

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE MONITOREO  
DE SEÑALES ELÉCTRICAS GENERADAS EN LA ACTIVIDAD  
CEREBRAL**

**LEIDY PAOLA DORADO MUÑOZ  
ANDREA JOVANNA ORTEGA RODRÍGUEZ**

**UNIVERSIDAD DEL CAUCA  
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES, EXACTAS Y DE LA EDUCACIÓN  
DEPARTAMENTO DE FÍSICA  
POPAYÁN  
2006**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE MONITOREO DE  
SEÑALES ELÉCTRICAS GENERADAS EN LA ACTIVIDAD CEREBRAL**

**LEIDY PAOLA DORADO MUÑOZ  
ANDREA JOVANNA ORTEGA RODRÍGUEZ**

**UNIVERSIDAD DEL CAUCA  
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES, EXACTAS Y DE LA EDUCACIÓN  
DEPARTAMENTO DE FÍSICA  
POPAYÁN  
2006**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE MONITOREO DE SEÑALES ELÉCTRICAS GENERADAS EN LA ACTIVIDAD CEREBRAL**

**LEIDY PAOLA DORADO MUÑOZ  
ANDREA JOVANNA ORTEGA RODRÍGUEZ**

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Físico.

**Director  
GILBERTO BOLAÑOS PANTOJA Ph.D  
PROFESOR TITULAR DEL DEPARTAMENTO DE FÍSICA**

**UNIVERSIDAD DEL CAUCA  
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES, EXACTAS Y DE LA EDUCACIÓN  
DEPARTAMENTO DE FÍSICA  
POPAYÁN  
2006**

**Nota de aceptación**

**Jurado**

**Ing. Mario Andrés Córdoba González**

**Departamento de Física**

**Universidad del Cauca**

**Jurado**

**Juan Carlos Casas Zúñiga, MD.**

**Departamento de Medicina Interna**

**Universidad del Cauca**

**Fecha de Sustentación: Marzo 27 de 2006.**

## CONTENIDO

	Pág
INTRODUCCIÓN	7
1. EL CEREBRO HUMANO	10
1.1. EL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL	10
1.2. GENERALIDADES DEL CEREBRO	11
1.2.1. La Corteza Cerebral	11
1.2.2. La Neurona	12
1.3. TRANSPORTE DE IONES Y MOLECULAS A TRAVÉS DE LA MEMBRANA CELULAR	13
1.3.1. El Potencial de Reposo	13
1.3.2. El Potencial de Acción	17
1.4. LA SINAPSIS	18
2. REGISTRO DE LA ACTIVIDAD CEREBRAL	22
2.1. ONDAS CEREBRALES Y ELECTROENCEFALOGRAFÍA	22
3. ADQUISICIÓN DE LAS SEÑALES ELÉCTRICAS GENERADAS EN LA ACTIVIDAD CEREBRAL	29
3.1. MEDICIÓN DE LA SEÑAL	31
3.1.1 Electrodo para registro de potenciales bioeléctricos	32
3.1.2. Electrodo Superficiales	33
3.2. ADECUACIÓN DE LA SEÑAL	37

3.2.1. El Amplificador de Instrumentación	38
3.2.2. Filtrado	41
3.2.2.1. Filtro Pasa Alta	42
3.2.2.2. Filtro Pasa Baja	44
3.3. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL Y COMUNICACIÓN CON EL PC	51
3.3.1. Conversor Análogo-Digital	52
3.3.2. Control del conversor AD974 y de la transmisión de los datos digitalizados	56
3.4. VISUALIZACIÓN Y ALMACENAMIENTO DE LOS DATOS EN EL PC	61
4. RESULTADOS EXPERIMENTALES	66
5. CONCLUSIONES	71

## INTRODUCCIÓN

El cerebro es el órgano que regula y controla las funciones propias del ser humano, tales como el lenguaje, el pensamiento y raciocinio, el movimiento y las múltiples respuestas que presenta el cuerpo ante diversos estímulos, tareas que realiza a través de procesos fisiológicos muy complejos, los cuales se ven reflejados en señales eléctricas, las que, dependiendo de sus características, pueden corresponder a un patrón normal o por el contrario, pueden estar alteradas y apartarse de dicho patrón. De este modo es posible medir y monitorear la actividad cerebral de un individuo contando con un sistema de medición adecuado, y se abre la posibilidad de comprender mejor el funcionamiento de las diferentes zonas del cerebro, así como realizar un diagnóstico de procesos anormales en el ser humano, y un control en el proceso evolutivo de ciertas enfermedades.

Con este propósito, existen en el campo de la neurofisiología varias técnicas como la Electroencefalografía y la Magnetoencefalografía, y equipos diseñados para el estudio de las señales eléctricas generadas en la actividad cerebral, pero dada la complejidad del sistema que se estudia (el cerebro humano), existen todavía muchos interrogantes acerca de su funcionamiento que aún no han sido resueltos, como por ejemplo los procesos físicos a través de los cuales se origina en el cerebro la actividad intelectual en el hombre, así como aquellos responsables de la memoria, el almacenamiento de grandes cantidades de información y el modo complejo como se accede a estas cada vez que se necesita. De este modo, todo proceso y sistema de medición que propenda a la mejor comprensión e interpretación de estas señales eléctricas resulta provechoso y puede aportar información muy útil en el campo de la ciencia médica.

El objetivo de este trabajo fue diseñar y construir un equipo electrónico que permite medir las señales eléctricas provenientes de la corteza cerebral de un individuo, a través de electrodos ubicados sobre el cráneo del mismo, procesar dichas señales y visualizarlas en un computador para realizar un posterior análisis de las señales obtenidas y que esta información pueda utilizarse no solamente en el diagnóstico médico, sino también, por ejemplo, en aplicaciones de robótica.

En el capítulo 1 de este documento se presentan las generalidades del sistema nervioso central (SNC), haciendo particular énfasis en las neuronas, que son las células especializadas del sistema nervioso, así como de los procesos que se realizan en la transmisión de la información entre dichas neuronas.

En el capítulo 2 se hace una breve descripción de la electroencefalografía como una técnica empleada en medicina para el monitoreo de la actividad eléctrica cerebral y el diagnóstico de ciertos procesos anormales y enfermedades relacionadas con el funcionamiento del cerebro, y se muestran las características de las señales típicas que a través de esta técnica se pueden registrar.

El capítulo 3 describe de forma detallada el proceso de diseño e implementación de cada una de las etapas en las que se realizó el Sistema de Monitoreo de las Señales Eléctricas Generadas en la Actividad Cerebral, desde la medición y adecuación de dichas señales hasta la visualización de estas en un computador.

En el capítulo 4 se presentan los resultados obtenidos al realizar mediciones con el Sistema de Adquisición y Monitoreo de las Señales Eléctricas Generadas en la Actividad Cerebral.

Finalmente, en el capítulo 5 se formulan las conclusiones obtenidas a partir de la realización de este trabajo, así como las posibles mejoras a realizar con el fin de optimizar el equipo ya construido, en trabajos futuros.

## 1. EL CEREBRO HUMANO

### 1.1. EL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL

El Sistema Nervioso Central (SNC) desempeña la mayoría de las funciones de regulación del organismo, se caracteriza por la complejidad de las funciones de regulación que realiza. Recibe una gran cantidad de información procedente de distintos órganos sensoriales, y luego los integra para determinar la respuesta adecuada que debe dar el organismo [1].

La mayoría de las funciones del SNC parten de una experiencia sensitiva proveniente de los receptores sensoriales, que pueden ser, por ejemplo, visuales, auditivos o táctiles. Esta experiencia sensitiva produce, a veces, una reacción inmediata. En otros casos, su huella se conserva en el cerebro durante minutos, semanas o años, y puede servir entonces para determinar las reacciones del cuerpo en algún momento posterior [2]. La principal función del SNC es realizar el tratamiento de la información aferente, es decir, aquella que proviene de los estímulos externos que llegan a este, de tal modo que se produzcan respuestas motoras *adecuadas*. El cerebro desecha más del 99% de toda la información sensorial por carecer de interés o importancia [3]. Un ejemplo de estos es que, por lo general, no notamos que el cuerpo está en contacto con las prendas de vestir. Así mismo, la atención se dirige ocasionalmente a uno de los objetos que están en nuestro campo visual, y hasta los sonidos continuos de nuestro entorno suelen quedar relegados a un ruido de fondo. Después de haber seleccionado la

información sensorial, esta es conducida hasta las regiones adecuadas del encéfalo, que es la parte más voluminosa del SNC, para producir las respuestas convenientes. Esta canalización de la información se denomina *función integradora* del sistema nervioso. Así, si una persona pone la mano sobre una estufa caliente, la respuesta conveniente es retirar la mano, o hasta separar todo el cuerpo de la estufa y dar un grito de dolor [4]. Sin embargo, sólo una pequeña fracción de la información sensorial importante produce una respuesta motora inmediata. Gran parte de los datos restantes son almacenados para usarlos más tarde en la regulación de los actos motores y en los procesos mentales. La mayoría de los datos que se conservan lo hacen en la *corteza cerebral*. La conservación de la información es el proceso que denominamos *memoria*, la cual es una función de las *sinapsis* [5], fenómeno que se mencionará más adelante. Una vez que los recuerdos han sido almacenados en el sistema nervioso, se convierten en una parte del mecanismo de elaboración y tratamiento de la información.

## **1.2. GENERALIDADES DEL CEREBRO**

El cerebro humano es responsable del control del movimiento, el sueño, el hambre, la sed y prácticamente cualquier otra actividad vital necesaria para la supervivencia del hombre. Todas las emociones humanas, incluyendo el amor, el odio, el miedo, la ira, la felicidad y la tristeza se originan en el cerebro. Este se encarga además de recibir e interpretar la gran cantidad de información que llega a él desde otras partes del cuerpo y desde el ambiente exterior.

**1.2.1. La Corteza Cerebral** Es la porción más grande del sistema nervioso, y su parte funcional se compone principalmente de una fina capa de neuronas de 2 a 5 mm de espesor que cubre la superficie de todas las circunvoluciones del cerebro. Los estudios realizados en seres humanos han mostrado que diferentes áreas de la corteza cerebral tienen funciones distintas. Por ejemplo, se ha encontrado que hay áreas especializadas en el análisis de las coordenadas del cuerpo, la comprensión del lenguaje, el procesamiento del lenguaje visual (la lectura), la denominación de los objetos, e incluso hay un área específica que se encarga del reconocimiento de los rostros [6].

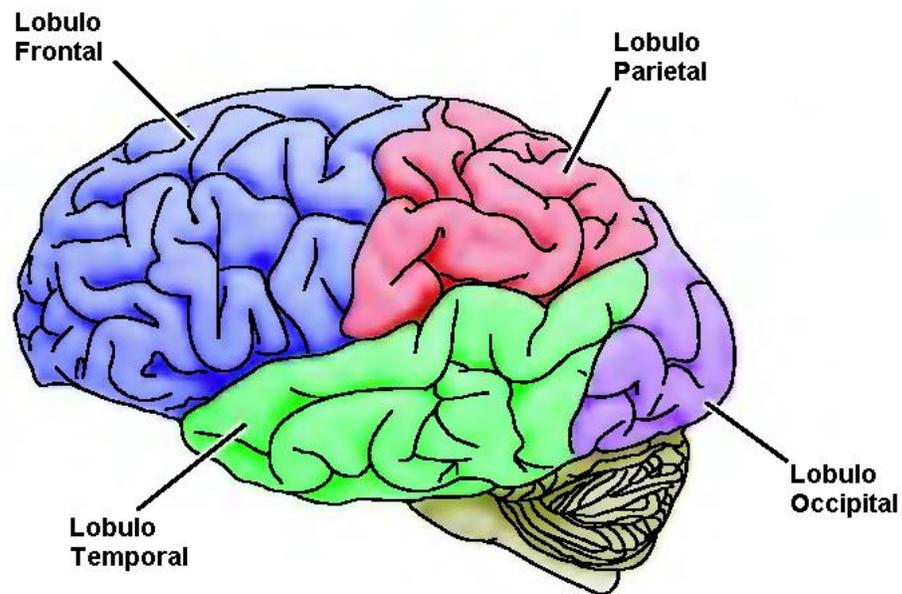


Figura 1. Esquema de la corteza cerebral.

**1.2.2. La Neurona** Todo procesamiento de información por parte del SNC no podría llevarse a cabo sin los complejos circuitos neuronales que se forman ante los diferentes estímulos sensoriales. Las neuronas son las células características del sistema nervioso, y se estima que este está formado por más de 100.000

millones de dichas células [7]. El tamaño y la forma de las neuronas varía ampliamente, pero el plan estructural es siempre el mismo, tal y como se muestra en la figura 2: un cuerpo celular o *soma*, el *axón* y varias ramificaciones denominadas *dendritas*. Las neuronas sobresalen respecto a otras células del cuerpo humano por su especialización para la comunicación intercelular vía señales eléctricas, lo cual se hace evidente dada la extensiva ramificación que presentan, en particular la elaborada arborización de las dendritas que salen del cuerpo celular.

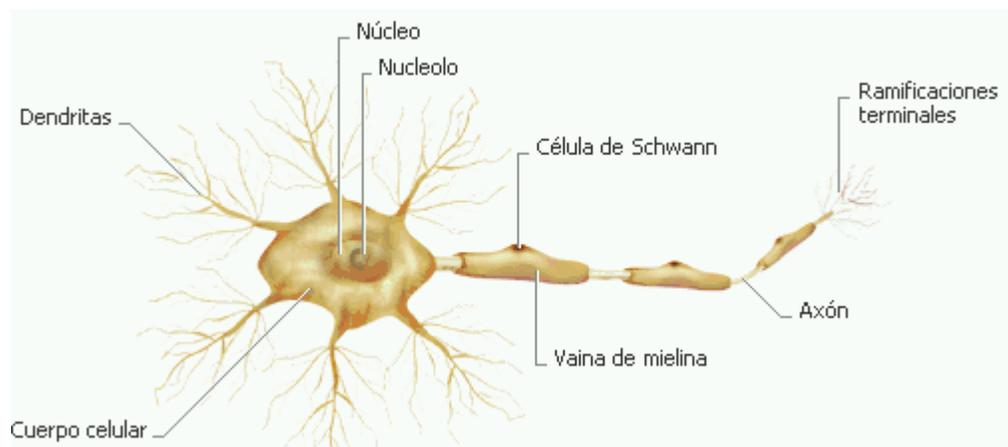


Figura 2. Estructura de una neurona.

### 1.3. TRANSPORTE DE IONES Y MOLÉCULAS A TRAVÉS DE LA MEMBRANA CELULAR

**1.3.1 El potencial de reposo** Existe una diferencia de potencial, el *potencial de membrana*, entre el interior de la célula y el fluido extracelular que la rodea. El sistema nervioso se encarga de propagar los cambios de potencial de membrana

dentro de sus células y transmitirlos después a otras, los cuales pueden considerarse como unidades de información para que el organismo pueda coordinar la actividad de diversas asociaciones de células. Puede transmitir información proveniente de un estímulo externo a un determinado centro del sistema nervioso y procesar dicha información para ofrecer una respuesta adecuada [8].

En la mayoría de las células el potencial de membrana permanece constante, siempre que no esté participando activamente en el proceso de transmisión de la información. Cuando la célula se encuentra en estado de reposo, es decir, cuando no ha recibido un estímulo a través de un impulso nervioso, presenta un potencial de membrana negativo respecto al exterior, denominado *potencial de reposo*, cuyo valor oscila entre los -55 y -100 mV [9]. El origen del potencial de reposo es la distribución desigual de varios tipos de iones, en su mayoría potasio ( $K^+$ ), sodio ( $Na^+$ ) y cloro ( $Cl^-$ ), dentro y fuera de la célula, donde se tiene una concentración para el potasio de 100.000 iones intracelular por solo 2000 extracelular, para el sodio 108.000 iones extracelular por solo 10.000 intracelular y para el cloro 110000 extracelular por solo 2200 intracelular [10], como se ilustra en la figura 3.

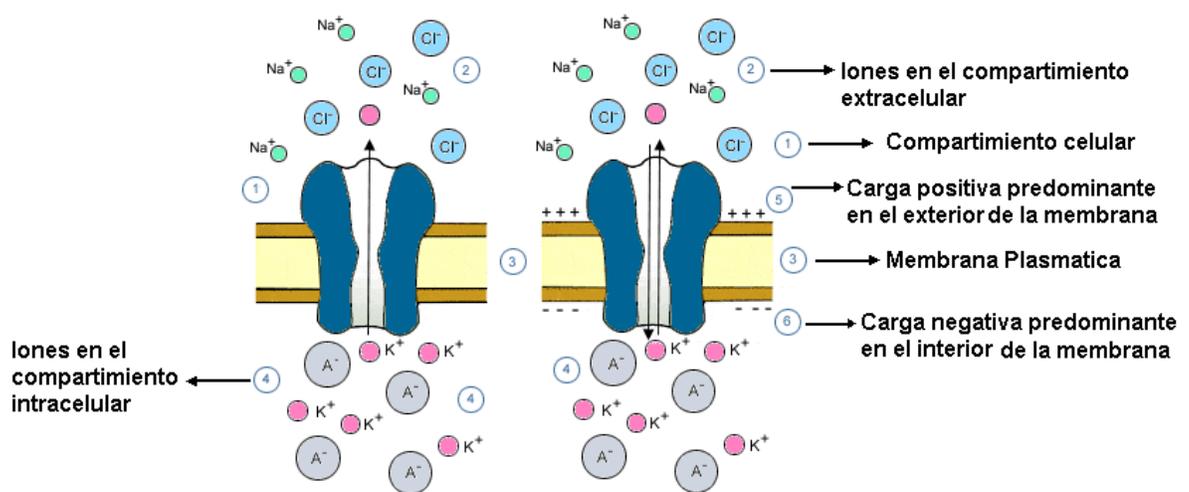


Figura 3. Bases iónicas del potencial de reposo.

Estas concentraciones iónicas se anularían mutuamente en poco tiempo por difusión de las partículas móviles, de no evitarlo la membrana celular. Si la membrana fuera totalmente impermeable, las diferentes concentraciones iónicas a ambos lados de la membrana podrían persistir indefinidamente. Sin embargo la membrana no es completamente impermeable, sino que es *permeable* a los iones potasio. Por tanto, podemos imaginar la membrana como si estuviera llena de poros o canales, los cuales son tan estrechos que sólo los iones potasio, relativamente pequeños, pueden atravesarlos difundiendo a través de la membrana [11]. Los iones potasio se moverán en ambas direcciones a través de la membrana, pero debido a su más alta concentración dentro de la célula, los iones potasio encontrarán y pasarán por un poro, en el lado interno, con una frecuencia aproximadamente 30 veces mayor que en el lado externo. El resultado es una neta efusión de iones potasio, cuya fuerza motriz es la *superior presión osmótica de potasio en el interior de la célula*. Como resultado de la efusión de potasio, la diferencia de presión osmótica conduciría muy pronto a una igualación de las concentraciones de potasio, si no fuera por una fuerza igualmente grande que, actuando al contrario, lo evita. Esta fuerza opuesta es generada por el *potencial de membrana* [12].

Los iones cloruro juegan también un papel muy importante en el potencial de membrana. Las membranas celulares también son permeables a los iones cloro, aunque para el caso de las neuronas la permeabilidad al cloro es menor que al potasio. La proporción de concentración de iones cloro dentro y fuera de la célula es por lo general inversa a la correspondiente proporción de concentración para los iones potasio. A diferencia de la concentración de cloro, la cual puede ser alterada fácilmente por la afluencia o efusión de iones cloro, la concentración intracelular de potasio no puede cambiar demasiado, ya que el potasio debe producir en el interior de la célula el equilibrio de carga con los aniones intracelulares, que son básicamente grandes moléculas proteicas que no pueden

pasar a través de la membrana celular, por lo que su concentración permanece prácticamente inalterable. Estos grandes aniones deben oponerse, en la solución intracelular, a un número igual de cationes. Puesto que la concentración intracelular de iones sodio se mantiene muy baja, son los iones potasio los que deben mantener la neutralidad de carga. La concentración intracelular de potasio debe ser aproximadamente tan alta como la de los grandes aniones, y al igual que esta, debe ser muy estable. La alta concentración intracelular de potasio viene por tanto impuesta indirectamente por la presencia de aniones intracelulares impermeables. Por su parte, la concentración de cloro en la célula depende del potencial de membrana, y es un resultado secundario de la distribución de potasio. Desde este punto de vista, el potencial de reposo negativo es consecuencia de la alta concentración de aniones no permeables al interior de la célula [13].

En estado de reposo, aunque en menor grado, la membrana presenta cierta permeabilidad a los iones sodio, de modo que estos pueden afluir lentamente al interior de la membrana celular. Si esta afluencia de iones sodio no se controlara en el estado de reposo, se perturbaría el equilibrio de las corrientes iónicas, de modo que el gradiente de concentración normal y el potencial de reposo desaparecerían lentamente. Así, los iones sodio que afluyen pasivamente dentro de la célula deben necesariamente salir de ella, ya que de otro modo la concentración de sodio intracelular no podría mantenerse a un nivel bajo constante. Sin embargo, dada la polarización de la membrana, los iones sodio no pueden volver a salir por sí solos en contra de los gradientes de potencial y de concentración, por lo que deben ser expulsados activamente de la célula, para lo cual la célula cuenta con un mecanismo de transporte activo, la Bomba de sodio - potasio [14]. Dicho mecanismo bombea iones sodio hacia el exterior a través de la membrana celular y al mismo tiempo bombea iones potasio desde el exterior hacia el interior, garantizando así que el potencial de reposo mantenga un valor constante. Este mecanismo de transporte cumple una función vital no sólo en las

células del sistema nervioso sino en las de todo el organismo. La bomba de sodio–potasio controla el volumen de las células; sin su operación, la mayor parte de las células del cuerpo se hincharían hasta estallar. La bomba de sodio – potasio tiene una naturaleza electrógena, ya que en cada ciclo de la bomba, en el que ésta desplaza tres iones de sodio hacia el exterior por cada dos iones potasio desplazados al interior, se produce un movimiento neto de una carga positiva desde el interior de la célula hasta el exterior, lo cual deja un déficit de iones positivos al interior de la célula, generando un potencial eléctrico a través de la membrana celular [15].

Ahora se analizarán los fenómenos que se suceden cuando la neurona es excitada al recibir un impulso nervioso proveniente de otra neurona.

**1.3.2. El potencial de acción** La tarea de las células del sistema nervioso es captar la información, transmitirla y procesarla adecuadamente. En esta actividad se producen cambios en el potencial de la membrana, los cuales se denominan *potenciales de acción*. Las fases sucesivas del potencial de acción son las siguientes:

En la *fase de reposo*, el potencial de membrana es el potencial de reposo. En la *fase de despolarización*, la membrana se vuelve súbitamente permeable a los iones sodio, lo que permite el flujo de enormes cantidades de iones sodio cargados positivamente hacia el interior del axón. El estado de polarización inicial se pierde, y el potencial se eleva rápidamente en la dirección positiva, superando en algunos casos el potencial cero y tomando valores de potencial positivos. Diezmilésimas de segundo después que la membrana se ha hecho muy permeable a los iones sodio, los canales de sodio comienzan a cerrarse y los canales de potasio se abren más de lo habitual. En ese momento, ocurre una

rápida difusión de iones potasio al exterior reestableciéndose así el potencial de reposo negativo normal de la membrana, lo cual se denomina como *fase de repolarización* [16]. Este proceso se ilustra en la figura 4.

Por otra parte, durante el potencial de acción pueden presentarse cambios en el potencial de umbral de la membrana de la neurona para la estimulación. Se habla entonces de un *período refractario* del potencial de acción. Este periodo refractario se divide en un *período refractario absoluto*, que corresponde al período desde que se alcanza el nivel de descarga, hasta que la repolarización alcanza la tercera parte, aproximadamente, y en un *período refractario relativo*, que dura desde este momento hasta el inicio de la siguiente etapa de despolarización. Durante el período refractario absoluto ningún estímulo, no importa cuán fuerte sea, excita a la célula; pero durante el período refractario relativo, los estímulos más intensos que el umbral pueden causar excitación [17].

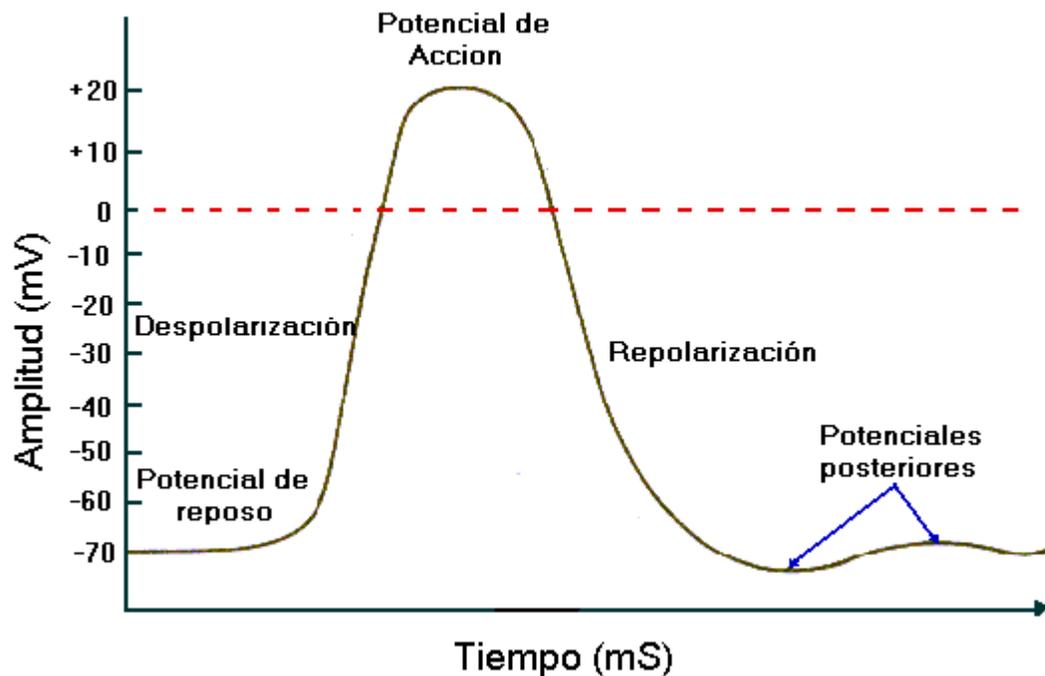


Figura 4. El Potencial de Acción

## 1.4. LA SINAPSIS

El funcionamiento del sistema nervioso depende del flujo de información a través de elaborados circuitos consistentes en *redes de neuronas*. Las señales nerviosas se transmiten de una neurona a otra a través de uniones interneuronales llamadas *sinapsis*. Las sinapsis pueden ser de dos tipos: la *sinapsis química* y la *sinapsis eléctrica*. Casi todas las sinapsis que se utilizan para transmitir señales en el SNC del ser humano son *sinapsis químicas*. En ellas, la primera neurona secreta en la sinapsis una sustancia química llamada *neurotransmisor*, y este, a su vez, actúa sobre las proteínas del receptor de membrana de la siguiente neurona para excitarla, inhibirla o modificar su sensibilidad de alguna manera. Las sinapsis eléctricas, por su parte, se caracterizan por ser canales directos que transmiten impulsos eléctricos desde una célula a la siguiente, aunque este mecanismo de comunicación neuronal no es tan común en el sistema nervioso como el de tipo químico.

Las sinapsis químicas son idóneas para efectuar la transmisión de las señales en el sistema nervioso, ya que transmiten las señales en una dirección, es decir, desde la neurona que secreta el neurotransmisor, llamada *neurona presináptica*, a la neurona sobre la que actúa el neurotransmisor, llamada *neurona postsináptica*. Esta es la base de la conducción unidireccional propia de las sinapsis químicas, que es diferente de la conducción que tiene lugar en las sinapsis eléctricas, las cuales pueden transmitir las señales en cualquier dirección. La conducción unidireccional de las sinapsis químicas permite que las señales se dirijan hacia objetivos específicos, hacia áreas muy diferenciadas y localizadas del sistema nervioso, lo que permite que el sistema nervioso efectúe sus innumerables funciones relativas a la sensibilidad, el control de los movimientos y la memoria, entre otras [18].

## REFERENCIAS

[1] Guyton, Arthur C. "Tratado de Fisiología Médica". Ed. 10. McGraw-Hill. México 2001, pag 609

[2] Guyton, Arthur C. "Tratado de Fisiología Médica". Ed. 10. McGraw-Hill. México 2001, pag 610

[3] Guyton, Arthur C. "Tratado de Fisiología Médica". Ed. 10. McGraw-Hill. México 2001, pag 611

[4] Guyton, Arthur C. "Tratado de Fisiología Médica". Ed. 10. McGraw-Hill. México 2001, pag 611

[5] Guyton, Arthur C. "Tratado de Fisiología Médica". Ed. 10. McGraw-Hill. México 2001, pag 612

[6] Guyton, Arthur C. "Tratado de Fisiología Médica". Ed. 10. McGraw-Hill. México 2001, pag 793

[7] Guyton, Arthur C. "Tratado de Fisiología Médica". Ed. 10. McGraw-Hill. México 2001, pag 609

[8] Schmidt, Robert F. "Fundamentos de Neurofisiología". Alianza Editorial. Madrid 1980, pag 31.

[9] Schmidt, Robert F. "Fundamentos de Neurofisiología". Alianza Editorial. Madrid 1980, pag 33

- [10] Schmidt, Robert F. "Fundamentos de Neurofisiología". Alianza Editorial. Madrid 1980, pag 34
- [11] Schmidt, Robert F. "Fundamentos de Neurofisiología". Alianza Editorial. Madrid 1980, pag 36
- [12] Schmidt, Robert F. "Fundamentos de Neurofisiología". Alianza Editorial. Madrid 1980, pag 37
- [13] Schmidt, Robert F. "Fundamentos de Neurofisiología". Alianza Editorial. Madrid 1980, pag 39
- [14] Schmidt, Robert F. "Fundamentos de Neurofisiología". Alianza Editorial. Madrid 1980, pag 46
- [15] Guyton, Arthur C. "Tratado de Fisiología Médica". Ed. 10. McGraw-Hill. México 2001, pag 55
- [16] Guyton, Arthur C. "Tratado de Fisiología Médica". Ed. 10. McGraw-Hill. México 2001, pag 66
- [17] Ganong, William F. "Manual de Fisiología Médica". Ed. 6. El Manual Moderno S.A. México 1978, pag 28.
- [18] Guyton, Arthur C. "Tratado de Fisiología Médica". Ed. 10. McGraw-Hill. México 2001, pag 613

## 2. REGISTRO DE LA ACTIVIDAD CEREBRAL

Se han desarrollado diversas técnicas de estudio y análisis basadas en diferentes principios físicos, las cuales permiten obtener una visualización de la actividad cerebral con el fin de determinar la presencia de anomalías en el funcionamiento del cerebro de un individuo o realizar un estudio con fines investigativos.

Entre las técnicas que permiten obtener imágenes del cerebro se encuentran la *Tomografía Computarizada*, la *Resonancia Magnética Nuclear*, la *Tomografía por emisión de Positrones (PET)*, entre otras, las cuales constituyen técnicas no invasivas para el estudio de la anatomía cerebral, e igualmente muchas de ellas permiten estudios funcionales del sistema nervioso.

Existen otras técnicas, también no invasivas, las cuáles no basan su diagnóstico en la obtención de imágenes del cerebro sino en el registro de los campos electromagnéticos generados en la actividad cerebral. Este es el caso de la *Electroencefalografía*, que mide y registra potenciales eléctricos de la corteza cerebral, y la *Magnetoencefalografía*, que consiste en la determinación de los campos neuromagnéticos generados por el cerebro.

## 2.1. ONDAS CEREBRALES Y ELECTROENCEFALOGRAFÍA

Los registros eléctricos de la superficie del cerebro y de la superficie externa de la cabeza demuestran una actividad eléctrica continua del cerebro. Tanto la intensidad como los patrones de esta actividad eléctrica están determinados en gran medida por el nivel de excitación del cerebro resultante del *sueño*, la *vigilia* y enfermedades cerebrales como la *epilepsia* [1].

La descarga de una sola neurona en el cerebro no podría registrarse desde la superficie de la cabeza. Miles o incluso millones de neuronas deben sincronizarse, de modo que se sumen los potenciales de las neuronas individuales para ser registradas a través del cráneo. Así, el nivel de intensidad de las ondas cerebrales registradas en el cuero cabelludo depende principalmente del número de neuronas sincronizadas entre sí, y no del nivel total de actividad del cerebro.

La Electroencefalografía es una técnica de estudio, así como un procedimiento de diagnóstico clínico, que registra los potenciales eléctricos generados en la corteza cerebral de un individuo, los cuales son obtenidos por medio de electrodos situados en la superficie del cuero cabelludo [2].

Los electrodos son por lo general discos de 0,5 cm de diámetro, los cuales se conectan a un equipo electrónico que capta y amplifica la actividad eléctrica de las células de la corteza cerebral. Los electrodos son adheridos al cuero cabelludo del individuo mediante una crema conductora, y la colocación de los electrodos o montaje del Electroencefalograma (EEG) varía dependiendo del examen que desee realizarse. Sin embargo, la técnica más utilizada es la recomendada por la Federación Internacional de Sociedades de Electroencefalografía, y es el *sistema internacional 10 – 20*, que consiste en la colocación de 10 electrodos para el lado

derecho y 10 electrodos para el lado izquierdo, los primeros denominados con los números pares, y los últimos con los impares [3]. Para la ubicación de los electrodos en el *sistema internacional 10 – 20*, se tiene en cuenta distancias de 10 a 20% entre un electrodo y otro, en relación a la distancia total antero – posterior y a la transversal medianas, sobre el cráneo. La señal del EEG que se obtiene para un canal de medición es una señal diferencial, para lo cual se necesitan dos electrodos para cada registro. Así, es posible elegir entre un *Registro Monopolar* y un *Registro Bipolar*. En el *Registro Monopolar o Referencial*, se toma la señal de cada uno de los electrodos independiente de la de los demás. En esta situación el electrodo de registro se denomina *electrodo activo*, y el segundo cable de entrada al equipo se toma de un electrodo llamado *Referencia*. Teóricamente este electrodo debe estar situado a un potencial cero, y aunque esto en la práctica es muy difícil de conseguir, se emplean referencias aproximadas, como son el uso de electrodos en el lóbulo de la oreja, en el mentón o en el mastoides. En los *Registros Bipolares*, se toman parejas de electrodos, y se registran las diferencias de potencial entre cada par de puntos, caso en el que ambos electrodos son de registro activo.

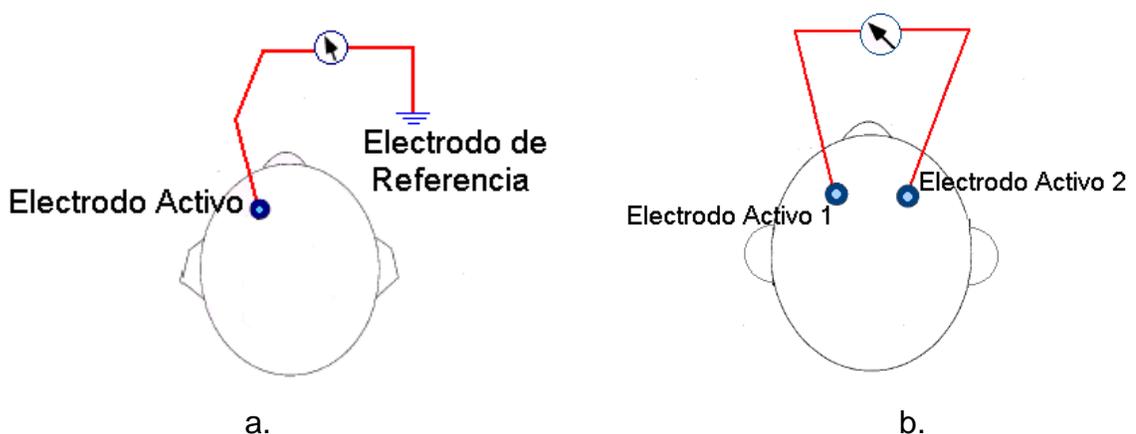


Figura 5. a) Montaje para un *registro monopolar*. b) Montaje para un *registro bipolar*

Para obtener un registro de EEG satisfactorio se recomienda registrar como mínimo 8 canales de medición (16 electrodos diferenciales) y utilizar el sistema 10 – 20 para la ubicación de los electrodos [4].

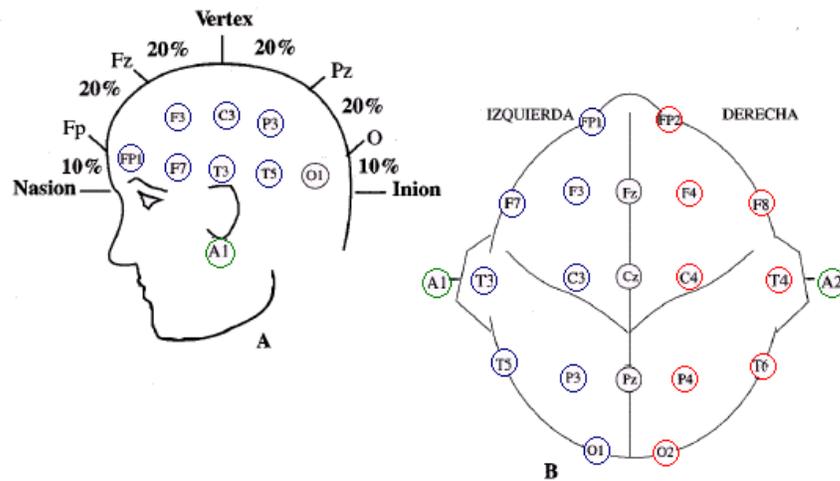


Figura 6. Ubicación de los electrodos según el sistema internacional 10 – 20.

En el EEG se pueden registrar ondas cerebrales cuya amplitud puede llegar hasta los 100  $\mu$ V medidas sobre el cuero cabelludo del individuo. El rango de frecuencias para estas ondas es de 0.5 – 50 Hz [5], o más, y depende del grado de actividad de la corteza cerebral. Estas ondas pueden clasificarse en ritmos normales  $\alpha$  (alfa),  $\beta$  (beta),  $\theta$  (teta) y  $\delta$  (delta) [6].

La actividad observada en los EEG de adultos en vigilia consiste en ondas correspondientes a los ritmos alfa y beta, siendo el ritmo alfa la actividad de fondo predominante.

El *ritmo alfa* se refiere a cualquier actividad cuya frecuencia se encuentre entre los 8 y 13 Hz, y se registra en las regiones posteriores de la cabeza cuando la

persona se encuentra despierta y en estado de reposo, con los ojos cerrados. La frecuencia de la actividad alfa es muy estable en una persona, y rara vez varía más de 0.5 Hz, registrándose la misma frecuencia en ambos lados de la cabeza. La amplitud usual del ritmo alfa en un adulto es de entre 15 y 50  $\mu\text{V}$ . La máxima amplitud se registra sobre la región occipital. A menudo la actividad alfa presenta un voltaje mayor y una distribución más amplia sobre el hemisferio derecho. El ritmo alfa podría verse atenuado cuando el individuo abre los ojos, con un estímulo de alerta o con la concentración mental. Algunos ritmos alfa pueden retomar su valor cuando los ojos permanecen abiertos más de unos pocos segundos. En el caso de que el ritmo alfa no se atenúe en uno de los hemisferios cuando ambos ojos se abren u ocurre una alerta mental, es un indicativo de una anomalía en dicho hemisferio cerebral.

El *ritmo beta* posee frecuencias entre los 14 y 30 Hz. La amplitud promedio de estas ondas es de 10 a 20  $\mu\text{V}$ . Hay tres tipos principales de actividad beta, basados en su distribución: el primer tipo ocurre predominantemente sobre las regiones frontal y central, incrementándose con la somnolencia, y pueden atenuarse con los movimientos corporales. El segundo tipo es una actividad beta dominante en la parte posterior de la cabeza, y puede observarse en niños mayores de 1 o 2 años de edad, y también puede incrementarse por la somnolencia. El tercer tipo es una actividad beta generalizada sobre las regiones frontocentrales, y es inducido o incrementado por ciertas drogas, como los barbitúricos, alcanzando amplitudes mayores a los 25  $\mu\text{V}$ .

El *ritmo teta* es sólo un mínimo componente del EEG de un adulto normal despierto, y prevalece más durante el sueño. En niños pequeños, la actividad teta es un componente común de la actividad de fondo. La frecuencia de estas ondas está entre 4 y 7 Hz, y pueden registrarse en las zonas parietal y temporal [7].

El *ritmo delta* posee frecuencias inferiores a 3,5 Hz y se presenta durante el sueño profundo, en la infancia y en enfermedades orgánicas cerebrales graves.

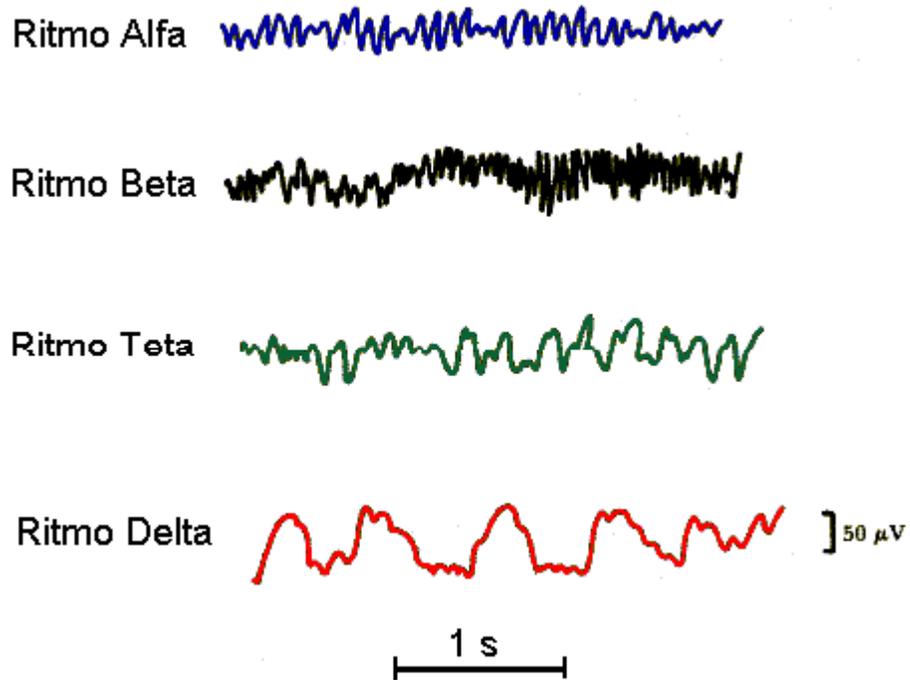


Figura 7. Ritmos normales en electroencefalografía.

## REFERENCIAS

[1] Guyton, Arthur C. "Tratado de Fisiología Médica". Ed. 10. McGraw-Hill. México 2001, pag 828

[2] Daube, Jasper R. "Clinical Neurophysiology". F.A. Davis Company. Filadelfia 1996, pag 73.

[3] "Electroencefalografía". Instrumentación Biomédica. Departamento de Electrónica. Universidad del Alcalá. [online]

[4] "Electroencefalografía". Instrumentación Biomédica. Departamento de Electrónica. Universidad del Alcalá. [online]

[5] Guyton, Arthur C. "Tratado de Fisiología Médica". Ed. 10. McGraw-Hill. México 2001, pag 828

[6] Daube, Jasper R. "Clinical Neurophysiology". F.A. Davis Company. Filadelfia 1996, pag 77

[7] "Electroencefalografía". Instrumentación Biomédica. Departamento de Electrónica. Universidad del Alcalá. [online]

### **3. ADQUISICIÓN DE LAS SEÑALES ELÉCTRICAS GENERADAS EN LA ACTIVIDAD CEREBRAL**

Dadas las características de las señales eléctricas a medir en un ser vivo, las dificultades específicas de este tipo de medidas hacen que muchos de los principios utilizados en la medición de variables físicas en la industria sean totalmente inaplicables, por lo que los transductores y las técnicas de medida utilizadas en la Instrumentación Biomédica forman un apartado con elementos diferenciadores muy claros con respecto a la instrumentación industrial [1].

En la figura 8 se muestra un diagrama de bloques de un sistema de instrumentación biomédica. Los componentes básicos de este tipo de sistemas son esencialmente los mismos que se utilizan en cualquier sistema de instrumentación industrial, y la diferencia más significativa es que la planta del sistema es un ser humano vivo. Adicionalmente, para el diseño o especificación de estos sistemas se deben tener en cuenta algunos factores que garanticen tanto la calidad de las señales obtenidas como la seguridad del individuo a través de un efectivo aislamiento eléctrico del mismo.

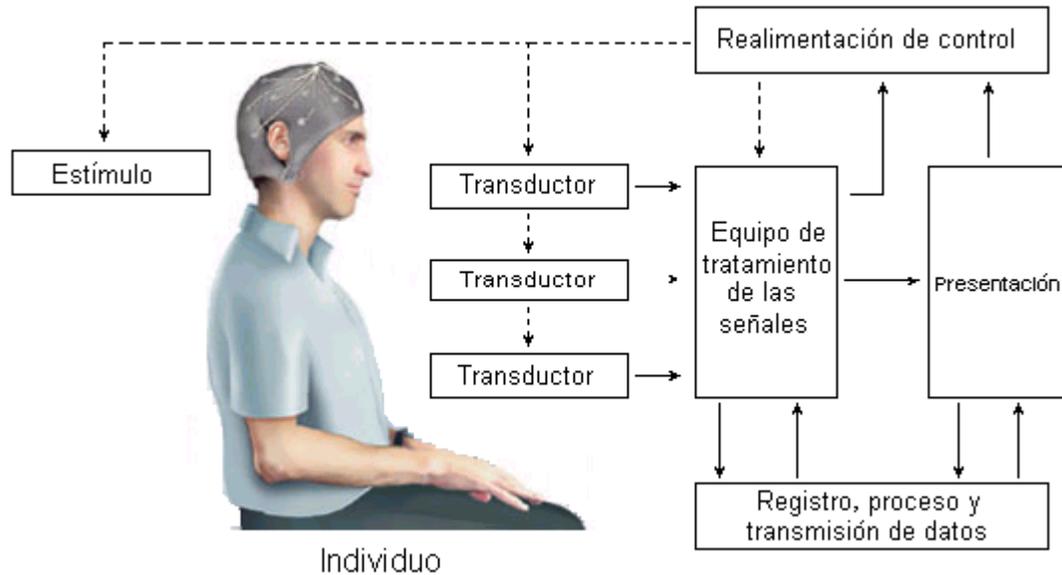


Figura 8. Diagrama de bloques de un sistema de instrumentación biomédica

En el desarrollo del Sistema de Monitoreo de las Señales generadas en la Actividad Cerebral, el sistema es dividido en varias etapas, tomando como base el diagrama de la figura 8. Para cada una de estas etapas se diseñaron y construyeron las diferentes tarjetas electrónicas que conforman el sistema, y se implementó el software necesario para la adquisición de estas señales bioeléctricas a través de un computador. Estas etapas se observan en el diagrama de bloques de la figura 9.

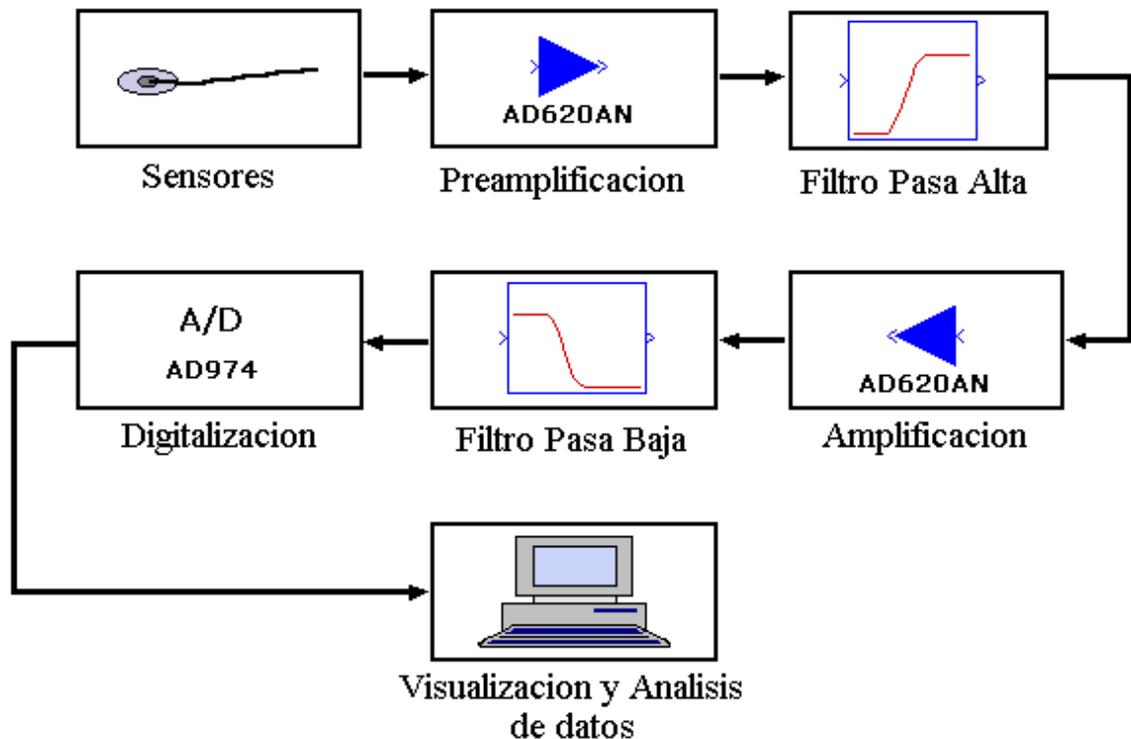


Figura 9. Diagrama de bloques del Sistema de Monitoreo de las Señales Eléctricas Generadas en la Actividad Cerebral.

### 3.1. MEDICIÓN DE LA SEÑAL

Las señales bioeléctricas se miden mediante dispositivos llamados electrodos, los cuales se encargan de convertir las corrientes de tipo iónico producidas por la distribución de potencial generada en el interior del tejido vivo en corrientes de tipo eléctrico, que pueden ser medidas y acondicionadas para posteriormente visualizarlas a través de un registro impreso o en la pantalla de un computador. En un electrodo, la interfase de iones metálicos en disolución con sus metales asociados produce un potencial eléctrico que se denomina *potencial de electrodo*.

Este potencial es el resultado de la diferencia de los ritmos de difusión de iones hacia dentro y hacia fuera del metal, alcanzándose el equilibrio con la formación de una capa de carga en la interfase del electrodo. Esta carga es en realidad una doble capa, siendo la capa más próxima al metal de una polaridad y la capa más próxima a la disolución, de polaridad opuesta. Otro fenómeno que genera el potencial de electrodo es el intercambio desigual de iones a través de una membrana que es semipermeable a un ion determinado, cuando dicha membrana separa disoluciones líquidas con distintas concentraciones de dicho ión [2].

En los electrodos que se utilizan para medir potenciales bioeléctricos, el potencial de electrodo se produce en la interfase de un metal y un electrolito, mientras que en los transductores bioquímicos se utilizan barreras de membrana como interfase metal-electrolito.

**3.1.1. Electrodo para registro de potenciales bioeléctricos** En la medición de fenómenos bioeléctricos se utilizan una amplia gama de electrodos, que se pueden clasificar en tres grupos:

- *Microelectrodos*: se utilizan para medir biopotenciales cerca o dentro de una célula.
- *Electrodos de aguja*: utilizados para atravesar la piel y registrar potenciales en una región local del cerebro o de un músculo específico.
- *Electrodos superficiales*: se utilizan para medir potenciales en la superficie de la piel.

Los tres tipos de electrodos presentan la interfase metal-electrolito descrita anteriormente, y en cada caso, aparece un potencial de electrodo en la interfase, proporcional al intercambio de iones entre el metal y los electrólitos del organismo. En este proceso, de naturaleza electroquímica, intervienen fenómenos muy complejos, como efectos de superficie, formación de dobles capas iónicas, polarizaciones y no linealidad. Estos fenómenos son de interés para las personas que utilizan estos electrodos, pues conociendo sus propiedades físicas y químicas pueden darles un uso apropiado en la medición de los biopotenciales y garantizar siempre las mismas condiciones experimentales.

**3.1.2 Electrodo Superficiales** Esta clase de electrodos se utiliza para obtener potenciales bioeléctricos en la superficie del cuerpo, en el caso de las señales eléctricas generadas por el cerebro, estos electrodos son ubicados sobre el cuero cabelludo del individuo.

A través de los años, los electrodos superficiales han ido evolucionando desde los llamados *electrodos de inmersión*, que eran simples cubetas de disolución salina en las que la persona colocaba sus manos y pies, hasta los *electrodos flotantes*, que hoy en día son los más utilizados en mediciones electrocardiográficas, los cuales permiten eliminar los artefactos del movimiento evitando cualquier contacto directo del electrodo con la piel. El único camino conductor entre la piel y el electrodo es un gel o pasta electrolítica que forma un puente de electrólitos. Incluso si se mantiene la superficie del electrodo en ángulo recto con la superficie de la piel, el funcionamiento no se deteriora siempre y cuando el puente de electrólitos mantenga contacto con la piel y con el metal [3].

En los electrodos superficiales se presenta un fenómeno de variación no lineal de las características de la interfase metal-electrolito descrita con anterioridad,

llamado polarización. Básicamente este efecto es similar al que ocurre al cargar una batería con la polaridad de la carga opuesta al flujo de corriente que genera la carga. Este efecto se puede cuantificar para cada tipo de electrodo, por lo que conviene partir de las características del electrodo como elemento del circuito donde se va a insertar. Como resumen práctico de los efectos de polarización se puede decir que, mientras los electrodos se utilicen para registrar potenciales bioeléctricos conservando densidades de corrientes inferiores a  $1 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ , no se obtendrán efectos de no linealidad en el registro. En esta corriente se debe incluir las posibles inducciones de la red sobre el sistema, las fugas del equipo de registro y cualquier otra fuente extraña de perturbación eléctrica [4].

En la figura 10 se presenta un diagrama del circuito equivalente para un par de electrodos de registro puestos en contacto con la piel. Este circuito consiste en una tensión en serie con una red RC, donde  $R_p$  y  $C_p$  dan cuenta de la respuesta en frecuencia que se encuentra en los electrodos. La capacitancia es debida a la formación de la doble barrera iónica en la interfase, y la resistencia responde al efecto encontrado a frecuencias altas, y puede considerarse como la impedancia de salida de la batería que representan las semicélulas  $V_{e1}$  y  $V_{e2}$ . La impedancia  $Z_m$ , que generalmente es compleja, modela el medio interno biológico desde el punto de vista del circuito, y en serie se incluye la fuente  $V_s$  que justifica la aparición de corrientes procedentes del medio interno.

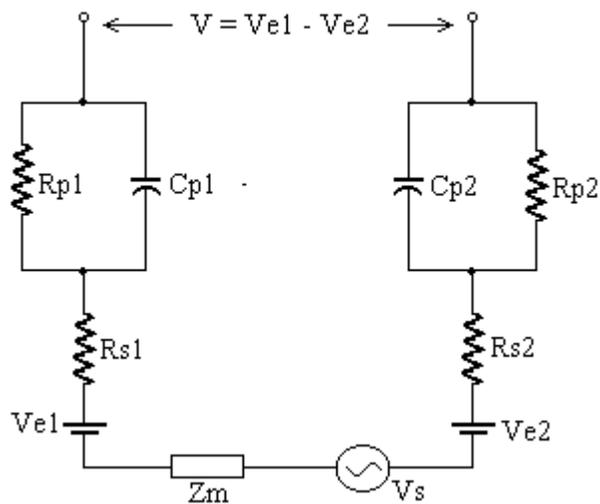


Figura 10. Diagrama del circuito equivalente de medida de biopotenciales con dos electrodos

Es fácil observar en el circuito equivalente que los elementos correspondientes a cada electrodo no siempre son iguales. La diferencia en el valor de las tensiones de ambas semicélulas conduce a la aparición en el circuito de una tensión neta que no tiene nada que ver con la tensión útil que es la generada por  $V_s$ . Esta tensión continua debida a las diferencias nombradas produce una *tensión de offset de los electrodos*. La corriente generada por esta tensión se puede confundir a menudo con un verdadero fenómeno fisiológico, por lo que es importante disponer de electrodos lo más apareados posibles. En el caso de electrodos superficiales, la tensión de offset puede variar bastante, y se opta por eliminar la componente continua, desechando así la información que no es necesaria registrar.

Otro efecto que se puede observar en los electrodos superficiales y que puede llegar a afectar las mediciones realizadas con ellos es la diferencia entre impedancias de contacto entre el electrodo y el sistema de medición. Esto ocasiona generalmente la aparición de tensiones parásitas en el circuito de

medida, las cuales, dada la pequeña magnitud de las tensiones bioeléctricas, pueden provocar una seria interferencia.

Es necesario entonces trabajar con un equipo que cuente con un amplificador diferencial con gran rechazo de modo común, ganancia e impedancia de entrada bastante alta. Para obtener óptimos resultados en el registro de los potenciales medidos por los electrodos, la impedancia de entrada del amplificador debe ser varias veces más grande que la de los electrodos.

Adicionalmente, las impedancias equivalentes de contacto de los electrodos también contribuyen a la aparición de tensiones parásitas. En el caso de los electrodos superficiales, la grasa propia de la piel y sus características eléctricas hacen que la impedancia de contacto con el electrodo suela ser muy elevada, del orden de los gigaohmios ( $10^9\Omega$ ). Por esta razón y con el fin de no utilizar amplificadores con impedancias demasiado elevadas, se coloca entre la piel y el electrodo algunas sustancias conductoras, con propiedades abrasivas a la piel que rebajan las impedancias de contacto hasta el orden de los ohmios ( $\Omega$ ).

Es importante tener en cuenta que el tamaño y el tipo de electrodo son características importantes que determinan la impedancia del electrodo. Los electrodos superficiales tienen generalmente impedancias de 2 a 10 kiloohmios ( $k\Omega$ ).

Hoy en día se encuentra una gran variedad de electrodos de diversos tamaños y formas que siguen este mismo principio. Generalmente, los electrodos más grandes son asociados a registros ECG (registros electrocardiográficos) mientras que los más pequeños se emplean en medidas en EEG (Electroencefalogramas). Además, se desarrollan electrodos para un solo uso que incorporan un botón automático, sobre el que se conecta el cable, encontrándose en contacto con una

fina tela metálica, recubierta a su vez por una tela adhesiva que se retira fácilmente al utilizarlos. Los electrodos traen incluido el gel conductor.

En electroencefalografía, debido al número de puntos de medición de la señal (aproximadamente 16), se deben utilizar electrodos muy simples. El electrodo más utilizado es el llamado *electrodo de copa*, cuyo diagrama se puede observar en la figura 11. Está constituido por un disco de plata clorada con una pequeña cavidad en el centro del tamaño de una lenteja. Su colocación se realiza poniendo un poco de gel conductor en la cavidad y sujetando los electrodos mediante bandas elásticas, formando una especie de casco sobre el cráneo [5].

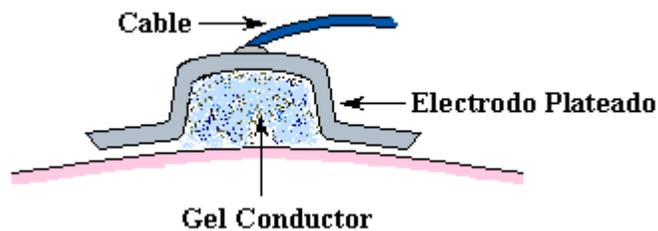


Figura 11. Aspecto de un electrodo de copa utilizado en electroencefalografía

### 3.2. ADECUACIÓN DE LA SEÑAL

La etapa siguiente en el sistema es el acondicionamiento de la señal proveniente de los electrodos ubicados en las diferentes zonas del cerebro del individuo destinadas para hacer las mediciones.

En esta etapa se realiza una amplificación y filtrado de la señal en donde se utilizan para tal fin amplificadores de instrumentación y filtros análogos, respectivamente.

Ya que el registro de los biopotenciales generados en el cerebro requiere de mínimo 16 sensores para realizar un examen completo, en el Sistema de Monitoreo de las Señales Eléctricas Generadas en la Actividad Cerebral se implementaron 8 canales diferenciales de medición, para cada uno de los cuales se realizó la adecuación de la señal a través de un proceso de amplificación y filtrado de la señal diferencial proveniente de dos electrodos ubicados en dos puntos diferentes de la cabeza del individuo.

**3.2.1. El Amplificador de Instrumentación** En el sistema de Monitoreo de las Señales Generadas en la Actividad Cerebral se trabajó con amplificadores de instrumentación. En el diseño de este tipo de amplificadores, la configuración más popular y útil es la que se muestra en la figura 12, donde se cuenta con 3 amplificadores operacionales. Los amplificadores A1 y A2 están dispuestos a la entrada de voltaje. Se conecta una resistencia,  $R_G$ , entre las entradas inversoras de los amplificadores A1 y A2, y el amplificador A3 determina el voltaje de salida.

Los amplificadores A1 y A2 actúan como seguidores de ganancia unitaria, así las señales en modo común serán pasadas a través de estos amplificadores con una ganancia unitaria y solo los voltajes diferenciales serán amplificados. Esto quiere decir, que el diseñador puede aumentar la ganancia determinada por  $R_G$  como desee sin incrementar la ganancia en modo común ni el error. Finalmente, dada la simetría de esta configuración, los errores en modo común en los amplificadores de la entrada tienden a cancelarse en el amplificador de salida.

Si los valores de  $R5=R6$ ,  $R1=R3$  y  $R2=R4$ , entonces el voltaje de salida para el amplificador de instrumentación está dada por:

$$V_{OUT} = (V_{IN2} - V_{IN1})(1 + 2R5/R_G)(R2/R1) \quad (1)$$

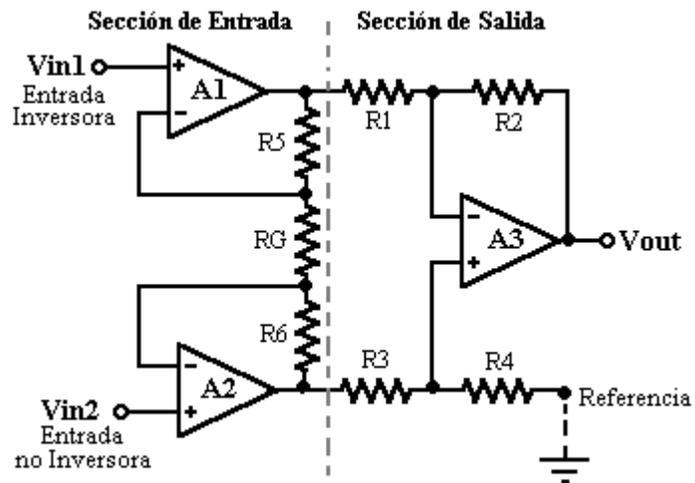


Figura 12. Circuito clásico de un amplificador de Instrumentación con 3 amplificadores operacionales

Los amplificadores de instrumentación se pueden encontrar en un solo encapsulado, que contiene la configuración de los 3 amplificadores operacionales que se describió. La realimentación está a cargo de una red de resistencias encapsuladas, que está aislada de los terminales de entrada de la señal, y que se puede manejar por medio de una sola resistencia externa, también aislada de los terminales de entrada [6].

En el Sistema de Monitoreo, se manejaron para cada canal dos etapas de amplificación. La primera etapa es necesaria ya que la señal proveniente de los

electrodos es muy débil y se requiere que sea más potente para hacer factible su manejo y medición. La segunda etapa de amplificación se realizó después de una primera etapa de filtrado pasa alta, la cual se explicará mas adelante, y en donde la señal previamente amplificada se atenúa nuevamente debido a la eliminación de la componente DC que el filtro realiza sobre la señal.

Para las dos etapas de amplificación se utilizó el amplificador de instrumentación AD620AN, el cual solo requiere de una resistencia externa que fija la ganancia en un valor dentro del rango 1-1000. El dispositivo viene en un encapsulado DIP de 8 patitas, y requiere para su buen desempeño una corriente máxima de 1.3 mA, lo que permite su manejo en sistemas alimentados con baterías, como en este caso. Su alta precisión de 40 ppm () máximo de no linealidad y su bajo offset de máximo 50  $\mu$ V lo hacen ideal para su uso en sistemas de adquisición de datos. Su bajo nivel de ruido de 9 nV en un ancho de banda de 1 kHz permite usarlo en aplicaciones médicas tales como equipos de electrocardiografía y electroencefalografía [7].

Para la implementación física de las dos etapas de amplificación utilizando el AD620AN, se manejó la ganancia por medio de una resistencia  $R_G$ , conectada entre los pines 1 y 8. El cálculo del valor de la resistencia se hace mediante:

$$R_G = 49.4 \text{ K}\Omega / (G-1) \quad (2)$$

En la preamplificación, la ganancia G, calculada a partir de la ecuación 4, es de **150 V/V**. En la etapa de amplificación, la ganancia G es de **50 V/V**.

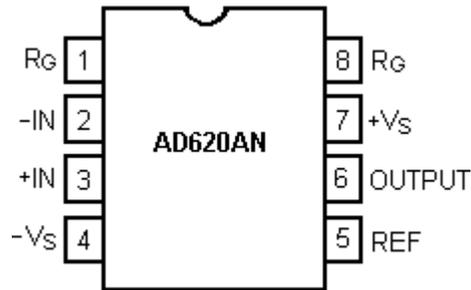


Figura 13. Diagrama de conexiones para el amplificador de instrumentación AD620AN

**3.2.2. Filtrado** El filtrado electrónico modifica de un modo determinado una señal que pasa a través de él. Algunas veces se habla del filtro solo como un dispositivo selector de frecuencias, pero en realidad existen muchos filtros de interés práctico que no cumplen esa función. Por ejemplo existen *filtros pasatodo* que, sin alterar la amplitud, modifican la fase.

Los filtros mas comunes son los filtros selectores que “dejan pasar” las señales presentes en ciertas bandas de frecuencia y “bloquean” las señales de otras bandas de frecuencias.

Hay diversas clasificaciones de los filtros, y según puedan o no modelarse matemáticamente con ecuaciones lineales, se clasifican en *filtros lineales* y *filtros no lineales*.

Otra clasificación es en *filtros analógicos* y *filtros digitales*. Los filtros analógicos son aquellos en los que la señal puede tomar cualquier valor dentro de un intervalo, y los digitales corresponden al caso en que la señal solo toma valores discretos.

También se pueden clasificar en *filtros activos* y *filtros pasivos* según los componentes que utilicen para su implementación. Los filtros activos se implementan con elementos activos como amplificadores operacionales, mientras que los filtros pasivos se implementan generalmente con capacitores, inductores y resistencias. Ya que los inductores son elementos muy pesados y voluminosos, el empleo de filtros pasivos es muy poco conveniente, excepto en aplicaciones donde se trabaje con frecuencias muy altas [8].

En el sistema de monitoreo de las señales generadas en el cerebro, se trabajó con filtros selectores, ya que se deseaba eliminar ciertas frecuencias que no eran de interés en la medición y que enmascaraban la señal que en realidad se quería medir.

Estos filtros selectores de frecuencia permiten el paso de frecuencias en ciertas bandas, llamadas *bandas de paso* y bloquean el paso de otras bandas de frecuencias llamadas *bandas de corte*, y el punto límite entre estas dos bandas es la llamada *frecuencia de corte*.

Existen cuatro tipos básicos de filtros selectores de frecuencias: *filtros pasa bajos*, *pasa altos*, *pasabanda* y *rechazabanda*, los cuales se pueden implementar analógica o digitalmente y con elementos pasivos o activos.

En el caso de este sistema, se utilizaron los filtros *pasa alta* y *pasa baja*, los cuales se describen a continuación.

**3.2.2.1 Filtro Pasa Alta (PA)** Este filtro permite el paso de las frecuencias mayores que la *frecuencia de corte*  $\omega_c$ , y bloquea el paso de las frecuencias menores.

En la figura 14 se muestra un diagrama de amplitud para el filtro pasaalta ideal. Sin embargo, los filtros reales que se pueden implementar solo pueden aproximarse en mayor o menor grado al comportamiento del filtro ideal.

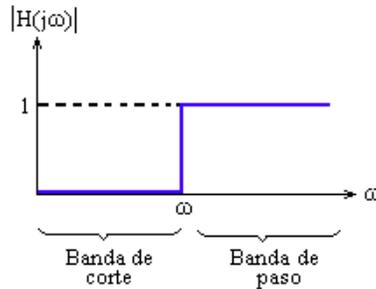


Figura 14. Diagrama de amplitud para un filtro Pasa alta ideal.

La aproximación al filtro ideal que se debe buscar, se especifica reemplazando los valores constantes de la bandas de paso y atenuación por cotas, y se introduce una banda de transición en lugar del salto abrupto que se tiene en el caso del filtro ideal. Esta especificación recibe el nombre de *plantilla*, en la figura 15 se muestra la plantilla correspondiente al filtro pasaalta. Como se puede observar, la banda de transición se extiende desde  $\omega_a$  a  $\omega_p$ , de manera que la frecuencia de corte se separó en dos frecuencias  $\omega_a$  y  $\omega_p$ .  $H_{\min}$ , es el mínimo valor de  $H$  (amplitud) admisible en la banda de paso y  $H_{\max}$ , es el máximo en la banda de corte. De este modo no se exige que el valor para  $H$  sea 1 en la banda pasante como sucedía en el filtro ideal, el valor para  $H_{\min}$  dependerá de los requerimientos de cada diseño, del error de ganancia que se admita en la banda de paso, así para aplicaciones en instrumentos de medición se requiere de una tolerancia menor de 1% de manera que  $H_{\min}$  no podrá ser menor que 0,99. Así mismo, el valor para  $H$  en la banda de corte no es rigurosamente 0, sino que se admite que alcance un valor de  $H_{\max}$ , el valor para este  $H_{\max}$ , generalmente, está asociado a la magnitud del ruido de alta

frecuencia que puede aceptarse para la señal filtrada, así para los sistemas de medición se puede tomar un valor de  $H_{\max}$  igual a 0,01 [9].

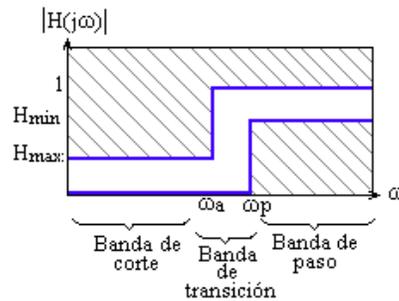


Figura 15. Plantilla de transferencia para un filtro Pasa alta.

**3.2.2.2 Filtro Pasa Baja (PB)** Permiten el paso de las frecuencias menores que la *frecuencia de corte*  $\omega_c$ , y bloquea las frecuencias mayores, así como se muestra en la figura 16.

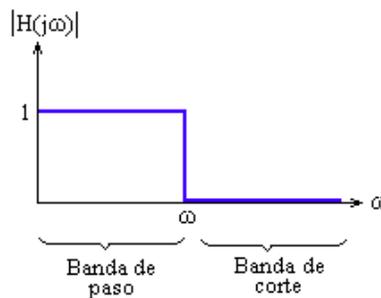


Figura 16. Diagrama de amplitud para un filtro Pasa baja ideal.

En la práctica, el comportamiento del filtro implementado no es ideal, así que se utilizan las aproximaciones clásicas para que la respuesta de dicho filtro sea lo más cercana a la del filtro ideal.

La plantilla para el filtro Pasa baja se muestra en la figura 17 y al igual que en el caso del filtro pasa alta se tiene una banda de transición, la frecuencia de corte se separó en dos frecuencias  $\omega_a$  y  $\omega_p$ . El  $H_{\min}$ , es el mínimo valor de  $H$  (amplitud) admisible en la banda de paso y  $H_{\max}$ , es el máximo en la banda de corte.

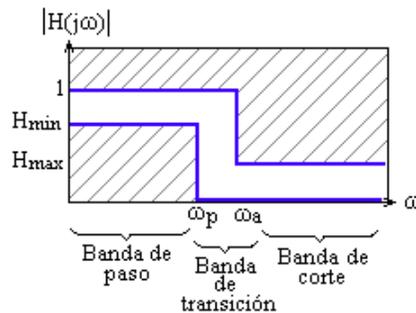


Figura 17. Plantilla de transferencia para un filtro Pasa baja.

Existe una serie de aproximaciones conocidas como *aproximaciones clásicas*. Las más utilizadas son las de Butterworth, Legendre, Chebyshev, Bessel y Cauer. Cada una de ellas optimiza algún parámetro o especificación del filtro bajo ciertas condiciones.

Si se desea una banda de paso plana se debe utilizar la aproximación Butterworth, si se desea una banda de corte con un rizado constante se puede utilizar una aproximación Chebyshev. Estas características dependen del manejo matemático que se le da a la función de transferencia del filtro en cada una de las aproximaciones.

Hoy en día existen herramientas computarizadas de diseño de filtros activos que permiten simular el comportamiento del filtro requerido, simplificando el trabajo de diseño de estos filtros. El manejo de estas herramientas es relativamente sencillo,

solo se necesita de un poco de conocimientos acerca del diseño de filtros y de los requerimientos propios del sistema donde va a operar el filtro.

Para el sistema de monitoreo de las señales generadas en el cerebro, se implementaron para cada canal dos filtros activos que fueron previamente simulados utilizando la herramienta de diseño Filterlab. Filterlab es un software innovador que provee los diagramas esquemáticos del circuito del filtro con los valores de los componentes necesarios para su implementación y muestra su respuesta en frecuencia.

El diseñador o usuario de Filterlab puede seleccionar la frecuencia de corte, la aproximación que desea utilizar y el orden del filtro. Una vez la respuesta del filtro sea identificada, Filterlab genera la respuesta en frecuencia de ese filtro, así como el circuito basado en amplificadores operacionales que se debe implementar. Si se desean hacer cambios sobre el valor de capacitores o resistencias, Filterlab permite realizar estos cambios y recalcula los valores para los demás componentes, de manera que ese diagrama circuital se acople a la respuesta que se necesita [10].

En la figura 18 se muestra un circuito para un filtro activo Pasa alta de cuarto orden Butterworth de frecuencia de corte de 0,5 Hz, diseñado mediante Filterlab.

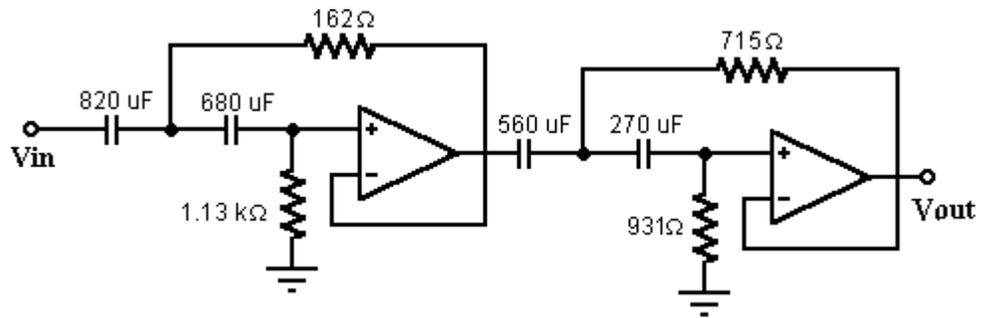


Figura 18. Circuito de un filtro activo Pasa alta Butterworth de cuarto orden.

La simulación realizada utilizando el FilterLab permitió escoger los dos filtros a implementar en el Sistema de Monitoreo: Un filtro pasa alta Butterworth de cuarto orden, y un filtro pasa bajo Butterworth de octavo orden. La respuesta en frecuencia de dichos filtros se muestra en las figuras 19 y 21, respectivamente.

La implementación de estos dos filtros utilizando amplificadores operacionales implica un elevado número de componentes entre resistencias y condensadores, lo cual hace al circuito más susceptible al ruido, lo cual obviamente interfiere en el buen desempeño del filtro. Por esta razón se decidió trabajar con filtros que ya vienen encapsulados en un solo integrado.

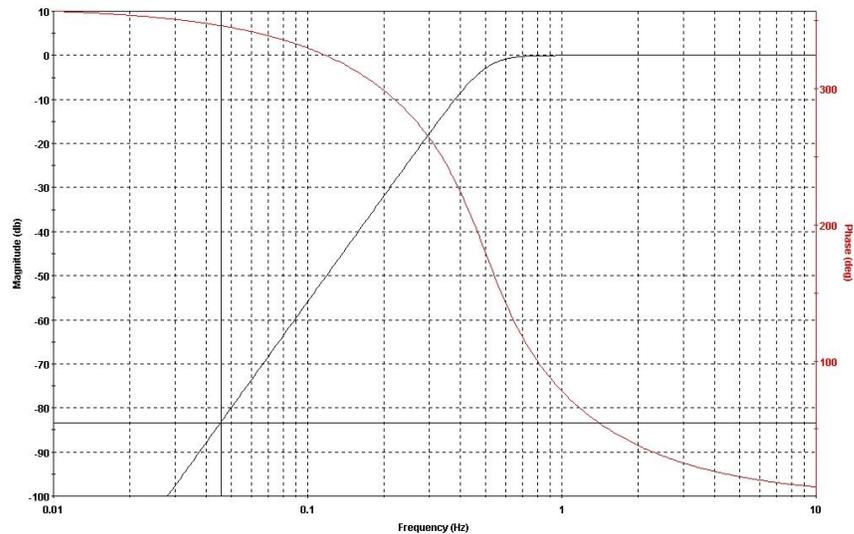


Figura 19. Simulación del Filtro Pasa alta Butterworth de orden 4.

El filtro pasa alta tiene una frecuencia de corte de 0,5 Hz. Para su implementación se utilizó el Filtro universal MF10CN, que es un filtro de fácil uso, el cual contiene 2 bloques de filtros activos independientes de 2° orden cada uno, en el que se pueden implementar filtros pasaalta, filtros pasabaja, pasabanda y rechazabanda y trabaja con las aproximaciones Butterworth, Bessel, y Chebyshev [11].

Este filtro se implementó con el fin de eliminar la componente DC que se presenta al medir directamente sobre la piel del individuo, componente de señal que no es de interés en la medición.

Para el manejo de cada bloque de filtro del MF10 se requiere de una señal externa de reloj y 4 resistencias. Con la señal de reloj se fija la frecuencia de corte del filtro, y con las resistencias se configura el tipo de aproximación y el tipo de

filtro que se va a implementar. Finalmente, el MF10 tiene tres pines de salida diferentes que se utilizan de acuerdo con el tipo de filtro que se implementa. Las ecuaciones (3) y (4) se utilizaron para encontrar los valores de las resistencias necesarias para hacer la implementación del filtro pasa alta deseado, y la ecuación (5) se utilizó para hallar la frecuencia del reloj requerida para tener una frecuencia de corte de 0,5 Hz.

$$Q = (R3/R2) \sqrt{(R2/R4)} \quad (3)$$

$$H_{OHP} = - R2/R1 \quad (4)$$

$$f_0 = (f_{clk} / 100) \sqrt{(R2/R4)} \quad (5)$$

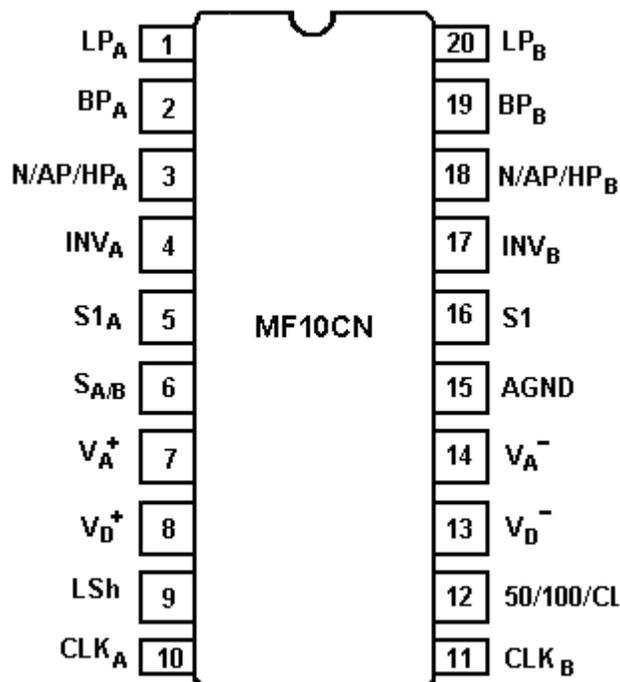


Figura 20. Diagrama de conexiones para el Filtro Universal MF10

El segundo filtro que se simuló fue un filtro Butterworth pasa baja de octavo orden con una frecuencia de corte de 50 Hz. Para su implementación se utilizó el Filtro Butterworth Pasa baja de octavo orden MAX7480, cuya frecuencia de corte se fija ya sea mediante una señal de reloj externa o configurándolo para que funcione con un oscilador interno [12].

Este filtro se implementó con el fin de limitar el ancho de banda de la señal con que se va a trabajar, teniendo en cuenta que las señales electroencefalográficas no exceden en su mayoría la frecuencia de corte del filtro.

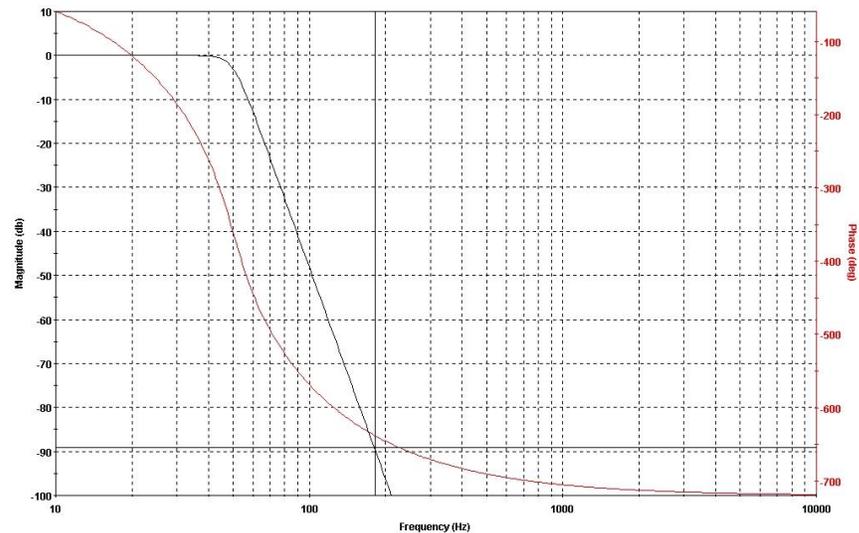


Figura 21. Simulación del Filtro Pasa baja Butterworth de orden 8.

Se optó por trabajar con el oscilador interno, modo en el que basta con un condensador para fijar la frecuencia de corte del filtro. Mediante la ecuación (6)

se realizó el cálculo del valor del condensador  $C_{osc}$  y a la vez se fijó la frecuencia de corte teniendo en cuenta que el filtro maneja una relación *frecuencia del oscilador-frecuencia de corte* de 100:1. Por ejemplo, como la frecuencia de corte que se manejó es de 50 Hz, la frecuencia del oscilador interno fue de 5 KHz y el valor del condensador fue de aproximadamente 9 nF (nanofaradios).

$$f_{osc} \text{ (KHz)} = 53 \times 10^3 / C_{osc}; \quad C_{osc} \text{ (pF)} \quad (6)$$

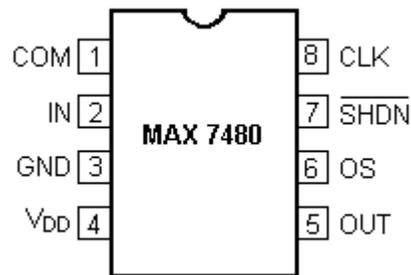


Figura 22. Diagrama de conexiones para el filtro MAX7480

### 3.3. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL Y COMUNICACIÓN CON EL PC

Debido a la naturaleza análoga de las variables físicas del mundo real, incluyendo las señales bioeléctricas, se hace necesario realizar una conversión análogo a digital de dichas señales a fin de que estas puedan ser adquiridas y procesadas a través de un computador, el cual maneja la información en una forma discreta. Así, la siguiente etapa en el Sistema de Monitoreo de las Señales Eléctricas Generadas en el Cerebro consiste en la *digitalización y transmisión* de los datos a un computador.

El proceso de transformación de señales análogas en digitales es realizada por conversores Análogo – Digital (ADC, en inglés).

**3.3.1 Conversor Análogo-Digital** Un conversor análogo digital ideal representa todas las entradas análogas que se encuentran en un cierto rango a través de un número limitado de códigos digitales de salida. Cada código digital representa una fracción del rango total de la entrada analógica. Dado que la escala analógica es continua y que los códigos digitales son discretos, se presenta un proceso de cuantización que introduce un error. A medida que el número de códigos discretos se incrementa, el correspondiente ancho de paso se hace más pequeño y la función de transferencia se aproxima a una línea recta. El ancho de un paso es definido como 1 LSB (one Least Significant Bit), y es utilizado como la unidad de referencia para otras cantidades en el proceso de conversión. Este también es una medida de la resolución del conversor, ya que define el número de divisiones o unidades de todo el rango analógico. De ese modo  $\frac{1}{2}$  LSB representa una cantidad analógica igual a la mitad de la resolución analógica. La resolución de un ADC usualmente se expresa como el número de bits en su código de salida digital. Por ejemplo, un ADC con una resolución de  $n$  bits tiene  $2^n$  posibles códigos digitales, lo cual define  $2^n$  pasos. Sin embargo dado que el primer paso (0) y el último paso son solamente la mitad del ancho total, el rango de escala completa (FSR) es dividido entre  $2^n - 1$  ancho de pasos [13]. Así:

$$1 \text{ LSB} = \text{FSR} / (2^n - 1) \quad \text{para un conversor de } n\text{-bits} \quad (7)$$

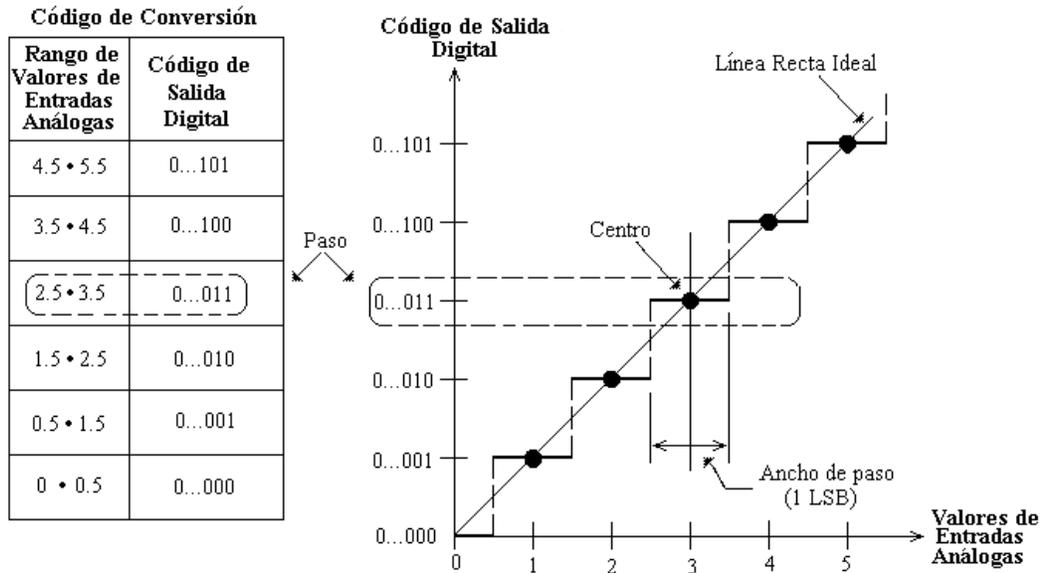


Figura 23. Comportamiento Ideal de un ADC

Existen varios tipos de conversores analógico a digital, los cuales se clasifican de acuerdo a su funcionamiento. Los más comunes son el ADC de rampa digital y el ADC de aproximaciones sucesivas.

El ADC de aproximaciones sucesivas tiene un tiempo de conversión más pequeño que el ADC de rampa digital y tiene un tiempo fijo de conversión que no depende del valor de la señal analógica. La configuración básica del conversor de aproximaciones sucesivas se muestra en la figura 24. Se puede observar en ese diagrama que el conversor utiliza un registro para generar la entrada al DAC (conversor digital-análogo), la lógica de control modifica bit a bit el contenido de el registro hasta que el contenido de éste se convierte en el equivalente digital de la entrada analógica  $V_A$  [14].

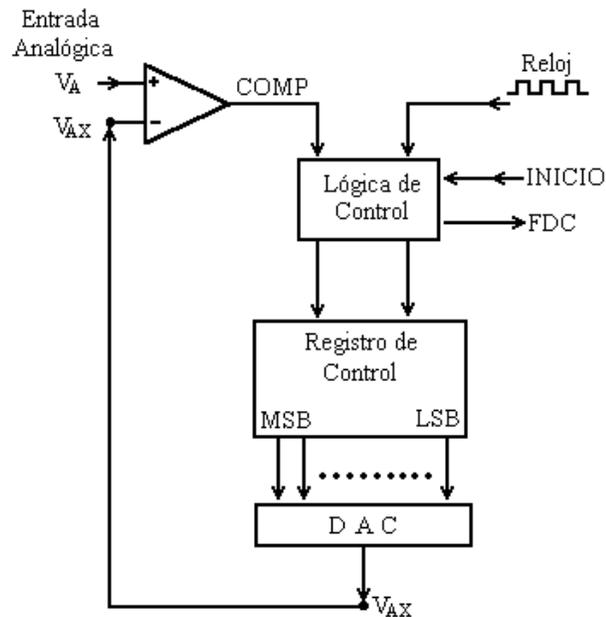


Figura 24. Diagrama simplificado de bloques para un ADC de aproximaciones sucesivas

El ADC que se utilizó en este sistema fue el AD974, el cual tiene cuatro canales de conversión, una resolución de 16 bits, 200 kSPS (Kilobytes por segundo) de velocidad de salida de datos, una interfaz serial que le permite comunicarse con otros dispositivos electrónicos y puede manejar tres rangos de entradas análogas, de 0V a +4V, de 0V a +5V y de -10V a +10V. La configuración para operar en cualquiera de los tres rangos se hace mediante una conexiones básicas entre los pines BIP, VxA y VxB [15].

El principio de funcionamiento de este conversor es el de un ADC de aproximaciones sucesivas. Debido a que el Sistema de Monitoreo dispone de ocho canales de conversión, y el AD974 solo tiene cuatro, se utilizaron dos conversores AD974 para realizar la conversión de todos los canales de medición

del sistema. En la figura 25 se muestra el diagrama de conexiones para un conversor AD974.

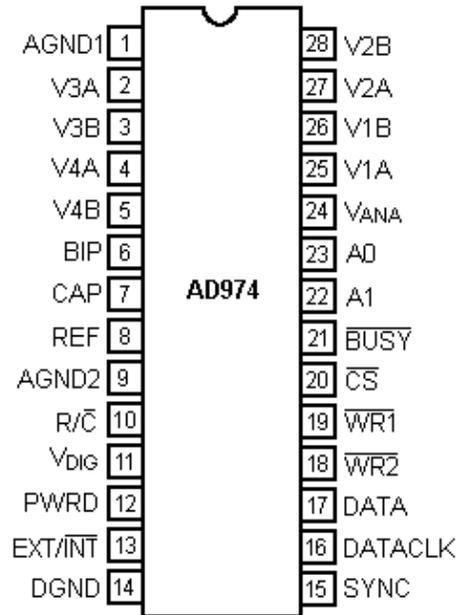


Figura 25. Diagrama de conexiones del Conversor Análogo-Digital AD974

El AD974 es controlado por dos señales: R/C y CS. Cuando R/C y CS están en bajo (0 lógico) por un tiempo mínimo de 50 ns, la señal análoga de entrada se sostiene en un arreglo interno de capacitores y se inicializa el proceso interno de conversión. Desde que se inicializa este proceso hasta que finaliza, el pin BUSY esta en bajo. Después que la conversión se ha completado, la señal en BUSY retorna a alto (1 lógico). Bajo ciertas condiciones el pin CS puede fijarse en bajo y el pin R/C determinará si se inicializa una conversión o se lee un dato convertido. La frecuencia de salida de los datos digitalizados se puede generar con el manejo del reloj interno del ADC o con un reloj externo, y esta configuración se realiza mediante el pin EXT/INT [16]. En la figura 26 se muestra el diagrama de tiempos para la conversión que realiza el AD974.

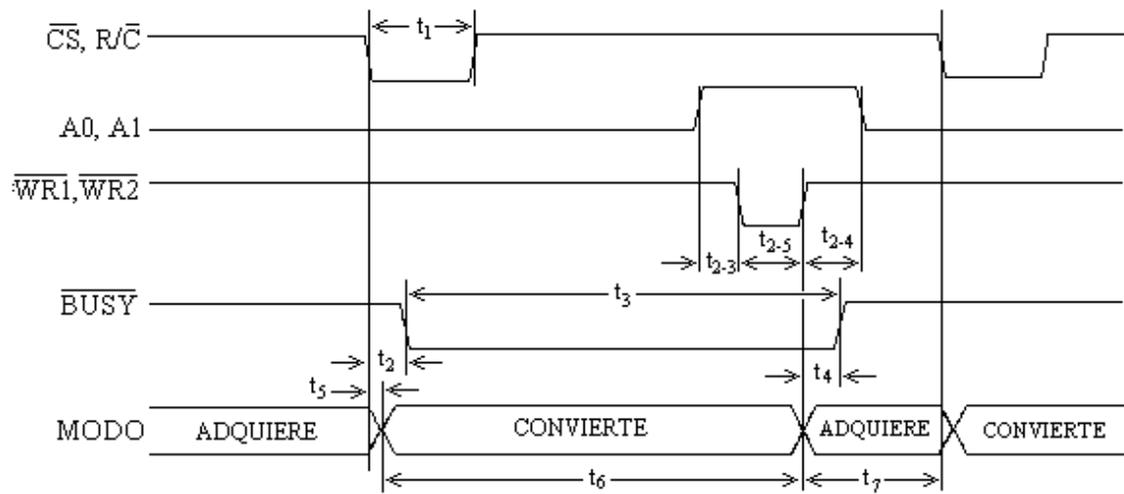


Figura 26. Diagrama básico de tiempo de conversión para el ADC 974

**3.3.2 Control del Conversor AD974 y de la transmisión de los datos digitalizados** Es necesario en el proceso de digitalización con el AD974 manejar los tiempos de conversión así como la transmisión de los datos ya digitalizados hacia otro dispositivo electrónico o a un computador personal. En el sistema que se desarrolló se trabajó con un reloj externo cuya señal se generó, para los dos conversores, mediante un microcontrolador, el PIC16F873A quien además, manejó el control de las líneas R/C y BUSY.

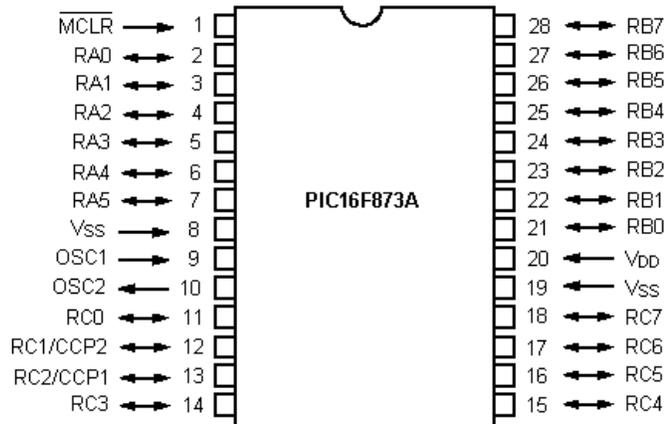


Figura 27. Diagrama de conexiones para el microcontrolador PIC16F873A

El PIC16F873 es el encargado de indicarle a los dos conversores el canal a convertir a través de las líneas A0 y A1 de los conversores, enviarles la orden de conversión mediante las líneas BUSY, testear el momento en que cada conversor termina la conversión del canal indicado y finalmente generar la señal de reloj necesaria para que cada AD974 pueda transmitir hacia otro dispositivo electrónico el dato digitalizado correspondiente a la señal detectada en el canal que se le indicó. En la figura 28 se muestra el diagrama de bloques de la programación que se implementó en el microcontrolador PIC16F873A, para que éste maneje los tiempos de conversión de los dos conversores AD974.

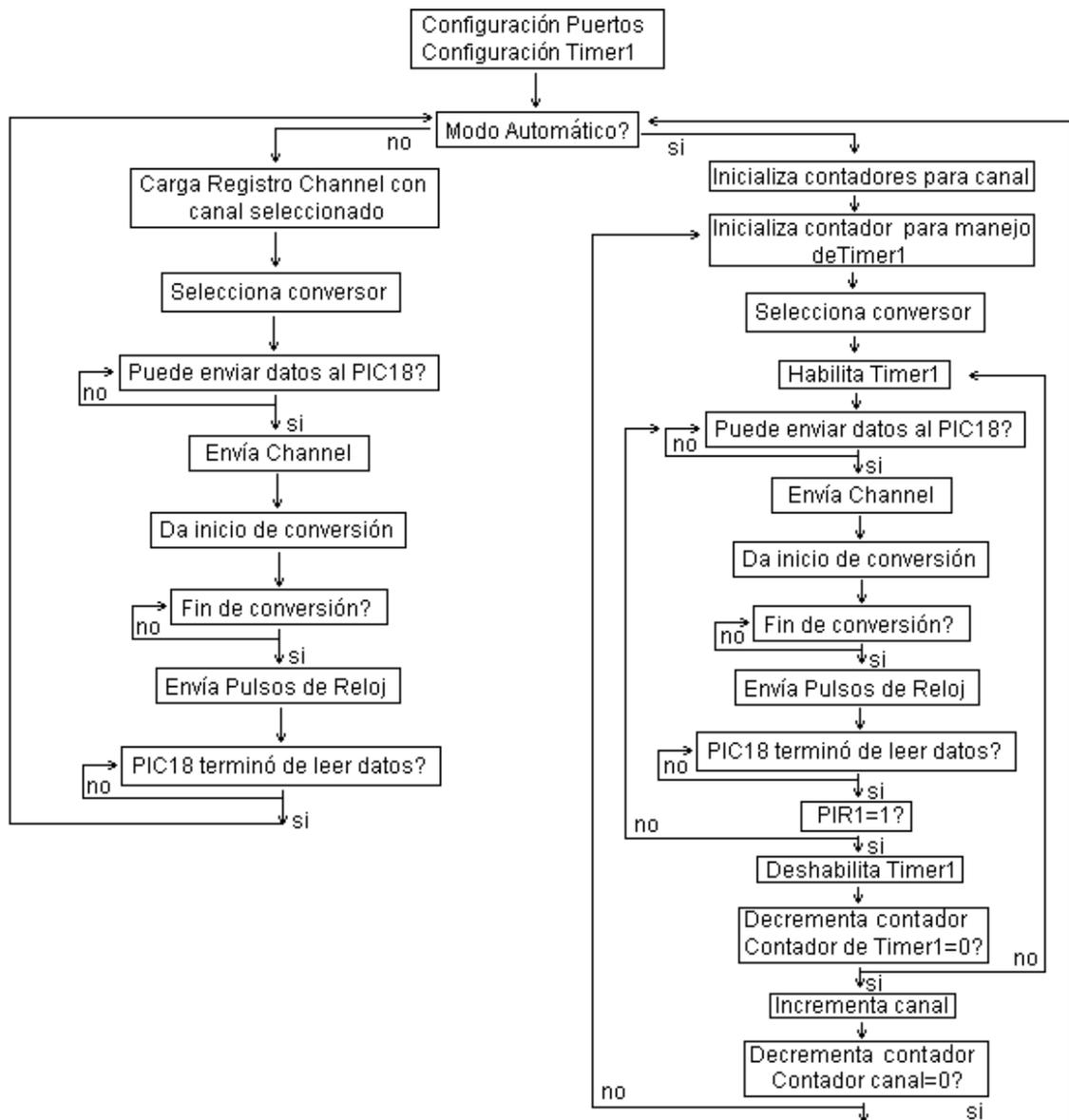


Figura 28. Diagrama de flujo del programa implementado en el PIC16F873A.

Los datos digitalizados se transmitieron a otro microcontrolador, el PIC18F452, quién se encargó de recibir los datos a través de su módulo USART y luego transmitirlos junto con el canal correspondiente, al computador vía puerto paralelo.

En este punto se puede observar que se realizó un cambio de interfaz desde serial (determinada por el conversor) a paralelo. Este cambio de interfaz se realiza con el fin de tener un mayor control sobre la transmisión de los datos, y una mayor velocidad en la transmisión de los datos hacia el PC.

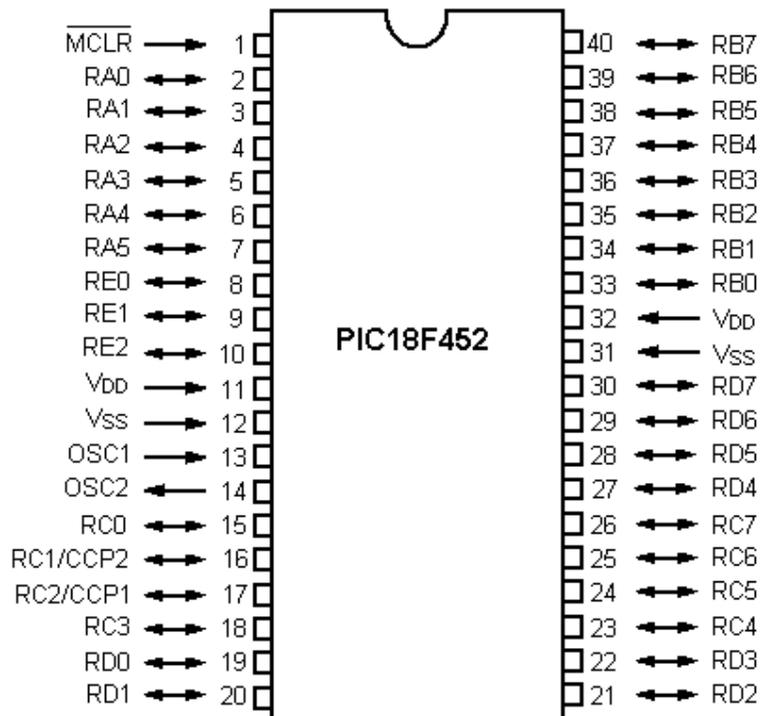


Figura 29. Diagrama de conexiones para el microcontrolador PIC18F452

En la figura 30 se muestra el diagrama de bloques de la programación que se implementó en el microcontrolador PIC18F452, a fin de que el microcontrolador recibiera los datos digitalizados provenientes de los conversores y luego los transmitiera al computador.

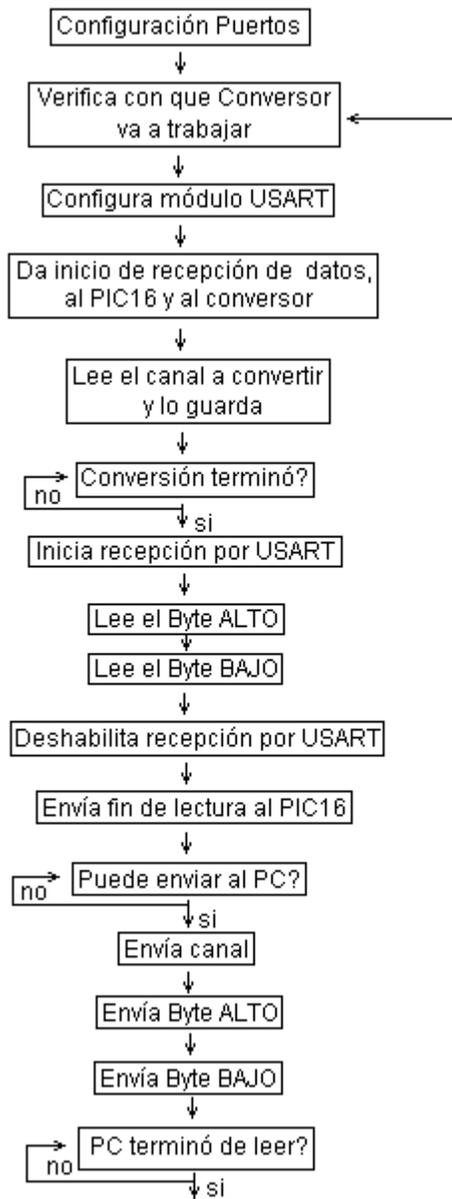


Figura 30. Diagrama de flujo del programa que se implementó en el PIC18F452.

### 3.4 VISUALIZACIÓN Y ALMACENAMIENTO DE LOS DATOS EN EL PC

Las señales eléctricas medidas en el Sistema de Monitoreo se visualizaron en un computador, mediante un programa elaborado en Labview, el cual es un software desarrollado para el control en instrumentación y el diseño de instrumentos virtuales. Labview es un software de instrumentación virtual que utiliza lenguaje de comunicación G (lenguaje gráfico) el cual está pensado para que los usuarios con nociones básicas de programación pueden construir sus aplicaciones o interfaces gráficas llamadas Instrumentos Virtuales.

Un instrumento virtual (VI) es un programa diseñado para que tenga las mismas características de un instrumento típico. Un VI consta de:

- *Una Interfaz gráfica*, contiene un panel frontal, desplegado en la pantalla del computador el cual opera mediante teclado o “mouse”, en el cual se puede observar todo tipo de señales y datos necesarios para la interpretación de la aplicación que se este desarrollando.
- *Programa de control*, representa el ensamble de componentes electrónicos de un instrumento típico, mediante la interconexión de *iconos* que desarrollan la función del VI [17]. Permite controlar toda una aplicación, adquisición de datos, análisis de esos datos y manipulación de la interfaz gráfica.

El programa implementado bajo el lenguaje de programación LabView está diseñado para recibir los datos digitalizados correspondientes a cada canal de medición. Este programa también realiza un almacenamiento de dichos datos en

archivos de texto y reconstruye la señal basándose en los datos recibidos teniendo en cuenta la frecuencia de muestreo del sistema, que es de 430 Hz.

En el panel frontal o interfaz gráfica del programa de adquisición se dispone de un interruptor que da inicio a la adquisición, un despliegue digital para el canal, un controlador que fija un retardo necesario para realización de la adquisición de la señal y 8 despliegues gráficos donde se observan las señales medidas correspondientes a cada canal de adquisición. Cada gráfica dispone de un despliegue digital donde se puede observar el valor de la amplitud de la señal en cada instante de tiempo.

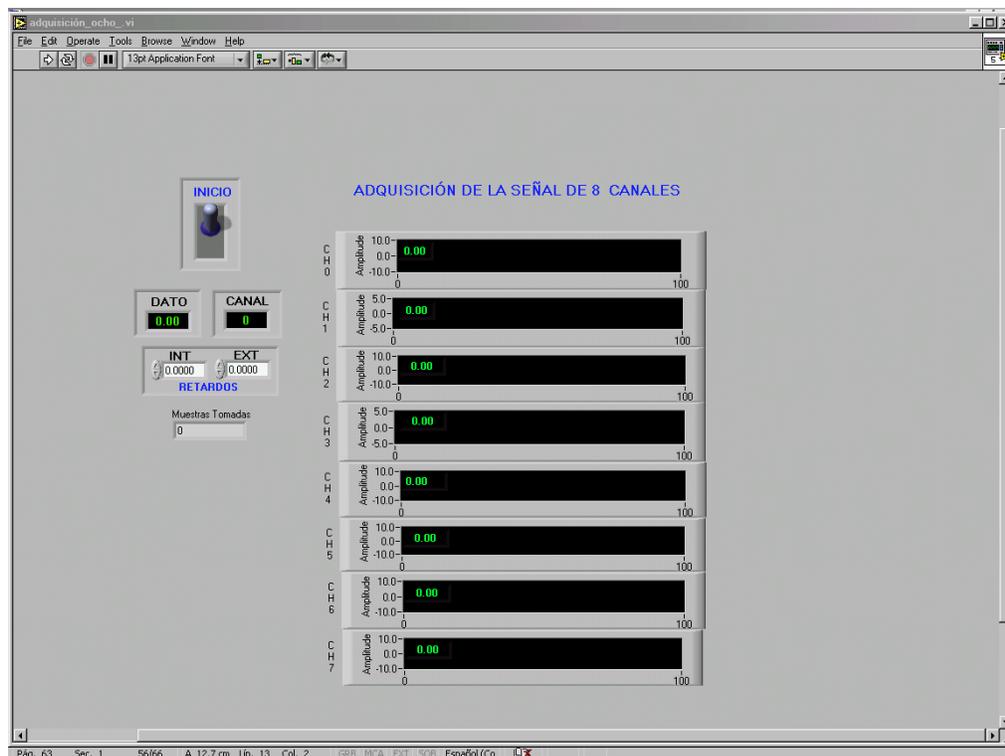


Figura 31. Panel frontal del programa de adquisición para los 8 canales de medición del sistema.

El panel de control contiene los subVI que permiten leer desde el puerto paralelo del computador para adquirir los datos digitalizados y el canal al que corresponden dichos datos, guardar los datos en archivos de textos. Contiene también un sub-VI que realiza la función de transferencia necesaria para convertir los datos digitalizados de amplitud en un valor análogo y otro sub-VI que gráfica esos valores de amplitud en el tiempo, teniendo en cuenta el tiempo de muestreo de la señal en cada canal de medición. En la figura 32 se muestra un diagrama de bloques del programa de adquisición implementado bajo Labview.

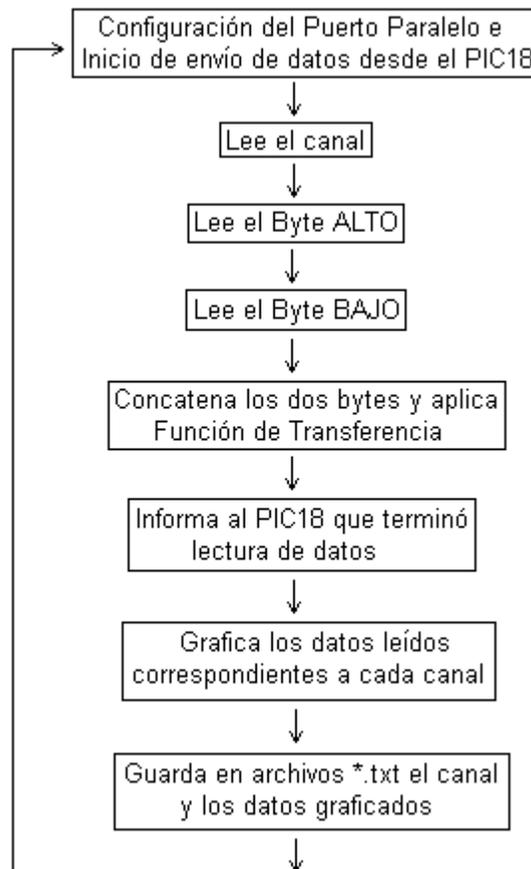


Figura 32. Diagrama de flujo del programa de adquisición para los 8 canales de medición del sistema.

## REFERENCIAS

- [1] Enciclopedia Mundo Electrónico. Transductores. Pág. 235
  
- [2] Cromwell, L. Instrumentación y medidas biomédicas. Marcombo Boixareu Editores. 1980. pág:38-40
  
- [3] Cromwell, L. Instrumentación y medidas biomédicas. Marcombo Boixareu Editores. 1980. pág:46
  
- [4] Enciclopedia Mundo Electrónico, Transductores. Pág. 240.
  
- [5] Enciclopedia Mundo Electrónico, Transductores. Pág. 244
  
- [6] Kitchin, C. Counts, L. A Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers. Analog Devices, Inc. 2004. pág: 1-1, 2-2, 2-3
  
- [7] Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier AD620. Analog Devices, Inc. 1999.
  
- [8] Miyara, F. Filtros Activos. Universidad Nacional del Rosario. Argentina 2004. pág 1 [online].
  
- [9] Miyara, F. Filtros Activos. Universidad Nacional del Rosario. Argentina 2004. pág 12-14 [online] .
  
- [10] FilterLab™ Active Filter Software Design Tool. Microchip 2001.

- [11] MF10, Universal Monolithic Dual Switched Capacitor Filter. Maxim Integrated Products. 1999
- [12] 8th-Order, Lowpass, Butterworth, Switched-Capacitor Filter MAX7480. Maxim Integrated Products. 1999.
- [13] Tocci, Ronald J. "Sistemas Digitales. Principios y Aplicaciones". Prentice Hall Hispanoamericana. 6 Edición. 1996. Pag 588.
- [14] Tocci, Ronald J. "Sistemas Digitales. Principios y Aplicaciones". Prentice Hall Hispanoamericana. 6 Edición. 1996. Pag 597-599.
- [15] 4-Channel, 16-Bit, 200 kSPS Data Acquisition System AD974. Analog Devices, Inc. 1999.
- [16] 4-Channel, 16-Bit, 200 kSPS Data Acquisition System AD974. Analog Devices, Inc. 1999.
- [17] Zavala, R. Anzures, J. Lázaro, I. Instrumentación virtual aplicada a la comunicación con instrumentos vía rs-232 [online]

#### 4. RESULTADOS EXPERIMENTALES

El Sistema de Adquisición y Monitoreo implementado permite registrar la actividad eléctrica cerebral a través de ocho canales de registro bipolar, teniendo un total de 16 electrodos de registro y un electrodo de puesta a tierra. La figura 33 muestra el montaje necesario para la obtención de los registros de la actividad cerebral de un individuo, compuesto básicamente por las tarjetas de acondicionamiento de la señal correspondientes a cada canal de medición, la tarjeta de adquisición de datos y un computador para realizar el registro.

Se han efectuado mediciones en individuos de diferentes edades y a través de diferentes ubicaciones de los electrodos, siguiendo el sistema internacional 10 – 20.

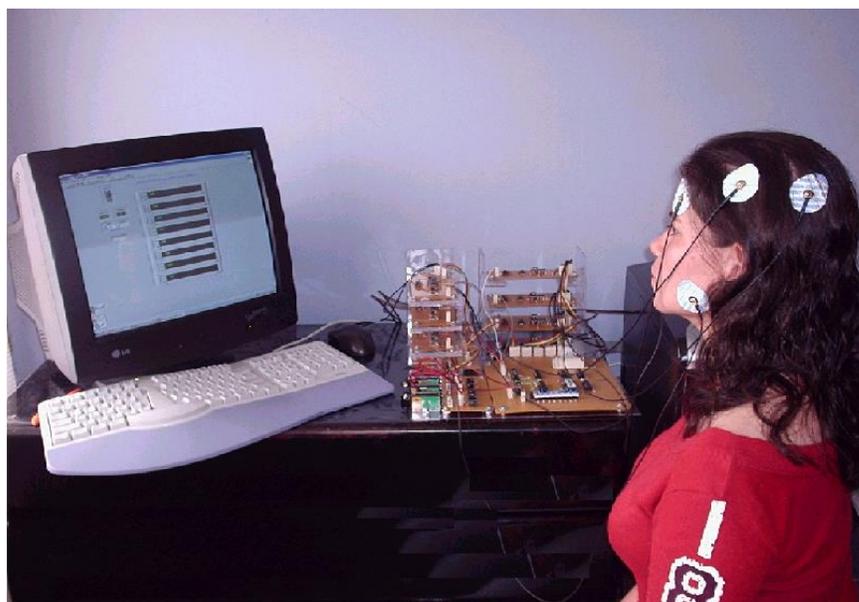


Figura 33. Sistema de Adquisición y Monitoreo de la Actividad Cerebral de un individuo.

Fue necesario realizar un filtrado digital de los datos obtenidos en cada registro ya que, aunque se realizó un filtro antialiasing previo a la digitalización, el análisis de frecuencia a través de la Transformada Rápida de Fourier (FFT) muestra la presencia de componentes de frecuencia fuera de la banda de frecuencia de interés, y una componente dominante alrededor de 60 Hz, debida a la interferencia de la frecuencia de la red de alimentación, a la cual se conecta el computador. La figura 34 muestra un espectro de frecuencias para un registro sin el filtro pasabaja digital, y la figura 35 el espectro del mismo registro posterior al filtrado de la señal.

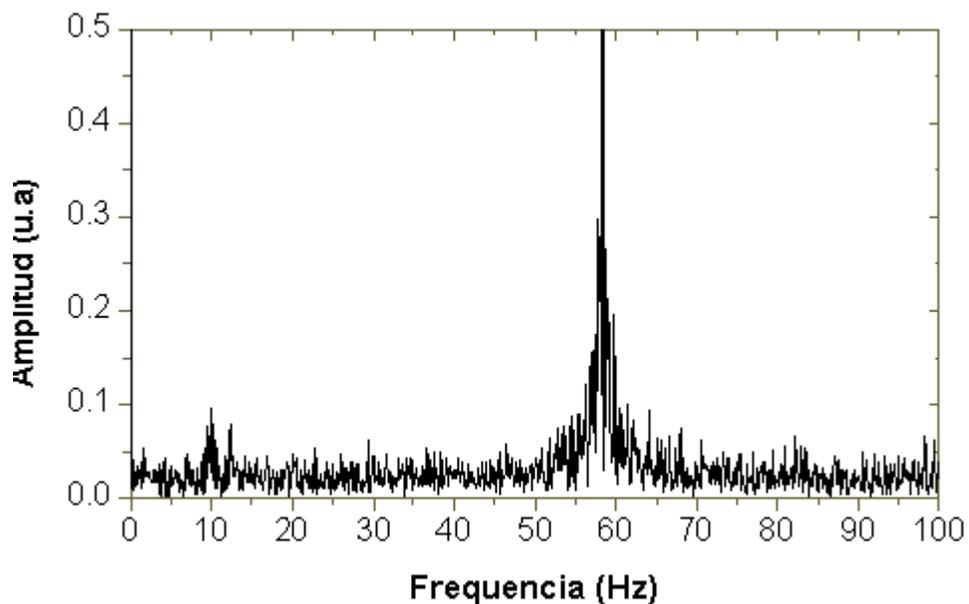


Figura 34. Espectro de frecuencias para el registro de la actividad cerebral de un individuo sin filtrado digital de los datos.

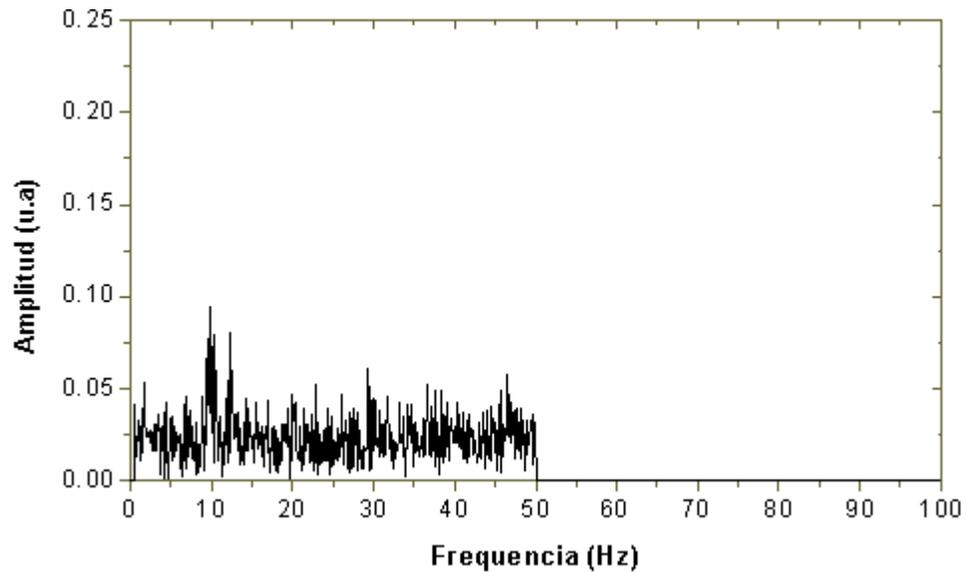


Figura 35. Espectro de frecuencias para el registro anterior posterior al filtro pasabaja digital con frecuencia de corte de 50 Hz.

La figura 35 muestra la eliminación de la componente de frecuencia de 60 Hz, que es la componente de ruido predominante en el sistema, así como la eliminación de frecuencias por fuera de la banda de interés, que para este caso es de 0,5 a 50 Hz.

A continuación se muestran varios registros realizados sobre diferentes individuos, y sus respectivos análisis de frecuencia.

Las figuras 36 y 37 muestran el registro de un canal de medición en un individuo normal de 23 años. La ubicación de los electrodos en ambos casos fue sobre la frente del individuo, con el electrodo de puesta a tierra ubicado sobre el mastoides.

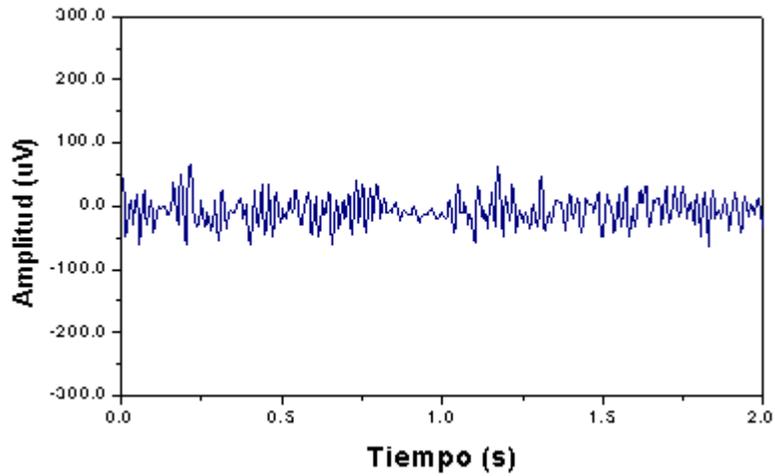


Figura 36. Registro de la actividad cerebral de un individuo normal de 23 años con ubicación frontal de los electrodos.

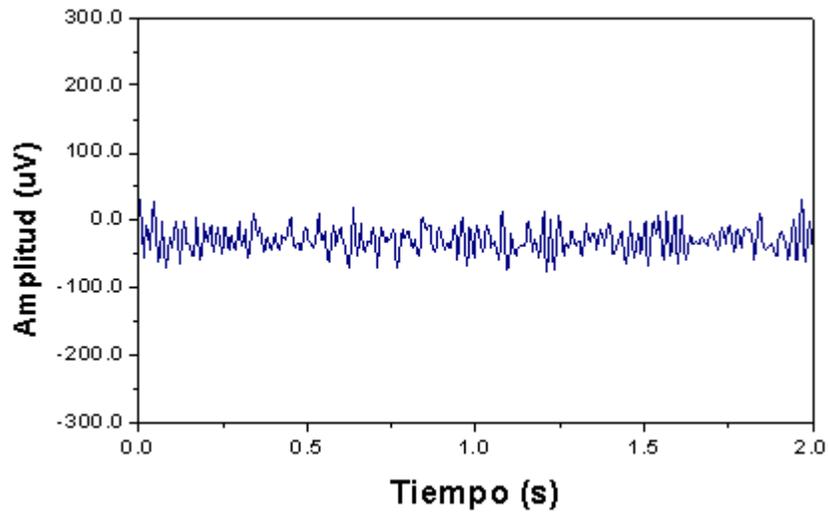


Figura 37. Registro de la actividad cerebral del mismo individuo normal de 23 años con ubicación frontal de los electrodos.

Las figura 38 y 39 muestran el análisis de frecuencia realizado para las señales de las figuras 36 y 37, respectivamente.

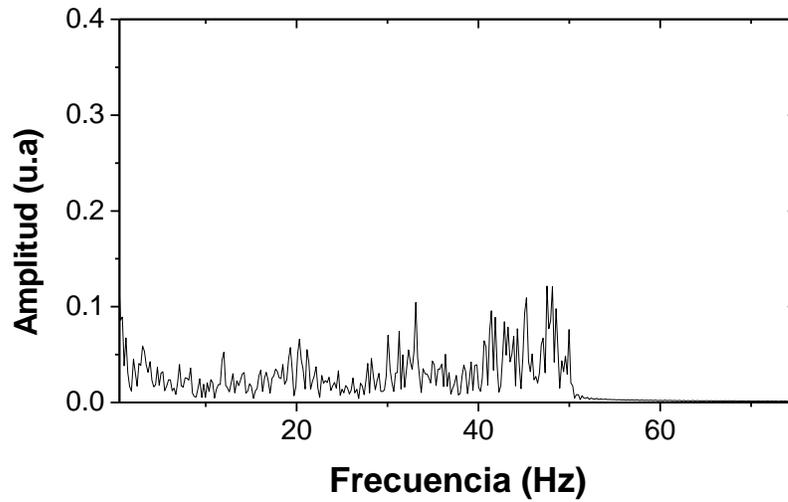


Figura 38. Análisis de Frecuencia para la señal que de la figura 36.

A partir del análisis de frecuencia para la curva de la figura 36 se pueden observar picos pronunciados alrededor de 33 y 45 Hz.

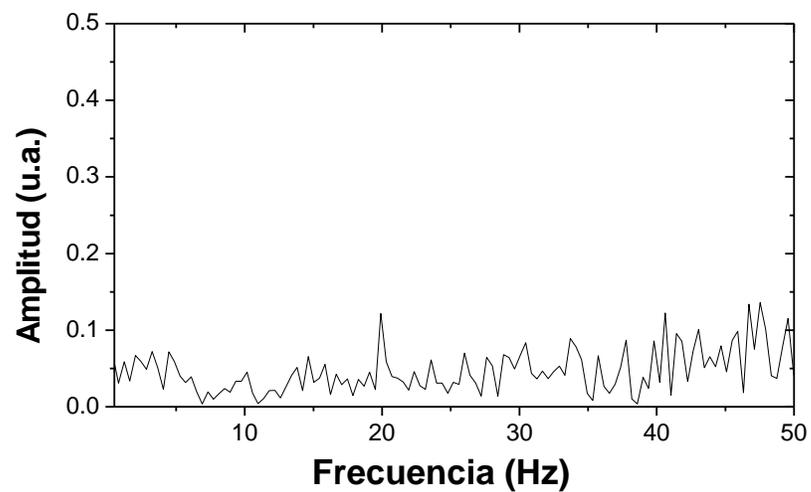


Figura 39. Análisis de Frecuencia para la señal que de la figura 37.

El análisis de frecuencia realizado para la curva de la figura 37, en la figura 39, muestra picos pronunciados alrededor de 20, 40 y 45 Hz.

En ambos casos, las frecuencias registradas corresponden a un *ritmo beta* normal, el cual comprende frecuencias entre los 14 y 50 Hz, lo cual concuerda además con el hecho de que los electrodos se ubicaron sobre la frente del individuo, región donde se puede registrar actividad beta.

Se realizaron mediciones similares sobre la región frontal de otro individuo de la misma edad. La figura 40 muestra la curva obtenida en este caso, y la figura 41 su correspondiente análisis de frecuencia.

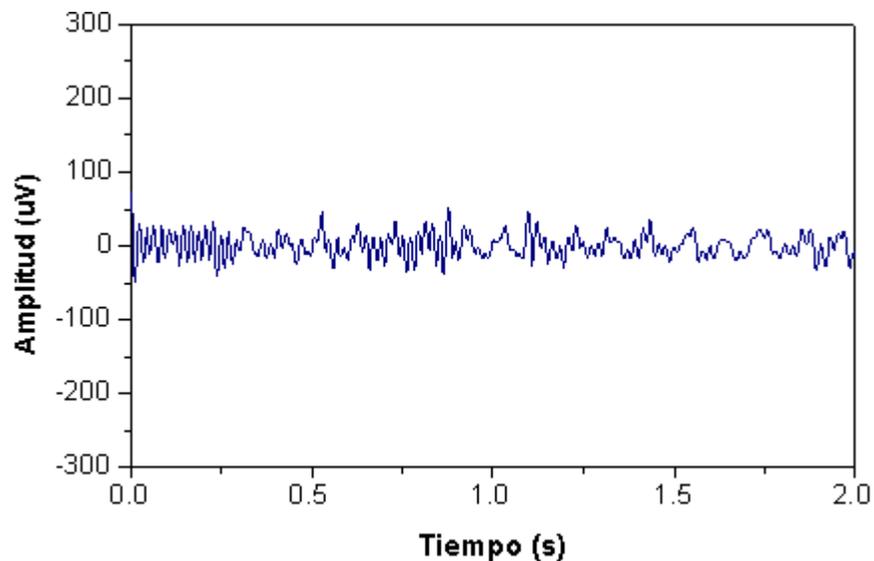


Figura 40. Registro de la actividad cerebral de un segundo individuo normal de 23 años con ubicación frontal de los electrodos.

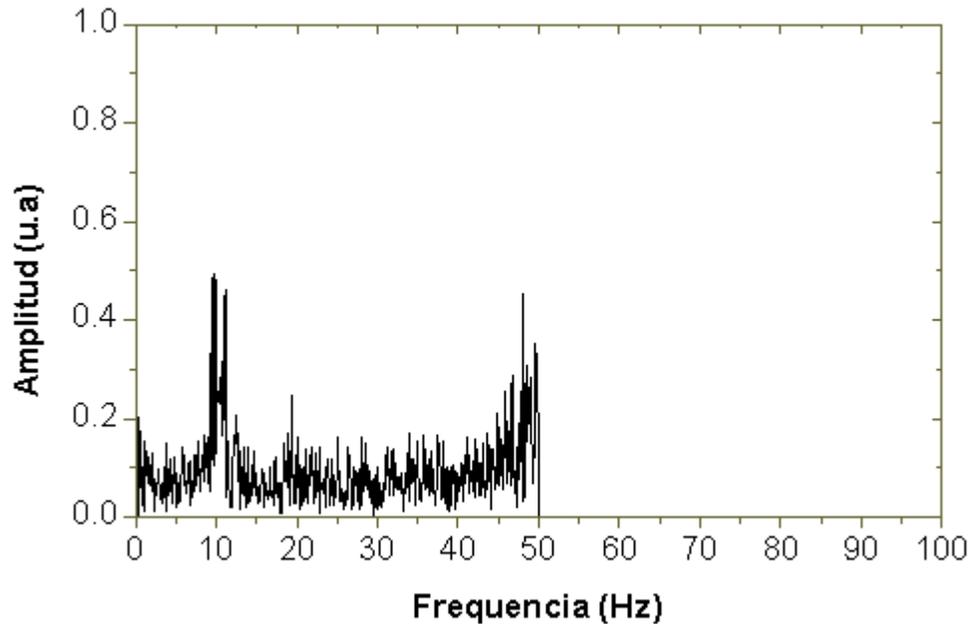


Figura 41. Análisis de Frecuencia para la señal que de la figura 40.

A partir de la figura 41 se observa la presencia de componentes de frecuencia dominantes alrededor de 9, 11, 20, 46 y 48 Hz. Esto revela, como en el caso de las mediciones realizadas sobre el primer individuo, una actividad beta normal, lo cual es de esperarse teniendo en cuenta que los registros se realizaron bajo las mismas condiciones, en individuos normales y de la misma edad.

Se realizaron otros registros sobre este segundo individuo con otras ubicaciones de los electrodos. Por ejemplo, la figura 42 muestra el registro de la actividad cerebral medida en la región posterior de la cabeza del individuo, con ubicación de los electrodos C4 – P4 (Ver figura 6).

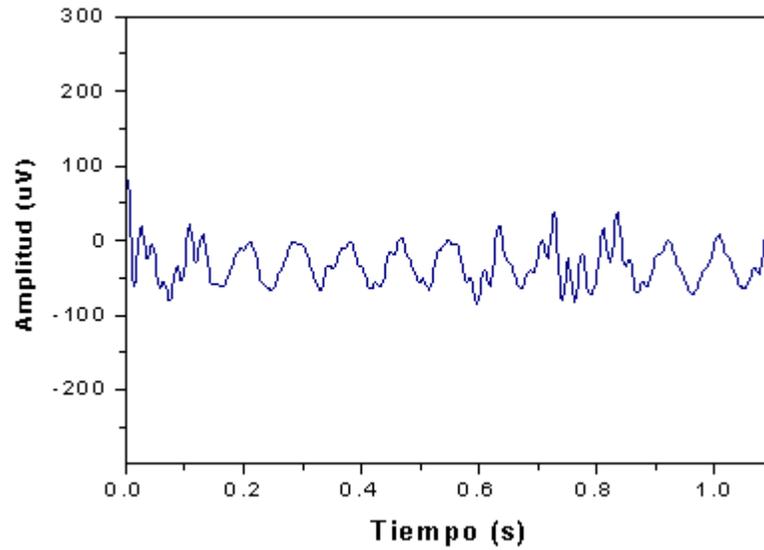


Figura 42. Registro de la actividad cerebral de un individuo normal de 23 años con ubicación de los electrodos sobre la región posterior de la cabeza.

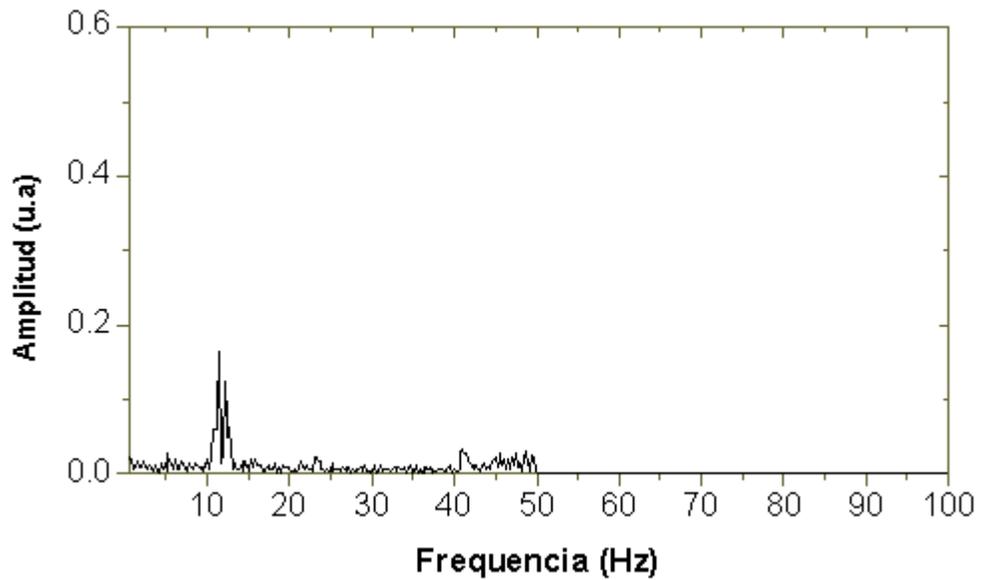


Figura 43. Análisis de Frecuencia para la señal que de la figura 41.

El análisis de frecuencia para este registro muestra componentes de frecuencia predominantes alrededor de 11 Hz, correspondientes a un *ritmo alfa* normal. La actividad alfa comprende frecuencias entre los 8 y 13 Hz, y puede registrarse en las regiones posteriores de la cabeza cuando el individuo se encuentra despierto y en estado de reposo, como sucedió en este caso.

Por último, se realizó una medición sobre un niño de 8 años de edad, con ubicación de los electrodos FP1 – F3 (ver figura 6), obteniendo el registro que se muestra en la figura 44.

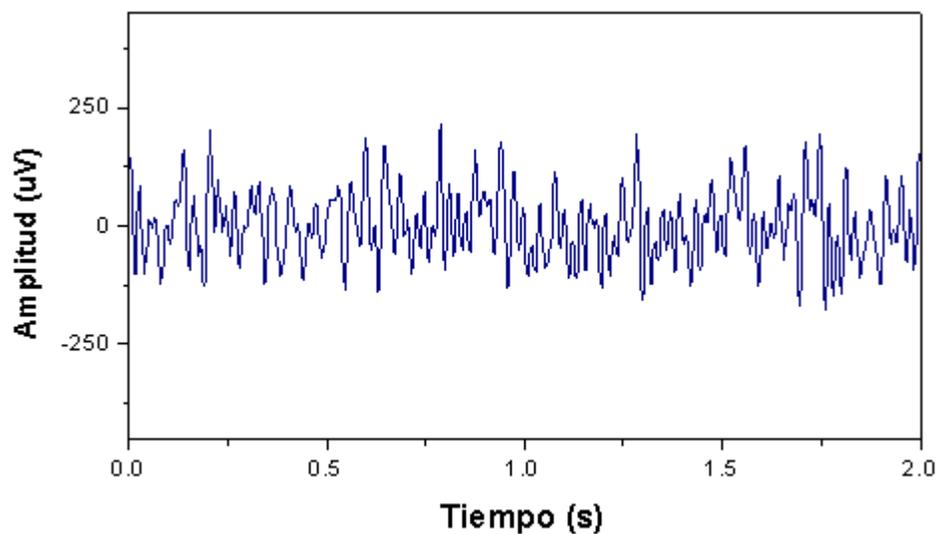


Figura 44. Registro de la actividad cerebral de un individuo normal de 8 años con ubicación de los electrodos sobre la región frontal izquierda.

Se observa que la amplitud de las señales medidas es mayor a las mostradas en los casos anteriores. Esto responde, además de la edad del individuo, al hecho de que el niño no se encontraba en estado total de reposo, ya que incluso se

mostraba inquieto por el funcionamiento del equipo y por el registro de sus ondas cerebrales en el computador. El análisis de frecuencia del registro se muestra en la figura 45, mostrando actividad en toda la banda de frecuencia del sistema, sobresaliendo las componentes de 7,11, 20 y 47 Hz.

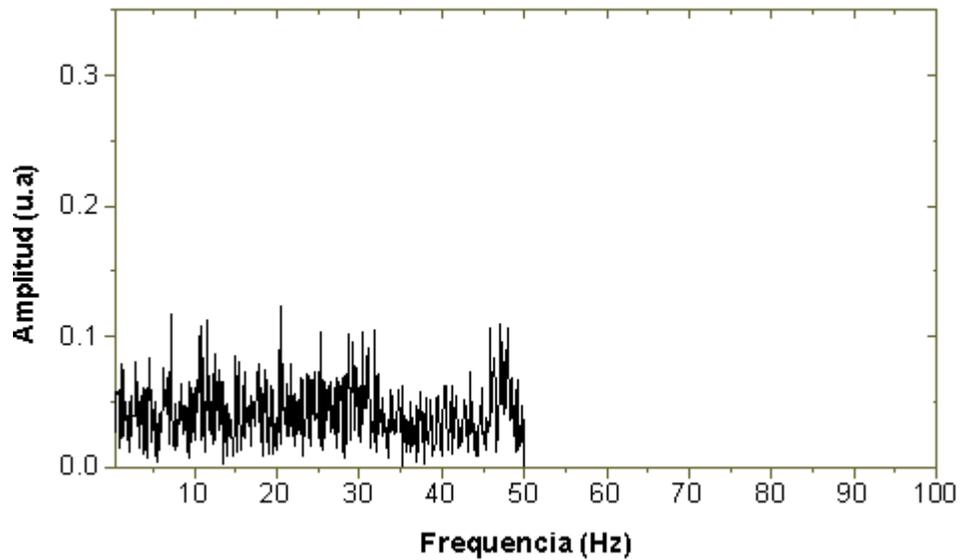


Figura 44. Análisis de Frecuencia para la señal que de la figura 43.

## 5. CONCLUSIONES

- 5.1 La correcta selección de los circuitos integrados para la implementación de los circuitos electrónicos de medición, acondicionamiento y digitalización de las señales eléctricas generadas en la actividad cerebral permitió obtener registros de alta calidad para dichas señales.
- 5.2 En el diseño de todos los circuitos impresos para la implementación del Sistema de Adquisición y Monitoreo se tuvo en cuenta técnicas de reducción de ruido como las relacionadas con la ubicación conveniente de los diferentes dispositivos dependiendo de sus características y la elaboración de planos de tierra, lo cual disminuye de manera significativa el ruido, incluyendo el inherente al funcionamiento de los mismos dispositivos.
- 5.3 Los registros obtenidos de la actividad cerebral en diferentes puntos del cráneo de un individuo demuestran la calidad del sistema construido ya que la información obtenida concuerda con la reportada por la literatura teniendo en cuenta la ubicación de los electrodos en cada caso y la edad y estado general del individuo.

## **ANEXO1**

### **PARTICIPACIÓN EN EVENTOS**

1. XXI Congreso Nacional de Física. Octubre de 2005. Barranquilla. Modalidad Mural.
2. II Congreso Colombiano de Bioingeniería e Ingeniería Biomédica. Octubre de 2005. Capitolio Nacional, Bogotá. Modalidad Mural.
3. VII Feria Empresarial Universidad del Cauca. Noviembre de 2005. Popayán.