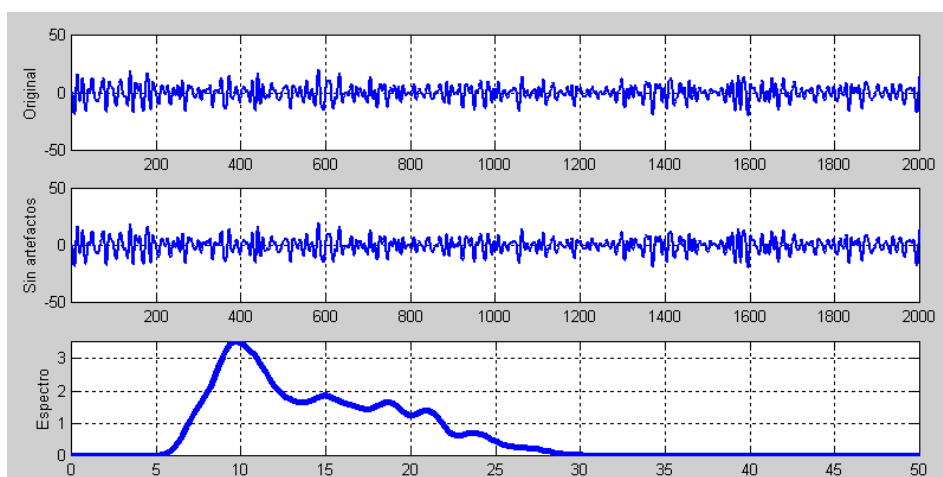


Figura 4.1. Registro de 10 segundos tomado en un sujeto en estado de ojos abiertos.

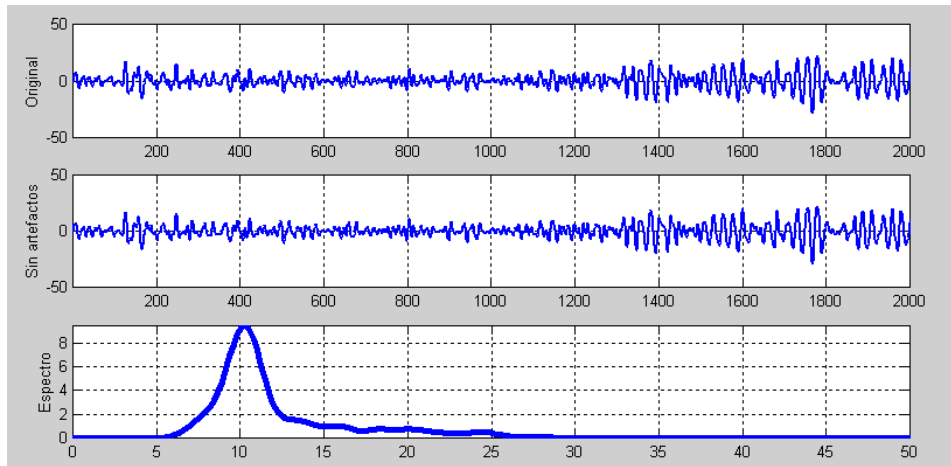


Figura 4.2. Registro de 5 segundos de ojos abiertos y 5 segundos de ojos cerrados.

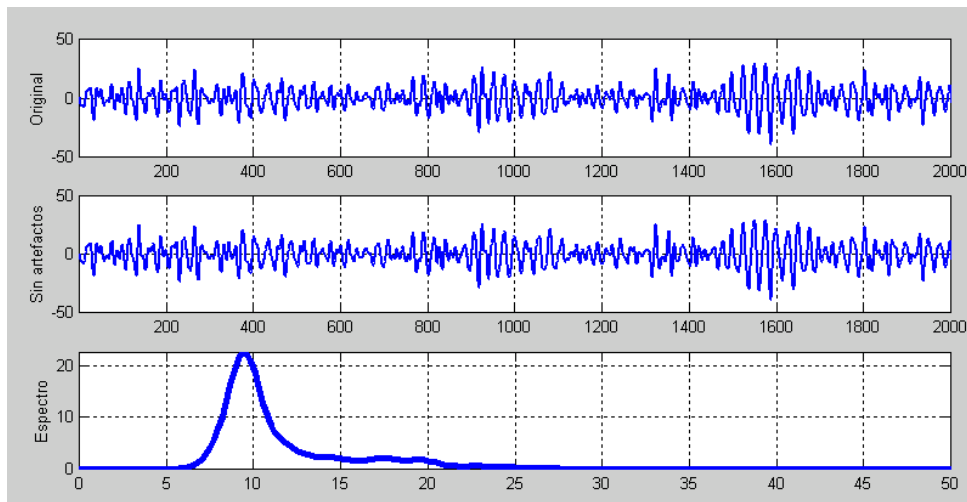


Figura 4.3. Registro de 10 segundos tomado en un sujeto en estado de ojos cerrados.

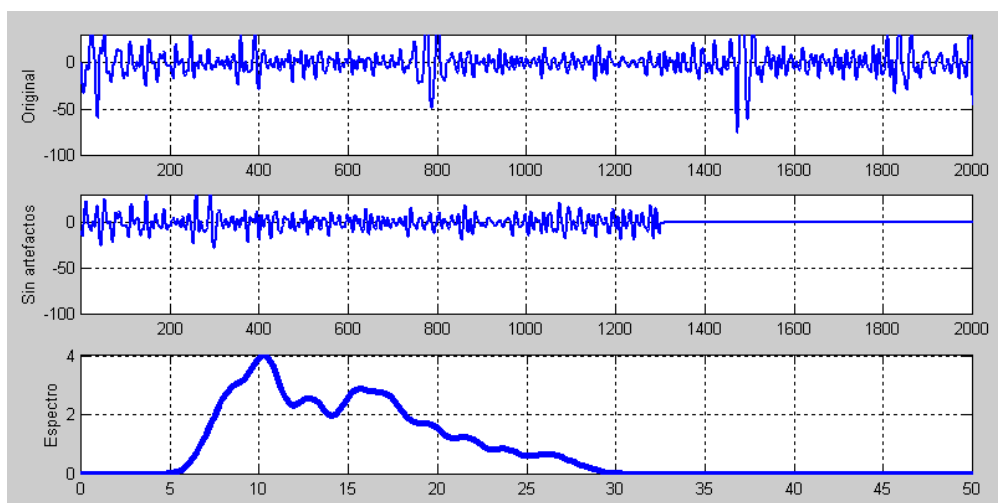


Figura 4.4. Registro tomado en el frontal para poner de manifiesto la presencia de artefactos de parpadeo.

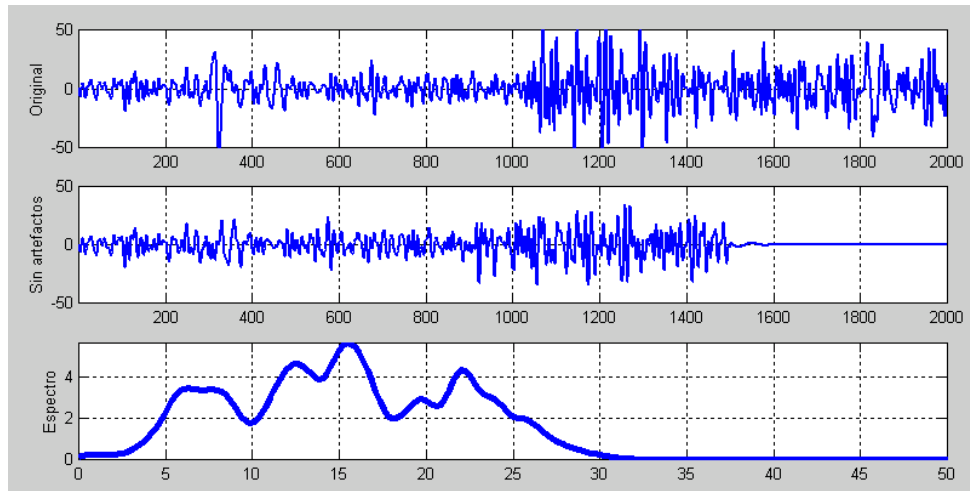


Figura 4.5. Registro de 10 segundos en el que los 5 últimos están contaminados por la presencia de la contracción de los músculos de la mandíbula.

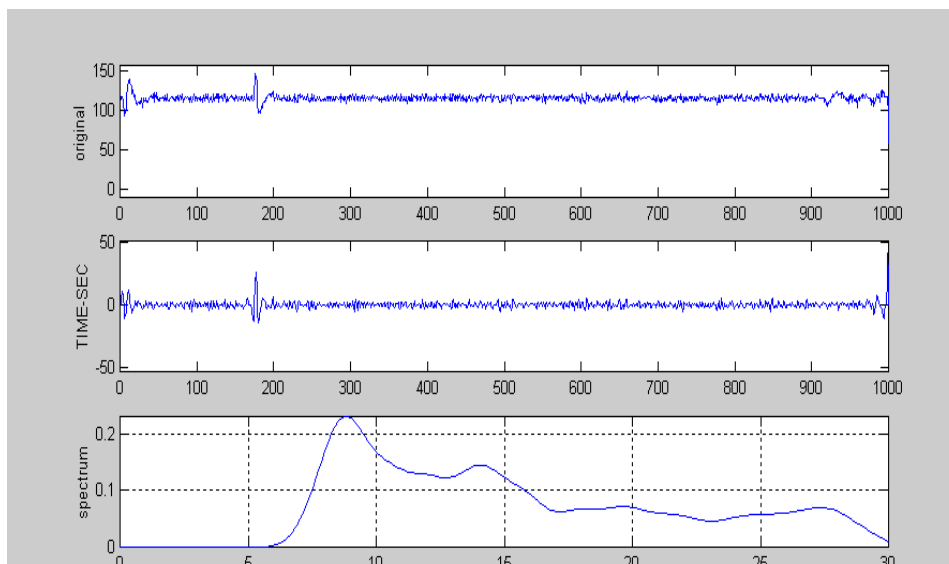


Figura 4.6. Registro de 10 segundos tomando otra referencia, electrodos colocados en el mastoides y los dos lados del lóbulo del oído, se puede observar la distorsión de la señal.

Con estos ejemplos no existe ninguna duda de que realmente la señal que estamos detectando es una señal EEG y no un simple ruido que por las condiciones de filtrado en el rango EEG pueda parecerlo. En cualquier caso, es necesario hacer registros duraderos y comprobar si la señal se mantiene estable y es útil en combinación con los algoritmos existentes.

SEÑALES OBTENIDAS A TRAVÉS EL EQUIPO.

En la tabla 3.1 se muestran otros datos relevantes de todos los sujetos que participaron en la experimentación: número de horas que durmieron la noche anterior al experimento, edad, valoración subjetiva de su estado de alerta antes de los experimentos y la frecuencia de su ritmo alfa particular.

Individuo	Edad (Años)	Horas de sueño Noche anterior	Alerta Autoevaluada (normal, cansado, muy cansado)	R.A.P (Hz).
1	24	8	Cansado	9
2	28	5	Normal	8.5
3	26	6	Normal	8.5
4	27	5	Normal	9
5	26	7	Normal	9
6	25	8	Normal	9.2
7	26	7	Cansado	10
8	27	6	Normal	10
9	26	7	Normal	9
10	26	7	Normal	10
11	27	6	Normal	9
12	25	8	Cansado	9
13	27	7	Muy Cansado	10
14	26	7	Cansado	10
15	24	6	Normal	10.2
16	26	10	Normal	10
17	18	6	Normal	10
18	38	8	Normal	10
19	26	6	Normal	10
20	26	6	Cansado	10
21	25	7	Normal	11
22	26	7	Cansado	11
23	25	5	Normal	11
24	25	6	Normal	No
25	24	5	Normal	No
26	18	9	Normal	10
27	24	8	Normal	10
28	33	8	Normal	10
29	32	6	Normal	10
30	19	8	Normal	10

Tabla 3.1. Datos de algunos sujetos de experimentación, el nivel de alerta auto-valorado previo a la sesión de experimentación y su comportamiento alfa.

Graficas en las cuales se puede observar claramente los grupos encontrados:
Sistema por cable

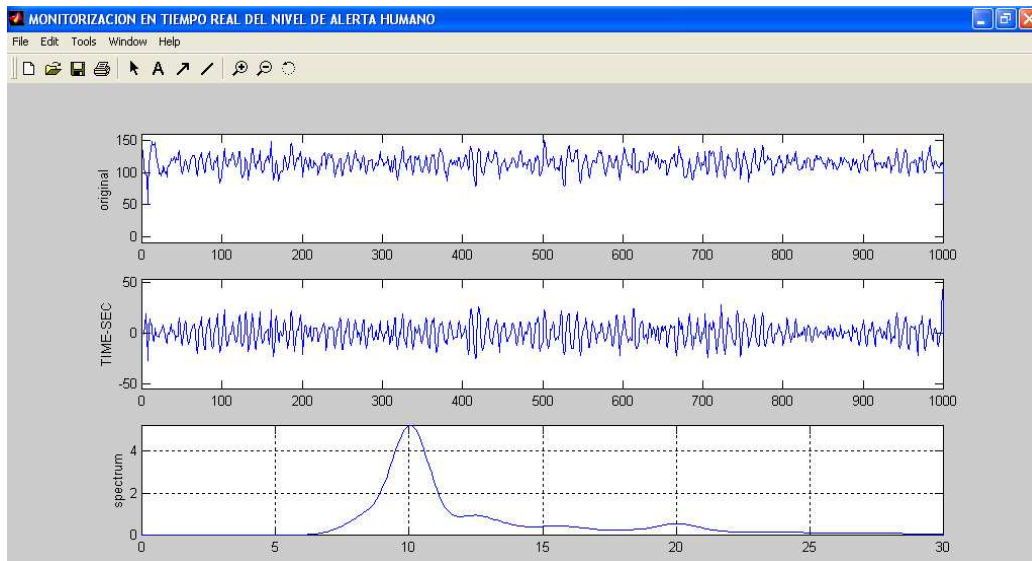


Figura 4.7. Grafica en matlab del Ritmo alfa particular (10 Hz) del sujeto 13

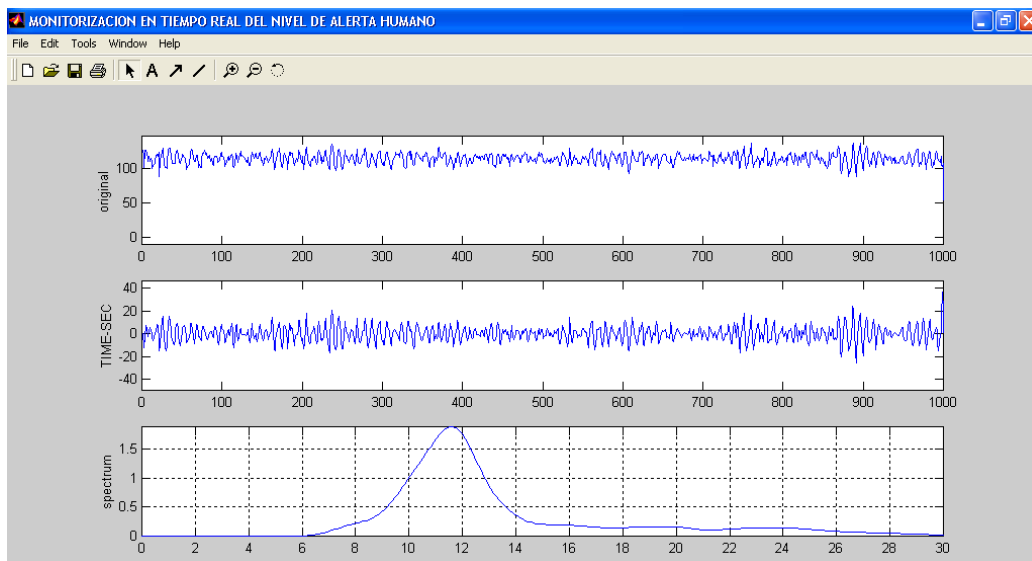


Figura 4.8. Grafica en matlab del Ritmo alfa particular (11.5 Hz) del sujeto 11.

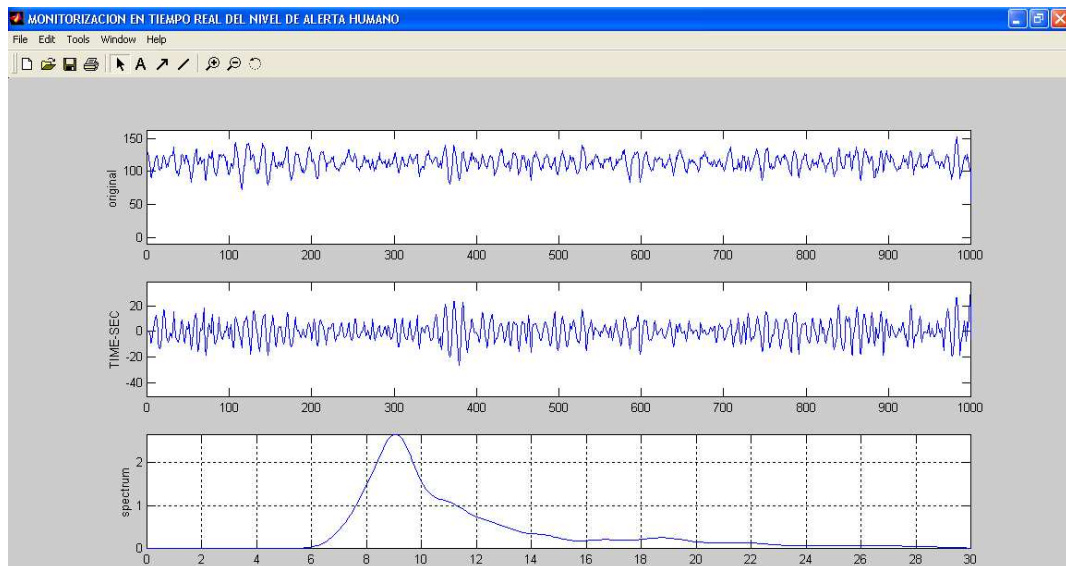


Figura 4.9. Grafica en matlab del Ritmo alfa particular (8.5Hz) del sujeto 3

Se utilizaron series de EEG medidas en un individuo sometido a tareas con niveles de atención diferentes para comprobar resultados. Cada registro incluye tres sesiones consecutivas: ojos cerrados relajados, conducción monótona y conducción rápida.

N	Nombre	Edad	Probl. sueño	Horas sueño	Café	Tazas	Medic.	Cuál	RAP
1	L. Aguirre	24	No	8	R- v		No		9
2	P. Conlago	28	Si	5	Si	2	No		9.3
3	R. Pastrano	26	No	5	No		No		8,5
4	E. Suntaxi	27	Si	5	No		No		9
5	A. Miranda	26	No	7	R-v		No		9
6	C. Carvajal	27	No	7	No		No		10
7	A. Burga	26	Si	10	No		No		10
8	L. Corrales						No		10
9	R. Alvarez	38	No	8	No		Si	Gripa	10
10	L. Flores	25					No		10
11	R. Yausen	24	Si	7	No		No		11
12	B. Vilatuña	26	No	7	R-v		No		11
13	P. López	25					No		11
14	M. Calderón	24	Si	5	Si	1	No		No
15	V. Yanchaliquín	26	No	6	Si	2	No		10

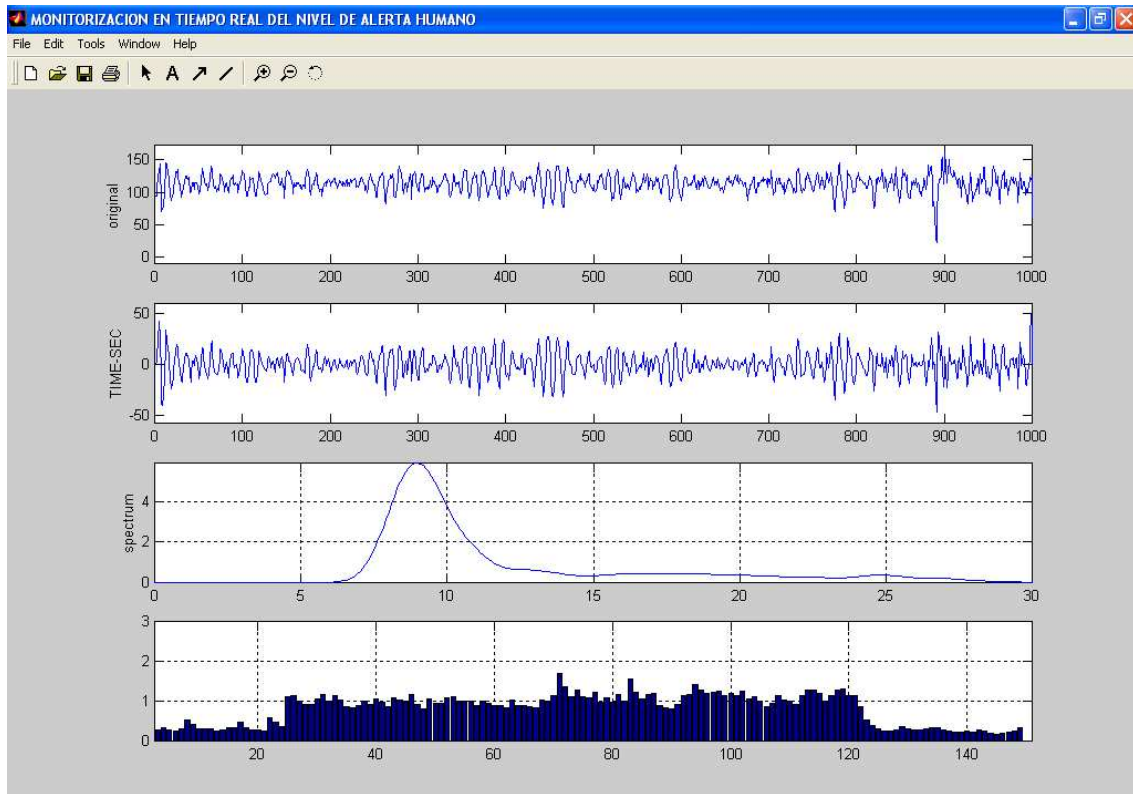
Tabla 3.2. Datos de los sujetos de experimentación, el nivel de alerta auto-valorado así como su estado previo a la sesión de experimentación y su comportamiento alfa. En la tabla se indica además si alguno tiene problemas de sueño o esta tomando algún medicamento.

La variabilidad intra e inter-individual en los parámetros observados del EEG es el problema principal para obtener criterios de detección robustos, estables para cada sujeto a lo largo del tiempo e independientes del sujeto.

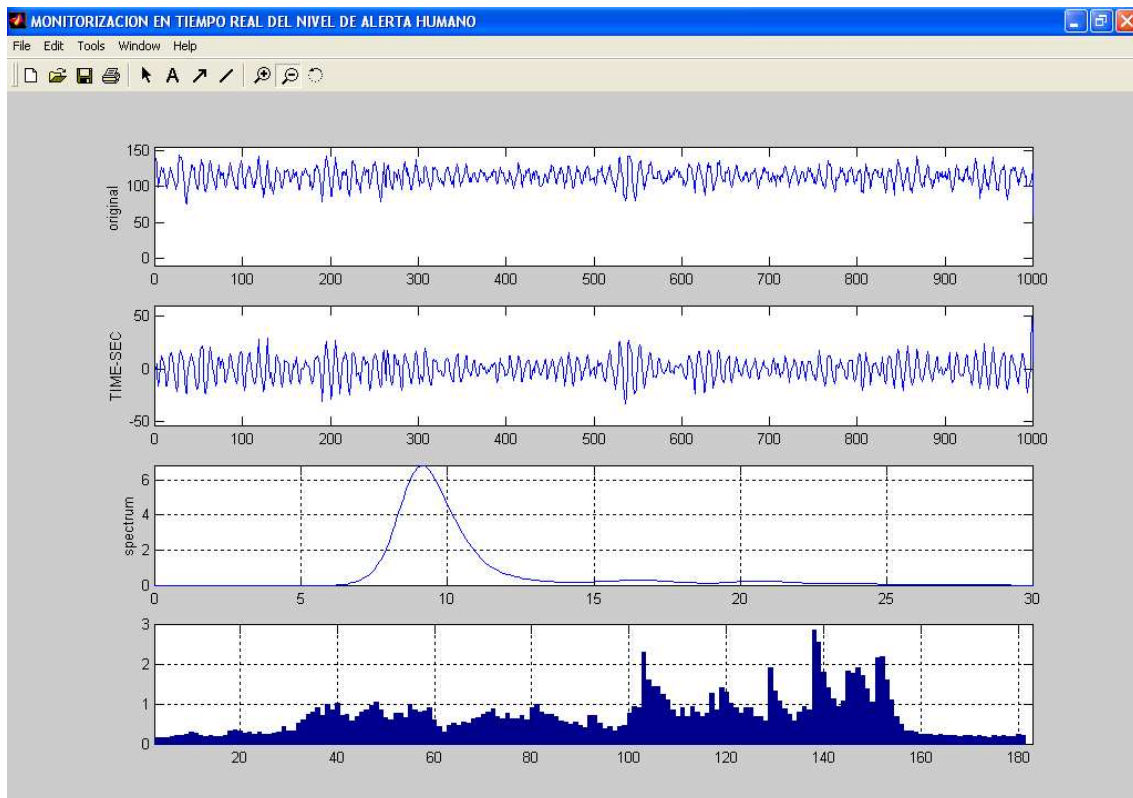
4.1. ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD INTRA-PERSONAL.

Debido a que el comportamiento de las personas es siempre variado y depende del estado de ánimo del propio del sujeto o a la relación de este con los demás individuos para los diferentes días, se hizo necesaria la experimentación con la misma persona en diferentes días para confirmar que RAP permanece en un mismo valor. Situación que puede apreciarse en la figura 4.10. La mayoría de los intentos para controlar esa variabilidad han sido principalmente enfocados a:

- 1) Minimizar los efectos de fuentes de artefactos bien conocidas, como es el caso de los producidos por los sujetos de experimentación (parpadeos, movimientos oculares, movimientos musculares y del usuario) y otras fuentes definidas por el entorno de experimentación.
- 2) La detección y el control de comportamientos característicos individuales que pudieran ser empleados en operaciones de personalización de los algoritmos de análisis; bien mediante procedimientos de normalización o para la estimación de comportamientos base respecto de los que se aplicarían los criterios de clasificación del nivel de alerta.



(a)



(b)

Figura 4.10. Gráficas realizadas en días diferentes con el mismo sujeto (a) Secuencia realizada día uno.(b)Secuencia realizada día dos.(Sujeto 1 de la tabla 3.2)

4.2 ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD INTER-PERSONAL

Estudios como el de Roman Bittner et al, (2002) [19], mencionan que la complejidad del EEG y la variabilidad interindividual son los principales problemas en su utilización para la construcción de sistemas de detección de alerta. Lo mismo ocurre con los sistemas basados en cuantificación de parámetros oculares por medio de una cámara de vídeo en donde estudios como los realizados por Hayami, et. Al., (2002) [20], demuestran claramente la gran variabilidad interindividual en los parámetros anteriores, observándose resultados diferentes e incluso contradictorios para diferentes sujetos, registrados en fases de alerta normal y de somnolencia reales. La posibilidad, por tanto, de definir umbrales universales que discriminen automáticamente el estado de alerta es mínima, haciendo imprescindible una personalización del sistema para cada uno de los sujetos.

En la figura 4.11 podemos observar que nuestra hipótesis de asumir que el efecto de ensanchamiento espectral asociado al incremento en el nivel de alerta tiene lugar siempre alrededor de la frecuencia alfa de cada individuo.

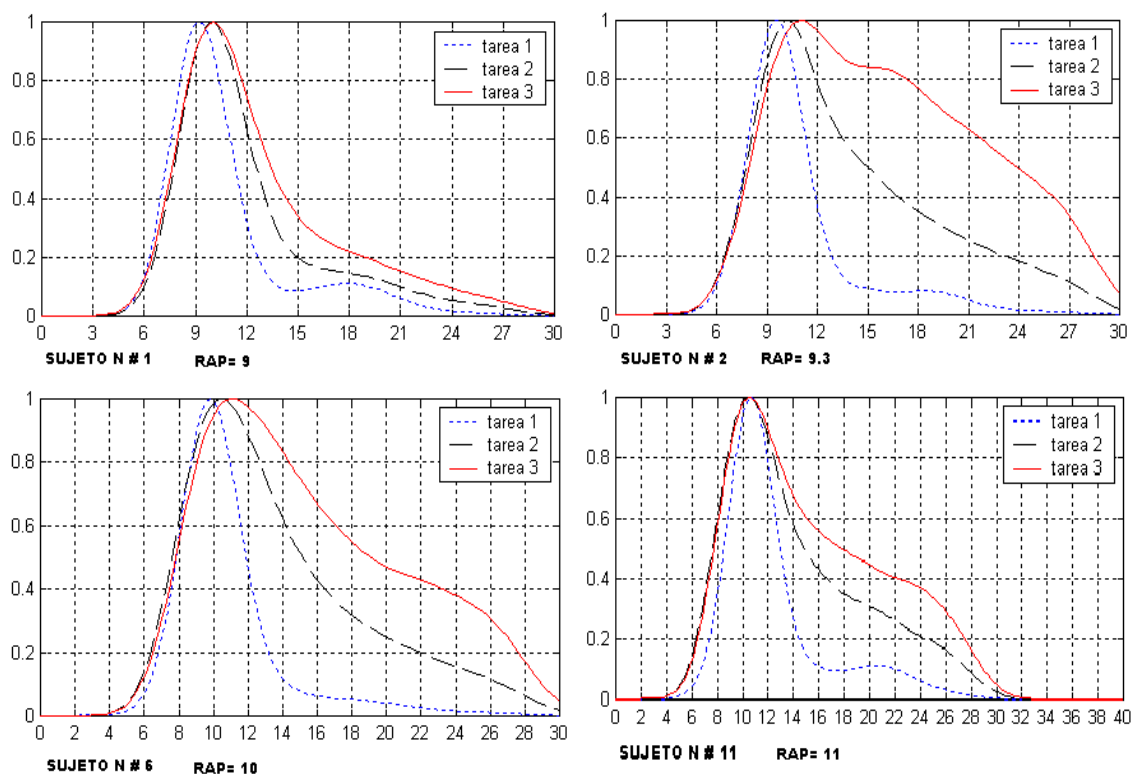


Figura 4.11. Comportamiento del espectro de potencias del EEG en función del nivel de estímulos externo de los sujetos de experimentación.

A continuación se observa el área total del espectro normalizado así como los resultados obtenidos para los diferentes métodos de clasificación tales como: coeficiente beta/alfa, auto similitud, dimensión fractal por el método de Higuchi, para diferentes tareas en los sujetos sometidos a prueba.

CLASIFICACIÓN BANDAS ESPECTRALES (VARIABLE BSP/BAP):

Para la clasificación por bandas espectrales recibimos ayuda de distintos sujetos que realizaron las sesiones experimentales Cada registro incluye tres sesiones consecutivas: ojos cerrados y relajado, conducción monótona y conducción rápida. Como se puede ver, si bien existen diferencias entre los valores promedio de cada sesión experimental, debido a muchos otros factores difíciles o imposibles de controlar, es posible clasificar el nivel de alerta en todas las sesiones mediante un único criterio simple de clasificación por umbral.

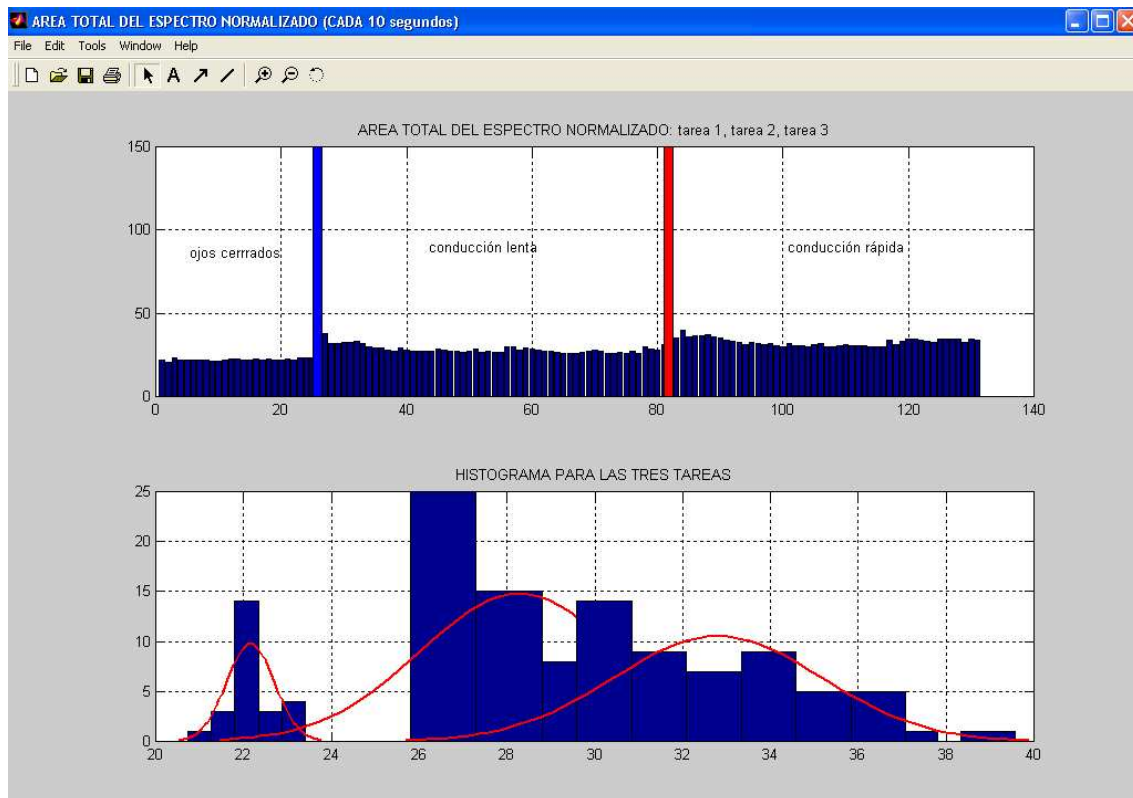


Figura 4.12. Gráfica de clasificación de la señal mediante bandas espectrales para el sujeto 1 de la tabla 3.2

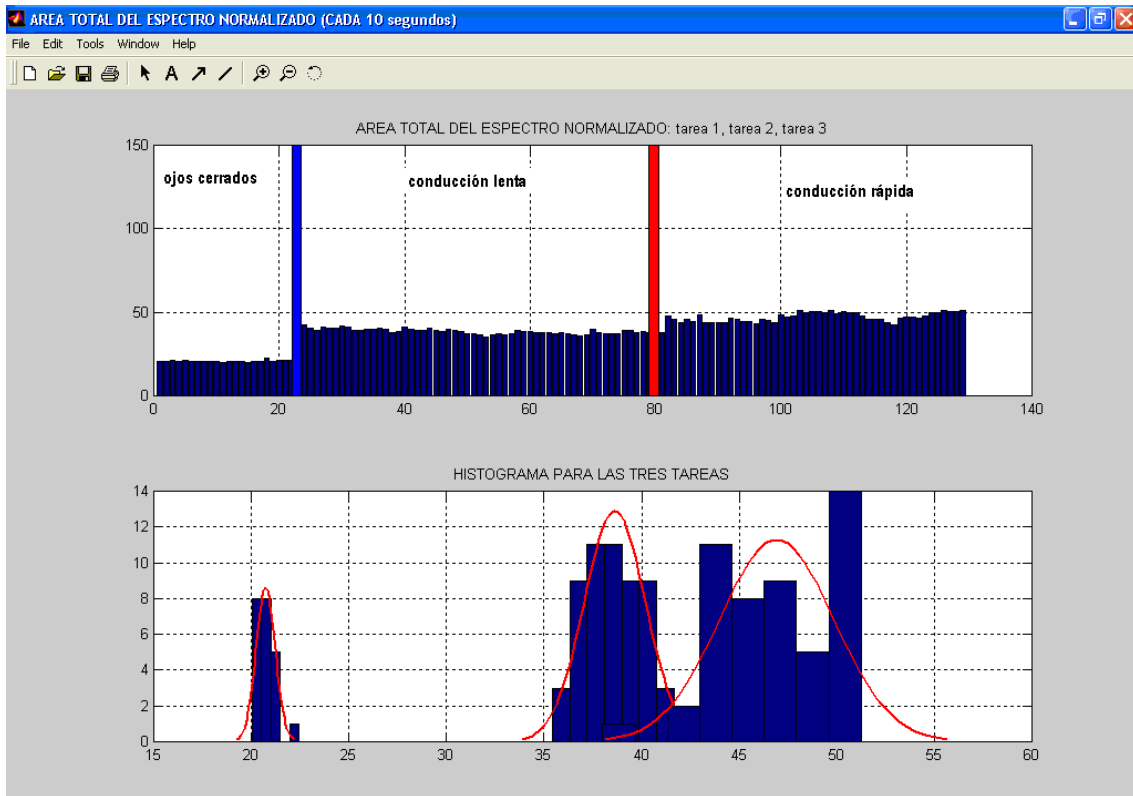


Figura 4.13. Gráfica de clasificación de la señal mediante bandas espectrales para el sujeto 6 de la tabla 3.2

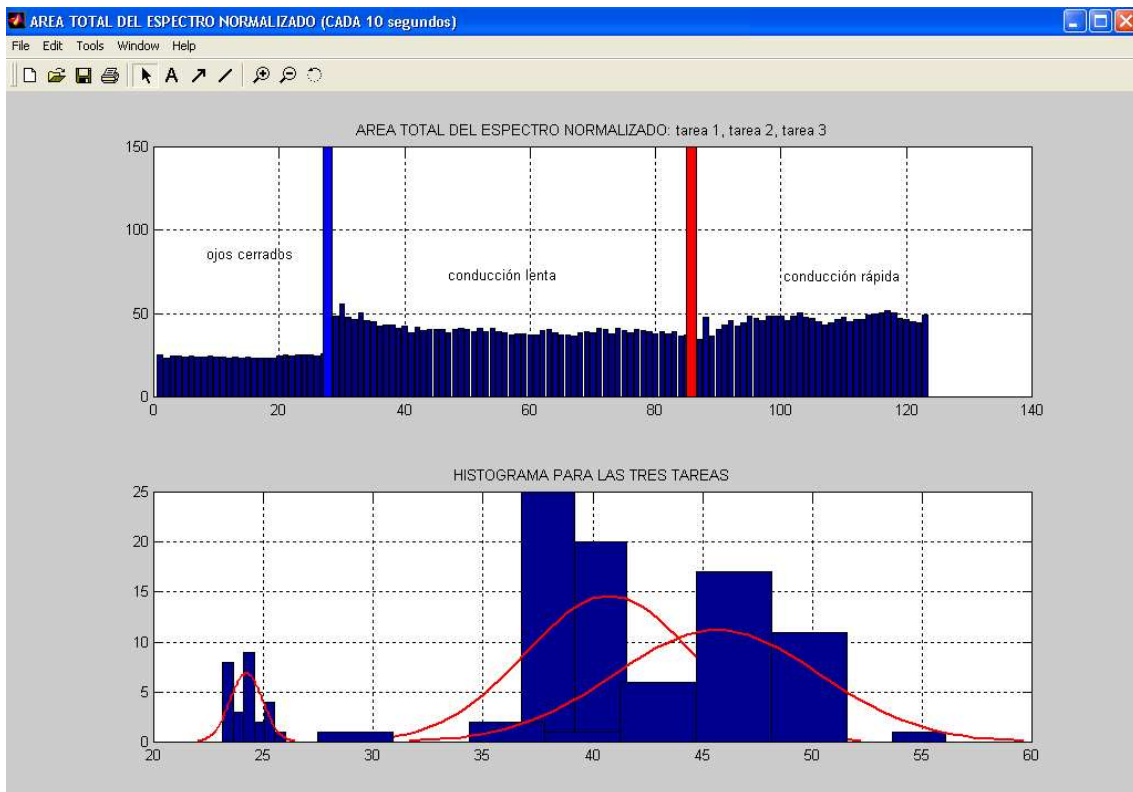


Figura 4.14. Gráfica de clasificación de la señal mediante bandas espectrales para el sujeto 11 de la tabla 3.2

DIMENSIÓN FRACTAL Y AUTO-SIMILITUD DE LARGO ALCANCE:

Para un individuo cuyo ritmo alfa es cercano a 10 Hz. Si bien existen diferencias entre los valores promedio de estos clasificadores entre las sesiones experimentales, es posible clasificar, como con la variable BSP/BAP, el nivel de alerta en todas las sesiones del mismo individuo mediante un único criterio de clasificación por umbral.

A continuación las figuras 4.15, 4.16, 4.17 muestran la clasificación de la señal mediante el método de Higuchi, para los distintos grupos existentes.

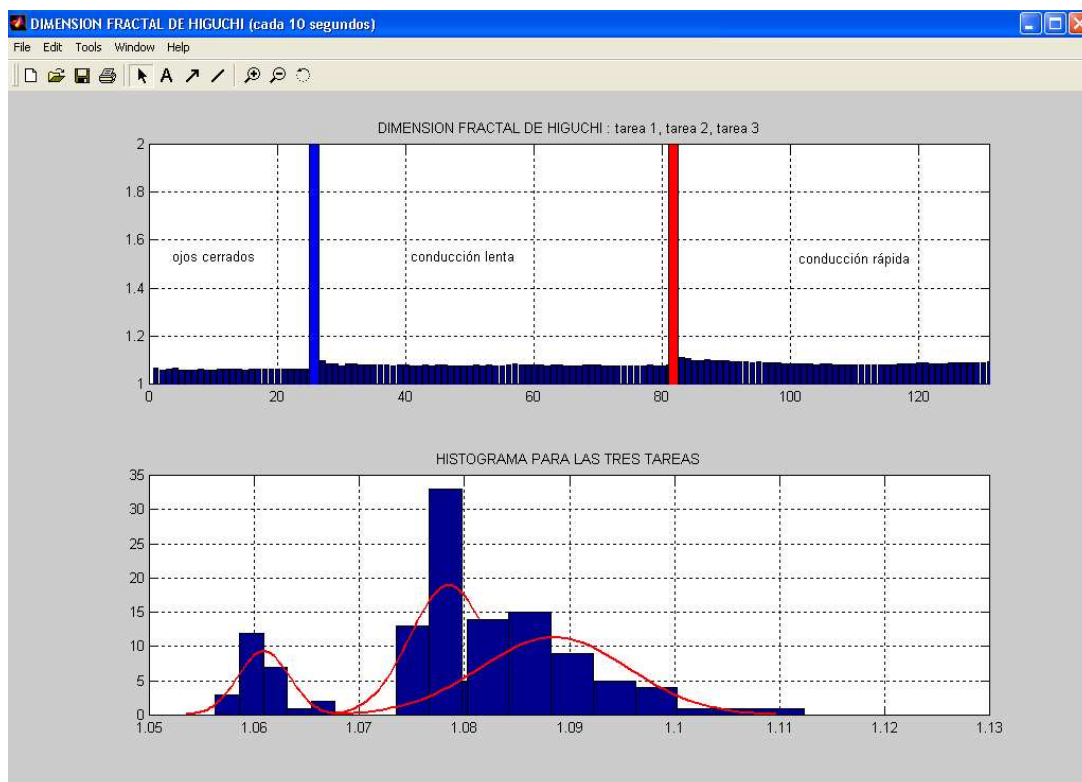


Figura 4.15. Gráfica de clasificación de la señal mediante el método de estimación de la dimensión fractal con el método de Higuchi para el sujeto 1 de la tabla 3.2 con ritmo alfa de 9 Hz.

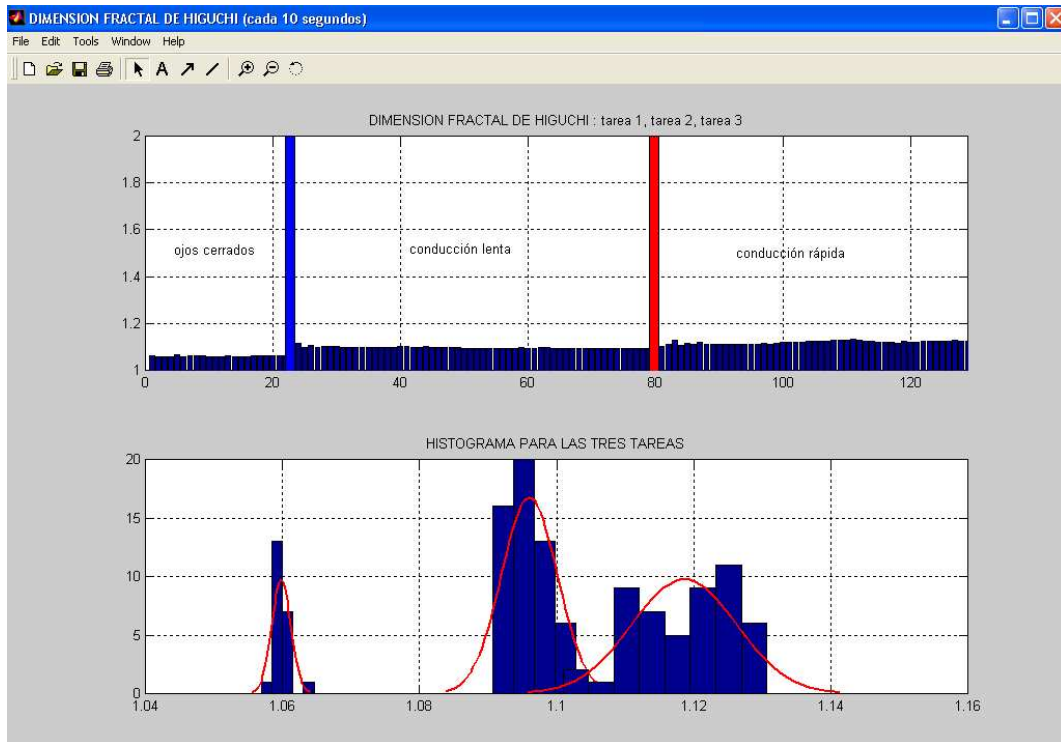


Figura 4.16. Gráfica de clasificación de la señal mediante el método de estimación de la dimensión fractal con el método de Higuchi para el sujeto 6 de la tabla 3.2 con ritmo alfa de 10Hz.

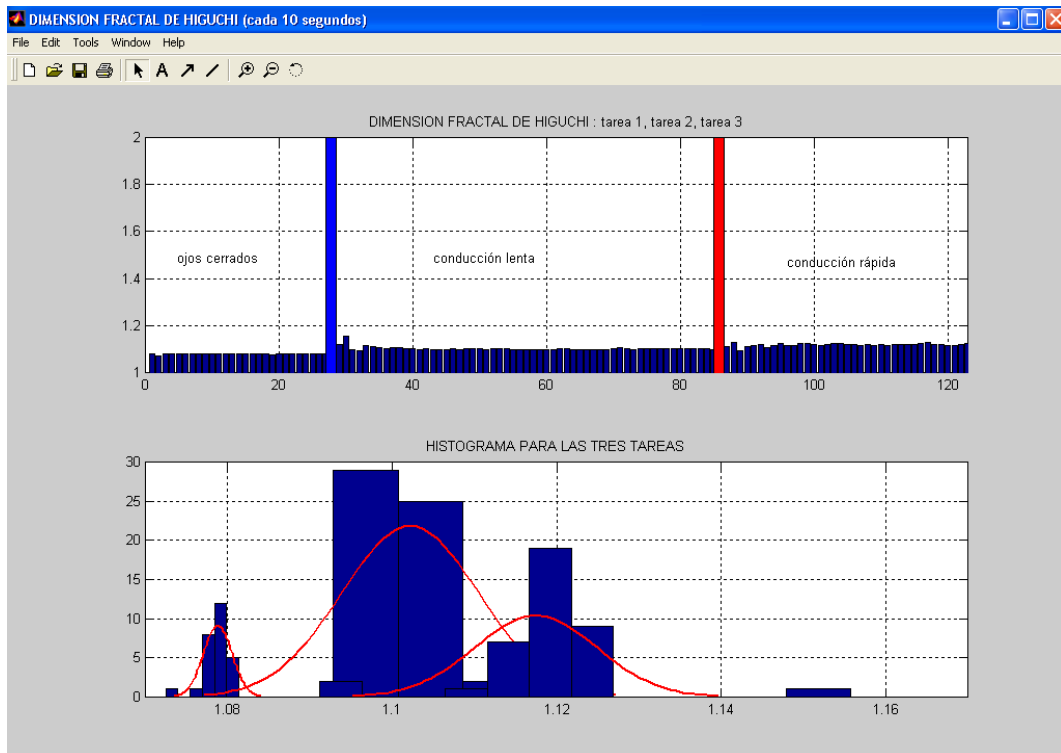


Figura 4.17 Gráfica de clasificación de la señal mediante el método de estimación de la dimensión fractal con el método de Higuchi para el sujeto 11 de la tabla 3.2 con ritmo alfa de 11Hz.

En las figuras 4.18, 4.19, 4.20 muestran la clasificación de la señal mediante el método de las varianzas agregadas, para los grupos detectados.

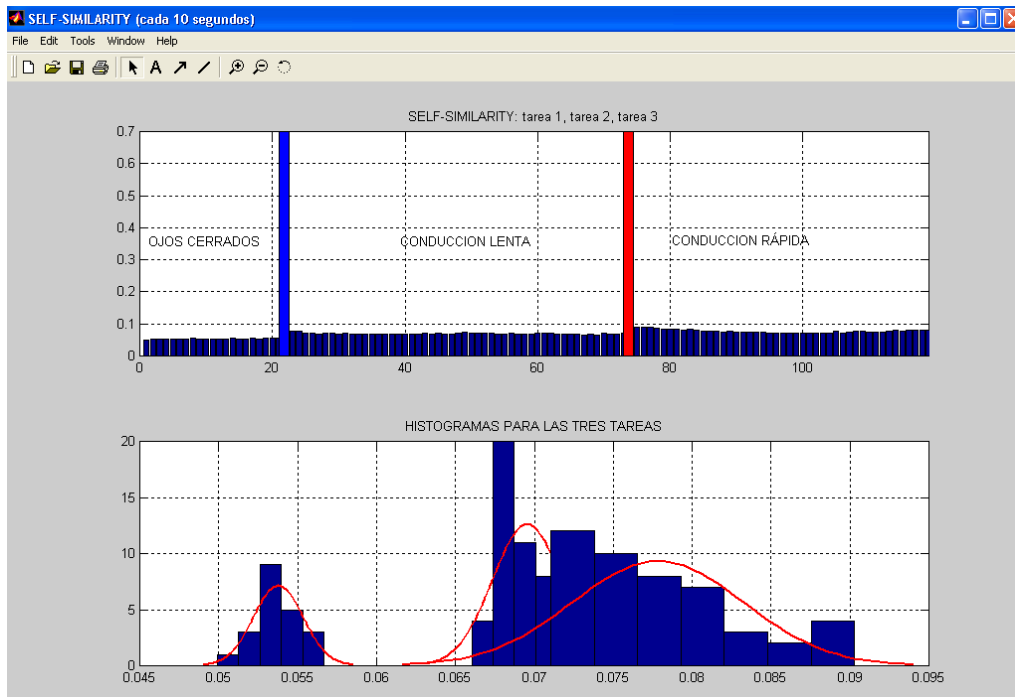


Figura 4.18. Clasificación mediante el método de estimación de la auto-similitud de largo alcance con el método de las varianzas agregadas para el sujeto 1 de la tabla 3.2 con ritmo alfa de 9 Hz.

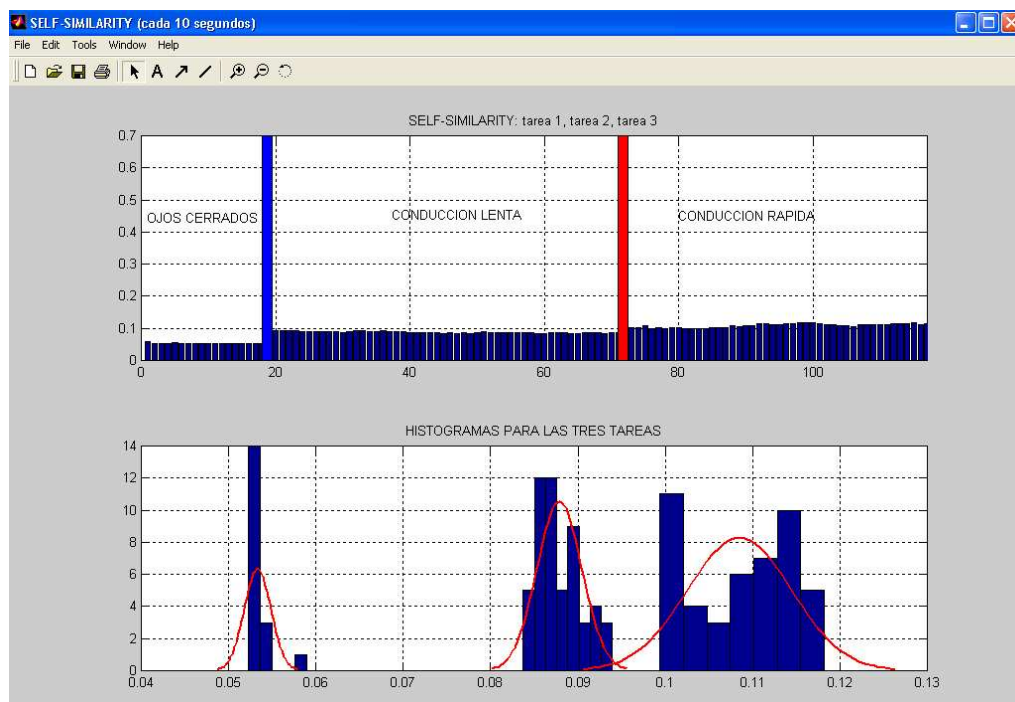


Figura 4.19. Clasificación mediante el método de estimación de la auto-similitud de largo alcance con el método de las varianzas agregadas para el sujeto 6 de la tabla 3.2 con ritmo alfa de 10 Hz

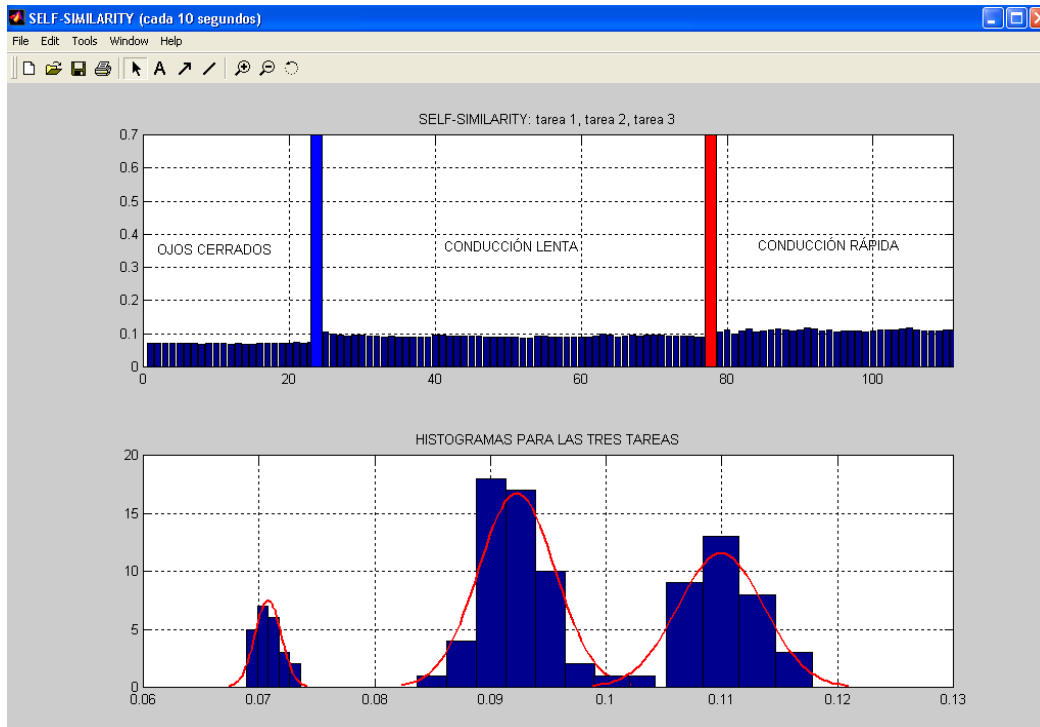


Figura 4.20. Clasificación mediante el método de estimación de la auto-similitud de largo alcance con el método de las varianzas agregadas para sujeto 11 de tabla 3.2 con ritmo alfa de 11 Hz.

4.3. RESULTADOS OBTENIDOS CON LOS DISTINTOS MÉTODOS PROPUESTOS

Los sujetos con su estado alerta evaluado antes y después de la experimentación son colocados a continuación, las graficas inferiores al cuadro respectivo, muestran el análisis de la señal particular en el tiempo así como la clasificación aplicando los distintos métodos.

Es importante tomar en cuenta las graficas que muestra el plano alfa superior e inferior de cada una de las secuencias tomadas, en ellas se puede observar la distribución de las distintas tareas, cabe recalcar que la mejor distribución se puede ver en la figura del plano alfa superior. Ver figura 4.21.

Sujeto N # 01				
Nombre:	Lydia Aguirre			
Número de horas de sueño en la noche anterior:	7			
¿Está tomando algún medicamento?	No			
En caso afirmativo ¿cuál?				
ANTES DE LA EXPERIMENTACIÓN:				
¿Cómo se siente actualmente? (normal, cansado, muy cansado) normal				
DESPUÉS DE LA EXPERIMENTACIÓN:				
¿Cómo se sintió en cada una de las tareas realizadas?				
	Ojos cerrados relajado	Conducción Lenta	Conducción Rápida	Ojos cerrados relajado
tiempo	5 min.	10 min.	10 min	10 min
Alerta auto- evaluada	tranquila	relajada	normal	relajada
SUJETO CON RITMO ALFA PARTICULAR DE 9 Hz.				

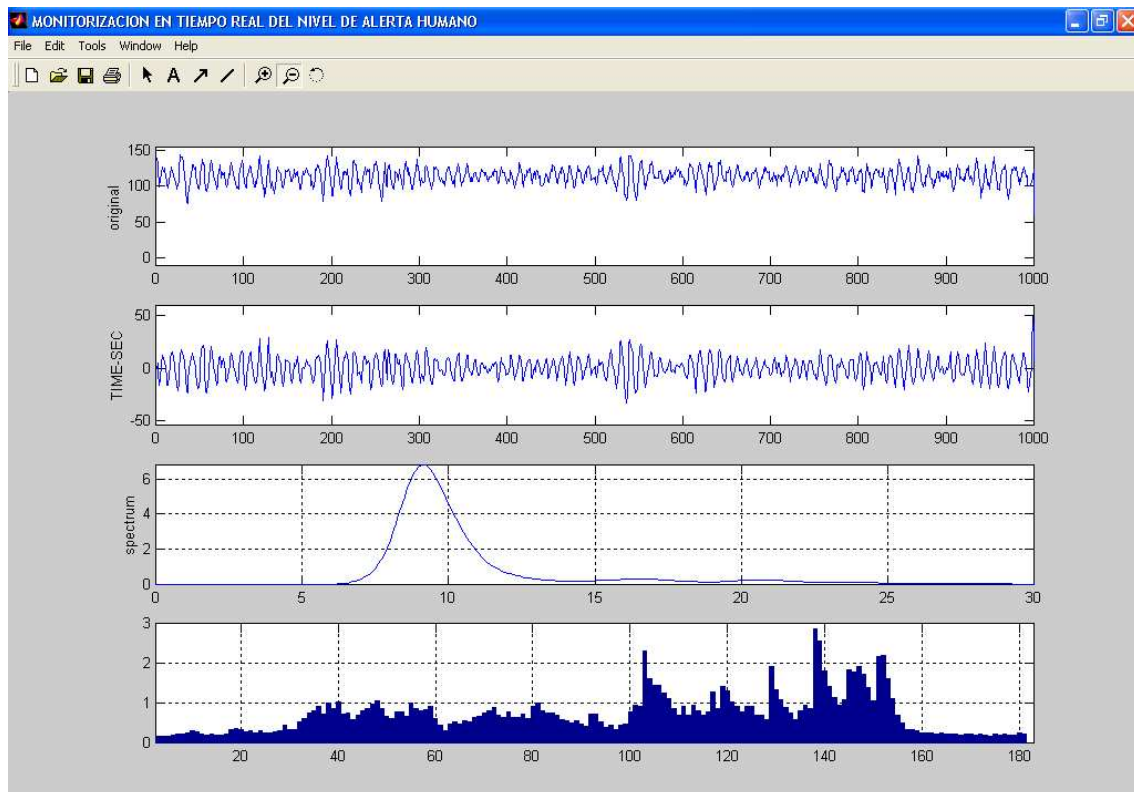


Figura 4.21. Secuencia completa de trabajo graficada en matlab en la figura de abajo se puede observar claramente de acuerdo a las barras los distintos estados de alerta a través de tiempo.

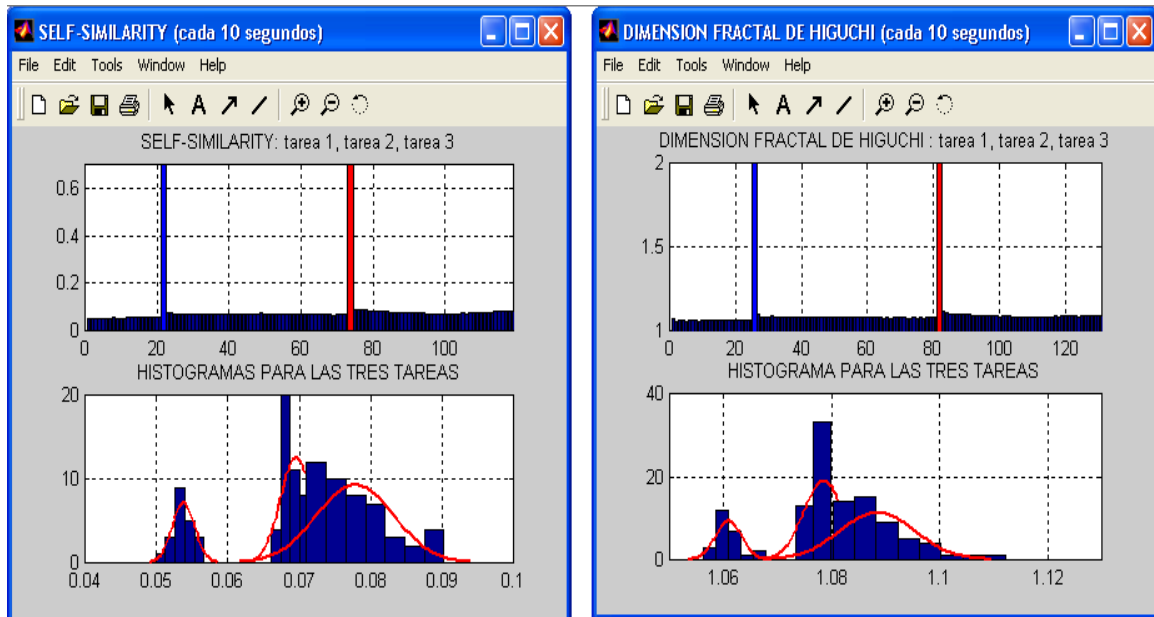


Figura 4.22. Gráficas de los métodos de clasificación aplicados a la señal original. Izquierda método de las varianzas agregadas y Derecha el método de Higuchi

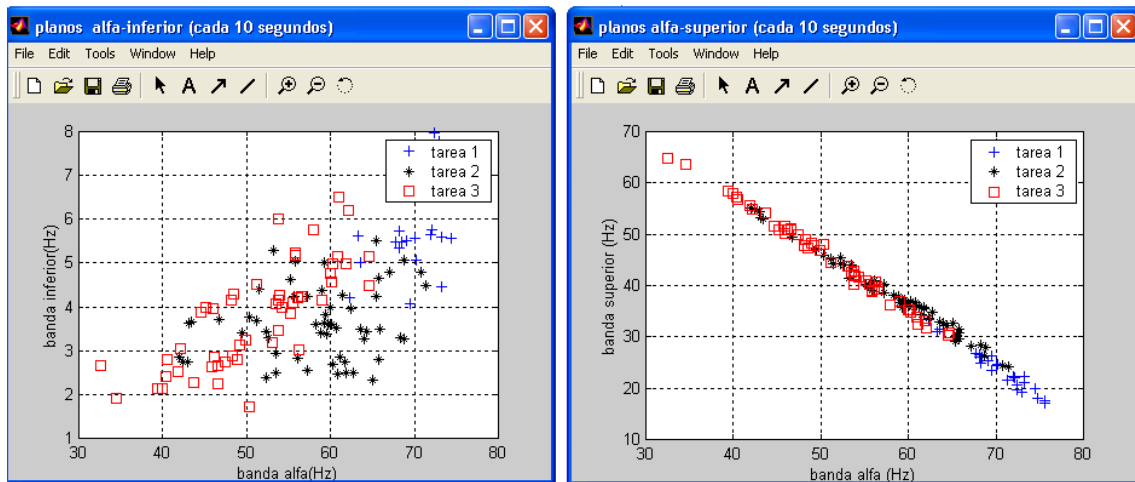


Figura 4.23. Plano alfa inferior y superior, muestra en el plano mediante puntos las distintas tareas realizadas.

SUJETO N # 02				
Nombre: Paúl Conlago				
Número de horas de sueño en la noche anterior:	4			
¿Está tomando algún medicamento?	No			
En caso afirmativo ¿cuál?				
ANTES DE LA EXPERIMENTACIÓN:				
¿Cómo se siente actualmente? (normal, cansado, muy cansado)	normal			
DESPUÉS DE LA EXPERIMENTACIÓN:				
¿Cómo se sintió en cada una de las tareas realizadas?				
	Ojos cerrados relajado	Conducción Lenta	Conducción Rápida	Ojos cerrados relajado
tiempo	5 min	10 min	10 min	10 min
Alerta auto-evaluada	tranquilo	relajado	normal	relajado
SUJETO CON RITMO ALAFA PARTICULAR DE 9.3 Hz.				

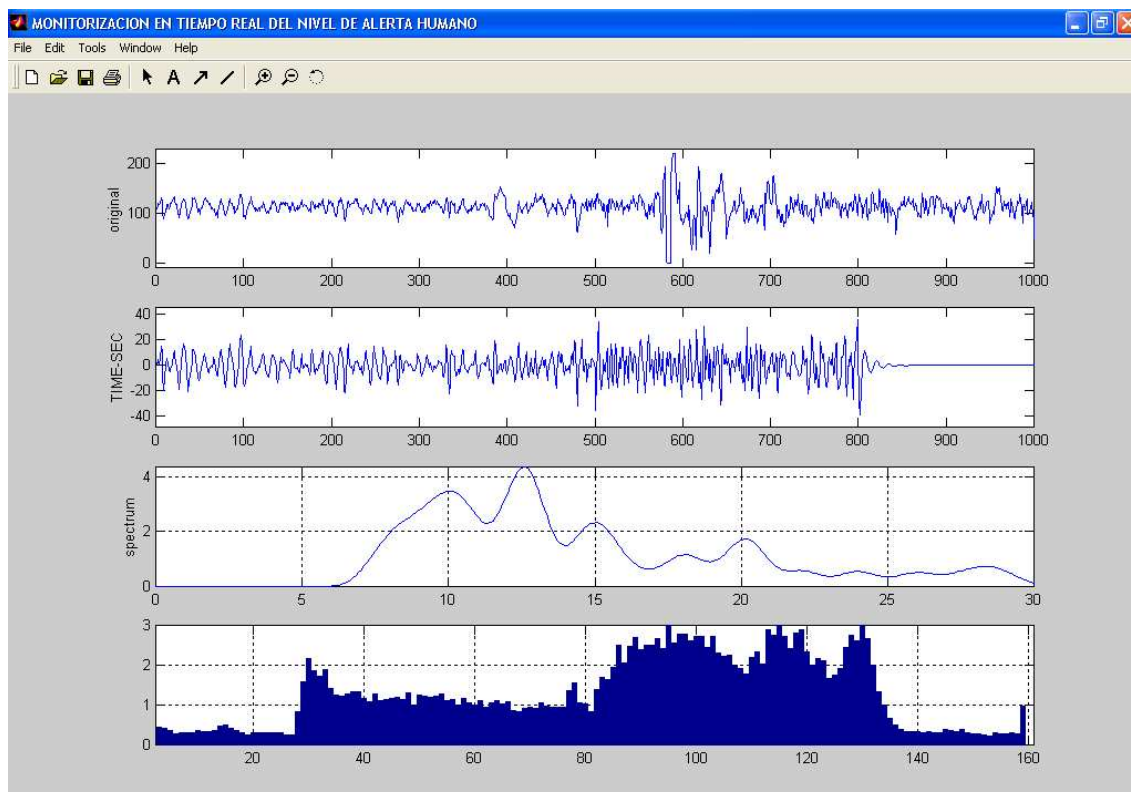


Figura 4.24. Secuencia completa de trabajo graficada en matlab en la figura de abajo se puede observar claramente de acuerdo a las barras los distintos estados de alerta a través de tiempo.

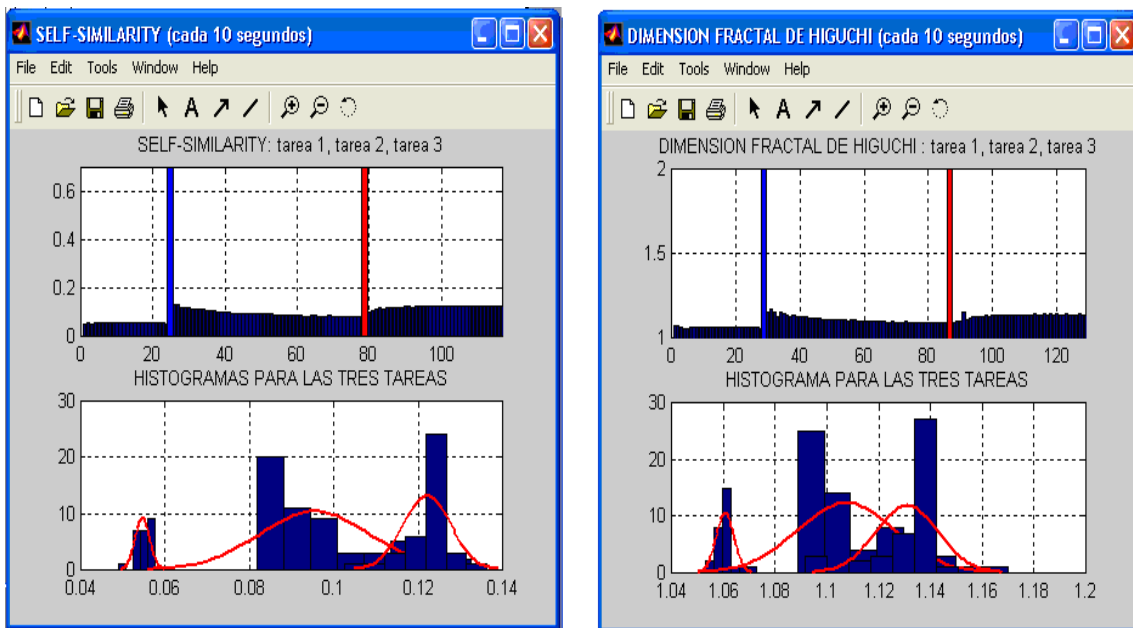


Figura 4.25. Gráficas de los métodos de clasificación aplicados a la señal original. Izquierda método de las varianzas agregadas y Derecha el método de Higuchi

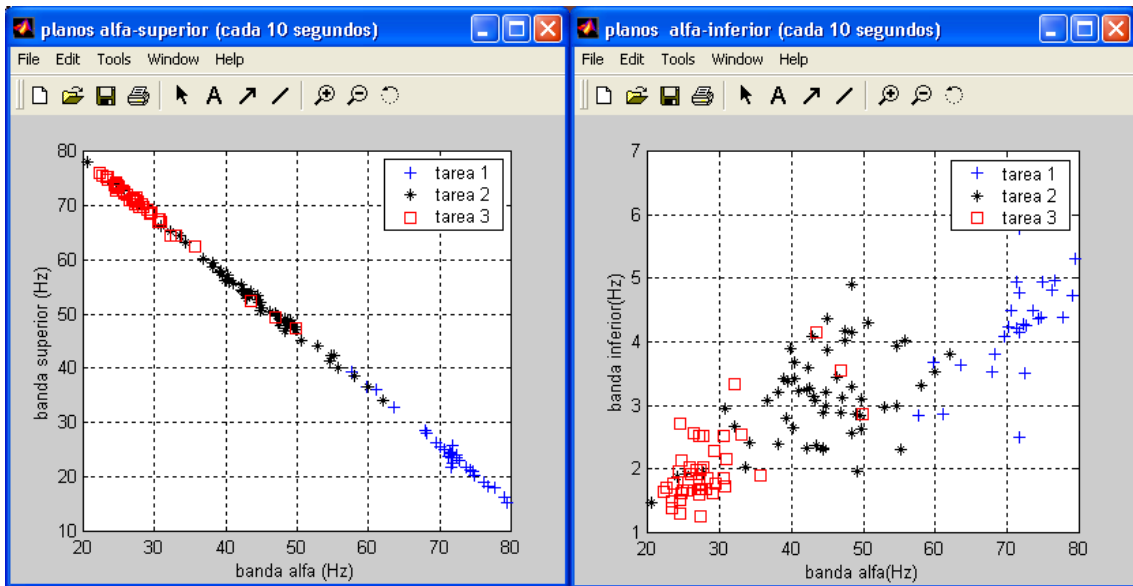


Figura 4.26. Plano alfa inferior y superior, muestra en el plano mediante puntos las distintas tareas realizadas.

SUJETO N # 03					
Nombre: Cristina Carvajal					
Número de horas de sueño en la noche anterior: 5					
¿Está tomando algún medicamento? No					
En caso afirmativo ¿cuál?					
ANTES DE LA EXPERIMENTACIÓN:					
¿Cómo se siente actualmente? (normal, cansado, muy cansado) muy cansada					
DESPUÉS DE LA EXPERIMENTACIÓN:					
¿Cómo se sintió en cada una de las tareas realizadas?					
	Ojos cerrados relajado	Ojos abiertos relajado	Música Suave	Música Ruidosa	Ojos cerrados Música suave
tiempo	5 min	5 min	10 min	10 min	10 min
Alerta auto-evaluada	relajada	normal	normal	normal	relajada
SUJETO CON RITMO ALFA PARTICULAR DE 10 Hz.					

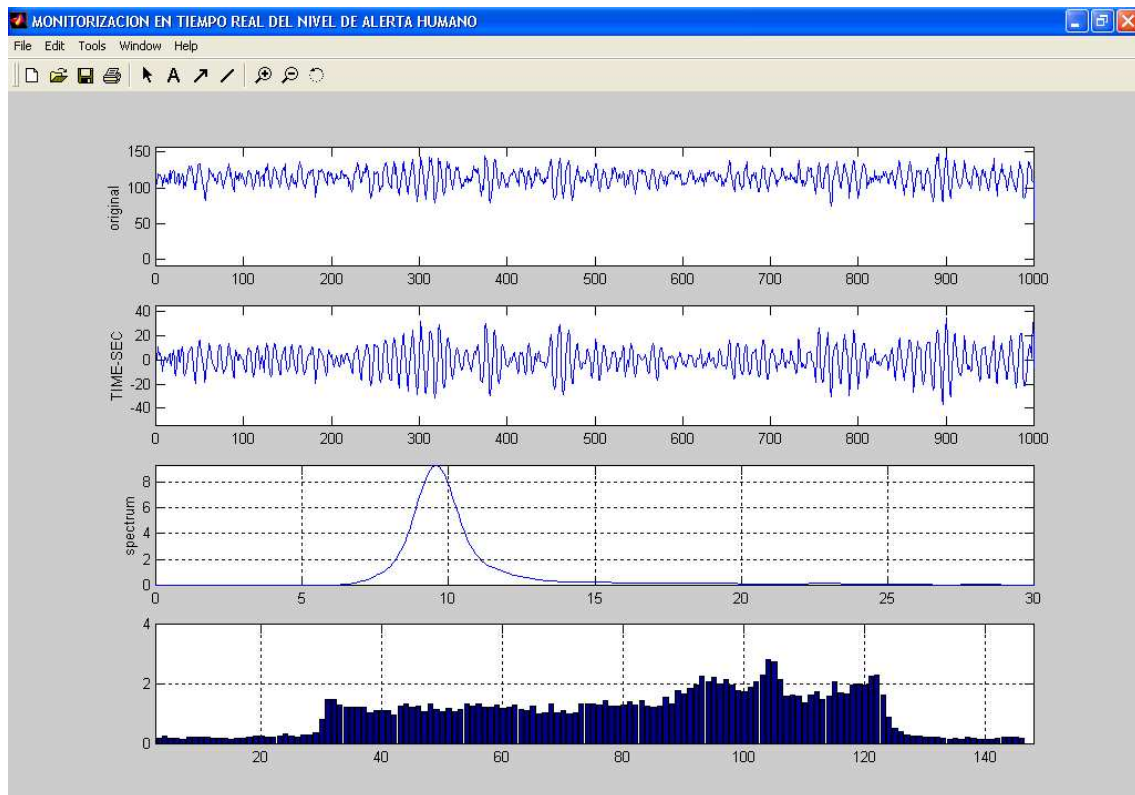


Figura 4.27. Secuencia completa de trabajo graficada en matlab en la figura de abajo se puede observar claramente de acuerdo a las barras los distintos estados de alerta a través de tiempo.

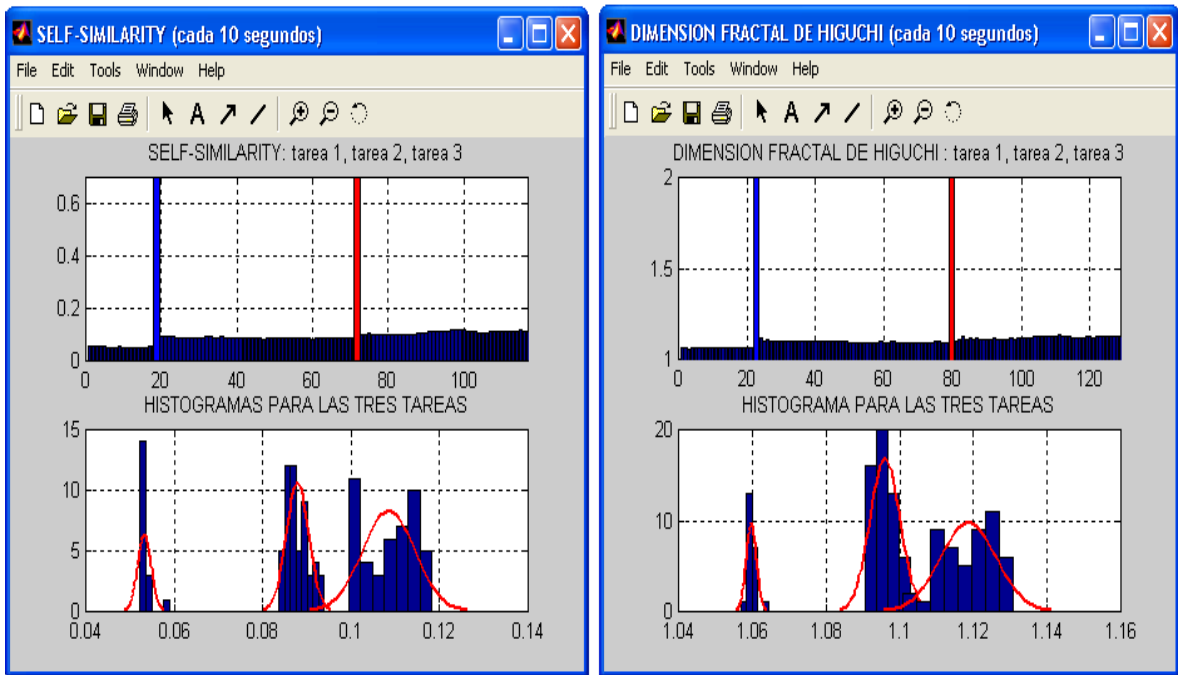


Figura 4.28.- Gráficas de los métodos de clasificación aplicados a la señal original. Izquierda método de las varianzas agregadas y Derecha el método de Higuchi

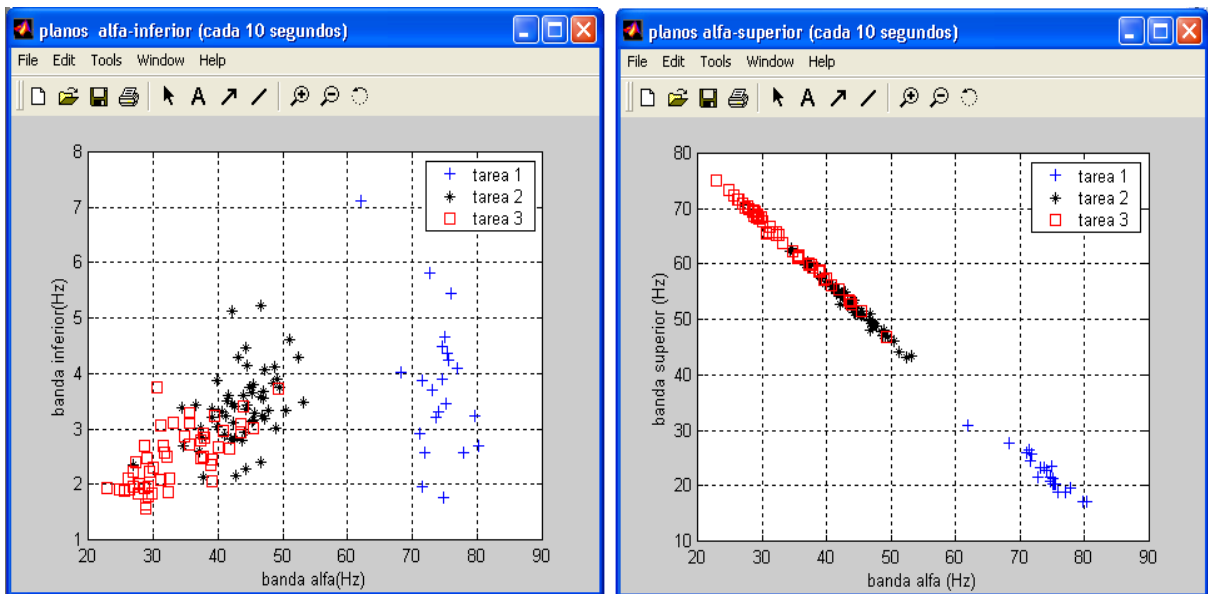


Figura 4.29. Plano alfa inferior y superior, muestra en el plano mediante puntos las distintas tareas realizadas.

SUJETO N # 04					
Nombre: Rocio Yausen					
Numero de horas de sueño en la noche anterior:				4	
¿Esta tomando algún medicamento?				No	
En caso afirmativo ¿Cuál?					
ANTES DE LA EXPERIMENTACIÓN:					
¿Cómo se siente actualmente? (normal, cansado, muy cansado)				Normal	
DESPUÉS DE LA EXPERIMENTACIÓN:					
¿Cómo se sintió en cada una de las tareas realizadas?					
	Ojos cerrados relajado	Ojos abiertos relajado	Música Suave	Música Ruidosa	Ojos cerrados Música suave
tiempo	5 min	5 min	10 min	10 min	10 min
Alerta auto-evaluada	relajada	normal	normal	normal	relajada

SUJETO CON RITMO ALFA PARTICULAR DE 11Hz.

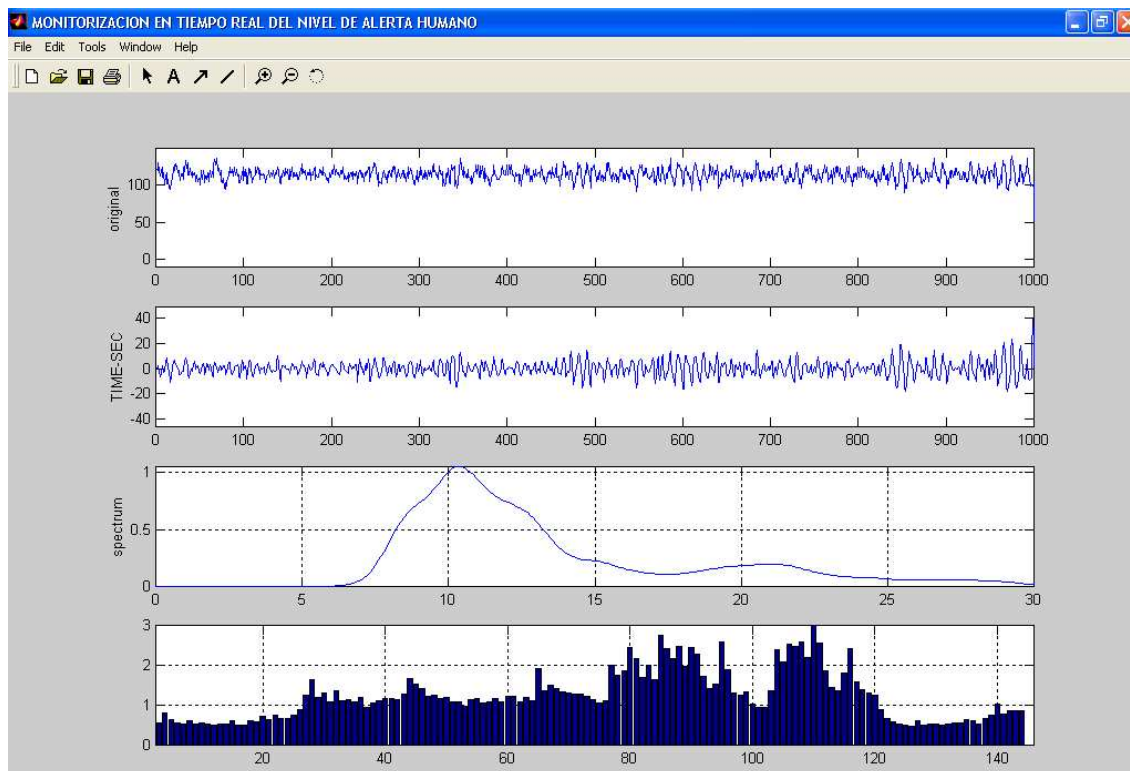


Figura 4.30. Secuencia completa de trabajo graficada en matlab en la figura de abajo se puede observar claramente de acuerdo a las barras los distintos estados de alerta a través de tiempo.

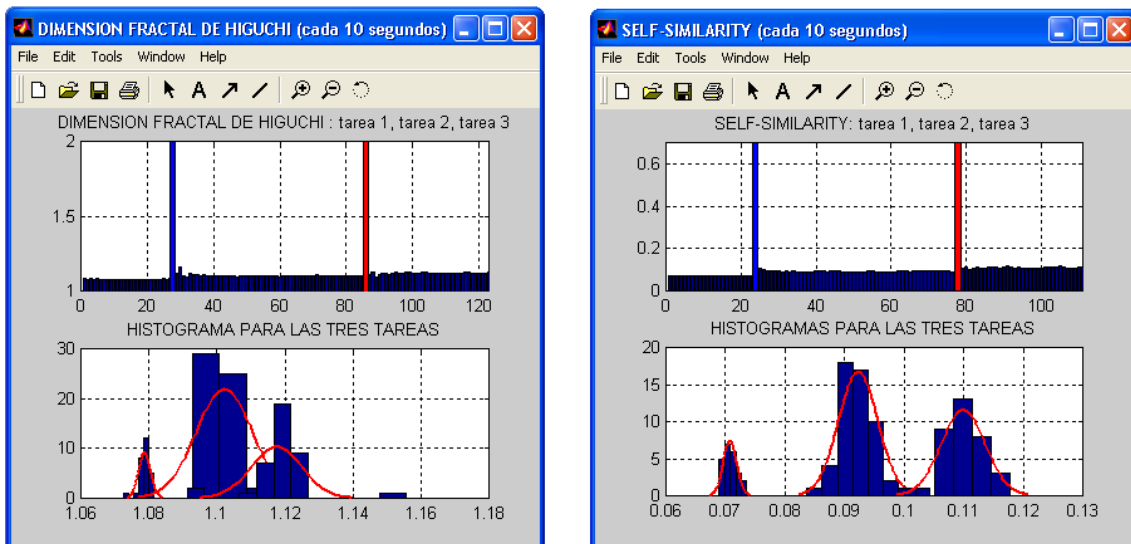


Figura 4.31. Gráficas de los métodos de clasificación aplicados a la señal original. Izquierda método de las varianzas agregadas y Derecha el método de Higuchi

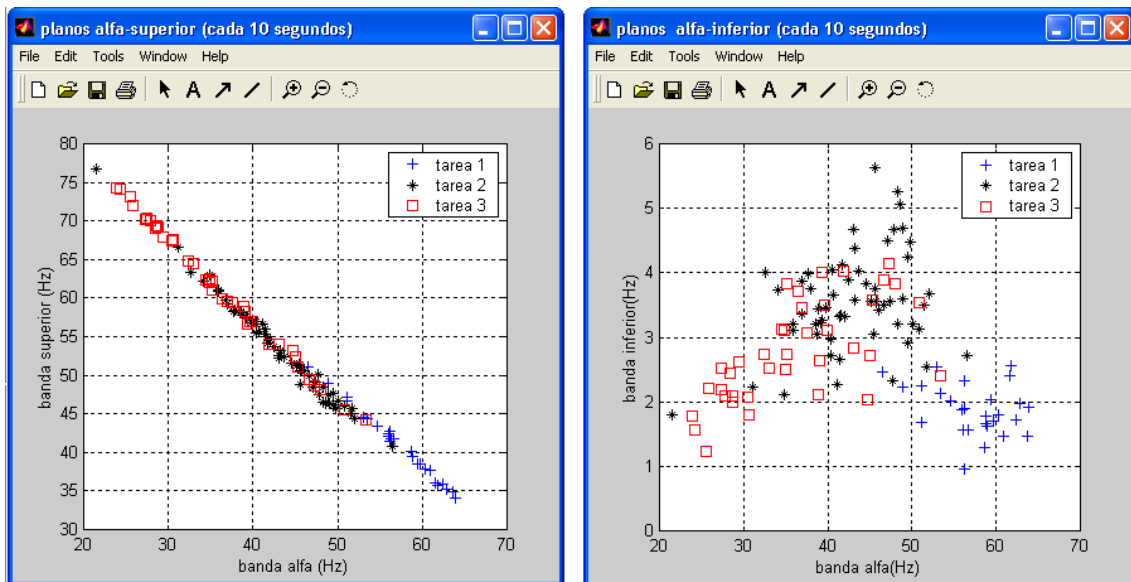


Figura 4.32. Plano alfa inferior y superior, muestra en el plano mediante puntos las distintas tareas realizadas.

4.4 IMPLEMENTACIÓN PRÁCTICA DE LOS PROCEDIMIENTOS DE CLASIFICACIÓN: ALGORITMOS PARA LA CLASIFICACIÓN EN TIEMPO REAL DEL NIVEL DE ALERTA

Los resultados demuestran, la existencia de diferencias significativas en ciertas características del EEG, que pueden ser usadas para la definición de clasificadores del nivel de alerta. Si consideramos los resultados derivados del método de caracterización espectral, varios parámetros pueden ser empleados

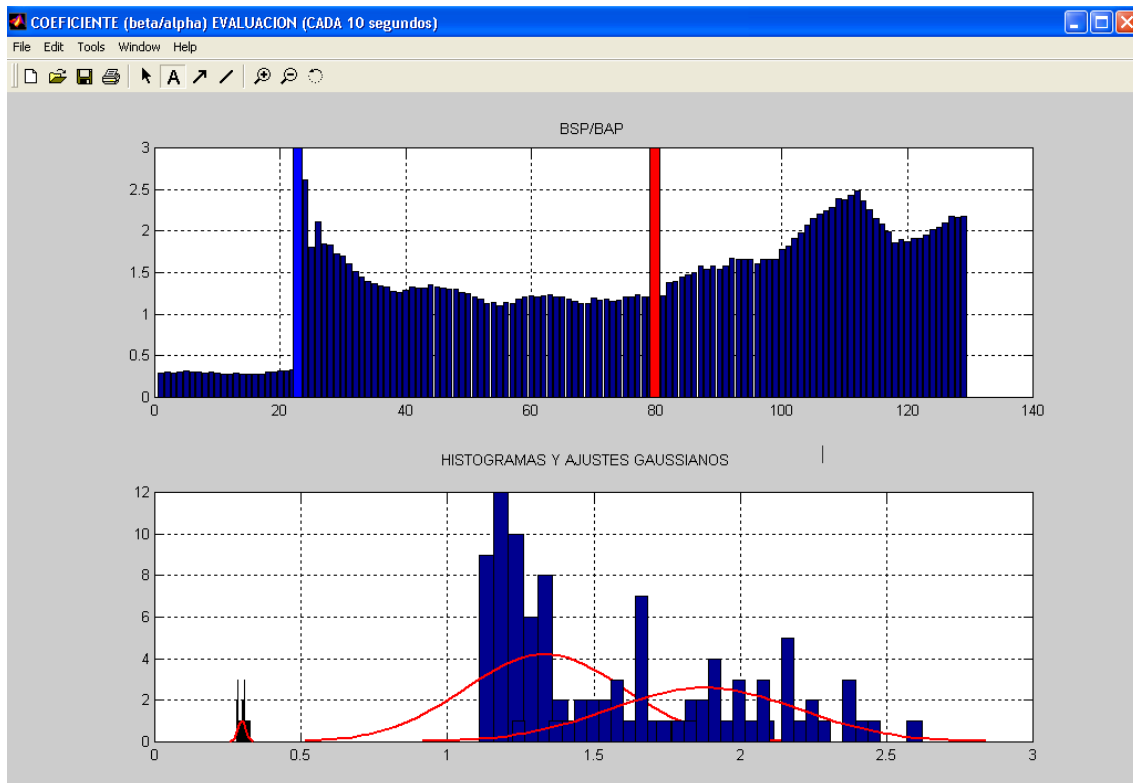
para la clasificación y, entre ellos la variable BSP/BAP ha demostrado un poder de discriminación óptimo.

Asimismo, se ha demostrado que con los otros métodos propuestos de estimación de la dimensión fractal y de la auto-similitud, pueden construirse también clasificadores del nivel de alerta, con unos resultados suficientemente buenos, aunque ligeramente peores que con el método de las bandas espectrales. Sin embargo ha de tenerse en cuenta que las diferencias estadísticamente significativas demostradas corresponden a los valores medios estimados de dichas variables a partir de las series temporales registradas durante las sesiones experimentales, correspondientes a cada combinación de factores. Estos estimadores, que solo podrán ser calculados a posteriori, excluyen, aparentemente, toda opción de construir clasificadores para su empleo en aplicaciones en tiempo real; en definitiva de estadísticos que permitan la estimación de los valores del nivel de alerta, a partir de la señal de EEG, de manera continuada y con unos tiempos de retardo razonables para que esas estimaciones puedan servir al sujeto para adoptar actitudes y tomar decisiones adecuadas a la evolución de su estado de alerta. En definitiva, que permitan detectar pronta y fiablemente situaciones de bajo nivel de alerta que pudiesen ser la causa de situaciones de peligro.

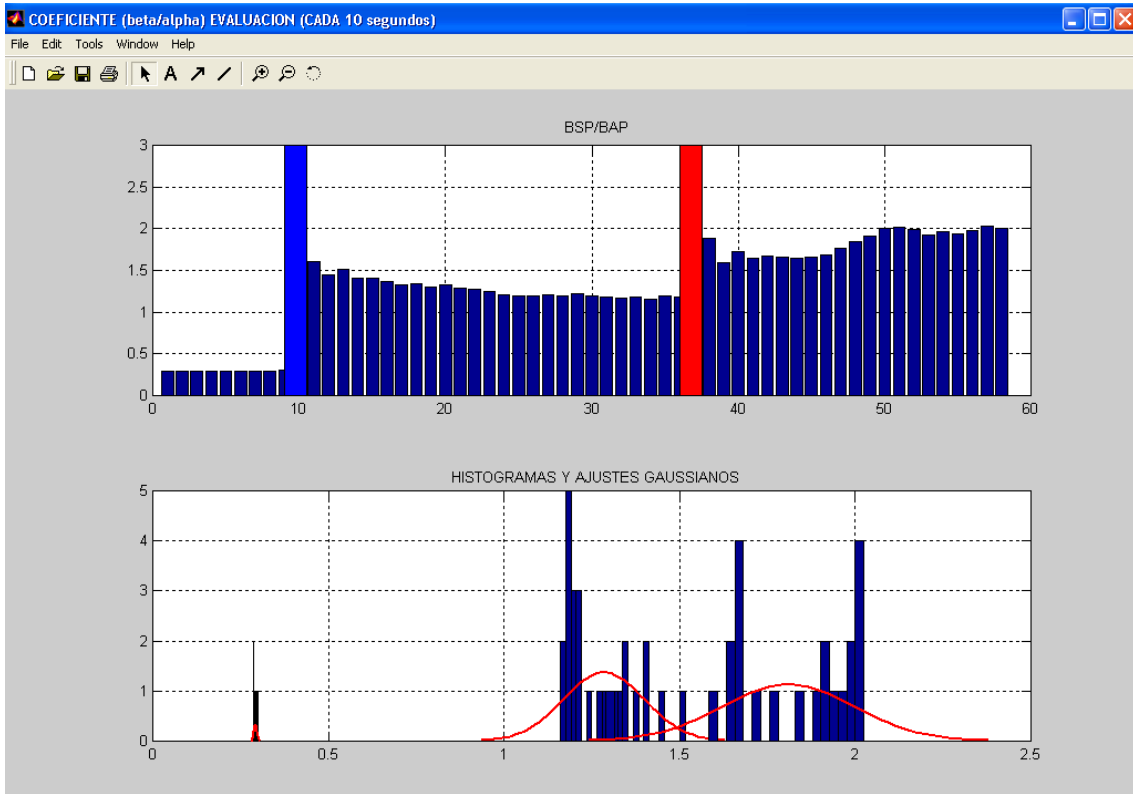
En definitiva se trata de demostrar si los algoritmos de procesamiento y criterios de clasificación propuestos son apropiados para valorar la somnolencia en tiempo real.

En la figura 4.33 presentamos los resultados de los clasificadores para diferentes tamaños de ventana para la estimación de valores medios para registros de EEG realizados bajo condiciones de relax (10 minutos), conducción lenta (30 minutos) y conducción rápida (30 minutos), realizados, en el ejemplo de la figura, para un sujeto con ritmo alfa cercano a 10 Hz. Las gráficas superiores son las series temporales proporcionadas por el algoritmo de estimación del promedio de la variables BSP/BAP a lo largo de una sesión regular de experimentación (relajado con ojos cerrados, conducción monótona y conducción rápida). Las líneas gruesas verticales indican el cambio entre esas tres situaciones. Las gráficas inferiores representan las distribuciones estadísticas, histogramas, de la variable BSP/BAP junto con su mejor ajuste de una función de densidad gaussiana. Para constatar si es posible alcanzar un

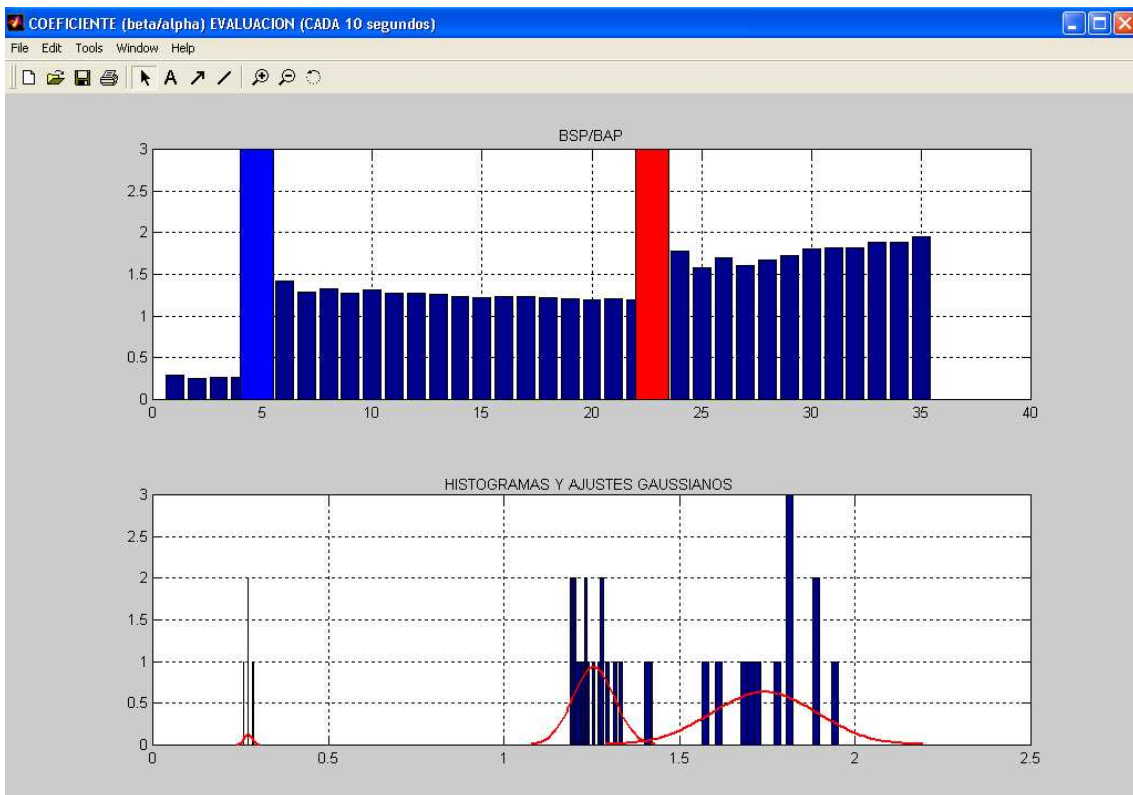
compromiso entre la fiabilidad en las decisiones de clasificación y la resolución temporal del procedimiento para elaborar esas decisiones, en un primer estudio se han empleado estimadores de los valores promedio de la variable BSP/BAP del EEG con ventanas de observación progresivamente mayores: 10, 20 y 30 segundos. Los resultados obtenidos (ver figura 4.33) para cada uno de los casos analizados demuestran como tanto en las series temporales como en sus histogramas (y modelos gaussianos ajustados) el error de clasificación, utilizando simples criterios de discriminación por umbrales de nivel, es progresivamente decreciente. Conclusión evidente por otra parte como consecuencia de la convergencia estadística del estimador elegido.



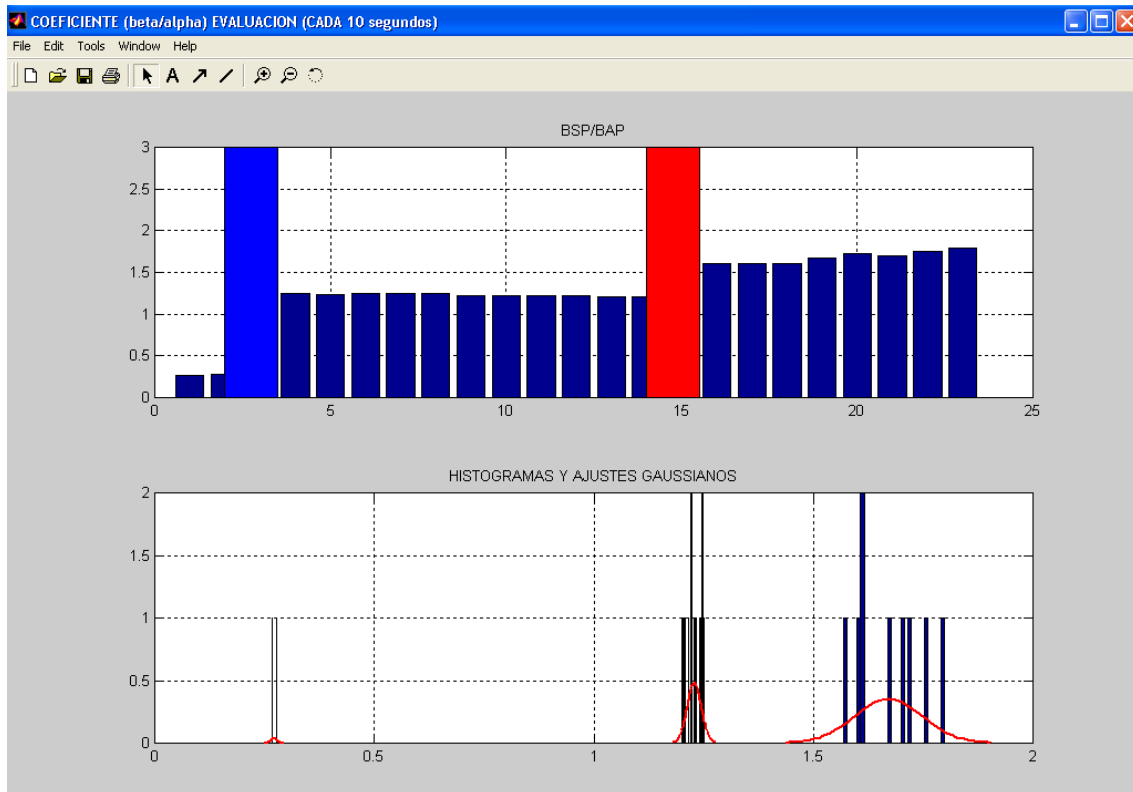
(a) $t = 10$ s.



(b) $t = 20$ s.



(c) $t = 30$ s.

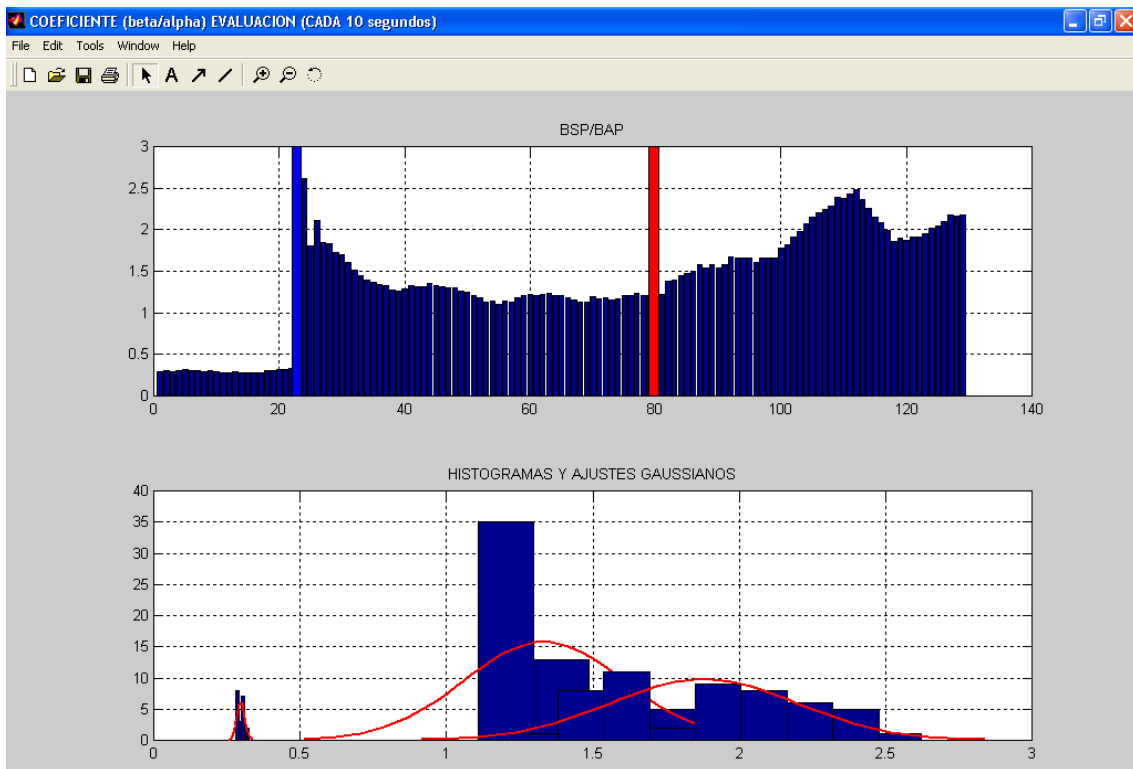
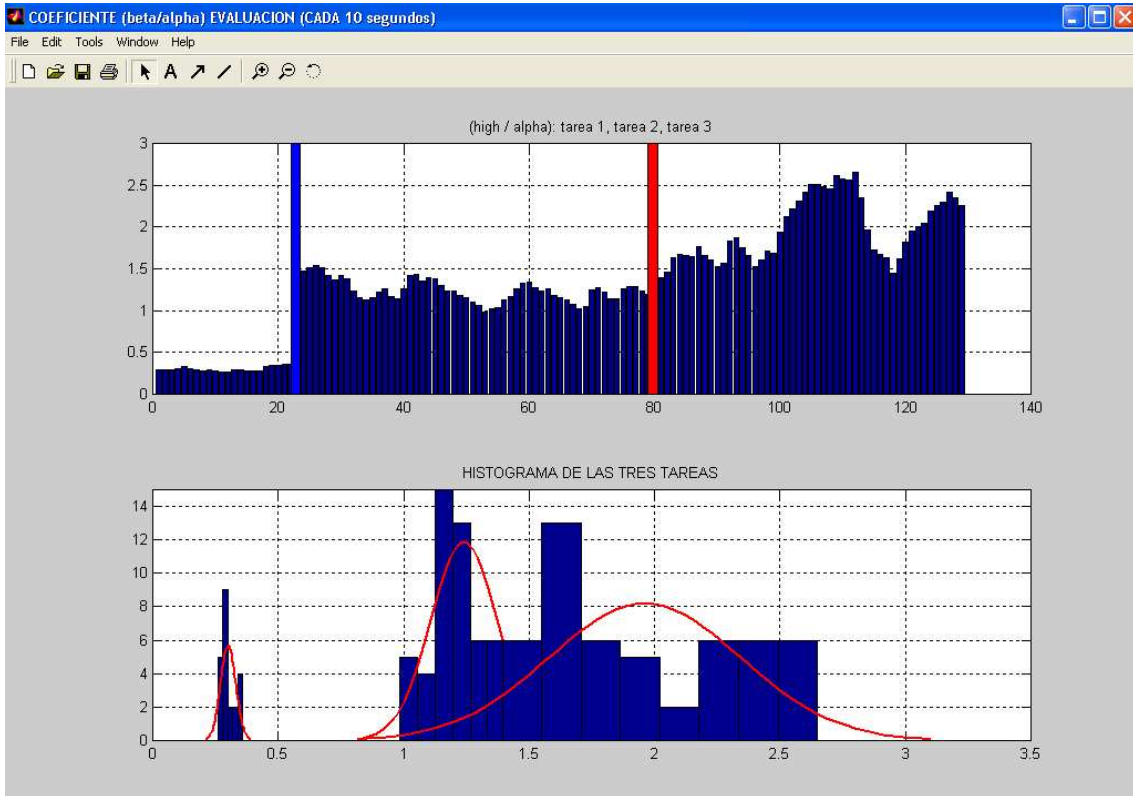


(d) $t = 40$ s.

Figura 4.33. Desempeño del clasificador para diferentes tamaños de ventana: a) 10 s., b) 20 s, c) 30 s y (d) 40s.

La gráfica superior de cada figura es la serie temporal de la variable de salida (BSP/ BAP) del estimador a lo largo de una sesión experimental regular (relajado con ojos cerrados, conducción monótona y conducción rápida), las líneas verticales indican el cambio en esas tres situaciones. Las gráficas inferiores muestran la distribución estadística de BSP/BAP, junto con su mejor ajuste Gaussiano.

Este análisis fue también realizado mediante un procedimiento alternativo de estimación del promedio de la variable de discriminación (BSP/BAP) propuesta; que consiste en utilizar ventanas de observación fijas de 10 segundos y suavizar la salida del clasificador por promediado de un número consecutivo de salidas anteriores consecutivas. La figura 4.34. muestra los resultados obtenidos al realizar el promedio con 1, 2 y 3 salidas anteriores consecutivas.





c) Suavizado = 3

Figura 4.34. Desempeño del clasificador para diferente suavizado calculado con resultados anteriores consecutivos; a) suavizado con una muestra anterior, b) suavizado con dos muestras anteriores, c) suavizado con 3 muestras anteriores. Las condiciones de registro son las mismas que en la figura anterior.

Los resultados de las figuras 4.33 junto con la representación, en la figura 4.34, de la dispersión de la variable BSP/BAP, para ambos procedimientos de estimación, demuestran la convergencia esperada de los estimadores a medida que aumentamos el número de muestras. Las diferencias entre ambos procedimientos, para iguales tamaños de la muestra, son debidas a los efectos de las propiedades estadísticas maestras de los dos procedimientos para estimar la función de densidad espectral y los efectos de discretización de esos cálculos.

4.5. FIABILIDAD EN LA TECNOLOGÍA DE ELECTRODOS SECOS.

Los electrodos secos desarrollados en este proyecto han conseguido buenos resultados, haciendo del equipo un prototipo cómodo y capaz de registrar señales de gran pureza, muy poco sensible a los artefactos y sobre todo aplicable sobre zona de cabello sin necesidad de gel conductor.

Aunque se comenzó la investigación con electrodos hechos de placas y cilindros de plata, puesto que los resultados eran buenos, se analizó la alternativa de utilizar cobre, por resultar más barato y fácil de conseguir. Estos registros también aportaban buenas señales. Puesto que este metal es más proclive a la corrosión, es necesario limpiarlos cuidadosamente con alcohol tras cada registro para que no se deterioren rápidamente.

El único problema que se ha observado, es que en algunas condiciones hay que invertir cierto tiempo moviendo el electrodo de púas sobre el cuero cabelludo hasta encontrar una señal buena. Una vez conseguida, ésta se mantiene estable normalmente. Esto se debe sin duda, a que el electrodo de púas no llega a introducirse bien entre el pelo perdiendo contacto con la piel. Se llegó a esta conclusión tras observar que ocurría frecuentemente en sujetos con cabello abundante, grueso y/o rizado mientras que la localización era inmediata en aquellos que tenían el pelo más fino, corto y liso. Se verificó este hecho comprobando que el problema no radicaba en los electrodos situados en A1 y A2, pues aunque estos se sustituyeran por electrodos comunes con gel conductor el problema persistía.

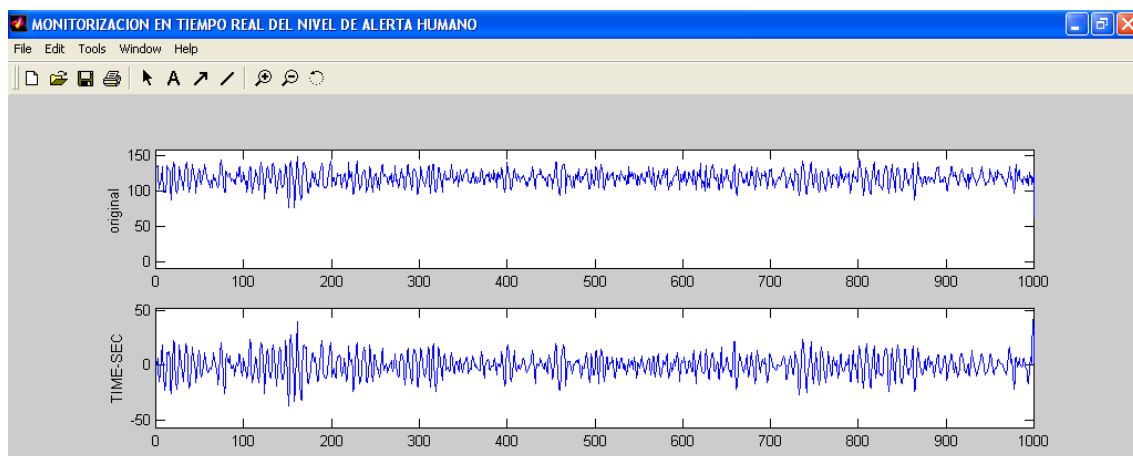


Figura 4.35. Señal obtenida mediante electrodos usando gel conductor

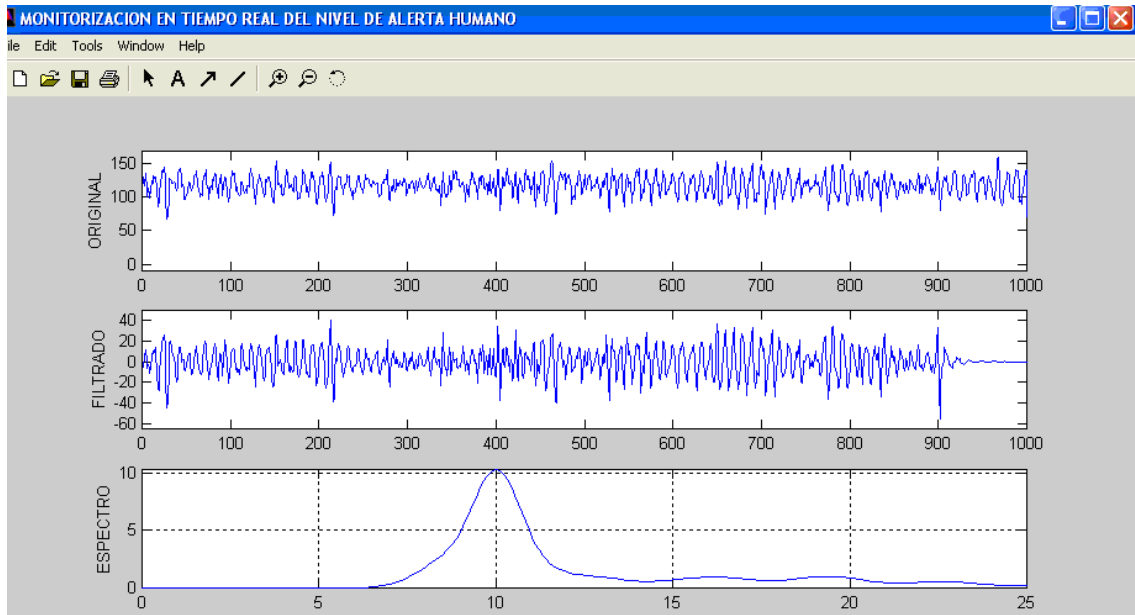
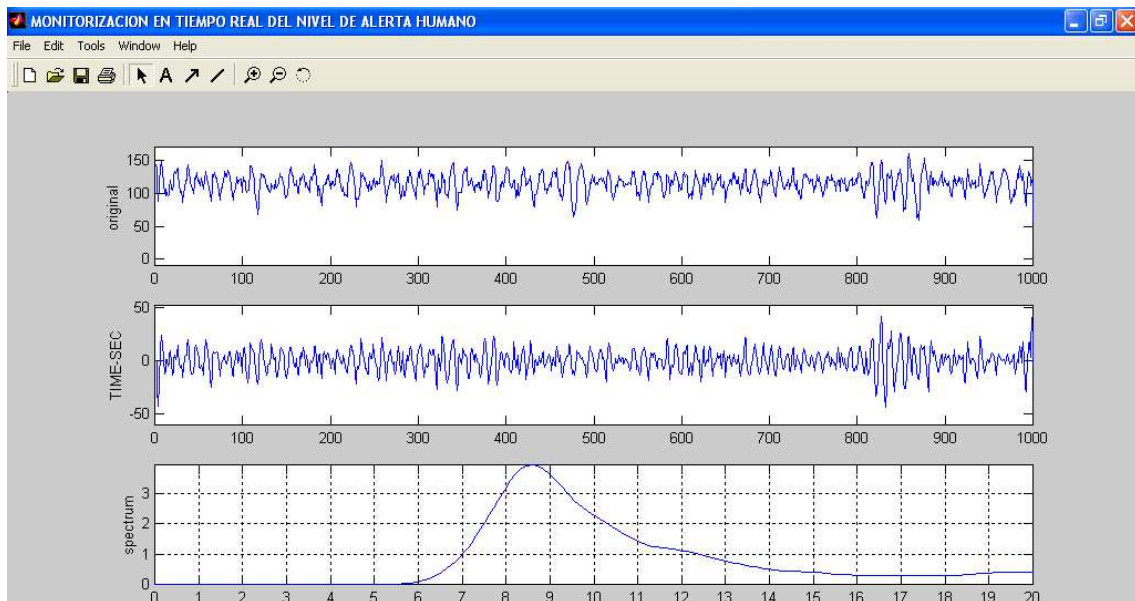
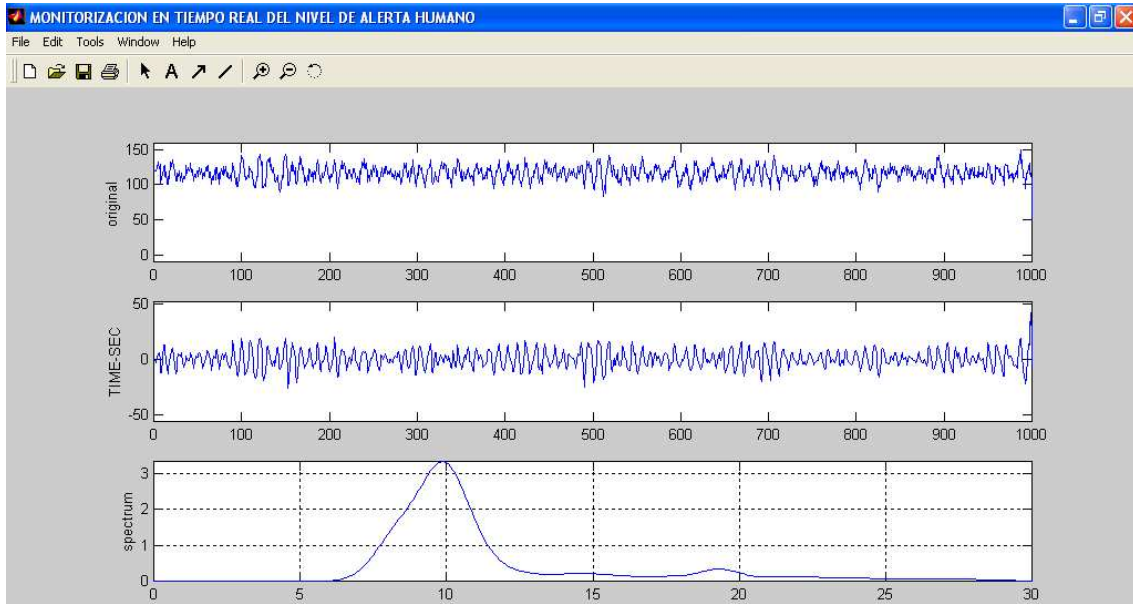


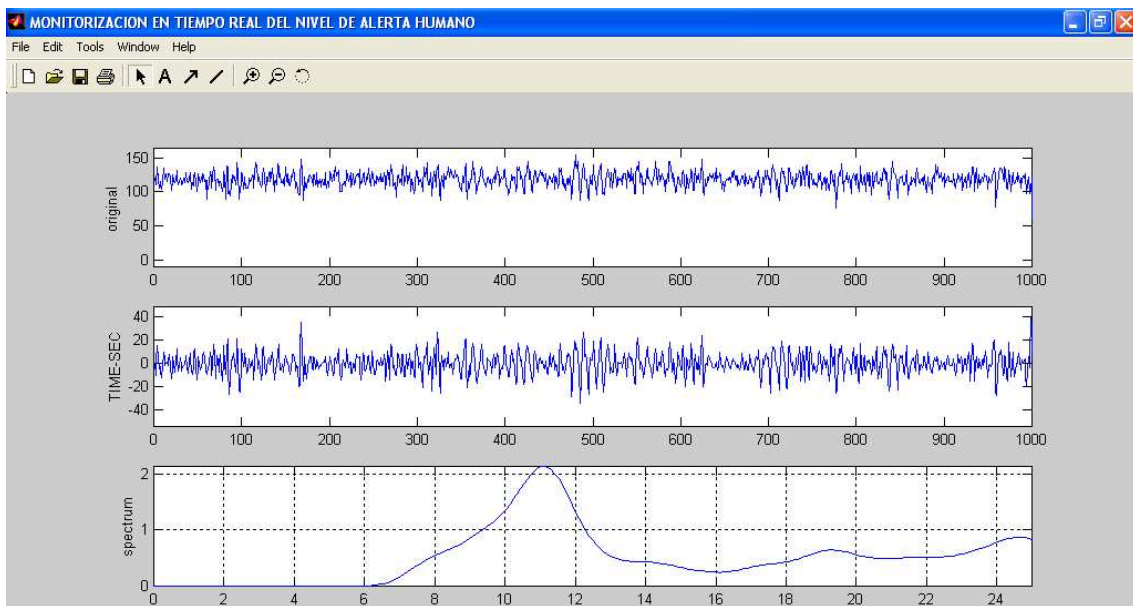
Figura 4.36. Señal tomada 5 segundos ojos cerrados y 5 segundos ojos abiertos con electrodos secos.



(a)



(b)



(c)

Figura 4.37. Señales obtenidas con electrodos secos para diferentes ritmos alfa (a) señal de 8.5Hz, (b) Señal a 10 Hz, (c) Señal a 11 Hz.

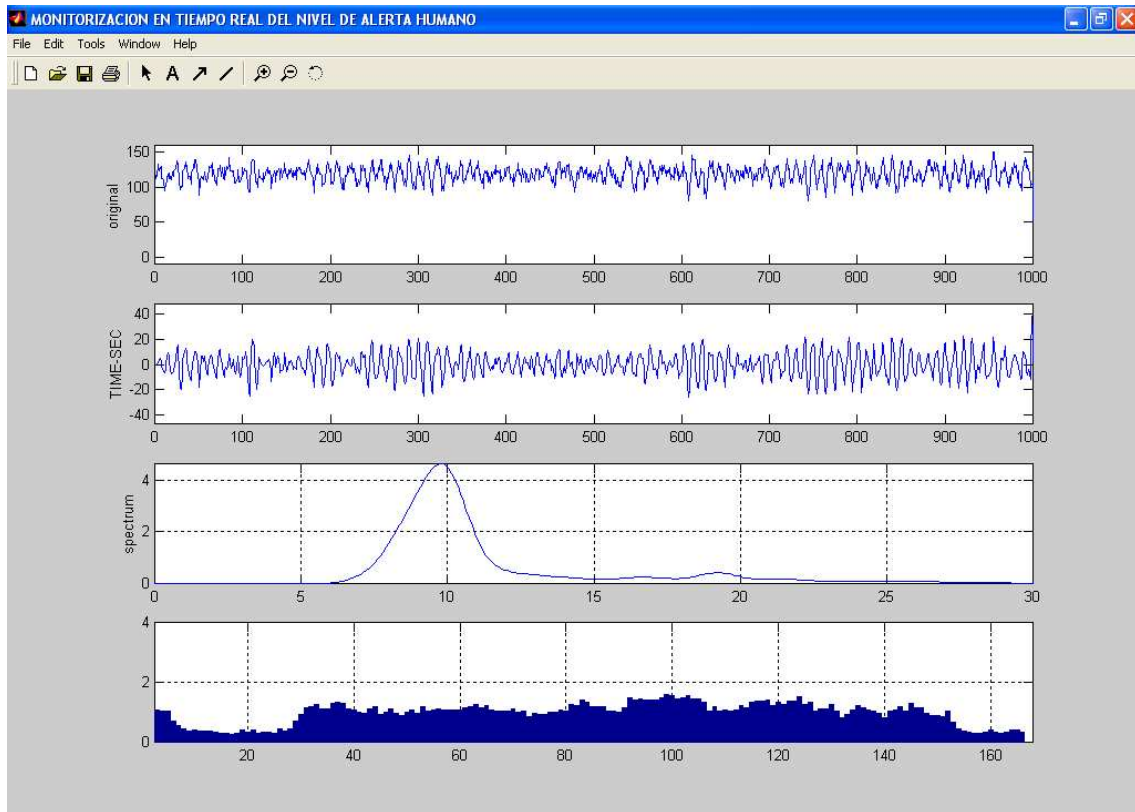


Figura 4.38 Secuencia obtenida mediante la utilización de electrodos secos.

CAPITULO 5

CONCLUSIONES

1. Se ha propuesto a la señal fisiológica EEG (electroencefalograma) como la señal que permite, en base a su comportamiento en frecuencia, estimar el nivel de alerta humano y en función de este se han aplicado algoritmos de clasificación: en el dominio del tiempo (estimación de la dimensión fractal calculada por medio del método de Higuchi y la estimación de la auto-similitud de largo alcance a través del cálculo del coeficiente de Hurst por el método de varianzas agregadas) y en el dominio de la frecuencia (bandas espectrales adaptativas), siendo este último considerado el mejor clasificador porque permite adaptarse a las diferencias inter-individuales, pues el espectro de potencias se ensancha alrededor de su RAP (ritmo alfa personal, frecuencia a la cual un individuo se encuentra con sus ojos cerrados y relajado) cuando está en situación de estrés y disminuye cuando el sujeto se relaja o tiende a dormir.
2. En estudios realizados anteriormente se anticipan tres grupos de personas con diferente RAP: menores a 9 Hz, alrededor de 10 Hz (más frecuente) y superiores a 11 Hz, lo que hace suponer que factores como el lugar, etnia, niveles de estrés, etc., inciden en los valores del RAP. Comprobándose así la existencia de individuos con distinto comportamiento alfa predominante (variabilidad inter-personal).
3. Se pudo apreciar que para diversos estados de ánimo y salud se tienen resultados cambiantes con respecto al RAP de un mismo sujeto por lo que se manifiesta variabilidad intra-personal, no obstante el sistema funciona normalmente sin importar estas consideraciones.
4. Es necesario que los tres electrodos a usarse durante la experimentación sean de la misma clase y material (oro, plata o cobre), pues de lo contrario presentarán falsos voltajes a diferentes frecuencias, haciendo que la señal

se distorsione y que los algoritmos de clasificación también fallen. Situación similar ocurrió al usar diferentes electrolitos para el mejor contacto entre el electrodo y piel o zona de cabello, gel conductor y pasta conductora respectivamente. Apareció un voltaje significativo en el rango de frecuencias de 18 a 20 Hz.

5. Una de las ventajas que presenta este sistema es el estar formado por un solo canal y aún así mostrar resultados buenos y confiables, además debido a tener varios sitios en donde se pueden captar las ondas cerebrales de nuestro interés, ondas alfa, según el Sistema 10-20: C3, C4, Cz, O1, O2, F , en nuestro caso localizaciones probadas Cz y F, abren varias posibilidades para la fijación de los electrodos, permitiendo poner entre las prioridades del sistema además de la credibilidad, el confort y duración de uso.
6. Para lograr mayor comodidad de las personas que usen este sistema instrumental se construyó un dispositivo inalámbrico que cumplió con las mismas funciones del prototipo fijo, sin alterar los resultados, esto se logró a través del uso de módulos bluetooth, los cuales resultaron ser bastante confiables para el manejo de este tipo de información.
7. Sin importar parámetros como el error que el método de clasificación elegido incluya y el tiempo que se demore la computadora en elaborar dicho método se ha demostrado que el sistema instrumental construido permite detectar el ritmo alfa y por tanto advertir de forma oportuna cualquier situación de riesgo, evitando cualquier tipo de accidente.
8. En cuanto a los electrodos secos construidos se tiene un ligero inconveniente con la cantidad de cabello que posean las personas que lo usen, mientras más cabello tenga se dificulta el contacto entre la piel y el electrodo de púas haciendo que la señal se deteriore y el sistema falle.

9. Otras alternativas para detectar el estado de alerta han sido consideradas como por ejemplo la que usa la expresión facial por medio del tratamiento de imágenes recogidas por una cámara de vídeo. Nuestro sistema competiría con este método pero haría falta realizar una comparación de ambos métodos para saber cuál es más efectivo. En el caso de utilizar el método basado en tratamiento de imágenes, es difícil conseguir algoritmos fiables si se considera que el sistema tiene que trabajar mientras el conductor mueve su cabeza, también se requieren cámaras de TV con una alta tasa de cuadros por segundo para hacer frente a la alta velocidad de los parpadeos, sin tomar en cuenta que al conductor se le ocurra usar gafas mientras conduce.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- [1] <http://jnnp.bmj.com/cgi/content/full/74/1/9>
- [2] <http://www.oei.es/salactsi/historia6.htm>
- [3] <http://www.bibliotecasvirtuales.com/biblioteca/lineadeltiempo/>
- [4] Idogawa K., "A time variation of Professional Driver's EEG in Monotonous Work", IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, 11th annual international conference, pp., 719-720, 1989.
- [5] Harland CJ, Clark TD, Prance RJ. Remote detection of human electroencephalograms using ultrahigh input impedance electric potential sensors. *Applied Physics Letters*. vol. 81, no. 17, 2002, pp. 3284-3286.
- [6] Taheri B, Knight R, Smith R. A dry electrode for EEG recording *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* vol 90, 1994, pp 376–83.
- [7] Álvarez R. Tesis doctoral: Estudio del nivel de alerta en humanos basado en ondas cerebrales. Universidad Politécnica de Madrid, 2006.
- [8] Álvarez R, del Pozo F. Monitorización del nivel de alerta humano por medio del EEG. *Proc. XXI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica CASEIB 2003*, Mérida, 13-15 Noviembre 2003, pp.207-210.
- [9] Saroj K.L. y Ashley C., "A critical review of psychophysiology of driver fatigue", *Biological Psychology* 55, pp. 173 – 194, 2001.
- [10] Watters P.A., "Fractal Structure in the Electroencephalogram", *Complexity International*, vol. 5, 1998, <http://www.csu.edu.au/ci/vol05/watters/>

- [11] Higuchi T, "Approach to an irregular time series on the basis of the fractal theory," *Physica D*, vol. 31, pp. 277-283, 1988.
- [12] Accardo A., Affinito M., Carrozzi M., and Bouquet F., "Use of the fractal dimension for the analysis of electroencephalographic time series", *Biol.Cybern.* vol.77, pp.339-350, 1997.
- [13] Ciszewski J., Klonowski W., Stepień R., Jernajczyk W., Karlinski A., and Niedzielska A., "Application of Chaos Theory for EEG-signal Analysis in Patients with Seasonal Affective Disorder", *Med.&Biol.Eng. & Computing*, vol.37, Suppl. 1, pp.359-360, 1999.
- [14] Klonowski W., Ciszewski J., Jernajczyk W., Niedzielska K., "Application of Chaos Theory and Fractal Analysis for EEGsignal Processing in Patients with Seasonal Affective Disorder", *Proceedings 1999 International Symposium on Nonlinear Theory and its Applications (NOLTA'99)*, Hawaii, USA, November 28 - December 2, 1999, Vol. 1, pp.339-342.
- [15] Wackermann J., Lehmann D., Dvorak I., and Michel C., "Global dimensional complexity of multichannel EEG indicates change of human brain functional state after a single dose of a nootropic drug", *Electr.Clin. Neurophys.* vol.86, pp.193-198, 1993.
- [16] Soria K., Zúñiga S., "Algunas estimaciones del coeficiente de Hurst para el IGPA chileno", *Escuela de Ing. Comercial de la U. Católica del Norte. Coquimbo*, pag:1-8.
- [17] Georgios L. and Victor F., "A Study on the Cause of Long-Range Dependence Observed in Empirical TCP Traffic Traces", *ITTC-FY2000-TR-10980-28* July, 1999
- [18] Crovella M. E. and Bestavros A., "Self-similarity in world wide web traffic: evidence and possible causes", *IEEE/ACM transactions on networking*, Vol 5, N° 6, pp. 835-846, december 1997.

- [19] Roman B., Karel H., Lubomir P. and Petr V., "Detecting of Fatigue Car Driver," Lecture Notes in Computer Science, Publisher: Springer-Heidelberg, ISSN: 0302-9743, Volume 2199, pp. 62, January 2001.
- [20] Hayami T., Matsunag K., Shidoji K., and Matsuki Y., "Detecting drowsiness while driving by measuring eye movement - a pilot study," in Proc. Intelligent Transportation Systems, The IEEE 5th International Conference on, 2002 Pages:156 – 161.