

Diseño y Construcción de un Electroencefalógrafo de 32 Canales

Jaime F. Delgado Saa

UNIVERSIDAD DEL NORTE, Barranquilla, Colombia, jadelgado@uninorte.edu.co

José R. Escorcía Gutierrez

UNIVERSIDAD DEL NORTE, Barranquilla, Colombia, escorciar@uninorte.edu.co

Jose D. Manco Rocha

UNIVERSIDAD DEL NORTE, Barranquilla, Colombia, mancoj@uninorte.edu.co

ABSTRACT

Este documento describe el diseño y construcción de un electroencefalógrafo de 32 canales construido para ser utilizado en el diseño de interfaces cerebro máquina en la universidad del norte. Se realiza una introducción al tema de las señales Electroencefalográficas describiendo sus características, lo que da lugar a la determinación de los parámetros de diseño del dispositivo. Se describe luego el diseño de la adquisición y el tratamiento de la señal así como los métodos para la disminución de artefactos y el manejo de los datos digitalizados. Finalmente se describe el software de procesamiento y visualización de la señal y los resultados obtenidos mediante la valoración médica y técnica del dispositivo.

Keywords: EEG, amplificador de instrumentación, filtrado, procesamiento digital de señales.

1. INTRODUCTION

Con el fin de solventar el problema del un control fácil y eficiente sobre los distintos dispositivos que cotidianamente el hombre utiliza, se han mejorado día tras día los mecanismos que sirven de conexión entre el hombre y la máquina o interfaces; ejemplos de estas son los teclados, Mouse, controles remotos etc. que son utilizados para modificar el comportamiento de las máquinas. Todas estas interfaces, son hechas para un usuario final con unas capacidades mínimas, que en ciertos casos, algunas personas no alcanzan a suplir. Bajo esta situación, la interfase no es ni eficiente ni fácil de utilizar, impidiendo al usuario la utilización de dispositivos.

A la luz de esta problemática se presentan diferentes soluciones basadas en la utilización de señales fisiológicas como EOG, EMG y EEG. En el caso de las señales EEG en los últimos años ha tenido un auge bastante significativo el desarrollo de interfaces cerebro – máquina, mediante las cuales se obtienen señales cerebrales y se utilizan para controlar un dispositivo específico dependiendo de la aplicación. Uno de los elementos principales del sistema es un amplificador de señales EEG, las cuales se adquieren (en la mayoría de los casos) desde la superficie del cráneo. Este método de adquisición es no-inasivo pero requiere técnicas de adquisición, tratamiento y procesamiento de la señal que maximicen la relación señal a ruido debido a que la amplitud de las señales EEG está en el rango de 50 a 200uV(Hinrichs et al., 2004), razón por la cual se ve fuertemente afectada por el ruido que proviene de diversas fuentes: movimiento del paciente (EMG, EOG), interferencia de 60Hz de la línea de alta tensión, ruido de los componentes electrónicos y radiación electromagnética entre otros.

2. DESCRIPCIÓN GENERAL DEL SISTEMA.

RITMOS EEG

En la Tabla 1 muestra los tipos de ritmos EEG y su frecuencia asociada así como las regiones donde se pueden medir con mejor resultado estas señales. El ancho de banda de las señales EEG está entonces definido principalmente entre 0.5Hz y 30Hz, sin embargo con el fin de obtener una representación propia de la señal, los sistemas de adquisición de EEG suelen tener un ancho de banda entre 0.5Hz y 70Hz (Hinrichs et al., 2004).

Tabla 1: Ritmos EEG

Ritmo	Banda de Frecuencias (Hz)	Ubicación/casos
Beta	13-30	Frontal y Parietal
Alfa	8-13	Parietal
Theta	4-8	Niños-adultos durmiendo
Delta	0.5 – 4	Bebes – Adultos durmiendo

POSICIONAMIENTO DE LOS ELECTRODOS.

Con el fin de que las mediciones realizadas sobre el cuero cabelludo sean comparables entre distintos laboratorios, es necesario establecer un estándar para la colocación de los electrodos, pues las actividades eléctricas registradas difieren de una región del cuero cabelludo a otra. (García M, et al., 1998). Existen diferentes sistemas para el posicionamiento de los electrodos: Illinois, Montreal, Aird Cohn, Lennox, Merlis, Gastaut, Schwab, Marshal entre otros (García M, et al., 1998). No obstante el método mas empleado a nivel mundial es el 10-20 International System of Electrode Placement. Este método fue implantado en 1958 y “se basa en la relación comprobada que existe entre un sitio medido de electrodos y las estructuras y áreas corticales subyacentes” (García M, et al., 1998). El nombre del método es dado porque la separación de los electrodos es medida como un 10% o 20% de la distancia entre dos marcas determinadas en el cráneo. El sistema tiene como principal ventaja que la Posición está determinada por porcentajes en ves de distancias de modo que aunque se el paciente cambie, y con el las características de tamaño del paciente, la posición será siempre la misma al respecto de las marcas de referencia, lo que hace las mediciones comprables entre distintas sesiones de un mismo paciente y entre pacientes. En la Figura 1 se muestra los puntos de referencia usados para el sistema 10-20 como la posición de los electrodos en el mismo sistema.

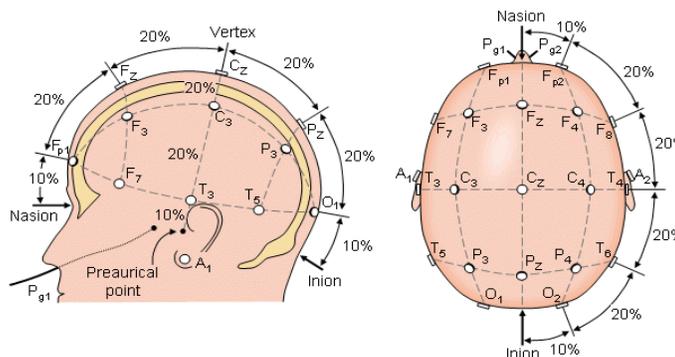


Figura 1. Posicionamiento de los electrodos, marcas de referencia. Tomado de:(Malvivuo Jaakko 1995)

DERIVACIONES EN EEG

DERIVACIÓN BIPOLAR.

Mediante este tipo de derivación se adquieren las señales en modo diferencial, es decir, la señal es adquirida en pares de electrodos para la obtención del potencial. El posicionamiento de estos es según el sistema estándar 10/20 que plantea que cada par de electrodos deben de ser consecutivos y deben encontrarse igualmente espaciados, de tal manera que el electrodo de referencia de un cual se conecta al electrodo activo del siguiente.

DERIVACIÓN UNIPOLAR O REFERENCIAL

Con la derivación unipolar el potencial es adquirido por los electrodos referenciados a un punto en común que puede encontrarse en cualquier parte del cuero cabelludo. La derivación referencial es una variante de la unipolar y los electrodos son referenciados a puntos específicos como es la región mastoidea contra lateral al sitio de estudio o en los lóbulos de las orejas. (Hinrichs et al., 2004)

RUIDO EN LA SEÑAL EEG

Las señales EEG se encuentran constituidas por los potenciales generados por la actividad neuronal sumada al ruido eléctrico (Ruido de 60Hz) y al ruido que genera el cuerpo como electrocardiografía, electromiografía, electro-oculografía, artefactos, y el posicionamiento de los electrodos en el cuero cabelludo para la adquisición de las señales. Las señales EEG presentan amplitudes pequeñas desde un rango de 50 μ V hasta 200 μ V pico-pico por lo que son muy sensibles a las distintas fuentes de ruido mencionadas anteriormente.

3. DESCRIPCIÓN DETALLADA DEL SISTEMA.

DETERMINACIÓN DE LOS PARÁMETROS DE DISEÑO

El electroencefalógrafo de 32 canales se le asignó un ancho de banda de 40Hz definido entre 0.1Hz hasta 40Hz, debido a que la mayor parte de la información pertinente para que un médico emita un buen diagnóstico del paciente se encuentra hasta la frecuencia de 30Hz. Además, el ancho de banda de trabajo es donde se encuentra la información necesaria para la realización de una interfaz cerebro máquina mediante el procesamiento de la señal μ .

Para la visualización de las señales en el equipo de cómputo se hace necesario adaptar la señal, tal como se va a describir más adelante por medio de las siguientes etapas: Preamplificación, corrección de la línea de base, filtrado, amplificación, manejo del ruido, digitalización y transmisión, mediante estas etapas se obtiene una ganancia de 25200V/V necesaria para llevar la señal a niveles óptimos para la digitalización de la misma.

ELECTRODOS

En pos de la adquisición de la información generada por el cerebro se hace necesario el uso de transductores que conviertan las corrientes iónicas celulares que aparecen por los potenciales de acción de las neuronas, en corrientes eléctricas para que puedan ser manipuladas, como son los electrodos. Existen tres grupos grandes de electrodos, electrodos de superficie (utilizados sobre la piel), electrodos internos (usados dentro de la piel) y microelectrodos (usados a nivel celular).

Los tipos de electrodos escogidos para el diseño y construcción del electroencefalógrafo de 32 canales fueron los de superficies, debido a los canales que posee el electroencefalógrafo los electrodos se encuentran ubicados en un gorro tal como se muestra en la Figura 2, este gorro cumple con el sistema de posicionamiento de electrodos internacional 10/20 y los electrodos están hechos de “pure thin” con la facilidad de poseer dos tipos de conectores y un cableado que evita malos manejos e incomodidad al usuario.



Figura 2. Gorro de electrodos empleado en el sistema

TRATAMIENTO DE LA SEÑAL

PREAMPLIFICACION

Las señales adquiridas provenientes del cerebro por los electrodos poseen amplitudes en el orden de los microvoltios, motivo por el cual necesitan ser preamplificadas entre 10000 y 20000 veces para poder realizar el procesamiento de las señales. Dado que se mide la diferencia de potencial entre dos puntos del cuero cabelludo y debido a las corrientes inducidas en el cuerpo, se debe eliminar las señales de ruido comunes en los dos puntos citados, se emplea un amplificador de instrumentación con canal de referencia lo que brinda la ventaja de implementar una retroalimentación negativa a través de componentes externos para eliminar las señales de baja frecuencia fuera del rango de las señales EEG.

La etapa de preamplificación se llevo a cabo con un amplificador de instrumentación AD8222, este posee las características que se muestran en la Tabla 2 y que lo hacen apto para la aplicación en cuestión.

Tabla 2: Características del amplificador de instrumentación AD8222

Especificaciones	
Gain Setting Method	Resistor
Vnoise RTI 1-10 Hz $\mu\text{Vp-p}$	0.25 μV p-p
Gain Range (min to max)	10000
Single/Dual Supply	Dual
Bandwidth G=10 (kHz typ)	750kHz
Min CMRR @ 60 Hz Min Gain	80dB
Min CMRR @ 60Hz Max Gain	130dB
Max VosI (μV)	120 μV

CORRECCIÓN DE LA LINEA BASE.

Debido a la imperfección de los electrodos, la composición de los mismos y características de la unión entre el electrodo y la piel, se generan a la entrada del dispositivo preamplificador tensiones DC y AC de baja frecuencia (menores a 1Hz) que podrían saturar los amplificadores de instrumentación. Dado que estas tensiones son del

orden de 200mV – 500mV, es necesario implementar un sistema que elimine el nivel de DC y AC de baja frecuencia en la salida del preamplificador, Para esto se pueden emplear filtros pasivos (RC) a la entrada o la salida de los amplificadores pero esto a su vez conlleva a pérdida de las características óptimas de impedancia de entrada y rechazo en modo común del amplificador de instrumentación (Mark R, 2000).

Para dar solución a este problema se implementa una retroalimentación a través de un filtro pasa bajas hacia la entrada del amplificador, es decir, se retroalimenta al amplificador de instrumentación las componentes que se desean eliminar y aprovechando el alto rechazo en modo común se eliminan las frecuencias no deseadas. La Figura 3 muestra el diagrama del circuito corrector de la línea base.

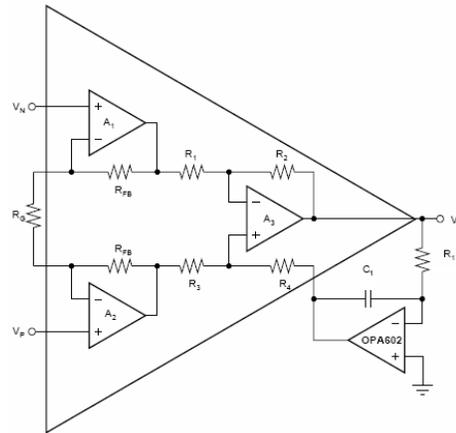


Figura 3: Circuito de acople de AC: eliminación de la línea base

Este método es efectivo para señales a eliminar de muy baja frecuencia (DC), dado que para frecuencia mas altas, por encima de 1Hz no se obtiene la respuesta esperada debido al desfase introducido en la señal por el filtro pasabajas. La Figura 4 se muestra la forma en que realiza la eliminación de la banda deseada.

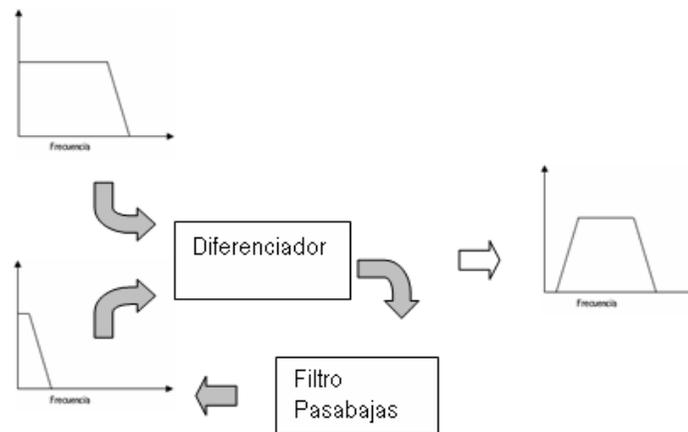


Figura 4: Funcionamiento del circuito de acople de AC

FILTRADO

En la etapa de adquisición de señales biomédicas se hace necesario trabajar con ciertos rangos de frecuencias específicas en donde se centre el estudio de dichas señales (ver Tabla 1: Ritmos EEG). Los circuitos encargados de esta labor son los filtros análogos y en este diseño se implemento un filtro de capacitor conmutado MAX295, esta familia de filtros es paso bajas tipo butterworth de orden 8, dado que el filtro emplea un reloj para la conmutación, se genera una señal de ruido a la salida a la frecuencia de la señal de reloj. la solución se encontró implementando un filtro paso bajo de orden 2 a la salida del filtro conmutado con el objetivo de suavizar la cuantización generada por el capacitor. En las aplicaciones de éste tipo de filtros se busca una fase lineal o un retardo de grupo menor para que no afecte la señal entrante al filtro y conservar las características de las señales.

AMPLIFICACIÓN

El dispositivo que se implemento en la etapa de amplificación fue el mismo que el de la etapa de preamplificación pero este otorga al sistema la ganancia necesaria para poder visualizar y transmitir las señales cerebrales al elevarlas al orden de voltios. Se implementa nuevamente un circuito para eliminación de niveles dc que se generan en al etapa de filtrado.

MANEJO DEL RUIDO

Para tratar en lo posible de aislar el equipo (electroencefalógrafo) se tuvieron en cuenta las siguientes medidas:

Aislar la fuente por medio del uso de convertidores DC-DC aislado y encerrado en un chasis referenciado a tierra, el gorro con que se trabaja tiene un conector que agrupa los 32 canales que esté tiene con el fin de realizar un solo tipo de conexión y en lo posible evitar extensiones, el uso de amplificadores de instrumentación para el alto rechazo en modo común que poseen las señales cerebrales.

La eliminación de bajas frecuencias fuera de rango deseado se realizó por medio del acople de AC y las señales por encima de 40Hz son atenuadas por medio de un filtro de orden 8, que elimina la señal de 60Hz completamente.

DIGITALIZACIÓN Y TRANSMISIÓN

El proceso de digitalización de las señales EEG se tuvo el criterio de muestrear cada señal a una resolución de 12 bits por muestra y a una frecuencia de 200Hz por el teorema de Nyquist. Debido a la resolución planteada y a la frecuencia de muestreo se obtiene una tasa de transmisión de 76800 bits/seg., lo que indica que nos encontramos por debajo de la máxima frecuencia de transmisión del protocolo RS232.

SOFTWARE DE PROCESAMIENTO Y VISUALIZACIÓN

Por medio del software de procesamiento se visualizan y almacenan las señales provenientes del sistema de adquisición, teniendo presente en todo momento que se requiere un sistema capaz de filtrar la información proveniente de los 32 canales, permitiendo seleccionar el tipo de señal y los canales que se desean visualizan.

El software de procesamiento se llevo a cabo en la herramienta computacional de LabView, que es una herramienta gráfica de test, control y diseño de aplicaciones, el cual tiene como objetivo reducir el tiempo de

desarrollo de aplicaciones de todo tipo (no sólo en ámbitos de Test, Control y Diseño), por lo cual facilita en gran medida el desarrollo de este tipo de aplicaciones debido que permite hacer uso de bloques funcionales y el manejo de datos, brindando además la posibilidad de emplear filtros digitales de alto orden necesarios para el proyecto.

4. RESULTADOS

Se desarrollo un sistema de adquisición de señales EEG capaz de obtener todas las señales de manera simultánea. La Figura 5 y Figura 6 muestran las respuestas en frecuencia y fase del bloque analógico.

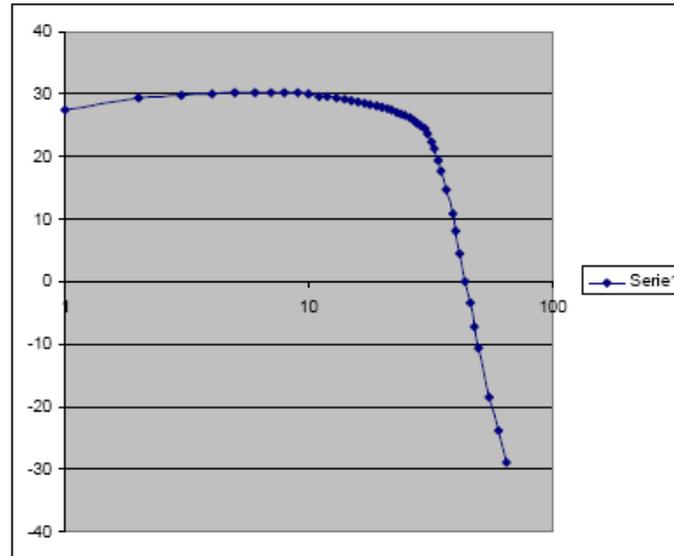


Figura 6. Respuesta en frecuencia del bloque analógico.

La respuesta en fase del sistema se ve afectada por los filtros del sistema de corrección de la línea base, sin embargo se observa que la banda de interés (0.5-40Hz) la respuesta es lineal.

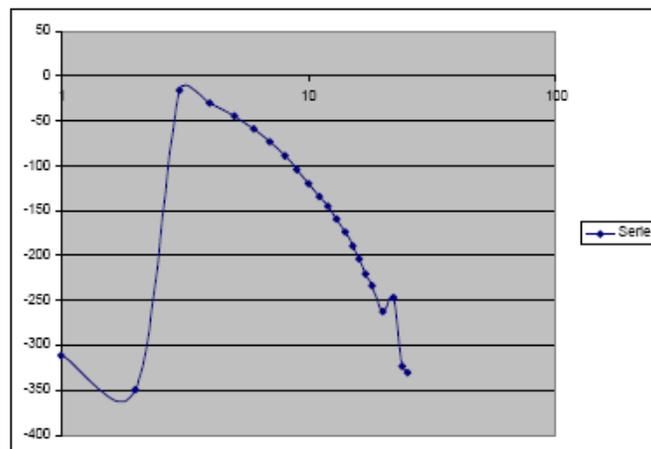


Figura 7. Respuesta en fase del bloque analógico.

Para la visualización de la señal se empleo el software Labview, en este, se realizar un filtrado de la señal dividiéndolo en las diferentes (Ver tabla 1) y se realiza la restauración de la señal para ser visualizada. La señal desplegada corresponde a los últimos 5 segundo se la señal. La Figura 8 muestra el diagrama de bloques de adquisición, como también el sistema de transmisión y recepción de datos. Seguidamente se enseña en la Figura 9 algunas de las señales cerebrales EEG adquiridas por el sistema.

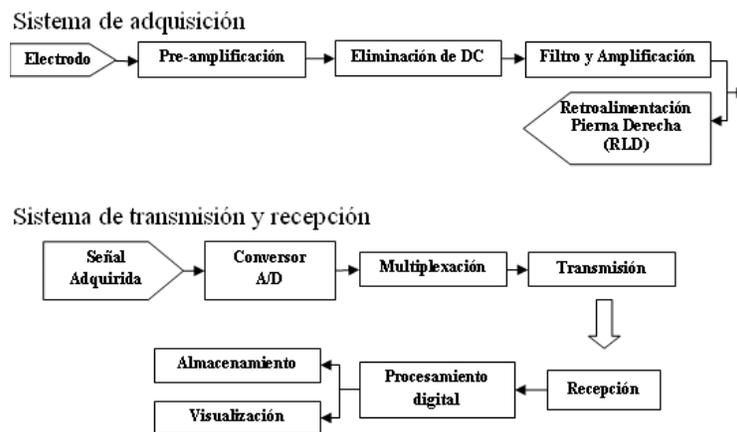


Figura 8. Diagrama de bloque del sistema EEG de 32 canales.



Figura 9. Captación de señales EEG.

REFERENCES

- Hinrichs Hermann, Moore James, Zouridakis George, *“Biomedical Technology and Devices Handbook”*. Chapter 6 “Principles of electroencephalography” 2004 by CRC PRESS LLC.
- García, María, Jiménez Aída, Ortiz María, Peña Miguel, “Potenciales Bioeléctricos: origen y registro”, Universidad Autónoma Metropolitana. México. Unidad Iztapalapa PP 195.
- Mark J, “Ac Coupling and Instrumentation amplifiers” Texas Instruments, 2000

Authorization and Disclaimer

Authors authorize LACCEI to publish the paper in the conference proceedings. Neither LACCEI nor the editors are responsible either for the content or for the implications of what is expressed in the paper.