

IEM-II-16-04

Interfase cerebral mediante un estudio de impulsos voluntarios tomados desde un EEG

Autor:

Alvaro Eduardo Varela Arenas

Proyecto de Maestría

Asesores:

Antonio Garcia

Jorge Torres

Universidad de Los Andes
Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica
Santa Fé de Bogotá
2005

DEDICATORIA

Gracias, a las personas, que me han ayudado física o moralmente a conseguir este logro. Quiero que sepan lo mucho que las estimo y les dedico este trabajo a ustedes:

Alvaro Eduardo Varela Florez, mi papá por creer en mi y sacrificarse por el pago seguro de mis estudios.

Myriam Arenas, mi mamá por facilitar el diario vivir y ayudarme en todo al igual que mi papá.

Ricardo Andrés Varela Arenas, mi hermano por demostrarme que las diferencias entre nosotros son tales que nos empuja a mejorar día a día.

Silvia Arenas, mi abuela que me ayuda en el diario vivir y se ha convertido en una de las ayudas más grandes en mi vida.

Mis abuelos ya en un mejor lugar: Julia Morales, Luis Varela y Jorge Arenas, porque si no fuera por ellos no estaría yo aquí.

A Patricia Salas, por darme el último empujón para lograrlo todo.

IEM-II-16-04

A mi familia: Por ayudarme en los momentos de necesidad y simplemente estar ahí, a mi lado.

Y por último a mis amigos, que aunque sean pocos, son muy buenos.

AGRADECIMIENTOS

A los profesores de la Universidad de Los Andes, que aparte de enseñarme como ser un ingeniero electrónico, me enseñaron como ser una persona. Especialmente a mis asesores Antonio García y Jorge Torres. A Alba Ávila por sus consejos, y a Juan Carlos Bohorquez por encaminarme en el camino de la comunicación aumentativa y alternativa.

Al Centro de Microelectrónica y todo el personal.

A mis compañeros y amigos: Faccelo, Leonardo, Analu, Gustavo, Juan Pablo, Alex, Andrea, Ernesto, Alfredo, Catalina y muchos más, que espero que hayan aprendido de mí tanto como aprendí ellos.

Al laboratorio de la facultad y todo su personal.

A Rafael Guerrero y todo el personal del laboratorio de Fisiología animal de la Universidad de Los Andes.

Agradecimientos al Doctor Alvaro Romero, por el acceso al Akonic Neurotracer, y la asistencia ofrecida.

TABLA DE CONTENIDO

CAPITULO	PAGINA
RESUMEN	1
INTRODUCCIÓN	2
1. OBJETIVOS Y BASES DEL PROYECTO	3
1.1 Interdisciplinaridad	3
1.2 Implementación Software	4
1.2.1 Búsqueda de equipos de toma	4
1.3 Entrenamiento de Pacientes	5
2 EEG COMO UNA HERRAMIENTA DE COMUNICACIÓN	6
2.1 Comunicación Aumentativa y Alternativa	6
2.1.1 Trabajos en la Universidad	6
2.2 El papel de la tecnología	8
2.3 EEG y sus señales	8
3 PROYECTO BCI UNIANDES	10
3.1 Trabajos alrededor del mundo	10
3.2 Algoritmos a implementar	12
3.2.1 Instrucciones de Uso	19
3.3 Preparación del Paciente	20
4 RESULTADOS	22
4.1 Tomas del Paciente1	23
4.2 Tomas del Paciente 2	26
4.3 Resultados por paciente	30
5 CONCLUSIONES	31
6 PROYECCIONES	33
7 TAXONOMÍA	34
BIBLIOGRAFÍA	35
INDICE DE FIGURAS	38
ANEXOS	39

RESUMEN

Una de las necesidades más básicas del ser humano es la necesidad de comunicar ideas diferentes a otros. La mayoría de personas son capaces de utilizar las mismas expresiones y movimientos con el objetivo de comunicarse, esta es la base sobre la cual la mayoría de diseños de las interfaces entre el hombre y la maquina están hechos. Estas interfases (como botones, palancas, teclados, entre otros) fueron diseñadas para utilización general y global, eso significa que estas interfaces funcionan en excelentes condiciones con la mayoría de personas, pero existen porciones de personas para las cuales estos “periféricos de diseño general” no funcionan, obstruyéndolos de la utilización de algunas maquinas.

Esta es una presentación de un proyecto similar, en donde nos hemos basado en las diferentes publicaciones acerca del tema y utilizamos las conclusiones a que ellos llegaron para desarrollar y validar unos algoritmos matemáticos para la interpretación de los impulsos EEG, con el fin de desarrollar una interfase pequeña y económica, en un futuro cercano.

INTRODUCCION

Este documento es una presentación del proyecto de tesis de maestría “Interfase cerebral mediante un estudio de impulsos voluntarios tomados desde un EEG”. En este documento se presentarán las motivaciones, los métodos, los desarrollos y resultados de la implementación y validación de algoritmos matemáticos de diferenciación entre estados estáticos y dinámicos.

Estos algoritmos son basados en diferentes criterios desarrollados alrededor del mundo por grupos de investigación interdisciplinarios dedicados al estudio de las señales EEG y su posible utilización para manejo de herramientas.

Este proyecto tiene como motivación principal motivar trabajos que nivelen las condiciones de trabajo y desarrollo para todas las personas, incluso las discapacitadas. Como objetivo lograr una herramienta software que ayude esta motivación.

1. OBJETIVOS Y BASES DEL PROYECTO

Antes de mencionar los diferentes trabajos que podemos encontrar en el tema discutiremos los objetivos del proyecto para establecer un criterio para analizar con los otros existentes que sean similares a este.

1.1 INTERDISCIPLINARIDAD

Dada la experiencia de la Universidad en proyectos de este tipo^{*}, se ha encontrado que debemos utilizar diferentes criterios para lograr resultados que sean significativos para la comunidad.

En los proyectos similares alrededor del mundo que tienen el objetivo de desarrollar una interfase que interprete movimiento o intención de movimiento dentro de las señales EEG producidas por los pacientes, para lograr esto la mayoría de los integrantes de estos proyectos son doctores e ingenieros que trabajan en conjunto.

En nuestro caso, dado nuestro conocimiento limitado, mantuvimos este objetivo mediante varias consultas con doctores y el grupo de biomédica de la Universidad de los Andes, además de basarnos fuertemente en trabajo hechos alrededor del mundo por grupos más complejos y experimentados en el tema.

* Ver 2.1.1

1.2 IMPLEMENTACION SOFTWARE

Este objetivo fue resultado de un estudio de viabilidad realizado en donde se hicieron varias cuentas de insumos, para lograr una implementación hardware y evitar la búsqueda de equipos para la toma de datos, desafortunadamente estas cuentas de insumos necesarios sobrepasaban los recursos disponibles, como otra opción, también se consideró arreglar un equipo EEG de arquitectura abierta disponible y el sólo arreglo costaba alrededor de un millón de pesos. Por tanto se decidió hacer una implementación software para verificar los algoritmos necesarios para pensar en una implementación hardware futura hecha con el apoyo financiero de la Universidad, y generar bases para estudios de este tipo.

Esta clase de implementación se conoce como una implementación de análisis o “offline”, en los trabajos similares alrededor del mundo.

Para la implementación software se utilizó Matlab y C++ para hacer los algoritmos de análisis de datos, para la toma de los datos se utilizó el software incorporado al Hardware específico*. Matlab se escogió sobre otros paquetes, dado su facilidad de transferencia de datos entre los archivos de textos y algoritmos matemáticos. C++ se utilizó dada la rapidez de análisis para las redes neuronales, reutilizando algoritmos ya programados**.

1.2.1 Búsqueda de Equipos. La búsqueda de equipos fue complicada debido a varios inconvenientes con los equipos profesionales de EEG disponibles en la Universidad de Los Andes. Estos inconvenientes se dieron por la arquitectura cerrada de los equipos y por tanto tuvimos que buscar entre varias opciones. El inconveniente más grande e invalidatorio para la utilización de estos equipos fue el hecho que para hacer análisis de señal necesitamos por lo menos que el equipo de EEG tenga una salida hacia el computador

* Ver 1.3

** Ver [13].

y que esta salida sea preferiblemente en formato de archivo de texto. Tratando de solucionar esto se encontraron dos opciones aparentemente viables, con la ayuda del Neurólogo Alvaro Romero, se nos dio un acceso a un “Akonic NeuroTracer”, un equipo profesional de EEG que efectivamente cumple con nuestras expectativas de interfase, desafortunadamente el acceso era muy restringido y la posibilidad de hacer experimentos sobre diferentes pacientes era muy pequeña. La segunda y última opción encontrada, fue adaptar un fisiografo “ADInstruments PowerLAB”, que se encontró en el laboratorio de fisiología animal de la Universidad de Los Andes. Esta adaptación nos dio como máximo sólo una señal EEG del paciente mediante una ubicación bipolar de dos electrodos, pero cumplió con todos los requisitos necesarios para la implementación.

Entre las opciones encontradas por disponibilidad y por facilidad el equipo “PowerLAB” de la Universidad de los Andes se tomo como fuente principal de datos y sobre este equipo se diseñó el entrenamiento de los pacientes.

Como consecuencia de lo anterior, es necesario enfocarse en el entrenamiento de los pacientes y en la robustez de los algoritmos a implementar.

1.3 ENTRENAMIENTO DE PACIENTES

El entrenamiento de pacientes como objetivo fue el resultado de la decisión del compromiso entre el número de señales y la disponibilidad del equipo para hacer experimentos.

Por razones ya explicadas en la búsqueda de equipos, decidimos restringir el número de señales, pero aumentamos el tiempo y las tomas que se podían hacer, por ello se requirió un equipo que fuera muy disponible.

2. EEG COMO UNA HERRAMIENTA DE COMUNICACIÓN

2.1 COMUNICACIÓN AUMENTATIVA Y ALTERNATIVA

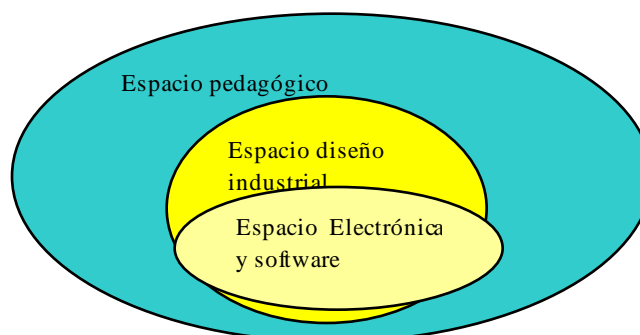
La comunicación aumentativa y alternativa es un concepto relativamente nuevo en donde como su nombre lo indica es una metodología que busca formas o métodos alternativos para establecer una de las capacidades más básicas del hombre que es la comunicación con otras personas o con herramientas y objetos. Esto es comúnmente aplicable en personas que tienen problemas comunicativos como personas sordo-mudas, autistas, o que tengan deficiencias físicas o mentales necesarias para lograr una comunicación normal eficiente.

2.1.1 Trabajos en la Universidad. Dentro de la Universidad de los Andes se ha trabajado con el concepto de la comunicación aumentativa y alternativa enfocado en la aplicación de tecnología a este problema en un entorno verdadero.

El entorno propuesto fue una sala de computadores para niños con parálisis cerebral o con discapacidad motriz severa que lo impide de utilizar un computador por las interfases normales diseñadas.

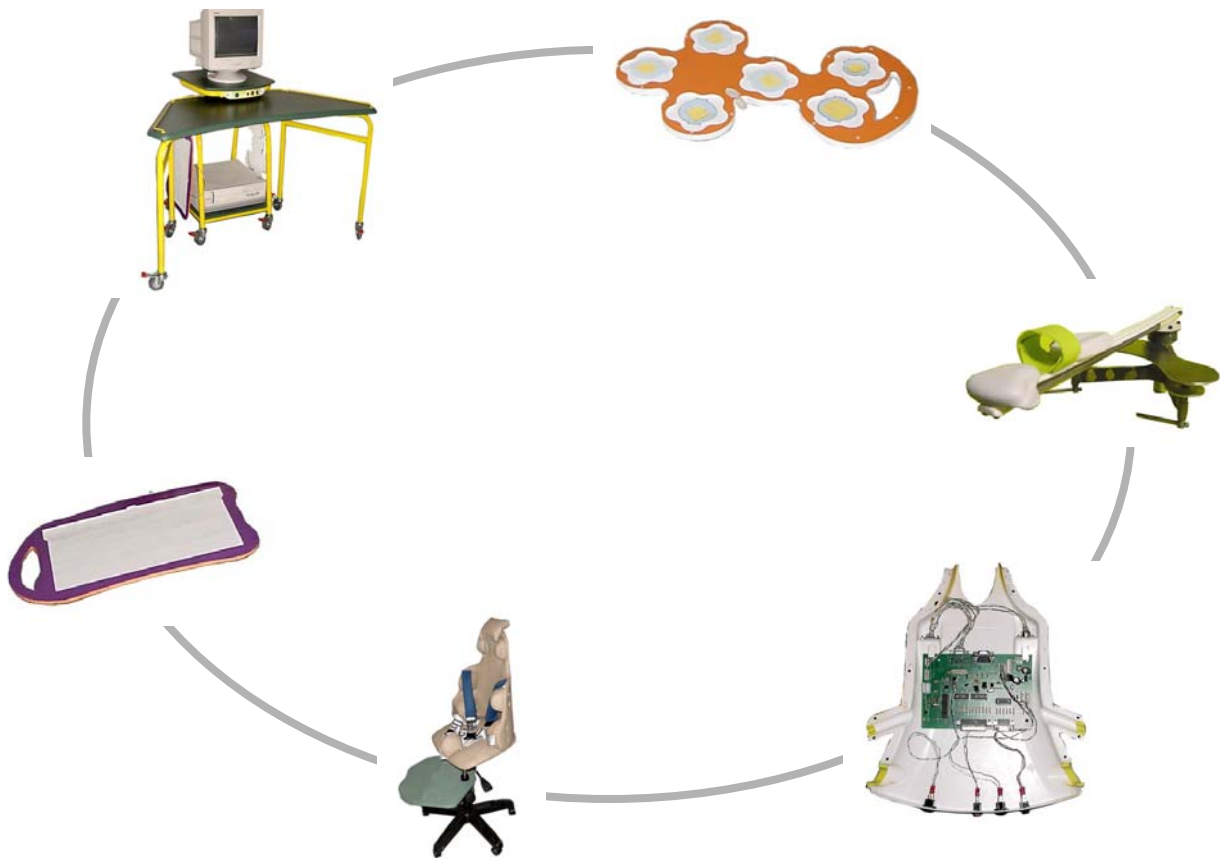
Para lograr esta aplicación al entorno, se desarrollo un espacio interdisciplinario en donde se conformaron grupos de trabajo, en donde cada uno de los grupos se dedicaron a diferentes actividades, como se puede ver en la figura adjunta.

Figura 1. Espacio interdisciplinario dividido por equipos.



Como resultado de este espacio, se decidió hacer un diseño completo de la sala de computadores, desde el espacio físico, hasta el rediseño de las interfaces del computador. Y el resultado es el siguiente.

Figura 2. Resultados del proyecto: En la esquina superior izquierda esta el espacio del computador, seguido por el diseño de un ratón de 6 botones, el soporte de brazo, el circuito que maneja todas las interfaces electrónicas del computador, asientos especiales y el teclado alternativo.



Estos resultados demostraron que cualquier trabajo que tenga que ver con la comunicación alternativa debe ser interdisciplinario, además como resultado mostró la importancia de desarrollar interfaces que todas las personas puedan utilizar las herramientas disponibles, uno de los objetivos y razones por la cual este proyecto se desarrolló.

2.2 EL PAPEL DE LA TECNOLOGÍA EN LA COMUNICACIÓN ALTERNATIVA Y AUMENTATIVA.

El hombre al diseñar herramientas para su beneficio, lo hace con una mentalidad de uso general, eso significa que la herramienta no puede ser utilizada por personas ciertas con discapacidades.

Para solucionar esto utilizamos avances tecnológicos, pero las opciones que se desarrollan logran resultados parciales dado que siempre existirá una persona que es incapaz de manejar la herramienta, porque mayormente nos basamos que la persona tiene un control limitados en los movimientos de su cuerpo, o sea, nos basamos mayormente en interfases mecánicas.

Pensando en esto, podemos establecer que necesitamos un tipo de interfaz que se maneje sin necesidad de movimientos voluntarios exactos.

Para ello buscamos la opción de tomar y generar señales de control directamente de la corteza capilar, mediante un ElectroEncelafograma (EEG) y el entrenamiento de personas para generar voluntariamente cambios detectables en estas señales.

2.3 EEG Y SUS SEÑALES

El ser humano siempre se ha preguntado la naturaleza del pensamiento y del funcionamiento exacto del cerebro, y desde la creación del Electroencefalograma ha establecido que el funcionamiento del cerebro se puede visualizar por la actividad eléctrica que se puede registrar de este.

Esta actividad eléctrica, es comúnmente conocida como las señales EEG del paciente. Estas señales han sido extensivamente estudiadas, y se ha determinado que una sola señal esta compuesta por diferentes “ritmos” y que estos ritmos pueden cambiar, no sólo por la posición de los electrodos en la toma, sino que también por estados anímicos, estados de concentración, movimiento o intención de movimiento, y sobre todo cambios de edad.

En la TABLA I veremos los componentes de la señal EEG que nos interesan, para la realización de este estudio.

TABLA I
COMPONENTES PRINCIPALES DE UNA SEÑAL EEG (RITMOS)

Ritmo	Frecuencia en donde se encuentra	Reactividad
α (Alfa)	De 8 a 10 Hz	El ritmo alfa puede ser bloqueada por la apertura del ojo, estímulos visuales y concentración mental.
β (Beta)	De 13 Hz en adelante.	La reactividad del ritmo beta se puede diferenciar por su distribución espacial: <ul style="list-style-type: none"> • Beta frontal: Movimiento, intención de movimiento, o estímulo táctil. • Beta General: No es bloqueada por ninguna actividad. • Beta posterior: Es bloqueada por las mismas actividades que bloquean el ritmo alfa.
μ (<i>mu</i>)	De 7 a 11 Hz	Al igual que la reactividad del ritmo beta frontal, el ritmo mu puede ser bloqueado por movimiento, intención de movimiento o estímulo táctil.

La amplitud de una señal EEG normal es de 50 uV. Se pueden tomar alrededor de 20 a 50 señales diferentes en un EEG estándar.

En este caso utilizaremos las señales EEG y estos ritmos como fuente de comunicación para nuestros algoritmos creando comunicación aumentativa y alternativa.

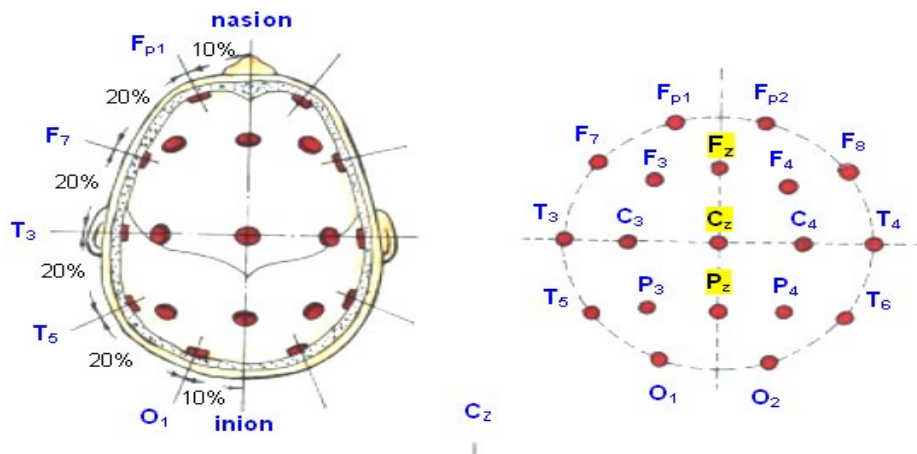
3. PROYECTO BCI UNIANDES

3.1 TRABAJOS ALREDEDOR DEL MUNDO

Existen varios grupos alrededor del mundo que trabajan en este tipo de implementaciones, con diferentes enfoques, algoritmos y resultados. Mencionaremos brevemente aquellos de los cuales nos hemos apoyado para realizar este proyecto.

El trabajo del cual nos basamos para la extracción de las señales es el trabajo del Dr. Jonathan R. Wolpaw en el Wadsworth Center for Laboratories and Research en el 1991, descrito en [1]. En este artículo se demuestra que se puede lograr un control sobre un cursor, detectando el estado del ritmo mu con una extracción de una señal EEG bipolar en donde los electrodos están ubicados en las posiciones posterior y anterior de C3 (ver figura 3), en esta ubicación la reactividad de la señal EEG esta conectada con la actividad motriz derecha del paciente. El método explicado en este artículo demuestra que con una implementación bipolar simple se puede hacer diferenciación entre dos estados diferentes del paciente.

Figura 3. Ubicación Internacional de electrodos EEG.



IEM-II-16-04

Estableciendo la extracción satisfactoria de la señal, podemos analizar los tipos de análisis a los cuales someteremos la señal EEG. Para este aspecto del proyecto nos basamos en los artículos [2],[3],[4],[5],[6],[7] y [8].

En los artículos [2], [6] y [7] se encuentra participe G. Pfurtscheller del grupo en Graz University of Technology, en donde explica detalladamente dos tipos de análisis que se pueden hacer a las señales EEG, estos dos análisis se enfatizan en encontrar patrones espaciales de las señales EEG, uno por análisis espacial de la señal y otro por manejo de redes neuronales.

El artículo [3] de la Universidad de París, muestran la posibilidad de procesamiento de señales por medio de redes neuronales.

Como última opción [8] se encontró un trabajo propio en la Universidad de Los Andes, en donde tomaron una señal ECG y la procesaron mediante estadísticas de alto nivel y con ello lograron una diferenciación entre un tipo de ritmos ECG normales, de otros ritmos con deficiencia causados por enfermedades cardíacas.

Es importante mencionar que dos factores predominantes se encontraron en la mayoría de los artículos:

- Las señales EEG de las ubicaciones espaciales en evaluación siempre cambian según el estado del paciente, por ello se puede establecer un análisis morfológico. [2],[4],[6], [7]
- El ritmo μ de la señal EEG muestra un mayor cambio respecto a los otros componentes, y detectar este cambio, nos puede servir para generar una interfase. [1] y [5].

3.2 ALGORITMOS A IMPLEMENTAR

Conociendo las bases sobre las cuales nos basamos para realizar este proyecto, podemos discutir los algoritmos que se implementaron para hacer el análisis de la señal que obtenemos del paciente.

Las tomas de los pacientes se hacen con una conexión bipolar en las posiciones anteriores y posteriores a C3, estas tomas son grabadas en formato de texto a 200 Hz, con un filtrado de 0.3 a 60 Hz (filtrado estandar de toma de EEG).

El primer algoritmo implementado fue un detector de cambios en el ritmo mu similar al implementado en [1] , pero utilizando un criterio modificado que el que encontramos en [9] y [14], en donde la actividad del ritmo mu es igual a :

$$\frac{POW(12Hz)}{POW(6Hz)} > 1 \quad (1)$$

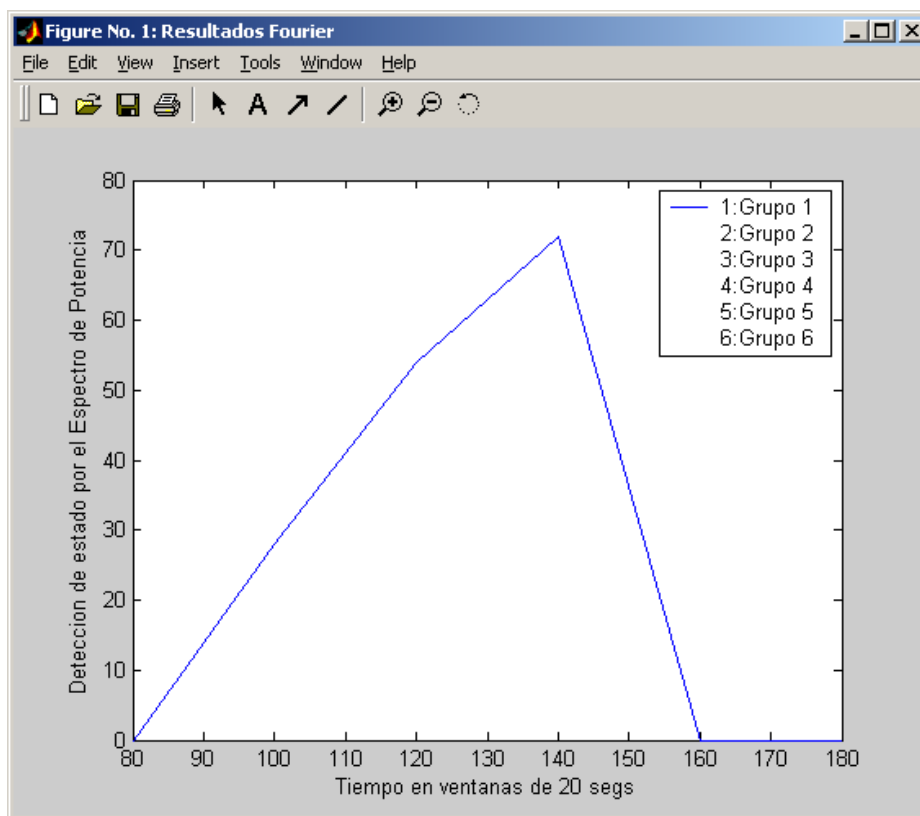
En donde POW(12 Hz) es el espectro de potencia en 12 Hz. Este criterio esta implementado con otro tipo de montaje diferente al que tenemos disponible, asi que después de un análisis buscando diferencias se encontró que con un criterio cercano se podía hacer una diferenciación relativa basada en los máximos y mínimos encontrados del criterio que son tomados en una ventana de tiempo fija de 10 seg. Ese criterio es igual a:

$$\frac{POW_t (12 Hz)}{POW_t (8 Hz)} \quad (2)$$

En donde POW_t(12 Hz) es el espectro de potencia en 12 Hz tomado en una ventana de 20 seg (equivalente 4000 tomas) .

La implementación se hizo en MatLAB, utilizando el comando “SPECTRUM” y “MEAN” aplicados a una ventana de 2 minutos en intervalos de 20 segundos, resultando en 6 salidas visuales que muestra un valor que representa el momento aproximado cuando el paciente esta estático, en los momentos que el paciente no este estático, el algoritmo muestra un cero.

Figura 4. Interfase visual mostrando el resultado del algoritmo basado en Fourier.



Como se puede ver se ha dividido la toma por 6 grupos de 20 segundos y según la disposición que diseñamos la figura anterior se lee de la siguiente forma:

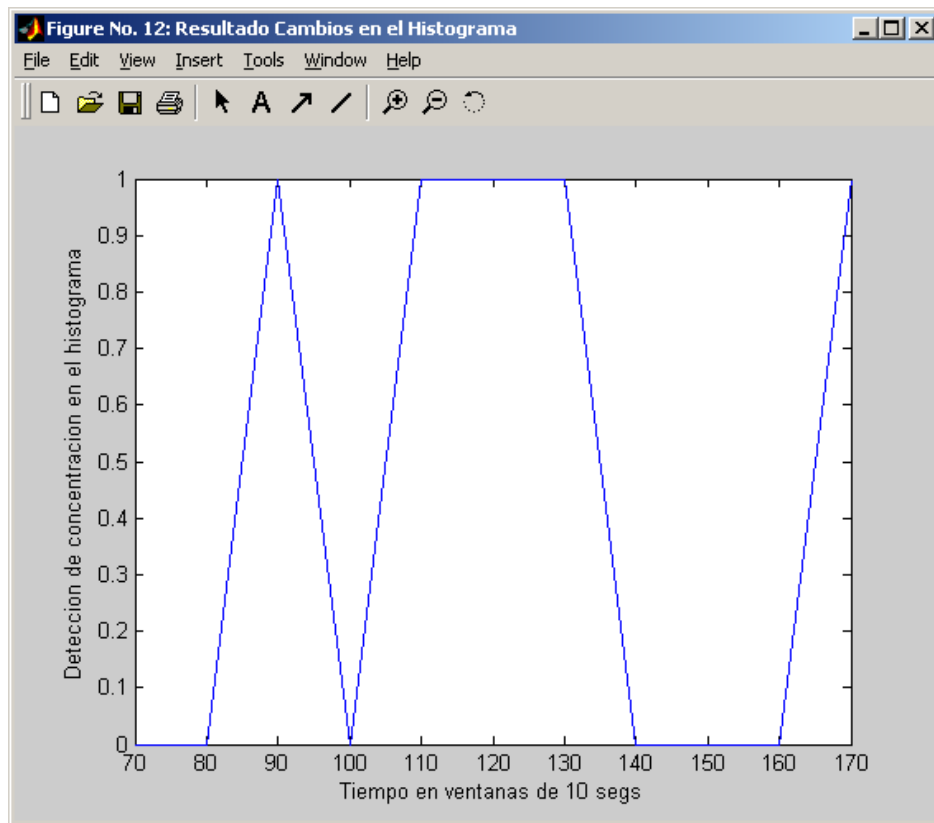
- Grupo 1 60-80 segundos: El paciente estuvo en movimiento o haciendo concentración.
- Grupo 2 80-100 segundos: El paciente estuvo estático o en relajación.
- Grupo 3 100-120 segundos: El paciente estuvo estático o en relajación.

IEM-II-16-04

- Grupo 4 : 120- 140 segundos: El paciente estuvo estático o en relajación.
- Grupo 5: 140-160 segundos: El paciente estuvo en movimiento o haciendo concentración.
- Grupo 6: 160-180 segundos: El paciente estuvo en movimiento o haciendo concentración.

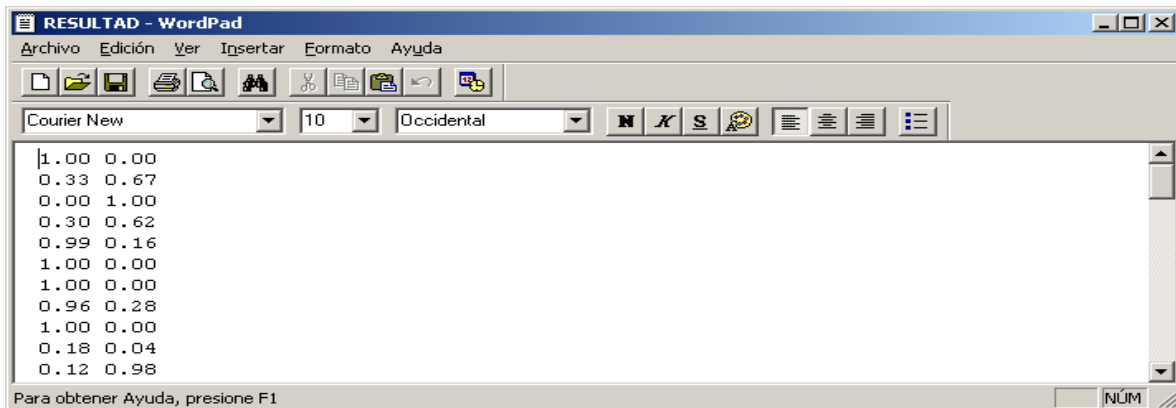
El segundo algoritmo implementado está basado en aplicar la teoría de encontrar patrones dentro de la señal EEG y diferenciarlos mediante redes neuronales, para ello se buscaron los componentes descriptores de la señal, los descriptores que más nos interesan están basados en la forma y en el porcentaje de datos alrededor del centro (histograma). Estos descriptores se analizaron y se hicieron dos algoritmos basados en ellos, el primero fue la alimentación de ventanas de 10 segundos para el entrenamiento de una red neuronal que encontrara patrones en la onda normal, el segundo fue tomar el histograma de la ventana de 10 segundos y se pudo notar que su forma cambiaba notablemente alrededor de las transiciones, y sobre ello se pudo alimentar una red neuronal y un pequeño detector de transición basado en las diferencias notables que se encontraron. Entre estos algoritmos se escogió el algoritmo basado en el histograma, esto fue concluido después varios análisis, en donde encontramos que el histograma era una representación fiel del cambio de forma según el estado del paciente (ver figura 5), y por ello podía reemplazar una ventana de datos normales, logrando así una simplificación de la red neuronal con una disminución considerable de entradas a la red.

Figura 5. Interfase visual mostrando el resultado del algoritmo que detecta cambios en el Histograma.



Este resultado se alimenta a una red neuronal y tenemos un resultado en forma de archivo de texto de la siguiente forma:

Figura 6. Archivo de texto salida de la Red Neuronal.



IEM-II-16-04

Esta implementación es compleja dado que utilizamos MatLAB para hacer el histograma y el procesamiento de datos y se utilizó una red neuronal hecha en C++, por velocidad de procesamiento.

La lectura de este algoritmo es más complicada que la anterior porque no tenemos una guía estable de lectura, pero si hacemos el simple ejercicio de contar 11 ventanas de 10 segundos y asignar respectivamente desde el tiempo inicial, tendremos los resultados definitivos de la prueba.

El tercer algoritmo esta basado en el método propuesto en [8]. Utilizando la teoría del bispectro, que es la transformada de Fourier de dos dimensiones del tercer momento (ver [13]), y analizando las diferencias que se podían ver entre diferentes señales tomadas en diferentes estados, se pudo concluir que en momentos de concentración, el bispectro tomado en una ventana de 10 segundos. mostraba un máximo absoluto en el centro, en caso de estar en otro estado simplemente este máximo absoluto se dispersaba alrededor del centro (ver Figura 7, 8 y 9).

Para continuar con el mismo tiempo de toma de análisis se hizo un algoritmo que tomará una ventana 2 minutos, la divide en 12 grupos de 10 segundos, y hace el análisis de ello, y muestra los resultados en una gráfica que muestra la decisión hecha por el algoritmo.

Figura 7. Biespectro de un paciente estático.

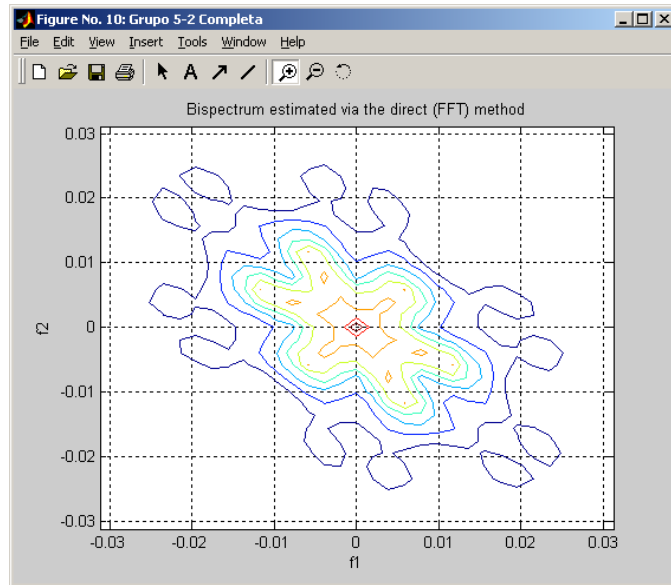
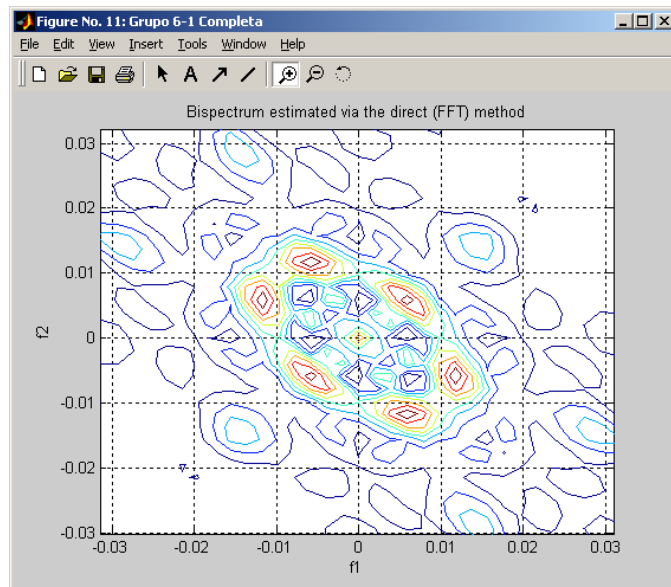
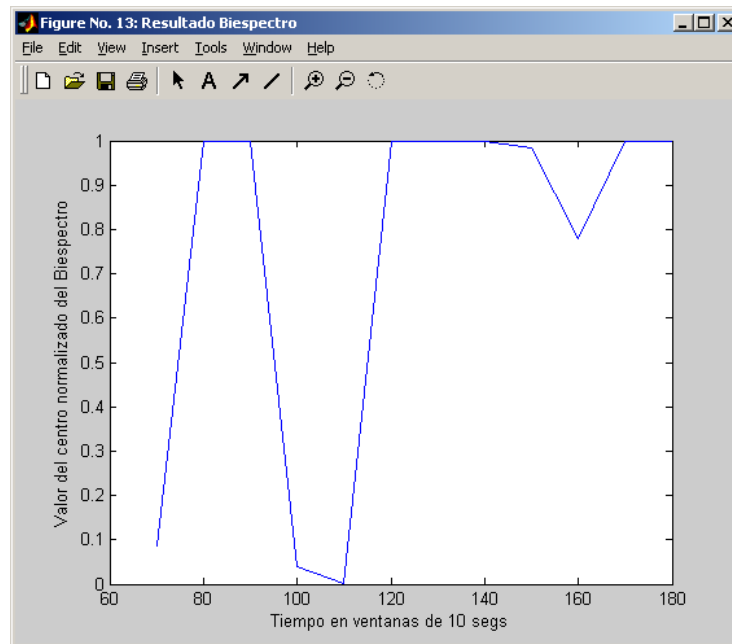


Figura 8. Biespectro de un paciente en movimiento.



Como se puede ver el cambio más notable es el dado alrededor del centro del biespectro, esto se registra y se interpreta con la siguiente interfase:

Figura 9. Interfase visual mostrando el resultado del algoritmo basado en el Biespectro.



Al igual que la interfase del algoritmo de Fourier, en la ventana podemos ver los resultados de las 12 ventanas de 10 segundos alrededor de los 2 minutos de análisis.

Otras opciones fueron también consideradas, pero los resultados preliminares fueron muy dispersos, para considerarlos relevantes, pero las mencionaremos brevemente:

- Algoritmo de detección de cambio en la onda mediante alimentación directa de la onda, para el entrenamiento y funcionamiento secuencial.
- Algoritmo de detección basado en la división de frecuencias, y el cambio que ocurre en cada una de éstas
- Algoritmo de detección basado en redes neuronales y en la división de frecuencias.

3.2.1 Instrucciones de Uso. El acceso a los algoritmos para análisis debe ser realizado de la siguiente forma:

1. Guardar el archivo de texto con los datos para analizar, de tal forma que tenga únicamente 2 columnas, la primera tiempo y la segunda datos. El archivo no debe tener ningún comentario.
2. Copiar el directorio work en la carpeta de trabajo. El archivo y los algoritmos de análisis deben estar en la misma carpeta de trabajo.
3. Activar MatLAB y activar el respectivo algoritmo con el siguiente comando:
 - Filtratim: Algoritmo de Análisis basado en fourier.
 - Bistim: Algoritmo de Análisis basado en biespectro.
 - Histotim2*: Algoritmo de Análisis basado en el histograma como descriptor.
 - Histo**: Algoritmo de creación de base de entrenamiento para Histotim2
4. El comando denotado con * es un algoritmo especial. El comando de Histotim2 abre un archivo y pide que se guarde un archivo, este archivo debe ser guardado después del análisis en la carpeta en donde estén los pesos del paciente correspondiente bajo el nombre de “datos.txt”, después de ello debe se ejecutar el comando (por fuera de MatLAB) RED2_TES.EXE, este preguntará por la carga de pesos, el número de iteraciones y el mínimo error; a lo cual se debe responder si, 0 y 0.01, respectivamente. El resultado será el archivo RESULTAD.RED que tiene las característica mostradas en la figura 6.
5. El comando Histo** es un creador de bases de datos para crear la red y los pesos que el algoritmo Histotim2 necesita, para alimentar la base de datos se debe hacer varias pruebas, de ellas se deben escoger 10 tomas de transiciones iguales, por ejemplo: 10 transiciones de movimiento a estático, estas transiciones deben ser de 20 segundos, 10 en movimiento y 10 en estático, cada una de estas transiciones debe ser guardada en un archivo de

texto independiente. Cuando se activa el algoritmo abrirá cada uno de los 10 archivos guardados, y armará la base de entrenamiento. Esta base de entrenamiento se debe guardar bajo el nombre de “datos.txt” para poder ingresarla al directorio en donde estará el ejecutable RES2_TES.EXE, este se activa, y pregunta por los mismas características mencionadas en el punto anterior y será a discreción del usuario la precarga, el número de iteraciones y el error. Este generará dos archivos resultados el RESULTAD.RED en donde encontraremos los resultados del entrenamiento, y el PESOS.RED que es la referencia de los pesos que se necesitarán para hacer análisis con el comando Histotim2.

3.3 PREPARACIÓN DEL PACIENTE

Una de las bases fundamentales de un proyecto interdisciplinario que involucre un trabajo en pacientes, es la preparación de estos y un resumen detallado de las actividades a las cuales se someten para generar las señales que queremos para los algoritmos.

Para ello nos volvemos a basar en la bibliografía, estos artículos no se mencionan en los trabajos anteriores, debido a que su enfoque se centra en las actividades que los pacientes deben hacer para el manejo de los ritmos particulares.

En el artículos [9], [10] y [11] muestran diferentes formas de extracción de descriptores y de manejo de pacientes, en donde la mayoría concuerdan que el mejor entrenamiento de pacientes se da con movimientos reales pequeños o con esfuerzos de concentración mediante movimientos imaginarios o utilización de la memoria.

Con el fin de lograr la mayoría de control posible sobre los ritmos que queremos detectar se diseñó un conjunto de actividades para ser realizadas por los pacientes y estas fueron hechas en un lugar que no tenía un control auditivo por tanto tenemos una fuente de ruido

IEM-II-16-04

constante que sería normal en un ambiente de trabajo en donde se implementaría una herramienta como la propuesta.

Una toma de datos normal se decidió entonces que se compusiera de los siguientes experimentos:

- a. 2 minutos alternando entre moviendo (abriendo y cerrando) la mano derecha con un apoyo para asegurar que no hayan otro tipo de movimientos y un estado estático.
- b. 2 minutos alternando entre movimiento imaginario de la mano derecha, y relajación.
- c. 2 minutos alternando entre movimiento imaginario de los pies, y relajación.
- d. 2 minutos alternando entre la concentración de una canción y relajación.

La actividad con la que se diseñaron los algoritmos y que daba más resultados en la etapa de diseño y programación de ellos, fue el movimiento de la mano. El resto de actividades fueron las pruebas necesarias para demostrar que la persona sin necesidad de moverse era capaz de emitir las mismas interrupciones, por tanto capaz de controlar estas.

4. RESULTADOS

Con los algoritmos ya discutidos, hacemos un breve repaso del criterio de decisión utilizados en estos:

- El algoritmo de análisis por Espectro de potencia Fourier, establece que si encontramos un 0 en la grafica significa que en la ventana de 20 segundos, en la cual se hizo el análisis, el ritmo mu está siendo interrumpido por concentración o movimiento, en los puntos que encontramos un número significa que durante la mayoría de la ventana de análisis el paciente estuvo estático.
- El algoritmo de análisis por biespectro establece que si encontramos un 1 en el centro del biespectro normalizado de una ventana de 10 segundos el paciente esta en estado estático, si se encuentra un número menor el paciente esta en movimiento, en otros casos el 1 indica la ubicación de una transición, este valor central en el biespectro se puede interpretar como un cambio en las bajas frecuencias en los acumuladores de la señal.
- El algoritmo con redes neuronales no tiene una interfase visual, dado que el algoritmo de manejo y entrenamiento, fue hecho en C++ por su facilidad de manejo de datos y rapidez de ejecución, los resultados son visualizados en un archivo de texto en donde se muestra el valor del resultado de la toma hecha.

El porcentaje de aciertos se calculó mediante el conocimiento previo de la ubicación de las transiciones y mediante la lectura de la interfase visual o el archivo de texto generado por los algoritmos, y se toma la mayoría del evento que se registró en ventana de análisis como decisiva, en otras palabras, si la transición a movimiento se dio en el segundo 15.5 con una ventana de análisis desde 10 a 20 segundos, el algoritmo registrará que el paciente no generó esta transición hasta la siguiente ventana de 20 a 30 segundos, esto se considera

como aceptable (Dado que la transición no toma la mayoría de la ventana de análisis) , en el caso que la transición se haya dado en el segundo 14.5 en la misma ventana, el algoritmo debe registrar el cambio, si este no se realiza se considera como un error en la ventana. Los errores y aciertos se cuentan como las ventanas de análisis en la toma de 2 minutos, en el caso del algoritmo de fourier tenemos 6 ventanas, en el biespectro se tiene 12 ventanas y el histograma tiene 11 ventanas, el porcentaje de los aciertos es el número de ventanas con aciertos sobre el número de ventanas analizadas.

4.1 TOMAS DEL PACIENTE 1.

Con los criterios definidos, mostraremos las tomas hechas al paciente 1. El paciente 1 es una mujer mayor de 50 años, esposa, madre de dos hijos, ingeniera de sistemas independiente, con un ritmo de ejercicios rutinario.

A ella se le hicieron las tomas de entrenamiento de los algoritmos y se le hicieron las tomas de comprobación del algoritmo.

TABLA II
RESULTADOS ACTIVIDAD A PACIENTE 1.

Fecha_No. De eventos en la toma	Porcentaje de acierto. Algoritmo Fourier	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Biespectro	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Histograma
05_11_2 mano, 2 paradas	83%	92%	82%
05_11_2 mano, 2 paradas	83%	83%	55%
05_11_2 mano, 2 paradas	66%	67%	73%
05_11_2 mano, 2 paradas	100%	67%	55%
05_11_2 mano, 2 paradas	100%	58%	45%
10_11_3 mano 2 paradas	67%	83%	55%
10_11_3 mano 2 paradas	67%	67%	55%
10_11_3 mano 2 paradas	100%	58%	73%
10_11_2 mano 3 paradas	50%	67%	64%
10_11_3 mano 2 paradas	50%	50%	55%
10_11_3mano 2 paradas	67%	58%	73%
10_11_3mano 2 paradas	67%	58%	73%
11_11_2 mano, 2 paradas	83%	67%	100%
11_11_2 mano, 3 paradas	83%	42%	91%
11_11_2 mano, 3 paradas	50%	42%	82%
11_11_3 mano, 2 paradas	100%	67%	45%
11_11_3 mano, 3 paradas	83%	58%	45%
Promedio	76%	64%	66%

TABLA III
RESULTADOS ACTIVIDAD B PACIENTE 1.

Fecha_No. De eventos en la toma	Porcentaje de acierto. Algoritmo Fourier	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Biespectro	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Histograma
05_11_2 mano, 2 paradas	50%	100%	64%
05_11_2 mano, 2 paradas	50%	80%	73%
05_11_2 mano, 2 paradas	50%	60%	64%
05_11_2 mano, 2 paradas	50%	50%	36%
05_11_2 mano, 2 paradas	50%	20%	36%
10_11_2mano 2 paradas	100%	75%	73%
10_11_2mano 2 paradas	83%	75%	73%
10_11_2mano 2 paradas	67%	75%	55%
10_11_1mano 2 paradas	83%	75%	82%
10_11_2mano 2 paradas	83%	67%	73%
10_11_2mano 2 paradas	83%	67%	73%
10_11_2mano 2 paradas	83%	67%	82%
10_11_2mano 2 paradas	100%	75%	82%
10_11_2mano 2 paradas	100%	75%	82%
11_11_2 mano, 2 paradas	67%	75%	64%
11_11_2 mano, 2 paradas	67%	58%	64%
11_11_3 mano, 3 paradas	100%	58%	64%
11_11_2 mano, 2 paradas	83%	75%	36%
Promedio	75%	68%	65%

TABLA IV
RESULTADOS ACTIVIDAD C PACIENTE 1.

Fecha_No. De eventos en la toma	Porcentaje de acierto. Algoritmo Fourier	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Biespectro	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Histograma
05_11_2 peta, 2parada	67%	50%	73%
05_11_2parada, 1 peta	83%	50%	55%
05_11_2parada, 1 peta	100%	67%	64%
05_11_2 peta, 2parada	83%	50%	73%
10_11_1 patea 1 para	83%	20%	64%
10_11_1 patea 1 para	83%	20%	45%
10_11_2 patea 2 para	100%	20%	45%
10_11_2 patea 1 para	100%	20%	64%
11_11_3 peta, 3 paradas	67%	75%	73%
Promedio	85%	41%	62%

TABLA V
RESULTADOS ACTIVIDAD D PACIENTE 1.

Fecha_No. De eventos en la toma	Porcentaje de acierto. Algoritmo Fourier	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Biespectro	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Histograma
05_11_1 canción, 2 paradas	100%	90%	73%
05_11_1 canción, 2 paradas	100%	40%	73%
05_11_2 canción, 1 paradas	100%	10%	82%
05_11_2 canción, 1 paradas	100%	50%	91%
05_11_2 canción, 1 paradas	100%	50%	82%
10_11_3 canción 2 paradas	83%	67%	55%
10_11_4 canción 3 paradas	67%	50%	55%
10_11_4 canción 3 paradas	67%	67%	55%
10_11_4 canción 4 paradas	83%	67%	55%
10_11_4 canción 4 paradas	83%	75%	73%
11_11_3 canción, 2 paradas	50%	75%	45%
11_11_3 canción, 2 paradas	50%	75%	55%
11_11_3 canción, 3 paradas	50%	75%	45%
Promedio	76%	64%	66%

TABLA VI
RESUMEN DE ESTADO DEL PACIENTE 1.

Fecha	Horas de Descanso el día anterior	Estado del Paciente al comenzar la sesión
05/11/2004	8	Normal
10/11/2004	8	Normal
11/11/2004	8	Normal, un poco cansado

4.2 TOMAS DEL PACIENTE 2.

Con los criterios definidos, mostraremos las tomas hechas al paciente 2. El paciente 2 es una hombre mayor de 20 años, soltero, ingeniero electrónico, estudiante de maestría en la Universidad de Los Andes, sin un ritmo de ejercicios rutinario.

TABLA VII
RESULTADOS ACTIVIDAD A PACIENTE 2.

Fecha_No. De eventos en la toma	Porcentaje de acierto. Algoritmo Fourier	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Biespectro	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Histograma
05_11_2 mano, 2 paradas	50%	100%	64%
05_11_2 mano, 2 paradas	50%	80%	73%
05_11_2 mano, 2 paradas	50%	60%	64%
05_11_2 mano, 2 paradas	50%	50%	36%
05_11_2 mano, 2 paradas	50%	20%	36%
10_11_2mano 2 paradas	100%	75%	73%
10_11_2mano 2 paradas	83%	75%	73%
10_11_2mano 2 paradas	67%	75%	55%
10_11_1mano 2 paradas	83%	75%	82%
10_11_2mano 2 paradas	83%	67%	73%
10_11_2mano 2 paradas	83%	67%	73%
10_11_2mano 2 paradas	83%	67%	82%
10_11_2mano 2 paradas	100%	75%	82%
10_11_2mano 2 paradas	100%	75%	82%
11_11_2 mano, 2 paradas	67%	75%	64%
11_11_2 mano, 2 paradas	67%	58%	64%
11_11_3 mano, 3 paradas	100%	58%	64%
11_11_2 mano, 2 paradas	83%	75%	36%
Promedio	65%	66%	62%

TABLA VIII
RESULTADOS ACTIVIDAD B PACIENTE 2.

Fecha_No. De eventos en la toma	Porcentaje de acierto. Algoritmo Fourier	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Biespectro	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Histograma
12_11_2 patea, 2 para	100%	75%	55%
12_11_2 patea, 2 para	100%	75%	45%
12_11_2 patea, 3 para	100%	50%	64%
12_11_3 patea, 3 para	83%	42%	55%
30_11_3 mano, 2 paradas	50%	33%	64%
30_11_3 mano, 2 paradas	83%	50%	55%
30_11_2 mano, 3 paradas	83%	42%	45%
30_11_2 mano, 2 paradas	67%	42%	55%
30_11_3 mano, 2 paradas	50%	42%	64%
30_11_2 mano, 2 paradas	83%	42%	82%
30_11_2 mano, 3 paradas	33%	42%	73%
30_11_2 mano, 3 paradas	67%	42%	64%
30_11_3 mano, 3 paradas	50%	25%	55%
01_12_3 mano, 2 paradas	67%	75%	73%
01_12_3 mano, 2 paradas	100%	67%	73%
01_12_2 mano, 3 paradas	100%	58%	45%
01_12_2 mano, 2 paradas	100%	58%	45%
01_12_3 mano, 2 paradas	100%	50%	55%
01_12_2 mano, 2 paradas	83%	92%	73%
01_12_2 mano, 3 paradas	83%	75%	73%
01_12_2 mano, 3 paradas	83%	75%	73%
01_12_3 mano, 3 paradas	83%	75%	64%
Promedio	80%	56%	61%

TABLA IX
RESULTADOS ACTIVIDAD C PACIENTE 2.

Fecha_No. De eventos en la toma	Porcentaje de acierto. Algoritmo Fourier	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Biespectro	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Histograma
12_11_2 patea, 2 para	100%	75%	55%
12_11_2 patea, 2 para	100%	75%	45%
12_11_2 patea, 3 para	100%	50%	64%
12_11_3 patea, 3 para	83%	42%	55%
30_11_2 peta, 1 paradas	33%	17%	45%
30_11_2 peta, 1 paradas	33%	58%	82%
30_11_2 peta, 2 paradas	33%	50%	73%
30_11_3 peta, 2 paradas	67%	50%	64%
01_12_2 peta, 1 paradas	50%	50%	91%
01_12_2 peta, 1 paradas	100%	33%	91%
01_12_2 peta, 2 paradas	50%	17%	100%
01_12_3 peta, 2 paradas	50%	17%	100%
Promedio	67%	44%	72%

TABLA X
RESULTADOS ACTIVIDAD D PACIENTE 2.

Fecha_No. De eventos en la toma	Porcentaje de acierto. Algoritmo Fourier	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Biespectro	Porcentaje de acierto. Algoritmo de Histograma
12_11_2 canción, 2 para	100%	42%	55%
12_11_3 canción, 2 para	83%	33%	55%
12_11_2 canción, 2 para	100%	33%	45%
12_11_2 canción, 3 para	100%	33%	55%
12_11_3 canción, 2 para	100%	75%	73%
12_11_2 canción, 2 para	67%	58%	64%
12_11_2 canción, 2 para	50%	67%	82%
30_11_3 canción, 2 paradas	67%	75%	45%
30_11_3 canción, 2 paradas	67%	67%	36%
30_11_2 canción, 3 paradas	83%	67%	55%
30_11_2 canción, 3 paradas	83%	67%	45%
30_11_3 canción, 2 paradas	50%	83%	45%
01_12_3 canción, 2 paradas	100%	83%	36%
01_12_3 canción, 2 paradas	100%	83%	64%
01_12_2 canción, 3 paradas	100%	67%	45%
01_12_2 canción, 3 paradas	83%	67%	36%
01_12_3 canción, 2 paradas	67%	67%	18%
Promedio	82%	63%	50%

TABLA XI
RESUMEN DE ESTADO DEL PACIENTE 2.

Fecha	Horas de Descanso el día anterior	Estado del Paciente al comenzar la sesión
12/11/2004	8	Normal, un poco cansado
30/11/2004	8	Normal
1/12/2004	8	Normal

4.3 RESULTADOS POR PACIENTE

Con las tomas y los resultados correspondientes realizadas, encontramos como resultado primordial que los algoritmos reconocen el cambio entre estados dependiendo en el estado de concentración del paciente, esto se concluye por las diferencias de resultados encontradas entre las tomas cuando los pacientes están cansados o con cierto grado de preocupación.

Como pueden ver en los anexos en el paciente 1 se puede notar un patrón generalizado en sus tomas según el algoritmo, lo que indica que el paciente esta logrando una estandarización sobre los componentes que debe interrumpir para que los algoritmos diseñados lo detecten. Esto puede ser explicado porque en una persona mayor los ritmos EEG cambian de tal forma que los ritmos beta son mas notables que los otros y por su reactividad podemos decir que el cambio es mucho más notable a un nivel generalizado.

En el paciente 2 tenemos un caso diferente, este paciente logra hacer una diferenciación fuerte (dependiendo del algoritmo) usualmente en sólo una de las actividades durante los experimentos y no tiene un patrón estandarización, esto se explica por el fenómeno explicado anteriormente en donde a menor edad el ritmo beta es menor con respecto a sus contrapartes.

Otra de las razones de este resultado se radican en el diseño de los algoritmos y los aspectos que detectan, el algoritmo de Fourier toma una parte muy específica de la señal EEG ignorando el resto de la señal, el algoritmo del biespectro toma en cuenta los acumuladores de baja frecuencia, y el histograma es una aproximación de todos los datos que recibimos, cada uno de ellos tiene componentes principales que son afectados y detectados.

5 CONCLUSIONES

Mirando los anexos, resultados y conociendo la naturaleza de los algoritmos implementados y las señales estudiadas, hemos llegado a varias conclusiones acerca de este trabajo.

1. Las actividades propuestas mostraron que si hay posibilidad de lograr una estandarización de interrupciones detectables en la señal como se pudo ver con el paciente
2. Los algoritmos diseñados toman diferentes partes de la señal EEG y detectan cambios significativos en la señal, en ciertos casos un algoritmo detecta mejor que otro.
3. La necesidad de tener un equipo de toma de datos de arquitectura abierta es indispensable para continuar trabajos de esta índole en la universidad.
4. En la universidad se tienen los equipos y el software necesario para hacer esta clase de estudios.
5. Con suficiente preparación del paciente y estudio de señal que éste es capaz de generar, se puede acoplar un algoritmo matemático a cualquier tipo de persona.
6. Los resultados en aciertos son considerablemente buenos considerando las diferencias y las fuentes de ruido disponibles en el experimento.
7. Entre los algoritmos implementados, el basado en Fourier ha dado los mejores resultados, sin importar el paciente.

IEM-II-16-04

8. Entre las actividades, la actividad de recordar una canción dio el mejor resultado en el paciente 1, mientras que en el paciente 2 el movimiento imaginario de la mano fue la mejor actividad registrada.

9. Es claro que los algoritmos realizados no son completamente fiables, como lo muestra los resultados promedios, existen ocasiones en donde los algoritmos no dieron resultados favorables, para mirar con más profundidad estos resultados se deben generar más resultados con diferentes pacientes, diferentes tipos de tomas y actividades.

El resultado más importante logrado es haber generado las bases necesarias para que se hagan otros trabajos similares en la universidad, que validen y comparen el trabajo y genere aún más conclusiones que las que se han generado.

6. PROYECCIONES

Como todo proyecto de comunicación aumentativa y alternativa hay varias sugerencias de mejora y de trabajo futuro para las personas que estén interesadas en este campo:

- Para continuar con cualquier trabajo en este campo es indispensable tener un equipo EEG de arquitectura abierta, para la extracción de datos inmediata y simple.
- Realizar una validación extensiva con un número de pacientes, tomas, derivaciones y estudios.
- Realizando este último podemos hacer una implementación hardware de los algoritmos propuestos y darles una cualidad de una implementación “online”.
- Por último, ya teniendo una fuente constante y abierta de datos con varias formas de detección de cambios, podemos pensar en posibles aplicaciones, o un diseño conjunto para un conjunto de aplicaciones que puedan ser utilizadas con un mismo sistema. Dado que el proyecto en esta etapa forma parte de un proyecto mayor, que necesita esta clase de planeamiento y comprobación de resultados se tienen proyecciones para darle un sentido de continuidad y de posible mejora en el futuro.

7. TAXONOMÍA

Como una última contribución al proyecto, en el artículo [13] se propone una taxonomía para los trabajos de este tipo, basado en ello introduzco este trabajo a esta clasificación internacional:

TAXONOMÍA DEL TRABAJO PROPUESTO (EN INGLES)

Varela 2004		
Target population	Description:	General individual with or without physical disabilities
Target task:	Needs:	Communication with tools.
	Description:	<ul style="list-style-type: none"> a. Right hand movement b. Right hand imagined movement c. Imagined kicking d. Remembering a song
Target environment	Description:	Not explicitly defined – text implies general living or work environments
BCI Control	Neuro, mechanism: :	Detection of signal differences between various cognitive tasks.
	Input:	EEG signals recorded from bipolar electrode anterior and posterior of C3. In text file.
	User control:	Continuous
	Feature extraction and translation:	Three different methods of feature extraction and detection: Fourier power in the 12hrz and 8hrz. Bispectrum Center Feature. Histogram.
	Outputs	Visual output and text file output
Control interface:	...	N/a (offline evaluation)
Device:	...	N/a (offline evaluation)
Device controller:	...	N/a (offline evaluation)

BIBLIOGRAFÍA

- [1] **Jonathan R. Wolpaw, Dennis J. McFarland, Gregory W. Neat y Catherine A. Forneris**, “*An EEG-based brain-computer interface for cursor control*,” en *Electroencealography and clinical Neurophysiology*, vol. 78, 1991, pp. 252–259.
- [2] **C. Guger, H Ramoser y G. Pfurtscheller**, “*Real-Time EEG Análisis with Subject-Specific Spatial Patterns for a Brain-Computer Interface (BCI)*” *IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING* vol 8, Diciembre 2000, No. 4.
- [3] **Claude Robert, Jean-Francois Gaudy, Aimé Limoge** “*Electroencephalogram processing using neural networks*” *Clinical Neurophysiology*, No. 113, 2002 , pp. 694-701.
- [4] **Iyad Obeid y Patrick D. Wolf**, “*Evaluation of Spike-Detection Algorithms for a Brain Machina Interface Application*”, *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEICIAL ENGINEERING*, No. 4, 2004.
- [5] **Ming Cheng, Wenyan Jia, Xiaorong Gao, Shangkai Gao, Fusheng Yang**, “*Mu rhythm-based cursor control: an offline análisis*”, *Clinical Neurophysiology*, No. 115, 2004, pp. 745–751.

- [6] **Ernst Haselsteiner y Gert Pfurtscheller**, “*Using Time-Dependent Neural Networks for EEG Classification*”, IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING, vol. 8, No. 4, diciembre 2000.
- [7] **Björn O. Peters, Gert Pfurtscheller, Henrik Flyvbjerg**, “*Mining multi-channel EEG for its information content: an ANN-based method for a brain-computer interface*”, Neural Networks, No. 11, pp. 1429–1433, 1998.
- [8] **Camilo A. Londoño, Pedro A. Rangel y Eduardo Rodríguez**, “*Aplicación de Estadísticas de Alto Orden (HOS) y Redes Neuronales Para La Identificación de ECG Patológicos*”, IEEE ANDESCON 2004, 2004.
- [9] **Eleanor Curran, Peter Sykacek, Maria Stokes, Stephen J. Roberts, Will Penny, Ingrid Johnsrude y Adrian M. Owen**, “*Cognitive Tasks for Driving a Brain-Computer Interfacing System: A Pilot Study*”, in IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING, vol. 12, No. 1, Marzo 2003.
- [10] **J.A. Pineda, B. Z. Allison, y A Vankov**, “*The Effects of Self-Movement, Observation, and Imagination on μ Rhythms and Readiness Potentials (RP's): Toward a Brain-Computer Interface (BCI)*”, IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING, vol. 8, No. 2, Junio 2000.
- [11] **F.Babiloni, J. Cincotti, L. Lazzarini, J. Millán, J. Monriño, M. Varsta, J. Heikkonen**, “*Linear Classification of Low-Resolution EEG Patterns Produced by*

Imagined Hand Movements", IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING., vol. 8, No. 2, Junio 2000.

[12] **Mason, Steven G. Birch, Gary E.** "A General Framework for Brain-Computer Interface Design", IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING, vol. 11, No. 1, Marzo 2003.

[13] **Mendel, Jerry M.** "Tutorial on High-Order Statistics (Spectra) in Signal Processing and System Theory: Theoretical Results and Some Applications", PROCEEDINGS OF THE IEEE, vol 79, No. 3, Marzo 1991

[14] **Barreto, A. B., Vicente, L. M., Persad, I. K.** "Digital Signal Processing of Spatio-Temporal Electroencephalogram (EEG) Patterns Associated With Voluntary Motion Preparation", Proceedings of the 17th. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Montreal, Canada, 9/20/95 - 9/23/95, pp. 857 - 858

INDICE DE FIGURAS

FIGURA	PAGINA
Figura 1.	6
Figura 2.	7
Figura 3.	10
Figura 4.	13
Figura 5.	15
Figura 6.	15
Figura 7.	17
Figura 8.	17
Figura 9.	18

ANEXOS

A. Guía de lectura de los Anexos.

B. Porcentaje de aciertos: Mano Apoyada Paciente 1.

C. Porcentaje de aciertos: Mano Imaginaria Paciente 1.

D. Porcentaje de aciertos: Pie Imaginaria Paciente 1.

E. Porcentaje de aciertos: Canción Paciente 1.

F. Porcentaje de aciertos: Mano Apoyada Paciente 2.

G. Porcentaje de aciertos: Mano Imaginaria Paciente 2.

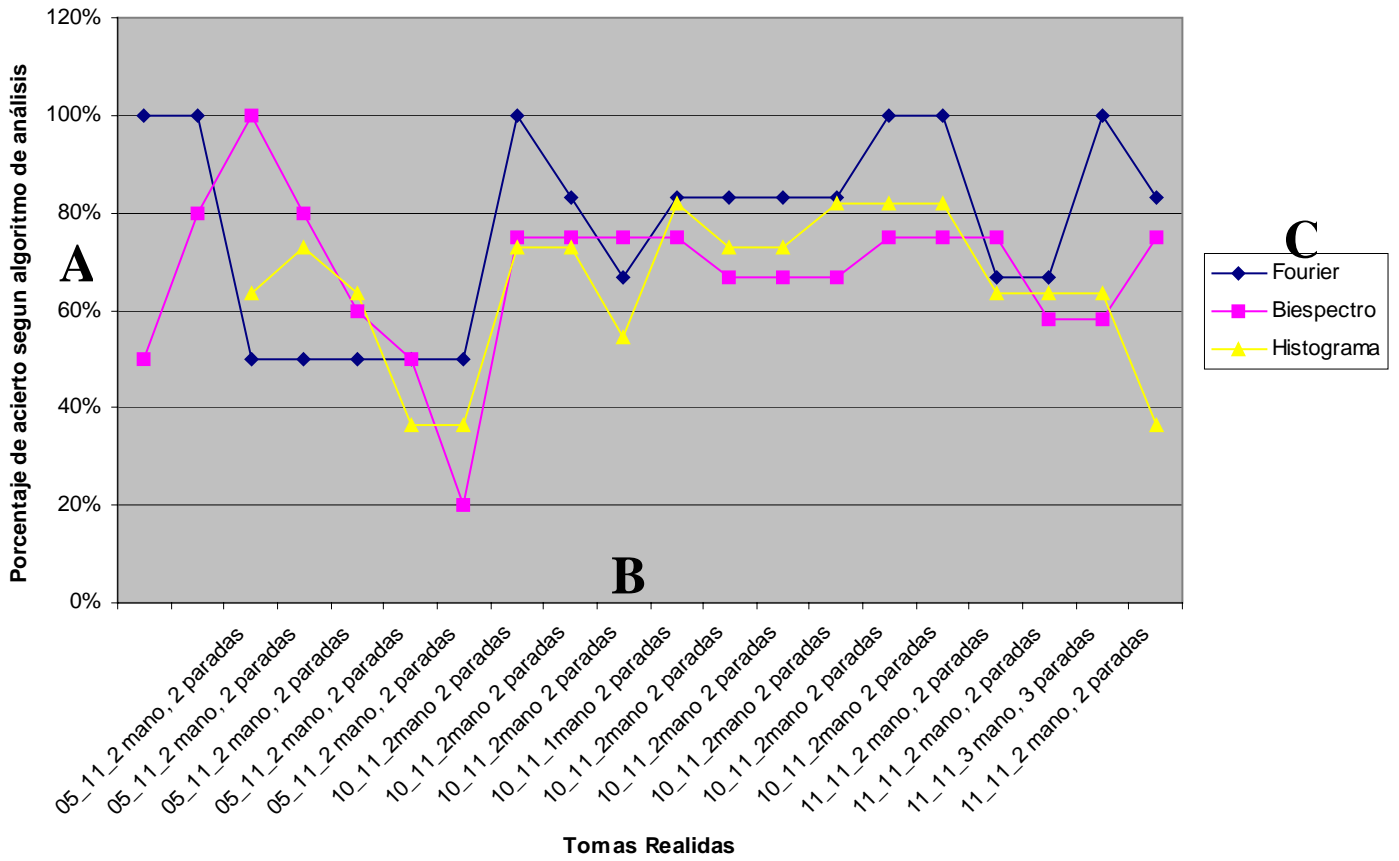
H. Porcentaje de aciertos: Pie Imaginaria Paciente 2.

I. Porcentaje de aciertos: Canción Paciente 2.

J. Código fuente.

ANEXO A.

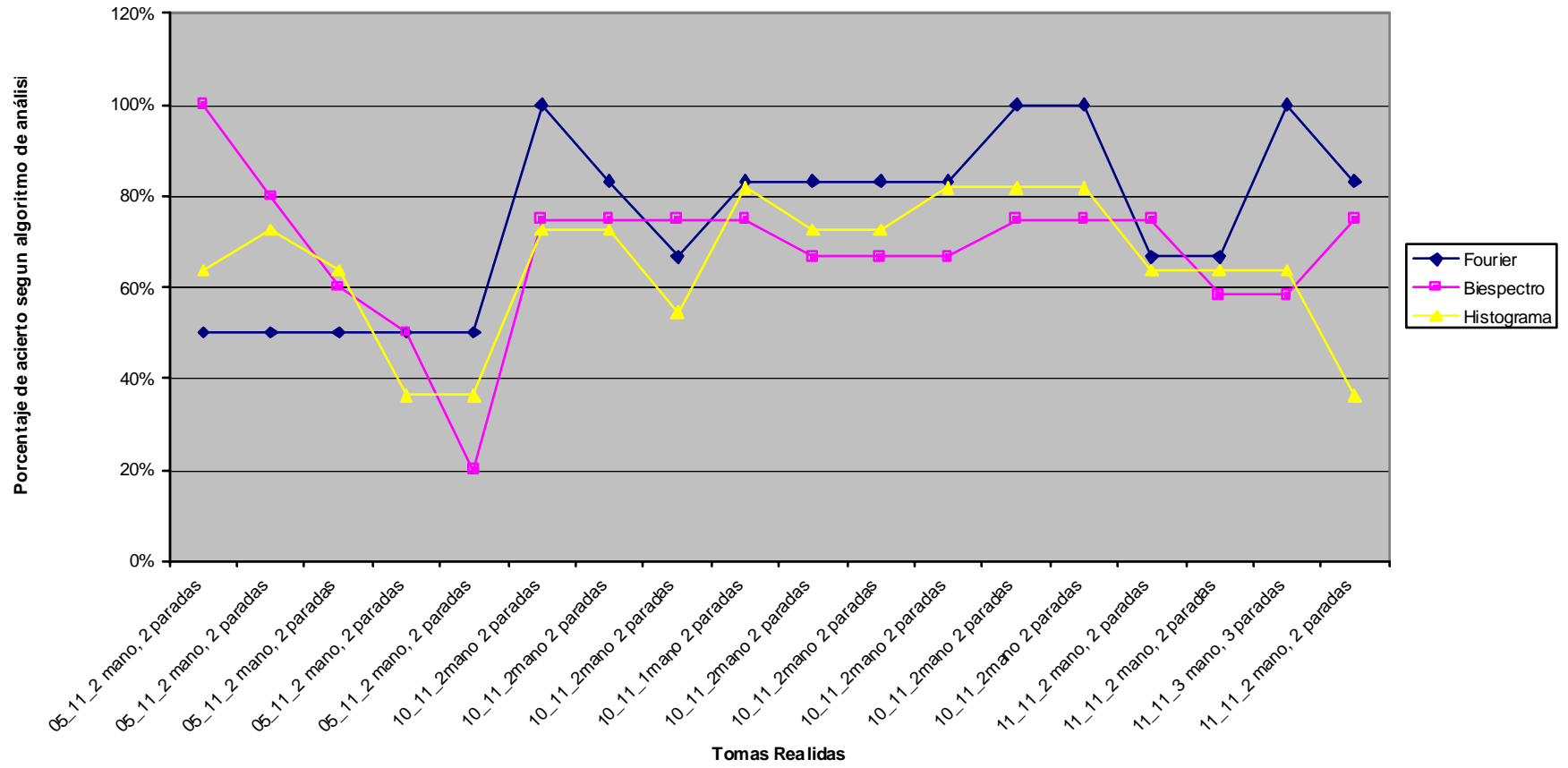
Porcentaje de aciertos: Mano Apoyada Paciente 1.



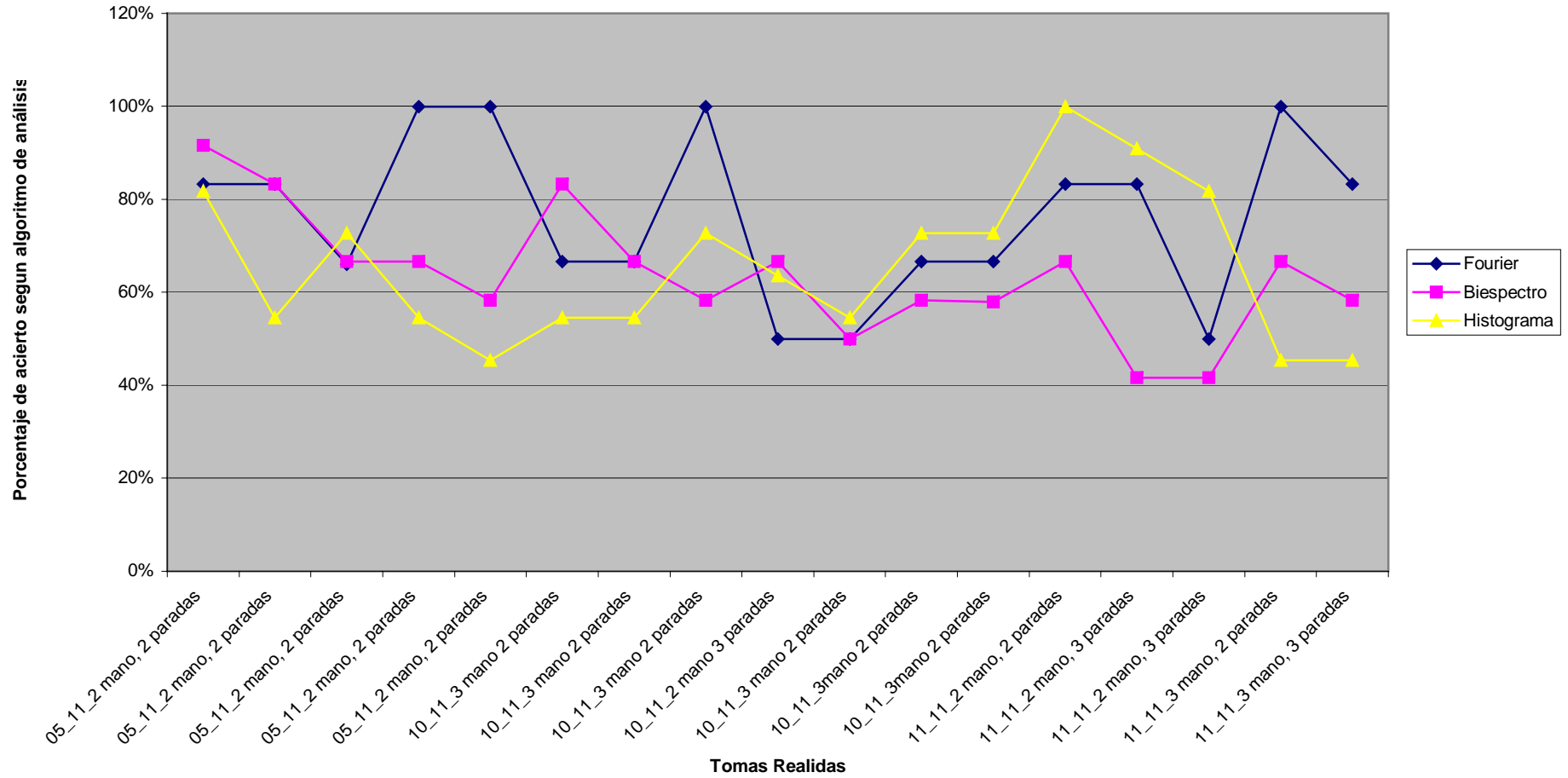
Formato de los Anexos:

- A. Columna representando el porcentaje de aciertos de la toma.
- B. Datos de la toma: Día de la realización de la toma de datos_ No. de eventos de movimiento en la ventana de análisis, No. De eventos de parada en la ventana de análisis.
- C. Tipo de Algoritmo de análisis.

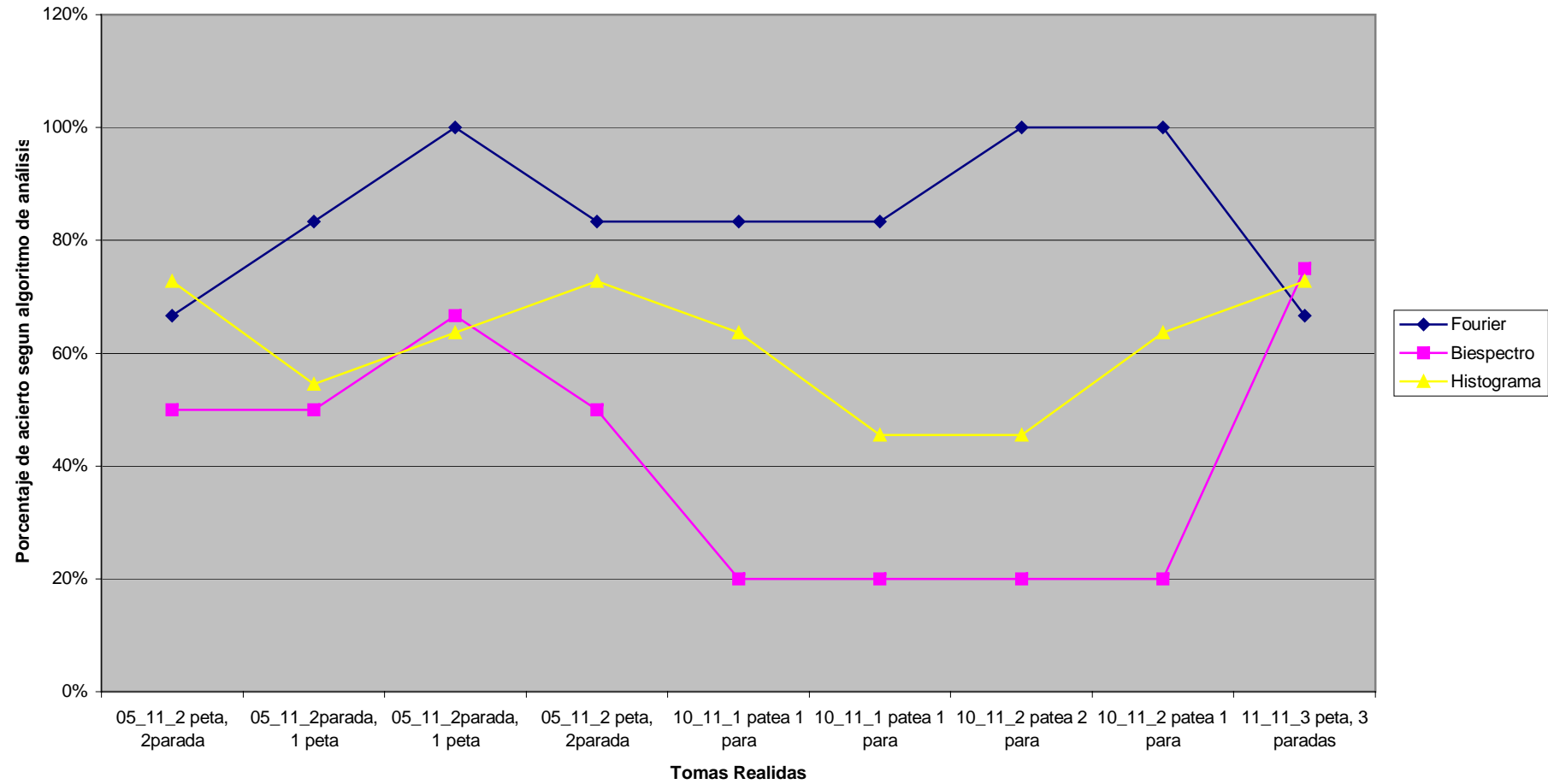
ANEXO B. Porcentaje de aciertos: Mano Apoyada Paciente 1.



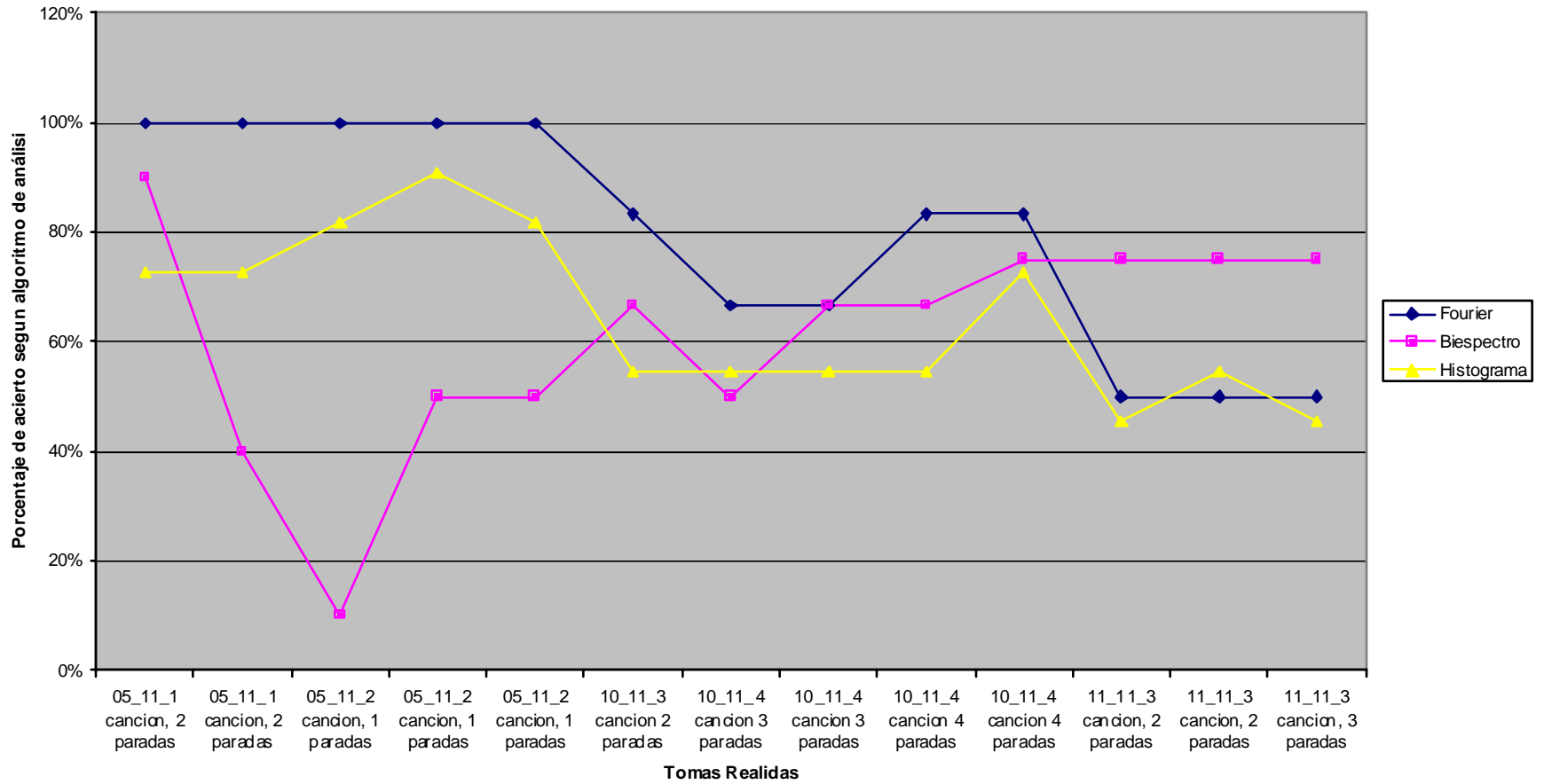
ANEXO C. Porcentaje de aciertos: Mano Imaginaria Paciente 1.



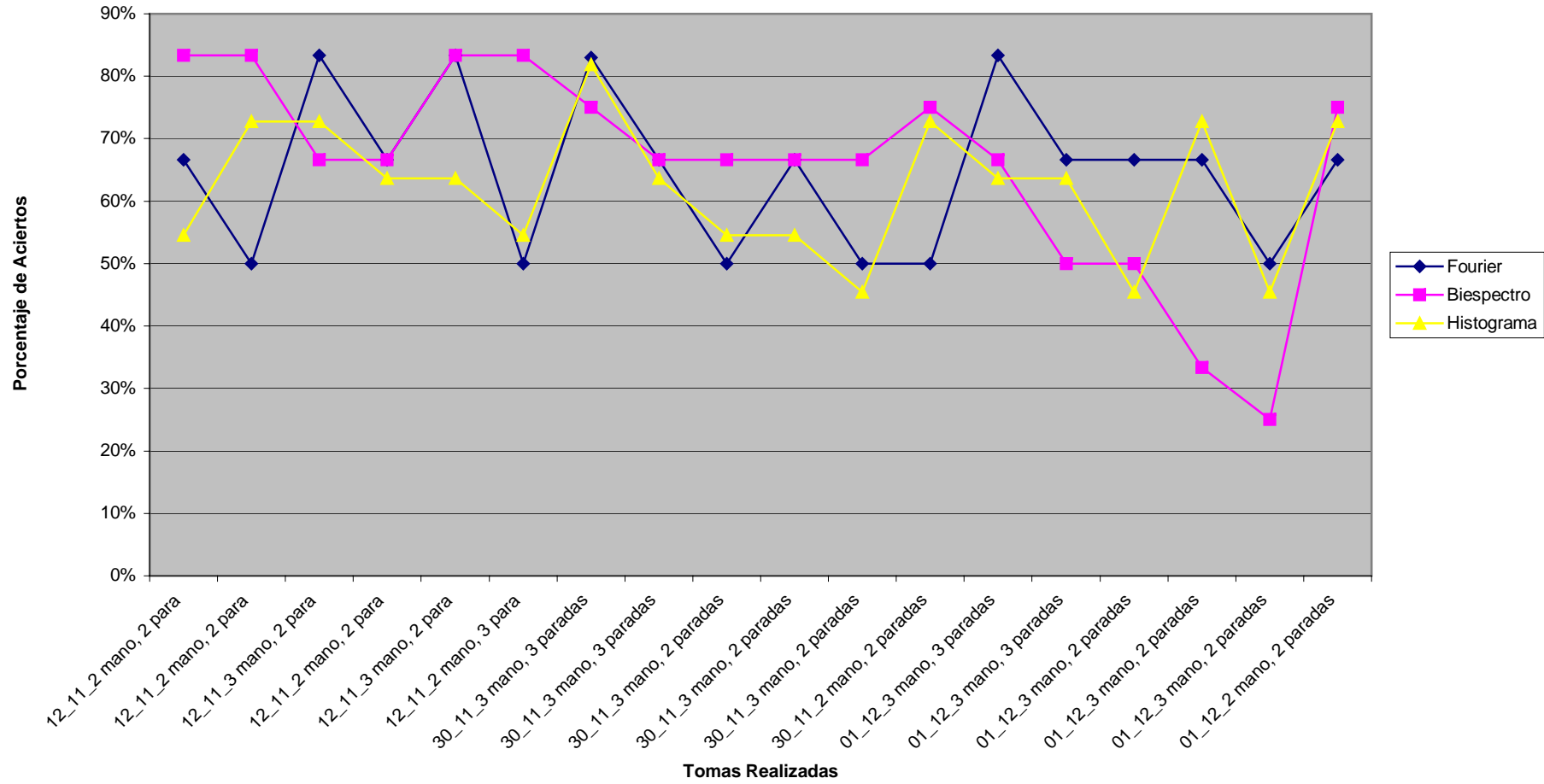
ANEXO D. Porcentaje de aciertos: Pie Imaginaria Paciente 1.



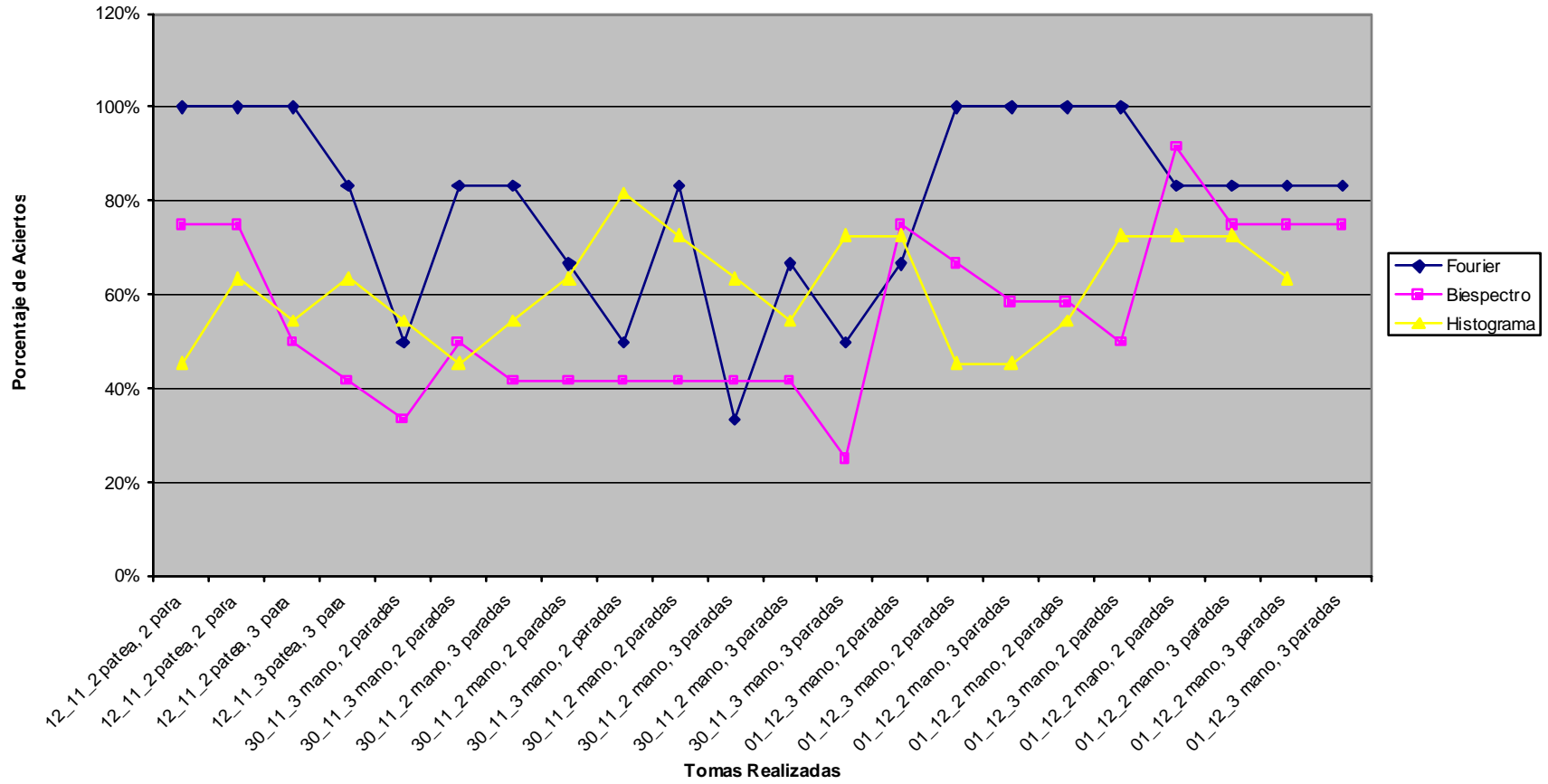
ANEXO E. Porcentaje de aciertos: Canción Paciente 1.



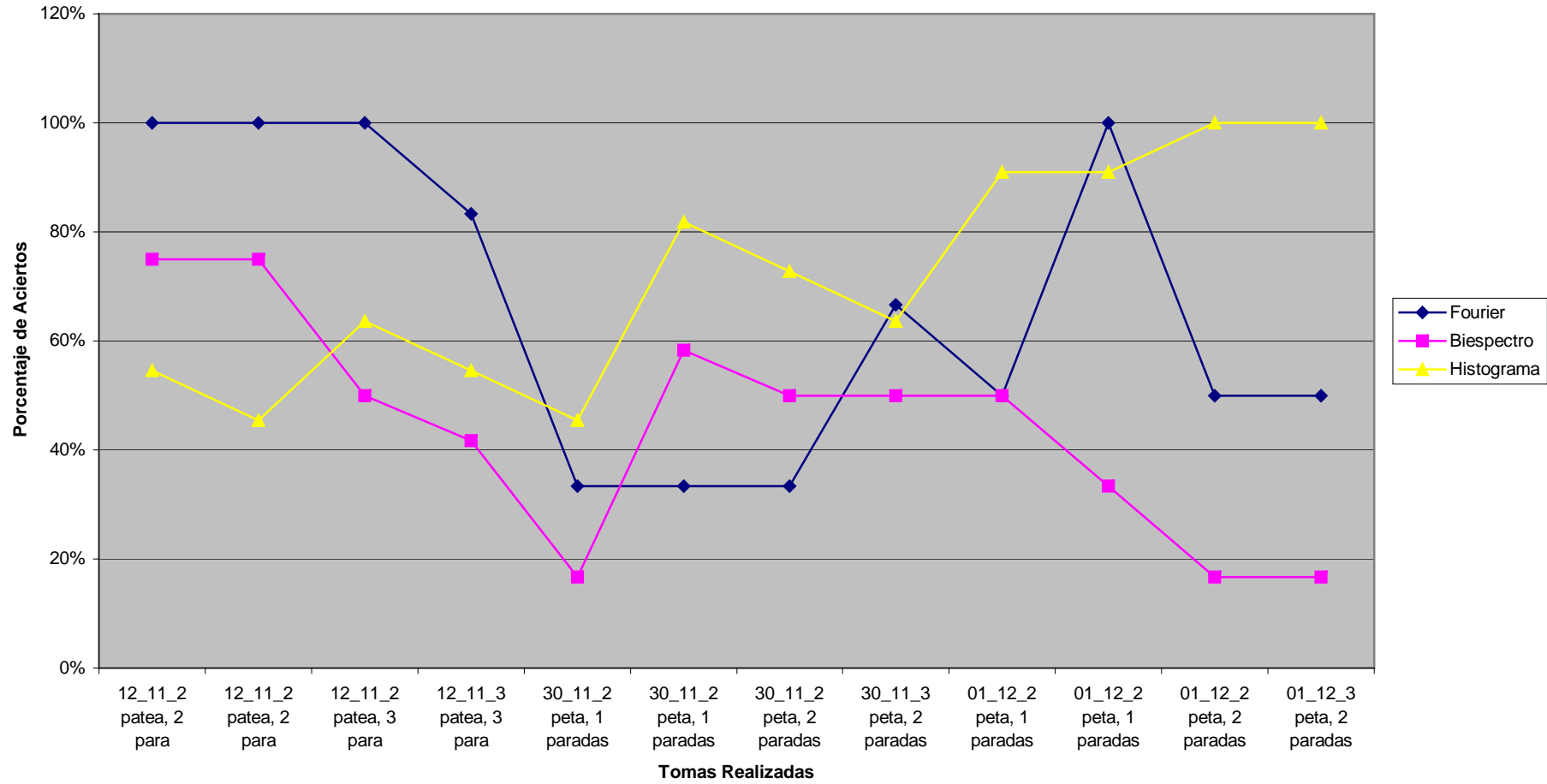
ANEXO F. Porcentaje de aciertos: Mano Apoyada Paciente 2



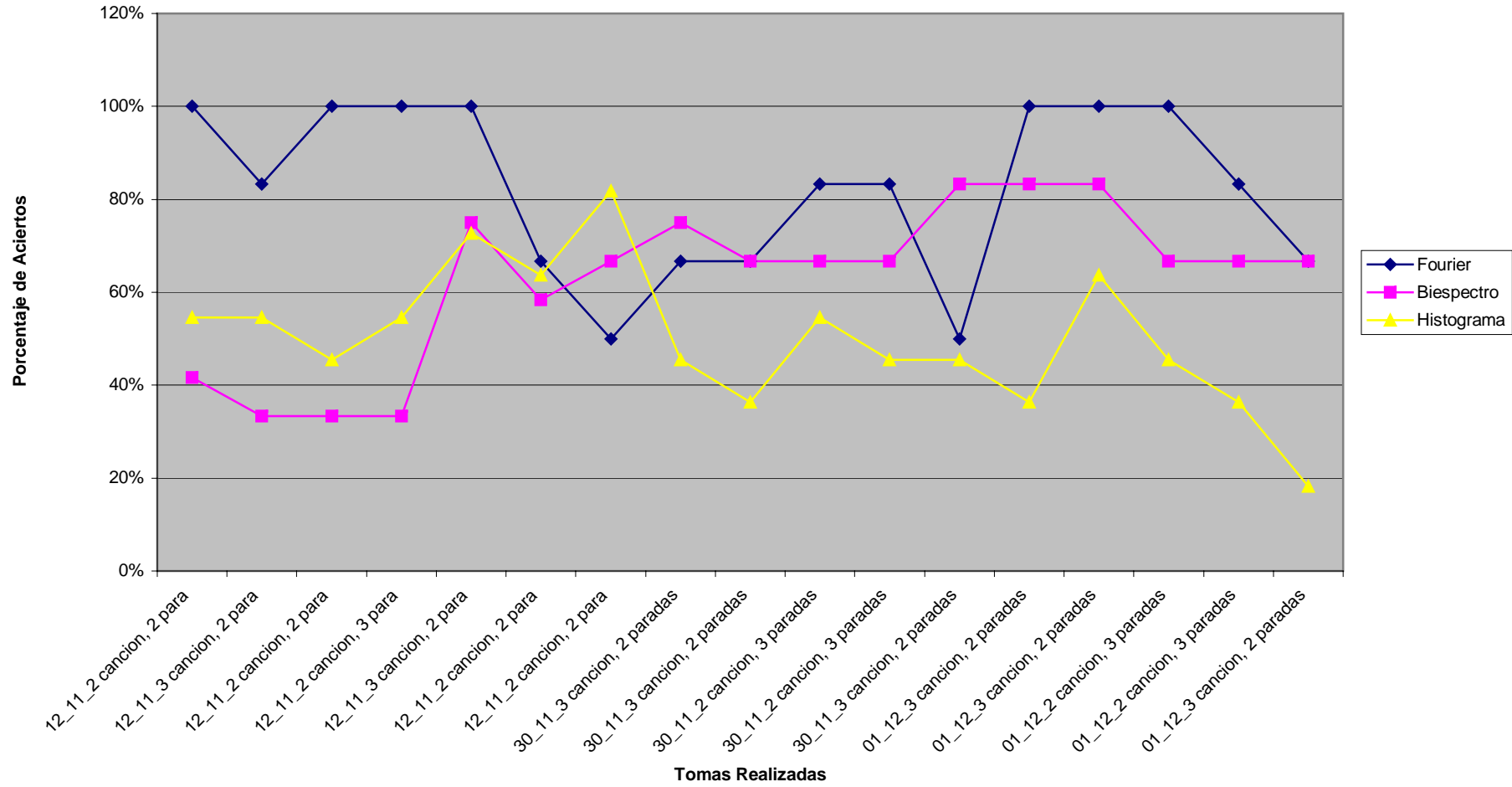
ANEXO G. Porcentaje de aciertos: Mano Imaginaria Paciente 2



ANEXO H. Porcentaje de aciertos: Pie Imaginaria Paciente 2



ANEXO I. Porcentaje de aciertos: Canción Paciente 2



ANEXO J.

```
% Algoritmo BISTIM (Algoritmo de decisión basado en el Biespectro)
% Autor: Alvaro Varela.
% Proyecto: BCI Unian des.

clear;
close all;
[file1,path1]=uigetfile('*.txt','Data with time file'); % Abrir el archivo de datos
f1=fopen(file1,'r');
[A,B]=fscanf(f1,'%f');
[m,n]=size(A); % Organiza los datos
d=m/2;
for i=1:d,
    C1(i)=A(2*i);
end
% Comienzo de Ciclo
set(gcf,'Name','Grupo 1-1 Completa')
[Bt1,ejet1]=bispecd(C1(1:2000)); % Genera el biespectro en una ventana de
10 se gs
[sizea,sizeb]=size(Bt1);
Bt1=abs(Bt1); % normaliza el biespectro
bt1=max(max(Bt1)); % búsqueda del máximo
Bt1=Bt1/bt1;
Pc(1)=Bt1((sizea+2)/2,(sizea+2)/2); % comparación del máximo.
% se repite el ciclo
figure;
set(gcf,'Name','Grupo 1-2 Completa')
[Bt2,ejet2]=bispecd(C1(2001:4000));

Bt2=abs(Bt2);
bt2=max(max(Bt2));
Bt2=Bt2/bt2;
Pc(2)=Bt2((sizea+2)/2,(sizea+2)/2);
```

```
figure;  
set(gcf,'Name','Grupo 2-1 Completa')  
[Bt3,ejet3]=bispercd(C1(4001:6000));  
Bt3=abs(Bt3);  
bt3=max(max(Bt3));  
Bt3=Bt3/bt3;  
Pc(3)=Bt3((sizea+2)/2,(sizea+2)/2);
```

```
figure;  
set(gcf,'Name','Grupo 2-2 Completa')  
[Bt4,ejet4]=bispercd(C1(6001:8000));  
Bt4=abs(Bt4);  
bt4=max(max(Bt4));  
Bt4=Bt4/bt4;  
Pc(4)=Bt4((sizea+2)/2,(sizea+2)/2);
```

```
figure;  
set(gcf,'Name','Grupo 3-1 Completa')  
[Bt5,ejet5]=bispercd(C1(8001:10000));  
Bt5=abs(Bt5);  
bt5=max(max(Bt5));  
Bt5=Bt5/bt5;  
Pc(5)=Bt5((sizea+2)/2,(sizea+2)/2);
```

```
figure;  
set(gcf,'Name','Grupo 3-2 Completa')  
[Bt6,ejet6]=bispercd(C1(10001:12000));  
Bt6=abs(Bt6);  
bt6=max(max(Bt6));  
Bt6=Bt6/bt6;  
Pc(6)=Bt6((sizea+2)/2,(sizea+2)/2);
```


figure;

```
set(gcf,'Name','Grupo 4-1 Completa')  
[Bt7,ejet7]=bispecd(C1(12001:14000));  
Bt7=abs(Bt7);  
bt7=max(max(Bt7));  
Bt7=Bt7/bt7;  
Pc(7)=Bt7((sizea+2)/2,(sizea+2)/2);
```

figure;

```
set(gcf,'Name','Grupo 4-2 Completa')  
[Bt8,ejet8]=bispecd(C1(14001:16000));  
Bt8=abs(Bt8);  
bt8=max(max(Bt8));  
Bt8=Bt8/bt8;  
Pc(8)=Bt8((sizea+2)/2,(sizea+2)/2);
```

figure;

```
set(gcf,'Name','Grupo 5-1 Completa')  
[Bt9,ejet9]=bispecd(C1(16001:18000));  
Bt9=abs(Bt9);  
bt9=max(max(Bt9));  
Bt9=Bt9/bt9;  
Pc(9)=Bt9((sizea+2)/2,(sizea+2)/2);
```

figure;

```
set(gcf,'Name','Grupo 5-2 Completa')  
[Bt10,ejet10]=bispecd(C1(18001:20000));  
Bt10=abs(Bt10);  
bt10=max(max(Bt10));  
Bt10=Bt10/bt10;  
Pc(10)=Bt10((sizea+2)/2,(sizea+2)/2);
```

figure;

```
set(gcf,'Name','Grupo 6-1 Completa')
```

```

[Bt11,ejet11]=bispecd(C1(20001:22000));
Bt11=abs(Bt11);
bt11=max(max(Bt11));
Bt11=Bt11/bt11;
Pc(11)=Bt11((sizea+2)/2,(sizea+2)/2);

figure;
set(gcf,'Name','Grupo 6-2 Completa')
[Bt12,ejet12]=bispecd(C1(22001:24000));
Bt12=abs(Bt12);
bt12=max(max(Bt12));
Bt12=Bt12/bt12;
Pc(12)=Bt12((sizea+2)/2,(sizea+2)/2);
% Despues del registro se visualiza los resultados
m=mean(Pc);
s=size(Pc);
figure;
set(gcf,'Name','Resultado Biespectro')
com=A(1);
x=com+10:10:(com+120);

plot(x,Pc);
xlabel('Tiempo en ventanas de 10 segs');
ylabel('Valor del centro normalizado del Biespectro');
fclose('all');

% Algoritmo HISTOTIM2 (Algoritmo de organizacion para una red neuronal)
% Autor: Alvaro Varela.
% Proyecto: BCI Unian des.

close all;
clear;
[file1,path1]=uigetfile('*.txt','Preprocesamiento'); % Apertura del archivo

```

```

f1=fopen(file1,'r');
[file2,path1]=uiputfile('*.txt','Salida a Red'); % Creacion del Archivo de salida
f2=fopen(file2,'w');
[A,B] = fscanf(f1,%f');
[m,n]=size(A);
d=m/2;
fprintf(f2,'X=20'); % Numero de Entradas de la red
fprintf(f2,'Q=11'); % Numero de ejemplares disponibles (110 segs)
fprintf(f2,'Z=2'); % Numero de Salidas
fprintf(f2,'Y=10'); % Numero de Neuronas intermedias
for i=1:20
fprintf(f2,' ');
end;
fprintf(f2,' t \n');
for i=1:d,
    C1(i)=A(2*i);
end
% Generacion de la base de datos de alimentacion.
Z1=hist(C1(1:2000),20);
Z2=hist(C1(2001:4000),20);
Z3=hist(C1(4001:6000),20);
Z4=hist(C1(6001:8000),20);
Z5=hist(C1(8001:10000),20);
Z6=hist(C1(10001:12000),20);
Z7=hist(C1(12001:14000),20);
Z8=hist(C1(14001:16000),20);
Z9=hist(C1(16001:18000),20);
Z10=hist(C1(18001:20000),20);
Z11=hist(C1(20001:22000),20);
% Grabacion de datos al archivo de texto.
for i=1:20,
    fprintf(f2,'%f ',Z1(i));
end
fprintf(f2,'1 ');

```

```

fprintf(f2,'0 ');
fprintf(f2,'\n');
for i=1:20,
    fprintf(f2,'%f ',Z2(i));
end
fprintf(f2,'1 ');
fprintf(f2,'0 ');
fprintf(f2,'\n');
for i=1:20,
    fprintf(f2,'%f ',Z3(i));
end
fprintf(f2,'1 ');
fprintf(f2,'0 ');
fprintf(f2,'\n');
for i=1:20,
    fprintf(f2,'%f ',Z4(i));
end
fprintf(f2,'1 ');
fprintf(f2,'0 ');
fprintf(f2,'\n');
for i=1:20,
    fprintf(f2,'%f ',Z5(i));
end
fprintf(f2,'1 ');
fprintf(f2,'0 ');
fprintf(f2,'\n');
for i=1:20,
    fprintf(f2,'%f ',Z6(i));
end
fprintf(f2,'1 ');
fprintf(f2,'0 ');
fprintf(f2,'\n');
for i=1:20,
    fprintf(f2,'%f ',Z7(i));

```

```

end
fprintf(f2,'1 ');
fprintf(f2,'0 ');
fprintf(f2,'\n');
for i=1:20,
    fprintf(f2,'%f ',Z8(i));
end
fprintf(f2,'1 ');
fprintf(f2,'0 ');
fprintf(f2,'\n');
for i=1:20,
    fprintf(f2,'%f ',Z9(i));
end
fprintf(f2,'1 ');
fprintf(f2,'0 ');
fprintf(f2,'\n');
for i=1:20,
    fprintf(f2,'%f ',Z10(i));
end
fprintf(f2,'1 ');
fprintf(f2,'0 ');
fprintf(f2,'\n');
for i=1:20,
    fprintf(f2,'%f ',Z11(i));
end
fprintf(f2,'1 ');
fprintf(f2,'0 ');
fprintf(f2,'\n');
fclose('all');

```

% Algoritmo FILTRATIM (Algoritmo de desicion basado en Fourier)

% Autor: Alvaro Varela.

% Proyecto: BCI Unian des.

```

clear;
close all;
[file1,path1]=uigetfile('*.txt','Data to be filtered'); % Abre el archivo de datos
f1=fopen(file1,'r');
[A,B]=fscanf(f1,'%f');
[m,n]=size(A);
d=m/2;
for i=1:d,
    C1(i)=A(2*i);          % Organizacion de los datos para el analisis
end
% Comienzo del Ciclo
normal=C1;
% Sacamos el espectro de cada uno de los segundos en una ventana de 10 segs.
[ffc1, F] = SPECTRUM(normal(1:200),200,0, hamming(50),200);
[ffc2, F] = SPECTRUM(normal(201:400),200,0, hamming(50),200);
[ffc3, F] = SPECTRUM(normal(401:600),200,0, hamming(50),200);
[ffc4, F] = SPECTRUM(normal(601:800),200,0, hamming(50),200);
[ffc5, F] = SPECTRUM(normal(801:1000),200,0, hamming(50),200);
[ffc6, F] = SPECTRUM(normal(1001:1200),200,0, hamming(50),200);
[ffc7, F] = SPECTRUM(normal(1201:1400),200,0, hamming(50),200);
[ffc8, F] = SPECTRUM(normal(1401:1600),200,0, hamming(50),200);
[ffc9, F] = SPECTRUM(normal(1601:1800),200,0, hamming(50),200);
[ffc10, F] = SPECTRUM(normal(1801:2000),200,0, hamming(50),200);
[ffc11, F] = SPECTRUM(normal(2001:2200),200,0, hamming(50),200);
[ffc12, F] = SPECTRUM(normal(2201:2400),200,0, hamming(50),200);
[ffc13, F] = SPECTRUM(normal(2401:2600),200,0, hamming(50),200);
[ffc14, F] = SPECTRUM(normal(2601:2800),200,0, hamming(50),200);
[ffc15, F] = SPECTRUM(normal(2801:3000),200,0, hamming(50),200);
[ffc16, F] = SPECTRUM(normal(3001:3200),200,0, hamming(50),200);
[ffc17, F] = SPECTRUM(normal(3201:3400),200,0, hamming(50),200);
[ffc18, F] = SPECTRUM(normal(3401:3600),200,0, hamming(50),200);
[ffc19, F] = SPECTRUM(normal(3601:3800),200,0, hamming(50),200);
[ffc20, F] = SPECTRUM(normal(3801:4000),200,0, hamming(50),200);
fc1=mean(ffc1');

```

```
fc2=mean(ffc2');
fc3=mean(ffc3');
fc4=mean(ffc4');
fc5=mean(ffc5');
fc6=mean(ffc6');
fc7=mean(ffc7');
fc8=mean(ffc8');
fc9=mean(ffc9');
fc10=mean(ffc10');
fc11=mean(ffc11');
fc12=mean(ffc12');
fc13=mean(ffc13');
fc14=mean(ffc14');
fc15=mean(ffc15');
fc16=mean(ffc16');
fc17=mean(ffc17');
fc18=mean(ffc18');
fc19=mean(ffc19');
fc20=mean(ffc20');
% Aplicacion del criterio.
pow(1)=fc1(12)/fc1(8);
pow(2)=fc2(12)/fc2(8);
pow(3)=fc3(12)/fc3(8);
pow(4)=fc4(12)/fc4(8);
pow(5)=fc5(12)/fc5(8);
pow(6)=fc6(12)/fc6(8);
pow(7)=fc7(12)/fc7(8);
pow(8)=fc8(12)/fc8(8);
pow(9)=fc9(12)/fc9(8);
pow(10)=fc10(12)/fc10(8);
pow(11)=fc11(12)/fc11(8);
pow(12)=fc12(12)/fc12(8);
pow(13)=fc13(12)/fc13(8);
pow(14)=fc14(12)/fc14(8);
```

```

pow(15)=fc15(12)/fc15(8);
pow(16)=fc16(12)/fc16(8);
pow(17)=fc17(12)/fc17(8);
pow(18)=fc18(12)/fc18(8);
pow(19)=fc19(12)/fc19(8);
pow(20)=fc20(12)/fc20(8);
ft(1)=max(pow);
for i=1:20,
    if pow(i)==ft(1)
        sal(1)=i; % registro para la decision final
    end
end
% Repeticion del Algoritmo para la proxima ventana
[ffc1, F] = SPECTRUM(normal(4001:4200),200,0, hamming(50),200);
[ffc2, F] = SPECTRUM(normal(4201:4400),200,0, hamming(50),200);
[ffc3, F] = SPECTRUM(normal(4401:4600),200,0, hamming(50),200);
[ffc4, F] = SPECTRUM(normal(4601:4800),200,0, hamming(50),200);
[ffc5, F] = SPECTRUM(normal(4801:5000),200,0, hamming(50),200);
[ffc6, F] = SPECTRUM(normal(5001:5200),200,0, hamming(50),200);
[ffc7, F] = SPECTRUM(normal(5201:5400),200,0, hamming(50),200);
[ffc8, F] = SPECTRUM(normal(5401:5600),200,0, hamming(50),200);
[ffc9, F] = SPECTRUM(normal(5601:5800),200,0, hamming(50),200);
[ffc10, F] = SPECTRUM(normal(5801:6000),200,0, hamming(50),200);
[ffc11, F] = SPECTRUM(normal(6001:6200),200,0, hamming(50),200);
[ffc12, F] = SPECTRUM(normal(6201:6400),200,0, hamming(50),200);
[ffc13, F] = SPECTRUM(normal(6401:6600),200,0, hamming(50),200);
[ffc14, F] = SPECTRUM(normal(6601:6800),200,0, hamming(50),200);
[ffc15, F] = SPECTRUM(normal(6801:7000),200,0, hamming(50),200);
[ffc16, F] = SPECTRUM(normal(7001:7200),200,0, hamming(50),200);
[ffc17, F] = SPECTRUM(normal(7201:7400),200,0, hamming(50),200);
[ffc18, F] = SPECTRUM(normal(7401:7600),200,0, hamming(50),200);
[ffc19, F] = SPECTRUM(normal(7601:7800),200,0, hamming(50),200);
[ffc20, F] = SPECTRUM(normal(7801:8000),200,0, hamming(50),200);
fc1=mean(ffc1');

```


fc2=mean(ffc2');
fc3=mean(ffc3');
fc4=mean(ffc4');
fc5=mean(ffc5');
fc6=mean(ffc6');
fc7=mean(ffc7');
fc8=mean(ffc8');
fc9=mean(ffc9');
fc10=mean(ffc10');
fc11=mean(ffc11');
fc12=mean(ffc12');
fc13=mean(ffc13');
fc14=mean(ffc14');
fc15=mean(ffc15');
fc16=mean(ffc16');
fc17=mean(ffc17');
fc18=mean(ffc18');
fc19=mean(ffc19');
fc20=mean(ffc20');

pow(1)=fc1(12)/fc1(8);
pow(2)=fc2(12)/fc2(8);
pow(3)=fc3(12)/fc3(8);
pow(4)=fc4(12)/fc4(8);
pow(5)=fc5(12)/fc5(8);
pow(6)=fc6(12)/fc6(8);
pow(7)=fc7(12)/fc7(8);
pow(8)=fc8(12)/fc8(8);
pow(9)=fc9(12)/fc9(8);
pow(10)=fc10(12)/fc10(8);
pow(11)=fc11(12)/fc11(8);
pow(12)=fc12(12)/fc12(8);
pow(13)=fc13(12)/fc13(8);
pow(14)=fc14(12)/fc14(8);

```

pow(15)=fc15(12)/fc15(8);
pow(16)=fc16(12)/fc16(8);
pow(17)=fc17(12)/fc17(8);
pow(18)=fc18(12)/fc18(8);
pow(19)=fc19(12)/fc19(8);
pow(20)=fc20(12)/fc20(8);
ft(2)=max(pow);
for i=1:20,
    if pow(i)==ft(2)

        sal(2)=i+20;

    end
end

```

```

[ffc1, F] = SPECTRUM(normal(8001:8200),200,0, hamming(50),200);
[ffc2, F] = SPECTRUM(normal(8201:8400),200,0, hamming(50),200);
[ffc3, F] = SPECTRUM(normal(8401:8600),200,0, hamming(50),200);
[ffc4, F] = SPECTRUM(normal(8601:8800),200,0, hamming(50),200);
[ffc5, F] = SPECTRUM(normal(8801:9000),200,0, hamming(50),200);
[ffc6, F] = SPECTRUM(normal(9001:9200),200,0, hamming(50),200);
[ffc7, F] = SPECTRUM(normal(9201:9400),200,0, hamming(50),200);
[ffc8, F] = SPECTRUM(normal(9401:9600),200,0, hamming(50),200);
[ffc9, F] = SPECTRUM(normal(9601:9800),200,0, hamming(50),200);
[ffc10, F] = SPECTRUM(normal(9801:10000),200,0, hamming(50),200);
[ffc11, F] = SPECTRUM(normal(10001:10200),200,0, hamming(50),200);
[ffc12, F] = SPECTRUM(normal(10201:10400),200,0, hamming(50),200);
[ffc13, F] = SPECTRUM(normal(10401:10600),200,0, hamming(50),200);
[ffc14, F] = SPECTRUM(normal(10601:10800),200,0, hamming(50),200);
[ffc15, F] = SPECTRUM(normal(10801:11000),200,0, hamming(50),200);
[ffc16, F] = SPECTRUM(normal(11001:11200),200,0, hamming(50),200);
[ffc17, F] = SPECTRUM(normal(11201:11400),200,0, hamming(50),200);
[ffc18, F] = SPECTRUM(normal(11401:11600),200,0, hamming(50),200);
[ffc19, F] = SPECTRUM(normal(11601:11800),200,0, hamming(50),200);

```

```
[ffc20, F] = SPECTRUM(normal(11801:12000),200,0, hamming(50),200);
```

```
fc1=mean(ffc1');
```

```
fc2=mean(ffc2');
```

```
fc3=mean(ffc3');
```

```
fc4=mean(ffc4');
```

```
fc5=mean(ffc5');
```

```
fc6=mean(ffc6');
```

```
fc7=mean(ffc7');
```

```
fc8=mean(ffc8');
```

```
fc9=mean(ffc9');
```

```
fc10=mean(ffc10');
```

```
fc11=mean(ffc11');
```

```
fc12=mean(ffc12');
```

```
fc13=mean(ffc13');
```

```
fc14=mean(ffc14');
```

```
fc15=mean(ffc15');
```

```
fc16=mean(ffc16');
```

```
fc17=mean(ffc17');
```

```
fc18=mean(ffc18');
```

```
fc19=mean(ffc19');
```

```
fc20=mean(ffc20');
```

```
pow(1)=fc1(12)/fc1(8);
```

```
pow(2)=fc2(12)/fc2(8);
```

```
pow(3)=fc3(12)/fc3(8);
```

```
pow(4)=fc4(12)/fc4(8);
```

```
pow(5)=fc5(12)/fc5(8);
```

```
pow(6)=fc6(12)/fc6(8);
```

```
pow(7)=fc7(12)/fc7(8);
```

```
pow(8)=fc8(12)/fc8(8);
```

```
pow(9)=fc9(12)/fc9(8);
```

```
pow(10)=fc10(12)/fc10(8);
```

```
pow(11)=fc11(12)/fc11(8);
```

```
pow(12)=fc12(12)/fc12(8);
```

```

pow(13)=fc13(12)/fc13(8);
pow(14)=fc14(12)/fc14(8);
pow(15)=fc15(12)/fc15(8);
pow(16)=fc16(12)/fc16(8);
pow(17)=fc17(12)/fc17(8);
pow(18)=fc18(12)/fc18(8);
pow(19)=fc19(12)/fc19(8);
pow(20)=fc20(12)/fc20(8);
ft(3)=max(pow);
for i=1:20,
    if pow(i)==ft(3)
        sal(3)=i+40;
    end
end

```

```

[ffc1, F] = SPECTRUM(normal(12001:12200),200,0, hamming(50),200);
[ffc2, F] = SPECTRUM(normal(12201:12400),200,0, hamming(50),200);
[ffc3, F] = SPECTRUM(normal(12401:12600),200,0, hamming(50),200);
[ffc4, F] = SPECTRUM(normal(12601:12800),200,0, hamming(50),200);
[ffc5, F] = SPECTRUM(normal(12801:13000),200,0, hamming(50),200);
[ffc6, F] = SPECTRUM(normal(13001:13200),200,0, hamming(50),200);
[ffc7, F] = SPECTRUM(normal(13201:13400),200,0, hamming(50),200);
[ffc8, F] = SPECTRUM(normal(13401:13600),200,0, hamming(50),200);
[ffc9, F] = SPECTRUM(normal(13601:13800),200,0, hamming(50),200);
[ffc10, F] = SPECTRUM(normal(13801:14000),200,0, hamming(50),200);
[ffc11, F] = SPECTRUM(normal(14001:14200),200,0, hamming(50),200);
[ffc12, F] = SPECTRUM(normal(14201:14400),200,0, hamming(50),200);
[ffc13, F] = SPECTRUM(normal(14401:14600),200,0, hamming(50),200);
[ffc14, F] = SPECTRUM(normal(14601:14800),200,0, hamming(50),200);
[ffc15, F] = SPECTRUM(normal(14801:15000),200,0, hamming(50),200);
[ffc16, F] = SPECTRUM(normal(15001:15200),200,0, hamming(50),200);
[ffc17, F] = SPECTRUM(normal(15201:15400),200,0, hamming(50),200);
[ffc18, F] = SPECTRUM(normal(15401:15600),200,0, hamming(50),200);
[ffc19, F] = SPECTRUM(normal(15601:15800),200,0, hamming(50),200);

```

```
[ffc20, F] = SPECTRUM(normal(15801:16000),200,0, hamming(50),200);
```

```
fc1=mean(ffc1');
```

```
fc2=mean(ffc2');
```

```
fc3=mean(ffc3');
```

```
fc4=mean(ffc4');
```

```
fc5=mean(ffc5');
```

```
fc6=mean(ffc6');
```

```
fc7=mean(ffc7');
```

```
fc8=mean(ffc8');
```

```
fc9=mean(ffc9');
```

```
fc10=mean(ffc10');
```

```
fc11=mean(ffc11');
```

```
fc12=mean(ffc12');
```

```
fc13=mean(ffc13');
```

```
fc14=mean(ffc14');
```

```
fc15=mean(ffc15');
```

```
fc16=mean(ffc16');
```

```
fc17=mean(ffc17');
```

```
fc18=mean(ffc18');
```

```
fc19=mean(ffc19');
```

```
fc20=mean(ffc20');
```

```
pow(1)=fc1(12)/fc1(8);
```

```
pow(2)=fc2(12)/fc2(8);
```

```
pow(3)=fc3(12)/fc3(8);
```

```
pow(4)=fc4(12)/fc4(8);
```

```
pow(5)=fc5(12)/fc5(8);
```

```
pow(6)=fc6(12)/fc6(8);
```

```
pow(7)=fc7(12)/fc7(8);
```

```
pow(8)=fc8(12)/fc8(8);
```

```
pow(9)=fc9(12)/fc9(8);
```

```
pow(10)=fc10(12)/fc10(8);
```

```
pow(11)=fc11(12)/fc11(8);
```

```
pow(12)=fc12(12)/fc12(8);
```

```

pow(13)=fc13(12)/fc13(8);
pow(14)=fc14(12)/fc14(8);
pow(15)=fc15(12)/fc15(8);
pow(16)=fc16(12)/fc16(8);
pow(17)=fc17(12)/fc17(8);
pow(18)=fc18(12)/fc18(8);
pow(19)=fc19(12)/fc19(8);
pow(20)=fc20(12)/fc20(8);
ft(4)=max(pow);
for i=1:20,
    if pow(i)==ft(4)
        sal(4)=i+60;

    end
end

```

```

[ffc1, F] = SPECTRUM(normal(16001:16200),200,0, hamming(50),200);
[ffc2, F] = SPECTRUM(normal(16201:16400),200,0, hamming(50),200);
[ffc3, F] = SPECTRUM(normal(16401:16600),200,0, hamming(50),200);
[ffc4, F] = SPECTRUM(normal(16601:16800),200,0, hamming(50),200);
[ffc5, F] = SPECTRUM(normal(16801:17000),200,0, hamming(50),200);
[ffc6, F] = SPECTRUM(normal(17001:17200),200,0, hamming(50),200);
[ffc7, F] = SPECTRUM(normal(17201:17400),200,0, hamming(50),200);
[ffc8, F] = SPECTRUM(normal(17401:17600),200,0, hamming(50),200);
[ffc9, F] = SPECTRUM(normal(17601:17800),200,0, hamming(50),200);
[ffc10, F] = SPECTRUM(normal(17801:18000),200,0, hamming(50),200);
[ffc11, F] = SPECTRUM(normal(18001:18200),200,0, hamming(50),200);
[ffc12, F] = SPECTRUM(normal(18201:18400),200,0, hamming(50),200);
[ffc13, F] = SPECTRUM(normal(18401:18600),200,0, hamming(50),200);
[ffc14, F] = SPECTRUM(normal(18601:18800),200,0, hamming(50),200);
[ffc15, F] = SPECTRUM(normal(18801:19000),200,0, hamming(50),200);
[ffc16, F] = SPECTRUM(normal(19001:19200),200,0, hamming(50),200);
[ffc17, F] = SPECTRUM(normal(19201:19400),200,0, hamming(50),200);
[ffc18, F] = SPECTRUM(normal(19401:19600),200,0, hamming(50),200);

```

```
[ffc19, F] = SPECTRUM(normal(19601:19800),200,0, hamming(50),200);  
[ffc20, F] = SPECTRUM(normal(19801:20000),200,0, hamming(50),200);  
fc1=mean(ffc1');  
fc2=mean(ffc2');  
fc3=mean(ffc3');  
fc4=mean(ffc4');  
fc5=mean(ffc5');  
fc6=mean(ffc6');  
fc7=mean(ffc7');  
fc8=mean(ffc8');  
fc9=mean(ffc9');  
fc10=mean(ffc10');  
fc11=mean(ffc11');  
fc12=mean(ffc12');  
fc13=mean(ffc13');  
fc14=mean(ffc14');  
fc15=mean(ffc15');  
fc16=mean(ffc16');  
fc17=mean(ffc17');  
fc18=mean(ffc18');  
fc19=mean(ffc19');  
fc20=mean(ffc20');
```

```
po w(1)=fc1(12)/fc1(8);  
po w(2)=fc2(12)/fc2(8);  
po w(3)=fc3(12)/fc3(8);  
po w(4)=fc4(12)/fc4(8);  
po w(5)=fc5(12)/fc5(8);  
po w(6)=fc6(12)/fc6(8);  
po w(7)=fc7(12)/fc7(8);  
po w(8)=fc8(12)/fc8(8);  
po w(9)=fc9(12)/fc9(8);  
po w(10)=fc10(12)/fc10(8);  
po w(11)=fc11(12)/fc11(8);
```

```

pow(12)=fc12(12)/fc12(8);
pow(13)=fc13(12)/fc13(8);
pow(14)=fc14(12)/fc14(8);
pow(15)=fc15(12)/fc15(8);
pow(16)=fc16(12)/fc16(8);
pow(17)=fc17(12)/fc17(8);
pow(18)=fc18(12)/fc18(8);
pow(19)=fc19(12)/fc19(8);
pow(20)=fc20(12)/fc20(8);
ft(5)=max(pow);
for i=1:20,
    if pow(i)==ft(5)

        sal(5)=i+80;

    end
end

```

```

[ffc1, F] = SPECTRUM(normal(20001:20200),200,0, hamming(50),200);
[ffc2, F] = SPECTRUM(normal(20201:20400),200,0, hamming(50),200);
[ffc3, F] = SPECTRUM(normal(20401:20600),200,0, hamming(50),200);
[ffc4, F] = SPECTRUM(normal(20601:20800),200,0, hamming(50),200);
[ffc5, F] = SPECTRUM(normal(20801:21000),200,0, hamming(50),200);
[ffc6, F] = SPECTRUM(normal(21001:21200),200,0, hamming(50),200);
[ffc7, F] = SPECTRUM(normal(21201:21400),200,0, hamming(50),200);
[ffc8, F] = SPECTRUM(normal(21401:21600),200,0, hamming(50),200);
[ffc9, F] = SPECTRUM(normal(21601:21800),200,0, hamming(50),200);
[ffc10, F] = SPECTRUM(normal(21801:22000),200,0, hamming(50),200);
[ffc11, F] = SPECTRUM(normal(22001:22200),200,0, hamming(50),200);
[ffc12, F] = SPECTRUM(normal(22201:22400),200,0, hamming(50),200);
[ffc13, F] = SPECTRUM(normal(22401:22600),200,0, hamming(50),200);
[ffc14, F] = SPECTRUM(normal(22601:22800),200,0, hamming(50),200);
[ffc15, F] = SPECTRUM(normal(22801:23000),200,0, hamming(50),200);
[ffc16, F] = SPECTRUM(normal(23001:23200),200,0, hamming(50),200);

```



```

[ffc17, F] = SPECTRUM(normal(23201:23400),200,0, hamming(50),200);
[ffc18, F] = SPECTRUM(normal(23401:23600),200,0, hamming(50),200);
[ffc19, F] = SPECTRUM(normal(23601:23800),200,0, hamming(50),200);
[ffc20, F] = SPECTRUM(normal(23801:24000),200,0, hamming(50),200);
fc1=mean(ffc1');
fc2=mean(ffc2');
fc3=mean(ffc3');
fc4=mean(ffc4');
fc5=mean(ffc5');
fc6=mean(ffc6');
fc7=mean(ffc7');
fc8=mean(ffc8');
fc9=mean(ffc9');
fc10=mean(ffc10');
fc11=mean(ffc11');
fc12=mean(ffc12');
fc13=mean(ffc13');
fc14=mean(ffc14');
fc15=mean(ffc15');
fc16=mean(ffc16');
fc17=mean(ffc17');
fc18=mean(ffc18');
fc19=mean(ffc19');
fc20=mean(ffc20');

pow(1)=fc1(12)/fc1(8);
pow(2)=fc2(12)/fc2(8);
pow(3)=fc3(12)/fc3(8);
pow(4)=fc4(12)/fc4(8);
pow(5)=fc5(12)/fc5(8);
pow(6)=fc6(12)/fc6(8);
pow(7)=fc7(12)/fc7(8);
pow(8)=fc8(12)/fc8(8);
pow(9)=fc9(12)/fc9(8);

```

```

pow(10)=fc10(12)/fc10(8);
pow(11)=fc11(12)/fc11(8);
pow(12)=fc12(12)/fc12(8);
pow(13)=fc13(12)/fc13(8);
pow(14)=fc14(12)/fc14(8);
pow(15)=fc15(12)/fc15(8);
pow(16)=fc16(12)/fc16(8);
pow(17)=fc17(12)/fc17(8);
pow(18)=fc18(12)/fc18(8);
pow(19)=fc19(12)/fc19(8);
pow(20)=fc20(12)/fc20(8);
ft(6)=max(pow);
for i=1:20,
    if pow(i)==ft(6)
        sal(6)=i+100;
    end
end
ftp=median(ft);
for i=1:6,          % Estandarizacion de los datos y visualizacion
    if ft(i)<ftp
        sal(i)=0;
    end
end

figure;
set(gcf,'Name','Resultados Fourier') % Visualizacion de los resultados.
com=A(1);
x=com+20:20:(com+120);

plot(x,sal);
xlabel('Tiempo en ventanas de 20 segs');
ylabel('Deteccion de estado por el Espectro de Potencia');
legend('1:Grupo 1','2:Grupo 2','3:Grupo 3','4:Grupo 4','5:Grupo 5','6:Grupo 6');

```

```

fclose('all');

% Algoritmo HISTO (Algoritmo de generacion de bases de entrenamiento)
% Autor: Alvaro Varela.
% Proyecto: BCI Unian des.
close all;
clear;
[file1,path1]=ui getfile('*.txt','Preprocesamiento'); % Abre archivo
f1=fopen(file1,'r');
[A,B] = fscanf(f1,%f');
for i=1:4000,
    C1(i)=A(2*i);
end
[file2,path1]=ui getfile('*.txt','Preprocesamiento');% Abre archivo
f2=fopen(file2,'r');
[A,B] = fscanf(f2,%f');
for i=1:4000,
    C2(i)=A(2*i);
end
[file3,path1]=ui getfile('*.txt','Preprocesamiento');% Abre archivo
f3=fopen(file3,'r');
[A,B] = fscanf(f3,%f');
for i=1:4000,
    C3(i)=A(2*i);
end
[file4,path1]=ui getfile('*.txt','Preprocesamiento');% Abre archivo
f4=fopen(file4,'r');
[A,B] = fscanf(f4,%f');
for i=1:4000,
    C4(i)=A(2*i);
end
[file5,path1]=ui getfile('*.txt','Preprocesamiento');% Abre archivo
f5=fopen(file5,'r');
[A,B] = fscanf(f5,%f');

```

```

for i=1:4000,
    C5(i)=A(2*i);
end
[file6,path1]=ui_getfile('*.txt','Preprocesamiento');% Abre archivo
f6=fopen(file6,'r');
[A,B] = fscanf(f6,%f');
for i=1:4000,
    C6(i)=A(2*i);
end
[file7,path1]=ui_getfile('*.txt','Preprocesamiento');% Abre archivo
f7=fopen(file7,'r');
[A,B] = fscanf(f7,%f');
for i=1:4000,
    C7(i)=A(2*i);
end
[file8,path1]=ui_getfile('*.txt','Preprocesamiento');% Abre archivo
f8=fopen(file8,'r');
[A,B] = fscanf(f8,%f');
for i=1:4000,
    C8(i)=A(2*i);
end
[file9,path1]=ui_getfile('*.txt','Preprocesamiento');% Abre archivo
f9=fopen(file9,'r');
[A,B] = fscanf(f9,%f');
for i=1:4000,
    C9(i)=A(2*i);
end
[file10,path1]=ui_getfile('*.txt','Preprocesamiento');% Abre archivo
f10=fopen(file10,'r');
[A,B] = fscanf(f10,%f');
for i=1:4000,
    C10(i)=A(2*i);
end

```

```

[file1 path1]=uinputfile('*.txt','Salida');% Crea el archivo de entrenamiento
f11=fopen(file1,'w');
% Generacion de la base de entrenamiento con los histogramas.
Z1=hist(C1(1:2000),20);
Z2=hist(C2(1:2000),20);
Z3=hist(C3(1:2000),20);
Z4=hist(C4(1:2000),20);
Z5=hist(C5(1:2000),20);
Z6=hist(C6(1:2000),20);
Z7=hist(C7(1:2000),20);
Z8=hist(C8(1:2000),20);
Z9=hist(C9(1:2000),20);
Z10=hist(C10(1:2000),20);
Zt1=hist(C1(2001:4000),20);
Zt2=hist(C2(2001:4000),20);
Zt3=hist(C3(2001:4000),20);
Zt4=hist(C4(2001:4000),20);
Zt5=hist(C5(2001:4000),20);
Zt6=hist(C6(2001:4000),20);
Zt7=hist(C7(2001:4000),20);
Zt8=hist(C8(2001:4000),20);
Zt9=hist(C9(2001:4000),20);
Zt10=hist(C10(2001:4000),20);
% Generacion del archivo de texto
fprintf(f11,'X=20');
fprintf(f11,'Q=20');
fprintf(f11,'Z=2');
fprintf(f11,'Y=10');
for i=1:20
fprintf(f11,' ');
end;
fprintf(f11,' t \n');
for i=1:20,
fprintf(f11,'%f ',Z1(i));

```

```

end
    fprintf(f11,'1 ');
    fprintf(f11,'0\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Z2(i));
end
    fprintf(f11,'1 ');
    fprintf(f11,'0\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Z3(i));
end
    fprintf(f11,'1 ');
    fprintf(f11,'0\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Z4(i));
end
    fprintf(f11,'1 ');
    fprintf(f11,'0\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Z5(i));
end
    fprintf(f11,'1 ');
    fprintf(f11,'0\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Z6(i));
end
    fprintf(f11,'1 ');
    fprintf(f11,'0\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Z7(i));
end
    fprintf(f11,'1 ');
    fprintf(f11,'0\n');
for i=1:20,

```

```

    fprintf(f11,'%f ',Z8(i));
end
    fprintf(f11,'1 ');
    fprintf(f11,'0\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Z9(i));
end
    fprintf(f11,'1 ');
    fprintf(f11,'0\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Z10(i));
end
    fprintf(f11,'1 ');
    fprintf(f11,'0\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Zt1(i));
end
    fprintf(f11,'0 ');
    fprintf(f11,'1\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Zt2(i));
end
    fprintf(f11,'0 ');
    fprintf(f11,'1\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Zt3(i));
end
    fprintf(f11,'0 ');
    fprintf(f11,'1\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Zt4(i));
end
    fprintf(f11,'0 ');
    fprintf(f11,'1\n');

```

```

for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Zt5(i));
end
fprintf(f11,'0 ');
fprintf(f11,'1\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Zt6(i));
end
fprintf(f11,'0 ');
fprintf(f11,'1\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Zt7(i));
end
fprintf(f11,'0 ');
fprintf(f11,'1\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Zt8(i));
end
fprintf(f11,'0 ');
fprintf(f11,'1\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Zt9(i));
end
fprintf(f11,'0 ');
fprintf(f11,'1\n');
for i=1:20,
    fprintf(f11,'%f ',Zt10(i));
end
fprintf(f11,'0 ');
fprintf(f11,'1\n');

fclose('all');

```