



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL**  
**Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación**

TESINA DE SEMINARIO

**“MEDICIONES ELECTROENCEFALOGRÁFICAS”**

Previa a la obtención del Título de:

**INGENIERO EN ELECTRICIDAD ESPECIALIZACIÓN ELECTRÓNICA Y  
AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL**

Presentada por:

**JOSÉ GABRIEL LUNA CASTRO**  
**MARÍA GABRIELA SALAS FARÍAS**

GUAYAQUIL – ECUADOR

AÑO

2011

## AGRADECIMIENTO

Agradezco en primer lugar a Dios, porque sin el muchos de mis sueños no serían realidad ya que él es quien me da la sabiduría y fuerza para salir adelante, a mis padres, hermana por ser incondicionales y apoyarme siempre, a mi familia, amigos, de manera especial al Ing. Miguel Yapur por haber impartido sus conocimientos, y a todas las personas que de una u otra manera nos ayudaron a cumplir esta meta alcanzada con la bendición de Dios.

*María Gabriela Salas Farías.*

A Dios, mis padres, hermanas y de manera especial  
al Ing. Miguel Yapur  
*José Gabriel Luna Castro.*

## TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

---

**Ing. Miguel Yapur**

PROFESOR DEL SEMINARIO

---

**Ing. Carlos Salazar**

PROFESOR DELEGADO

DEL DECANO

## **DECLARACIÓN EXPRESA**

“La responsabilidad del contenido de esta  
Tesina de Grado, nos corresponden  
exclusivamente; y el patrimonio intelectual  
de la misma a la ESCUELA SUPERIOR  
POLITÉCNICA DEL LITORAL”  
(Reglamento de Graduación de la ESPOL)

---

José Gabriel Luna Castro

---

María Gabriela Salas Farías

## RESUMEN

El proyecto se encuentra orientado hacia el estudio de la actividad eléctrica del cerebro; para ello se analizará y se identificará cada una de sus ondas como son: alfa, beta, theta y delta. Para el registro de las ondas cerebrales se ha desarrollado un electroencefalógrafo.

La electroencefalografía es una técnica que permite mostrar la actividad eléctrica espontánea de la corteza cerebral, dependiendo de la edad y del estado de alerta del individuo.

El estudio de la actividad eléctrica del cerebro sirve para detectar anomalías en las ondas cerebrales; es decir, para la detección de enfermedades que alteran el correcto funcionamiento del cerebro. Por ejemplo, el electroencefalograma puede detectar anomalías en las ondas cerebrales, las cuales pueden ser detectadas en los estados de sueño, de alerta y de vigilia.

## ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	I
ÍNDICE GENERAL .....	II
ABREVIATURAS .....	V
ÍNDICE DE FIGURAS.....	VI
ÍNDICE DE TABLAS.....	VIII
INTRODUCCIÓN.....	IX
CAPÍTULO 1.....	1
ASPECTOS GENERALES .....	1
1.1    Las neuronas .....	1
1.1.1 Partes de la neurona .....	2
1.1.1.1 Soma o cuerpo neuronal.....	2
1.1.1.2 Dendritas .....	3
1.1.1.3 Axón o neurita.....	3
1.1.1.4 Potenciales bioeléctricos .....	4
1.2    Conceptos básicos sobre EEG.....	6
1.2.1 Electroencefalograma.....	6
1.2.2 Ondas cerebrales .....	8
1.2.2.1 Ondas alfa .....	9
1.2.2.2 Ondas beta .....	9
1.2.2.3 Ondas theta .....	10
1.2.2.4 Ondas delta .....	11
1.3    Interpretación de las señales del EEG.....	13
1.3.1 Mecanismos de activación.....	16
1.3.1.1 Estimulación Luminosa Intermitente (ELI).....	16
1.3.1.2 Hiperventilación (HV) .....	16
1.3.1.3 Privación de sueño .....	17

1.4	Aplicación de la electroencefalografía .....	18
1.4.1	Detección de anomalías en las señales cerebrales .....	18
1.4.1.1	Diagnóstico de la epilepsia esencial. ....	18
1.4.1.2	Para localizar procesos expansivos intracraneales. ....	19
1.4.1.3	Diferencia de los comas. ....	19
1.4.1.4	Procesos agudos inflamatorios. ....	19
1.4.1.5	Evaluar efectos de diversos medicamentos. ....	20
1.4.1.6	Evaluar estados de alerta y vigilia. ....	20
1.4.1.7	Estudios del sueño. ....	20
1.4.1.8	Aplicaciones de interfaz cerebro-computadora. ....	20
CAPÍTULO 2.....		22
ASPECTOS TÉCNICOS DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN .....		22
2.1	INTRODUCCIÓN .....	22
2.2	Diagrama de bloques del circuito EEG .....	23
2.2.1	Componentes del circuito EEG.....	24
2.2.1.1	Acoplamiento de impedancias .....	24
2.2.1.2	Amplificador de instrumentación .....	26
2.2.1.2.1	Ganancia del AD620.....	28
2.2.1.3	Filtro Notch .....	30
2.2.1.4	Filtro pasa-altos .....	32
2.2.1.5	Filtro pasa-bajos .....	34
2.2.1.6	Amplificador de Ganancia.....	36
2.2.1.7	Eta de Acondicionamiento de señales .....	37
2.3	Procesamiento digital de la señal EEG.....	41
2.3.1	Conversión analógica-digital.....	41
2.3.2	Software seleccionado mediante el cual se visualizarán las ondas .....	43
2.3.3	Adquisición y visualización de la señal EEG.....	44
CAPÍTULO 3.....		49
PROCEDIMIENTO E IMPLEMENTACIÓN .....		49
3.1	Instrumentación.....	49

3.1.1	Tipos de electrodos .....	50
3.1.1.1	Superficiales .....	50
3.1.1.1.1	Electrodos de cloruro de plata:.....	50
3.1.1.1.2	Electrodos de oro:.....	50
3.1.1.1.3	Electrodos en casco de malla .....	51
3.1.1.1.4	Electrodos de aguja .....	52
3.1.1.1.5	Electrodos quirúrgicos.....	53
3.1.1.1.6	Electrodos activos.....	54
3.1.1.1.7	De contacto.....	54
3.1.1.1.8	Electrodos basales (especiales).....	55
3.2	Sistema de posicionamiento de los electrodos superficiales .....	56
3.3	Montaje, selección y aplicación de electrodos en un EEG.....	63
3.4	Alimentación del equipo .....	66
3.5	PCB del circuito EEG y adquisición de datos .....	66
3.6	Tarjeta EEG y adquisición de datos.....	67
3.7	Equipo completo.....	68
CAPÍTULO 4.....		69
GRÁFICAS Y RESULTADOS .....		69
4.1	Señal EEG en un osciloscopio .....	69
4.2	Señal EEG captada mediante el software desarrollado .....	70

## CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

## ANEXOS

- ANEXO A: CÓDIGO PIC DEL MICROCONTROLADOR
- ANEXO B: DIAGRAMA DE BLOQUES EN LABVIEW
- ANEXO C: ETAPA DE COMUNICACIÓN



## ABREVIATURAS

<b>EEG</b>	Electroencefalograma
<b>PA</b>	Potenciales de acción
<b>UM</b>	Unidad motora
<b>uV</b>	Microvoltios
<b>mV</b>	Milivoltios
<b>dB</b>	Decibeles
<b>bps</b>	Bits por segundo
<b>pm</b>	Picómetros
<b>ADC</b>	Convertidor analógico-digital
<b>UCI</b>	Unidad de cuidados intensivos
<b>BCI</b>	Interfaz cerebro-maquina

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1.- Partes de la neurona .....	2
Figura 1.2.- Estructura de la membrana semipermeable de una neurona.....	4
Figura 1.3.- Conductancias de la membrana a los iones $\text{Na}^+$ , $\text{K}^+$ , y un PA.....	6
Figura 1.4.- Registro típico electroencefalográfico .....	7
Figura 1.5.- Tipos de ondas electroencefalográficas normales .....	12
Figura 1.6.- Tipos de ondas cerebrales y sus frecuencias .....	12
Figura 1.7.- Cambios de las ondas cerebrales: estados de vigilia y sueño .....	14
Figura 1.8.- Diferentes tipos de epilepsia.....	15
Figura 2.1.- Etapa de adquisición .....	23
Figura 2.2.- Diagrama de bloques de funcionamiento del prototipo .....	24
Figura 2.3.- Acoplamiento de impedancias .....	26
Figura 2.4.- Amplificador de instrumentación .....	28
Figura 2.5.- Filtro Notch .....	31
Figura 2.6.- Filtro pasa-altos .....	33
Figura 2.7.- Filtro pasa-altos .....	35
Figura 2.8.- Amplificador de ganancia.....	37
Figura 2.9.- Acondicionamiento de señales .....	38
Figura 2.10.- Circuito EEG.....	39
Figura 2.11.- Implementación de FT232 .....	42
Figura 2.12.- Implementación del PIC16F886.....	43
Figura 2.13.- Bloque de configuración serial.....	45
Figura 2.14.- Bloque VISA READ .....	45
Figura 2.15.- Recepción serial y conversión digital-analógica.....	46
Figura 2.16.- Etapa cálculo de frecuencia.....	47
Figura 2.17.- Medición de flancos positivos y negativos.....	47
Figura 2.18.- Bloque cierre de comunicación serial.....	48
Figura 3.1.- Electrodo de oro.....	51
Figura 3.2.- Electrodo en el casco de mala .....	52
Figura 3.3.- Electrodo de aguja.....	53
Figura 3.4.- Electrodo quirúrgicos .....	53

Figura 3.5.- A. Esquema de un electrodo de contacto. B. Colocación.....	55
Figura 3.6.- Electrodo basal faríngeo .....	56
Figura 3.7.- Fp, punto frontal polar; O, punto occipital .....	57
Figura 3.8.- Fz, punto frontal; Cz, punto central; Pz, punto parietal.....	58
Figura 3.9.- Medición coronal lateral; ubicación de los electrodos T3 y T4.....	59
Figura 3.10.- Ubicación de los electrodos C3 y C4 .....	59
Figura 3.11.- Electrodos F3 y F4.....	60
Figura 3.12.- Electrodos P3 y P4 .....	61
Figura 3.13.- Ubicación de los electrodos F7, F8, T5, T6, FP1, FP2, O1, O2.....	62
Figura 3.14.- Ubicación de los electrodos A1 y A2.....	63
Figura 3.15.- Montaje del electrodo en el cuero cabelludo .....	65
Figura 3.16.- PCB cara frontal .....	66
Figura 3.17.- PCB cara posterior .....	67
Figura 3.18.- Tarjeta EEG y adquisición de datos .....	67
Figura 3.19.- Equipo completo .....	68
Figura 4.1.- Señal EEG en un osciloscopio.....	69
Figura 4.2.- Señal EEG en el osciloscopio virtual.....	70

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla N°1.1 Materiales necesarios para realizar la prueba EEG.....	65
Tabla N°4.1 Características del filtro pasa-banda.....	71
Tabla N°4.2 Características del filtro notch.....	71

## INTRODUCCIÓN

En el presente proyecto se describe el desarrollo y construcción de un electroencefalógrafo, el cual tiene como función adquirir las señales eléctricas del cerebro para luego ser presentadas en un monitor.

El primer capítulo estudia a la neurona, sus partes, el potencial biológico y el principio de transmisión de las señales eléctricas en base a sustancias químicas y las proteínas. También son estudiados los conceptos básicos sobre el electroencefalograma (EEG); una parte del análisis elaborado consiste en el estudio de la ubicación de los electrodos en el cuero cabelludo, para lo cual se presenta el método internacional 10-20 y los campos de potencial provenientes del cerebro. La interpretación de las señales del electroencefalógrafo se basa en la distinción de las ondas alfa, beta, theta y delta, que se encuentran presentes en la actividad cerebral; así también se definen las frecuencias de cada una de estas ondas cerebrales, y el estado en que se activan o inhiben.

En el capítulo 2 se estudia el diseño y la construcción del electroencefalógrafo, mientras que en el capítulo 3 se analiza la metodología para la encefalografía. En el capítulo 4 se presenta la obtención de los resultados.

# **CAPÍTULO 1**

## **ASPECTOS GENERALES**

A continuación se detallarán varios aspectos importantes que implica el resultado de la encefalografía, como es la neurona y su funcionamiento. Además se analizará cómo se originan estas señales y cuál es el propósito de realizar estos estudios, así como el proceso electrónico que se creó para mostrar dichas señales con sus diversas etapas.

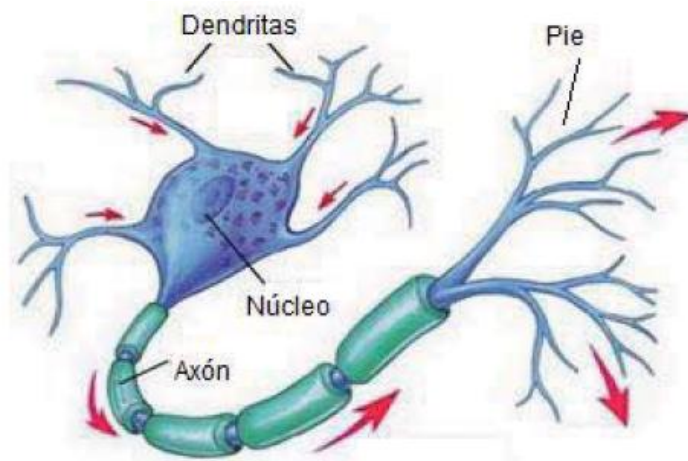
### **1.1 Las neuronas**

Son un tipo de células del sistema nervioso, cuya principal característica es la excitabilidad de su membrana. Están especializadas en la recepción de estímulos y la conducción del impulso nervioso entre ellas o con otros tipos de células, como por ejemplo las fibras musculares de la placa motora. Altamente diferenciadas, la mayoría de las neuronas no se divide alcanzada su madurez; no obstante, una minoría sí lo hace.

### 1.1.1 Partes de la neurona

La neurona consta de las siguientes partes:

- Soma o Cuerpo Neuronal.
- Dendritas.
- Axón o Neurita.



**Figura 1.1.- Partes de la neurona**

#### 1.1.1.1 Soma o cuerpo neuronal

Es la zona que contiene el núcleo y donde nacen las prolongaciones que son el axón y las dendritas. Las funciones del soma son:

- Mantener la integridad anatómica y funcional de la neurona.
- Generar las prolongaciones que aumentan la superficie de captación de los impulsos nerviosos.
- Sintetizar sustancias químicas mensajeras (neurotransmisores).

#### **1.1.1.2 Dendritas**

Son múltiples prolongaciones que se extienden fuera del cuerpo celular; son responsables de captar y transmitir impulsos de otras neuronas hacia el soma.

#### **1.1.1.3 Axón o neurita**

Es la prolongación más larga de la neurona, y es responsable de conducir impulsos que se alejan desde el soma hacia otras neuronas; este axón se ramifica en el extremo terminal. La longitud del axón varía en diferentes neuronas desde pocos milímetros hasta casi 1m.



#### 1.1.1.4 Potenciales bioeléctricos

Las neuronas o las células musculares están protegidas por una membrana semipermeable, es decir, que permite el paso de ciertas sustancias pero no de otras. En el interior y el exterior de estas células existen iones, tales como  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ , y  $\text{Cl}^-$ , los de mayor concentración. Los iones  $\text{Na}^+$  abundan en el exterior de la célula mientras que los iones  $\text{K}^+$  y  $\text{Cl}^-$  son predominantes en el medio interno. Esto hace que exista un flujo pasivo a través de ciertos canales que existen en la membrana semipermeable, para igualar concentraciones, de manera que la tendencia de los iones será, entre  $\text{Na}^+$  hacia la célula y la de los iones  $\text{K}^+$  a abandonarla.

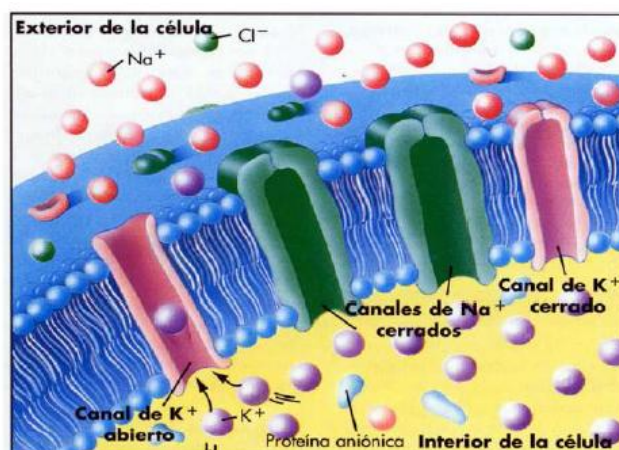


Figura 1.2.- Estructura de la membrana semipermeable de una neurona

Existen unos canales especiales en la membrana que reciben el nombre de canales activados por tensión, que se abren masivamente bajo ciertos potenciales, normalmente en torno a  $-40\text{mV}$ ; esto permite una avalancha de iones de sodio hacia el interior de la membrana, seguida de una avalancha de iones potasio en sentido contrario, que vuelven inmediatamente a su situación original originando una espiga en la línea basal. Este fenómeno se conoce como potencial de acción y, siempre que se origina tiene las mismas características en amplitud y tiempos, los que se reflejan en la figura 1.3.

Los potenciales de acción, (en adelante PA), son el código que utiliza el sistema nervioso para manejar información, de manera que en presencia de un estímulo, los PA se hacen más frecuentes, pues al ser siempre de la misma amplitud y forma, es la frecuencia el parámetro que se utiliza para marcar cambios en la actividad.

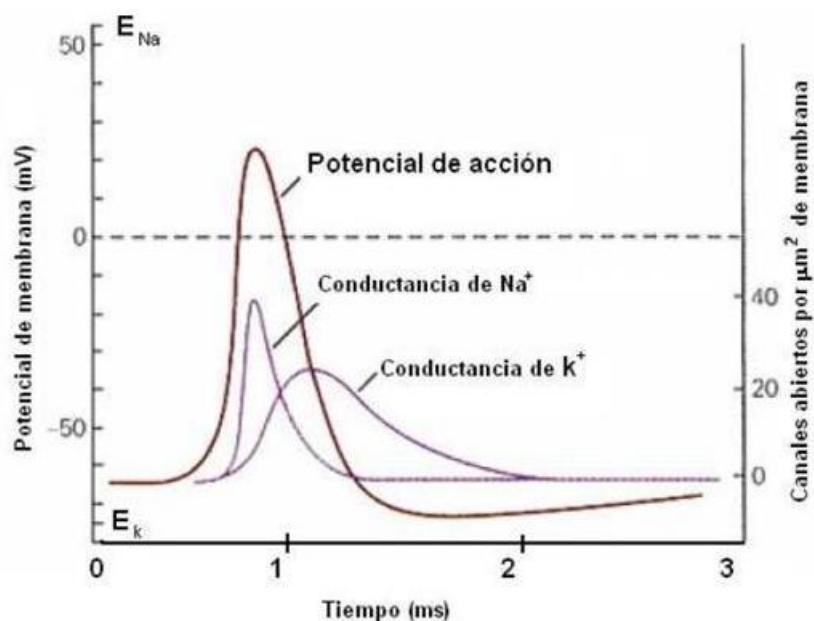


Figura 1.3.- Conductancias de la membrana a los iones  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ , y un PA

## 1.2 Conceptos básicos sobre EEG.

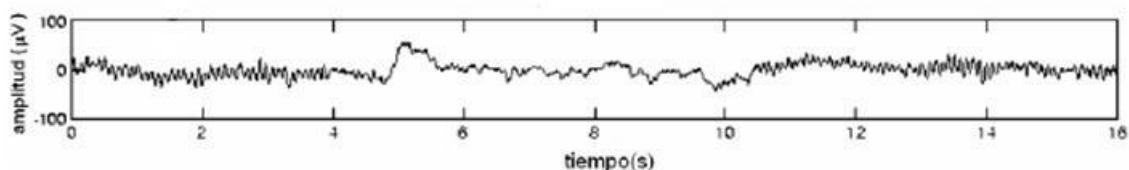
### 1.2.1 Electroencefalograma.

La electroencefalografía permite registrar la actividad eléctrica espontánea de la corteza cerebral, es decir, la capa superficial del cerebro llamada *cortex*. Este fenómeno no es debido a la simple adición de los potenciales de acción de las  $10^{11}$  neuronas que integran el cerebro. Las variaciones rítmicas, en las ondas que se observan, se deben a que una población grande de neuronas se pone a oscilar coherentemente. Es decir, que todas generan una señal de

la misma frecuencia. La presencia de estos ritmos indica actividad cerebral a nivel de millones de neuronas, actuando juntas de forma sincronizada. La forma de la señal EEG depende de la edad y del estado de alerta del individuo, cambiando de forma muy marcada durante la niñez. En un cerebro sano, esta actividad es muy similar en las diferentes regiones del cerebro, por lo que no existirán diferencias apreciables entre las diferentes zonas del *cortex*, llamadas lóbulos.

El registro en tiempo real de la actividad eléctrica cerebral carece de un patrón reproducible, como puede verse en el ejemplo de la figura 1.4, asemejándose a una señal “caótica” de muy pequeña amplitud, en torno a 10-110 $\mu$ V, por lo que no es difícil confundirla con un ruido aleatorio.

Por esto, normalmente los estudios de la señal EEG se centran en su espectro de potencias, mediante un análisis en bandas de frecuencia.



**Figura 1.4.- Registro típico electroencefalográfico**

El EEG se mide como una diferencia de voltaje entre dos electrodos. Para poder medir una señal tan pequeña, el contacto entre el

electrodo y la piel debe ser bueno. Con frecuencia la piel recibe un tratamiento preparatorio, que consiste en eliminar de la superficie la grasa y las células muertas, para así disponer de un gel o una pasta conductora que mejore el contacto, el cual se puede valorar midiendo la impedancia entre el electrodo y la piel. Para conseguir unos buenos resultados, la impedancia no debería estar muy por encima de los  $5k\Omega$ .

### **1.2.2 Ondas cerebrales**

La onda cerebral es la actividad eléctrica producida por el cerebro. Estas ondas pueden ser detectadas mediante el electroencefalógrafo, debido a la complejidad de la forma de la señal en el tiempo; normalmente los estudios de la señal EEG se centran al espectro de potencias. Mediante un análisis en su banda de frecuencia, las ondas cerebrales se clasifican en:

- Ondas alfa
- Ondas beta
- Ondas theta
- Ondas delta

### **1.2.2.1 Ondas alfa**

Son ondas de amplitud de 20-100 $\mu$ V, tienen frecuencia de 8-12Hz y están asociadas con estados de relajación; poseen una alta periodicidad a esas frecuencias, predominantes sobre la región occipital, pero aparecen en todo el *cortex*. Se registran especialmente en los momentos antes de dormirse.

Sus efectos característicos son: relajación agradable, pensamientos tranquilos y despreocupados, optimismo y un sentimiento de integración de cuerpo y mente.

### **1.2.2.2 Ondas beta**

Estas señales de pequeña amplitud, por debajo de 20 $\mu$ V, con una frecuencia comprendida entre 13 y 30 Hz, originan un campo electromagnético. Estas ondas se registran cuando la persona se encuentra despierta y en plena actividad mental. Los sentidos se hallan volcados hacia el exterior, de manera que la irritación, inquietud y temores repentinos pueden acompañar este estado. Son bastante comunes y predominan durante la edad adulta. Suelen dividirse en beta baja, beta media y beta alta.

El ritmo beta bajo se suele localizar en los lóbulos frontal y occipital y los otros dos están menos localizados. Esta onda es más irregular que el ritmo alfa, se asocia a actividad psicofísica, estados de agitación, alerta o la actividad mental que se realiza en la resolución de problemas.

### **1.2.2.3 Ondas theta**

Estas ondas de amplitud inferior a  $20\mu\text{V}$ , con una frecuencia de 3.5-7.5Hz, se originan durante el proceso de maduración en toda la corteza cerebral, aunque predomina en la región occipital y temporal y es más rápida en la zona frontal. Se producen durante el sueño, o en meditación profunda, mientras actúan las formaciones del subconsciente. Las características de este estado son: memoria plástica, mayor capacidad de aprendizaje, fantasía, imaginación e inspiración creativa. Es dominante en niños entre 5 y 7 años y quedan rastros de ella hasta la juventud. En adultos y adolescentes se asocia a pensamientos de tipo creativo, a estrés o a desórdenes psíquico.

#### **1.2.2.4 Ondas delta**

Ondas de baja frecuencia y alta intensidad (unas centenas de  $\mu\text{V}$ ), con una frecuencia de 1-3Hz. Aparecen en estado de sueño profundo, inconsciencia o situaciones que aumentan la presión intracraneal como tumores cerebrales. Sus estados psíquicos correspondientes son el dormir sin sueño, el trance y la hipnosis profunda. Las ondas delta resultan de gran importancia en los procesos curativos y en el fortalecimiento del sistema inmunitario.

En las figuras 1.5 y 1.6 se muestran los tipos de ondas electroencefalográficas y sus frecuencias



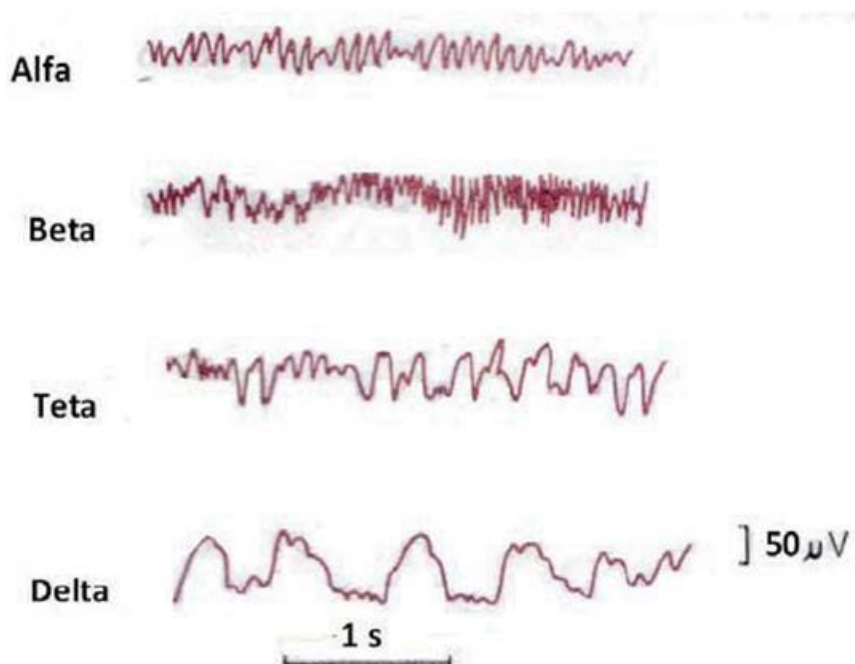


Figura 1.5.- Tipos de ondas electroencefalográficas normales

(Tomado de: [www.lalupa3.webcindario.com/bilología/Sistemanervioso.htm](http://www.lalupa3.webcindario.com/bilología/Sistemanervioso.htm))

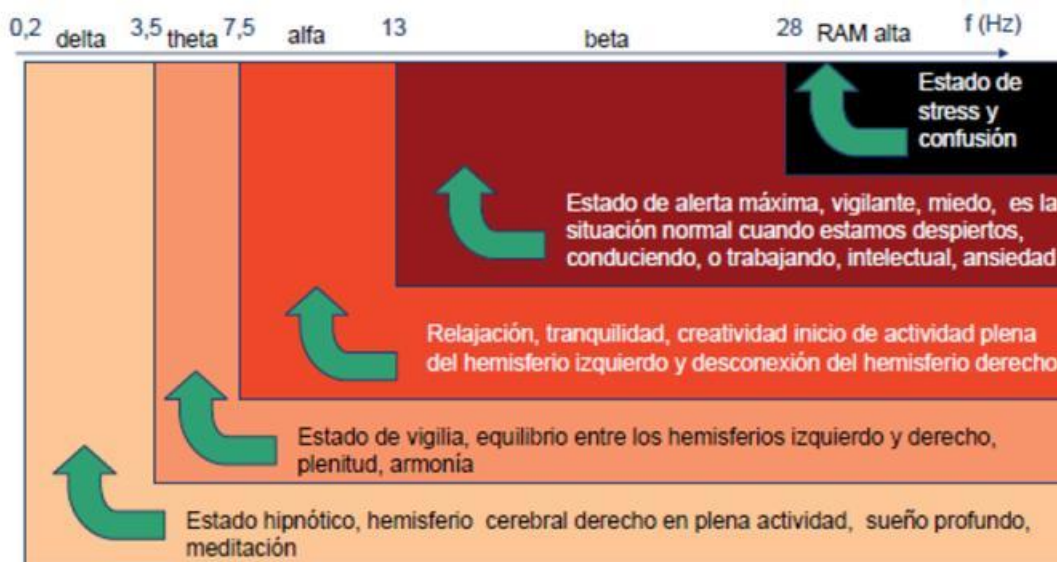
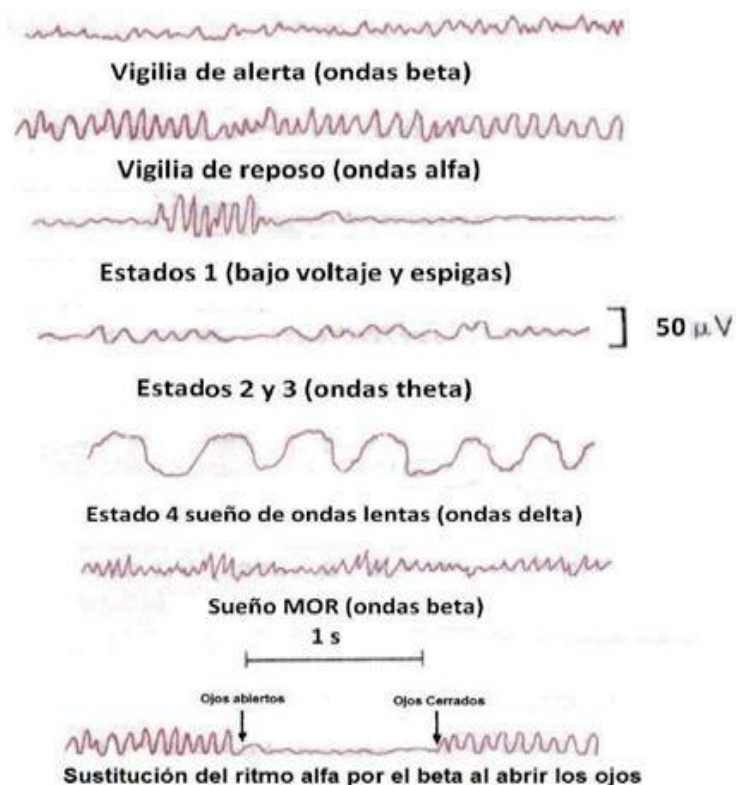


Figura 1.6.- Tipos de ondas cerebrales y sus frecuencias

(Tomado de: [www.lalupa3.webcindario.com/bilología/Sistemanervioso.htm](http://www.lalupa3.webcindario.com/bilología/Sistemanervioso.htm))

### 1.3 Interpretación de las señales del EEG

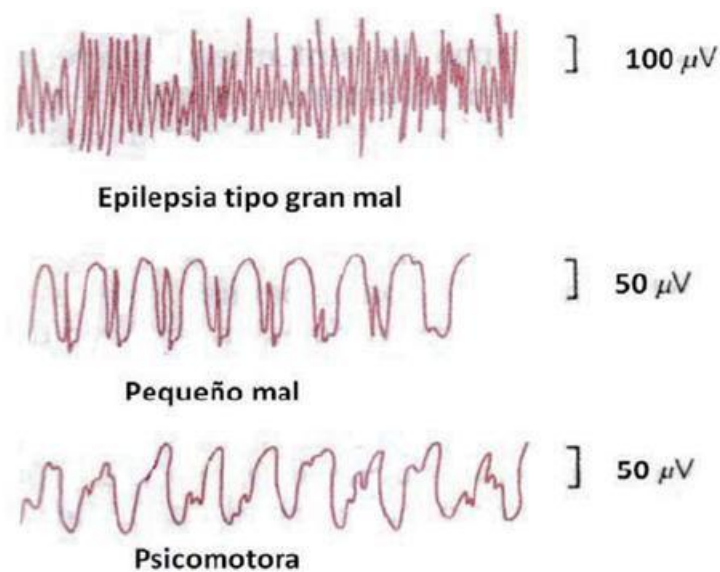
En la exploración de un adulto normal, estando en reposo, la relajación muscular y sin estímulos sensoriales, aparecen en el trazado modulaciones de frecuencia de ondas alfa ( $\alpha$ ) con amplitud de  $75\mu V$ , el cual es un ritmo que proviene de la actividad *vegetativa basal del encéfalo* y que es sustituido con ondas beta ( $\beta$ ) de menor voltaje. Debido a estímulos sensoriales, sobre todo visuales, estas ondas están en relación con la actividad eléctrica de las regiones sensitivo-motoras y yuxtasilvianas. Este conjunto de ritmos fisiológicos recibe el nombre de ritmo de Berger. La edad y determinados estados fisiológicos como el sueño y la actividad mental, la estimulación psíquica, la sensorial, la alcalosis, etc., pueden hacer variar mucho este ritmo.



**Figura 1.7.- Cambios de las ondas cerebrales: estados de vigilia y sueño (Tomado de://www.lalupa3.webcindario.com/biología/Sistemanervioso.htm)**

El electroencefalograma puede revelar distintas modificaciones patológicas. Las ondas de ritmo delta ( $\delta$ ) y subdelta, traducen estados patológicos del encéfalo, con depresión cortical; se registran en los narcotizados y comatosos, en hipoxemias (disminución de oxígeno en la sangre) cerebrales, etc. Los ritmos rápidos con frecuencias entre 25Hz y 30Hz señalan estados de excitación cortical. Atendiendo a la forma de las ondas se distingue el *ritmo ondulado*, con puntas y ondas alternantes, y las *puntas rápidas altas* con voltaje elevado, propias del pequeño mal y de las crisis epilépticas.

También se señalan en estos pacientes las *ondas psicomotoras*, cuya representación gráfica son ondas lentas de cúspide aplanada o dentellada.



**Figura 1.8.- Diferentes tipos de epilepsia**

Cuando un trazo no tiene una forma normal, pero es difícil de clasificar, se aplica el término de disritmia cerebral (y de disritmia lenta o bradidisritmia si su frecuencia es inferior al ritmo  $\alpha$ ), que puede registrarse en epilépticos, encefalíticos, tumores cerebrales, etc.

### **1.3.1 Mecanismos de activación**

#### **1.3.1.1 Estimulación Luminosa Intermitente (ELI)**

Se estudia si el paciente es o no fotosensible. Son luces centelleantes e intermitentes y suele ser útil en las *epilepsias mioclónicas (síndrome hereditario no progresivo caracterizado por convulsiones con sacudidas únicas o repetitivas de predominio en brazos)*. Es excepcional apreciarla en crisis parciales.

#### **1.3.1.2 Hiperventilación (HV)**

Al paciente se le pide que respire de manera lenta y profunda durante varios minutos. Este mecanismo tiende a influenciar las “crisis de ausencia” más típicas en niños que en adultos.

La HV tiene una base fisiológica: Hiperventilación que produce una Hipocapnia (disminución de la presión arterial de CO<sub>2</sub>) y conlleva un descenso del flujo sanguíneo cerebral, disminución de oxígeno en el cerebro y por lo tanto cambios en el EEG.

La respuesta en la HV depende de varios factores:

- Edad: suele ser mayor en niños y puede estar ausente en ancianos.
- Glucemia: la respuesta se incrementa con la hipoglucemia. El ayuno aumenta la respuesta.
- Respuesta cerebral a la hipocapnia.

### **1.3.1.3 Privación de sueño**

El paciente debe dormir poco (o no dormir) la noche antes del EEG y se debe procurar que duerma durante el EEG. Hay epilepsias donde es necesario registrar durante el sueño, para poder observar alteraciones (epilepsias rolándicas, Síndrome Landau-Kleffner). En ellos, bien sea por la privación de sueño, porque se registre EEG de sueño, porque son estudios más prolongados que los EEG convencionales (o probablemente por todo esto a la vez) suele ser más útil, sobre todo para ayudar a precisar el tipo de epilepsia, siendo más fácil ver alteraciones epileptiformes.

## **1.4 Aplicación de la electroencefalografía**

Ahora se detallan brevemente las aplicaciones del EEG, donde son muy variadas las aplicaciones en Medicina.

### **1.4.1 Detección de anomalías en las señales cerebrales**

El EEG se utiliza para la detección de enfermedades que alteran el correcto funcionamiento del cerebro; por ejemplo el EEG puede detectar las siguientes anomalías en las ondas cerebrales:

#### **1.4.1.1 Diagnóstico de la epilepsia esencial.**

En la epilepsia jacksoniana (crisis convulsivas de un solo lado del cuerpo) indica el sitio preciso donde radica el foco epileptógeno. Según diversos autores, con los procedimientos de activación, estimulación óptica, cardiazol y pentotal, del 95% al 97% de epilépticos presenta un registro anormal.

#### **1.4.1.2 Para localizar procesos expansivos intracraneales.**

El examen es más fácil si la tumoración es cortical. Se observan ondas lentas del tipo  $\delta$  o subdelta en el foco mismo, y si las lesiones son corticales, ausencia de actividad eléctrica en el centro. Alrededor de la tumoración son frecuentes ondas más rápidas que el ritmo  $\delta$ , u ondas en punta como manifestación de un proceso irritativo. Es muy útil asociarla con el ultrasonido o sonoencefalografía.

#### **1.4.1.3 Diferencia de los comas.**

El de origen traumático, o por una hemorragia cerebral de trazados distintos del motivado por una causa toxica exógena (alcohol, barbitúricos, oxido de carbono, etc.), o endógena (uremia, diabetes).

#### **1.4.1.4 Procesos agudos inflamatorios.**

Como meningitis, encefalitis, meningoencefalitis, etc.; para objetar el sufrimiento neuronal y orientar sobre posibles secuelas, etc.



#### **1.4.1.5 Evaluar efectos de diversos medicamentos.**

Utilizados en el tratamiento de enfermedades del sistema nervioso central.

#### **1.4.1.6 Evaluar estados de alerta y vigilia.**

En estudios relacionados con accidentes producidos por un deterioro en el nivel de alerta como fatiga psicofisiológica (diferente a la fatiga muscular), hipo-vigilancia y somnolencia, entre otros.

#### **1.4.1.7 Estudios del sueño.**

Para determinar enfermedades referentes a la falta de sueño y sus etapas.

#### **1.4.1.8 Aplicaciones de interfaz cerebro-computadora.**

En el desarrollo de nuevas tecnologías en el campo de la medicina y más concretamente en la rehabilitación,

contribuyendo a establecer un canal de comunicación y control para aquellos individuos con importantes deficiencias en sus funciones motoras.

Por lo tanto el EEG está indicado en todo fenómeno en que se sospeche una causa de origen cerebral y en toda situación de disfunción cerebral.

## **CAPÍTULO 2**

### **ASPECTOS TÉCNICOS DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN**

#### **2.1 INTRODUCCIÓN**

En este capítulo se analiza el diseño y construcción del prototipo de EEG, partiendo del acoplamiento de señales bioeléctricas en el cuerpo humano, lo cual es importante para una correcta adquisición de datos.

Además se realizará un estudio de los amplificadores de instrumentación, los cuales permiten una disminución del ruido de la señales por su elevado rechazo al modo común, conjuntamente con el filtrado analógico y la respuesta de frecuencia del sistema.

Una de las partes más importantes es la adquisición de datos hacia la PC, la misma que se hace mediante un microcontrolador, usando una interfaz serial virtual de fácil instalación y configuración para el usuario. También se presenta el diagrama de flujo del programa, realizado en el microcontrolador para una mejor comprensión de los tiempos de muestreo y sincronización del bus USB.



Figura 2.1.- Etapa de adquisición

## 2.2 Diagrama de bloques del circuito EEG

En la figura 2.2 se muestra el diagrama de bloques del sistema EEG, en donde se visualizan los siguientes bloques: electrodos, acoplamiento, amplificación, filtrado, acondicionamiento y adquisición A/D, todo lo cual corresponde a la arquitectura del hardware que se trata en este capítulo. Los bloques de DSP, almacenamiento y visualización, forman parte del procesamiento digital de la señal, lo cual se analizará en el capítulo 3.



Figura 2.2.- Diagrama de bloques de funcionamiento del prototipo

## 2.2.1 Componentes del circuito EEG

Aquí se detalla cada una de las etapas consideradas en el diseño del circuito EEG con sus respectivas especificaciones y propósitos.

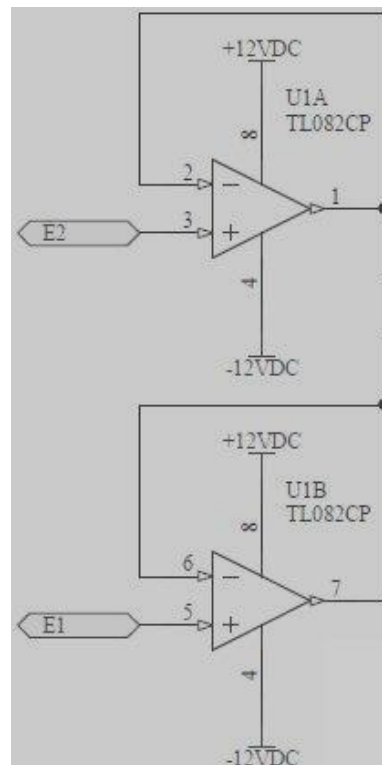
### 2.2.1.1 Acoplamiento de impedancias

Para la realización del acoplamiento de impedancias entre el electrodo y el circuito eléctrico, se parte mediante la utilización del amplificador operacional; se utiliza este dispositivo en estas interfaces ya que ofrece ciertas ventajas como: gran ancho de banda, ganancia de voltaje elevada hasta  $10^4$  veces la señal de

entrada, impedancia de entrada alta e impedancia de salida baja.

Debido a las características que ofrece el amplificador operacional, para el circuito de acoplamiento de impedancias se utiliza la configuración operacional en modo seguidor, como se muestra en la figura 2.3.

Este circuito permite acoplar la señal eléctrica de entrada proveniente desde el electrodo-córtex con el circuito del prototipo de EEG; esta etapa tiene una ganancia unitaria, sin inversión de fase o polaridad, además actúa como un circuito ideal con una impedancia de entrada muy alta.



**Figura 2.3.- Acoplamiento de impedancias**

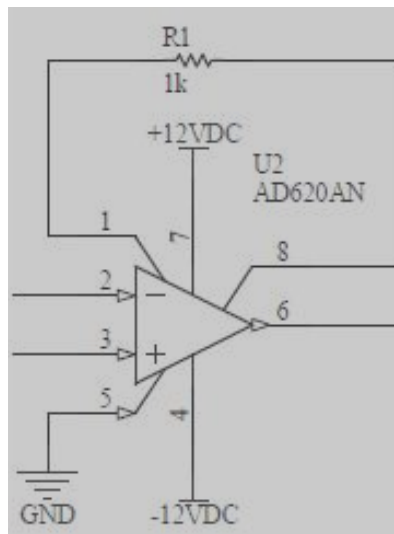
### 2.2.1.2 Amplificador de instrumentación

El amplificador de instrumentación es utilizado para tomar mediciones en ambientes ruidosos donde la señal de interés es muy difícil de registrar y tiene la particularidad de presentar una alta impedancia de entrada.

Teniendo en cuenta lo anterior, ahora se propone una estructura de amplificadores operacionales que permitan tener una alta impedancia de entrada y un alto rechazo al modo común (CMRR).

El amplificador de instrumentación se puede construir a base de componentes discretos con operacionales o también, para reducir el hardware, se puede encontrar encapsulado (por ejemplo el AD620AN). La operación que realiza es la resta de sus dos entradas multiplicada por un factor. Este dispositivo se utiliza ya que sirve para trabajar con señales muy pequeñas; el objetivo primordial de este amplificador es la minimización del error de medida de los electrodos, ya que cada electrodo es portador de ruido y, al restar ambas señales se anulará el efecto del ruido. Además, se amplifica esta diferencia de acuerdo a un factor, en relación a las resistencias de la estructura del amplificador de instrumentación. A continuación, en la figura 2.4, se muestra el amplificador de instrumentación AD620.





**Figura 2.4.- Amplificador de instrumentación**

#### 2.2.1.2.1 Ganancia del AD620

Tomando en cuenta los siguientes valores de las resistencias internas equivalentes del amplificador AD620AN, se obtiene a continuación la ganancia por medio de la ecuación [1]:

$$A_v = \frac{R_3}{R_2} \left( 1 + \frac{2 * R_1}{R_g} \right) \quad [1]$$

Donde:

$$R_1 = 24.7\Omega \quad R_3 = R_2 = 10k\Omega$$

Reemplazando la ganancia será:

$$A_v = \frac{10k\Omega}{10k\Omega} \left( 1 + \frac{2 * 24.7k\Omega}{R_g} \right)$$

$$A_v = \left( 1 + \frac{49.4k\Omega}{R_g} \right)$$

Por lo tanto la  $R_g$  se calcula:

$$R_g = \left( \frac{49.9k\Omega}{A_v - 1} \right)$$

En esta etapa se decidió fijar la ganancia del AD620 en 50, y mediante la ecuación se obtiene un valor de 1.008k $\Omega$ , cuyo valor comercial se aproxima a 1k $\Omega$ ; recalculando con este nuevo valor, se obtiene mediante la ecuación, un valor de 50,4 ( $\approx 50$ ) veces, que es la ganancia que produce el amplificador de instrumentación.

$$R_g = \left( \frac{49.9k\Omega}{50 - 1} \right) = 1.008k\Omega \approx 1k\Omega$$

$$A_{v\_amp\_ins} = \left( 1 + \frac{49.4k\Omega}{1k\Omega} \right) = 50.4 \approx 50$$

Ahora se calcula el CMRR mediante las ecuaciones anteriores y sustituyendo los valores de las resistencias:  $R_1=24.7k\Omega$ ,  $R_3=R_2=10k\Omega$  y  $R_g=1k\Omega$  del amplificador AD620AN.

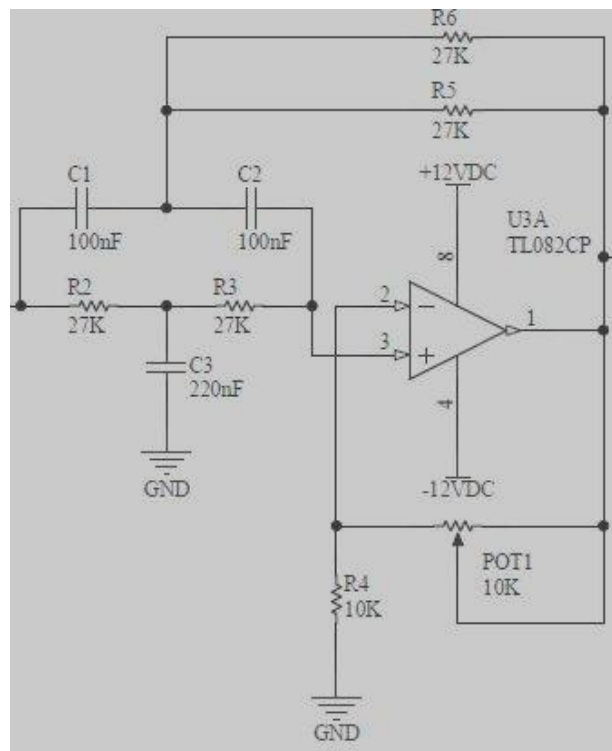
$$A_v = -\frac{R_3}{R_2} \left( 1 + \frac{2R_1}{R_g} \right) = -\frac{10k\Omega}{10k\Omega} \left( 1 + \frac{2 * 24.7k\Omega}{1k\Omega} \right) = 50.4 \approx 50$$

$$CMRR_{dB} = 20 \log_{10} \left( \frac{50}{0} \right) = 20 \log_{10}(\infty) = \infty$$

Por lo tanto se concluye que el factor de rechazo al modo común del amplificador AD620AN tiende a infinito; sin embargo, tiene un CMRR mayor a 100dB, lo que es una propiedad importante de este amplificador de instrumentación ya que resta las señales de entrada tal y como son y evita que se introduzcan señales de modo común.

### 2.2.1.3 Filtro Notch

El filtro Notch de la figura 2.5 se usa para atenuar las interferencias producidas por la red eléctrica de monitoreo. Así, las frecuencias deseadas son transmitidas a través de los filtros pasa-altos y pasa-bajos. Se rechazará exclusivamente el ruido de 60Hz para entregar a la salida una señal completamente libre de distorsiones.



**Figura 2.5.- Filtro Notch**

La frecuencia de corte del filtro Notch puede ser calculada mediante la ecuación [2]:

$$f_z = \frac{1}{2\pi R_2 C} \quad [2]$$

Donde  $R = R_2 = R_3$ ,  $C = C_1 = C_2$ , y  $C_3 = 2C$

Para el diseño de este filtro se requiere, el valor de C y la frecuencia a eliminar  $f_z$ . A continuación se detallan las fórmulas a utilizar:

$$R = \frac{1}{2\pi f_z C} \quad [3]$$

Para encontrar el valor de K mediante la ecuación [4], se selecciona el valor Q (factor de calidad):

$$K = 1 - \frac{1}{4Q} \quad [4]$$

El mejor resultado en el circuito se obtuvo con los siguientes valores: C=100nF, Q=10, R<sub>4</sub>=10kΩ. Con estos datos se calculan las resistencias del filtro usando las ecuaciones [2], [3] y [4] obteniendo:

$$R = \frac{1}{2\pi f_z C} = \frac{1}{2\pi * 60 * 100nF} = 26.525k\Omega \approx 27k\Omega$$

$$k = 1 - \frac{1}{4Q} = 1 - \frac{1}{4 * 10} = 0.975$$

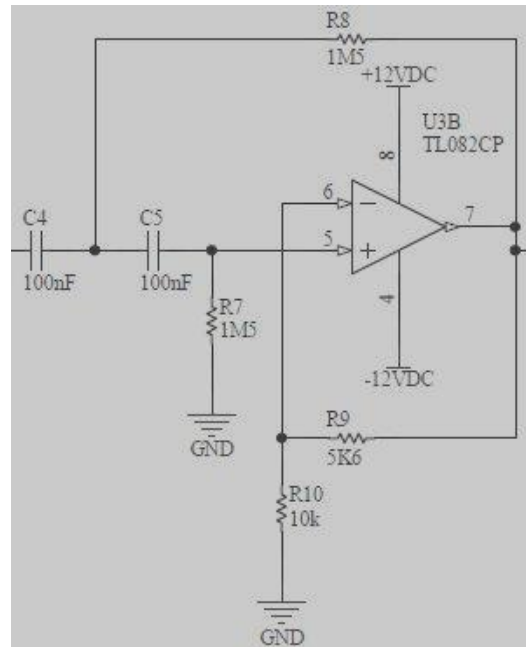
$$R_{POT} = kR_4 = 0.975 * 10k\Omega = 9.75k\Omega \approx 10k\Omega$$

$$\frac{R}{2} = \frac{27k\Omega}{2} = 13.5k\Omega$$

#### 2.2.1.4 Filtro pasa-altos

Las señales *EEG* obtenidas sobre el cráneo no son señales alternas puras, ya que se encuentran referidas a niveles de voltaje DC provenientes del voltaje transmembrana de las células. Por consiguiente, se requiere la utilización de un filtro pasa-alto de 2<sup>do</sup> orden (con frecuencia de corte de 1Hz) del tipo Sallen-Key, cuyo objetivo primordial es la eliminación de estos

voltajes continuos característicos del cuerpo humano, refiriendo la señal al nivel iso-eléctrico.



**Figura 2.6.- Filtro pasa-altos**

El valor de la frecuencia de corte está determinado por la ecuación [5]:

$$f_L = \frac{1}{2\pi RC} \quad [5]$$

La ganancia de circuito para un filtro pasa alto está determinada por la ecuación [6]:

$$A_v = 1 + \frac{R_9}{R_{10}} \quad [6]$$

En principio se imponen los valores de 1Hz, 100nF y 1.56 para la frecuencia de corte, capacitores y ganancia ( $A_v$ )

respectivamente; además, para facilitar los cálculos y la elección de los componentes se puede hacer  $C_4 = C_5 = C$ . Posteriormente, se realizan las operaciones adecuadas para obtener los valores finales de los componentes.

Aplicando la ecuación [5] se determinó que:

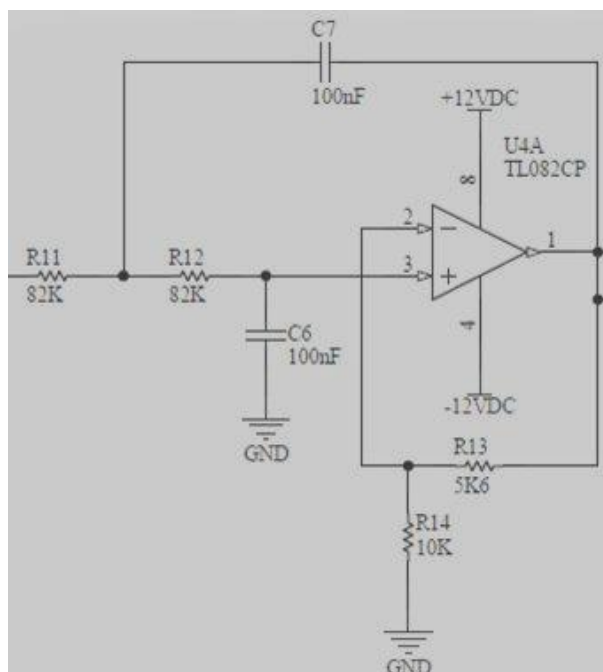
$$R = R_7 = R_8 = \frac{1}{2\pi f_L C} = \frac{1}{2\pi * 1 * 100nF} = 1.59M\Omega$$

Y, mediante la ecuación de ganancia [6] se determinó el valor de  $R_9$ :

$$A_v = 1 + \frac{R_9}{R_{10}} \Rightarrow 1.56 = 1 + \frac{R_9}{10k\Omega} \Rightarrow R_9 = 5.6k\Omega$$

### 2.2.1.5 Filtro pasa-bajos

Para obtener una señal libre de ruido de alta frecuencia se utilizó un filtro pasa-bajo que permite captar únicamente las señales en el ancho de banda requerido para un diagnóstico clínico. Con esta finalidad se empleó un filtro pasa-bajo de 2<sup>do</sup> orden del tipo Sallen Key.



**Figura 2.7.- Filtro pasa-altos**

La ganancia de este circuito, como en el caso anterior, está dada por la relación indicada por la ecuación [7]:

$$A_v = 1 + \frac{R_{13}}{R_{14}} \quad [7]$$

La frecuencia de corte está determinada por la ecuación [8]:

$$f_H = \frac{1}{2\pi RC} \quad [8]$$

El filtro pasa bajo requiere la frecuencia de corte a 30 Hz y ganancia ( $A_v$ ) de 1.56. Se impone R ó C para calcular el otro componente; normalmente se fija el valor del condensador ya que es más fácil variar una resistencia. Tomamos un valor de 100nF, además de que, consideramos  $R_{11}=R_{12}=R$  y  $C_7=C_6=C$ .



Imponiendo  $R_{13} = 10k\Omega$ , ahora calculamos la resistencia  $R_{11}$  por medio de la ecuación [7] para que se cumpla la premisa  $A_v=1.56$ :

$$A_v = 1 + \frac{R_{13}}{R_{14}} \Rightarrow 1.56 = 1 + \frac{R_{13}}{10k\Omega}$$

Y se determinó que:

$$\Rightarrow R_{13} = 5.6k\Omega$$

Ahora, para calcular  $R_{11}$  y  $R_{12}$  se determinó que:

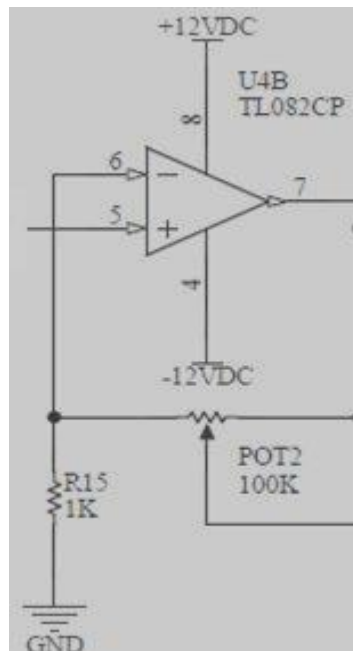
$$R = R_{11} = R_{12} = \frac{1}{2\pi f_H C} = \frac{1}{2\pi * 30 * 100nF} = 51k\Omega$$

### 2.2.1.6 Amplificador de Ganancia

La configuración utilizada es un amplificador no-inversor, por medio del Opamp TL082CN. Se añade este circuito que brinda la ventaja de que además de darle amplificación a la señal de entrada, la señal de salida está en fase con respecto a ésta.

Es finalmente en esta etapa que se consigue obtener una amplificación cercana a  $10^3$  veces la señal de entrada del sistema; y la ganancia la podemos ajustar mediante el potenciómetro POT2.

La figura 2.8 nos muestra el esquema del circuito final.



**Figura 2.8. - Amplificador de ganancia**

Donde la ganancia máxima del amplificador viene dada por la ecuación [9]:

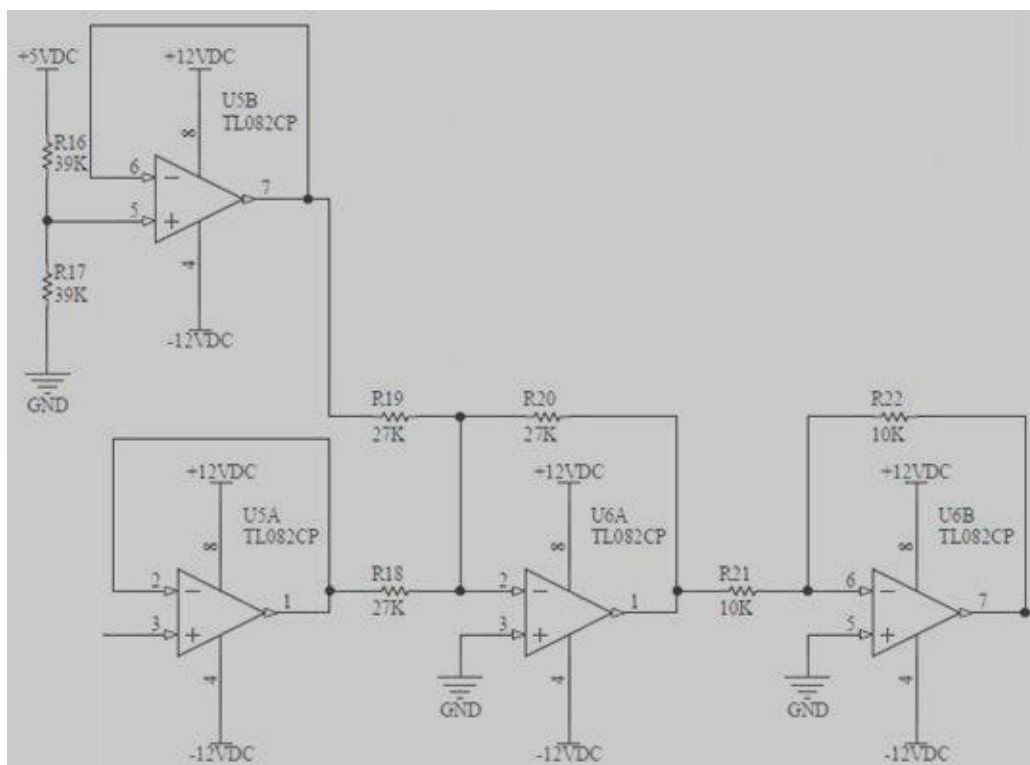
$$A_v = 1 + \frac{POT_2}{R_{15}} \quad [9]$$

Reemplazando los valores de  $R_{15} = 1K\Omega$  y  $POT_2 = 100K\Omega$  en la ecuación [9], se obtuvo una ganancia  $A_v=101$ .

### 2.2.1.7 Etapa de Acondicionamiento de señales

En esta etapa, la señal amplificada se la dejará dentro de un nivel DC entre 0 y 5V, para luego ser enviada a la etapa de procesamiento de la señal, para lo cual se utilizan diferentes

configuraciones de OPAMP para agregarle un nivel DC a la señal. Se han utilizado dos seguidores de voltaje, cuyas señales serán enviadas a un sumador inversor y luego a un amplificador inversor de ganancia unitaria.



**Figura 2.9.- Acondicionamiento de señales**

Con el diseño de cada una de las etapas explicadas, se procedió a realizar el circuito electrónico completo del EEG, para luego seguir con la etapa de adquisición de datos por medio del software.

En la figura 2.10 se muestra el diagrama esquemático del circuito EEG.



.....jiuioijkujghg

## **2.3 Procesamiento digital de la señal EEG**

La señal EEG debe ser procesada; para ello primeramente debe ser digitalizada, lo que implica muestrearla y cuantificarla.

El número de muestras obtenidas debe de ser lo suficiente alto como para poder reconstruir la señal nuevamente si se desea; para ello se ha elegido una tasa de muestreo de 200 muestras por segundo.

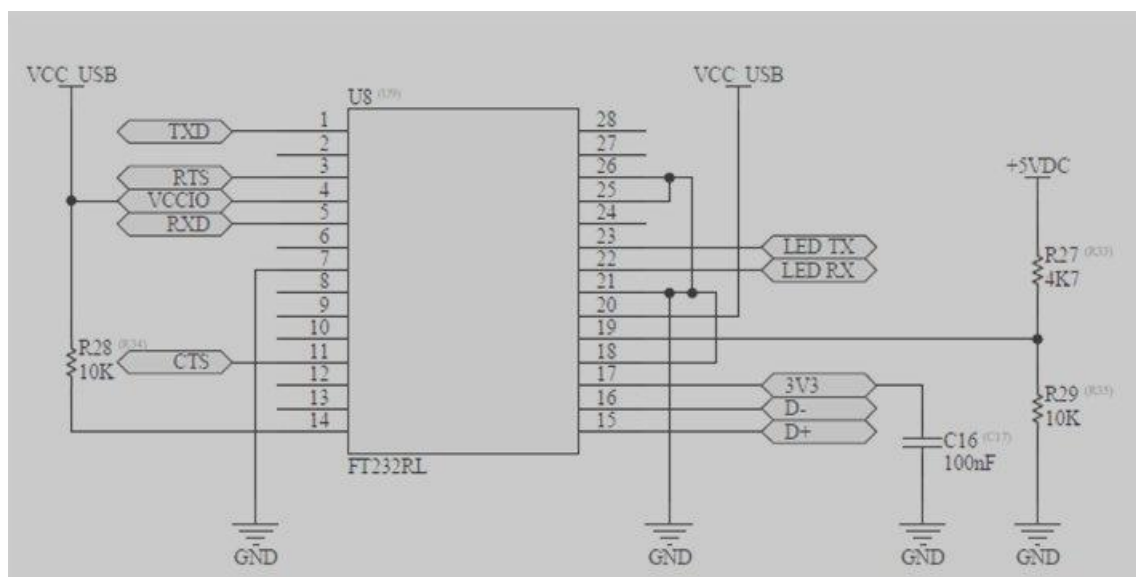
Luego de obtener estos datos se pasa a la etapa de conversión analógica-digital, lo cual es la base para digitalizar la señal EEG y así ser visualizada en la PC.

### **2.3.1 Conversión analógica-digital**

En este bloque se ha utilizado el microcontrolador 16F886, el cual posee un convertidor analógico-digital con una resolución de hasta 10bits, mediante el cual se lo utiliza para digitalizar la señal analógica obtenida del EEG.

Una vez obtenidos los datos digitales de la señal analógica, se deben enviar los datos a la PC, para aquello se necesita una interfaz que permita conectar al puerto USB, por lo cual se va utilizar un circuito integrado convertidor UART a USB, debido a que el microcontrolador envía los datos de la señal digitalizada a través del puerto UART.

El circuito integrado utilizado es el FT232, el cual posee dos pines RXD y TXD para recepción y transmisión de datos respectivamente. Su configuración viene dada a través del siguiente diagrama electrónico.



**Figura 2.11.- Implementación de FT232**

En el microcontrolador se encuentra el código que se encarga de realizar, tanto la conversión analógica-digital, como la transmisión de los datos vía comunicación serial (UART), mediante los dos pines TX y RX del PIC, los cuales se conectan a los correspondientes pines TXD y RXD del FT232.

En la configuración electrónica del FT232 se le agrego dos diodos LED para indicar la transmisión y recepción de datos.

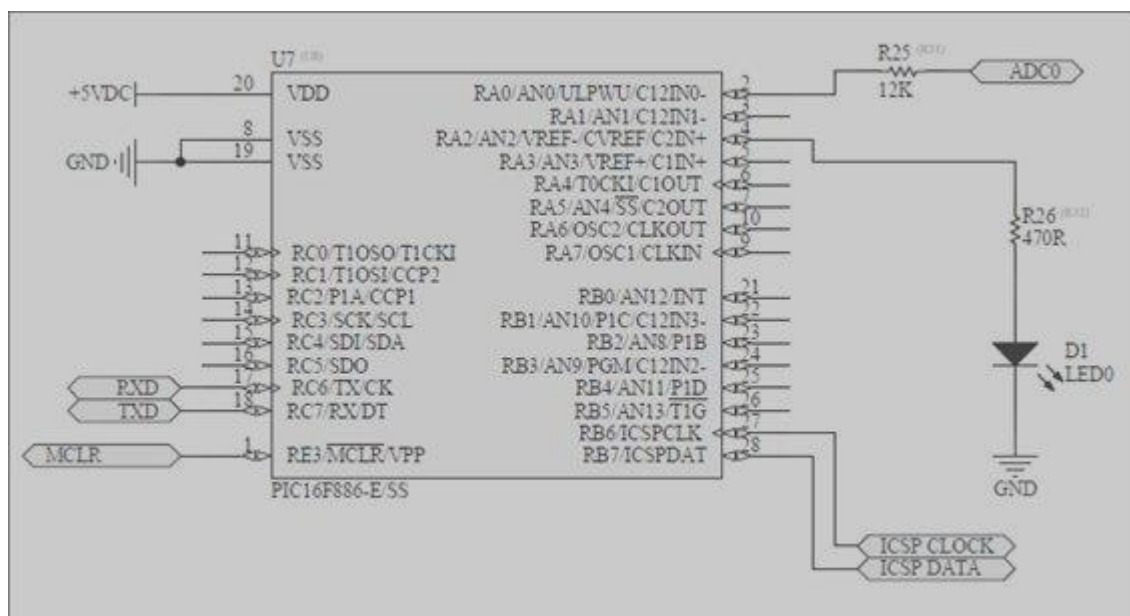


Figura 2.12.- Implementación del PIC16F886

### 2.3.2 Software seleccionado mediante el cual se visualizarán las ondas

Para la etapa de visualización de la señal EEG se ha seleccionado el software de LABVIEW, ya que éste posee herramientas y bloques para todo tipo de aplicaciones de comunicación, entre las cuales tiene el bloque NI VISA que es para la comunicación serial a través de los puertos USB.



### **2.3.3 Adquisición y visualización de la señal EEG**

Para la adquisición y visualización de la señal EEG se debió realizar una serie de procedimientos, los que se detallan a continuación:

El bloque de comunicación serial VISA de LABVIEW posee varias entradas que son configurables, como son el baud rate, data bits, parity, flow control, etc. Para aquello se ha configurado a un baud rate de 19200 bits/seg, y los demás parámetros por default, los mismos que deben ser configurados en el microcontrolador. Además se configuró un retardo de 5 ms que es el tiempo de duración entre cada trama de datos que se envíe desde el PIC hacia LABVIEW, esto se muestra en la figura 2.13.

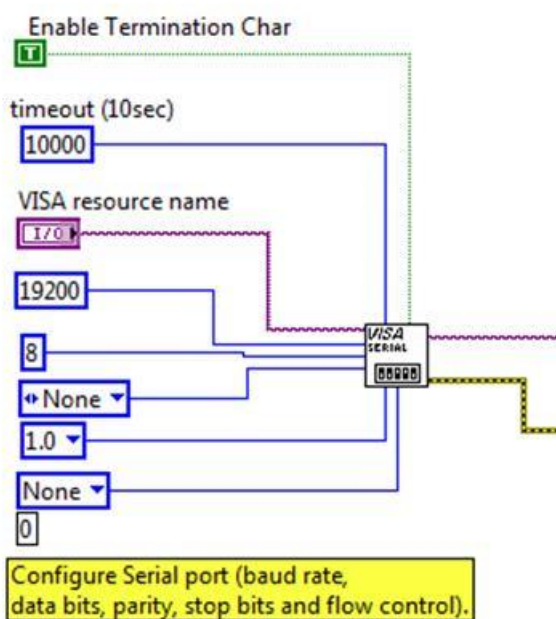


Figura 2.13.- Bloque de configuración serial

La entrada VISA resource name es en donde se especifica qué puerto COM de la PC se va a utilizar para la comunicación serial.

Luego de este bloque se procederá a leer los datos que han llegado al puerto serial; para aquello se utiliza VISA READ el cual lee y retorna una cadena de texto con el dato leído.

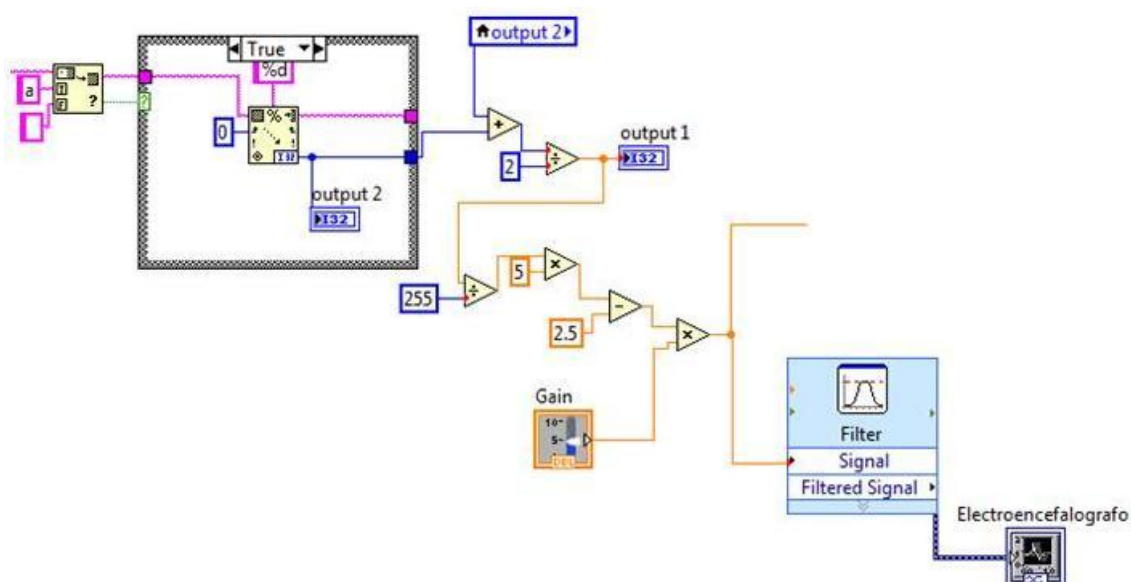


Figura 2.14.- Bloque VISA READ

Luego de obtener la cadena de texto del dato leído se procede a validar la trama obtenida, para aquello el PIC envía dos bytes, el primero es un byte INICIO cualquiera, en esta ocasión la letra (a), el 2do es el dato obtenido del muestreo de la señal del EEG.

El objetivo del siguiente bloque es obtener el dato de la señal EEG validando antes que haya llegado el byte de INICIO. Luego de obtener el dato, se realiza la conversión de digital a analógico. También se le agregó un control deslizante para manejar lo que es la ganancia de la señal antes de que ingrese a un filtro pasa-bajo.

Una vez que se realizó el filtrado se muestra la señal captada en una gráfica tipo CHARTS.



**Figura 2.15.- Recepción serial y conversión digital-analógica**

En esta etapa se va a medir la frecuencia de la señal EEG; para ello, se ha implementado un método mediante la comparación de flancos positivo y negativo de la señal, y se ha empleado la señal **delay before read** para medir el tiempo transcurrido entre los dos flancos (positivo y negativo), tal como se muestra en las figuras 2.16 y 2.17.

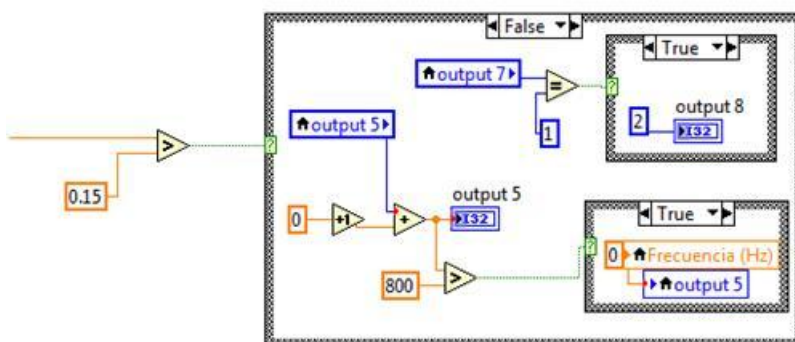


Figura 2.16.- Etapa cálculo de frecuencia

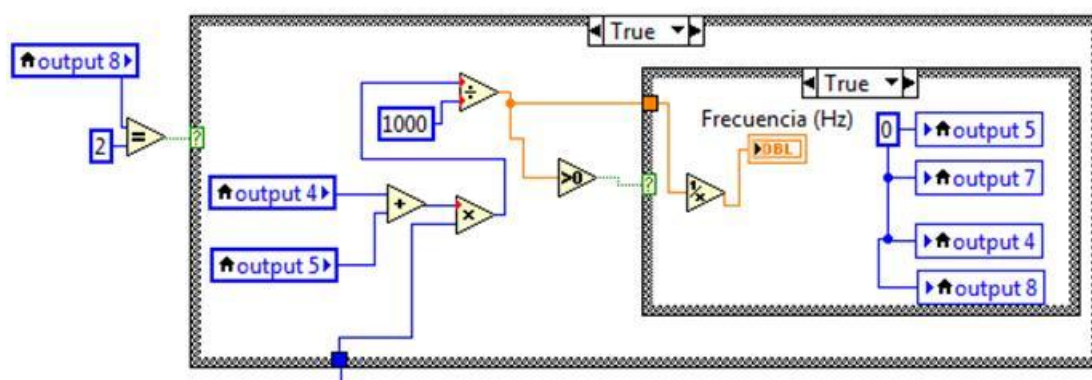
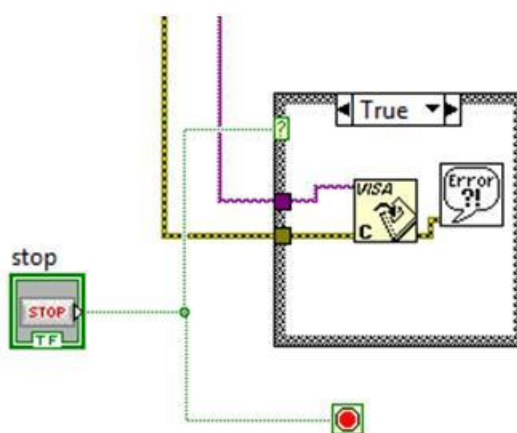


Figura 2.17.- Medición de flancos positivos y negativos

Por ultimo, la librería para manejo de comunicación serial posee un bloque llamado VISA CLOSE el cual permite cerrar la comunicación mediante un pulsador agregado STOP; este bloque libera el puerto COM que se ha escogido al principio para que pueda ser utilizado en otra aplicación.



**Figura 2.18.- Bloque cierre de comunicación serial**

## CAPÍTULO 3

### PROCEDIMIENTO E IMPLEMENTACIÓN

#### 3.1 Instrumentación

En los capítulos anteriores se mostró como la actividad bioeléctrica cerebral es captada a nivel del cuero cabelludo por los electrodos, luego es amplificada y, finalmente, registrada. Pero, para la captación de esta señal, es necesaria la utilización de electrodos que son los encargados de la adquisición de biopotenciales y en este caso, para detectar la actividad eléctrica del cerebro.

Los electrodos deben ser diseñados y construidos de tal manera que permitan registrar la actividad eléctrica en forma eficiente y con el mínimo de distorsión. En fisiología, las características de lo que se va a registrar y su situación anatómica determina el tipo de electrodos a utilizar y estos, a su vez, el tipo de circuito amplificador que se necesita.

Aunque los electrodos pueden ser de tamaño, forma y materiales distintos, y aplicados sobre el cuero cabelludo por diferentes medios, debe tenerse en cuenta algunos principios generales en su diseño y uso.

Lo importante de resaltar es que de nada sirve tener dispositivos de amplificación avanzados y de gran potencia, si de todos modos la señal va con distorsión desde los electrodos antes de llegar a los amplificadores.

### **3.1.1 Tipos de electrodos**

#### **3.1.1.1 Superficiales**

Existen varios tipos

##### **3.1.1.1.1 Electroodos de cloruro de plata:**

Es conocido por producir el más bajo y más estable potencial de juntura. Se adhieren a la piel y necesitan de gel.

##### **3.1.1.1.2 Electroodos de oro:**

Son grandes conductores y no se mueven fácilmente. Son utilizados en EEG. Hay unos tipos que son diseñados para que se puedan adherir en forma segura al cuero cabelludo. Se pueden diseñar con un tubo interno para que el gel conductor se pueda aplicar a través de él. Las desventajas de utilizar este tipo de electrodos en lugar de los de cloruro de plata-plata es que son mucho más caros, tienen potenciales de juntura más grandes y son muy susceptibles a los artefactos. Por otro lado, éstos mantienen una baja impedancia, no se mueven fácilmente y son reutilizables ver figura 3.1.



**Figura 3.1.- Electrodo de oro**

#### **3.1.1.1.3 Electrodo en casco de malla**

Es de introducción reciente. Los electrodos están incluidos en una especie de casco elástico. Existen cascos de diferentes tamaños, dependiendo de la talla del paciente. Se sujetan con cintas a una banda torácica. Como características más importantes presentan la comodidad de colocación, la comodidad para el paciente en registros de larga duración, su gran inmunidad a los artefactos y la precisión de su colocación, lo que los hace muy útiles en estudios comparativos, aunque para sacar provecho de esta característica es preciso utilizar una técnica muy depurada ver figura 3.2.





**Figura 3.2.- Electrodo en el casco de mala**

#### **3.1.1.1.4 Electrodo de aguja**

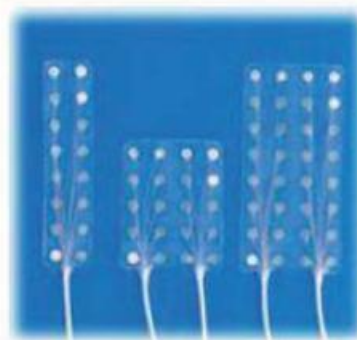
Su uso es muy limitado; solo se emplea en recién nacidos y en UCI. Pueden ser desechables (de un solo uso) o de uso múltiple. En este caso, su esterilización y manipulación deben ser muy cuidadosas. Todos los electrodos descritos hasta aquí registran solamente la convexidad superior de la corteza. Para el estudio de la cara basal del encéfalo se utilizan electrodos especiales como el faríngeo, el esfenoidal, y el timpánico ver figura 3.3.



**Figura 3.3.- Electrodo de aguja**

#### **3.1.1.1.5 Electroodos quirúrgicos**

Se utilizan durante el acto quirúrgico y son manipulados exclusivamente por el neurocirujano. Pueden ser duros, corticales o intracerebrales ver figura 3.4.



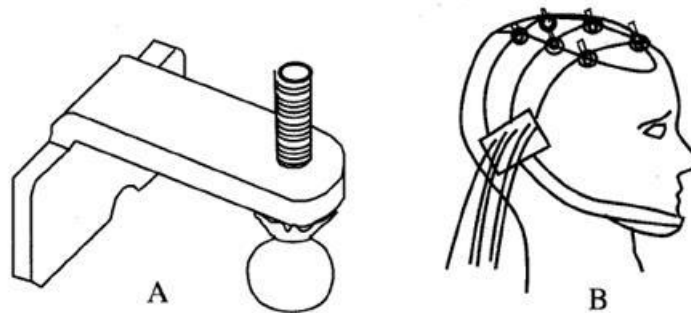
**Figura 3.4.- Electroodos quirúrgicos**

#### **3.1.1.1.6 Electroodos activos**

Para señales EEG. Son electrodos activos miniatura integrados en un cable. Tienen amplificadores en el sitio de medida que mejoran la calidad de los registros. Esto amplificadores son localizados dentro del cable.

#### **3.1.1.1.7 De contacto**

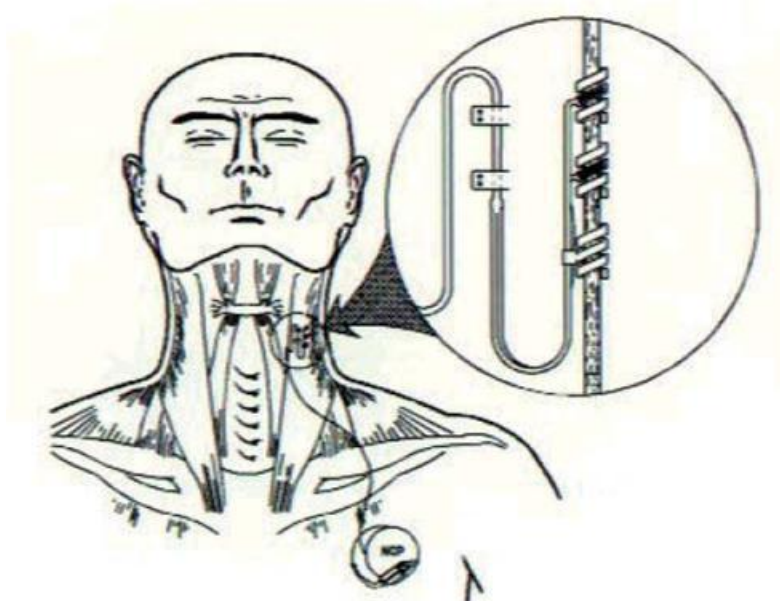
Consisten en pequeños tubos de plata clorurada, roscados en soportes de plástico. En su extremo de contacto se coloca una almohadilla que se humedece con solución conductora. Se sujetan al cráneo con bandas elásticas y se conectan con pinzas de lagarto. Son de colocación muy fácil, pero incómodos para el paciente. Por esto no permiten registros de larga duración figura 3.5.



**Figura 3.5.- A. Esquema de un electrodo de contacto. B. Colocación**

### **3.1.1.1.8 Electrodo basales (especiales)**

Los anteriores tipos de electrodos mencionados, registran la actividad eléctrica del cerebro sólo a nivel de la convexidad del cráneo. Sin embargo, queda por explorar la cara interna del hemisferio cerebral y su base. La cara interna del cerebro es imposible de explorar; sin embargo, la parte basal tiene vías de acceso que permiten su exploración con electrodos especialmente diseñados para ello. De esta manera, se han introducido electrodos especiales, como el faríngeo, el esfenoidal y el timpánico. Que se denominan genéricamente “electrodos basales” porque se exploran la base de los lóbulos frontales y temporales del cerebro ver figura 3.6.

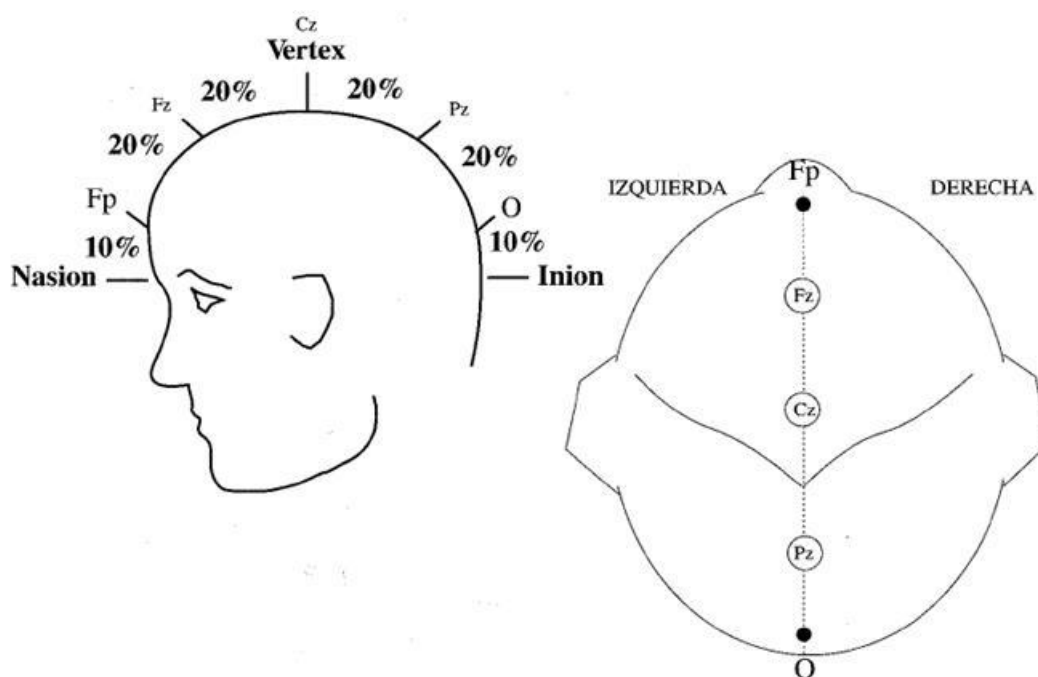


**Figura 3.6.- Electrodo basal faríngeo**

### **3.2 Sistema de posicionamiento de los electrodos superficiales**

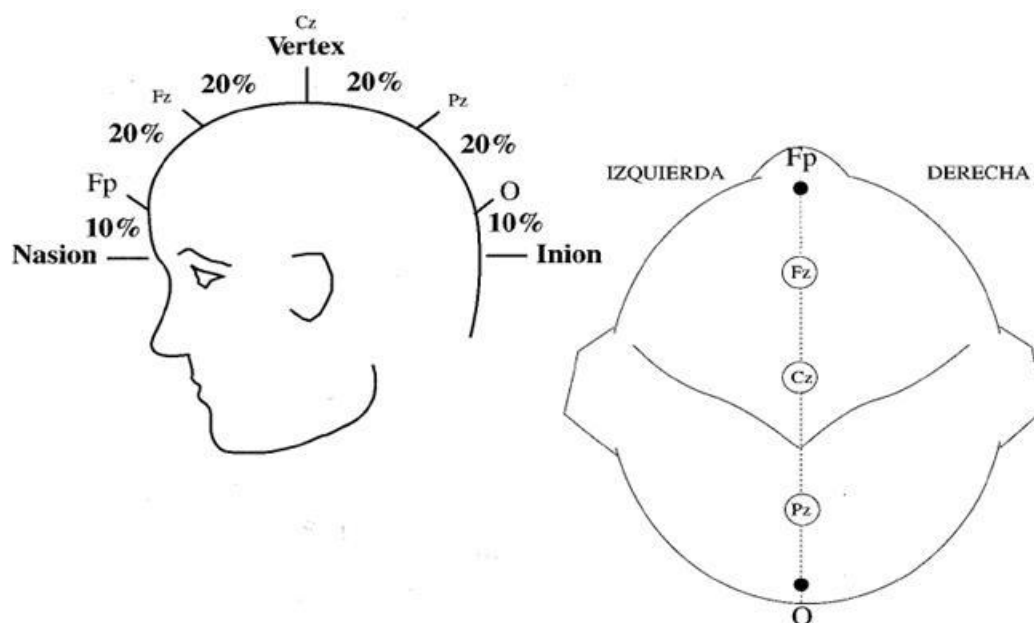
Aunque hay varios sistemas diferentes (Illinois, Montreal, Aird, Cohn, Lennox, Merlis, Oastaut, Schwab, Marshall, etc.), *el sistema internacional «10-20»* es el más utilizado en el momento actual. Para situar los electrodos según este sistema se procede de la forma siguiente:

- Se mide la distancia entre el nasion y el inion pasando por el vertex. El 10% de esta distancia sobre el nasion señala el punto Fp (Frontal Polar). El 10% de esta distancia sobre el inion señala el punto O (Occipital) ver figura 3.7.



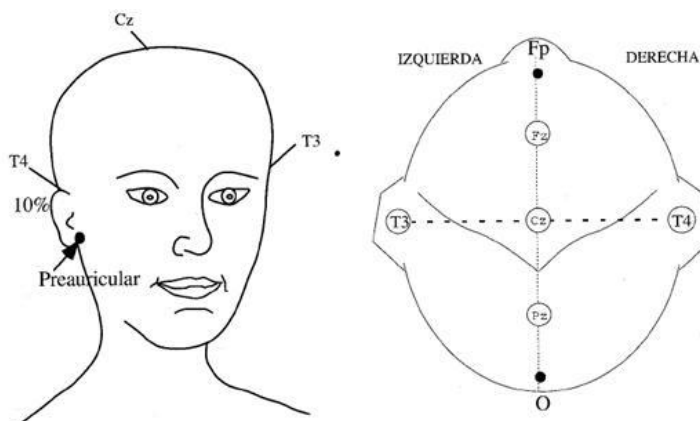
**Figura 3.7.- Fp, punto frontal polar; O, punto occipital**

- Entre los puntos FP y O se sitúan otros tres puntos espaciados a intervalos iguales (entre cada dos el 20% de la distancia nasion-inion). Estos tres puntos son, de delante hacia atrás, el Fz (Frontal) el Cz (Central o Vertex) y el Pz (Parietal). No deben confundirse Fz, Cz o Pz cuyos subíndices significan «cero» («zero» en inglés) con la letra «O» referente a los electrodos occipitales ver figura 3.8.



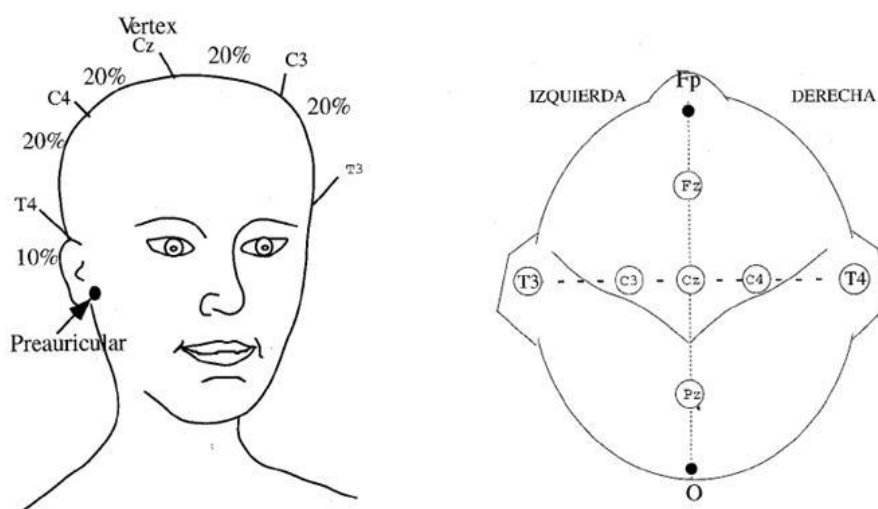
**Figura 3.8.- Fz, punto frontal; Cz, punto central; Pz, punto parietal**

- Se mide la distancia entre los puntos preauriculares (situados por delante del pabellón auditivo) pasando por el vertex (Cz). El 10% de esta distancia marca la posición de los puntos temporales mediales, T3 (izquierdo) y T4 (derecho) ver figura 3.9.



**Figura 3.9.- Medición coronal lateral; ubicación de los electrodos T3 y T4**

- Un 20% de la medida por encima de los puntos temporales medios se colocan los electrodos C3 (izquierda) y C4 (derecha). El vertex es ahora el punto de intersección entre la línea anteroposterior y la línea coronal lateral ver figura 3.10.



**Figura 3.10.- Ubicación de los electrodos C3 y C4**



- Los electrodos F3 y F4 (Izquierda y derecha, respectivamente) están situados de forma equidistante entre el punto frontal medio (Fz) y la línea de electrodos temporales ver figura 3.11.

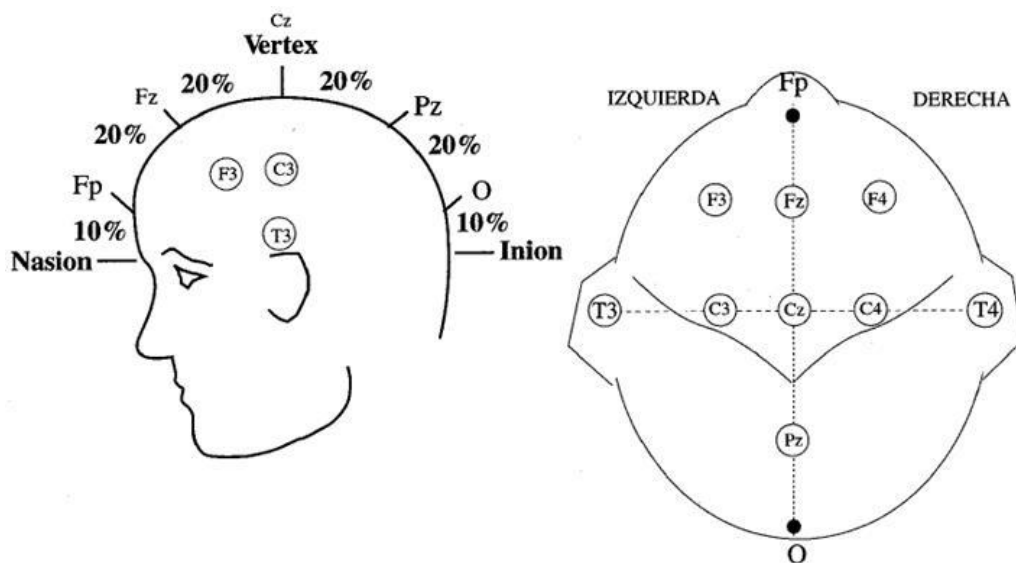
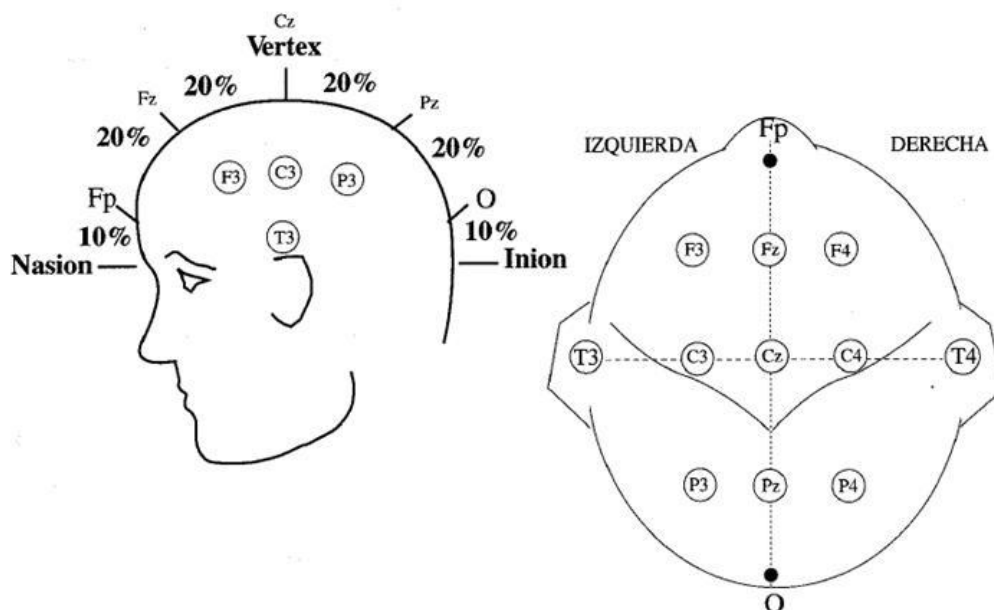


Figura 3.11.- Electrodos F3 y F4

- Los electrodos P3 y P4 (izquierda y derecha, respectivamente) equidistan entre el punto P medio y la línea de los electrodos temporales ver figura 3.12.

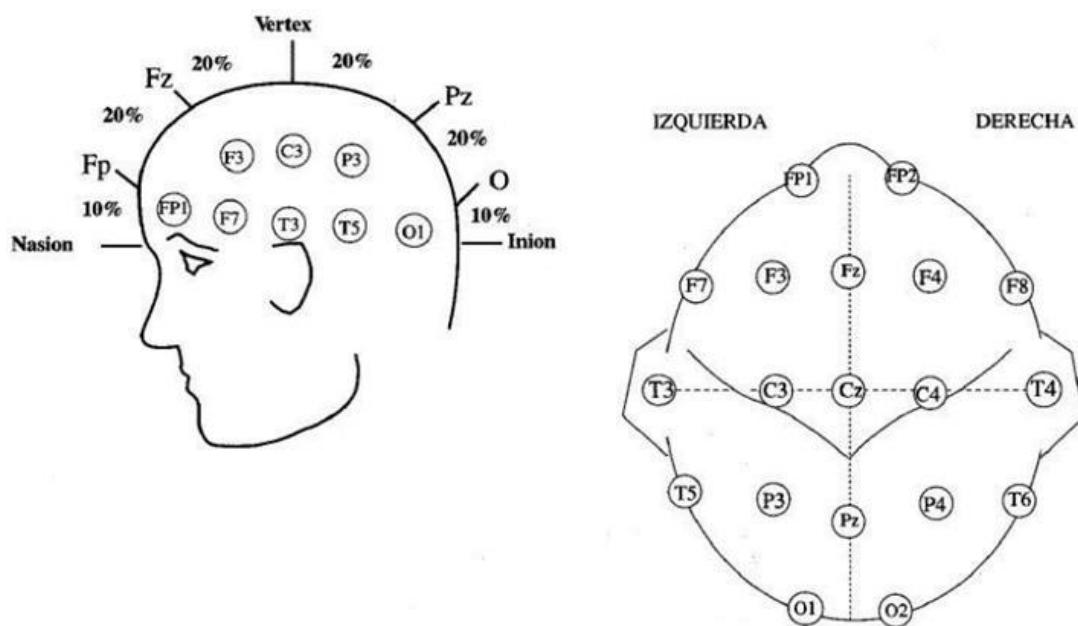


**Figura 3.12.- Electrodo P3 y P4**

- Se mide la distancia entre el punto medio Fp y el punto medio O a través de T3. El 10% de esta distancia a través de Fp corresponde a los electrodos FP1 y FP2. El 10% de esta distancia a través de O corresponde a los electrodos O1 y O2.

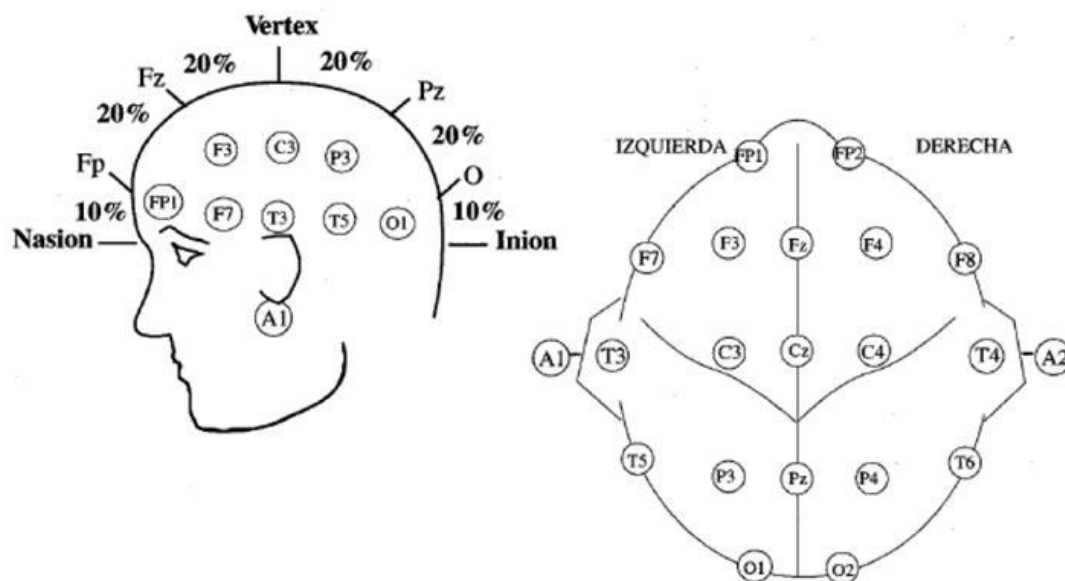
El electrodo F7 (y el F8) se sitúa equidistante entre los puntos FP1 (ó FP2) y entre T3 (ó T4).

El electrodo T5 (y el T6) se sitúa en la línea media entre T3 (ó T4) y O1 (ó O2) ver figura 3.13.



**Figura 3.13.- Ubicación de los electrodos F7, F8, T5, T6, FP1, FP2, O1, O2**

- A un 10% de los temporales T3 y T4 se sitúan los electrodos auriculares A1 y A2 respectivamente ver figura 3.14.



**Figura 3.14.- Ubicación de los electrodos A1 y A2**

Como regla general, los electrodos del lado izquierdo llevan numeración impar mientras que los del lado derecho la llevan par. Además, como ya se dijo, los electrodos de la línea media reciben el subíndice «z» (por «zero», cero en inglés).

### **3.3 Montaje, selección y aplicación de electrodos en un EEG**

Para proceder a registrar el EEG se parte de una serie de electrodos situados sobre la superficie del cuero cabelludo en lugares específicos, tal como ya se ha explicado, determinados según el sistema internacional “diez-veinte”. Cada electrodo es un punto de registro. Sin embargo, para

poder realizar este registro es preciso disponer de tres terminales: dos de registro y otro de referencia.

Una vez definido el posicionamiento de los electrodos, hay que tomar en cuenta las siguientes precauciones para obtener una excelente señal sin artefacto:

- Hay que tener bien limpia el área donde se van a colocar los electrodos; es decir esta área debe ser previamente limpiada con una gasa con alcohol para retirar las impurezas.
- Luego la piel y los electrodos deben ser untados con gel Ten-20, el gel es muy importante ya que adhiere el electrodo al cuero cabelludo, produciendo un gran acoplamiento; es decir evita que el electrodo quede al aire y se introduzcan señales de ruido provenientes del ambiente, en la figura se muestra la colocación de los electrodos al cuero cabelludo mediante el gen Ten20.



**Figura 3.15.- Montaje del electrodo en el cuero cabelludo**

- Una vez energizado el EEG se debe tener precaución de que los electrodos no se choquen ya que producirían un cortocircuito.

A continuación se presenta una tabla donde se indica todo lo utilizado para un EEG y su función.

**TABLA Nº 3.1 Materiales para realizar un EEG**

MATERIALES NECESARIOS PARA REALIZAR UN EEG	
MATERIAL	FUNCIÓN
Gasa	Limpieza de la piel
Alcohol	Limpieza de la piel
Gel conductor Ten-20	Reduce la impedancia de la piel y mejora la conductividad
Electrodos	Reciben la señal bioeléctrica del cerebro

### 3.4 Alimentación del equipo

Para el circuito EEG en la etapa de alimentación, se utilizó una fuente ATX debido a que este nos brinda los voltajes deseados de +12 V y -12 V, los cuales son los necesarios para el buen funcionamiento del sistema ya que los circuitos integrados que se utilizan en este equipo funcionan dentro de este rango y de esta manera se evitará que los mismos sufran algún daño por sobrecarga de voltaje.

### 3.5 PCB del circuito EEG y adquisición de datos

Con el propósito de simplificar la parte del circuito EEG y la de adquisición de datos se procedió a unir en una misma placa las dos etapas.

A continuación se muestra el PCB de la tarjeta completa; la misma que se encuentra impresa a doble cara.

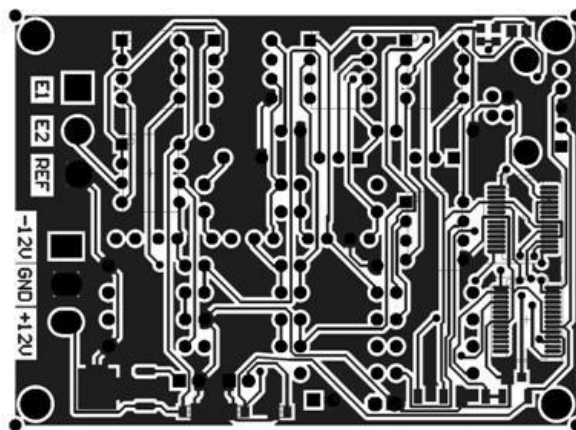


Figura 3.16.- PCB cara frontal

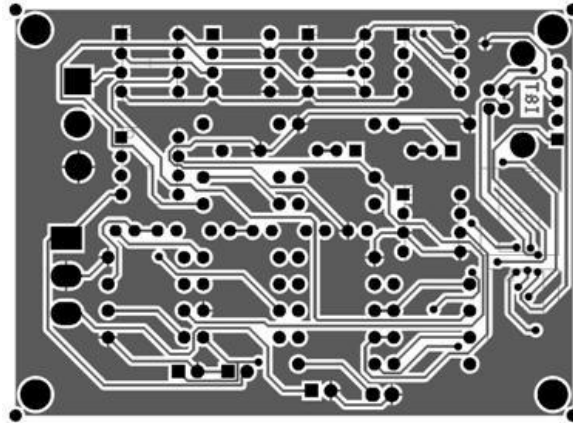


Figura 3.17.- PCB cara posterior

### 3.6 Tarjeta EEG y adquisición de datos

A continuación se presenta la tarjeta con todos los elementos que comprenden el EEG y la adquisición de datos.



Figura 3.18.- Tarjeta EEG y adquisición de datos



### 3.7 Equipo completo

Aquí se presenta el equipo completo, es decir, el circuito conectado con los electrodos y la PC.



**Figura 3.19.- Equipo completo**

En el equipo se visualizarán los distintos tipos de ondas cerebrales tales como: alfa, beta, theta, delta su forma con sus respectivas bandas de frecuencia.

## CAPÍTULO 4

### GRÁFICAS Y RESULTADOS

#### 4.1 Señal EEG en un osciloscopio

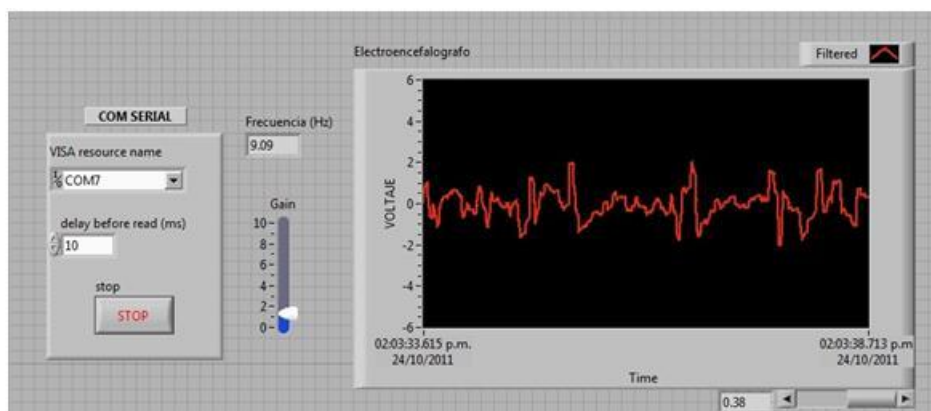
A continuación se observa que la señal EEG es de amplitud muy pequeña, esta señal tiende a estar en el orden de los microvoltios o milivoltios; es por esta razón que para poder visualizarla se la hizo pasar por varias etapas para obtener de esta manera la señal que se puede observar en un osciloscopio normal.



Figura 4.1.- Señal EEG en un osciloscopio

## 4.2 Señal EEG captada mediante el software desarrollado

A continuación se presenta la visualización de la señal EEG mediante el software que se ha desarrollado para el proyecto. Comparando con la señal adquirida mediante un osciloscopio normal y la obtenida mediante el software se observa que la señal conserva los mismos parámetros.



**Figura 4.2.- Señal EEG en el osciloscopio virtual**

A continuación se presentan las tablas con los datos experimentales que se obtuvieron en lagunas etapas.

**TABLA N° 4.1. Características del filtro pasa-banda**

<b>Tipo de filtro</b>	Pasa-banda
<b>Frecuencia baja</b>	1 Hz
<b>Frecuencia alta</b>	30Hz
<b>Orden</b>	2
<b>Ganancia</b>	1.56

**TABLA N° 4.2. Características del filtro Notch**

<b>Tipo de filtro</b>	Notch
<b>Frecuencia central</b>	60 Hz

## CONCLUSIONES

Al culminar el presente trabajo se ha concluido lo siguiente:

- 1) Al analizar las ondas registradas en el paciente se pudo observar que las mismas variaban notablemente dependiendo, de sobremanera, del estado de ánimo del paciente y del estado de alerta o vigilia en la que se encontraba en ese momento.
- 2) En la etapa de amplificación de la señal de entrada se utilizó el amplificador de instrumentación AD620 debido a su gran rechazo al modo común y por su bajo nivel de ruido.
- 3) Los filtros análogos Sallen-Key son filtros de fácil diseño e implementación. Mediante su empleo se obtuvieron buenos índices de correlación ya que no presentan una alta distorsión de la señal filtrada con respecto a la señal original.
- 4) Se diseñaron los filtros pasa-altos y pasa-bajos para realizar las variaciones de frecuencia tanto en alto como en bajo por separado para un correcto ajuste del ancho de banda.
- 5) La frecuencia seleccionada de los filtros pasa-bajos y pasa-altos respectivamente fueron 1Hz y 30HZ debido a que el rango de frecuencia de las ondas oscila entre 1Hz y 30Hz.
- 6) La implementación de la etapa del filtro Notch permitió eliminar, en gran medida, la interferencia de la red eléctrica; evitando de esta

manera la saturación de los amplificadores operacionales debido a que la señal electroencefalográfica se encuentra en el orden de los microvoltios y la señal interferente se encuentra en la mayoría de los casos en el orden de los milivoltios.

- 7) Una de las ventajas que presenta este sistema, a pesar de estar formado por un solo canal, es la de mostrar resultados confiables debido al hecho de contar con varios puntos de medición: F, T, C, P, O (Frontal, Temporal, Central, Parietal y Occipital respectivamente); determinados por el Sistema 10-20 con los cuales se pueden captar las ondas cerebrales de nuestro interés (ondas alfa y beta). Cabe señalar que nuestros puntos de medición fueron F y O (frontal y occipital respectivamente).
- 8) El EEG continuo es de fácil manejo e interpretación; aunque se debe saber que no es un método diagnóstico para la sustitución del TAC o la resonancia magnética.
- 9) A través de su propio registro EEG, el paciente puede ser considerado para que comande y modifique su actividad eléctrica cerebral, y de esta forma corregir déficits en la función reguladora del cerebro.
- 10) El circuito de acondicionamiento análogo construido con las etapas de amplificación, filtrado y aislamiento implementado en este trabajo mostró ser adecuado para las señales EEG medidas. Se pudo

observar que el ruido, interferencia y artefactos fueron removidos en gran medida de las señales logrando obtener señales de mejor calidad que pueden ser analizadas y tratadas posteriormente.

## **RECOMENDACIONES**

- 1) Es importante ser muy cuidadoso al momento de realizar las mediciones y pruebas de diseño en los pacientes, para evitar fugas de corriente que afecten al mismo.
- 2) Debido a que el prototipo maneja señales pequeñas en el carácter de los microvoltios es recomendable no realizar los registros en presencia de campos electromagnéticos ya que la interferencia resultante será excesiva.
- 3) Es necesario que se creen las facilidades para el desarrollo de tecnología biomédica, ya que en nuestro medio no contamos con laboratorios capacitados para pruebas en esta clase de equipos.
- 4) En el momento de realizar un examen electrocardiográfico, existe la posibilidad de que se introduzcan perturbaciones o ruidos que alteran las componentes de la señal. Estas perturbaciones pueden llevar a la realización de diagnósticos inadecuados, siendo necesario desarrollar herramientas que acondicionen la señal.
- 5) Se recomienda el uso de amplificadores de instrumentación integrados para uso biomédico como el AD620, para la adquisición de

la señal y no la construcción del amplificador de instrumentación a través de amplificadores operacionales, porque esto requiere de elementos como resistores de precisión y de un trimmer para la calibración del CMRR para justarse a los valores exigidos por la norma y que inevitablemente con el tiempo requerirá nuevas calibraciones.

- 6) Es prescindible cerciorarse que los tres electrodos a usarse durante el examen sean de la misma clase y material (oro, plata o cobre), pues de lo contrario se medirán voltajes erróneos a diferentes frecuencias, haciendo que la señal se distorsione. Similar situación ocurrió al usar diferentes electrolitos para el mejor contacto entre el electrodo y piel o zona de cabello (gel conductor y pasta conductora respectivamente).



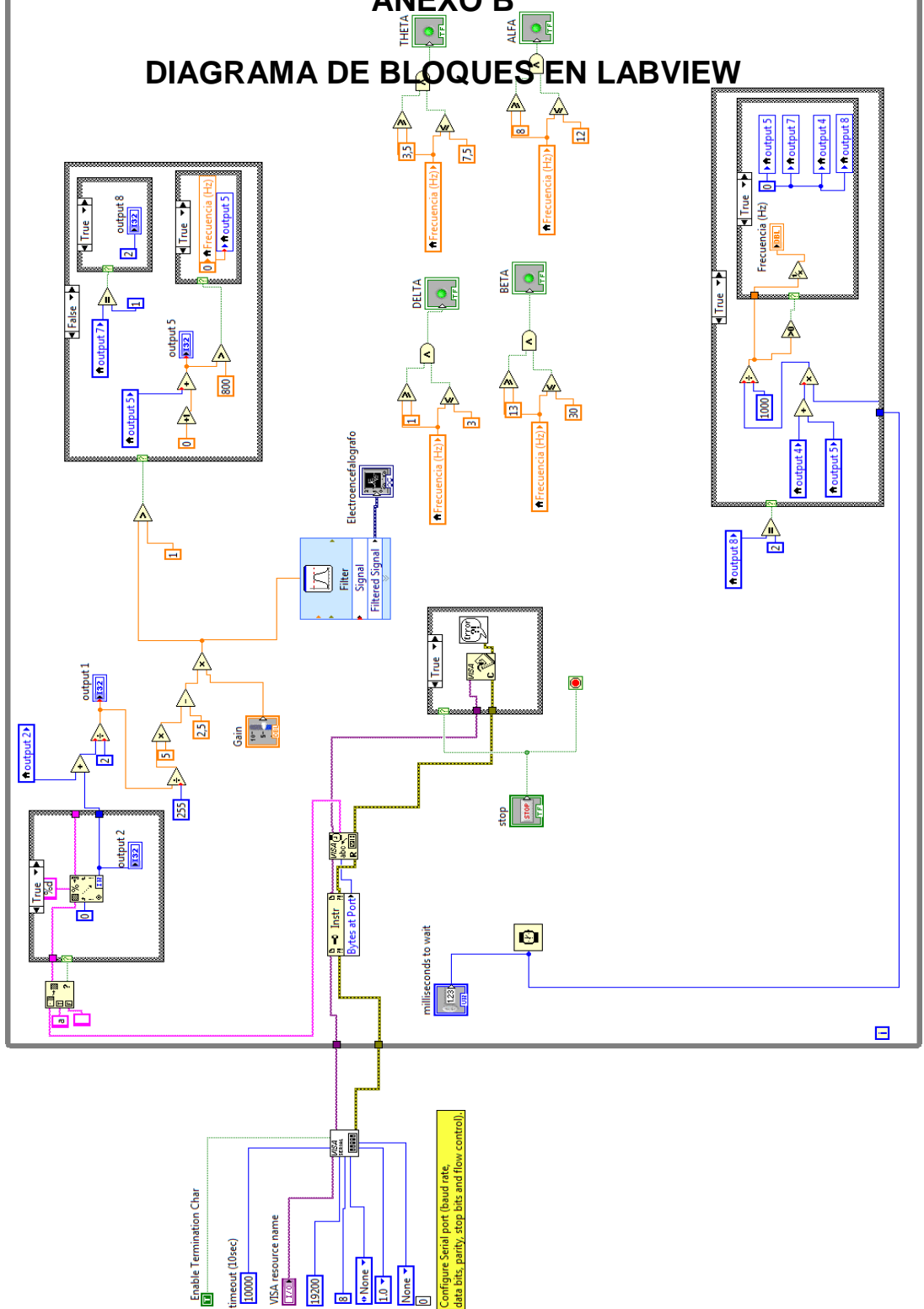
## ANEXO A

### CÓDIGO PIC DEL MICROCONTROLADOR

```
program Codigo_Electroencefalografo
dim VO1 as byte
dim tx_VO1 as string[4]
sub procedure led ()
PORTA.2=1
Delay_ms(200)
PORTA.2=0
Delay_ms(200)
PORTA.2=1
Delay_ms(200)
PORTA.2=0
Delay_ms(200)
PORTA.2=1
end sub
main:
OSCCON=%01110101
OPTION_REG=$80
intcon=0
ANSEL=%00000001
ANSELH=0
CM2CON0=0
TRISA=%00000001
TRISB=0
TRISC=%10000000
TRISE=0
VO1=0
Usart_Init(19200)    ' Initialize USART module " MAX baud rate 19200 a
8MHZ
Delay_ms(100)
led()
WHILE(1)
VO1 = Adc_Read(0)>>2
ByteToStr(VO1 ,tx_VO1 )
USART_Write(97)
Usart_Write_Text(tx_VO1)
Delay_ms(5)
WEND
End
```



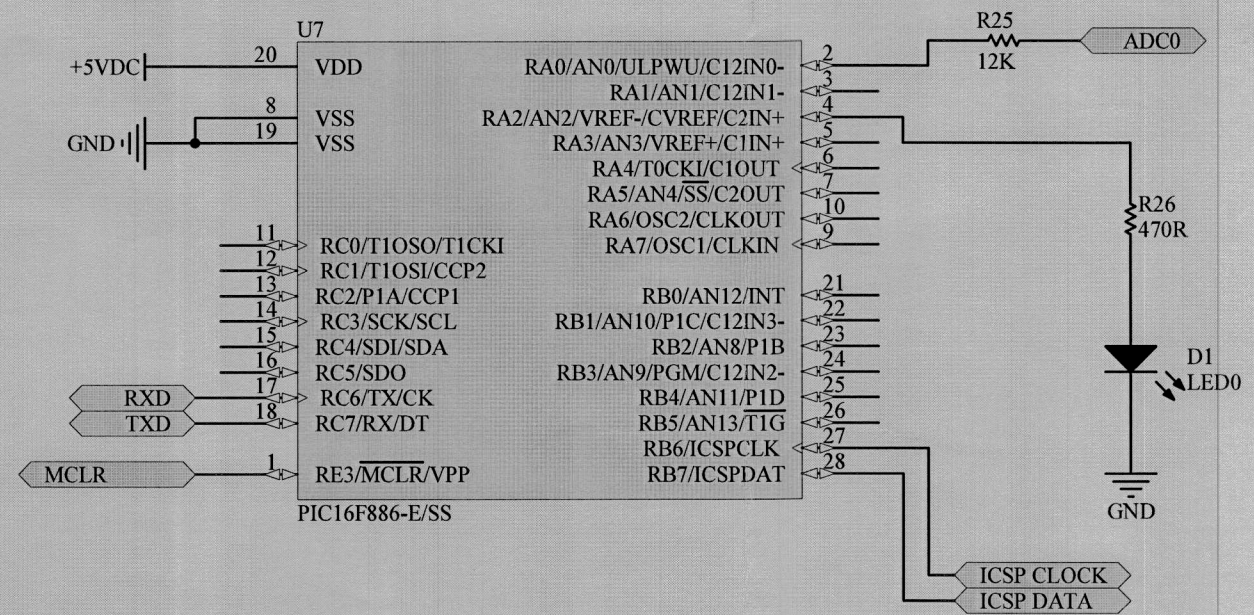
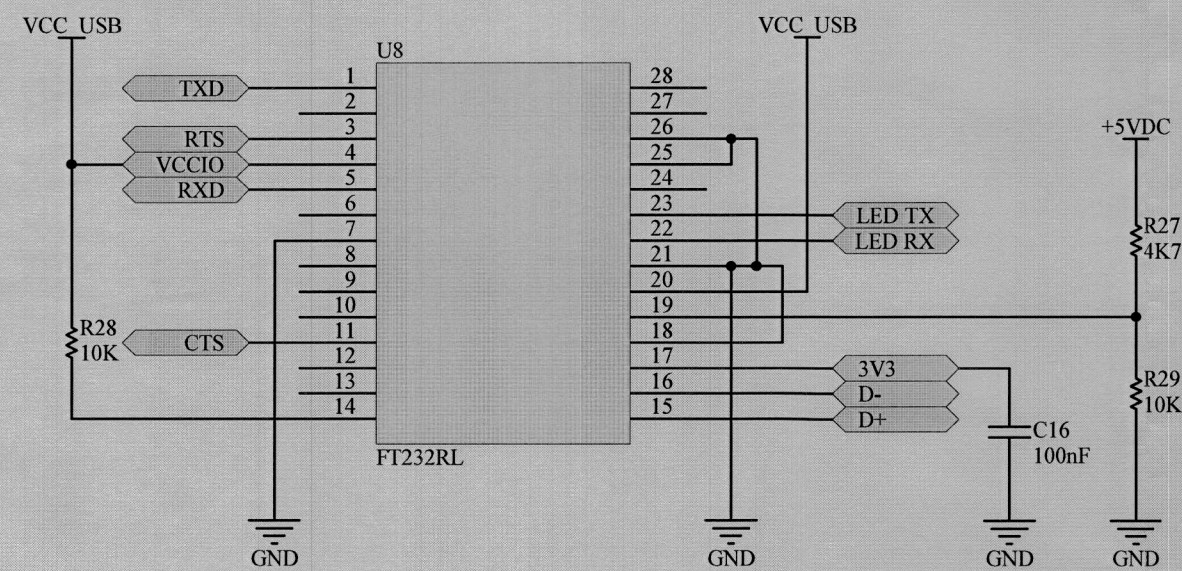
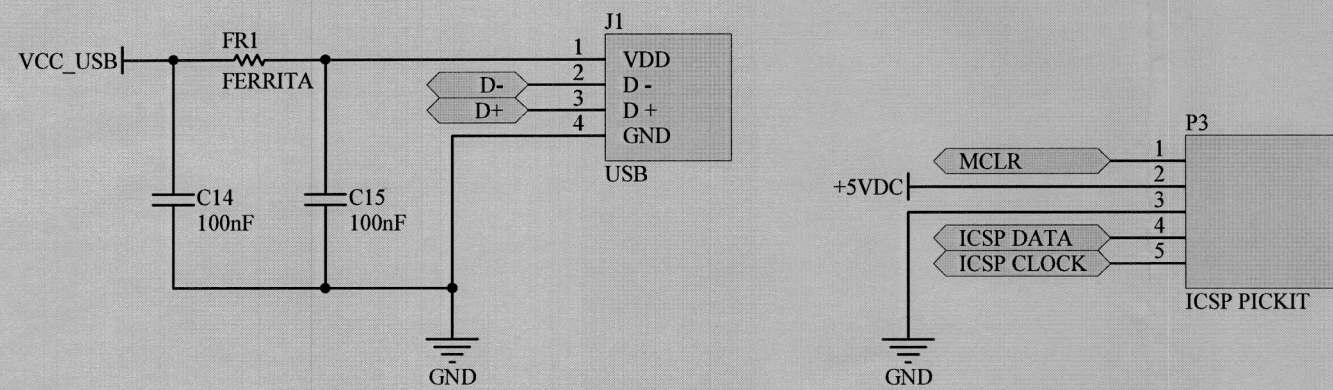
# ANEXO B DIAGRAMA DE BLOQUES EN LABVIEW



## REFERENCIAS

1. G. Hamstra, A Peper, C. Grimbergen ,"*Low power, low noise instrumentation amplifier for physiological signals*", Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 22 , p.p. 272-274, May 1984.
2. S. Yoo, N. Kim, J. Kim, "*The development of high precision EEG amplifier for the computerized EEG analysis*", EMBC & CMBEC IEEE, p.p.1651-1652,1997.
3. Ch. Levkov, "*Amplification of biosignals by body potential driving. Analysis of the circuit performance*", Medical & Biological Engineering & Computing, p.p. 389-396, Vol. 26, 1988.
4. Analog Devices, Application Notes AN-539, "Errors and error budget analysis in Instrumentation amplifier applications" Julio, 2010
5. E. Escamilla, V. Ponomaryov, L. Badillo, "*Sistema de Telemetría de Señales de EEG Multicanal.*",IEEE ROC&C, Octubre (2001).
6. D. Jonson, J Hilburn, "*Rapid practical design of active filter*,"Jhon Wiley & Sons, Canada, Cap 5, 1975.
7. W. Tomasi "*Sistemas de comunicaciones electrónicas*", Prentice Hall Hispanoamericana, Cap 12,1996.





Title			
ELECTOENCEFALOGRAFO			
Size	Number	Revision	
A4		Jose Luna Gabriela Sala	
Date:	22/09/2011	Sheet of	
File:	C:\Documents and Settings\...ELECTOENCEFALOGRAFO USB.SchDoc	1 of 1	