

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE ONDA CEREBRAL MEDIANTE ELECTRODOS SECOS Y COMUNICACIÓN INALÁMBRICA: APLICACIÓN A DETECCIÓN DE SOMNOLENCIA

Vilatuña Canchigña Betty Janneth, Ing.
Yanchaliquín Guamán Vanessa Jaqueline, Ing.
Álvarez Rueda Robin, PhD

Escuela Politécnica Nacional

RESUMEN

El presente proyecto está orientado a solucionar el problema de somnolencia en conductores de vehículos procurando disminuir los accidentes de tránsito, para lo cual se construyó un equipo instrumental que capta las ondas cerebrales emitiendo una señal de alerta oportuna cuando se detecta adormecimiento. Para conseguir este objetivo se trabaja con la señal de electroencefalograma (EEG), el cual se mide como una diferencia de voltaje entre dos electrodos. Esta señal biológica es la más promisoría para detección de somnolencia y monitorización de los estados de alerta en general.

*Para poder medir una señal tan pequeña, el contacto entre el electrodo y la piel debe ser bueno, presentándose siempre como **principal limitación** la utilización y colocación de **electrodos y de gel conductor**, reduciendo la posibilidad de crear sistemas prácticos que puedan ser colocados de manera sencilla, rápida y de ser utilizados por los usuarios de manera cómoda, segura, fiable y durante largos períodos de tiempo. El gel conductor se utiliza para conseguir niveles óptimos de señal reduciendo la impedancia entre la piel y el electrodo gracias a la continuidad que introduce el electrolito complementado normalmente por una abrasión previa de la piel. Una idea muy importante es desarrollar sistemas de electrodos secos que eviten el uso de gel conductor. Una posibilidad de realización de dichos electrodos secos, es incluir una etapa 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 frente a la impedancia total.*

*Con el fin de evitar los artefactos debidos al movimiento de cables de los electrodos, se ha desarrollado un sistema de transmisión inalámbrico utilizando chips con tecnología **bluetooth**.*

1. INTRODUCCIÓN

Muchos accidentes están asociados con la disminución del nivel de alerta en los individuos. Esta disminución puede ser producida por varios factores como la privación de sueño, la ingesta copiosa de comida y bebida o ciertos tratamientos farmacológicos. También se presenta mientras realizan tareas críticas, repetitivas y escasas de estímulos externos, que demandan mucha atención como por ejemplo: conducción de vehículos.

Un nivel de alerta bajo puede deteriorar las capacidades operativas de las personas, es decir, reduce los tiempos de reacción y la velocidad de procesamiento de la información para una acertada toma de decisiones, razón por la cual se considera útil un sistema de monitorización del estado de alerta humano. El conductor frente a un aviso de su bajo nivel de alerta, deberá procurar abandonar su actividad para evitar terribles accidentes y sus nefastas consecuencias.

La demostración de que la señal de EEG puede ser utilizada fiablemente para la estimación de estados de alerta y la detección de somnolencia hace imprescindible resolver una de las

principales limitaciones: el uso de electrodos. La necesidad de conseguir una impedancia suficientemente baja, exige el uso de geles conductores y operaciones cuidadosas para la fijación de los mismos. Este aspecto es especialmente importante en aplicaciones donde se requiere un uso prolongado de esos electrodos, como es el que estamos abordando, donde en general será siempre difícil conciliar las operaciones de fijación y mantenimiento con los requisitos de comodidad y una colocación sencilla y rápida, imprescindibles para que el sistema sea aceptado por un amplio espectro de sujetos y condiciones de uso.

La actividad cerebral cambia de manera apreciable en la señal de EEG según el sujeto se encuentre relajado o con un alto grado de atención. Para el primer caso, la señal es lenta (frecuencias en la banda alfa y theta). Para el caso de alto grado de atención, la señal se torna más rápida (banda beta desde 13 hasta 25Hz y más).

En cuanto a la zona de captación de la señal de EEG podemos decir lo siguiente: en la zona frontal y prefrontal, a pesar de la facilidad de colocación por ausencia de cabello, la señal queda fuertemente contaminada por artefactos debidos a los parpadeos y los movimientos oculares. En la zona posterior (occipital), tenemos artefactos debidos a movimiento muscular del cuello. Estas situaciones no ocurren en la zona central (C3, C4 y Cz según el sistema 10-20), pero se tiene otro inconveniente: la existencia de cabello. Esto complica la fijación del electrodo puesto que no podemos fijar el electrodo a la superficie cerebral. Por otro lado, el contacto prolongado del gel en zonas en las que se ha eliminado parcialmente la epidermis suele causar irritación, además en estos periodos la

piel podría regenerarse en cierta medida y secarse el gel, degradando progresivamente la relación señal/ruido. Tecnologías de electrodos secos, que no requieren gel conductor, se basan en la utilización de circuitos activos configurados como etapas de muy alta impedancia de entrada para hacer despreciable el aumento de impedancia entre la piel y el electrodo.

La señal de EEG puede estar contaminada por ruido cuya procedencia puede ser variada: fuentes biológicas (como por ejemplo parpadeo, movimiento ocular, muscular, sudoración) o de origen externo (movimientos corporales, de los cables de electrodos, de la señal de 50 o 60 Hz de la red y artefactos de conectores y de la puesta en marcha). Para evitar los problemas de ruido debido al movimiento de los cables se realizó comunicación inalámbrica por medio de **bluetooth**.

Tradicionalmente, el espectro de potencias de la señal de EEG se divide en 4 bandas de frecuencia: delta, theta, alfa y beta. La banda alfa se hace presente únicamente cuando se cierra los ojos y se mantiene relajado o también cuando el sujeto entra en una fase de somnolencia.

Existe una estrecha relación entre el comportamiento del espectro de potencias y los diferentes estados de alerta (Matousek M., 1967 [1]; Kallaway P. y Maulsby R., 1967 [2]). Esta relación es la que nos permitirá, a través de los algoritmos de clasificación, realizar la detección de somnolencia.

Otros sistemas han sido propuestos para tratar de realizar la detección de dichos niveles de baja alerta como el monitoreo del comportamiento de los parpadeos. Sin embargo, estos métodos tienen el

inconveniente de que no pueden ser utilizados en personas que usan lentes o gafas de sol, por lo que nuestro sistema de detección mediante la señal fisiológica EEG es más confiable.

2. MÉTODOS

El monitoreo del nivel de alerta no es una tarea fácil. Existe un sinnúmero de agentes externos no controlables o que están fuera de nuestro alcance, entre ellos podemos citar los siguientes:

- Estímulos externos (visuales, auditivos, etc.)
- Condiciones del sujeto (privación de sueño, cansancio, etc.).
- Condiciones psicológicas del sujeto (si está alegre, triste, etc)

A pesar de todo lo anterior, creemos que el protocolo que se aplicó a cada sujeto es apropiado. Este nos permitirá observar el comportamiento de la onda cerebral en función del grado de estímulos externos tomando en cuenta la condición de alerta al inicio del experimento. Este protocolo consiste en lo siguiente: al inicio del experimento, se realiza una familiarización con el simulador de conducción utilizado (simulador Need for Speed). A continuación, el sujeto debe permanecer cinco minutos con ojos cerrados con la finalidad de establecer su ritmo alfa personal (RAP). Se procede con una tarea de conducción de 20 minutos, en donde los primeros diez se efectuará una conducción lenta y los restantes minutos en conducción rápida. De esta manera, como podemos observar, se podrá analizar cuál ha sido el comportamiento del EEG en función del nivel de estímulos externos.

De acuerdo al Sistema 10-20, la ubicación de los electrodos se la realiza con una configuración de canal diferencial entre en las localidades Cz

(central o vertex) y A1 (mastoides izquierdo). A2 (mastoides derecho) es el sitio donde va el electrodo de tierra.

El equipo consta de una parte analógica constituida por un amplificador de instrumentación que incorpora un filtro pasa bandas entre 2 y 30 Hz (**figura 1**), un filtro de sexto orden tipo Butterworth entre 4 y 26 Hz (**figura 2**) y una etapa de adecuación del nivel de voltaje a niveles TTL (**figura 3**). Un microcontrolador se encarga de realizar la conversión A/D de 8 bits y la comunicación serial con la computadora, ya sea por cable (FIJO) o de forma inalámbrica (MÓVIL). En el primer caso, previo a la comunicación se realiza la adaptación de voltajes TTL a RS-232 realizada por el chip MAX-232 (**figura 4**). En el otro caso, no es preciso la transformación de voltajes TTL a RS-232 ya que la comunicación se realiza de forma directa con el dispositivo bluetooth (**figura 5**).

En el módulo fijo participan comunicación paralela y serial, a 100 y 9600 Hz de frecuencia de muestreo respectivamente, mientras que en el equipo móvil (inalámbrico) se trabaja a 9600 Hz, velocidad mínima que permite la configuración del bluetooth. Cabe mencionar que no se usa ningún tipo de comandos para iniciar la comunicación, pues simplemente el microcontrolador envía datos a través de su puerto serial que se encuentra directamente conectado hacia el bluetooth. Para que la computadora reciba los datos es necesario que se conecte a uno de sus puertos USB un adaptador de puerto USB a Bluetooth.

Los electrodos a usarse en el sistema final son los denominados electrodos secos [4,5], los cuales se basan en el empleo de electrodos activos para la transformación de impedancias, pues se desea conseguir que la impedancia entre

la interfaz piel/electrodo (unas decenas de $M\Omega$) sea despreciable frente a la impedancia de entrada del electrodo (1 y 3 $T\Omega$). La **figura 6** muestra el circuito correspondiente a la etapa de alta impedancia de entrada necesario para la construcción de los electrodos secos. La configuración en buffer permite que la entrada pase directamente a la salida gracias a una ganancia unitaria.

Uno de los electrodos será utilizado en zona de cabello, por lo que tiene forma de delgados cilindros paralelos de cobre que harán contacto con el cuero cabelludo. La ubicación de los otros dos electrodos es en los mastoides, los cuales están libres de cabello por lo que se utilizará discos planos del mismo material. El diseño de la estructura en la que van alojados los tres electrodos es anatómico y ajustable al máximo número posible de cráneos, en nuestro caso elegimos una diadema.

Los métodos de clasificación utilizados se basan en tres algoritmos: a) la razón entre la banda superior personal y la banda alfa personal, denominado de bandas espectrales adaptativas que se fundamenta en el estrechamiento del espectro de potencia de la señal EEG en torno al ritmo alfa particular de cada persona, RAP, b) la estimación de la dimensión fractal por medio del *algoritmo de Higuchi* [6] (que disminuye al disminuir el nivel de alerta pues disminuye su complejidad) y c) la estimación de la autosimilitud de largo alcance con el método de *varianzas agregadas* [7] (que disminuye al disminuir el nivel de alerta pues disminuye su complejidad).

3. RESULTADOS

Variabilidad intra-personal.

Debido a que el comportamiento de las personas es siempre variado y depende del estado de ánimo del propio 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 su RAP permanece en un mismo valor. Además se logró observar que el comportamiento del espectro de potencias es el mismo sin importar el día, es decir, este se ensancha según la tarea sea más compleja. Esta conducta se observa en la **figura 7**.

Variabilidad inter-personal.

Estudios como el de Roman Bittner [1] mencionan que la complejidad del EEG y la variabilidad interindividual son los principales problemas en su utilización para la construcción de sistemas de monitoreo del nivel de alerta.

Luego de someter a varios sujetos a la experimentación antes detallada, se pudo observar la existencia de grupos funcionales. Es decir, si bien el EEG parece un proceso aleatorio sin ningún comportamiento característico, nosotros hemos podido agruparlos en tres tipos: aquellos cuyo ritmo alfa está por debajo de 10 Hz (**figura 8**), los que lo tienen alrededor de 10 Hz (**figura 9**) y los que lo tienen por encima de 10 Hz (**figura 10**). En la **figura 11** podemos observar que el efecto de ensanchamiento espectral asociado al incremento del nivel de alerta frente a diferentes estímulos tiene lugar siempre alrededor de la frecuencia alfa de cada individuo.

En la **figura 12**, literales **a**, **b** y **c**, podemos ver el resultado obtenido por los tres algoritmos al clasificar el nivel de alerta de un mismo individuo de ritmo alfa 9 Hz. Cada uno de estos dibujos muestra una gráfica de barras e histogramas para las diferentes tareas. Se puede ver que todos los algoritmos muestran resultados apegados a la realidad.

Electrodos secos:

En la **figura 13**, se puede apreciar la señal conseguida usando electrodos secos. Ya que se emplea en situación de ojos cerrados, se puede ver la típica onda modulada la cual ratifica el correcto funcionamiento de los electrodos secos.

4. CONCLUSIONES

4.1 De la experimentación realizada, se pudo ver que dentro de la aleatoriedad aparente del comportamiento de la onda cerebral, existen tres grupos: a) los de ritmo alfa menores a 10 Hz, b) los de alrededor de 10 Hz (más frecuente) y c) los superiores a 10 Hz. Dentro del estado del arte en cuanto al tema, todavía no se sabe cuál es la causa de esta diferencia.

4.2 Al estudiar casos representativos de los tres grupos anteriormente mencionados, se puede ver que el espectro de potencias se ensancha alrededor del ritmo alfa personal de cada individuo. Este comportamiento es clave al momento de implementar un algoritmo de clasificación del nivel de alerta.

4.3 En cuanto a la variabilidad intrapersonal, se pudo ver que, si bien el ancho de los espectros varía ligeramente, el comportamiento de ensanchamiento en función del nivel de estímulos externo se mantiene. Por lo anterior, los algoritmos de clasificación siguen siendo válidos a pesar de las circunstancias no controlables.

4.4 Es necesario que los tres electrodos a usarse durante la experimentación sean de la misma clase o material (oro, plata o cobre), de lo contrario se presentarán artefactos que distorsionan la señal con lo cual los

algoritmos de clasificación también fallarán. En nuestro caso particular, al utilizar simultáneamente electrodos de oro y de plata, apareció un artefacto significativo en el rango de frecuencias de 18 a 20 Hz.

4.5 El presente sistema es capaz de dar información sobre el nivel de alerta tan solo con un canal de EEG. Esto a su vez facilita la comunicación inalámbrica pues se eliminan los artefactos debidos a movimientos de los cables de los electrodos. 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, lo cual no ocurrió con módulos de radiofrecuencia inicialmente usados.

4.6 En cuanto a los electrodos secos construidos, hay un inconveniente con la cantidad de cabello que posean las personas que lo usen: mientras más cabello tengan, se dificulta el contacto entre la piel y el electrodo de puntas haciendo que la señal se deteriore y el sistema falle.

5. GRÁFICAS

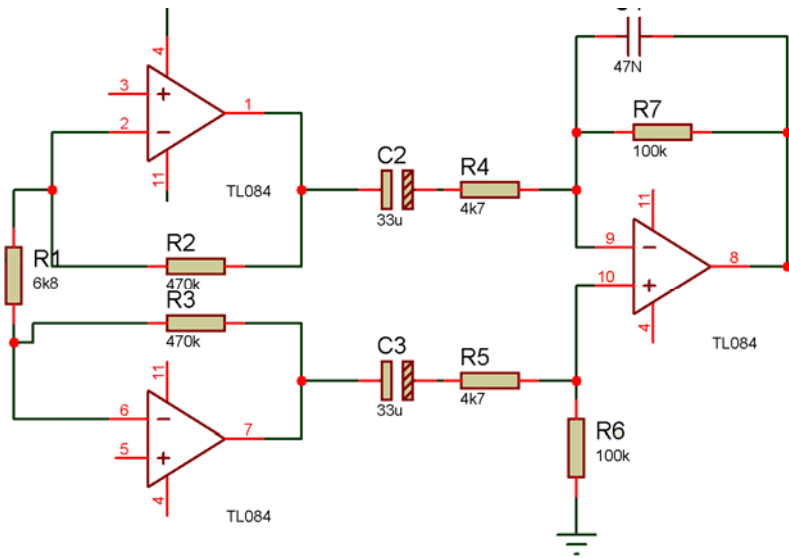


Figura 1. Amplificador de instrumentación pasa bandas.

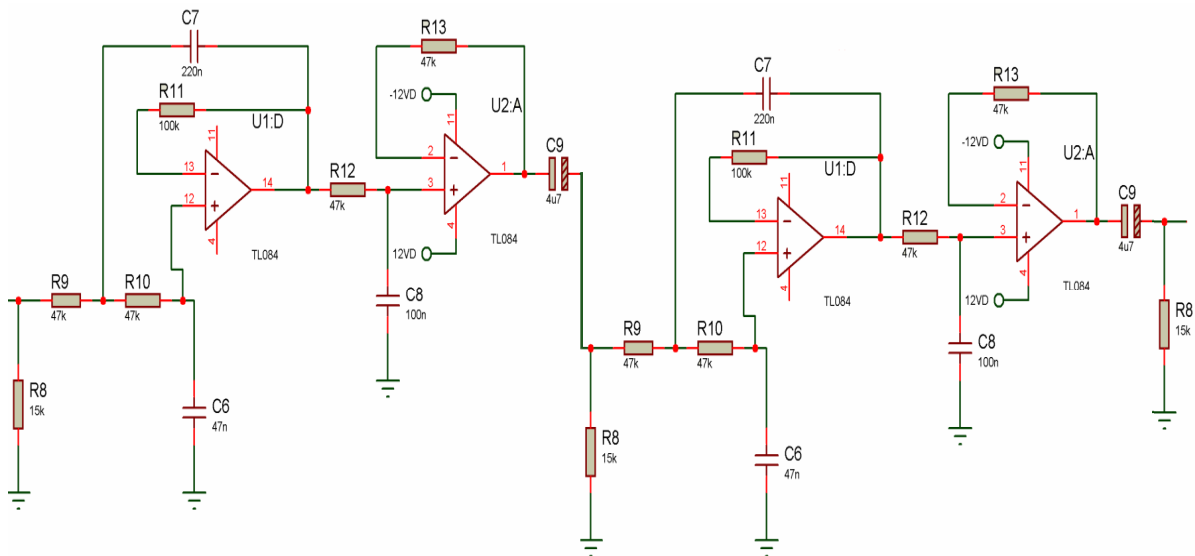


Figura 2. Etapa de filtrado de sexto orden (2 filtros Butterworth pasa bajos de tercer orden).

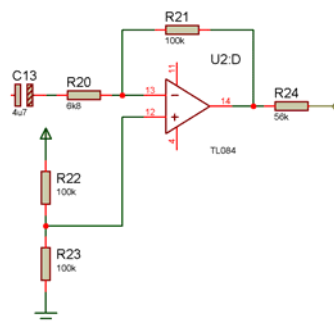


Figura 3. Etapa de acondicionamiento de señal.

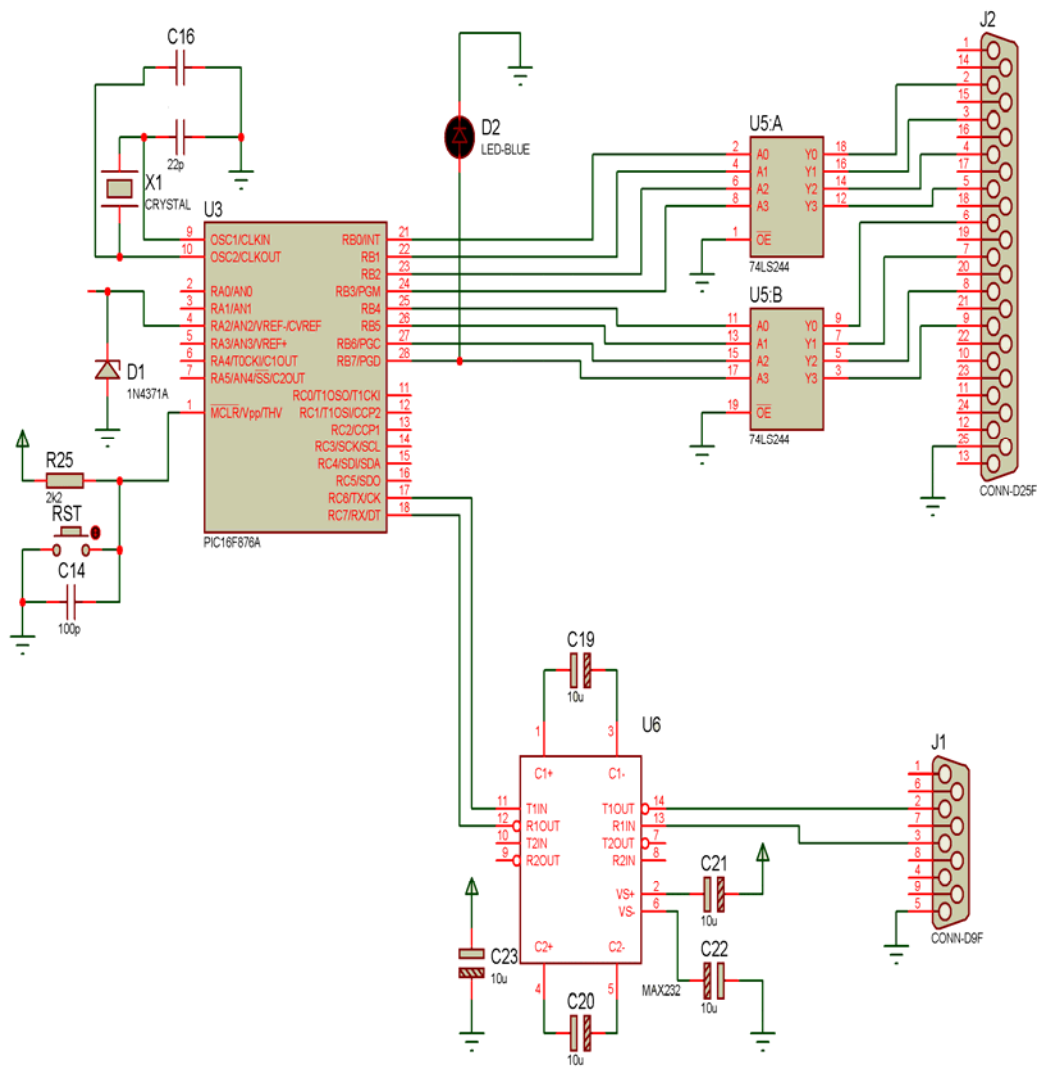


Figura 4. Etapa de adquisición y envío de datos al puerto serial y paralelo.

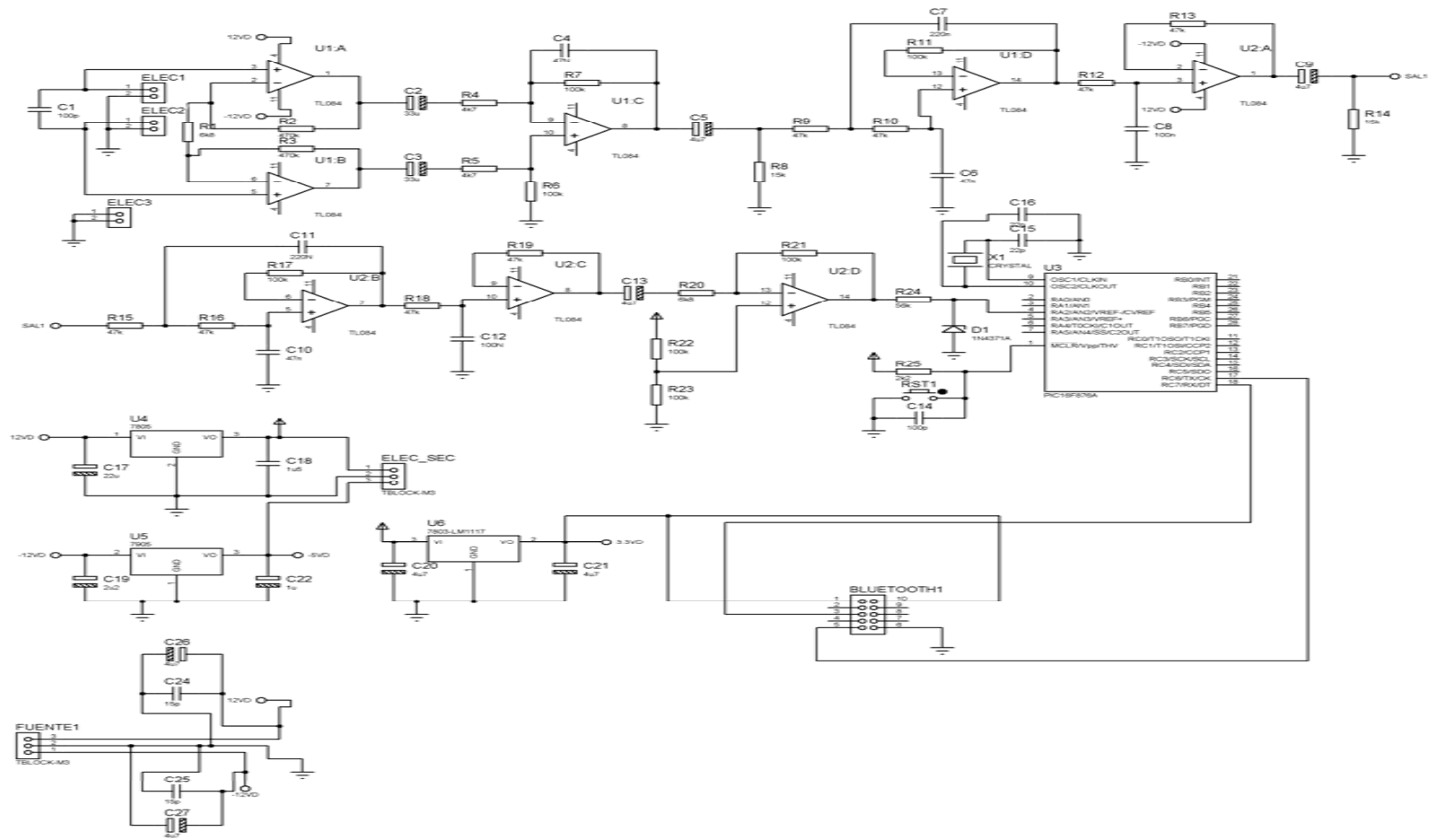


Figura 5. Sistema completo con transmisión inalámbrica por medio de Bluetooth

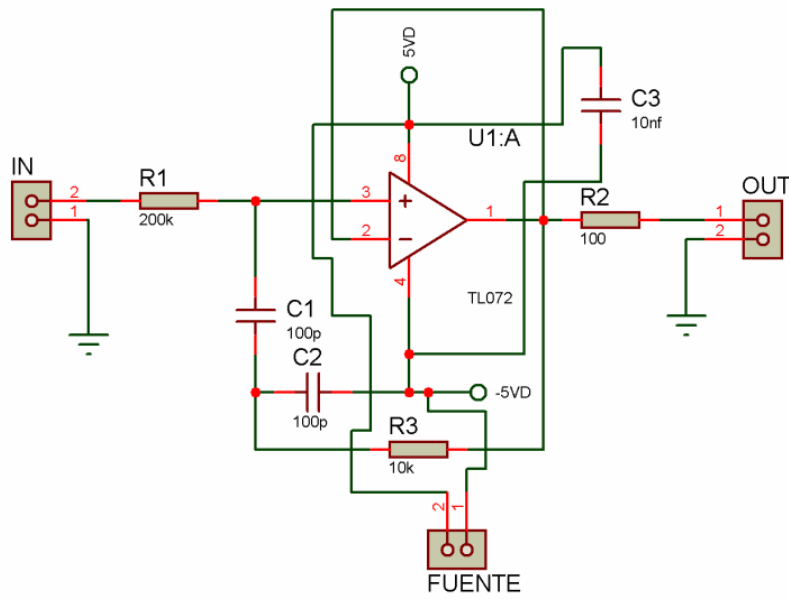


Figura 6. Etapa de alta impedancia de entrada para electrodos secos.



(a)



(b)

Figura 7. Gráficas realizadas en días diferentes con el mismo sujeto para verificar el comportamiento del espectro de potencia, mayor ensanchamiento según la tarea se torne más compleja. (a) día uno. (b) día dos.

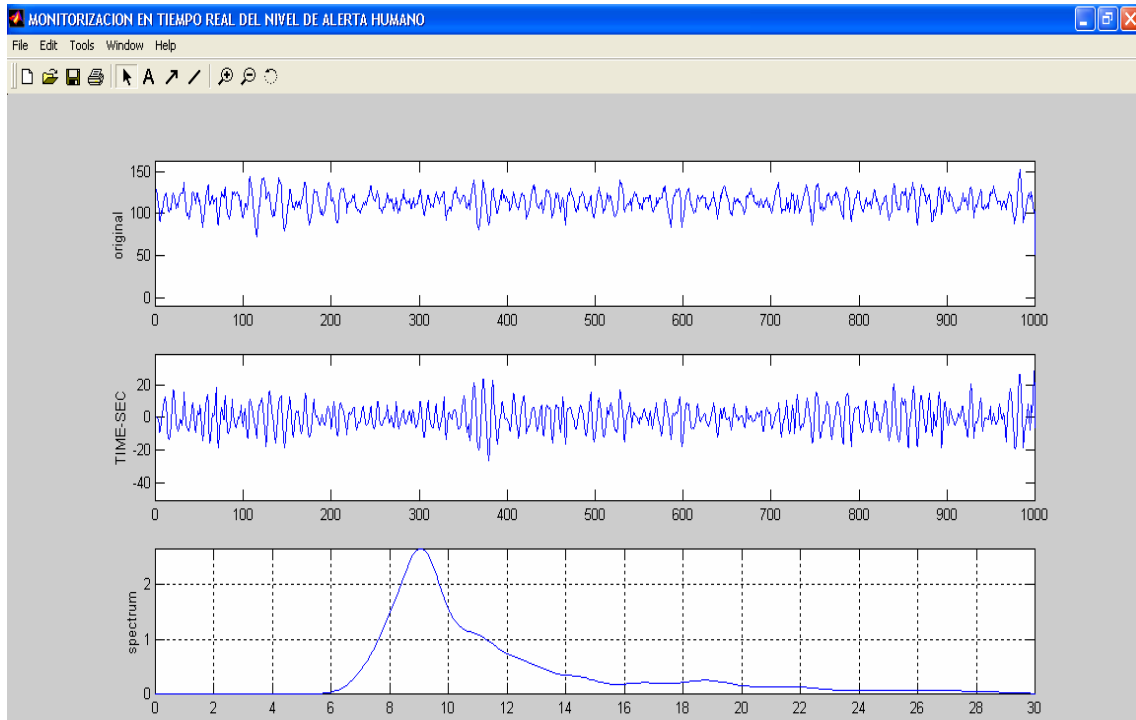


Figura 8. Gráfica en matlab del Ritmo alfa particular (8.5Hz)

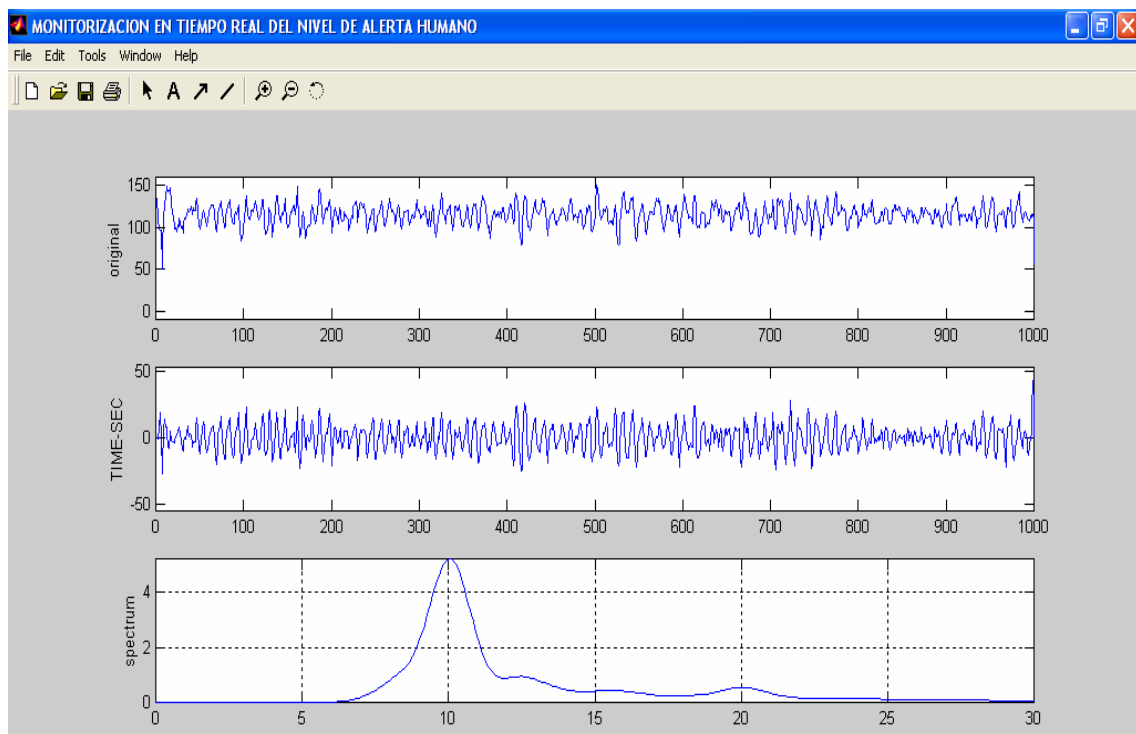


Figura 9. Gráfica en matlab del Ritmo alfa particular (10 Hz)

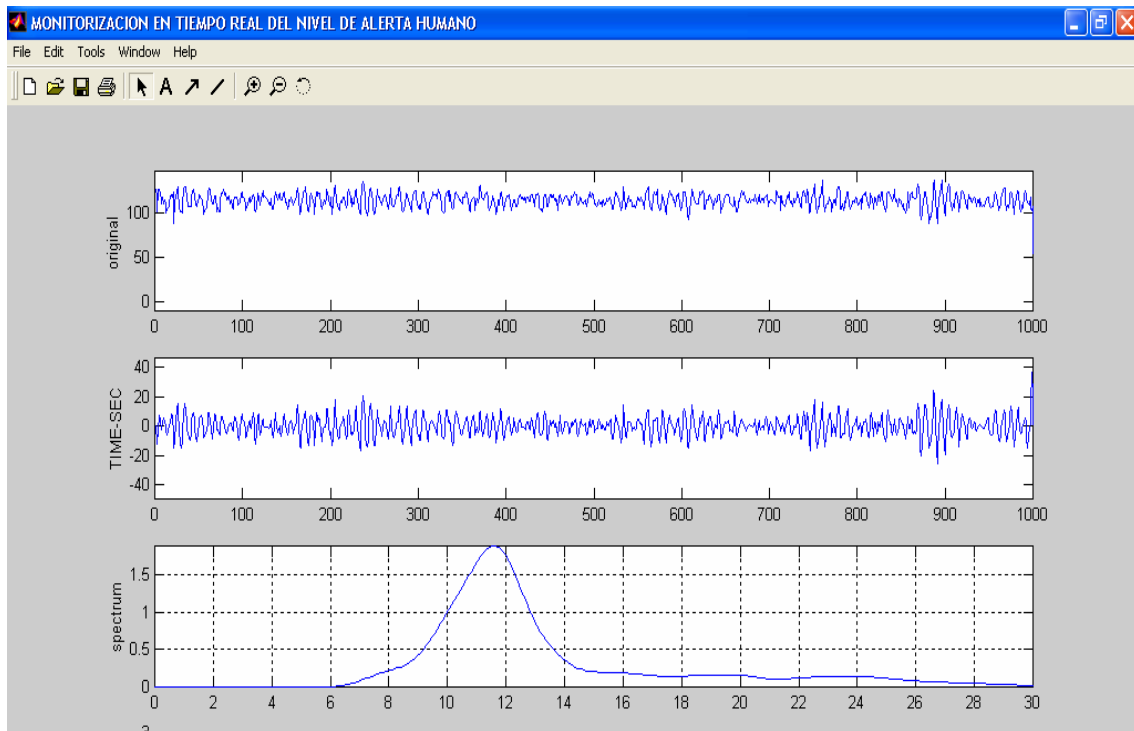


Figura 10. Gráfica en matlab del Ritmo alfa particular (11.5 Hz)

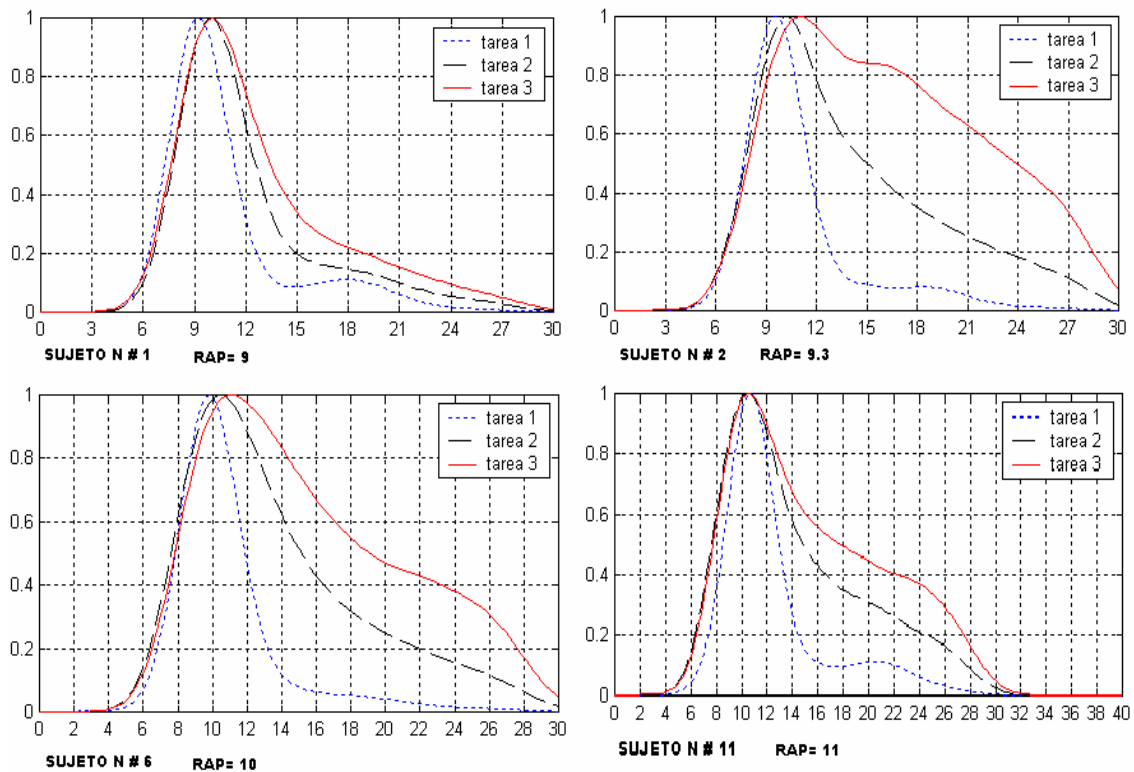
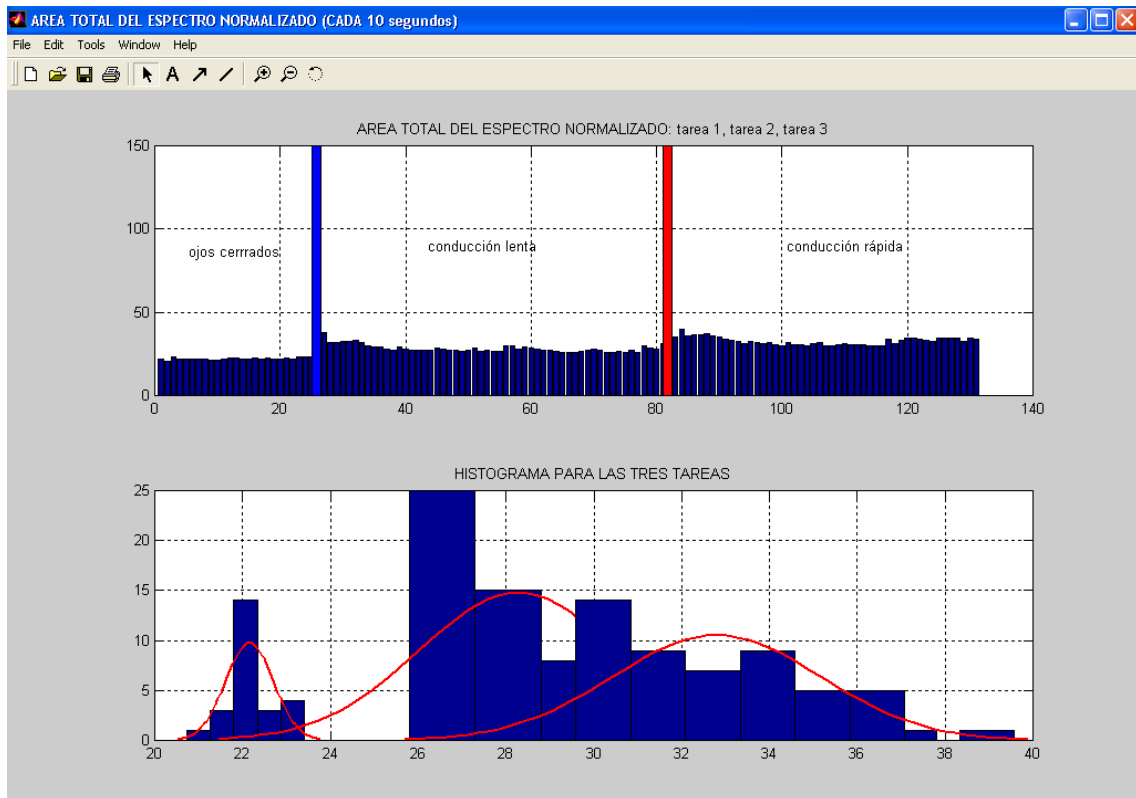
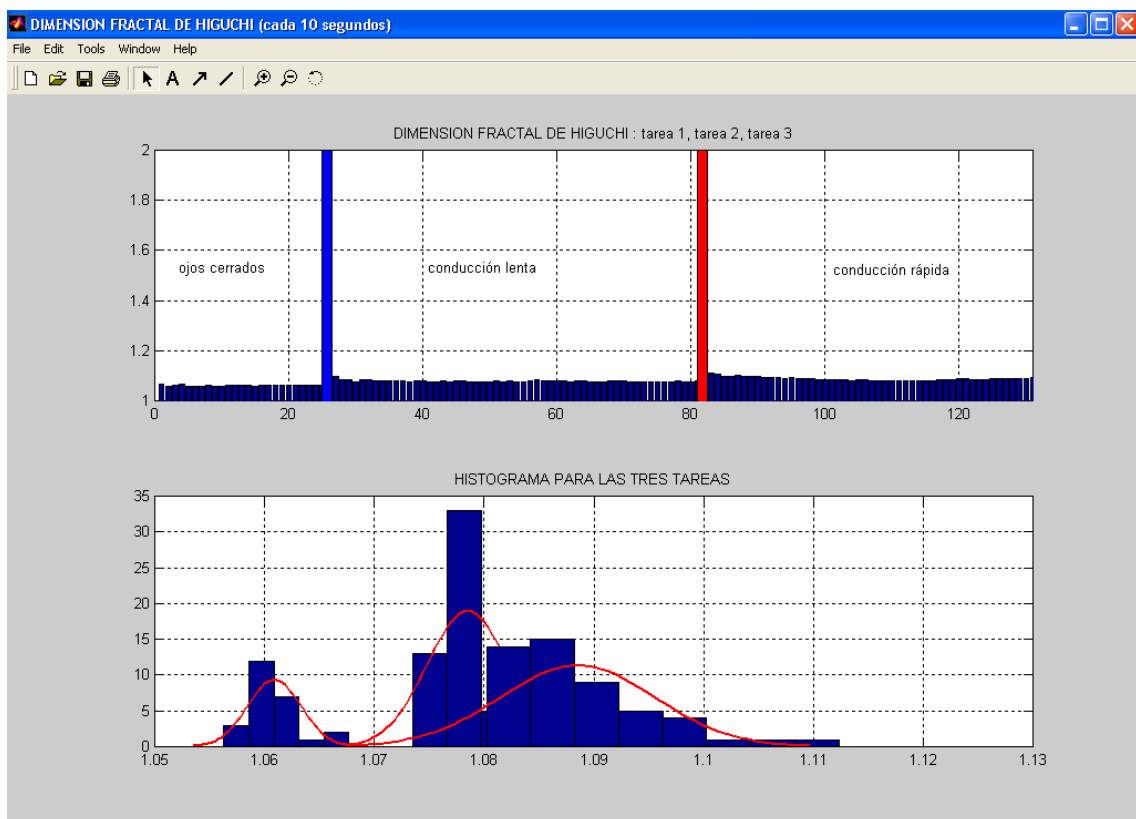


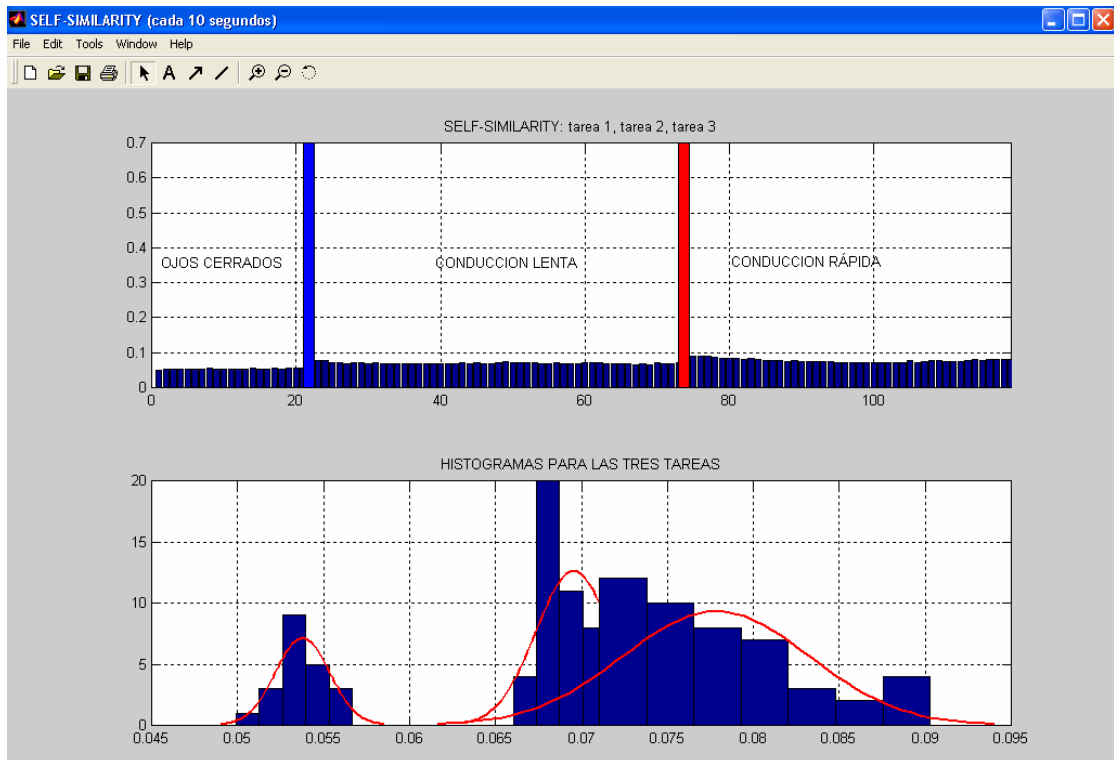
Figura 11. Comportamiento del espectro de potencias del EEG en función del nivel de estímulos externo de los sujetos de experimentación.



a) Gráfica de clasificación de la señal mediante el algoritmo de bandas espectrales adaptativas.



b). Gráfica de clasificación de la señal mediante el algoritmo de Higuchi



c) Clasificación mediante estimación de la auto-similitud de largo alcance con el método de las varianzas agregadas.

Figura 12. Clasificación del nivel de alerta utilizando los tres métodos de clasificación para el caso de un sujeto de ritmo alfa de 9 Hz.

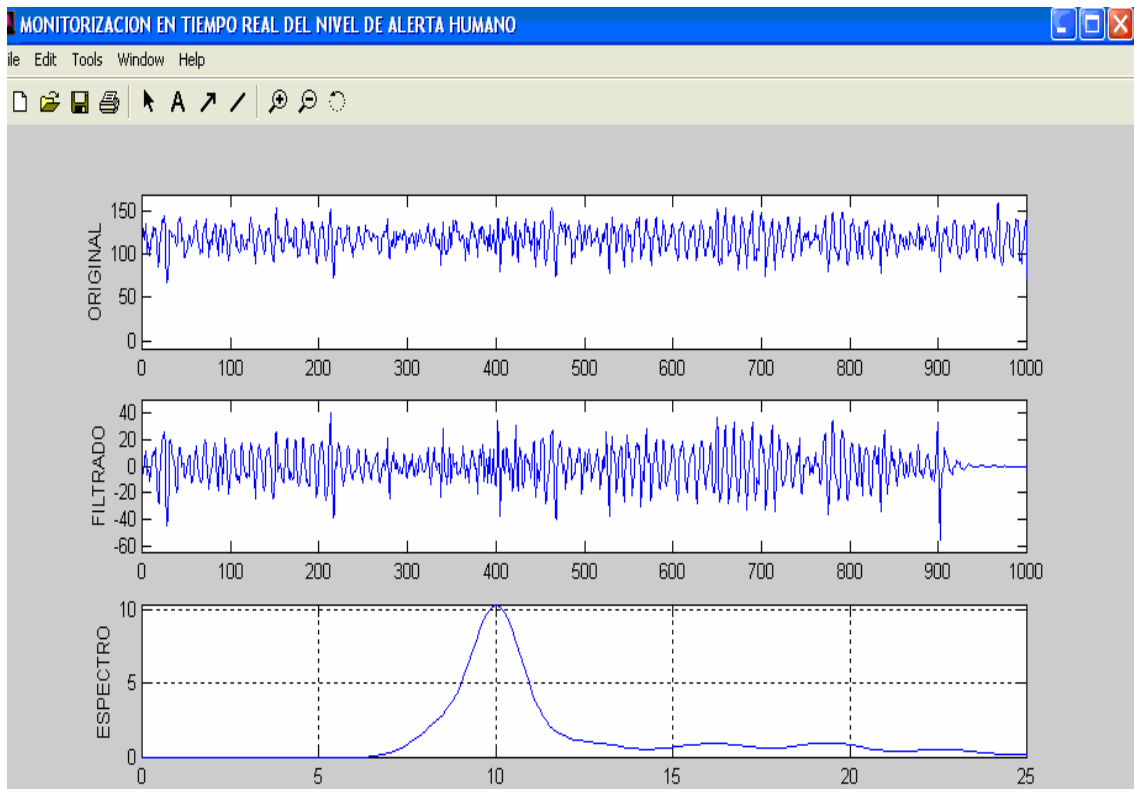


Figura 13. Señal tomada 5 segundos con ojos cerrados y 5 segundos con ojos abiertos para un sujeto de ritmo alfa de 10 Hz. Se utilizaron los electrodos secos.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Matousek M., "Automatic analysis in clinical electroencephalography", Research Report, No. 9, Psychiatric Research Institute, Prague 1967.
- [2] Kallaway P., and Mulsby R., "The Normative electroencephalographic data reference library, Final Report", NASA Contractor Report NAS9-1200, Nacional Aeronautics and Space Administration, Washington, D.C., 1967.
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] Taheri B, Knight R, Smith R. A dry electrode for EEG recording. *Clin. Neurophysiol.* vol 90, 1994, pp 376-83.
- [6] Higuchi T, "Approach to an irregular time series on the basis of the fractal theory," *Physica D*, vol. 31, pp. 277-283, 1988.
- [7] 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.