

DISPOSITIVO PARA LA PARAMETRIZACIÓN DE BIOPOTENCIALES CEREBRALES BASADOS EN INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA USANDO PROTOCOLO USB

DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

5

SECTOR DE LA INVENCION

El dispositivo pretende responder a las necesidades del sector médico y deportivo, generando una herramienta que permita parametrizar los movimientos corporales en el área de movimiento primario por medio de señales electroencefalográficas, además de obtener patrones relacionados con los procesos articulares que sean relacionados a la muestra de expresiones o necesidades, que el paciente o usuario.

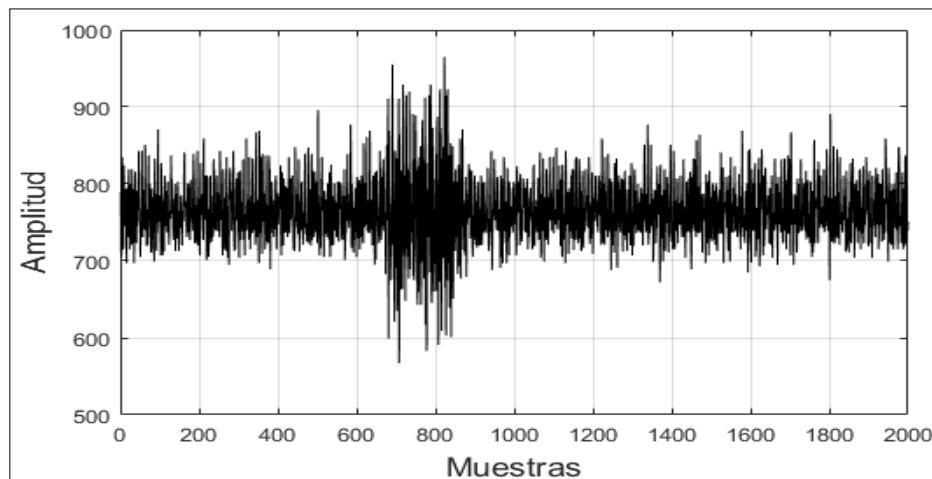
ANTECEDENTES DE LA INVENCION

15

La Electroencefalografía sigue siendo la única herramienta para el estudio de la función cortical y un valioso complemento del historial clínico, la exploración física y la información obtenida en los estudios radiológicos. Cuando se colocan pequeños electrodos de disco metálico en la superficie del cuero cabelludo, pueden detectarse voltajes oscilatorios de 20-100 μV que se conocen como *electroencefalograma (EEG)*. Su origen es una consecuencia directa del efecto aditivo de grupos de neuronas corticales piramidales que se organizan en columnas radiales (dirigidas hacia el exterior). En este contexto, las columnas relevantes son las que están situadas debajo de la superficie de los giros corticales. Como los potenciales de membrana de estas columnas fluctúan, se desarrolla un dipolo eléctrico (áreas adyacentes de carga opuesta), en aquellos espacios cerebrales se forman tensionen a partir de los pensamientos, sensaciones externas, los cuales pueden

ser relacionados con estímulos eléctricos en la sinapsis, y en la formación de cloro y potasio entre las cadenas neuronales, que hacen viajar los impulsos del cerebro a músculos para efectuar movimiento en cuerdas bucales o extremidades, los cuales se llaman impulsos aferentes o en el caso contrario los estímulos externos que viajan de los músculos a el cerebro son denotados como eferentes, y dan el paso a la formación de diferencias de potencial entre los puntos que se dispongan sobre la cabeza del paciente, relacionando dichas señales con áreas definidas anteriormente por Brodman. [8]

Para el caso de la formacion electrica, la neurona es activada mediante la sinapsis ocasionada por la liberacion de electrolitos que hacen que la interaccion y la produccion de PPSI sea efectuado, de esta forma se origine una corriente sináptica inhibidora que provoque que el impulso electrico se forme y se transmite a donde sea necesario, como se puede detallar en la fig 4. donde se da la interaccion de los canales que provoca un aumento en la amplitud de la tension . [5]



Impulsos eléctricos en la neurona

En donde el dipolo formado por la estructura craneal el campo electromagnetico que se forma, interactua con las neuronas cercanas y trasmite los impulsos a los demas espacios musculares que activan las funciones del habla, como son los musculos

de la garganta y las terminaciones hacia las cuerdas bucales para la apertura del diafragma generador del sonido.

Las oscilaciones registradas en el EEG se producen por potenciales postsinápticos excitadores e inhibidores, PPSI, desencadenados colectivamente por las columnas celulares corticales. La disposición estándar en rejilla de los electrodos de registro permite el muestreo global de la actividad eléctrica de forma que puede aplicarse a niños y a adultos, que pueden diferir en las amplitudes debido a el contenido de sales y de melanina capaz de generar mejores impulsos eléctricos que entreguen la base técnica de una adquisición electroencefalográfica para determinar patologías o análisis de comportamiento del paciente. [4]

Las frecuencias y amplitudes de las señales electroencefalografías están en rangos bajos en frecuencia, hablamos de 0.5Hz a 50Hz y en voltaje desde 10 μ V a 100 μ V, la disminución en la señal de voltaje es significativa debido a que la señal EEG debe ser generada en las áreas corticales propias de cada actividad, viajar al musculo y al mismo tiempo verse reflejada sobre el cuero cabelludo que posee una alta resistividad que hace disminuir la amplitud en voltaje de dicha señal, por esta razón los sistemas de adquisición y monitoreo de señales cerebrales debe tener etapas de amplificación y filtrado que brinden la capacidad de analizar estas señales, descartando impulsos de ruido formados por contracciones cardiacas, musculares o estímulos externos. [5]

Estas señales se obtienen mediante electroencefalógrafos, estos dispositivos son usualmente equipos grandes y fijos, los pequeños de pocos canales y portátiles son muy costosos, que pueden alcanzar los 10 millones pesos, lo que dificultada el acceso a la salud cerebral; en una era donde la población pediátrica o geriátrica debería vigilarse continuamente para identificar problemas relacionados con el lenguaje, afasias motoras, afasias sensitivas, entre otras.

La siguiente tecnología describe un electroencefalógrafo portátil y de bolsillo, la diadema para la toma de señales es cómoda y de tres puntos, el dispositivo es compacto, capaz de sensor señales EEG y enviarlas a una computadora tradicional que soporte la interfaz propia del dispositivo, lo que lo convierte este electroencefalógrafo en un dispositivo muy accesible, con un costo estimado de 500 mil pesos, que permita a los médicos y centros de salud en lugares apartados hacer valoraciones cerebrales y mejorar la calidad de vida. Su uso no se limita solo a medir y determinar señales, sino que puede usarse como herramienta permanente en personas que tienen problemas del habla.

10

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION.

La presente invención describe un dispositivo de adquisición de señales EEG basados en instrumentación biomédica usando protocolo USB; para este propósito se cuenta un circuito electrónico de adquisición de datos (22) capaz de sensor las señales, amplificarlas, filtrarlas digitalizarlas y enviarlas a un ordenador para su procesamiento y búsqueda de patrones que permitan identificar afasias motrices, afasias sensoriales o afectaciones al lenguaje.

20

ETAPA DE ADQUISICIÓN

La extracción de señales cerebrales se hace mediante electrodos EEG (23) en una diadema (27), estos electrodos se disponen en par diferencial uno en el hueso mastoideo y el área de movimiento primario (frontal y área posterior)

25

La diadema está compuesta de un polímero con memoria a la deformación y suministra una ergonomía y presión que permite usar electrodos sin adhesivos

irritantes para el paciente; los electrodos usados son de la empresa *seris*, hechos de Ag/Cl los cuales garantizan una buena conductividad y además poseen un broche de ajuste a la diadema.

5

AMPLIFICACIÓN

El dispositivo o circuito de adquisición (22) posee tres entradas de señal de electrodos (2) una de estas entradas es de referencia, la cual va conectada a tierra (18) y tiene una resistencia de protección (6) de $0.33\text{M}\Omega$ para proteger al usuario de descargas eléctricas, el valor se define a partir del criterio del fabricante donde expresa que las resistencias de protección deben ser superiores a $100\text{k}\Omega$; las otras dos entradas restantes (2) de configuración diferencial captan señales micro voltaicas y las envían al circuito amplificador de voltaje instrumental (7), estas dos entradas no necesitan resistencias de protección porque el integrado del amplificador instrumental (7) INA 128 internamente las posee.

Las señales que pasan al amplificador instrumental (7) se elevan en un factor de ganancia de 400, lo que logra llevar señales del orden de microvoltios a milivoltios, este factor de 400 no satura el integrado del amplificador (7) y evita la generación de ruido o señales falsas que se confundan con una señal EEG.

Se usan unos capacitores de acople (8) junto con resistencias para disminuir o eliminar ruidos externos, además, el valor de ganancia se da por configuración de resistencia y capacitor (9) en los pines 1 y 8.

La siguiente ecuación calcula el valor de resistencia de factor ganancia R_G así:

$$G = 1 + \frac{50\text{k}\Omega}{R_G}$$

$$R_G = \frac{50k\Omega}{G - 1} = \frac{50k\Omega}{400 - 1} = 125\Omega$$

El nuevo valor de ganancia obtenido en milivoltios sigue siendo bajo para la digitalización, por lo que se debe usar un circuito amplificador no inversor (10), este permite elevar el valor del voltaje en un factor de ganancia de 4, llevando la señal de milivoltios a voltios con una amplitud contenida entre -2v y 2v, la siguiente es la ecuación que se aplica en el amplificador no inversor (10).

$$A = \frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right)$$

$$A = \left(1 + \frac{30k}{10k} \right)$$

$$A = (4)$$

De este modo se obtiene una señal con la amplitud requerida y sin la saturación del amplificador no inversor (10); pero se debe tener en cuenta que la señal puede tomar valores negativos entre -2V a 0, estos valores negativos no son soportados por el conversor análogo digital (30), por esta razón se usa un circuito en modo sumador (11) o amplificador operacional offset que desplace el valor de referencia en 2 voltios, dando unos valores de salida entre 0V y 4V.

El valor de salida en el amplificador operacional (11) puede alcanzar hasta los 4V, sin embargo, el circuito de filtro (13) y el digitalizador (30) tiene un límite de tolerancia de voltaje de 4V, por tal motivo debe ajustarse la señal a un límite entre 0 y 3.3v, esto se logra mediante un divisor de tensión (15) y sus resistencias (16).

El voltaje ajustado de salida se calcula de la siguiente manera:

$$r_2 = \frac{V_{r2} \times r_1}{V_{IN} - V_{r2}} = \frac{3.3V \times 1k\Omega}{5V - 3.3V} = \frac{3.3k\Omega}{1.7} \approx 2k\Omega$$

5 FILTRADO

En el proceso de filtrado se usa un integrado de la Maxin AX291, el cual es un circuito de filtro (13) de octavo orden mejorando con relación de frecuencia de corte vs frecuencia de oscilación, este integrado es capaz de filtrar señales de ruido
 10 provenientes impulsos de los músculos o señales de frecuencia cardiaca, para ello se define que la frecuencia de corte de la zona primaria cerebral es de 100Hz o menores; y de acuerdo a las especificaciones del fabricante se tiene que para dicha frecuencia de corte se deben acomodar una serie de capacitadores de pasa bajas
 (14) que ofrezcan 20pF al integrado (13); además necesita de fuente de
 15 alimentación simple desde el circuito de regulación (3) un valor de 5V.

Tabla 1 Valores experimentales MAX291

Valor Capacitor	Frecuencia de Corte
200pF	1kHz
100pF	450Hz
55pF	380Hz
30pF	250Hz
20pF	98Hz
18pF	90Hz

La señal EEG ingresa al circuito de filtro (13) por el pin 8, con una amplitud entre 1V a 4V, dicho integrado (13) requiere resistencias de acople (17) para garantizar el correcto funcionamiento.

- 5 Del mismo modo puede usarse otros circuitos integrados para el filtrado de las señales provenientes del cerebro, con amplificadores operacionales, pero para este caso puntual el filtro pasa bajas puede ser usado a partir de amplificadores operacionales mediante cálculos matemáticos que den respuestas cercanas al filtro de Maxim MAX291.

10

DIGITALIZACIÓN

- Para enviar los datos al entorno de programación deben ser codificados, digitalizados, por lo cual se usa la tarjeta de desarrollo Tiva Launchpad la cual es
- 15 un conversor analógico digital (30) que codifica los valores analógicos de las señales EEG y las almacena en vectores de forma digital, con una resolución de 12 bits de aproximaciones sucesivas lo que le da más eficiencia al detalle de la señal, la señal analógica, amplificada filtrada y ajustada aun voltaje de 3.3V, es ingresada por el pin PB_5 de la tarjeta, donde es tomada cada muestra cada, 0.0030
- 20 segundos por muestra o 3ms, almacenando cada dato en un vector de 2000 posiciones dando como tiempo de captura 6 segundos. Estos tiempos se pueden determinar usando la siguiente ecuación:

La frecuencia de muestreo (f_m) se da por:

25

$$f_m = \frac{\text{numero de datos}}{\text{tiempo de captura}}$$

$$f_m = \frac{2000 \text{ muestras}}{6s}$$

$$fm = 333.33 \frac{\text{muestras}}{\text{segundo}}$$

Para el caso del tiempo de captura de una muestra (tc1) se usa la ecuación.

$$tc1 = \frac{\text{tiempo}}{\text{numero de muestras} * \text{segundo}}$$

5

$$tc1 = \frac{1\text{segundo}}{333.33 \text{ muestras} * \text{segundo}}$$

$$tc1 = \frac{3ms}{\text{muestra}}$$

TRANSMISIÓN USB

10

La frecuencia de la señal es menor a los 100Hz basados en teoría neuronal, donde la frecuencia de muestreo cumple con el teorema de Nyquist, para que la reconstrucción de la señal sea de forma idónea y no perder datos en el proceso de reconstrucción de la señal en el entorno digital para el previo procesamiento y clasificación, se debe mencionar que el protocolo USB se basa en una conversión al tipo serial mediante un controlador, el conversor (30) internamente posee este tipo de controlador que convierte de serial a USB y poder enlazar con el computador sin necesidad de adquirir un módulo externo que efectué dicho proceso, por esta razón mencionaremos comunicación serial en vez de USB.

15

20

El puerto seleccionado para la comunicación es el mismo puerto de programación del conversor (30), donde previamente se debe instalar en el computador (30) los drivers necesarios para lograr adquirir las señales EEG luego del proceso de amplificación, filtrado y finalmente codificación. Las velocidades de comunicación pueden variar dependiendo la programación con la necesidad de la práctica, normalmente se usan 9600 baudios, pero en aplicaciones donde se requieren enviar

25

grandes tasas de información en poco tiempo es necesario incrementar el valor en baudios del controlador y del elemento receptor para no generar tramas erróneas que afecten el funcionamiento del sistema de adquisición.

5

El conversor (30) posee un microcontrolador de 32 bits, este tipo de arquitectura es la que soporta el conversor analógico digital de 12bits, programado sobre energía por la simplicidad del entorno, y la configuración de los pines de entrada y salida de la tarjeta de desarrollo, se configuran los puertos y la adquisición de la señal por el
 10 pin PB_5, la velocidad para el caso de la transmisión es la máxima debido a que se debe enviar el vector de datos de 2500 posiciones al entorno de programación en un tiempo corto, para que la tarjeta quede lista para capturar otra trama de valores en el tiempo anteriormente nombrado, para el caso de comunicación serial la velocidad de transmisión seleccionada fue de 115200 baudios, máximo de
 15 comunicación serial soportado con el conversor (30) y ajustado en el entorno de programación para no perder tramas o recibir datos no válidos, esta velocidad de transmisión y recepción da la posibilidad de preparar el conversor en poco tiempo, en pruebas a menor velocidad la trama demora alrededor de 7 a 10 segundos por lo tanto el proceso de captura, codificación y transmisión es más demorado, por esta
 20 razón trabajar a la máxima velocidad favorece el proceso de clasificación de patrones de la señales EEG.

Se configuran los pines de salida y de entrada, además del protocolo de
 25 comunicación serial, luego de ser cargado queda a la espera de un bit de activación que es enviado desde el entorno de programación Matlab, en ese momento el sistema empieza a adquirir los datos por el pin analógico en un ciclo *for*, el cual tomará un dato cada dos milisegundos, un total de 2000 veces, luego de finalizado este proceso se encienden leds captura (20) que indican que termina la adquisición
 30 posteriormente la transmisión, otro *for* se usa para transmitir los datos almacenados

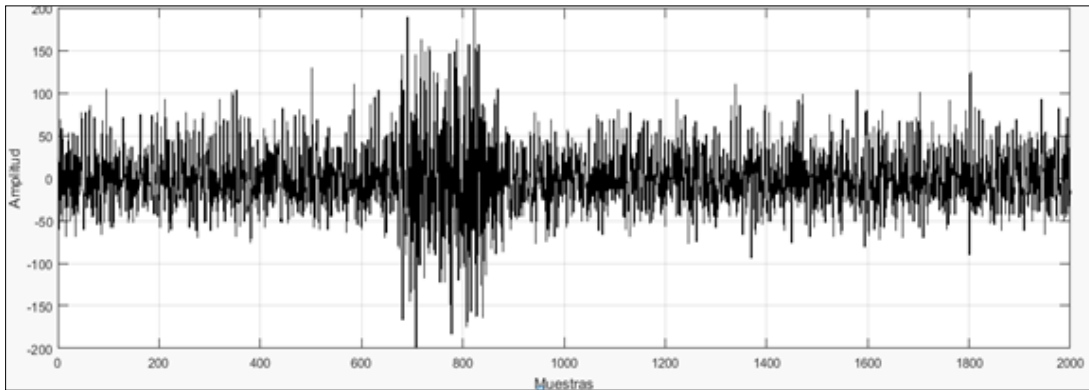
en el vector al entorno de programación Matlab por vía serial, a una velocidad de 115200 baudios, que garantiza que estos datos se envíen en menos de 1 segundo al entorno de programación, finalmente se enciende otro led (xx) que indica que el dispositivo (22) está listo para volver a adquirir y queda a la espera de otro bit de activación.

Dentro del sistema de adquisición se ubican una serie de leds para indicar el estado del proceso, dispositivo encendido (19), dispositivo en captura (20) y transmisión (21).

PROCESAMIENTO.

Cuando se trasmite la trama de datos obtenidos del proceso de adquisición se guardan en un vector en Matlab, con un número de muestras dado por el vector de captura, para este caso de 2000 datos, de cada vector obtenido de cada actividad de activación cerebral se le deben aplicar unas pautas de procesamiento que entreguen una señal con características relevantes, que den lugar a una clasificación optima del sistema, con técnicas de procesamiento robustas que se entrenan, dependiendo los datos de una matriz de entrenamiento que parte del resultado de una señal reproducida un total de veces y almacenada sobre vectores concatenados.

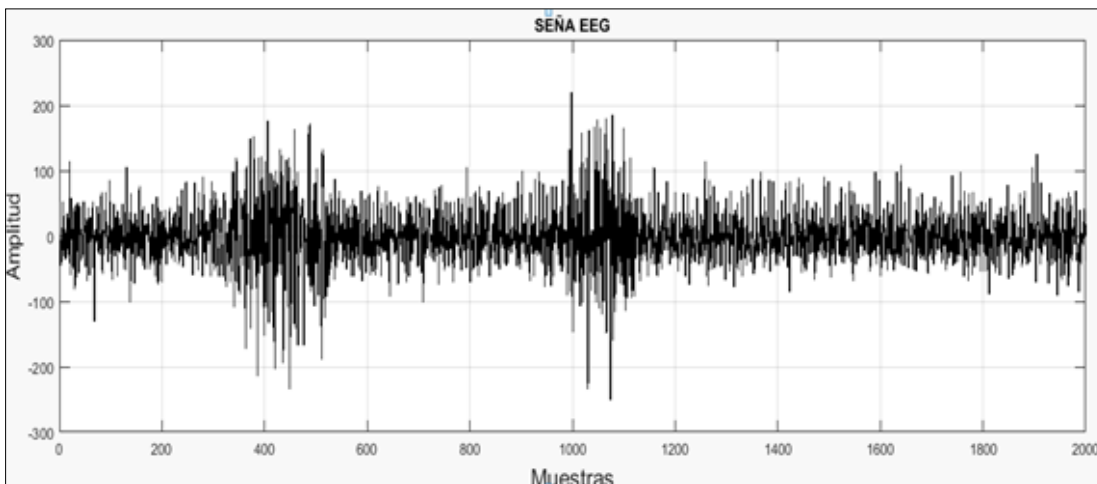
Las señales que se obtienen del vector de transmisión están desfasadas debido a su variación de offset y no se encuentran sobre el eje cero, por esta razón se debe hacer un ajuste de su nivel DC.



Señal obtenida por el impulso EEG

La señal obtenida en Matlab luego del proceso de adquisición y transmisión desde el dispositivo de adquisición (22) se puede observar en la gráfica anterior donde se observa la cantidad de muestras y su amplitud sobre el eje cero, donde su valor máximo es de 200 y su mínimo está en -200, con una zona activa, representada por el lóbulo principal de mayor amplitud.

Esta señal varía según sea la actividad dispuesta para el paciente. En la siguiente gráfica se muestra otro tipo de señal generada por dos impulsos en el área de movimiento con las características similares a la figura anterior en cuanto a amplitud y eje con igual número de muestras.



Señal obtenida por actividad EEG

Luego de adquirir la señal se hace una inspección manual, para verificar si existe activación por el impulso generado en el área de movimiento, para este caso las áreas de activación se pueden denotar porque tienen mayor amplitud que el resto de los puntos de la señal, de este modo se relaciona la amplitud mayor a la
 5 búsqueda de patrones o características de cada señal EEG.

La técnica de procesamiento energía, consiste en elevar al cuadrado cada uno de los datos del vector de datos que componen la señal EEG, y efectuando sumatorias con una ventana o rango de referencia, para este caso se trabaja con una ventana de 40 puntos, esto logra que los puntos de la señal cercanos a cero, den como
 10 resultado valores bajos, mientras que los valores altos entreguen amplitudes mayores, así mismo la zona de interés entregada por el periodo de activación cerebral, vendría siendo el lóbulo principal del nuevo vector, que se relaciona con el espacio de muestras donde se concentra el mayor prototipo realizado por la diferencia de potencial en los electrodos, el resto de zonas con valores cercanos a
 15 cero se relacionan con la actividad cerebral del reposo. Con la siguiente ecuación se puede hallar el valor de energía presente en la señal.

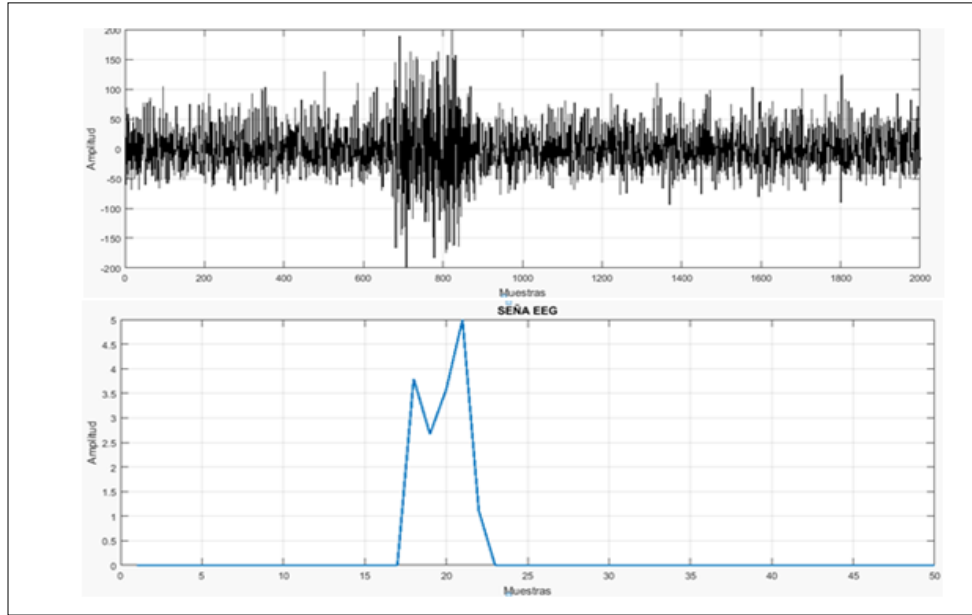
$$E = \sum_{a,b} [X(n) * q(n)]^2 \quad (23)$$

Donde:

$X(n)$ = puntos de la señal en cada posición del vector

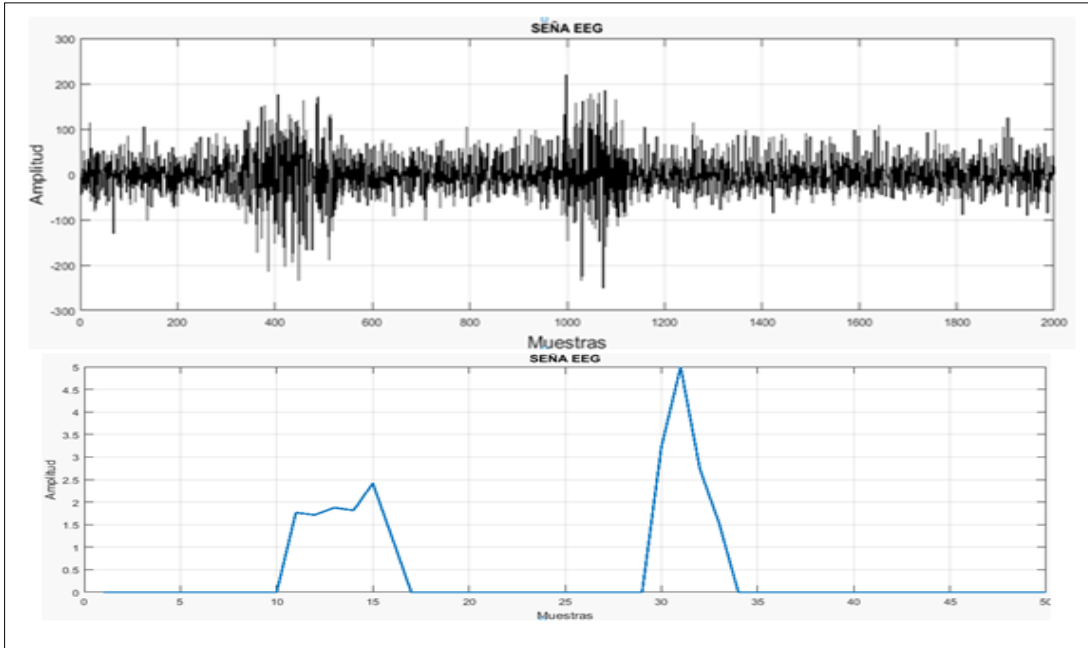
20 $q(n)$ es la ventana y es un pulso cuadrado de amplitud 1 y duración t .

$q(n-k) = 1$ para $t = 30, 40, 50 \dots N$ aquí N es la longitud de la señal y k es el desplazamiento de la ventana y $k=t$.



Energía de señal EEG con ventanas de 40 muestras

En la anterior figura se muestra la señal con la técnica de energía, donde se puede
 5 concluir que donde ocurre activación del área de movimiento cerebral se ve
 representada por valores altos dentro del vector de energía, relacionando cada uno
 de los patrones con los lóbulos que se presentan en la señal, y de este modo tener
 una señal con la información relevante del impulso eléctrico sobre el área donde la
 diadema hace contacto.



Energía de señal EEG con dos lóbulos de interés

Para obtener la señal normalizada vista en las imágenes anteriores es necesario aplicar el desarrollo de las siguientes ecuaciones con cada una de las señales de entrada se aplica las siguientes ecuaciones.

$$m = \min (X) \quad (24)$$

$$Y = X - m \quad (25)$$

$$M = \max (Y) \quad (26)$$

$$m = \min (X) \quad (27)$$

$$X_N = \left(X - \frac{\min (X)}{\max (Y)} \right) * k \quad (28)$$

$$X_N = \left(\frac{Y}{M} \right) * k \quad (29)$$

- X = Vector de energía
- m = mínimo del vector de energía

- Y = Diferencia Vector energía a mínimo
- M = máximo de señal de diferencia
- X_N = Vector de energía normalizado
- k = Factor de normalización

5

El proceso de normalizado de la señal de energía, se emplea para llevar todas las señales a la misma escala, y de este modo mejorar el proceso de clasificación, cuando se efectúa este proceso todas las señales tendrán amplitudes desde 0 a 1, donde k , es el factor de normalización dependiendo este valor entero se puede

10 obtener mayor amplitud de la señal o del vector energía de la siguiente forma, ejemplo si $k=5$ el vector energía tendrá componentes de amplitud en un rango de 0 a 5 y de este modo todas las señales que pasen por este tipo de tratamiento se encontraran definidas en la misma escala sin importar la amplitud del proceso de adquisición que facilitara el proceso de entrenamiento y clasificación de las VSM, o

15 máquinas de soporte vectorial en la separación de cada una de las actividades fisiológicas establecida para el desarrollo del prototipo.

CLASIFICACIÓN

20 Luego de obtener los vectores de energía de cada una de las acciones de activación cerebral, se estructura una matriz de entrenamiento compuesta de 10 señales por cada activación fisiológicas, las cuales darán como resultado una matriz de 50*50 debido a la longitud de cada vector de energía, mediante el uso de VSM (vector Support machine), se entrena el sistema, donde la separación se hace a partir de

25 hyperplano que el algoritmo establece, separando cada una de las clases que corresponden a cada activación cerebral, estableciendo una característica propia de la señal originada, para el caso de los patrones de clasificación el sistema captura transmite y se recibe en el entorno de programación donde se aplican las técnicas anteriores para relacionar los datos con el proceso de clasificación, donde

el modelo de la VSM previamente entrenado entregara una respuesta característica de cada señal de entrada

Para la separación del hiperplano se dieron los siguientes valores entregados por el sistema computacional, los cuales fueron los óptimos que el algoritmo seleccionó.

5 Gamma= 0.79801

Sigma=16.0583

BÚSQUEDA DE PATRONES

10

En este proceso de búsqueda de patrones es necesario que las tramas sean transmitidas de forma serial al ordenador, donde en el entorno de programación Matlab son ubicadas en vectores con una longitud de 2000 puntos, de estas señales almacenadas diez para cada actividad de activación cerebral, descritas a

15 *continuación aplicando las técnicas nombradas se obtienen patrones de clasificación propios de cada señal, donde las actividades dispuestas para cada actividad cerebral entregan formas o comportamientos diferentes con los cuales se entrena la máquina de soporte vectorial, en la fig.34 se pueden detallar los patrones relacionados al proceso de clasificación que corresponden al valor de energía con*

20 *ajuste de nivel, con ventanas de 40 puntos, obteniendo señales con una longitud de 50 puntos, como se puede ver en la siguiente ecuación (25) :*

$$Lv = \frac{Nm}{tv} \quad (25)$$

$$Lv = \frac{2000}{40} = 50$$

25 *Donde:*

L_v = Longitud del vector de energía para entrenamiento.

N_m = Numero de muestras de la señal original.

tv = tamaño de la ventana.

5

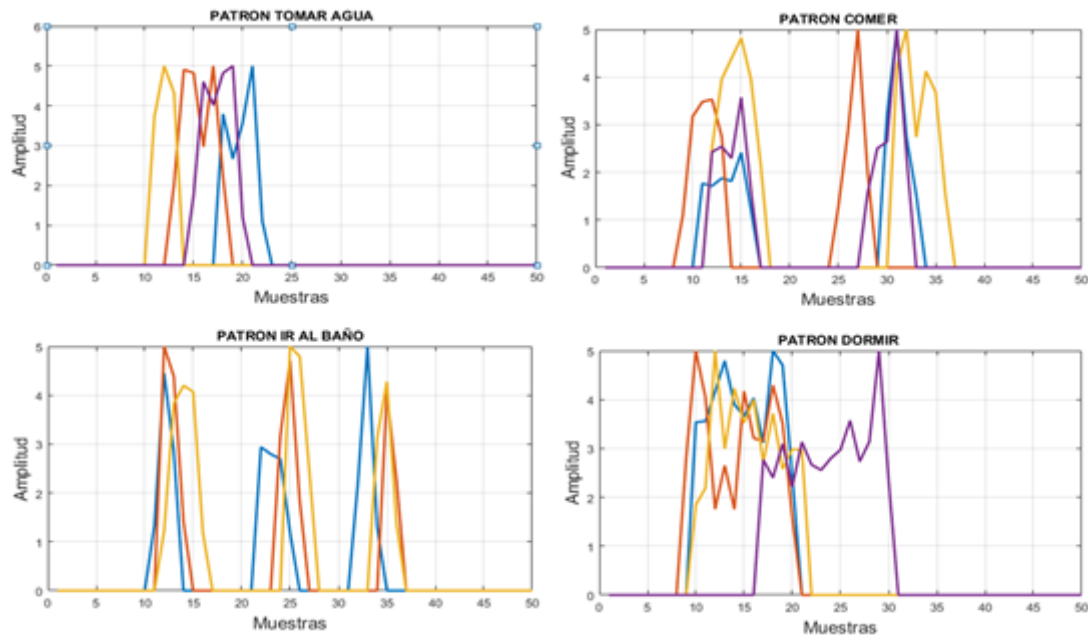


Figura 1 Patrones para entrenamiento de VSM

Estos patrones son integrados a la máquina de soporte vectorial donde se efectúa la separación entre las etiquetas y de este modo tener la clasificación de los patrones de entrada, para mostrar dicho patrón clasificado en una interfaz gráfica.

1.16 PROCESAMIENTO DE SEÑALES

15

El procesamiento de señales hace referencia a una conjunción de técnicas especializadas, que se implementan con la finalidad de extraer características importantes en señales e imágenes en 2D y 3D, mediante el uso de algoritmos computarizados, donde las señales atraviesan por una representación, cambio y
 5 manejo para la búsqueda de patrones únicos que permitan encontrar datos importantes.

1.17 EXTRACCIÓN DE PATRONES

Es de gran importancia resaltar que se deben aplicar técnicas de procesamiento en
 10 los conjuntos de datos obtenidos en cada proceso de extracción, que logren entregar una señal que tenga propiedades de separación optimas de un sistema de clasificación o búsqueda de patrones, a continuación, se muestran las técnicas empleadas:

15 1.17.1 Entropía

La entropía (simbolizada como E) es una magnitud física, que, mediante su cálculo, permite determinar la parte de la energía que no puede utilizarse para producir prototipo y se satisface por la ecuación (14) que se describe a continuación, esta
 20 técnica es de gran utilidad para determinar la o las zonas de interés que posea la señal a tratar.

$$E = \sum_{i=1}^n S_i^2 \times \log_2 S_i^2 \quad (14)$$

Donde:

25 E_i = Calculo de la entropía

S_i = Señal original

1.17.2 Wavelet

En los procesos de adquisición de señales de tipo bioeléctricas interfieren muchos factores, entre los cuales tenemos ruidos ocasionados por fuentes, instrumentos metálicos y por las mismas contracciones del cuerpo, aquellas señales son consideradas como ruido en frecuencias diferentes, para el caso de las señales cerebrales, se tiene que su espectro en frecuencia viene dado por señales que no superan los 100Hz por esta razón es útil realizar procesos de filtrado que entrega la herramienta de la transformada wavelet para atenuar o filtrar aquellas señales que superen este rango mediante la aplicación de filtros de separación entre pasa bajas y pasa altas, de este modo obtener una señal más pura, comprimida, dependiendo del nivel o etapa de descomposición que sufra la señal original. [19]

El proceso de filtrado o eliminación de ruido de fondo depende de los niveles de descomposición entre las frecuencias de altas y las de bajas, aplicando la transformada Wavelet se deben tener en cuenta los siguientes criterios para su buen funcionamiento se compone de tres partes que son:

- Cálculo de los coeficientes Wavelets.
- Umbralización.
- Reconstrucción de la señal a partir de los coeficientes umbralizados.

2.17.2.1 Cálculo de los coeficientes

El cálculo de los coeficientes consiste en aplicar la transformada Wavelet discreta en varios niveles de descomposición. Básicamente la TWD realiza dos procesos, el primero es filtrar la señal utilizando un filtro pasa bajas y un filtro pasa altas de descomposición, donde se obtendrá una señal separa en frecuencias de alta y otro grupo en frecuencias de baja, que entrega el criterio del submuestreo. [20]

Características generales

- Filtro mitad banda, es decir que dejan pasar solamente la mitad de la banda superior o inferior de la señal de entrada EEG.
- Ganancia DC, que equivale a que se encuentra en un factor de $\sqrt{2}$.
- Los filtros de descomposición y de reconstrucción son de cuadratura lo que permite recuperación de la señal siempre y cuando el nivel de descomposición sea el idóneo para la señal.

De forma gráfica puede apreciarse en la fig.18 el proceso de filtros con sus niveles de descomposición sobre la señal original.

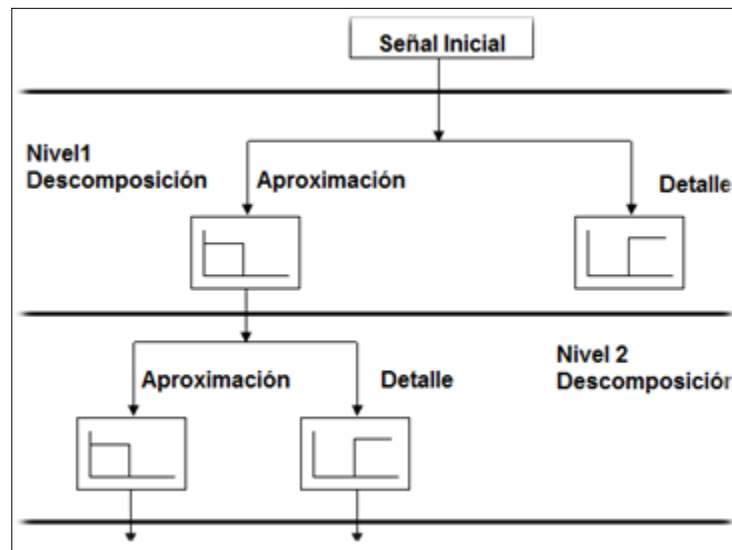


Figura 2 Niveles de descomposición transformada Wavelet

- 15 La salida de del filtro pasa baja corresponde a los coeficientes de aproximación de la señal, mientras que la señal de salida del filtro pasa alta contiene los coeficientes de detalle los cuales están dados por la ecuación (15).

Una vez calculados los coeficientes de la señal para diferentes niveles de descomposición, se debe aplicar este proceso, el cual consiste en seleccionar solamente los coeficientes que superen un umbral determinado para considerarlos en la reconstrucción de la señal, mientras que los coeficientes que se encuentren por debajo de este umbral se consideran ruido de la señal donde se elimina o se atenúa. Esto es posible porque la transformada Wavelet concentra la energía de la señal en pocos coeficientes, mientras que la señal de ruido tiene su energía distribuida en bastantes coeficientes, teniendo en cuenta cada nivel óptimo de descomposición Wavelet se puede ir atenuando las componentes de ruido y dejar la señal de interés para este caso generada por la interacción neuronal. [11] [21]

1.17.3 Reconstrucción de la señal

Este proceso es inverso a la descomposición de la señal, donde comprende dos pasos: sobre muestreo y filtrado de los coeficientes utilizando filtros pasa bajo - pasa altos de reconstrucción. La reconstrucción se realiza con todos los coeficientes de los niveles de descomposición de salida de los filtros pasa altas y pasa bajas, y los coeficientes del último nivel de salida del filtro pasa bajos

La ecuación que satisface el cálculo de la transformada Wavelet discreta en una dimensión se muestra en la Ecuación (15)

$$C_{a,b} = \sum_{a,b} X(n) \varphi \left[\frac{n-a}{b} \right] \quad (15)$$

Donde:

$X(n)$ = señal original

$\varphi \left[\frac{n-a}{b} \right]$ = wavelet madre

a = coeficiente de traslación

b= coeficiente de escalado

1.18 CLASIFICACIÓN

- 5 La clasificación compone todo tipo de técnicas avanzadas para distinguir o clasificar ciertos patrones característicos de interés, con esta información obtenida el usuario final puede realizar una evaluación, toma de decisiones o simplemente realizar una acción dependiendo del uso que desea con la información.

10 1.18.1 Máquinas de soporte vectorial (VSM)

Las Máquinas de Soporte Vectorial (SVM por su nombre en inglés Support Vector Machines) es una técnica de clasificación basada en la idea de minimización de riesgo estructural. En muchas aplicaciones las SVM han mostrado tener un mejor
 15 desempeño que las redes neuronales tradicionales y han sido introducidas como herramientas poderosas para resolver problemas de clasificación

Una SVM primero mapea los puntos de entrada a un espacio de características de una dimensión mayor, (Ejemplo, si los puntos de entrada están en $\mathbb{R}^2$ entonces son mapeados por las SVM a $\mathbb{R}^3$) y encuentra un hyperplano que los separe donde
 20 maximice el margen del número de clases en este espacio como se observa en la Fig.19 su comportamiento.

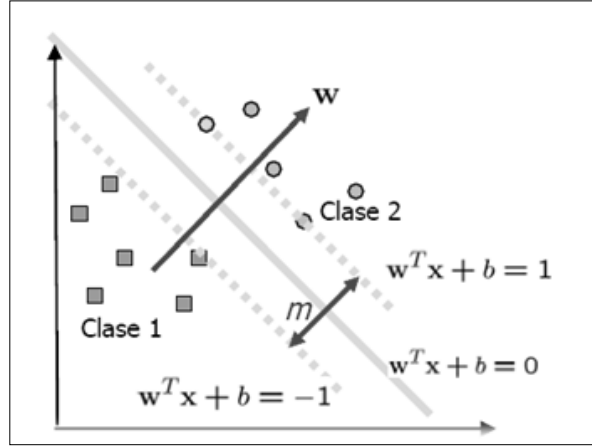


Figura 3 Separación de clases en VSM [22]

Maximizar el margen de cada clase es un problema de programación cuadrática (QP) y puede ser resuelto por su problema dual introduciendo multiplicadores de LaGrange, sin ningún conocimiento de mapeo. La SVM encuentra un hiperplano óptimo utilizando el producto punto con funciones en el espacio de características que son llamadas Kernels. La solución del hiperplano óptimo puede ser escrita como la combinación de unos pocos puntos de entrada que son llamados vectores soporte. [22]

$$\min_{w,b} J(w,b) = \frac{1}{2} \|w\|^2 + C \sum_{i=1}^l e_i^2 \quad (16)$$

$$\min_{w,b,\alpha,e} J(w,b,\alpha,e) = \frac{1}{2} \|w\|^2 + C \sum_{i=1}^l e_i^2 - \sum_{i=1}^l \alpha_i (y_i (w^T \phi(x_i) + b) - 1 + e_i) \quad (17)$$

Fijamos las derivadas parciales iguales a cero para:

$$\frac{\delta J}{\delta w} = 0 \rightarrow w \sum_{i=1}^l \alpha_i y_i \phi(x_i)$$

$$\frac{\delta J}{\delta b} = 0 \rightarrow \sum_{i=1}^l \alpha_i y_i = 0$$

$$\frac{\delta J}{\delta e_i} = 0 \rightarrow \alpha_i = C e_i$$

$$\frac{\delta J}{\delta \alpha_i} = 0 \rightarrow y_i (w^t \phi(x_i) + b) - 1 + e_i = 0$$

Podemos expresar estas ecuaciones en forma más compacta para conseguir:

$$\alpha^T y = 0 \quad (18)$$

5 Donde $y = (y_1 \dots y_n)^T$ y $\alpha = (\alpha_1 \dots \alpha_n)^T$ y:

$$y b + (\Omega + C^{-1} I) \alpha = 1_l \quad (19)$$

Donde 1_l es un vector que tiene l componentes:

10

$$\Omega(i, j) = y_i y_j K(x_i, x_j), \quad 1 \leq i, j \leq l \quad (20)$$

ALIMENTACIÓN ELÉCTRICA

15

El dispositivo (22) necesita una entrada de voltaje (1) de -5V a 5V, el cual puede ser proveniente de una fuente de 110V AC o baterías; para mantener una tensión de alimentación constante en el tiempo es necesario un regulador de voltaje (3), un estabilizador de voltaje (4) y un regulador de voltaje negativo (5), cabe aclarar que

20 el uso de baterías reduce las oscilaciones y por tanto reduce el ruido proveniente de la fuente eléctrica,

Listado de elementos

1. entrada de voltaje externo

2. entradas de los electrodos (2)
3. circuito de regulación (3),
4. estabilizador de voltaje (4),
5. reguladores de voltaje negativo (5),
- 5 6. resistencia de protección (6).
7. circuito amplificador de voltaje instrumental (7)
8. capacitores de acople (8)
9. resistencias - capacitores de ganancia de amplificador instrumental (9),
10. amplificador no inversor (10)
- 10 11. amplificador en modo sumador (11)
12. resistencias de ganancia o ajuste (12),
13. Circuito de filtro (13)
14. capacitores de pasa bajas (14)
15. Divisor de voltaje o divisor de tensión (15)
- 15 16. resistencias de ajuste/ acople (16)
17. resistencias de ajuste/ acople (17),
18. Línea de tierra (18)
19. Led de encendido (19)
20. Led de captura (20)
- 20 21. Led de transmisión (21)
22. Circuito de Adquisición (22)
23. Electrodo EEG
24. Señal EEG salida (24)
27. Diadema
- 25 30. Conversor analógico digital, Tarjeta de codificación y transmisión (Ti va Launchpad (30)).

30 **Descripción de figuras.**

Figura 1. Esquema del flujo general del proceso.

Figura 2. Circuito esquemático del dispositivo de adquisición de señales.

Figura 3. Integrado del filtro.

Figura 4. Diadema

5 Figura 5. Imagen del dispositivo, se puede observar la tarjeta de conversión

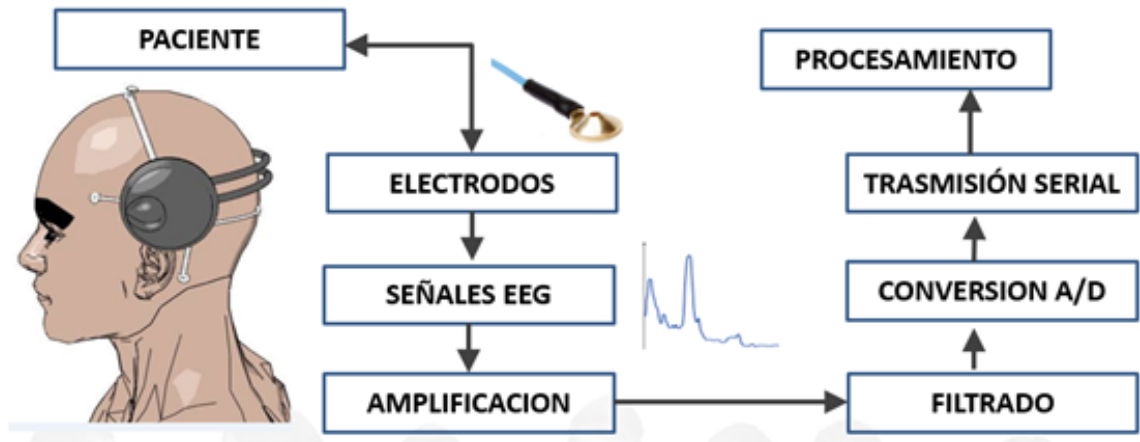
REFERENCIAS

- [1] M. F. Perez, «El caracter de la ciencia linguistica,» *Verba*, pp. 129-156, 1984.
- [2] L. E. Cummins, «Clinical linguistics,» de *Edinburgh University Press*, Edimburgo, 2008, pp. 145-150.
- [3] A. A.-. C. Manteca, «Teoria linguistica,» *Dialnet*, nº 23, pp. 5-18, 2002.
- [4] M. J. F. -G. G. -Estomichmtui, *Neuroanatomia Clinica y Neurociencia*, 6ta ed., Barcelona: Elsevier, 2012.
- [5] M. R.-J. Safdieh, *Neuroanatomia Esencial*, New York: Elsevier Masson, 2008.
- [6] D. E. Haines, *Principios de Neurociencia*, España: Elsevier Science, 2008.
- [7] M. B. Carpenter, *Neuroanatomia Fundamentos*, Buenos Aires: Williams and Wilkings, 2006.
- [8] W. M, *neuroanatomia Clinica*, Mexico: MacGrawHill, 2011.
- [9] J. Malmivuo, *Principles and Aplications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*, Durham, North Carolina: New York Oxford, 1995.
- [10] H. Berger, «uber das Elecktrenphalogramm des menschen,» *Eingengangen* , nº 22, pp. 527-570, 1929.
- [11] J. D. R. Corzo, *Desarrollo de un sistema de comunicacio dual basado en habla subvocal*, Pamplona, 2015.
- [12] L. Carvajal, *DISEÑO DE UN METODO PARA CAPTURAR SENALES BIOELECTRICAS DE MIEMBROS SUPERIORES*, florencia, Caqueta, 2010.
- [13] r. L. Boylestad, *Teoria de circuitos y dispositivos electronicos*, mexico : Pearlson Educacion , 2003.

- [14] R. y. C. Savant, Diseño Electrónico, Circuitos y sistemas, ADDISON-WESLEY IBEROAMERICANA.
- [15] T. Instruments, «TEXAS INSTRUMENTS,» OCTUBRE 2015. [En línea]. Available: www.ti.com.cn/cn/lit/ds/symlink/ina128.pdf. [Último acceso: 06 04 2016].
- [16] C.-L. H. T.-C. L. Lawrence Y. Deng, EOG-based Human–Computer Interface system development, Taiwan: Elsevier, 2010.
- [17] Savant, Roden y Carpenter, Diseño Electrónico, Circuitos y sistemas, ADDISON-WESLEY IBEROAMERICANA.
- [18] T. Instruments, *Tiva™ C Series TM4C123GH6PM Microcontroller Data Sheet*, Austin, TX: Wild Basin, 2014.
- [19] D. a. C. G. Jesus Poza, «Análisis de Electroencefalogramas con la,» *ResearchGate*, 2015.
- [20] D. M. B. Larrotta, «APLICACIÓN DE LA TRANSFORMADA WAVELET DISCRETA EN EL FILTRADO DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS,» *Umbral Científico* , nº 5, pp. 92-98, 2004.
- [21] D. M. Ballesteros Larrotta, «Aplicacion de la Transformada Wavelet Discreta en el Filtrado de Señales Bioelectricas,» *Umbral Científico Fundacion universitaria Manuela Beltran* , Vols. %1 de %2pp92 - 98, nº numero 005, p. 8, 2004.
- [22] G. A. BETANCOURT, «LAS MÁQUINAS DE SOPORTE VECTORIAL (SVMs),» *Scientia Et Technica*, vol. XI, nº 27, pp. 66-72, 2005.
- [23] M. Integrated, «8th-Order, Lowpass, Switched-Capacitor Filters,» [En línea]. Available: <http://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX291-MAX296.pdf>. [Último acceso: 12 04 2015].
- [24] Robertinan, «Energia,» [En línea]. Available: <http://energia.nu/>. [Último acceso: 12 03 2016].

Figuras

Figura 1.



5

10

15

Figura 2.

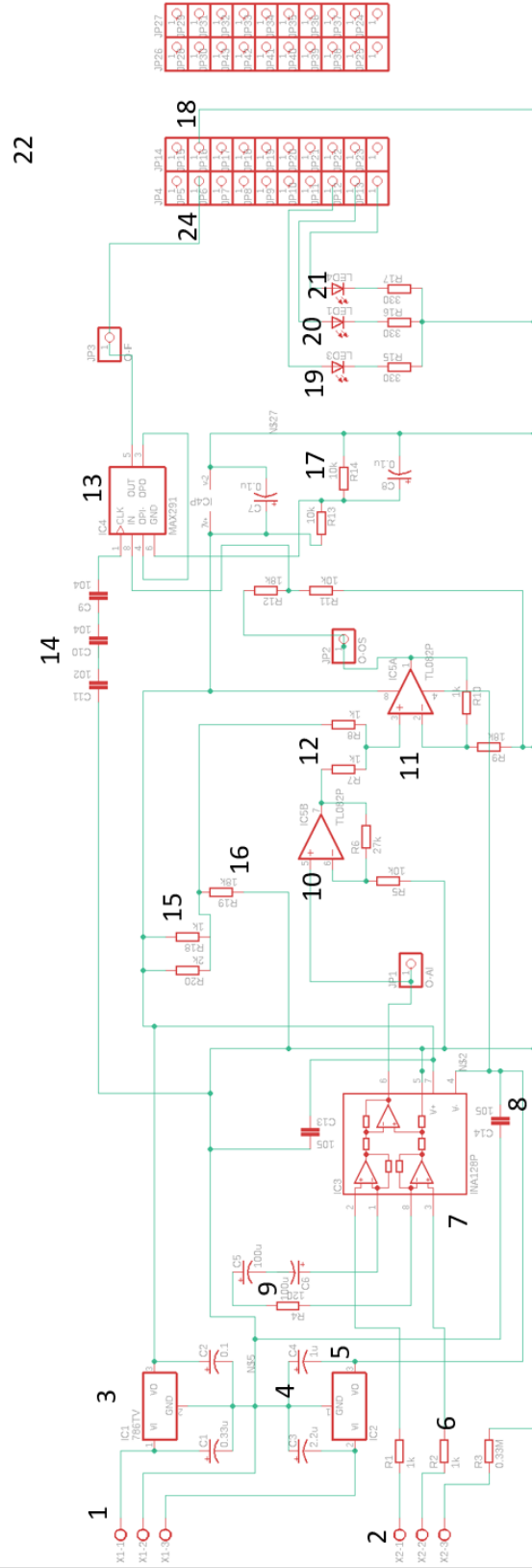
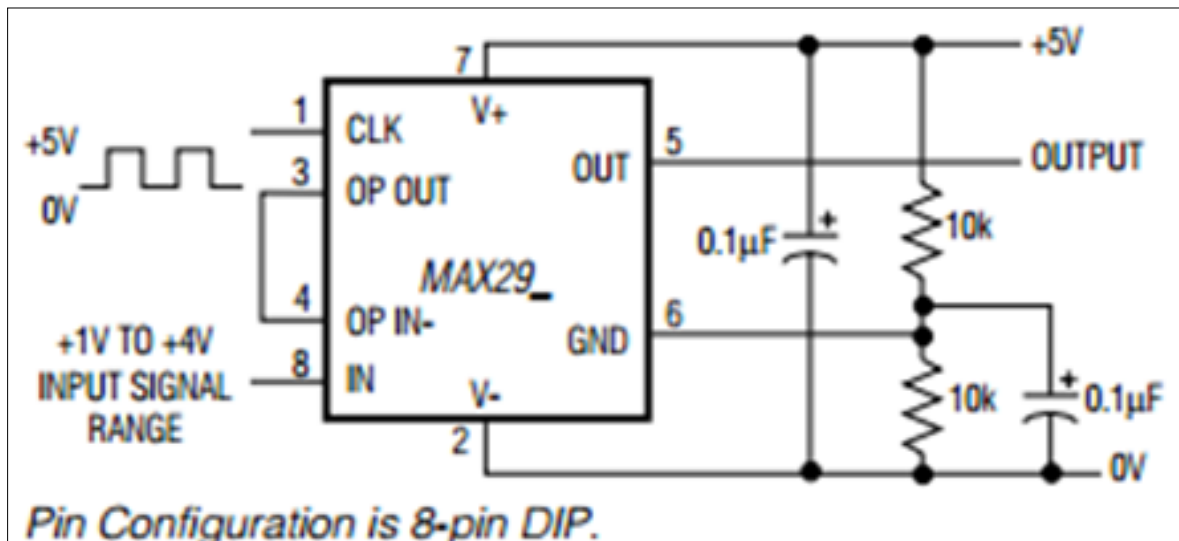


Figura 3.



5

10

15

Figura 4.



5

10

15

Figura 5.

