



UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE
MÉXICO

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

TESIS:

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA EL
REGISTRO DE BIOPOTENCIALES CON FINES DIDÁCTICOS**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

“INGENIERA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA”

PRESENTA:

MARÍA MÓNICA DE LA TORRE FREGOSO

DIRECTOR DE TESIS:

M.I. JUAN MANUEL GÓMEZ GONZÁLEZ



MÉXICO, D.F., CIUDAD UNIVERSITARIA, JULIO DEL 2013.

El presente sistema de adquisición fue realizado en el Laboratorio de Ingeniería Biomédica de la Facultad de Ingeniería, bajo la dirección del M.I. Juan Manuel Gómez González con el apoyo del proyecto DGAPA-PAPIIT IT101713.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres Carlos de la Torre y María Fregoso.

Al M.A. Carlos de la Torre.

Ro.

A los profesores M.I. Juan Manuel Gómez González,
M.I. Alejandro Núñez,
M.I. Juan Manuel González.

A los profesores que me fueron designados como sinodales.

Al Ing. Jahasiel Tavera.

Familiares y amistades que estuvieron presentes durante la realización de este trabajo.

नमस्ते

“Me lo contaron y lo olvidé,
lo ví y lo entendí,
lo hice y lo aprendí”.

(Confucio)



ÍNDICE GENERAL

1	INTRODUCCIÓN.....	1
1.1	Objetivo del proyecto.....	1
1.2	Justificación del tema.....	1
1.3	Alcance	1
1.4	Metodología	2
1.5	Estructura del trabajo.....	2
2	FUNDAMENTOS FISIOLÓGICOS Y ELECTRÓNICOS PARA EL REGISTRO DE LOS BIOPOTENCIALES	4
2.1	Fundamentos de fisiología celular	4
2.1.1	Características de la membrana celular	5
2.1.2	Tipos de respuesta en el transporte de iones a través de la membrana	5
2.1.3	Regulación de canales iónicos.....	6
2.1.3.1	Canales activados por voltaje.....	7
2.1.4	Potenciales de acción en células nerviosas.....	7
2.2	Fundamentos electrónicos para el acondicionamiento de los biopotenciales.....	9
2.2.1	Los potenciales bioeléctricos	9
2.2.2	Amplificador de Biopotenciales	9
2.3	Estructura de diseño para un amplificador de biopotenciales básico	10
2.4	Parámetros de diseño y fundamentos electrónicos para un amplificador de biopotenciales básico.....	13
2.4.1	Interfaz piel-electrolito-electrodo.....	13
2.4.2	Electrodos.....	13
2.4.3	Amplificación.....	14
2.4.3.1	Amplificador diferencial básico	14
2.4.3.2	Voltaje en modo común	15
2.4.3.3	Mejoras al amplificador diferencial básico	16
2.4.3.4	Ganancia ajustable	17
2.5	Amplificador de Instrumentación	17
2.5.1	Diseño del amplificador de instrumentación	18
2.5.1.1	Establecimiento de la ganancia	19
2.6	<i>Right Leg Driven (RLD)</i> o circuito de la pierna derecha.....	21
2.7	<i>Shield Driver (S-D)</i> o circuito manejador de blindaje	21

2.8	Compensador de <i>offset</i>	22
2.9	Filtrado	23
2.9.1	Filtros activos.....	23
2.9.1.1	Filtros activos de segundo orden	23
2.9.2	Tipos y diseños de filtros	23
2.9.2.1	Filtro pasa altas (<i>HPF</i>).....	23
2.9.2.2	Filtro pasa bajas (<i>LPF</i>).....	24
2.9.2.3	Filtro rechaza banda (<i>RPF</i>) (<i>notch</i> o de ranura)	24
2.9.2.4	Filtro pasa banda (<i>BPF</i>).....	26
2.9.3	Características de las respuestas estándar de los filtros activos	27
2.9.4	Diseño del Filtro Pasa Banda	29
2.9.5	Interferencias y fuentes de ruido	31
3	ACONDICIONAMIENTO DE LOS BIOPOTENCIALES	32
3.1	El electromiógrafo (EMG).....	32
3.1.1	Introducción a la electromiografía (EMG).....	33
3.1.1.1	Electromiograma normal	33
3.1.1.2	Procedimientos previos a la aplicación de los electrodos	33
3.1.1.3	Disposición de los electrodos	34
3.1.1.4	Especificaciones mínimas de diseño	34
3.1.1.5	Circuito básico para el diseño de un EMG.....	35
3.2	El Electrocardiógrafo (ECG)	35
3.2.1	Estructura funcional del corazón	35
3.2.1.1	Excitación cardíaca	36
3.2.2	Introducción a la Electrocardiografía (ECG)	37
3.2.2.1	Electrocardiograma normal.....	37
3.2.2.2	Procedimientos previos a la aplicación de los electrodos	38
3.2.2.3	Tipos de derivaciones y disposición de los electrodos.....	38
3.2.2.4	Derivaciones del plano frontal	38
3.2.2.5	Derivaciones del plano horizontal.....	39
3.2.2.6	Especificaciones mínimas de diseño	40
3.2.2.7	Circuito básico para el diseño de un ECG.....	40
3.3	El electroencefalógrafo (EEG)	41

3.3.1	Introducción a la encefalografía (EEG)	42
3.3.1.1	Electroencefalograma normal.....	42
3.3.2	Disposición de los electrodos.....	43
3.3.3	Especificaciones mínimas de diseño	45
3.3.3.1	Circuito básico para el diseño de un EEG	45
4	DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LOS PROTOTIPOS	46
4.1	Diseño del circuito.....	46
4.1.1	Amplificador de Instrumentación	46
4.1.2	Compensador de <i>offset</i>	48
4.1.3	Filtrado	49
4.1.3.1	Respuesta en frecuencia del filtro pasa bandas para EMG.....	49
4.1.3.2	Respuesta en frecuencia del filtro pasa bandas para ECG	50
4.1.3.3	Respuesta en frecuencia del filtro pasa bandas para EEG	50
4.1.3.4	Respuesta en frecuencia del filtro notch	51
4.2	Construcción de los prototipos	52
4.2.1	Diseño en Protoboard	52
4.2.1.1	Amplificador de Instrumentación	53
4.2.1.2	Compensador de <i>offset</i>	53
4.2.1.3	Filtrado	54
4.2.2	Tecnología de Montaje Superficial.....	55
4.3	Utilización del prototipo <i>SMD</i> que incorpora todos los filtros en una sola tarjeta	59
4.3.1	Diagrama de conexiones	59
4.3.2	Selección de la ganancia.....	60
4.3.3	Selección del filtro pasa banda.....	60
4.3.4	Visualización de los biopotenciales en algún sistema de registro	60
5	ANÁLISIS DE RESULTADOS	61
5.1	Diseño de pruebas de funcionalidad.....	62
5.1.1	Pruebas de funcionalidad del sistema.....	62
5.1.2	Pruebas de funcionalidad del sistema con sujetos	63
5.1.2.1	EMG.....	63
5.1.2.2	ECG	65

5.1.2.3	EEG	68
5.1.3	Interferencias y fuentes de ruido	69
CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO		70
APÉNDICE 1. CIRCUITO ELÉCTRICO EQUIVALENTE DEL COMPORTAMIENTO ELÉCTRICO DE LA MEMBRANA CELULAR.....		71
APÉNDICE 2. SEGURIDAD ELÉCTRICA		73
APÉNDICE 3. IMPEDANCIA EN EL CUERPO HUMANO.....		75
APÉNDICE 4. DISPOSICIÓN DE LOS ELECTRODOS PARA EMG Y EEG		76
APÉNDICE 5. VISTAS 3D DE LOS PROTOTIPOS CON TECNOLOGÍA <i>SMD</i> EN PROTEUS.....		80
APÉNDICE 6. RESULTADOS EXPERIMENTALES DE LAS DERIVACIONES I, II Y III DE LA ETAPA ECG CON DIFERENTES SUJETOS		83
BIBLIOGRAFÍA Y MESOGRAFÍA		87

1 INTRODUCCIÓN

La Ingeniería Biomédica emplea los conocimientos en las áreas de biología, medicina, matemáticas, química e ingenierías para la resolución de problemas médicos y biológicos. Por medio de la investigación y desarrollo de herramientas utilizadas para el estudio, diagnóstico y tratamiento de padecimientos en todo ser vivo.

1.1 Objetivo del proyecto

Diseñar e implementar un prototipo seguro, de fácil uso y de bajo costo con tecnología de bajo consumo para el acondicionamiento, adquisición y despliegue de los biopotenciales provenientes de la función cardíaca y cerebral, así como la contracción muscular. El cual será utilizado con fines didácticos principalmente a nivel medio superior.

1.2 Justificación del tema

Una de las tantas ramas de la Ingeniería Biomédica, es el estudio del fenómeno bioeléctrico en el ser vivo, para este trabajo se emplearon las bioseñales de la electromiografía (EMG), el electrocardiografía (ECG) y electroencefalografía (EEG). Sin embargo, los sistemas de adquisición de biopotenciales se encuentran en el rubro de equipo médico para diagnóstico, siendo éstos de altos costos para fines didácticos.



Figura 1.1. ECG con fines educativos de ScienceScope UK.

Por tal motivo se desarrolló un sistema seguro, de fácil uso y bajo costo para la adquisición de los mismos. Ya que en la actualidad solamente una compañía en Reino Unido¹ maneja un prototipo con este fin que únicamente puede ser utilizado para ECG, pero no ofrece mayor información con respecto a su uso. A un costo medianamente asequible de UK£ 150.00 (Aproximadamente MXN\$2, 810.96), y existe un EEG de código abierto.²

1.3 Alcance

El prototipo que se diseñó, pretende servir de apoyo en los laboratorios experimentales de física y biología a nivel medio superior utilizado por y con estudiantes para que observen las distintas señales del fenómeno eléctrico que se generan en los seres vivos y de esta forma se sientan atraídos al estudio de las mismas o al estudio de los sistemas de adquisición. El costo del sistema no excede los MXN\$1,000.00. Además, el sistema ofrece la posibilidad de poder ser utilizado para el control de mecanismos mediante el procesamiento de las señales de EMG y EEG.

¹ <http://www.sciencescope.co.uk>

² <http://openeeg.sourceforge.net/doc/>

1.4 Metodología

Para la realización de este trabajo, se reforzaron los conocimientos de electrofisiología para tener un mejor entendimiento del origen de las corrientes eléctricas a nivel celular, posteriormente se reforzaron los conocimientos de electrónica en el área de instrumentación biomédica, principalmente en los temas de amplificación y filtrado. Para poder crear el enlace entre lo biológico y lo electrónico. Posteriormente se realizó una investigación de las normas existentes para el diseño y desarrollo de dispositivos médicos conforme a:

- *IEC 60601-1- International Electrotechnical Commission* [22]. Es una organización de normalización en los campos eléctrico, electrónico y tecnologías relacionadas.
- *SENIAM - Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscle* [20]. Da lugar a las recomendaciones europeas para los sensores y los procedimientos de colocación de los mismos, así como los métodos de procesamiento para las señales de EMG.
- *AHA - American Heart Association* [3]. Es el máximo referente científico en cardiología de los Estados Unidos y el resto del mundo. Debido a su volumen de publicaciones científicas actualmente determina y define las directrices de los avances médicos en el ámbito de la cardiología.
- *AAMI - Association for the Advancement of Medical Instrumentation* [4]. Es una organización sin fines de lucro cuya importancia radica en el apoyo a la comunidad de la salud en el desarrollo, la gestión y el uso de la tecnología médica segura y eficaz.
- *International Federation of EEG Societies* [24]. Fue fundada como un comité internacional para el estudio del EEG y de Neurofisiología Clínica. Creando los estatutos para la colocación de electrodos.

Con base en lo anterior se diseñó un sistema con el que se pudieran adquirir los biopotenciales, para ello se simularon las diferentes etapas que le componen, posteriormente se desarrollaron diferentes prototipos con la finalidad de llevar a cabo pruebas con señales y con diferentes sujetos y comprobar que el sistema funcione de acuerdo con lo esperado. Para la fabricación de algunos prototipos, se empleó una tecnología llamada *SMD*, mejor conocida como montaje superficial, analizándose y comparándose los resultados de esta tecnología contra componentes tradicionales.

El sistema, aunque fue diseñado basándose en normativas para el diseño de dispositivos médicos, no se recomienda ser utilizado con propósitos médicos, sino únicamente con fines educativos. Ya que la única información que ofrece para el personal médico son únicamente los potenciales bioeléctricos en un solo canal, no siendo práctico para ser utilizado como un sistema para el monitoreo de los signos vitales.

1.5 Estructura del trabajo

En el Capítulo II, se analizan a detalle los orígenes de la bioelectricidad a nivel celular y cómo ésta se propaga a otras células para formar lo que se conoce como potencial de acción, posteriormente se habla de la electrónica que se necesita para poder acondicionar, filtrar y amplificar las señales para que puedan ser visualizadas en algún medio, ya sea osciloscopio o en alguna computadora por medio de alguna tarjeta de adquisición.

En el Capítulo III, se especifican las estructuras funcionales de los músculos, el corazón y las neuronas para poder entender a detalle cómo es que se lleva a cabo la conducción eléctrica en estas células, se define el origen de las abreviaciones EMG, ECG y EEG además de especificar la diferencia entre las terminaciones “*grafía*” y “*grama*”. Se muestran imágenes de las señales EMG, ECG y EEG consideradas como normales, además se incorporan los procedimientos que deben seguirse para la correcta colocación de los electrodos, así como las zonas donde deben aplicarse para cada estudio. Finalmente se incorporan las especificaciones mínimas de diseño que sugieren los organismos anteriormente mencionados y un diagrama a bloques del circuito básico para el diseño del EMG, ECG y EEG.

En el Capítulo IV, se establecen todas las etapas que se implementaron para el sistema de registro de biopotenciales, así como los cálculos que se usaron para la obtención de los valores de los componentes pasivos y se especifican por qué se decidieron utilizar los respectivos componentes activos para las demás etapas. Además se muestran los resultados de las simulaciones en PSPICE 9.2 de cada etapa que se desarrolló, así como un diagrama eléctrico de los circuitos que se realizaron con sus respectivos resultados de simulación. Se habla sobre los diferentes prototipos que se realizaron y las tecnologías que se usaron en ellos así como las ventajas y desventajas que se encontraron. Se muestran las gráficas de los resultados que se obtuvieron en el laboratorio de los prototipos. Y se compararon los resultados de las simulaciones con los resultados reales, obteniéndose una diferencia insignificante.

En el Capítulo V, se muestran los resultados del último prototipo *SMD* en que se incorporan todos los filtros en una sola tarjeta. El prototipo fue utilizado con varias personas para obtener diferentes muestras, principalmente para la etapa de ECG ya que la señal obtenida posee características similares entre los sujetos.

2 FUNDAMENTOS FISIOLÓGICOS Y ELECTRÓNICOS PARA EL REGISTRO DE LOS BIOPOTENCIALES

2.1 Fundamentos de fisiología celular

Un organismo complejo como el humano, tiene una enorme cantidad de células que forman órganos, aparatos y sistemas. Para que estas estructuras funcionen correctamente, deben estar coordinadas desde el nivel celular hasta el orgánico para poder responder de manera adecuada a los cambios del medio interno y del medio externo.

La comunicación de las células es tan variada y compleja que supera en mucho la comunicación desarrollada entre los seres humanos. Las células se comunican unas con otras por medio de sustancias e impulsos eléctricos.

Los impulsos eléctricos son producidos como resultado de la actividad electroquímica de cierto tipo de células conocidas como células excitables, que son componentes del tejido nervioso, muscular y glandular. Eléctricamente presentan un potencial de reposo que cuando es estimulado se convierte en un potencial de acción, también llamado impulso eléctrico.

Las células excitables ejercen sus funciones generando señales eléctricas en términos de cambios de potencial de la membrana celular [11]. Como ejemplos de células excitables se encuentran:

- Las musculares esqueléticas y lisas
- Las células excretoras
- Las neuronas

La función primordial de la neurona es integrar la información que le llega por los contactos sinápticos y emitir señales a otras neuronas y células musculares. Para realizar esta función las neuronas operan con señales eléctricas especializadas que consisten en la modificación del potencial de membrana (V_m).

Las neuronas son capaces de generar distintos tipos de señales eléctricas especializadas:

- Señales breves y de gran amplitud, llamadas potenciales de acción, cuya función es transmitir rápidamente y a grandes distancias la información por los axones (en las células musculares los potenciales de acción aseguran la rápida propagación de la excitación a lo largo de las fibras musculares para su contracción simultánea).³
- Respuestas más lentas y de menor voltaje, por ejemplo los potenciales de marcapaso, que controlan la excitabilidad donde los músculos contienen miles de células que actúan como un sincicio⁴ con una actividad mecánica coordinada, esto se debe a la comunicación

³ Véase Capítulo 3, 3.1.

⁴ Sincicio o sincitio: es una célula que contiene muchos núcleos. La función del sincicio es variada y depende del organismo evaluado, aunque en general puede afirmarse que funciona como una sola unidad coordinada compuesta de varias celdas vinculadas estructural y funcionalmente, que permiten el intercambio de moléculas e impulsos eléctricos.

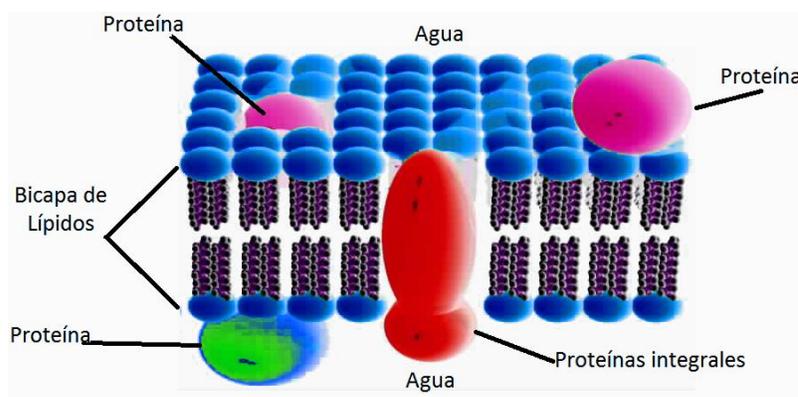
eléctrica entre sus juntas. Pueden presentar contracciones sincronizadas debido a que varias células están inervadas por un solo axón.⁵

- Señales de bajo voltaje resultantes de la acción sináptica.⁶

Estas modificaciones del potencial de membrana resultan de cambios en la conformación de las proteínas estructurales en la membrana plasmática llamados canales iónicos. Dichos cambios dan lugar a un aumento en la permeabilidad selectiva de la membrana a iones que se encuentran distribuidos asimétricamente a ambos lados de la membrana.

2.1.1 Características de la membrana celular

La membrana celular está constituida por una doble capa de fosfolípidos y una gran cantidad de proteínas estructurales embebidas en ella [44]. Los fosfolípidos se organizan en una doble capa de manera que los extremos hidrofílicos de cada molécula se encuentran dirigidos hacia la superficie exterior, mientras que los extremos hidrofóbicos se dirigen hacia el interior de la misma.



Los extremos hidrofílicos de los fosfolípidos en la membrana, funcionan como una barrera natural que impide que atraviesen iones u otras moléculas. La membrana celular actúa como barrera que controla el flujo de entrada y salida de sustancias desde y hacia el exterior celular [14].

Figura 2.1. Diagrama de la membrana celular donde se muestra cómo se organizan los lípidos en la membrana.

2.1.2 Tipos de respuesta en el transporte de iones a través de la membrana

Los cambios de permeabilidad y la distribución asimétrica de los iones en el medio intracelular y el medio extracelular dan lugar a corrientes iónicas que median las modificaciones del potencial de membrana. Este tipo de actividad eléctrica de membrana es la base de lo que se conoce como respuesta activa, la energía que se requiere para que la sustancia en particular atraviese la membrana es proporcionada por una fuente común de energía celular, trifosfato de adenosina (ATP) producida por las mitocondrias en la célula.

En una respuesta pasiva, la propagación produce cambios del potencial de membrana debidos a las propiedades eléctricas pasivas de la membrana, por lo que no se originan modificaciones a la permeabilidad iónica, es decir que no se requiere energía para que la sustancia cruce la membrana.

⁵ Véase Capítulo 3, 3.2.

⁶ Véase Capítulo 3, 3.3.

Mantener la distribución asimétrica de los iones en estado estacionario entre los medios internos y externos de la célula requiere el transporte activo continuo de iones en contra de sus gradientes electroquímicos. Para que las sustancias puedan atravesar la membrana, es necesario un mecanismo de transporte activo, es por ello que la membrana posee unas estructuras denominadas canales iónicos que están embebidas en la membrana. Por medio de estas estructuras se transporta activamente Na^+ fuera de la célula y K^+ adentro de ella en una relación $3Na^+ : 2K^+$. Este mecanismo es llamado bomba sodio-potasio.

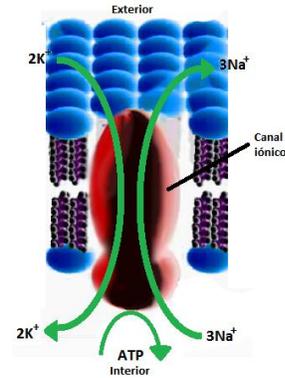


Figura 2.2. Diagrama de la Bomba Sodio-Potasio

2.1.3 Regulación de canales iónicos

Los canales iónicos forman poros de membrana que pueden abrirse y/o cerrarse. Cuando el canal iónico se abre, forma un poro acuoso que se extiende a través del espesor de la membrana. El flujo de iones a través de un canal debido a diferencias en el potencial eléctrico o en las concentraciones es pasivo, de esta manera, los iones fluyen pasivamente en favor de su gradiente electroquímico. Estos flujos de iones generan una corriente eléctrica a través de la membrana [17].

La corriente originada por el intercambio iónico tiende a aumentar la negatividad del potencial intracelular. De este modo, los factores que influyen en el flujo iónico a través de la membrana son [11]:

- Gradientes de difusión.
- El campo eléctrico dirigido hacia adentro.
- Transporte activo de iones en contra de un gradiente electroquímico establecido.

Así, las dos grandes fuerzas que impulsan a los iones moverse son la diferencia de concentración y el gradiente eléctrico (a ambas se le llaman fuerza electromotriz). Ya que la migración de una partícula de una región de mayor concentración a una de menor concentración es termodinámicamente favorecida, por lo tanto, la partícula se mueve en favor de un gradiente químico o de concentración. La dirección en que se mueven está determinada por el gradiente electroquímico que representa la suma del gradiente químico a través de la membrana plasmática y el campo eléctrico que experimenta el ion.

Los canales iónicos se pueden clasificar en función del tipo de estímulo para su apertura o cierre en:

- Canales activados por voltaje.
- Canales activados por ligandos.
- Canales mecanosensibles.

Para este trabajo sólo nos enfocaremos en los canales activados por voltaje.

2.1.3.1 Canales activados por voltaje

Los canales iónicos abren en respuesta a cambios en el potencial eléctrico a través de la membrana plasmática. Los canales iónicos dependientes de voltaje son los responsables de la generación de los potenciales de acción en el sistema nervioso debido a cambios en la diferencia de cargas eléctricas en ambos lados de la membrana [40].

2.1.4 Potenciales de acción en células nerviosas

Otra propiedad de las células excitables es su habilidad de conducir un potencial de acción con un estímulo adecuado.

Un potencial de acción o también llamado impulso eléctrico, es una onda de descarga eléctrica que viaja a lo largo de la membrana celular. Los potenciales de acción se utilizan en el cuerpo para llevar información entre unos tejidos y otros. Pueden generarse por diversos tipos de células corporales, pero las más activas en su uso son las células del sistema nervioso para enviar mensajes entre células nerviosas o desde células nerviosas a otros tejidos corporales.

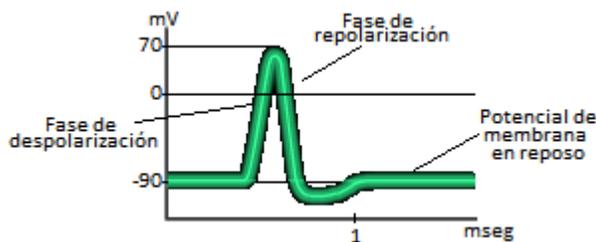


Figura 2.3. Potencial de acción nervioso, en la Fase de despolarización se abren los canales de Na^+ dependientes de voltaje. En la fase de repolarización, se inactivan los canales de Na^+ y se abren los de K^+ dependientes de voltaje. En el potencial de membrana en reposo, los canales se encuentran en estado pasivo. Modificado de [13].

El origen del potencial de acción reside en la naturaleza de la tensión y es dependiente del tiempo de las permeabilidades de membrana (o equivalentemente, en términos eléctricos, conductividades de membrana) a iones específicos (Na^+ , K^+). Como el potencial transmembrana se despolariza, la permeabilidad de la membrana al sodio incrementa significativamente. Como resultado, el Na^+ se precipita al medio interno de célula, para lograr una despolarización más, que a su vez provoca un aumento adicional en el gradiente de sodio. Si el umbral del potencial transmembrana es excedido, este proceso es autoregenerativo y conduce a la despolarización.

La despolarización es una disminución del valor absoluto del potencial de membrana en una célula, y la repolarización es el proceso por el cual la célula recupera su potencial de reposo. El potencial de membrana de una neurona o de una célula en reposo es normalmente negativo en la zona intracelular.

El potencial de acción se presenta sólo cuando se alcanza un nivel de despolarización suficiente. Si se aumenta la intensidad del estímulo, la magnitud de la respuesta no cambia, por lo tanto si ocurre, será siempre con las mismas características de amplitud y duración. La magnitud de la respuesta no cambia con la distancia, pues no importa qué tan lejos del sitio de estimulación se registre, la amplitud y el resto de las características de la respuesta son las mismas, por lo tanto, el potencial de acción se propaga sin decremento [40].

La descripción del comportamiento eléctrico de un sistema complejo como la membrana celular puede simplificarse por medio de la utilización de un modelo eléctrico pasivo llamado

circuito eléctrico equivalente⁷, debido a la organización de la bicapa lipídica de la membrana celular ya que tiene una estructura parecida a la de un capacitor por contar con dos placas conductoras separadas por un dieléctrico. Una distribución asimétrica de iones a ambos lados de la membrana significa una distribución desigual de cargas eléctricas [25].

La unidad funcional del sistema nervioso es la neurona, que tiene un cuerpo celular, un axón y frecuentemente muchas dendritas⁸. Para una mejor descripción de lo anteriormente mencionado, partamos en que el potencial de acción se autopropaga porque en su pico, cuando el interior de la membrana en la región activa es comparativamente positivo, los iones cargados positivamente se mueven desde esta región al área adyacente dentro del axón, que todavía es comparativamente negativa. Como resultado, el área adyacente se despolariza, o sea, se hace menos negativa. Esta despolarización abre los canales de Na^+ activos y regulados por voltaje, que permiten que los iones Na^+ entren precipitadamente. El incremento resultante en la concentración interna de iones Na^+ despolariza la siguiente área contigua de la membrana, haciendo que sus canales iónicos de Na^+ se abran y permitiendo que el proceso se repita. Como consecuencia de este proceso de renovación, que se repite a lo largo de toda la membrana, el axón que es un conductor muy pobre de la corriente eléctrica, es capaz de conducir un impulso nervioso a una distancia considerable sin que cambie en absoluto la intensidad. El impulso nervioso se mueve en una sola dirección porque el segmento del axón situado "detrás" del sitio donde se produjo el potencial de acción tiene un período refractario breve durante el cual sus canales iónicos de Na^+ no se abren; así, el potencial de acción no puede retroceder.

Los axones largos están envueltos en vainas de mielina, éstas hacen que la propagación del impulso nervioso sea mucho más rápida [11].

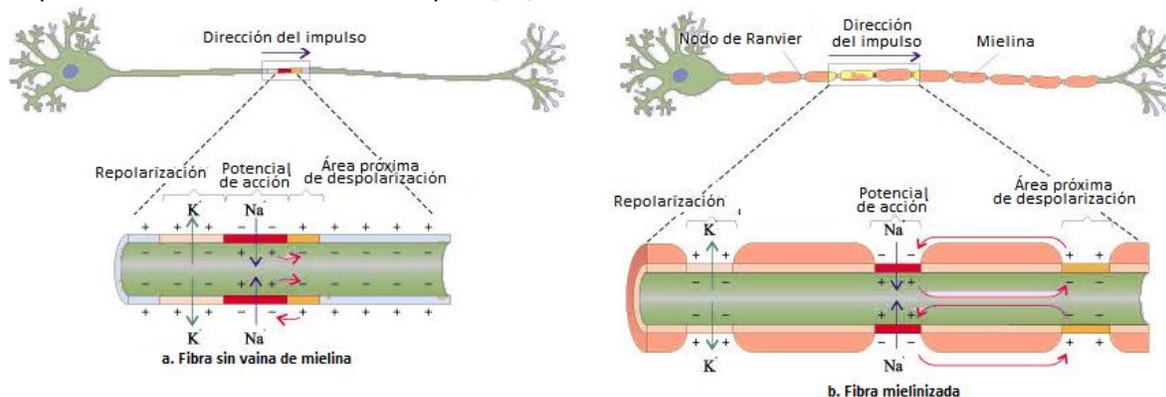


Figura 2.4.a) En una fibra sin vaina de mielina, toda la membrana del axón está en contacto con el líquido intersticial. b) En una fibra mielinizada, sólo están en contacto con el líquido intersticial las zonas de la membrana axónica correspondientes a los nodos de Ranvier. Prácticamente todos los canales iónicos y bombas de sodio-potasio se concentran en estas zonas. Así, los potenciales de acción se pueden generar solo en los nodos y el impulso nervioso salta de nodo en nodo, acelerándose la conducción.

⁷ Véase Apéndice 1.

⁸ Véase Figura 3.13.

2.2 Fundamentos electrónicos para el acondicionamiento de los biopotenciales

2.2.1 Los potenciales bioeléctricos

Los potenciales eléctricos en el cuerpo humano son encontrados en los nervios, músculos, y en todos los órganos, es por ello que se les conoce por potenciales bioeléctricos. Ellos son mantenidos por diferencias de concentración de iones dentro y fuera de la célula. Las siguientes clases de potenciales pueden ser medidos en la superficie de la piel por medio de una interfaz piel-electrolito-electrodo [45]. En la Tabla 1, se presentan las señales bioeléctricas comúnmente registradas.

Técnica de medición	Magnitud	Ancho de Banda
Electrocardiografía (ECG)	0.5–4[mV]	0.1 – 250[Hz]
Electroencefalografía (EEG)	5–300[μV]	7 – 30[Hz]
Electromiografía (EMG)	0.1–5[mV]	20 – 500[Hz]

Tabla 1. Rangos de magnitud y frecuencia de las señales bioeléctricas comúnmente registradas.

Evidentemente, el registro obtenido es el resultado de la suma de los potenciales desarrollados por los campos eléctricos en la superficie del electrodo.

2.2.2 Amplificador de Biopotenciales

El rango de medición de los potenciales bioeléctricos es de muy bajo nivel, como se muestra en la Tabla 1 y en la Figura 2.5, con altas fuentes de impedancia y alto nivel superpuesto de señales de interferencia y ruido. Las señales requieren ser amplificadas para poder ser visualizadas con los dispositivos como pantallas, registradores, convertidores A/D, etc.

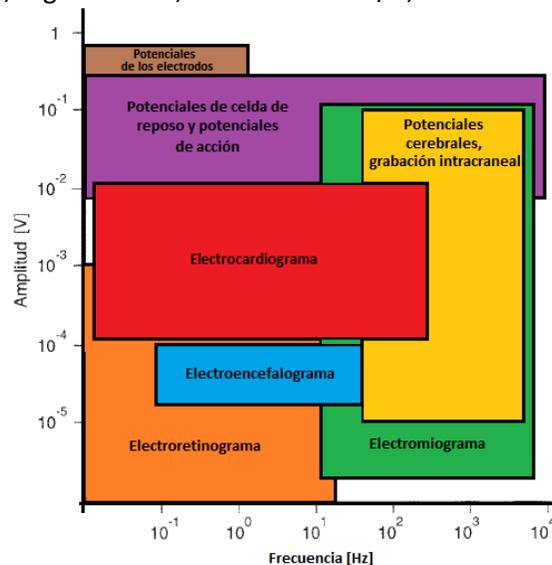


Figura 2.5. Amplitudes y rangos espectrales de algunas bioseñales importantes. Los diferentes biopotenciales cubren el área desde 10[μV] hasta casi 1[V] y hasta casi 10[kHz] en AC.

Modificado de [45].

Con el fin de lograr una calidad óptima de la señal, el amplificador de biopotenciales debe ser adaptado a las especificaciones de la aplicación. Con base en los parámetros de la señal, el ancho de banda adecuado y el factor de ganancia.

Los amplificadores de biopotenciales deben proveer una amplificación selectiva de las señales fisiológicas, es por ello que los requisitos básicos que el amplificador de biopotenciales debe satisfacer son [7]:

- El proceso fisiológico a medir no debe ser modificado de alguna manera por el amplificador.
- La amplificación de la señal no debe tener distorsión.
- El amplificador debe proveer la mejor separación entre la señal y las interferencias.
- Debe ofrecer protección al sujeto de cualquier peligro o *shock* eléctrico.
- El amplificador debe estar protegido contra los daños que provengan de los voltajes de entrada.

2.3 Estructura de diseño para un amplificador de biopotenciales básico

Para poder llevar a cabo una medición bioeléctrica, el camino más simple consiste en conectar tres electrodos al sujeto y éstos al amplificador, dos electrodos son para recoger las señales biológicas, y el tercero provee un potencial de referencia. La señal a la entrada del amplificador consiste en cinco componentes [7]:

1. Los biopotenciales deseados.
2. Los biopotenciales no deseados.
3. Señal de interferencia de la línea de alimentación ($60[Hz]$).
4. Señales de interferencia generadas por la interfaz piel-electrolito-electrodo.
5. Ruido ambiental.

Un diseño adecuado del amplificador provee de un gran rechazo a las señales de interferencia.

Los biopotenciales deseados aparecen en medio de las dos terminales de entrada del amplificador diferencial, a estos biopotenciales se les conoce como señal diferencial.

La señal de interferencia de la línea sólo muestra diferencias muy pequeñas en amplitud y fase entre los dos electrodos de medición, causando aproximadamente el mismo potencial entre ambas entradas, y en consecuencia sólo aparece entre las entradas y tierra y es llamada señal en modo común. Un fuerte rechazo a la señal en modo común es una de las características más importantes de un buen amplificador de biopotenciales.

Dicho rechazo es llamado, relación de rechazo en modo común (*CMRR*, por sus siglas en inglés), que en un amplificador es definida como la relación de la ganancia en modo diferencial sobre la ganancia en modo común. Esta relación en un amplificador de biopotenciales es una función del amplificador y la fuente de impedancia Z_1 y Z_2 ⁹.

Para un amplificador de biopotenciales ideal $Z_1 = Z_2$ con un *CMRR* infinito en el amplificador diferencial, la salida de voltaje es la señal biológica pura amplificada multiplicada por G_D :

$$V_{out} = G_D \cdot V_{biol}$$

⁹ La fuente de impedancia corresponde a los electrodos que están en contacto con el cuerpo humano.

Considerando un $CMRR$ finito, la señal en modo común no será completamente rechazada incorporando un término de interferencia $\frac{G_D \cdot V_C}{CMRR}$ a la salida de la señal. Incluso en el caso de que el amplificador diferencial tenga un $CMRR$ infinito, la señal en modo común no desaparecerá completamente a menos que las impedancias de la fuente sean iguales. La señal en modo común V_C causará corrientes de flujo a través de Z_1 y Z_2 .

Las caídas de voltaje relacionadas muestran una diferencia si las impedancias de la fuente no son iguales, lo que genera una señal diferencial a la entrada del amplificador que, por supuesto, no es rechazada por el amplificador diferencial.

La salida de un amplificador de biopotenciales real siempre estará formada por:

1. El componente de salida deseado debido a una diferencia de bioseñales.
2. Un componente no deseado de interferencia debida al rechazo incompleto de señales en modo común función del $CMRR$.
3. Un componente no deseado debido a la impedancia de fuente desequilibrada permitiendo que una pequeña proporción de señal en modo común aparezca como una señal diferencial en el amplificador.

Los desbalances de impedancias oscilan entre $5,000-10,000[\Omega]$, principalmente causados por los electrodos.

Un rechazo suficiente a la interferencia de la línea requiere como mínimo un $CMRR$ de al menos $100[dB]$, la impedancia de entrada del amplificador debe ser por lo menos del orden de $10[G\Omega]$ a $60[Hz]$ para prevenir desbalances que deterioren el $CMRR$ general del amplificador. Por lo tanto el $CMRR$ de los amplificadores de biopotenciales deberá estar entre $120-140[dB]$ [45].

A fin de proporcionar una señal de óptima calidad y un nivel de voltaje adecuado para el procesamiento adicional de la señal, el amplificador deberá proporcionar una ganancia de 100 a 50,000 que mantenga la mejor relación señal-ruido.

La presencia de altos niveles de interferencia no sólo deteriora la calidad de las señales fisiológicas, sino que también restringe el diseño del amplificador de biopotenciales.

Un diseño del amplificador de biopotenciales básico es el mostrado en la Figura 2.6:

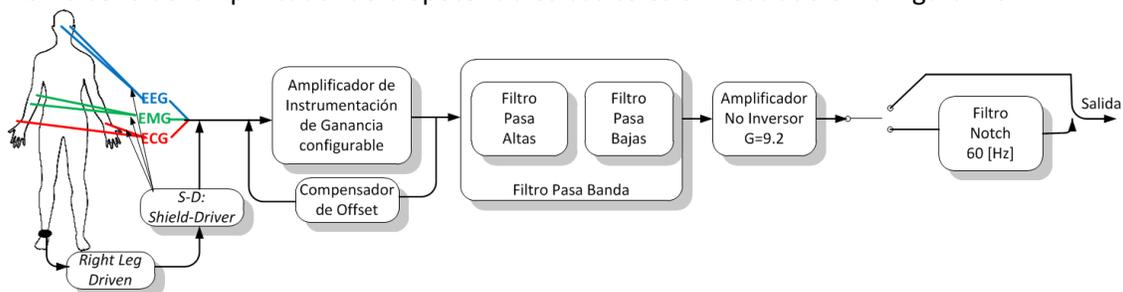


Figura 2.6. Diagrama a bloques de las etapas para el diseño de un amplificador de biopotenciales básico.

Los electrodos determinan en gran medida la composición de la señal registrada. El Amplificador de Instrumentación representa la parte más crítica del propio amplificador, ya que sienta las bases para la calidad de las bioseñales [13].

Con el diseño del amplificador de instrumentación se pueden eliminar, o al menos minimizar, la mayoría de las señales de interferencia. Además de los potenciales de los electrodos y las interferencias electromagnéticas, el ruido generado por el amplificador y la conexión entre el origen biológico y el amplificador tendrá que ser tomado en cuenta en el diseño del amplificador de instrumentación.

El *Right Leg Driven (RLD)* [2, 47] o circuito de la pierna derecha, es un circuito propuesto por el fabricante de los amplificadores de instrumentación. Este circuito de realimentación sirve para evitar las corrientes de desbalance y para compensar problemas de ruido en modo común en la entrada diferencial del amplificador de instrumentación por medio de una tierra “virtual” con el propósito de suministrar seguridad eléctrica al sujeto y proporcionar una mejora en el *CMRR* en las aplicaciones para la medición de biopotenciales.

El *Shield-Driver (S-D)* [45] o circuito manejador de blindaje, mantiene la malla del blindaje de los cables al potencial del conductor interno para que no circulen corrientes a través del cable.

En la etapa del compensador de *offset* o corrimiento sobre la línea base, se emplea para mantener la señal en todo momento sobre el origen, ya que puede ocurrir un desplazamiento de la señal originada cuando todos los valores o magnitudes medidas se ven incrementadas o decrementadas en una misma cantidad. Ya sea por movimientos generados en el organismo, o el mismo movimiento en los cables. En este caso se producen variaciones en la sensibilidad del diseño.

El propósito del filtro pasa altas y el filtro pasa bajas, que en conjunto conforman el Filtro Paso Banda, es la limitación del ancho de banda y la eliminación de las señales de interferencia.

La etapa de amplificación final, tiene como propósito fundamental la estabilización de la señal filtrada para poderla amplificar nuevamente.

En algunos casos se incorpora una etapa de aislamiento, cuyo objetivo es proporcionar el desacople galvánico del sujeto al equipo de medición y ofrecer seguridad ante los posibles peligros eléctricos. Esta etapa también evita las corrientes galvánicas de deterioro de la relación señal-ruido, especialmente mediante la prevención de bucles a tierra. Diversos principios se pueden utilizar para realizar el aislamiento de la etapa, como la utilización de un transformador, por medio de un acoplamiento óptico, o acople capacitivo para transmitir la señal a través de la barrera de aislamiento.¹⁰

Y por última etapa, en algunos casos, se incorpora un filtro *notch*, para eliminar las frecuencias de la red eléctrica, sin embargo se puede prescindir de él, ya que en algunas mediciones de biopotenciales se tiene una gran cantidad de información relevante a esa frecuencia.

¹⁰ Véase Apéndice 2.

2.4 Parámetros de diseño y fundamentos electrónicos para un amplificador de biopotenciales básico.

Las etapas para poder realizar un amplificador de biopotenciales básico son:

Interfaz piel-electrolito-electrodo

1. Electrodo
2. Amplificación
 - a. Amplificador no inversor
 - b. Amplificador de instrumentación
3. *Right Leg Driven (RLD)* o circuito de la pierna derecha
4. *Shield Driver (S-D)* o circuito manejador de blindaje
5. Compensador de *offset*
6. Filtrado
 - a. Filtro pasa bajas
 - b. Filtro pasa altas
 - c. Filtro pasa banda
 - d. Filtro *notch*
7. Aislamiento¹¹

A continuación se describirán los fundamentos electrónicos de cada etapa.

2.4.1 Interfaz piel-electrolito-electrodo

La interfaz piel-electrolito-electrodo [37, 46] convierte la conducción iónica a conducción eléctrica. La piel y los tejidos de un organismo vivo son electrolíticos y esto ocasiona que se genere una diferencia de potencial debida a diferencias de concentración de los iones. En esta interfaz se generan dos tipos de reacciones:

- Una de oxidación que hace el metal
- Una de reducción que hacen los electrones

El fenómeno que se presenta es que los iones migran de un lado a otro de la región formando dos capas paralelas de iones con carga opuesta, esta región se llama doble capa. Dichas diferencias iónicas son la fuente del potencial de electrodo. Para el sensado de biopotenciales se deberá tener especial cuidado en la elección de los materiales de los electrodos ya que se puede ver afectada la señal con un corrimiento de *offset*. Un electrodo no reversible es aquel en el que no hay transferencia de carga a través de la interfaz y uno reversible es aquel en el que existe una libre transferencia de carga entre el metal del electrodo y el electrolito. Se deberán seleccionar electrodos reversibles como plata-cloruro de plata (Ag/AgCl).

2.4.2 Electrodo

Muchos de los problemas asociados a la amplificación de señales bioeléctricas son debido al comportamiento de los electrodos [14], ya que una alta impedancia de la interfaz piel-electrolito-electrodo causan distorsión [37], además de adicionar una componente en DC que interfiere con la señal de interés [46], para ello se cuentan con estrategias para superar este tipo de efectos [49]:

¹¹ Véase Apéndice 2.

1. Utilización de un amplificador diferencial en DC. Los electrodos deberán ser idénticos para que los potenciales de los mismos puedan ser vistos como potenciales de modo común y de esta forma sean cancelados a la salida. La limitante de esta técnica es que la alta ganancia requerida para procesar estas señales de bajo nivel, también amplifica pequeñas diferencias entre los potenciales de los electrodos.
2. Se deberá implementar una etapa que provea una cancelación del corrimiento de voltaje, ya que las señales son muy cercanas a valores en DC, y el movimiento de los electrodos y los cables puede causar un cambio significativo en el corrimiento del voltaje sobre la línea base, para ello es necesario compensarlo.

Los electrodos de superficie pueden ser tratados como fuente de voltaje con una muy alta impedancia. La impedancia de la interfaz piel-electrolito-electrodo depende de muchos factores y sólo se puede sacar un estimado de su valor, el cual debe ser menor a $10,000[\Omega]$. El uso de gel conductor ayuda a reducir la impedancia de la interfaz y ayuda a adherir los electrodos en el lugar donde se desean colocar. Dichos valores pueden ser alcanzados con la utilización de amplificadores operacionales con entradas FET y MOSFET [29].

Los electrodos de superficie consisten en un botón metálico hecho de plata-cloruro de plata, el cual se rellena con gel o pasta conductiva, se mantiene adherido en su posición por medio de un disco de hule espuma con un adhesivo hipoalergénico. El relleno de gel o pasta conductiva mantiene al electrodo sin contacto directo con la superficie de la piel, de esta forma se ven reducidos los artefactos de movimiento.

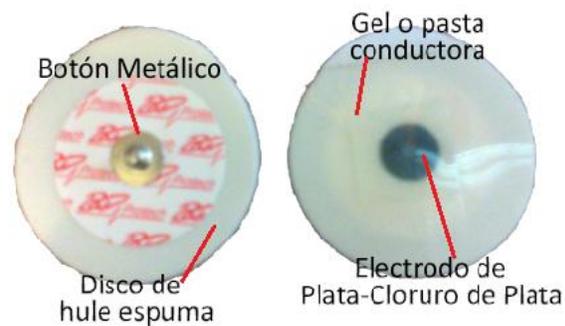


Figura 2.7. Electrodo desechable de superficie

Todos los electrodos de superficie producen diversos tipos de problemas, tal es el caso de que en superficies con exceso de vello o sudorosas el adhesivo no permanece mucho tiempo, ocasionando movimiento o desprendimiento del electrodo, por tal razón la zona en que será aplicado deberá estar limpia de vello y grasa, y se deberá evitar la colocación en protuberancias óseas. Dichos problemas se ven reflejados en artefactos en la señal como un corrimiento en el voltaje que distorsionará la señal a analizar.

2.4.3 Amplificación

El amplificador más útil para poder llevar a cabo este tipo de mediciones es el amplificador de instrumentación. Está diseñado con varios amplificadores operacionales y resistores de precisión, lo cual hace al circuito en extremo estable y útil cuando es importante la exactitud. Sin embargo, un primer pariente de bajo costo del amplificador de instrumentación es el amplificador diferencial básico.

2.4.3.1 Amplificador diferencial básico

El amplificador diferencial puede medir y también amplificar pequeñas señales que quedan enterradas en señales mucho más intensas. Un amplificador operacional tiene dos terminales de entrada, llamadas entrada inversora (-) y no inversora (+) [8].

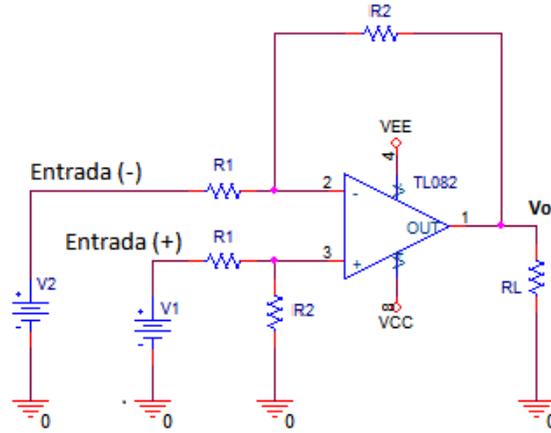


Figura 2.8. Amplificador diferencial básico

De $V_o = \left(\frac{R_2}{R_1}\right)(V_2 - V_1)$, se muestra que el voltaje de salida del amplificador diferencial, V_o es proporcional a la diferencia en voltaje aplicado a las entradas (+) y (-). El multiplicador $\frac{R_2}{R_1}$ se denomina ganancia diferencial y se establece por las razones de esos resistores.

2.4.3.2 Voltaje en modo común

Para que $V_1 = V_2 \Rightarrow V_o = 0$ se cumpla, el modo más simple es aplicar voltajes iguales a ambas entradas, que es lo mismo que alambrear ambas entradas y conectarlas a la misma fuente de voltaje. Para dicha conexión, el voltaje de entrada se denomina voltaje de entrada en modo común V_{CM} .

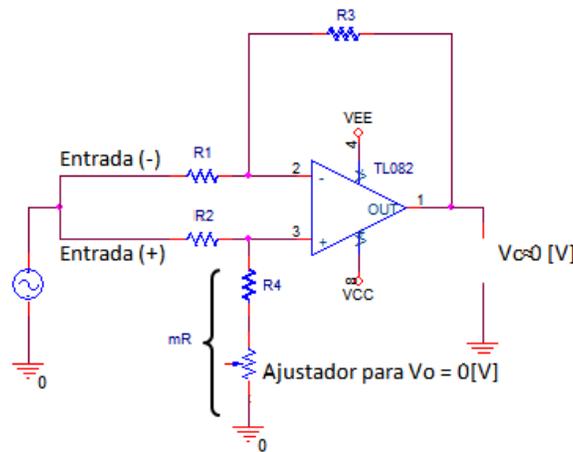


Figura 2.9. La ganancia de voltaje en modo común debe ser cero.

Para ello las razones de resistores deberán ser iguales, para que la ganancia de voltaje en modo común, $\frac{V_o}{V_{CM}}$ se aproxime a 0. Ésta es la característica de un amplificador diferencial que permite que una señal débil se capte sacándola de una señal más intensa.

En forma inevitable, abundan voltajes y corrientes de ruido que provienen de una variedad de fuentes y con frecuencia no son de fácil identificación. Por ejemplo, la señal de voltaje en la piel debido a los latidos del corazón es menor que $1[mV]$, en tanto que el voltaje de ruido del cuerpo puede ser décimos de volts más. De modo que sería imposible llevar a cabo una medición de ECG con un amplificador de entrada única. Lo que se necesita es un amplificador que amplifique la diferencia entre V_1 y V_2 y posteriormente se tenga una salida única referida a tierra [8].

2.4.3.3 Mejoras al amplificador diferencial básico

2.4.3.3.1 Aumento de la resistencia de entrada

Hay dos desventajas del amplificador diferencial básico, tiene baja resistencia de entrada y el cambio de ganancia es difícil, debido a que las razones de resistores deben igualarse estrechamente. La primera desventaja se elimina al reforzar o aislar las entradas con seguidores de voltaje como lo muestra la Figura 2.10:

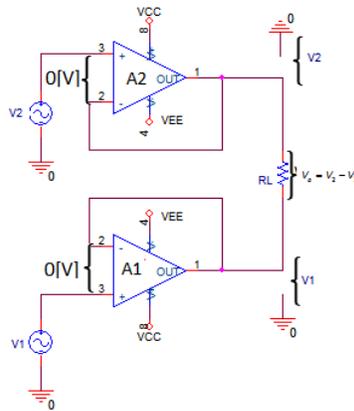


Figura 2.10. Amplificador amortiguado de entrada a salida diferencial.

La salida del amplificador operacional A_1 con respecto a tierra es V_1 , y la salida del amplificador A_2 con respecto a tierra es V_2 . El voltaje diferencial de salida V_o se desarrolla a través de la resistencia de carga R_L , V_o iguala la diferencia entre V_1 y V_2 . Obsérvese que la salida del amplificador diferencial básico es una salida de extremo único, esto es, un extremo de R_L está conectado a tierra y V_o se mide desde la terminal de salida del amplificador operacional a tierra.

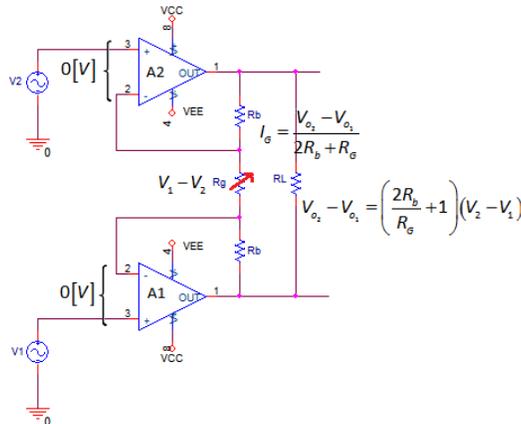


Figura 2.11. Amplificador amortiguado de entrada salida diferencial con ganancia ajustable.

En el amplificador diferencial de la Figura 2.11, la salida es diferencial, es decir, ningún extremo de R_L está conectado a tierra y V_o se mide sólo a través de R_L .

2.4.3.4 Ganancia ajustable

La segunda desventaja del amplificador diferencial básico es la falta de una ganancia ajustable. Este problema se elimina agregando tres resistores más al amplificador reforzado. La entrada diferencial reforzada resultante del amplificador diferencial de salida con ganancia ajustable se muestra en la Figura 2.11. La alta resistencia de entrada se preserva por los seguidores de voltaje. Ya que el voltaje diferencial de entrada de cada amplificador operacional es $0[V]$, los voltajes en los puntos 1 y 2 (con respecto a tierra) son respectivamente iguales a V_1 y V_2 . Por lo tanto, el voltaje a través de la resistencia R_G es $V_2 - V_1$. La resistencia R_G puede ser un potenciómetro que se utiliza para ajustar la ganancia.

$$V_{o_2} - V_{o_1} = \left(\frac{2R_b}{R_G} + 1 \right) (V_2 - V_1)$$

Ahora para cambiar la ganancia del amplificador sólo se tendrá que ajustar una única resistencia R_G . Sin embargo, el amplificador diferencial reforzado tiene una desventaja: puede impulsar solamente cargas flotantes, estas son cargas que no tienen alguna terminal conectada a tierra. Para impulsar cargas a tierra debe de agregarse un circuito que convierta un voltaje diferencial de entrada en un voltaje de salida de extremo único, como lo es el amplificador diferencial básico. La configuración resultante de este arreglo se denomina Amplificador de Instrumentación (AI) [8].

2.5 Amplificador de Instrumentación

El amplificador de instrumentación es uno de los amplificadores más utilizados, precisos, versátiles y de fácil adquisición. Está compuesto de tres amplificadores operacionales y varias resistencias. La versatilidad de este tipo de amplificador radica en que está conformado por un amplificador reforzado que se conecta a un amplificador diferencial básico. En este circuito, sólo un resistor R_G se utiliza para establecer la ganancia de acuerdo a la siguiente ecuación [5]:

$$\frac{V_o}{V_2 - V_1} = \frac{2R_b}{R_G} + 1 = G$$

Los dos amplificadores operacionales de entrada proporcionan una ganancia diferencial y una ganancia en modo común unitaria. La salida diferencial de la primera etapa representa una señal con una reducción sustancial respecto de la señal en modo común y se utiliza para accionar un amplificador diferencial común que reduce aún más la señal en modo común.

Si se aplica a la entrada no inversora (+) una señal V_1 y a la entrada inversora (-) una señal V_2 , entonces V_o será proporcional a la diferencia entre los voltajes de entrada. Las características del amplificador de instrumentación se resumen como sigue [45, 8]:

- La ganancia de voltaje, desde la entrada diferencial ($V_1 - V_2$) a la salida de extremo único, se establecen por una resistencia.
- La resistencia de entrada de ambas entradas es muy alta y no cambia al variar la ganancia.

- V_o no depende del voltaje común de V_1 y V_2 , sólo de su diferencia.

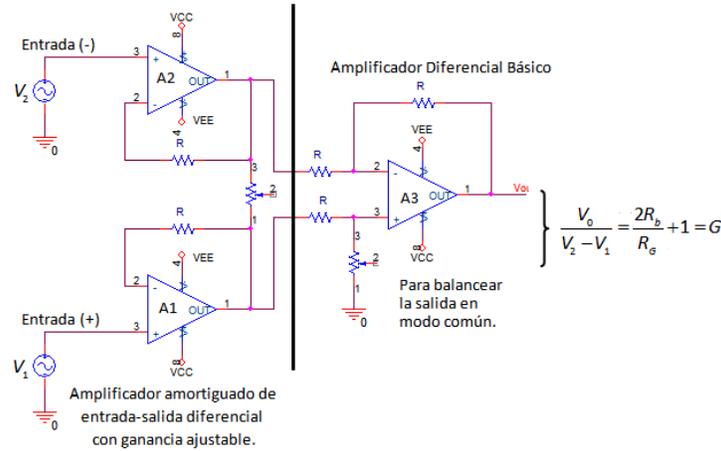


Figura 2.12. Amplificador de Instrumentación (AI).

El amplificador de instrumentación, a menudo se implementa como un dispositivo independiente que se coloca cerca de los electrodos o directamente conectado a los electrodos, también actúa como un convertidor de impedancia que permite la transmisión de señales débiles. Debido a la baja impedancia de salida del amplificador de instrumentación, la impedancia de entrada de la etapa de amplificación del seguidor de voltaje puede ser baja, y aun así, la influencia de las señales de interferencia se reducen.

Para conseguir una alta relación señal – ruido, se requiere el uso de amplificadores de bajo ruido y la limitación del ancho de banda. La tecnología actual ofrece amplificadores diferenciales con un ruido de voltaje inferior a $10 \left[\frac{nV}{\sqrt{Hz}} \right]$, y el ruido de corriente menor a $\left[\frac{pA}{\sqrt{Hz}} \right]$. Ambos parámetros dependen de la frecuencia y disminuyen aproximadamente con la raíz cuadrada de la frecuencia. La relación exacta depende de la tecnología de la etapa de entrada del amplificador. Los que tienen una entrada de transistor de efecto campo (FET), exhiben alrededor de cinco veces la densidad de voltaje de ruido en comparación con el transistor bipolar (TBJ) pero con una densidad de ruido de corriente 100 veces menor [11].

2.5.1 Diseño del amplificador de instrumentación

El AI representa la solución para los problemas de alta ganancia y alta impedancia de entrada, pues se pueden lograr altas ganancias con valores de resistencia muy bajos y un muy alto rechazo a las señales en modo común. Se pueden diseñar modelos de AI a la medida de acuerdo a los requerimientos específicos para la aplicación biomédica en la que vaya a ser empleado. Varios fabricantes han elaborado sus diseños de amplificador de instrumentación en forma de circuito integrado. Todos los componentes necesarios están contenidos en el encapsulado, excepto R_g , que es la resistencia que determina la ganancia del amplificador [42].

Es por ello que se decidió utilizar el amplificador de instrumentación INA128 [9] de *Burr-Brown* ahora *Texas Instruments*, debido a sus características, ya que se puede obtener una

ganancia en un rango de 1 a 10 000¹², además emplea fuentes de alimentación de $\pm 2.25[V]$ a $\pm 18[V]$, opera a baja potencia ($0.35[mA]$), con bajo voltaje de compensación ($11[\mu V]$), la corriente de reposo es de sólo $700[\mu A]$ (Ideal para ser operado con baterías), una baja corriente de entrada ($1[nA]$), y ofrece un alto $CMRR$ de $118[dB]$ a una ganancia de $G=50$. La alta impedancia de entrada ($10[G\Omega]$) del amplificador de instrumentación hace que sea insensible a los cambios de la impedancia del electrodo. Debido a esas características, resulta ser adecuado para las mediciones bioeléctricas que se van a llevar a cabo para este trabajo [1].

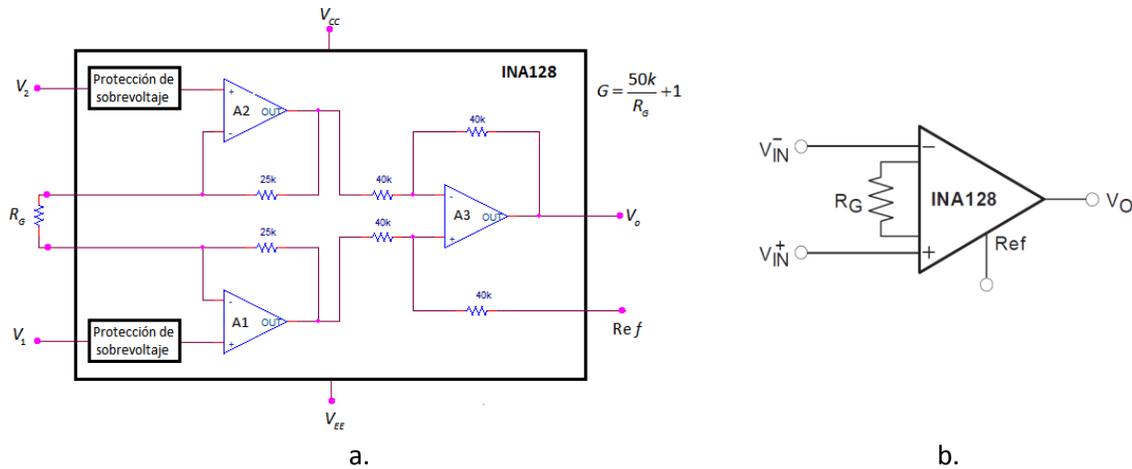


Figura 2.13. a. Diagrama interno del INA128, b. Diagrama simplificado.

2.5.1.1 Establecimiento de la ganancia

La ganancia total del circuito, es el producto de las ganancias de todas las etapas del sistema. La ganancia de un amplificador para biopotenciales puede ser considerada como baja, media o alta (1, 10, 100, 1 000, 10 000) [5].

Los amplificadores de ganancia baja son aquellos con factores de ganancia entre 1 y 10. El amplificador de ganancia unitaria se emplea principalmente para aislamiento, aumento de la capacidad de corriente de salida o como convertidor de impedancia entre la fuente de señal y el dispositivo visualizador. Éste tipo de amplificadores de baja ganancia son empleados para la medición de potenciales de acción y otros eventos de gran amplitud.

Los amplificadores de ganancia media son aquellos con factores de ganancia entre 10 y 1 000. Se emplean para el registro de formas de onda ECG y EMG.

Los amplificadores de ganancia alta o bajo nivel de señal, son aquellos con factores de ganancia por encima de 1 000. Son empleados para mediciones muy sensibles como el EEG.

La ganancia se establece conectando una resistencia externa R_G o un *trimpot* entre los pines 1 y 8. En caso de utilizar una resistencia, la ganancia se obtiene por medio de la ecuación

¹² Ver Tabla 3.

$G = 1 + \frac{50[k\Omega]}{R_G}$, donde la resistencia de $50[k\Omega]$, proviene de la suma de las dos resistencias de realimentación internas de los amplificadores A_1 y A_2 , como lo muestra la Figura 2.13.a [9].

Ganancia Ideal	Valor ideal de R_G [Ω]	Valores comerciales de R_G de precisión	Valores comerciales ideales de R_G al $\pm 10\%$ de tolerancia	Ganancia Real
1	NC	NC	NC	1
2	50 000	49 999.90	51 000	1.98
5	12 500	12 499.90	12 000	5.17
10	5 555.56	5 555.46	5 600	9.93
20	2 631.58	2 631.48	2 700	19.52
50	1 020.41	1 020.31	1 000	51.00
100	505.05	504.95	470	107.38
200	251.26	251.16	220	228.27
500	100.2	100.1	100	501.00
1 000	50.05	49.95	51	981.39
2 000	25.01	24.91	27	1 852.85
5 000	10	9.9	10	5 001.00
10 000	5	4.9	4.7	10 639.30

Tabla 2. Relación de resistencias para la configuración de ganancia.

Para las aplicaciones a las que está destinado este amplificador de instrumentación, es necesario que se cuente con una ganancia modificable para poder tener una mejor visualización de los biopotenciales a medir. Por tal motivo, se colocó en lugar de una sola resistencia R_G un *dip-switch* de 4 posiciones, con el cual se puede configurar la ganancia en un rango de entre 1 a 885 como lo muestra la Tabla 3. Como puede observarse, el diseño de este amplificador puede ser considerado de ganancia media-alta, pudiendo ser utilizado para las mediciones antes mencionadas.

Switch 1	Switch 2	Switch 3	Switch 4	Valor ideal de las resistencias				$R_{equivalente}$	Ganancia obtenida $G = 1 + \frac{50[k\Omega]}{R_G}$
1	1	1	1	1000	470	220	100	56.58	884.66
1	1	1	0	1000	470	220		130.33	384.66
1	1	0	1	1000	470		100	76.18	657.38
1	1	0	0	1000	470			319.73	157.38
1	0	1	1	1000		200	100	62.50	801.00
1	0	1	0	1000		220		180.33	278.27
1	0	0	1	1000			100	90.91	551.00
1	0	0	0	1000				1000	51
0	1	1	1		470	220	100	59.98	834.66
0	1	1	0		470	220		149.86	334.66
0	1	0	1		470		100	82.46	607.38
0	1	0	0		470			470	107.38
0	0	1	1			220	100	68.75	728.27
0	0	1	0			220		220	228.27
0	0	0	1				100	100	501
0	0	0	0					NC	1

Tabla 3. Posibles combinaciones de ganancia para el amplificador de instrumentación INA128.

2.6 Right Leg Driven (RLD) o circuito de la pierna derecha

Una manera de disminuir los voltajes en modo común que pudieran filtrarse durante la adquisición de los biopotenciales (interferencia electromagnética - $60[Hz]$), aun con altas impedancias de la interfaz piel-electrolito-electrodo, es la utilización del circuito RLD. En la mayoría de los sistemas para la medición de biopotenciales, el sujeto no se encuentra aterrizado. En lugar de eso, se conecta el electrodo de la pierna derecha a la salida de un amplificador operacional auxiliar. El voltaje en modo común del cuerpo es medido por las resistencias R_G , es invertido, amplificado y realimentado de forma negativa a través de la pierna derecha, esto con la finalidad de que cuando la realimentación se hace en la entrada inversora, la ganancia se reduce respecto al valor en lazo abierto y el circuito es más estable [2, 5, 9, 45, 47].

Con esta realimentación negativa, se puede considerar que las dos entradas se encuentran siempre al mismo potencial. Por lo tanto, existe un cortocircuito "virtual" entre ambas entradas, ya que aunque tienen la misma tensión, entre ellas no circula corriente. De esta forma se asegura cierta seguridad eléctrica, ya que si aparece un voltaje anormalmente alto entre el sujeto y tierra como consecuencia de una fuga eléctrica u otra causa, el amplificador operacional auxiliar entrará en saturación, en consecuencia, al realimentar negativamente, si ambas tensiones se desequilibran y dejan de ser iguales, la realimentación negativa compensará esa diferencia y hará que las entradas tomen nuevamente el mismo valor. Esto efectivamente aterrizará al sujeto, ya que el amplificador no podrá conducir a través de la pierna derecha. De esta forma, las resistencias R_f y R_o entrarán entre el sujeto y tierra. Éstas deben ser suficientemente grandes para limitar el valor de corriente.

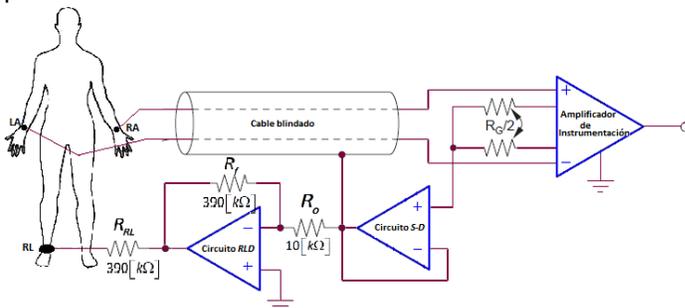


Figura 2.14. Circuito de la pierna derecha propuesto por *Texas Instruments* para el amplificador de instrumentación INA128 [9] empleado en este trabajo, con los valores de R_{RL} , R_f y R_o previamente calculados. En él también se incorpora el circuito manejador de blindaje (*S-D: Shield-Driver*) que se detallará más adelante.

Para eliminar las interferencias generadas por interferencias electromagnéticas, sabemos que el ruido se presenta como un voltaje en modo común entre ambas entradas del AI, así que se restarán los voltajes iguales de ruido, en tanto que se amplificarán las señales diferentes presentes en las entradas. El voltaje aplicado a la pierna derecha impide que las señales en modo común sean amplificadas. Si el ruido a $60[Hz]$ donde fueron colocados los electrodos pudiera ser más grande con respecto a la pierna derecha, en las terminales de entrada al AI con respecto al común serían menores.

2.7 Shield Driver (S-D) o circuito manejador de blindaje

Normalmente la línea eléctrica produce interferencias inductivas en forma directa, esto ocurre por el acoplamiento en los cables de conexión que generan un campo magnético inducido. Este efecto se puede eliminar mediante el uso de cables blindados con el blindaje conectado a tierra, de esta forma se crea un camino de baja impedancia a las corrientes que lleguen a circular a través de los electrodos. Otra solución es torcer los cables de conexión desde el equipo de registro hasta el

sujeto, de esta forma se disminuye la interferencia del campo magnético. En algunas aplicaciones no es recomendable utilizar cables blindados, en estas circunstancias es útil emplear cables de menor longitud, además de mantenerlos flotando y evitando que toquen cualquier superficie [12, 45].

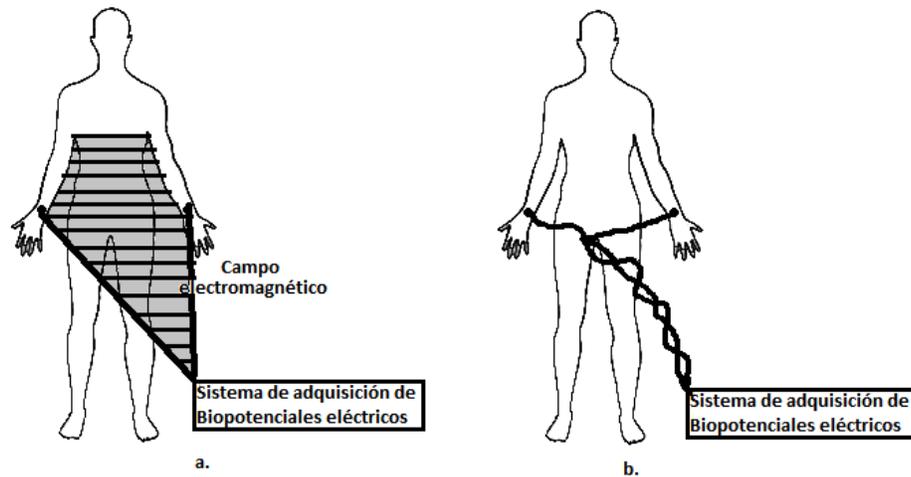


Figura 2.15.a. Los cables generan un circuito cerrado (área sombreada). El cambio en el campo magnético que atraviesa esa área, inducirá una corriente eléctrica en el bucle. b. Ese efecto se minimiza torciendo los cables y manteniéndolos lo más cerca posible del equipo de registro hasta el sujeto.

Este tipo de circuito trata de mantener la malla del blindaje al potencial del conductor interno, de esta forma, al no existir diferencia de potencial en modo común entre los conductores centrales y el blindaje no circularán corrientes a través del cable. De acuerdo con la Figura 2.17, se observa que existe una realimentación positiva, lo cual indica una inestabilidad en el circuito.

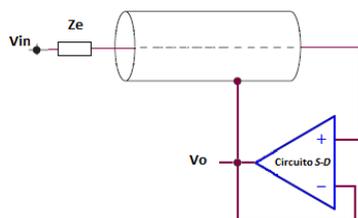


Figura 2.16. Circuito *Shield-Driver*.

Si se considera que el *S-D* es estable, siempre y cuando la ganancia sea menor que uno, se obtiene que la impedancia de entrada sea muy grande y se obtendrá una reducción de las capacitancias parásitas presentes en los conductores del cable.

2.8 Compensador de *offset*

Los amplificadores de biopotenciales deben tener acoplamiento para AC, de tal forma que se vean eliminados los artefactos producidos por corrimientos, es por ello que la función del compensador de *offset* es eliminar los voltajes en DC existentes para evitar la distorsión en el procesamiento de las señales, esto se presenta como un corrimiento de la señal sobre la línea base producido por movimientos involuntarios del sujeto, mal contacto de los electrodos, mala colocación de los cables en los electrodos, cambios en la temperatura ambiental, movimiento de los cables, entre otras causas que dificulten la estabilidad en la señal a registrar, por lo que es necesario implementar una etapa que estabilice la señal en la línea base.

Para ello se utiliza un circuito muy sencillo que consiste en un circuito integrador (filtro pasa bajas). este circuito resulta ser una tierra virtual, puesto que, si en un amplificador operacional

ideal, la diferencia de los voltajes a la entrada debe ser cero, la salida deberá ser también $0[V]$, pero en la práctica esto no es cierto, ya que los valores de los componentes internos del amplificador no son iguales, existen diferentes variaciones que originan diminutas corrientes que se ven amplificadas a la salida provocando un error, sin embargo, no fluirá corriente de la entrada del amplificador a tierra, la corriente únicamente fluirá a través de R y C . Así, la salida total de voltaje se mantendrá sobre un mismo nivel de referencia.

El resultado del circuito es la conversión del amplificador original con acoplamiento para DC en un amplificador con acoplamiento para AC. La ventaja que se tiene con un circuito integrador de este tipo es que su respuesta es de tipo lineal, por lo que es más fácil controlarlo que si se tuviera un circuito pasivo RC.

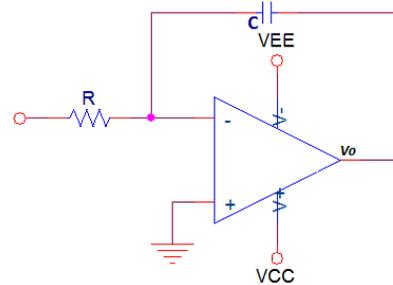


Figura 2.17. Circuito Integrador como compensador de *offset*.

2.9 Filtrado

2.9.1 Filtros activos

Los filtros activos a diferencia de los pasivos, requieren de un amplificador operacional que les permita tener el control de la ganancia (amplificar o atenuar la potencia de salida) del ancho de banda que filtrarán, además de acoplar la señal

2.9.1.1 Filtros activos de segundo orden

El filtro RC proporciona una respuesta pasa bajas de primer orden, al poner en cascada dos etapas, de esta forma proporciona una respuesta de segundo orden o de *dos polos* sin usar alguna inductancia. Cada etapa tendrá su propia frecuencia de resonancia y un factor Q (selectividad) [12] que determinará el número de picos.

Los filtros activos de segundo orden presentados en este trabajo utilizan una topología llamada Sallen-Key¹³ [26]. Dicha configuración consiste en agregar otro arreglo RC, donde en altas frecuencias C_2 realimenta la señal en el punto de suma R_1 , R_2 y cualquier alta frecuencia que haya escapado a la acción de C_1 , vuelve a ser filtrada, conduciéndose a tierra, de esta forma se mejora la eficacia y selectividad del filtro. A frecuencias bajas, los capacitores actúan como circuitos abiertos, con lo que se deja que la señal de entrada pase a través de él [30].

2.9.2 Tipos y diseños de filtros

2.9.2.1 Filtro pasa altas (HPF)

Un filtro pasa altas, permite el paso de frecuencias por encima de una determinada frecuencia de corte, es decir que atenuará las componentes de baja frecuencia.

¹³ Son también nombrados Filtros VCVS (*Voltage-Controlled Voltage Source*) porque el amplificador operacional se emplea como una fuente de voltaje, controlada por voltaje.

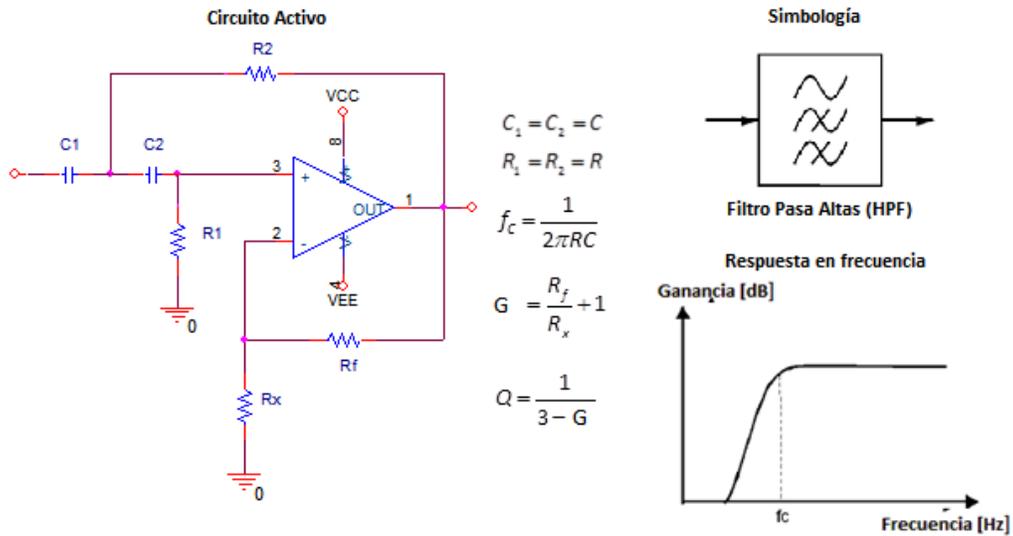


Figura 2.18. Simbología, respuesta en frecuencia y circuito del filtro pasa altas de segundo orden.

2.9.2.2 Filtro pasa bajas (LPF)

Un filtro pasa bajas, se considera el inverso de un filtro pasa altas, ya que éste sólo permite el paso de señales de baja frecuencia suprimiendo las componentes de alta frecuencia. Se puede convertir un filtro pasa bajas a un filtro pasa altas mediante la transformación $RC-CR$. Cabe mencionar que las resistencias utilizadas para establecer la ganancia no se verán afectadas.

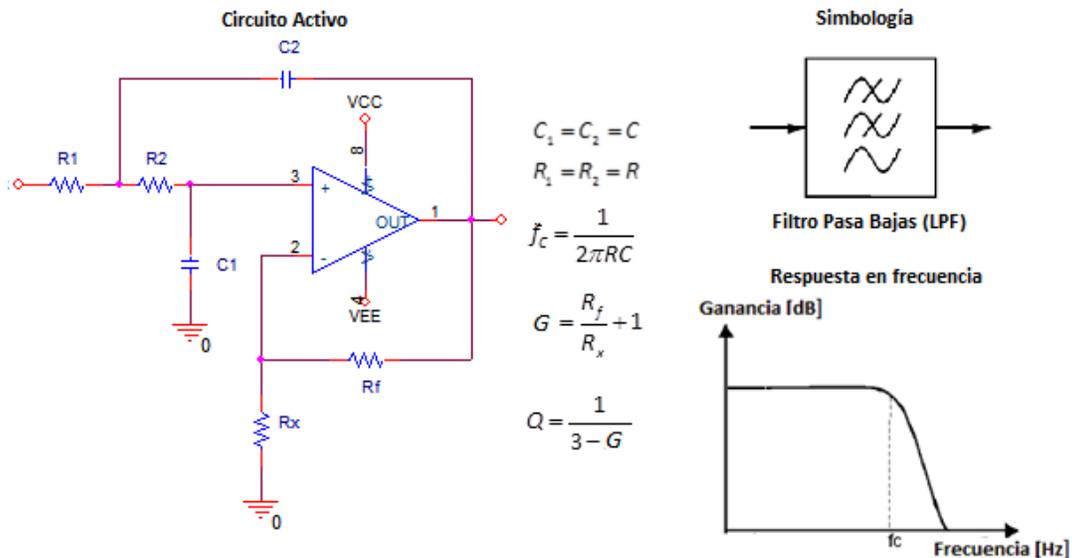


Figura 2.19. Simbología, respuesta en frecuencia y circuito del filtro pasa bajas de segundo orden.

2.9.2.3 Filtro rechaza banda (RPF) (notch o de ranura)

Los filtros rechaza banda constan de dos frecuencias de corte, dos bandas de paso y una de rechazo. Se pueden realizar uniendo en paralelo un filtro pasa bajo (LPF) con una frecuencia de corte f_{c1} y un filtro pasa alto (HPF) con una frecuencia de corte f_{c2} . Estos circuitos no pueden

operar en serie porque se cancelarían mutuamente. Otros requisitos que se deben cumplir es que $f_{c2} > f_{c1}$ y que la ganancia de ambas etapas sea igual para que las bandas de paso sean simétricas en la respuesta en frecuencia. Este tipo de filtros emplea las mismas ecuaciones que los filtros pasa banda [38].

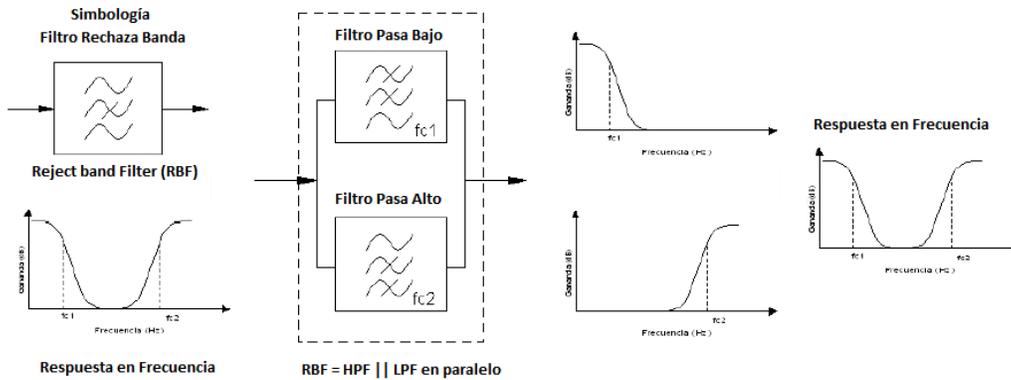


Figura 2.20. Filtro Rechaza Banda.

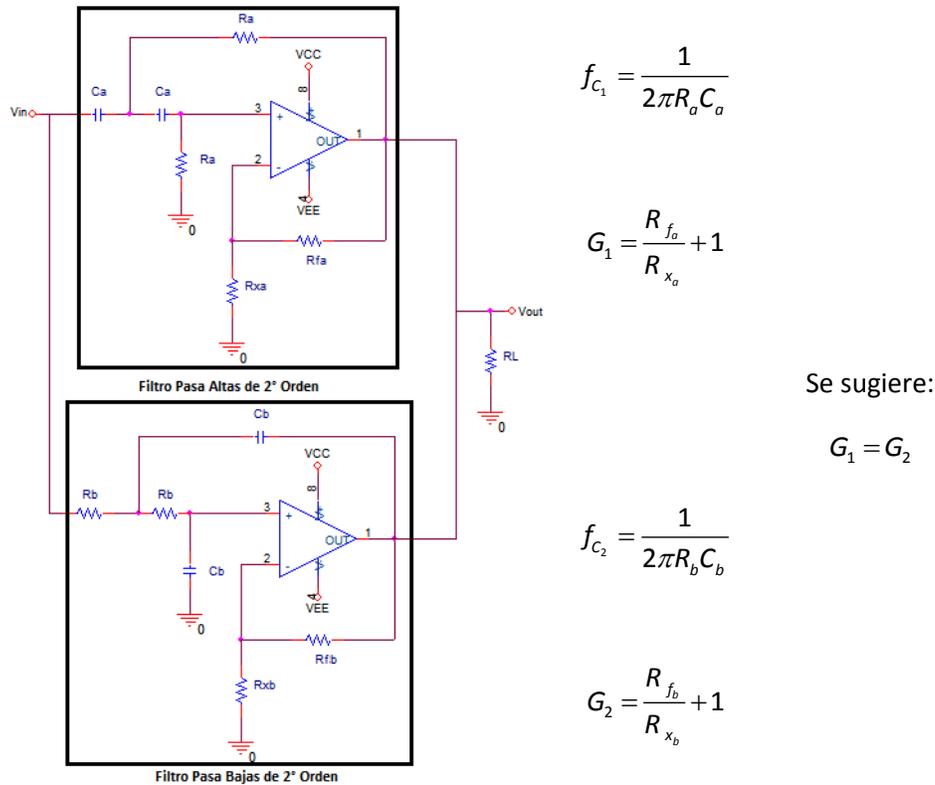
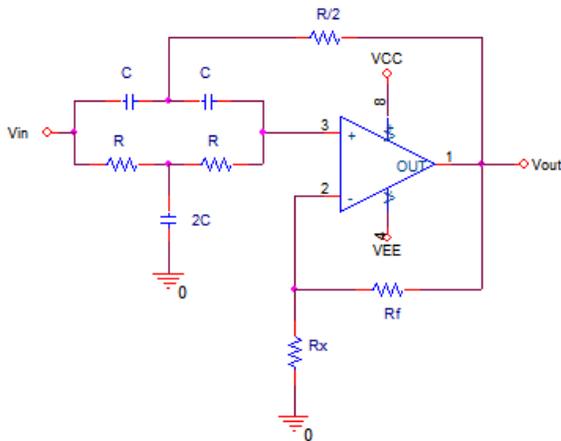


Figura 2.21. Filtro Rechaza banda de cuarto orden donde se sugiere que las ganancias de ambas etapas sean iguales.

En muchas aplicaciones, un filtro de este tipo sólo necesita bloquear una frecuencia aislada, por ejemplo la línea eléctrica para aplicaciones de medición de biopotenciales, ya que esta frecuencia puede interferir con la señal deseada [30].

La Figura 2.23, muestra otra configuración para filtros de este tipo con menos componentes. A bajas frecuencias todos los capacitores están abiertos, como resultado, la señal de V_{in} entra por la no inversora.



$$G = \frac{R_f}{R_x} + 1$$

$$Q = \frac{0.5}{2 - G}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

A frecuencias muy altas los capacitores entran en cortocircuito, la señal de V_{in} entra a la no inversora. En la f_c la señal de realimentación regresa con una amplitud y fase adecuadas para atenuar la señal en la entrada no inversora, es por ello que la señal de salida desciende a un valor muy pequeño [38].

Figura 2.22. Filtro notch de segundo orden en configuración Sallen-Key.

2.9.2.4 Filtro pasa banda (BPF)

Los filtros pasa banda constan de dos frecuencias de corte, una banda de paso y dos bandas de rechazo, Se pueden realizar uniendo en serie un filtro pasa altas (HPF) con una frecuencia de corte f_{c1} y un filtro pasa bajas (LPF) con una frecuencia de corte f_{c2} , sin importar cuál de ellos se encuentre primero, siempre y cuando se respeten las frecuencias de corte. Otro requisito que se debe cumplir es que $f_{c2} > f_{c1}$.

El ancho de banda (BW - bandwidth) del filtro pasa banda es la diferencia entre las frecuencias superior e inferior de corte: $BW = f_{c2} - f_{c1}$

La frecuencia central se representa por f_0 y viene dada por la media aritmética: $f_0 = \sqrt{f_{c1} \times f_{c2}}$ El factor Q se define como la frecuencia central entre el ancho de banda: $Q = \frac{f_0}{BW}$

Por la función de transferencia¹⁴ de este tipo de filtros se tiene que: $G = \frac{R_f}{R_x} + 1$ y además

$G = 3 - \frac{1}{Q}$. Cabe mencionar que Q , es el factor de calidad del filtro y corresponde a una medición directa de la planitud de la banda de paso, si $Q < 1$, el filtro recibe el nombre de filtro de banda ancha. Y si $Q > 1$, se denomina filtro de banda estrecha. Cuando más alto sea, más selectivo será el filtro. Cuando $R_1 = R_2 = R$ y $C_1 = C_2 = C$, Q dependerá exclusivamente de la ganancia y la frecuencia de corte $f_c = \frac{1}{2\pi RC}$ de los valores de R y C [12].

¹⁴ $G(s) = \frac{G_0}{(RC)^2 s^2 + RCs(3 - G_0) + 1}$

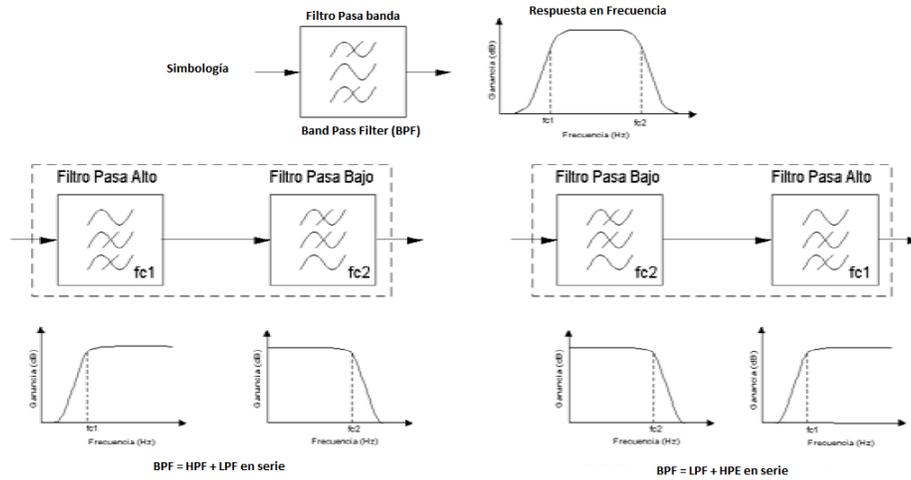
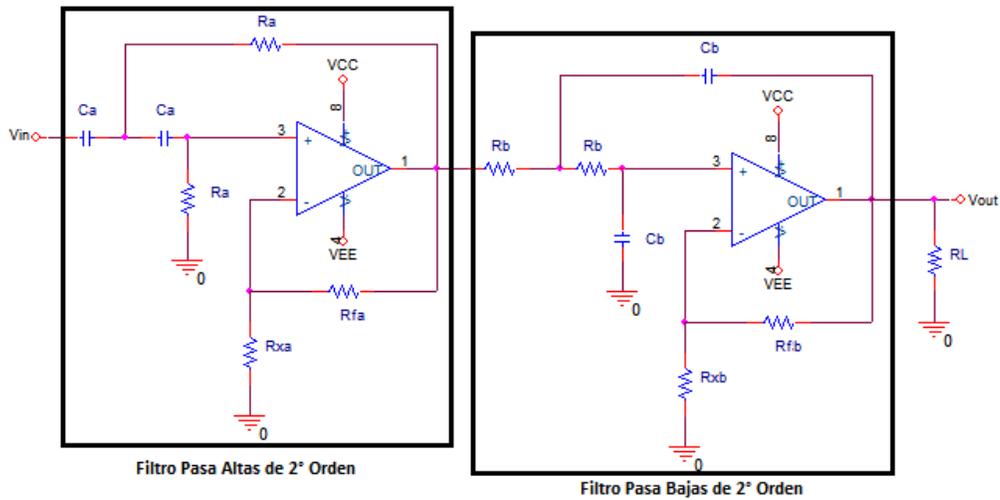


Figura 2.23. Filtro pasa banda.



FILTRO PASA BANDA DE 4° ORDEN

$$f_{c_1} = \frac{1}{2\pi R_a C_a}$$

$$f_{c_2} = \frac{1}{2\pi R_b C_b}$$

$$G_1 = \frac{R_{f_a}}{R_{x_a}} + 1$$

$$G_2 = \frac{R_{f_b}}{R_{x_b}} + 1$$

Se sugiere:

$$G_1 = G_2$$

$$G_T = G_1 \times G_2$$

Figura 2.24. Filtro pasa banda de cuarto orden donde se sugiere que las ganancias de cada etapa deben ser prácticamente iguales para que la ganancia total no sea afectada considerablemente.

2.9.3 Características de las respuestas estándar de los filtros activos

Las respuestas de los filtros pueden definirse en términos de su función de transferencia. Dichas funciones de transferencia se han estandarizado en las categorías de Butterworth, Chebyshev, Bessel y función elíptica. Cada tipo posee propiedades matemáticas propias. Sin embargo, para este trabajo se empleará para el diseño de filtros la categoría Butterworth, debido a que [16]:

La respuesta del filtro Butterworth también se denomina filtro máximamente plano o “plano-plano”, ya que la atenuación en la mayor parte de la banda de paso es cero y disminuye

gradualmente desde antes de llegar a la f_c . Estos filtros poseen características transitorias relativamente buenas, la respuesta en frecuencia es extremadamente plana cerca de la frecuencia de corte y en forma asintótica alcanza un declive con una pendiente de $-20n \left[\frac{dB}{DEC} \right]$ por debajo de la frecuencia de corte, donde n es el orden (número de polos) del filtro.

En la vecindad de la frecuencia de corte la respuesta es algo redondeada. Aun así, la familia Butterworth es muy utilizada, pues los diseños obtenidos con ella resultan en valores prácticos de los componentes con tolerancias menos críticas que en las otras categorías de filtros.

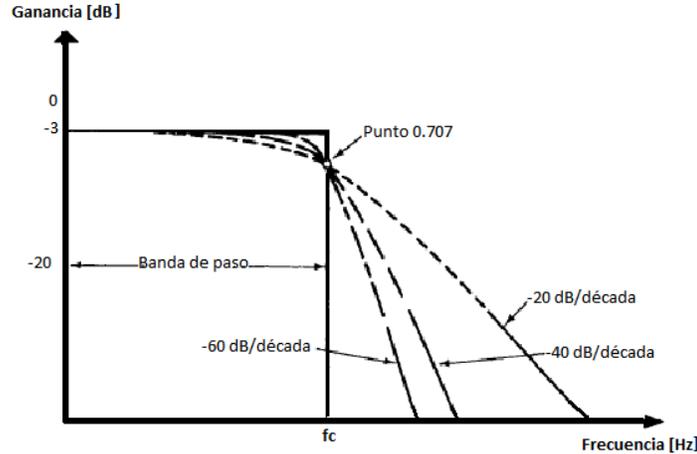


Figura 2.25. Gráficas de respuesta en frecuencia de tres tipos de filtros Butterworth pasa bajas. La pendiente de atenuación de un filtro de primer orden es de $-20 \left[\frac{dB}{DEC} \right]$ en la banda de atenuación, mientras que un filtro de segundo orden muestra una reducción de $-40 \left[\frac{dB}{DEC} \right]$, por consiguiente son preferidos en lugar de los de primer orden.

Los filtros de orden superior se construyen normalmente poniendo en cascada varias etapas de segundo orden, cada una de ellas con su propia frecuencia de resonancia y una respectiva Q . Para obtener un circuito en el que su respuesta sea de tipo Butterworth debe cumplirse que $Q = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707 = 70.07\%$, ya que la frecuencia de corte será siempre la frecuencia a la cual la

atenuación sea de $-3[dB]$ en la banda de paso¹⁵. Y que $G = \frac{R_f}{R_x} + 1 = 3 - \sqrt{2} = 1.586$

Quando se ponen etapas en cascada, se puede sumar la atenuación de cada etapa para obtener la atenuación total. Para el caso de este filtro diseñado de 2 etapas, si cada una de ellas tuviera una $Q = 0.707$, cada una tendría una respuesta de Butterworth con una atenuación de $-3[dB]$, sin embargo la respuesta global no será de tipo Butterworth pues la atenuación total sería de $-6[dB]$ [28].

¹⁵ $A_t [dB] = 20 \log \frac{V_{RMS}}{V_{ent}} = 20 \log \frac{0.707 V_{pp}}{1 V_{pp}}$; $A_t [dB] = -3.01 [dB]$

Para conseguir la respuesta tipo Butterworth el valor de las Q deberá encontrarse por encima y por debajo de 0.707, como lo muestra la Tabla 4. Estos valores se encuentran tabulados en manuales de filtros [28].

Orden	Q_1	Q_2	Q_3	Q_4	Q_5
2	0.707				
4	0.54	1.31			
6	0.52	1.93	0.707		
8	0.51	2.56	0.6	0.9	
10	0.51	3.2	0.56	1.1	0.707

Tabla 4. Valores de las distintas Q para filtros Butterworth.

Como se podrá observar en la Figura 2.27, el pico de la segunda etapa compensará la caída de la primera, obteniéndose así una atenuación de -3[dB] a la f_c .

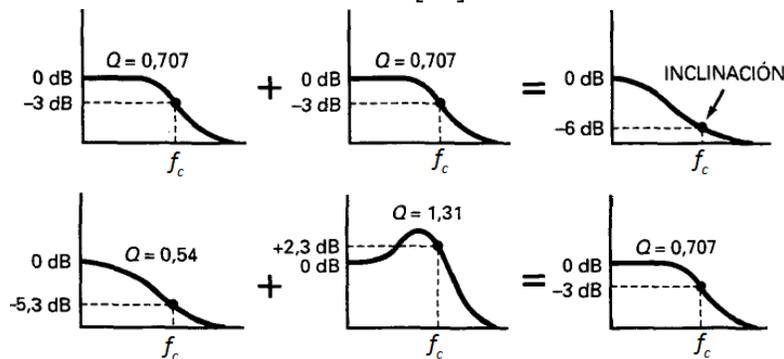


Figura 2.26. Respuesta de Butterworth para el filtro total.

2.9.4 Diseño del Filtro Pasa Banda

El diseño del filtro pasa banda de orden 4 a implementar, es el mostrado en la Figura 2.28. Está compuesto por un filtro pasa altas de orden 2 y un filtro pasa bajas de orden 2.

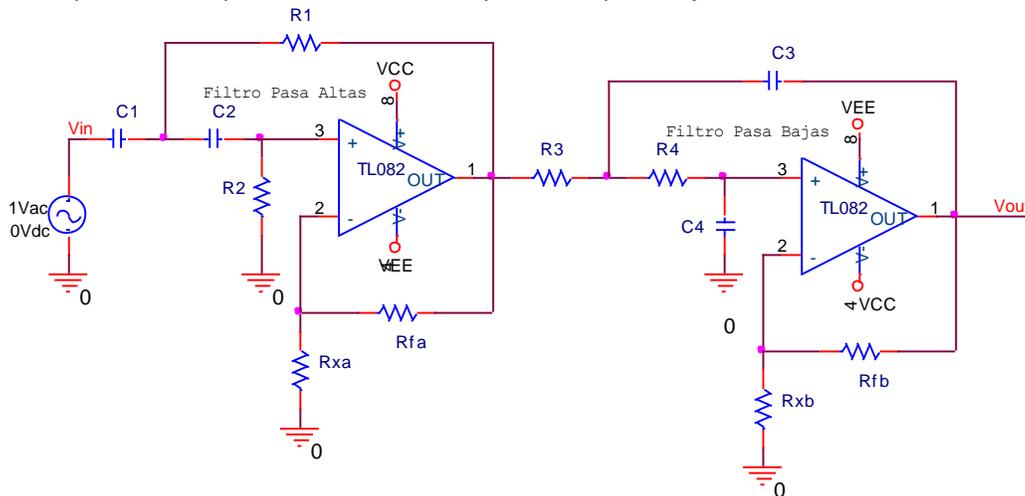


Figura 2.27. Filtro Pasa Banda de orden 4 a implementar.

Las siguientes ecuaciones son las necesarias para obtener los valores de resistencias y capacitores a utilizar para diseñar el filtro que se utilizará para el registro de los biopotenciales, los rangos de frecuencias son los tomados en la Tabla 1.

Para el filtro pasa altas f_{c1}

Para R_1 se tiene que:

$$R_1 = \frac{1}{2\pi f_{c1} C_1}$$

Se considerará a $R_1 = R_2 = R_A$ y $C_1 = C_2 = C_A$

Para obtener los valores de R_x y R_f necesarios para establecer el valor de la ganancia, se tiene:

$$Q = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$$

$$Q = \frac{1}{3-G}$$

$$\text{Por lo tanto: } G = \frac{R_f}{R_x} + 1 = 3 - \sqrt{2} = 1.586$$

De acuerdo con lo visto anteriormente, variando los valores de Q , se obtiene lo siguiente:

Para $Q_1 = 0.54$

$$G_1 = 3 - \frac{1}{0.54} = 1.15$$

$$G_r = G_1 \times G_2 = (1.15)(2.24) = 2.576$$

Que corresponde al valor de la ganancia total del filtro pasa banda.

$$20\log Q_1 = -5.35 [dB]$$

$$Q_r = Q_1 + Q_2$$

$$Q_r = 2.34 - 5.35 = -3.01 [dB]$$

Que corresponde al valor de atenuación deseado.

Para obtener los valores de las resistencias para la ganancia, se fijará una a un valor comercial y la otra se despejará, quedando como sigue [12]:

$$G_1 = \frac{R_{f_a}}{R_{x_a}} + 1 = 1.15$$

$$R_{f_a} = (1.15 - 1)(R_{x_a})$$

$$\text{Si } R_{x_a} = 10 [k\Omega] \Rightarrow R_{f_a} = 1.5 [k\Omega]$$

Quedando el circuito como sigue:

Para el filtro pasa bajas f_{c2}

Para R_3 se tiene que:

$$R_3 = \frac{1}{2\pi f_{c2} C_3}$$

Se considerará a $R_3 = R_4 = R_B$ y $C_3 = C_4 = C_B$

$$G = 3 - \frac{1}{Q}$$

$$G = \frac{R_f}{R_x} + 1$$

Para $Q_2 = 1.31$

$$G_2 = 3 - \frac{1}{1.31} = 2.24$$

$$G_2 = \frac{R_{f_b}}{R_{x_b}} + 1 = 2.24$$

$$R_{f_b} = (2.24 - 1)(R_{x_b})$$

$$\text{Si } R_{x_b} = 10 [k\Omega] \Rightarrow R_{f_b} = 12.4 [k\Omega]$$

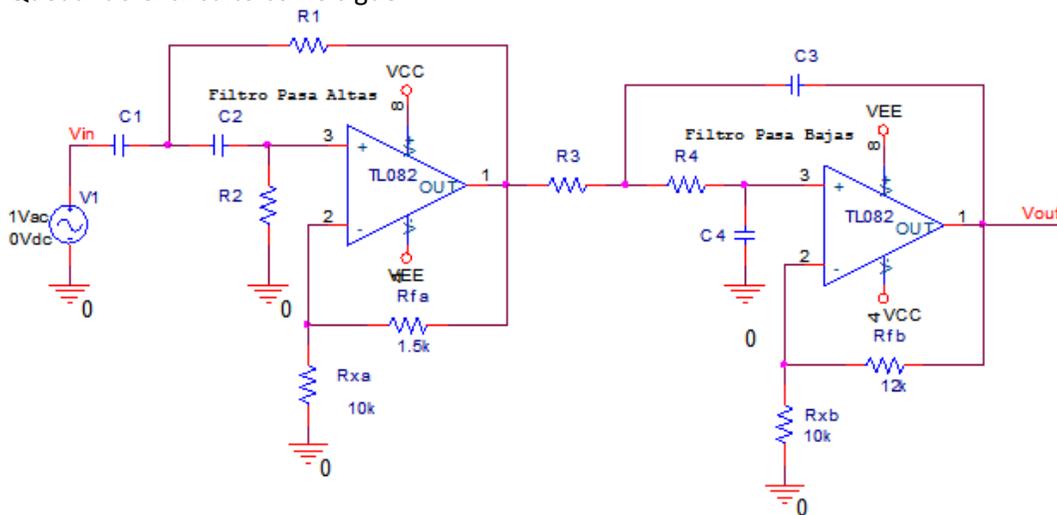


Figura 2.28. Diagrama del circuito con los valores de las resistencias R_{x_a} , R_{f_a} , R_{x_b} , R_{f_b}

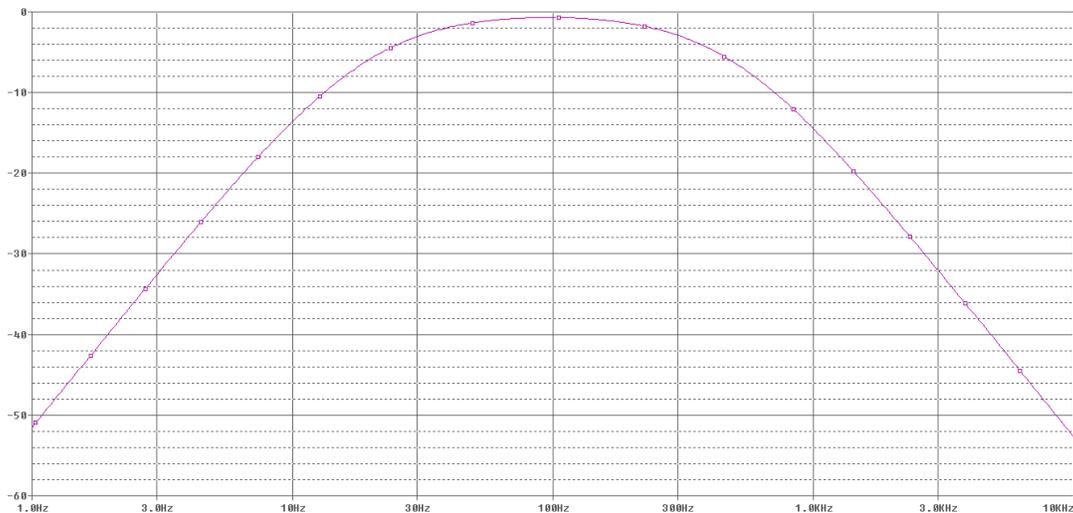


Figura 2.29. Respuesta en frecuencia del Filtro Pasa Banda anterior.

2.9.5 Interferencias y fuentes de ruido

El punto más crítico en la medición de los biopotenciales es el contacto entre los electrodos y los tejidos biológicos. Tanto el electrodo y la impedancia de la interfaz piel-electrodo-electrolito están sujetos a cambios debido a los movimientos relativos del electrodo y el tejido [7, 29]. Así, las dos señales de interferencia son generadas como artefactos de movimiento: los cambios en el potencial del electrodo y los cambios de la caída de voltaje por el movimiento inducido a la entrada del amplificador de instrumentación. Estos artefactos de movimiento se pueden minimizar proporcionando una alta impedancia de entrada del amplificador de instrumentación, es por ello que se utilizan electrodos no-polarizados con bajos potenciales de media celda, tales como electrodos de Ag/AgCl, y por la reducción de la impedancia de la fuente mediante el uso de gel conductivo.

Los artefactos de movimiento, las interferencias de campos electromagnéticos externos, y el ruido también puede ser generado en los cables que conectan los electrodos y el amplificador. La reducción de estas interferencias se logra mediante el uso de cables de par trenzado o cables blindados.

El estudio de los biopotenciales se hace a menudo en un entorno que está equipado con muchos sistemas eléctricos que producen fuertes campos eléctricos y magnéticos. Además de los 60[Hz] de la línea de energía eléctrica y algunos armónicos fuertes, se encuentran altos campos electromagnéticos.

El amplificador, el cable del electrodo, y el cuerpo forman un bucle de inducción que está sujeto a la generación de una señal de interferencia. Minimizar esta señal de interferencia requiere aumentar la distancia entre la fuente de interferencia y el sujeto, torcer los cables de conexión, proteger de los campos magnéticos, y la reubicación del sujeto a un lugar donde la orientación ofrezca la menor cantidad de señales de interferencia. En muchos casos, es recomendable adicionar un filtro *notch*.

3 ACONDICIONAMIENTO DE LOS BIOPOTENCIALES

3.1 El electromiógrafo (EMG)

Los músculos tienen dos funciones comunes, generar movimiento y generar fuerza. Existen tres diferentes tipos de tejido muscular: músculo esquelético (estriado), músculo liso, y músculo cardíaco (estriado).

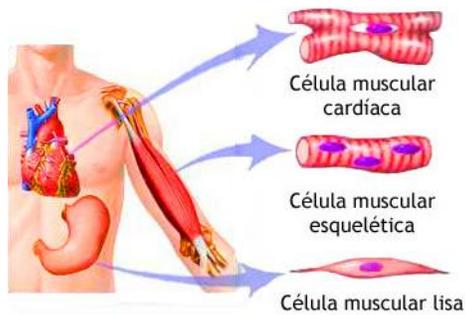


Figura 3.1. Tipos de tejido muscular.

Se denomina grupos musculares antagonistas a los pares flexor-extensor en la mayoría de las articulaciones ya que ejercen efectos opuestos.

Los músculos funcionan juntos como una gran unidad. Un músculo esquelético es un conjunto de células musculares o fibras musculares. En los cuales cada fibra del músculo es una célula cilíndrica larga con varios núcleos (Figura 3.2). Dichas fibras están dispuestas paralelamente con respecto a sus ejes mayores. Cada fibra muscular está cubierta por una vaina de tejido conectivo. Los grupos adyacentes de fibras se denominan fascículos. El músculo completo, los fascículos, y los tendones se encuentran rodeados de una vaina de tejido conectivo que lo conecta a los huesos subyacentes.

Los músculos esqueléticos a menudo se describen como músculos voluntarios que son controlados por el sistema nervioso central, el músculo liso y el cardíaco como involuntarios. Una característica esencial de los músculos esqueléticos es que, la mayoría de ellos se encuentran unidos a los huesos del esqueleto, constituyendo alrededor del 40% del peso corporal, además permiten controlar los movimientos y se caracterizan por contraerse en respuesta a una señal proveniente de una neurona somática [11].

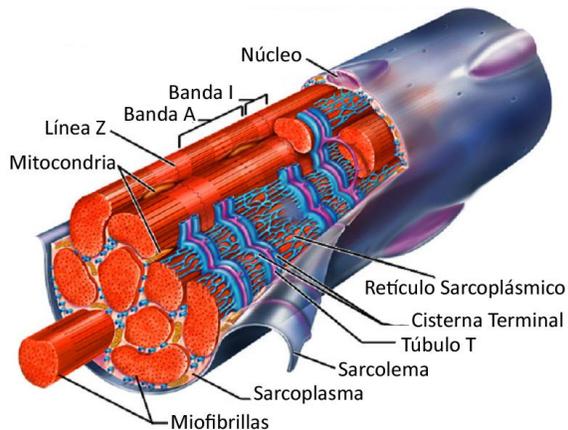


Figura 3.2. Fibra muscular.

La importancia de los Túbulos T radica en que son quienes mueven rápidamente los potenciales de acción que se originan en la unión neuromuscular sobre la superficie celular hacia el interior de fibra. Sin túbulos T, el potencial de acción únicamente podría alcanzar el centro de la fibra por difusión de la carga positiva a través del citosol, proceso que ralentecería el tiempo de respuesta de la fibra muscular [40].

La contracción de las fibras musculares es un proceso notable que permite crear fuerza para mover o resistir una carga. Dicha fuerza se denomina tensión muscular, proveniente de un proceso activo que requiere constantemente el aporte de energía de ATP. Se pueden distinguir dos tipos de unidades, las anatómicas y las funcionales. Las unidades anatómicas corresponden a las fibras

musculares y las funcionales, a un grupo de fibras musculares inervado por una única motoneurona de la médula espinal, llamada unidad motora.

3.1.1 Introducción a la electromiografía (EMG)

Cuando el potencial de acción del nervio alcanza el punto en que éste se une con el músculo, se libera una cierta cantidad de acetilcolina que origina la despolarización local de la membrana de la fibra muscular. El transmisor es neutralizado por estereato de acetilcolina, quedando la unión mioneuronal libre para una nueva excitación. Al potencial complejo de la unidad motora se le conoce como potencial de la unidad motriz que corresponde a la suma de los potenciales de acción de las distintas fibras de la unidad motora.

El electromiograma registra gráficamente la actividad eléctrica de las unidades motoras, las variaciones de ellas y la relación funcional de unas unidades con otras. El electromiógrafo es el dispositivo electrónico que capta la actividad eléctrica de la contracción y relajación muscular a través de electrodos.

3.1.1.1 Electromiograma normal

Una vez colocados los electrodos en el músculo donde se realizará el estudio, se deberán observar en el medio de registro unas breves descargas provenientes de pequeños potenciales eléctricos, ocasionados por el acoplamiento. Una vez disipado y estando el músculo en reposo, no se registrará actividad alguna. Si en estas condiciones se llegara a presentar una contracción por parte del músculo se visualizarán un reducido grupo de potenciales de unidad motora, este registro recibe el nombre de patrón simple, en cambio, si se aumenta la fuerza de la contracción el trazado se llamará patrón intermedio y tendrá breves trazos observables de línea base, por último si desaparece completamente la línea base, se llamará patrón de interferencia. La amplitud de la señal electromiográfica es de naturaleza aleatoria [34, 27].

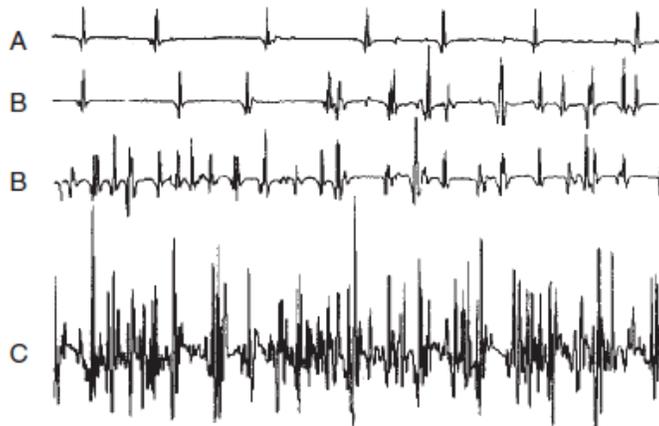


Figura 3.3. Patrones de la actividad eléctrica en la contracción muscular. A. Sólo unas pocas unidades motoras están activas. B. Incrementando la fuerza de la contracción, más unidades motoras se activan. C. Con una contracción voluntaria mucho mayor, las unidades motoras individuales ya no pueden ser fácilmente identificables. Modificado de [34].

3.1.1.2 Procedimientos previos a la aplicación de los electrodos

1. Es necesario remover el exceso del vello
2. Limpiar la piel de sudor o suciedad con alguna de las siguientes técnicas:

- a. Remover las células muertas de la piel con una pasta especial abrasiva.
- b. Lijar la piel con una lija muy suave, dando de 3 a 4 pasadas en la zona donde serán aplicados.
- c. Usar solamente un algodón humedecido en alcohol y frotarlo sobre la superficie.

Cuando la piel se torna ligeramente roja, es indicativo que se tiene una buena condición de impedancia.¹⁶

3.1.1.3 Disposición de los electrodos

En 1996 surge un proyecto en Europa cuyo objetivo radicaba en establecer la colocación, tamaño y forma de los electrodos para EMG, SENIAM [20, 41] (*Surface Electromyography Non-Invasive Assessment of Muscles*). A raíz de las investigaciones se concluyó que:¹⁷

1. Resulta indistinta la forma de los electrodos que se usen.
2. A diferencia de la forma del electrodo, el tamaño sí influye claramente en las señales. Se demostró que los electrodos circulares con un diámetro de 10[mm] tienen preferencia para el registro del EMG sobre los demás electrodos comerciales.
3. Para la colocación de los electrodos se sugieren los siguientes principios:
 - a. Con respecto a la dirección longitudinal (en dirección de la fibra) colocar el electrodo paralelo al músculo, se recomienda colocar el electrodo a la mitad de la zona a muestrear, lejos de las articulaciones o tendones.
 - b. Con respecto a la dirección transversal, se recomienda colocar el electrodo en la superficie lejos de los bordes y en otras subdivisiones musculares.
4. Deberá existir una distancia máxima de 20[mm] entre los centros de los electrodos.

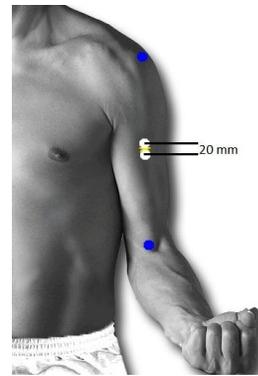


Figura 3.4. Colocación de los electrodos en dirección longitudinal del músculo bíceps, obsérvese que a la mitad del músculo se colocaron los electrodos a una distancia no mayor a 20[mm].

3.1.1.4 Especificaciones mínimas de diseño

De acuerdo con SENIAM y [7, 20, 45], se sugiere que :

- El CMRR sea lo más alto posible para que se eliminen las señales de interferencia y no interfieran con la calidad de la señal. Se recomienda un valor de >95 [dB].
- La señal en la piel varía desde micro a milivolts, por lo que se recomienda emplear un factor de ganancia de al menos 500 a 1000.
- La impedancia de entrada del amplificador deberá ser de al menos 1-10 [MΩ].

¹⁶ Véase Apéndice 3.

¹⁷ Véase Apéndice 4.

- El rango de frecuencias se encuentra entre 10 a 500 [Hz], por lo que se recomienda emplear un filtro paso banda de dos etapas. Sin embargo en el rango de 10-20 [Hz] aparecen cambios en la línea base debido al movimiento de los cables, por lo que se sugiere que el ancho de banda sea de 20 a 500 [Hz].
- Puede emplearse un filtro *notch* para eliminar las frecuencias no deseadas de la línea eléctrica, sin embargo se pierde mucha información relevante para el registro.

3.1.1.5 Circuito básico para el diseño de un EMG

Como se mencionó en el Capítulo 2, el siguiente diagrama a bloques muestra las diferentes etapas para la construcción de un circuito de acondicionamiento para EMG básico, en el cual se puede obtener el registro de cualquier músculo de forma superficial, únicamente colocando los electrodos como se muestra en el Apéndice 4 y manteniendo conectado RL en todo momento.

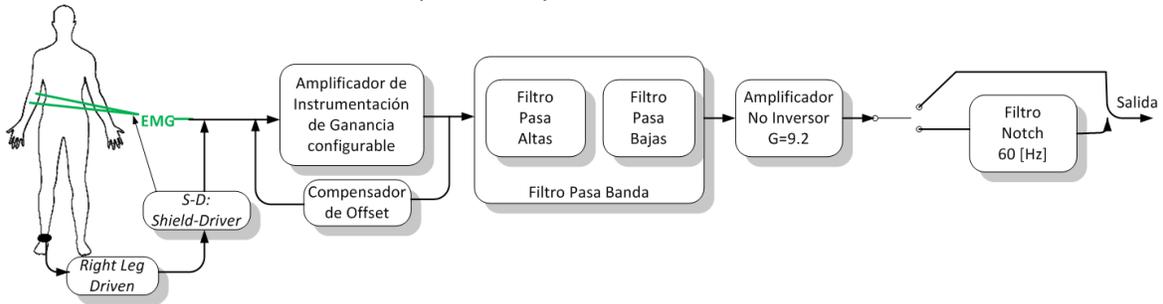


Figura 3.5. Diagrama a bloques de un circuito básico de acondicionamiento para EMG.

3.2 El Electrocardiógrafo (ECG)

3.2.1 Estructura funcional del corazón

El corazón es el órgano principal del aparato circulatorio. Es un órgano musculoso y cónico situado en la cavidad torácica. Funciona como una bomba, impulsando la sangre a todo el cuerpo.

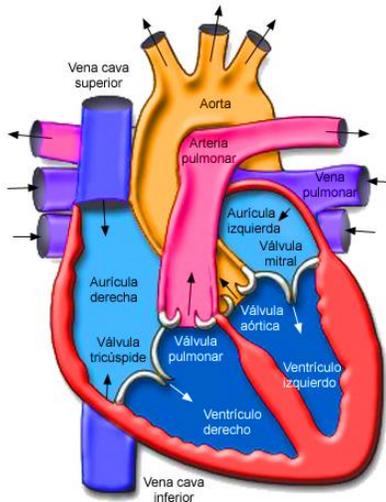


Figura 3.6. Diagrama esquemático del corazón.

El corazón está dividido en cuatro cámaras o cavidades (Figura 3.6): dos superiores, llamadas aurícula derecha y aurícula izquierda, y dos inferiores, llamadas ventriculo derecho y ventriculo izquierdo. El corazón es un órgano muscular autocontrolado, formado por dos bombas en paralelo que trabajan al unísono para propulsar la sangre hacia todos los órganos del cuerpo [40].

El corazón impulsa la sangre mediante los movimientos de *sístole*¹⁸ (auricular y ventricular) y *diástole*¹⁹.

¹⁸ Se denomina *sístole* a la contracción del corazón para expulsar la sangre hacia los tejidos.

El corazón se compone de tres tipos de músculo cardíaco principalmente:

- Músculo auricular.
- Músculo ventricular.
- Fibras musculares excitadoras y conductoras especializadas.

3.2.1.1 Excitación cardíaca

El corazón es capaz de contraerse rítmicamente. Esto se debe a que posee las siguientes propiedades:

- *excitabilidad*, es la respuesta ante un estímulo eficaz.
- *automatismo*, es la capacidad de autoexcitarse.
- *ritmicidad*, es decir, regularidad en la frecuencia de excitación.
- *conductibilidad*, es la capacidad de las células cardíacas de conducir los estímulos a las estructuras vecinas.

Estas propiedades se originan en el tejido nodal y también en los tejidos especializados para la conducción eléctrica.

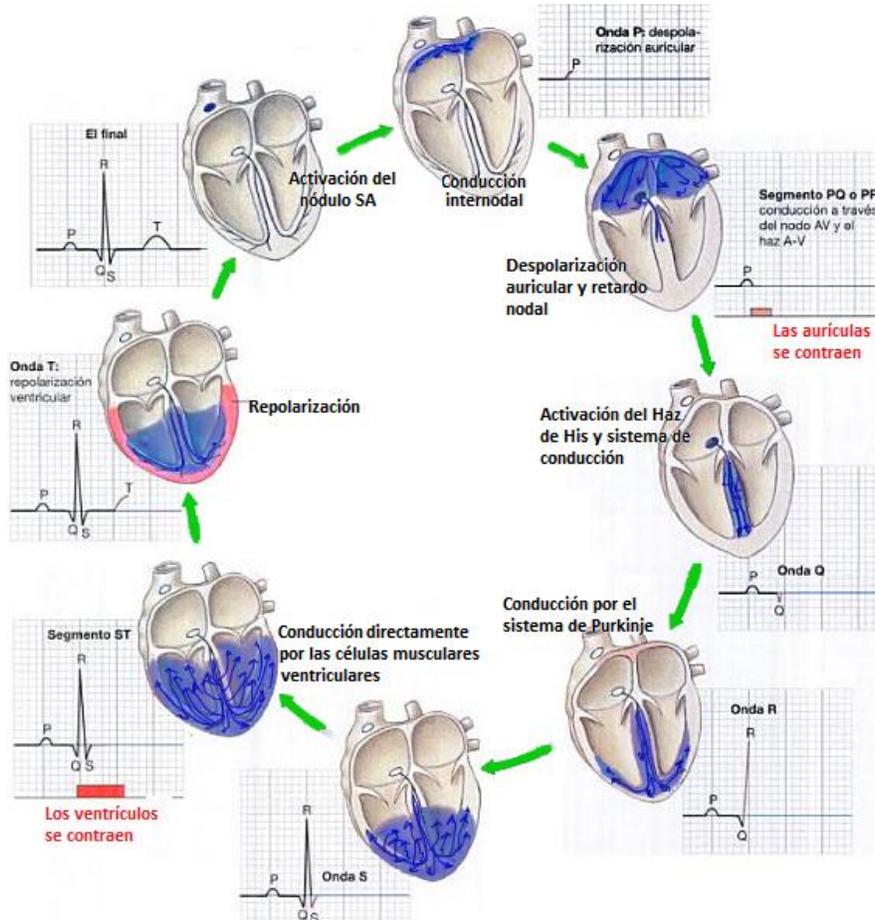


Figura 3.7. Eventos eléctricos del ciclo cardíaco. Modificado de [46].

¹⁹ Se denomina diástole a la relajación del corazón para recibir la sangre procedente de los tejidos.

El origen del impulso eléctrico (figura 3.7) ocurre por el potencial generado en las células del nodo sinoauricular (nódulo SA, marcapasos del corazón), localizado en la aurícula derecha del corazón. A partir de dicho impulso, se produce una reacción en cadena de conducción eléctrica a las aurículas derecha e izquierda que se contraen un breve periodo de tiempo, el impulso eléctrico viaja hasta el nodo aurículoventricular (nódulo AV), el cual retarda los impulsos en aproximadamente $0.12[s]$. Este retardo es muy importante ya que asegura que las aurículas eyecten la sangre hacia los ventrículos antes de que estos se contraigan. Después, el impulso eléctrico continuará por las vías de conducción a través de un haz de fibras llamado Haz de His dividido en rama izquierda y rama derecha hacia la punta del corazón, el impulso eléctrico viajará hacia los ventrículos rápidamente por una red de fibras llamada sistema de Purkinje ocasionando la contracción ventricular y la expulsión de la sangre [11, 40].

3.2.2 Introducción a la Electrocardiografía (ECG)

El electrocardiograma es el registro gráfico de la forma de onda de la actividad eléctrica del corazón, producida por diferencias de potencial eléctrico medido entre diferentes partes del cuerpo. El electrocardiógrafo es el dispositivo electrónico que capta la actividad eléctrica del corazón a través de electrodos.

Un trazado electrocardiográfico muestra los potenciales eléctricos sumados generados por todas las células del corazón. Los diferentes componentes del ECG reflejan la despolarización o repolarización de las aurículas y los ventrículos.

3.2.2.1 Electrocardiograma normal

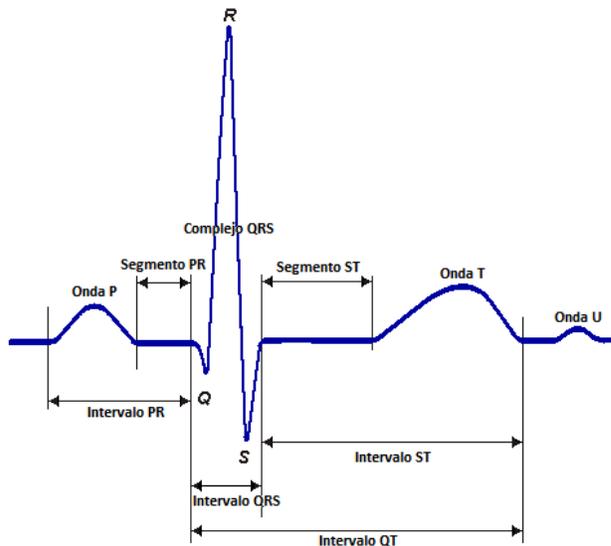


Figura 3.8. Ondas, intervalos y segmentos del ECG. Se pueden observar tres ondas principales, dos segmentos y cuatro intervalos en un ECG. Modificado de [40].

Existen dos componentes principales de un ECG, las ondas y los segmentos, las primeras aparecen como deflexiones por encima o por debajo de la línea base y los segundos son secciones de la línea base entre dos ondas. Los intervalos son combinaciones de ondas y segmentos.

Los segmentos normalmente son espacios isoelectricos²⁰ del ECG. El segmento PR corresponde al retardo nodal al nivel del nódulo AV y el segmento ST es normalmente isoelectrico.

Cada momento de despolarización puede ser representado por un vector instantáneo denominado *derivación*.

²⁰ Tiempos donde no se producen corrientes, es decir, diferencias de potencial de 0[V].

Ondas de despolarización	<ul style="list-style-type: none"> La primera onda corresponde a la Onda P, que representa la despolarización de las aurículas, es decir, indica que las aurículas se están contrayendo para expulsar la sangre. La segunda onda corresponde a un trío de curvas denominado Complejo QRS, que representa la progresión de la despolarización ventricular, es decir, que los ventrículos se están contrayendo para expulsar la sangre.
Onda de repolarización	<ul style="list-style-type: none"> La tercera onda corresponde a la onda final, Onda T, que representa la repolarización de los ventrículos, es decir, el periodo de recuperación de los ventrículos después de haberse despolarizado.

Tabla 5. Características de las ondas.

3.2.2.2 Procedimientos previos a la aplicación de los electrodos

Son los mismos que en 3.1.1.2.

3.2.2.3 Tipos de derivaciones y disposición de los electrodos.

La colocación de los electrodos se encuentra bajo los estándares de la IEC (*International Electrotechnical Commission*) [24] y de la AHA (*American Heart Association*) [3]. Como el corazón es un órgano tridimensional, es necesaria la proyección de la fuerza eléctrica sobre dos planos: frontal (arriba-abajo) y horizontal (izquierda-derecha), para poder tener un trazo de la conducción eléctrica del mismo. Cada derivación transmite cierta cantidad de información única no disponible en otra.

3.2.2.4 Derivaciones del plano frontal

Que corresponden a las derivaciones bipolares y monopares de las extremidades.

3.2.2.4.1 Derivaciones bipolares

Con registros bipolares, también conocidos como derivaciones estándar, se obtiene la diferencia de potencial entre dos puntos del cuerpo. Ya que poseen un polo positivo y un polo negativo. Para su registro se colocan electrodos en el brazo derecho (RA), brazo izquierdo (LA), pierna derecha (RL) (referencia) y pierna izquierda (LL) [45].

La colocación de los electrodos forman los ángulos de lo que se conoce como Triángulo de Einthoven (Figura 3.9), en consecuencia el corazón se encontrará en el baricentro del mismo.

- Derivación I: Mide la diferencia de potencial entre el electrodo situado en el brazo derecho (RA) y el brazo izquierdo (LA).
- Derivación II: Del brazo derecho (RA) a la pierna izquierda (LL).
- Derivación III: Del brazo izquierdo (LA) a la pierna izquierda (LL).

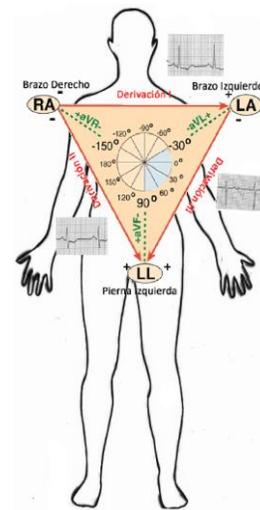


Figura 3.9. Triángulo de Einthoven.

La pierna derecha (RL) quedará conectada en todo momento a la referencia para evitar interferencias eléctricas, como se mencionó en el Capítulo 2.

Einthoven describió el triángulo partiendo del principio de que era igual colocar los electrodos en los brazos o en las piernas que en los orígenes de los mismos, ya que consideró al tronco humano como una esfera conductora homogénea con su centro en el corazón. La ley de Einthoven, establece que si se registran los potenciales eléctricos de dos de las tres derivaciones estándar, la tercera podrá ser deducida matemáticamente a partir de la primera, $I + III = II$.

3.2.2.4.2 Derivaciones monopolares

También conocidas como derivaciones aumentadas (Figura 3.9), examinan el potencial compuesto de las tres extremidades simultáneamente. Cada derivación monopolar en realidad registra el potencial del corazón como si el electrodo se encontrara en el vértice del Triángulo de Einthoven. En estas tres derivaciones, las señales de dos extremidades son sumadas en una red de resistencias y son aplicadas a la entrada inversora del amplificador mientras que la señal del electrodo restante es aplicada a la entrada no inversora [45].

- Derivación aVR: LA y LL se suman a la entrada inversora, RA se conecta a la no inversora.
- Derivación aVL: RA y LL se suman a la entrada inversora, LA se conecta a la no inversora.
- Derivación aVF: RA y LA se suman a la entrada inversora, LL se conecta a la no inversora.

3.2.2.5 Derivaciones del plano horizontal

Que corresponden a las derivaciones unipolares del pecho, también llamadas Derivaciones precordiales o torácicas. Son obtenidas a partir de electrodos (V_1 a V_6) colocados en ubicaciones específicas del tórax. En este tipo de registro el electrodo de exploración se conecta a la terminal positiva del amplificador y los provenientes de RA, LA y LL se suman en una red de resistencias Wilson y son conectadas a la entrada inversora del amplificador [45].

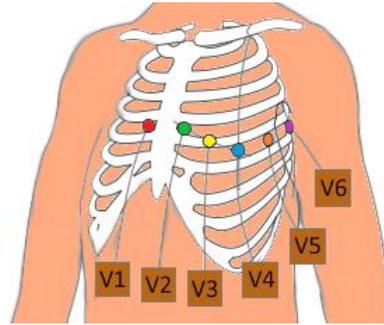


Figura 3.10. Derivaciones Precordiales.

Para poder diferenciar a los electrodos IEC y AHA, propusieron las siguientes nomenclaturas:

Electrodo	IEC		AHA			
	Identificador	Color	Identificador	Color		
Brazo Derecho	R		Rojo	RA		Blanco
Brazo Izquierdo	L		Amarillo	LA		Negro
Pierna Derecha	N		Negro	RL		Verde
Pierna Izquierda	F		Verde	LL		Rojo
Precordial 1	C1		Blanco/Rojo	V1		Café/Rojo
Precordial 2	C2		Blanco/Verde	V2		Café/Verde
Precordial 3	C3		Blanco/Amarillo	V3		Café/Amarillo
Precordial 4	C4		Blanco/Café	V4		Café/Celeste
Precordial 5	C5		Blanco/Negro	V5		Café/Naranja
Precordial 6	C6		Blanco/Violeta	V6		Café/Violeta

Tabla 6. Nomenclaturas por IEC y AHA [3, 22].

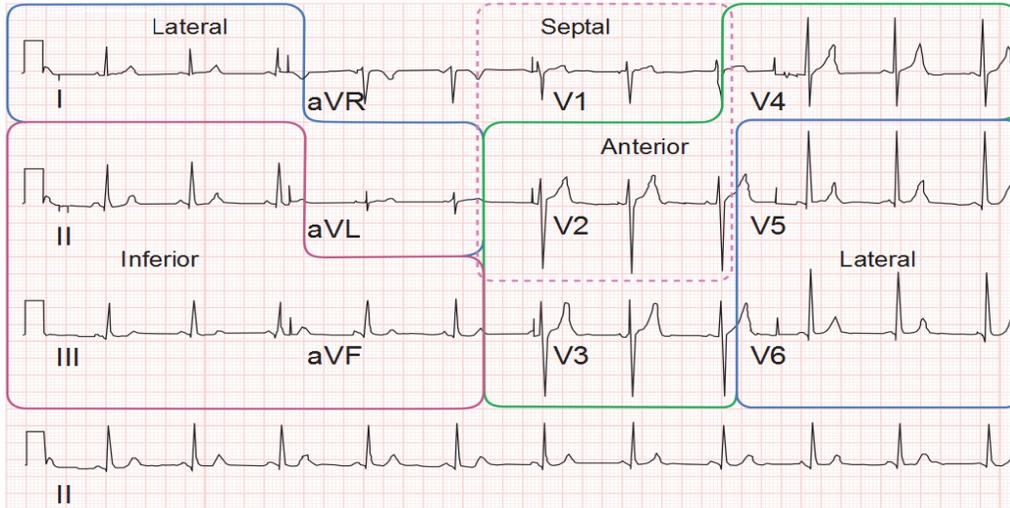


Figura 3.11. Electrocardiograma normal de 12 derivaciones con un pulso calibración de $1[mV]$ a la entrada.

3.2.2.6 Especificaciones mínimas de diseño

De acuerdo con ANSI y AAMI [36, 4], se sugiere que:

- El $CMRR$ sea lo más alto posible para que se eliminen las señales de interferencia y no interfieran con la calidad de la señal. Se recomienda un valor de >95 [dB].
- La señal en la piel varía desde micro a milivolts, por lo que se recomienda emplear un factor de ganancia de al menos 500 a 1000.
- La impedancia de entrada del amplificador deberá ser de al menos $1-10[M\Omega]$.
- El rango de frecuencias se encuentra entre 0.05 a $100[Hz]$.
- Puede emplearse un filtro *notch* para eliminar las frecuencias no deseadas de la línea eléctrica, sin embargo se pierde mucha información relevante para el registro.

3.2.2.7 Circuito básico para el diseño de un ECG

Como se mencionó en el Capítulo 2, el siguiente diagrama a bloques muestra las diferentes etapas para la construcción de un circuito de acondicionamiento para ECG básico, en el cual se puede obtener el registro de las derivaciones bipolares, únicamente cambiando de electrodo los cables de registro y manteniendo conectado RL en todo momento.

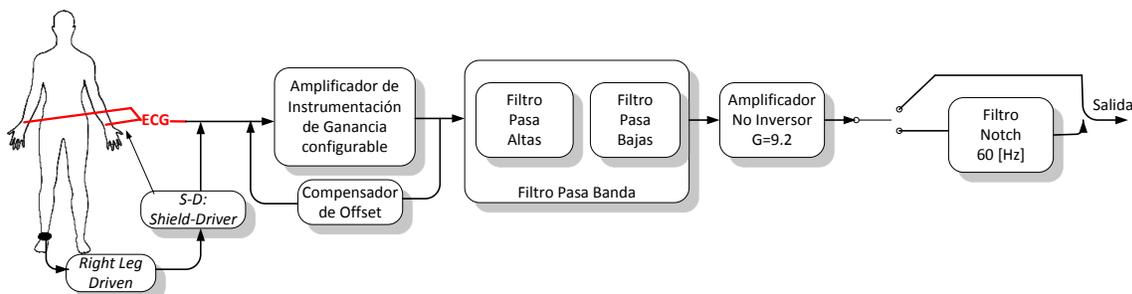


Figura 3.12. Diagrama a bloques de un circuito básico de acondicionamiento para ECG.

3.3 El electroencefalógrafo (EEG)

El sistema nervioso está conformado por el sistema nervioso central (SNC), periférico y autónomo. El central consta del cerebro y la médula espinal cubiertos por tres membranas llamadas meninges. El periférico incluye nervios sensoriales que entran al SNC, los nervios espinales, los nervios craneales. El autónomo, utiliza partes de los dos sistemas anteriores, para controlar las funciones viscerales, la frecuencia cardíaca, la presión sanguínea, la regulación de la temperatura, y las funciones reproductivas. Se conforma del sistema nervioso simpático y del parasimpático [11, 40].

Las unidades funcionales del sistema nervioso son las neuronas, que varían en su morfología, pero transmiten su información a través de señales eléctricas.

Las neuronas tienen la capacidad de comunicarse con precisión, rapidez y a larga distancia con otras células, ya sean nerviosas, musculares o glandulares. A través de las neuronas se transmiten señales eléctricas denominadas impulsos nerviosos.

Estos impulsos nerviosos viajan por toda la neurona comenzando por las dendritas, y pasa por toda la neurona hasta llegar a los botones terminales, que pueden conectar con otra neurona, fibras musculares o glándulas. La sinapsis es una unión intercelular especializada entre neuronas o entre una neurona y una célula efectora (casi siempre glandular o muscular). En estos contactos se lleva a cabo la transmisión del impulso nervioso. Éste se inicia con una descarga química que origina una corriente eléctrica en la membrana de la célula presináptica (célula emisora, una vez que este impulso nervioso alcanza el extremo del axón (la conexión con la otra célula), la propia neurona segrega un tipo de compuestos químicos (neurotransmisores) que se depositan en el espacio sináptico (espacio intermedio entre esta neurona transmisora y la neurona postsináptica o receptora). Estas sustancias segregadas o neurotransmisores (noradrenalina y acetilcolina entre otros) son los encargados de excitar o inhibir la acción de la otra célula llamada célula postsináptica.

Las neuronas conforman e interconectan los tres componentes del sistema nervioso: sensitivo, motor e integrador o mixto. De esta manera, un estímulo que es captado en alguna región sensorial entrega cierta información que es conducida a través de las neuronas y es analizada por el componente integrador, el cual puede elaborar una respuesta, cuya señal es conducida a través de las neuronas. Dicha respuesta es ejecutada mediante una acción motora, como la contracción muscular o secreción glandular.

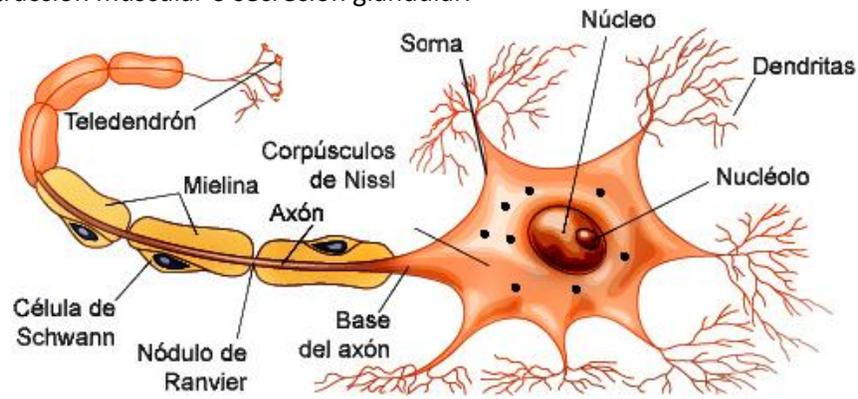


Figura 3.13. Partes de una neurona. Modificado de [40].

La mayoría de los impulsos nerviosos que estimulan la contracción muscular se originan en el SNC. La conducción sináptica se realiza por mediadores químicos llamados neurotransmisores liberados en el axón de la neurona presináptica o por sinapsis eléctricas.

Aunque las neuronas tienen formas diversas, en ellas se pueden distinguir tres regiones: el soma, las dendritas y el axón. Estos dos últimos elementos son los encargados de establecer las relaciones sinápticas: las dendritas son como antenas o tentáculos que reciben la mayoría de la información que proviene de otras células, el axón, por su parte, es el cable con el que una neurona se conecta a otras.

La función de las neuronas es la capacidad para generar señales eléctricas que viajan a lo largo de sus prolongaciones hasta llegar a la vecindad de otras células, dicha señal se denomina potenciales de acción. La conducción a lo largo de axones con vaina de mielina se denomina saltatoria, pues viaja saltando de nodo de Ranvier en nodo, mientras en los que no tienen mielina se denomina conducción continua.

3.3.1 Introducción a la encefalografía (EEG)

Los registros eléctricos recogidos en la superficie cerebral o incluso en la superficie de la cabeza ponen de manifiesto que existe una actividad eléctrica constante. Estos patrones vienen determinados por el grado de excitación que se presente a consecuencia de sueño, vigilia, enfermedades cerebrales o psicosis.

El electroencefalograma es el registro gráfico de las ondas producidas por la actividad eléctrica del cerebro [19]. El electroencefalógrafo es el dispositivo electrónico que capta la actividad eléctrica sobre la superficie craneal de la corteza cerebral a través de la colocación de una serie de electrodos repartidos en el cuero cabelludo, de ésta forma se puede establecer una idea de en qué zonas del cerebro se está produciendo mayor actividad. Es una técnica no invasiva y silenciosa que es sensible a la actividad neuronal. Las variaciones rítmicas en las ondas registradas son indicativas de la existencia de millones de neuronas funcionando coherentemente. Para que estas ondas puedan ser registradas es necesario que haya sinapsis entre ellas y en consecuencia actividad neuronal, sin embargo, no se puede distinguir en este registro una sinapsis, lo que se observa es la actividad de la región cerebral cercana a la ubicación del electrodo.

3.3.1.1 Electroencefalograma normal

Gran parte del tiempo las ondas cerebrales son irregulares, por lo que no es posible establecer un patrón específico como en el caso del EMG o ECG. Sin embargo, se han podido encontrar algunas características en las ondas en condiciones de reposo, vigilia o sueño y durante diversas activaciones sensoriales, como respirar profunda y rápidamente durante algunos minutos o mirar hacia una luz muy brillante y centellante. Debido a que el movimiento puede cambiar los resultados, el sujeto deberá estar lo más relajado posible y de preferencia recostado. La actividad eléctrica del cerebro tiene un cierto tipo de frecuencias que son normales para diferentes estados de conciencia. Por ejemplo, las ondas cerebrales son más rápidas cuando uno está despierto y más lentas cuando uno está durmiendo. En la Tabla 7 pueden observarse este tipo de formas de onda en un sujeto sano [46].

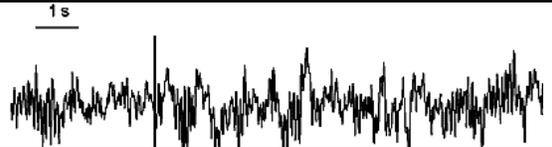
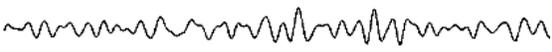
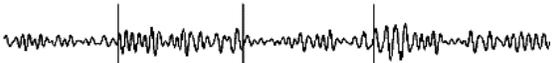
Forma y nombre de onda	Rango de frecuencias	Estado de conciencia
	EEG	0.5–100 [Hz]
	δ	1–3 [Hz] Durante el sueño profundo.
	θ	4–7 [Hz] Durante la somnolencia.
	α	8–12 [Hz] Se asocian con estados de relajación y ojos cerrados. Se registran momentos antes de dormir.
	β	13–30 [Hz] La persona se encuentra despierta y en plena actividad mental.

Tabla 7. Señales de EEG normales. Modificado de [24].

3.3.2 Disposición de los electrodos

Existen varios tipos de electrodos para el registro de EEG [45]:

- Adheridos. Son pequeños discos metálicos que se adhieren con pasta conductora al cuero cabelludo.
- De contacto. Pequeños tubos de plata clorurada que se sujetan al cráneo por medio de bandas elásticas. Resultan incómodos para el sujeto. No son aptos para registros de larga duración.
- En casco de malla. Los electrodos están situados en una especie de casco elástico. Se sujetan con cintas a una banda torácica. Resultan cómodos y aptos para registros de larga duración.
- Quirúrgicos: Se emplean para el análisis de la corteza cerebral y estructuras profundas. Son manipulados exclusivamente por el neurocirujano.

Debido a que las actividades registradas difieren de una zona a otra, es necesario el registro simultáneo de al menos veinte electrodos distribuidos en toda la superficie del cuero cabelludo. Existen varios sistemas de colocación como el Illinois, Montreal, Aird Cohn, entre otros, sin embargo el más utilizado es el Sistema Internacional 10-20²¹. (Figura 3.14). El sistema recibe su nombre porque los electrodos son colocados con una separación al 10% o 20% de la distancia total entre un par de marcas sobre la superficie craneal.

Se emplean porcentajes en lugar de distancias absolutas, esto es debido a las diferentes formas y tamaños de las cabezas.

²¹ Véase Apéndice 4.

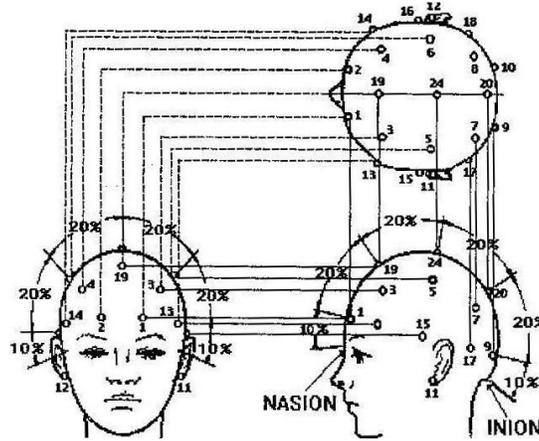


Figura 3.14. Sistema Internacional 10-20. Modificado de [24].

Número de electrodo		Marca Internacional		Posición
Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha	
1	2	FP ₁	FP ₂	Polo Frontal
3	4	F ₃	F ₄	Frontal
5	6	C ₃	C ₄	Central
7	8	P ₃	P ₄	Parietal
9	10	O ₁	O ₂	Occipital
13	14	F ₇	F ₈	Temporal Anterior
15	16	T ₃	T ₄	Línea Media Temporal
17	18	T ₅	T ₆	Temporal Posterior
	19		Fz	Línea Media Frontal
	24		Cz	Línea Media Central
	20		Pz	Línea Media Parietal
11	12	A ₁	A ₂	Auricular

Tabla 8. Colocación y nomenclatura de los electrodos

Cada electrodo es un punto de registro, para el cual se necesitan dos terminales para poder llevarlo a cabo. Debido a esto se pueden realizar registros monopares y bipares.

En los registros monopares o referenciales, se toma la señal de cada uno de los electrodos independientemente de los demás. El electrodo de registro se llama electrodo activo y el segundo de referencia. Se emplean referencias en el lóbulo de la oreja o en el mentón.

En los registros bipares, se toman pares de electrodos y se registran las diferencias de tensión en cada par. De acuerdo con esto, es posible realizar un sinfín de registros bipares aunque muchas de las combinaciones posibles no arrojarán información relevante. Estas combinaciones reciben el nombre de *montajes* (a largas distancias y a cortas distancias). Además han sido clasificados por la *International Federation of E.E.G. Societies*. (Federación Internacional de EEG) en Longitudinales y Transversales [24].

- Montajes Longitudinales: La actividad de los pares de electrodos ubicados en sentido anteroposterior de cada mitad del cráneo.
- Montajes Transversales: La actividad de los pares de electrodos dispuestos transversalmente de acuerdo con los planos sagitales, anterior, medio o posterior.

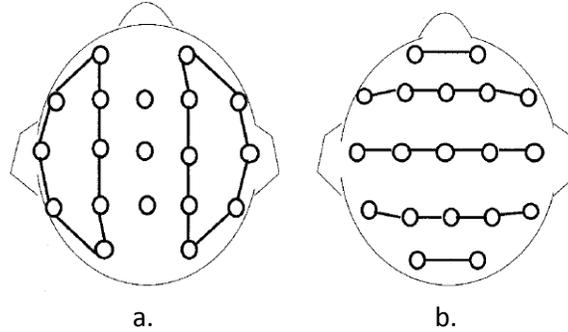


Figura 3.15. a. Montaje Longitudinal Bipolar. b. Montaje Transversal Bipolar

3.3.3 Especificaciones mínimas de diseño

De acuerdo con *International Federation of E.E.G. Societies* [24, 45], se sugiere que:

- El *CMRR* sea lo más alto posible para que se eliminen las señales de interferencia y no interfieran con la calidad de la señal. Se recomienda un valor de >95 [dB].
- La señal en la piel varía desde micro a milivoltos, por lo que se recomienda emplear un factor de ganancia de al menos 500 a 1000.
- La impedancia de entrada del amplificador deberá ser de al menos $1-10$ [M Ω].
- El rango de frecuencias se encuentra entre 0.5 a 70 [Hz], por lo que se recomienda emplear un Filtro Paso Banda de dos etapas. Sin embargo en el rango de $10-20$ [Hz] aparecen cambios en la línea base debido al movimiento de los cables, por lo que se sugiere que el ancho de banda sea de 7.5 a 30 [Hz].
- Puede emplearse un filtro *notch* para eliminar las frecuencias no deseadas de la línea eléctrica, sin embargo se pierde mucha información relevante para el registro.

3.3.3.1 Circuito básico para el diseño de un EEG

Como se mencionó en el Capítulo 2, el siguiente diagrama a bloques muestra las diferentes etapas para la construcción de un circuito de acondicionamiento para EEG básico, en el cual se pueden obtener los registros de los montajes longitudinales y transversales, únicamente cambiando de electrodo los cables de registro y manteniendo conectado RL en todo momento.

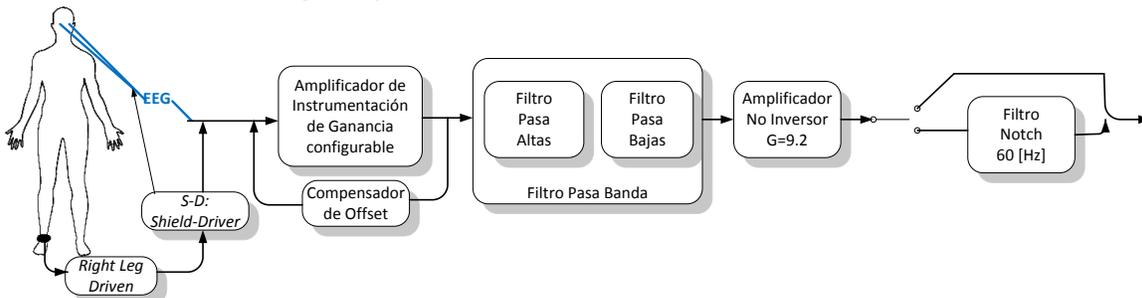


Figura 3.16. Diagrama a bloques de un circuito básico de acondicionamiento para EEG.

4 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LOS PROTOTIPOS

4.1 Diseño del circuito

En el siguiente diagrama a bloques de la Figura 4.1, se muestran todas las etapas que se desarrollaron para la implementación de este sistema de registro de biopotenciales.

Obsérvese que se decidió utilizar un *dip-switch* como selector del tipo de filtro y que se implementó a la salida un filtro *notch* opcional con una $f_c = 60[\text{Hz}]$.

Se decidió que las salidas de cada etapa fueran independientes, sin embargo se cuenta con la opción de colocarlas en cortocircuito y obtener una única salida.

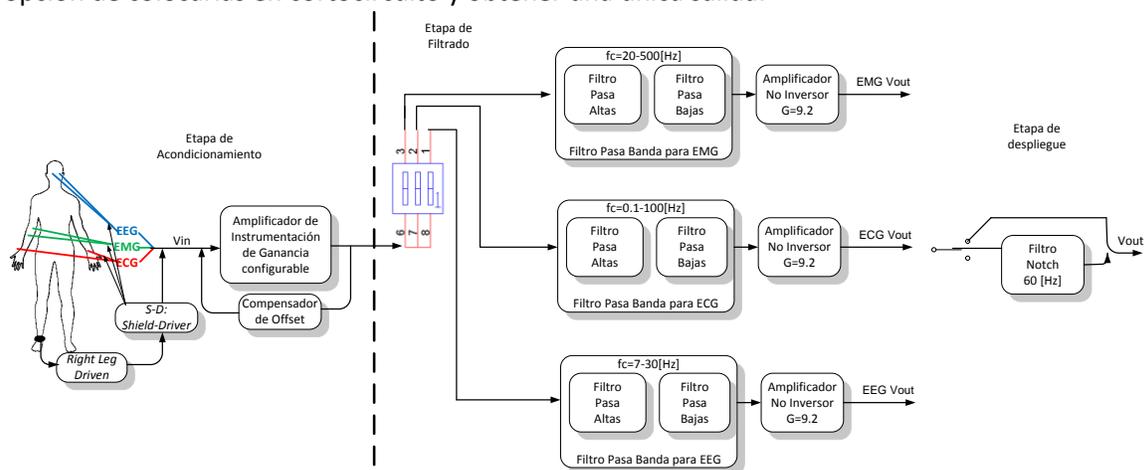


Figura 4.1. Diagrama a bloques del circuito completo.

Cada etapa fue simulada y se obtuvieron los siguientes resultados:

4.1.1 Amplificador de Instrumentación

Para comprobar el correcto funcionamiento de la etapa del amplificador de instrumentación de ganancia configurable, se utilizaron las ecuaciones de ganancia del INA128 [9]:

$$\frac{V_0}{V_2 - V_1} = \frac{2R_b}{G} + 1 = G, \quad G = 1 + \frac{50[k\Omega]}{R_G}$$
 considerando que R_G puede tomar cualquier valor de resistencia, únicamente se restringió a los siguientes:

$$R_{G_1} = 100[\Omega] \quad R_{G_2} = 220[\Omega] \quad R_{G_3} = 470[\Omega] \quad R_{G_4} = 1[k\Omega]$$

V_1 y V_2 corresponden a las entradas del AI, de la ecuación $G = \frac{V_0}{V_2 - V_1}$, se le asignó un valor a

$V_0 = 1[V]$ y $V_1 = 0[V]$, de esta forma se obtiene la ecuación $V_2 = \frac{1}{G}$, que corresponde a la ecuación del voltaje que debe suministrarse a la entrada para obtener a la salida $V_0 \cong 1[V]$.

Utilizando los valores de R_G anteriores, los voltajes resultantes fueron:

Ganancia	Voltaje que debe suministrarse a la entrada para obtener a la salida $\cong 1[V]$	Valor obtenido en la simulación
$G_1 = 1 + \frac{50[k\Omega]}{100[\Omega]} = 501$	$V_{2_1} = \frac{1}{501} \cong 1.99[mV]$	$V_{0_1} = 0.9959[V]$
$G_2 = 1 + \frac{50[k\Omega]}{220[\Omega]} = 228.3$	$V_{2_2} = \frac{1}{228.3} \cong 4.38[mV]$	$V_{0_2} = 0.9979[V]$
$G_3 = 1 + \frac{50[k\Omega]}{470[\Omega]} = 107.4$	$V_{2_3} = \frac{1}{107.4} \cong 9.3[mV]$	$V_{0_3} = 0.9985[V]$
$G_4 = 1 + \frac{50[k\Omega]}{1[k\Omega]} = 51$	$V_{2_4} = \frac{1}{51} \cong 19.6[mV]$	$V_{0_4} = 0.9984[V]$

Tabla 9. Voltajes resultantes de las simulaciones.

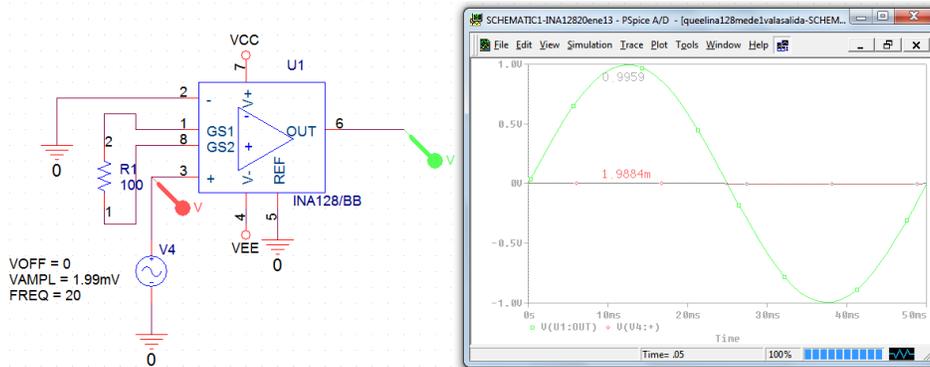


Figura 4.2. Amplificador de Instrumentación con $R_{G_1} = 100[\Omega]$ y $G_1 = 501$.

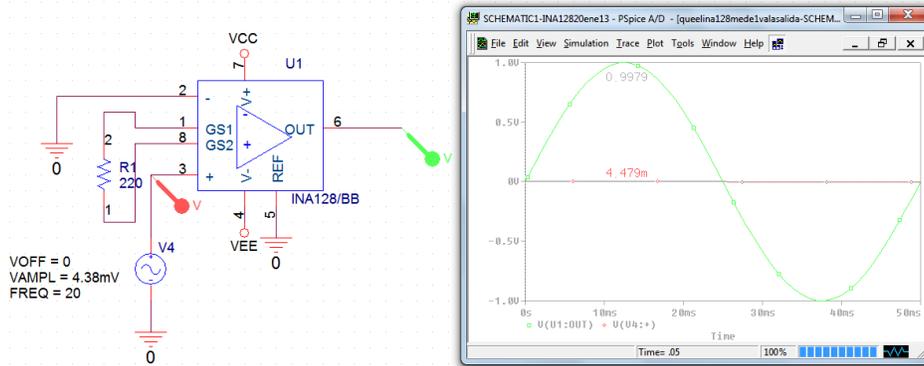


Figura 4.3. Amplificador de Instrumentación con $R_{G_2} = 220[\Omega]$ y $G_2 = 228.3$.

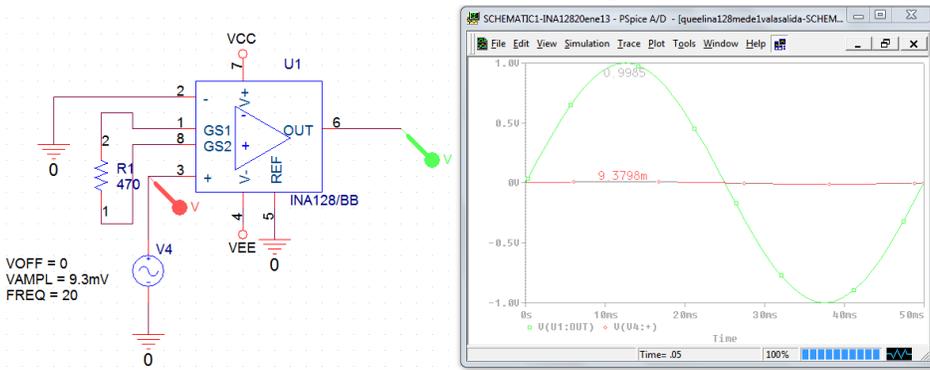


Figura 4.4. Amplificador de Instrumentación con $R_{G_3} = 470[\Omega]$ y $G_3 = 107.4$.

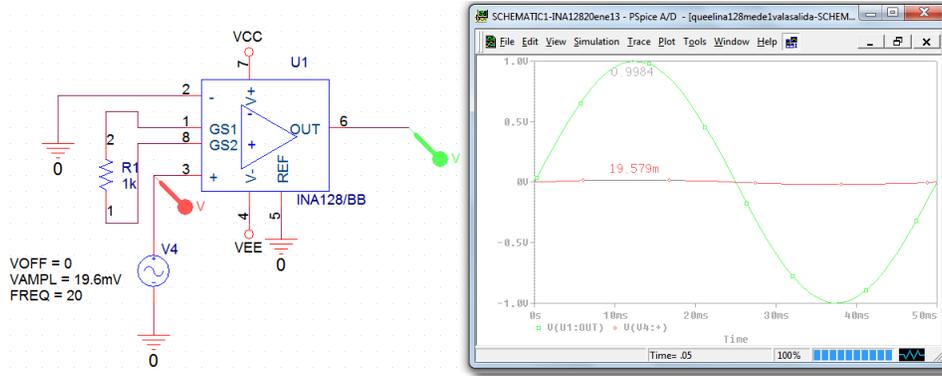


Figura 4.5. Amplificador de Instrumentación con $R_{G_4} = 1[k\Omega]$ y $G_4 = 51$.

4.1.2 Compensador de offset

En esta etapa se analizó el funcionamiento del compensador de *offset*. La salida del filtro pasa bajas es “referida” a la salida de referencia del amplificador de instrumentación (REF), esta terminal normalmente es conectada a tierra para asegurar que se tenga una muy baja impedancia y por lo tanto se obtenga una buena conexión de *CMRR*. En este caso, el filtro pasa bajas toma al $V_{Offset} = 5[V]$ y la señal $V_{Amplitud} = 0.5[V]$, invierte la señal de *offset* para meterlo en la referencia del amplificador de instrumentación y de esta forma reestablece la señal a la línea base [42].

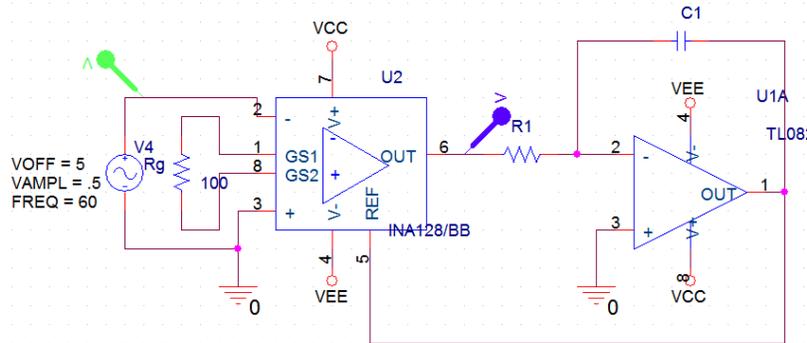


Figura 4.6. Circuito compensador de *offset* o restaurador de línea base, conectado a la terminal REF del amplificador de Instrumentación INA128.

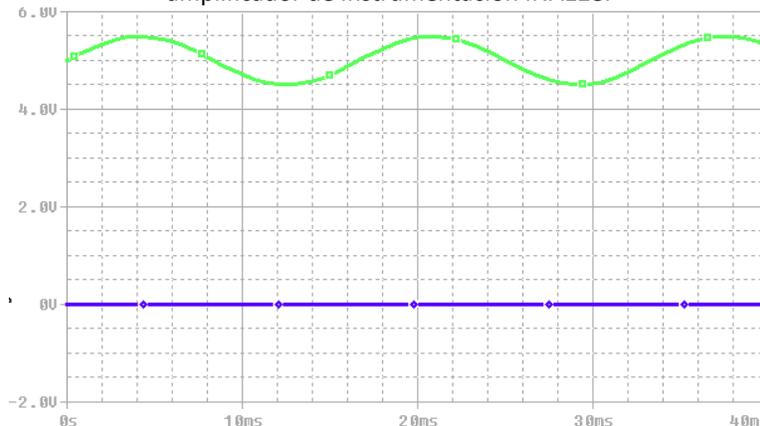


Figura 4.7. La señal de arriba corresponde a una senoidal con $f = 60[Hz]$ montada sobre un $V_{Offset} = 5[V]$ y la de abajo muestra cómo es que éste fue corregido llevando la señal a $V_{Offset} = 0[V]$.

4.1.3 Filtrado

Todos los filtros que se implementaron fueron filtros activos pasa bandas de 4to orden en configuración de Sallen Key y con tipo de respuesta de Butterworth, con una $G=2.576$. Calculados para los siguientes rangos de frecuencias:

Biopotencial a registrar	Frecuencias
EMG	20–500 [Hz]
ECG	0.1–100 [Hz]
EEG	7–30 [Hz]

Tabla 10. Rangos de frecuencias para los que los filtros fueron calculados.

A continuación se muestran las simulaciones de las respuestas en frecuencia de los filtros en PSPICE 9.2.

4.1.3.1 Respuesta en frecuencia del filtro pasa bandas para EMG

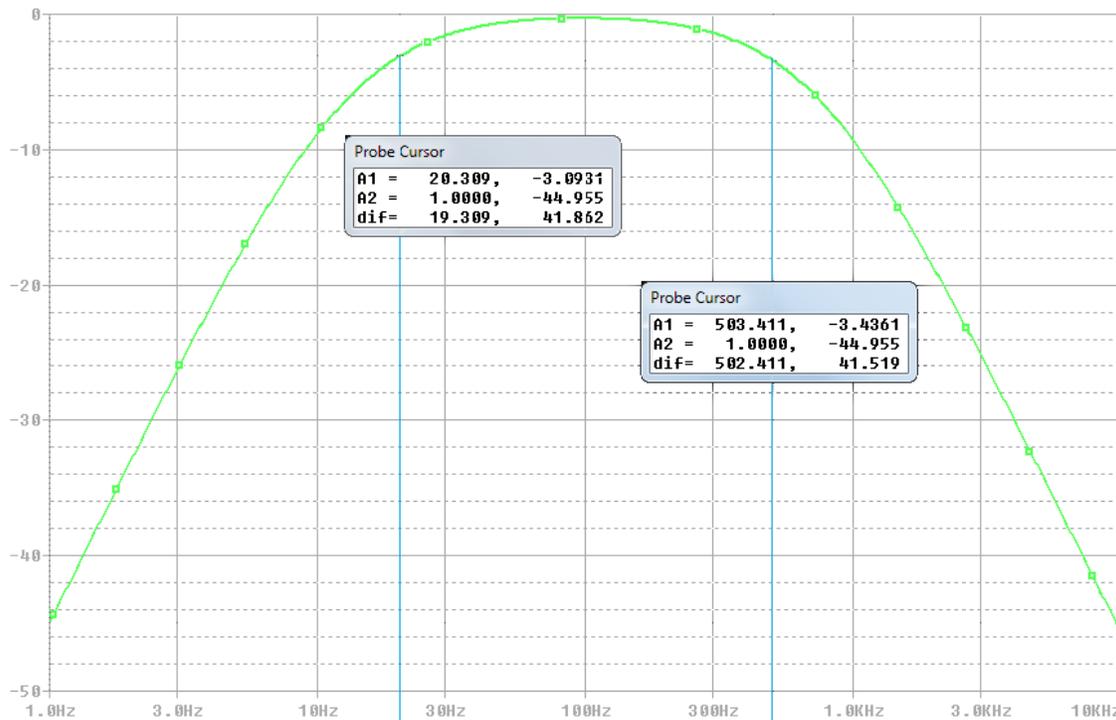


Figura 4.8. Respuesta en frecuencia del Filtro Pasa Bandas para EMG.

4.1.3.2 Respuesta en frecuencia del filtro pasa bandas para ECG

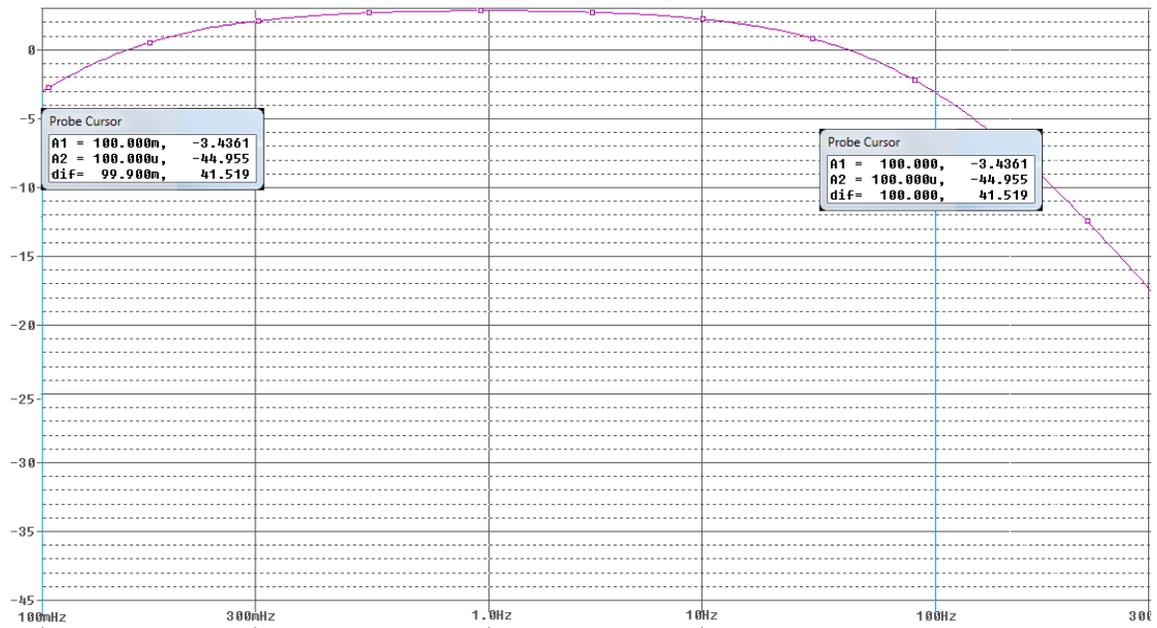


Figura 4.9. Respuesta en frecuencia del Filtro Pasa Bandas para ECG.

4.1.3.3 Respuesta en frecuencia del filtro pasa bandas para EEG

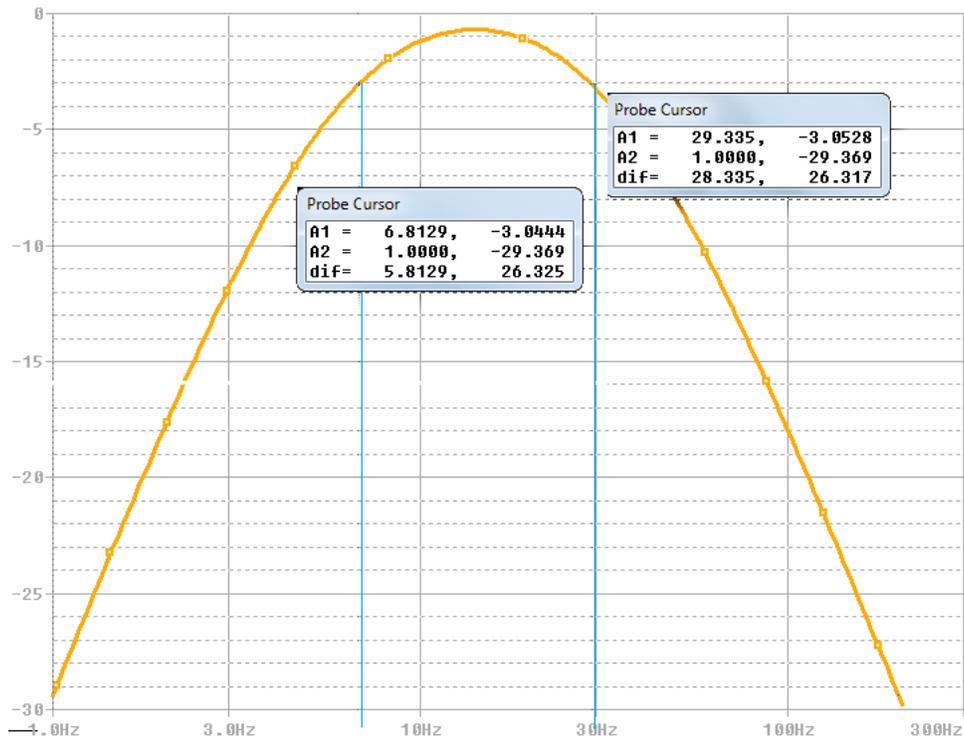


Figura 4.10. Respuesta en frecuencia del Filtro Pasa Bandas para EEG.

4.1.3.4 Respuesta en frecuencia del filtro notch

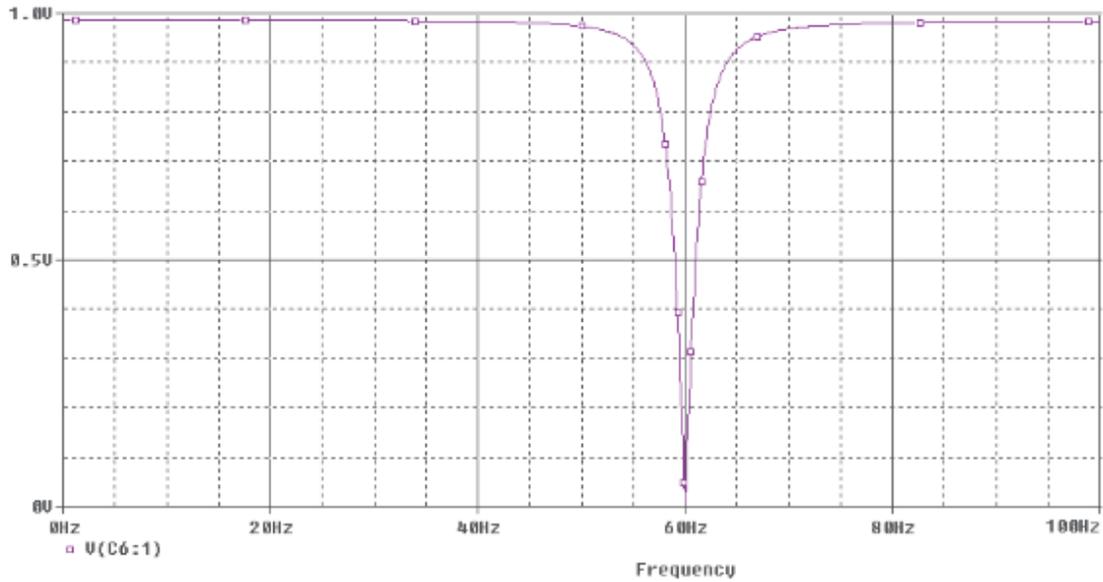


Figura 4.11 Respuesta en frecuencia para el filtro *notch* diseñado para una $f_c = 60[\text{Hz}]$

De las figuras anteriores, obsérvese que a los $\approx -3[\text{dB}]$ se encuentran localizadas las f_c deseadas [6].

La siguiente prueba que se realizó, consistió en conectar el filtro en cascada a la salida del amplificador de instrumentación, como última etapa se colocó un amplificador operacional con $G=9.2$ con la finalidad de amplificar nuevamente la señal ya que a la salida del AI seguía siendo muy pequeña.

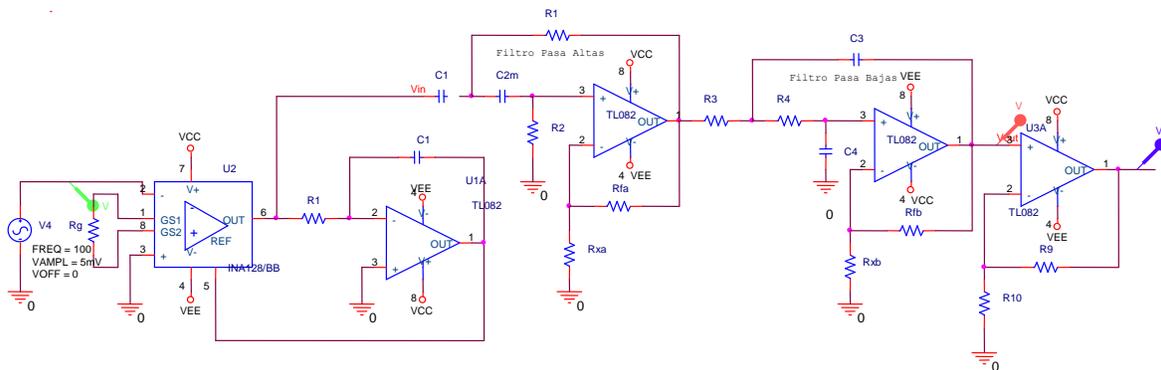


Figura 4.12. Diagrama de conexiones.

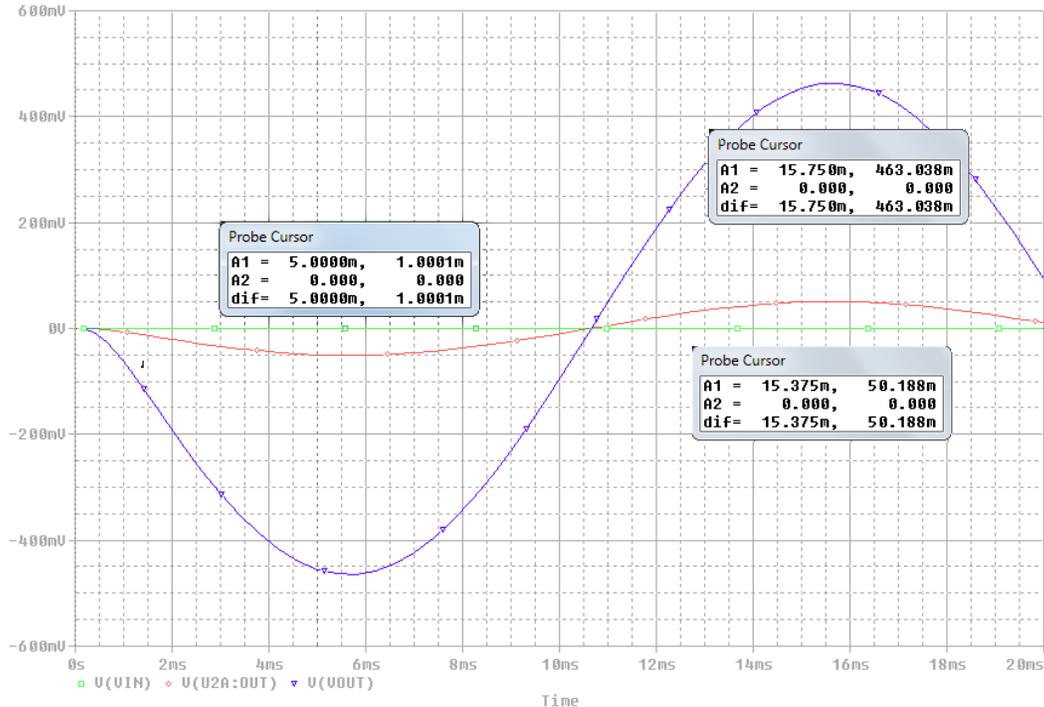


Figura 4.13. Se introdujo una señal senoidal (línea verde) con un $V_{Amplitud} = 5[mV]$, $f = 100[Hz]$ y $V_{Offset} = 0[V]$, se midió el voltaje a la salida del filtro (línea roja), obsérvese que se amplificó ligeramente, $V_{OutFiltro} = 50.188[mV]$ esto por la ganancia del AI empleada ($G = 10$), sin embargo la señal sigue siendo muy pequeña, es por tal motivo que se le adicionó a la salida una nueva etapa de amplificación ($G = 9.2$), obteniéndose así $V_{Out} = 463.038[mV]$ (línea azul), los valores obtenidos resultan próximos a los calculados.

4.2 Construcción de los prototipos

4.2.1 Diseño en Protoboard

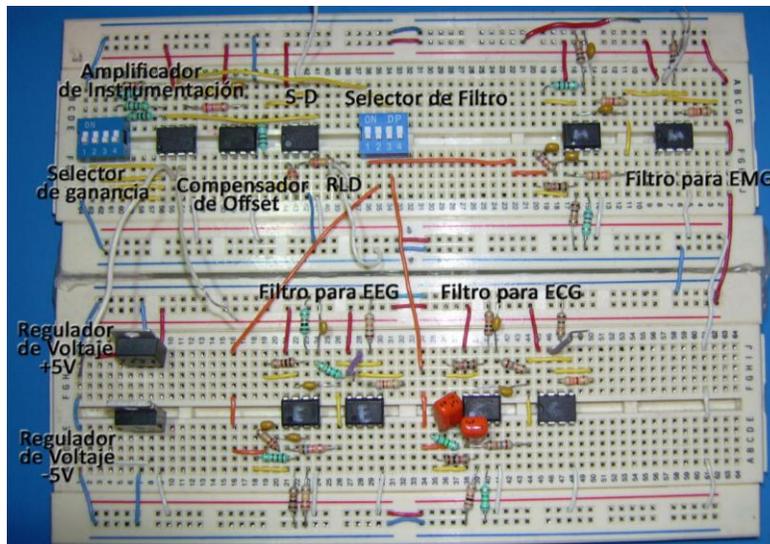


Figura 4.14. Circuito en Protoboard.

El primer prototipo que se construyó fue alambrado en protoboard ya que resulta útil para poder obtener los resultados y posteriormente realizar las modificaciones que sean de carácter pertinente, además permite observar físicamente la distribución de los componentes.

Todas las resistencias tenían un $\pm 10\%$ de tolerancia y los capacitores un $\pm 5\%$. El amplificador de instrumentación fue el INA128 [9] de *Texas Instruments*. Todos los amplificadores operacionales utilizados para el desarrollo de este proyecto fueron el TL082 [10], debido a que poseen mejores características que otros amplificadores operacionales en el mercado, por ejemplo, son de bajo costo, alta velocidad, con entrada JFET. Resultan ideales para aplicaciones en las que se requiere una impedancia alta a la entrada con bajos voltajes, alta velocidad de respuesta, bajo nivel de ruido, y bajos niveles de corrimiento sobre la línea base.

Sobre este prototipo se llevaron a cabo las mismas pruebas que en simulación, obteniéndose los siguientes resultados:

4.2.1.1 Amplificador de Instrumentación

Ganancia	Voltaje que debe suministrarse a la entrada para obtener a la salida $\cong 1[V]$	Valor real
$G_1 = 1 + \frac{50[k\Omega]}{99.98[\Omega]} = 501.10$	$V_{2_1} = \frac{1}{501.10} \cong 1.99[mV]$	$V_{0_1} = 0.9998[V]$
$G_2 = 1 + \frac{50[k\Omega]}{225[\Omega]} = 223.22$	$V_{2_2} = \frac{1}{223.22} \cong 4.48[mV]$	$V_{0_2} = 1[V]$
$G_3 = 1 + \frac{50[k\Omega]}{468[\Omega]} = 107.83$	$V_{2_3} = \frac{1}{107.83} \cong 9.27[mV]$	$V_{0_3} = 1.003[V]$
$G_4 = 1 + \frac{50[k\Omega]}{1007[\Omega]} = 50.65$	$V_{2_4} = \frac{1}{50.65} \cong 19.74[mV]$	$V_{0_4} = 1.001[V]$

Tabla 11. Voltaje que debe suministrarse a la entrada para obtener a la salida $\cong 1[V]$.

En esta etapa el generador de funciones no suministraba el voltaje calculado, por lo que se tuvo que implementar un divisor de voltaje para aproximar al valor deseado, obsérvese que los resultados obtenidos fueron muy cercanos al $1[V]$ esperado.

4.2.1.2 Compensador de *offset*

Se comprobó utilizando una señal muy pequeña de AC con un *offset*, el sistema fue capaz de restablecerse a la línea base [42].



Figura 4.15. Resultados obtenidos en el circuito compensador de *offset* en protoboard.

4.2.1.3 Filtrado

Se probaron los filtros solos, como no se contó con un equipo de medición con el que se pudiera hacer un barrido de frecuencias y así obtener los diagramas de Bode, se tomaron diferentes muestras con una señal en AC de 1[V] a la entrada y después se dibujaron las gráficas. Las respuestas de los filtros fueron las siguientes, obsérvese que son muy parecidas a las obtenidas en simulación.

4.2.1.3.1 EMG

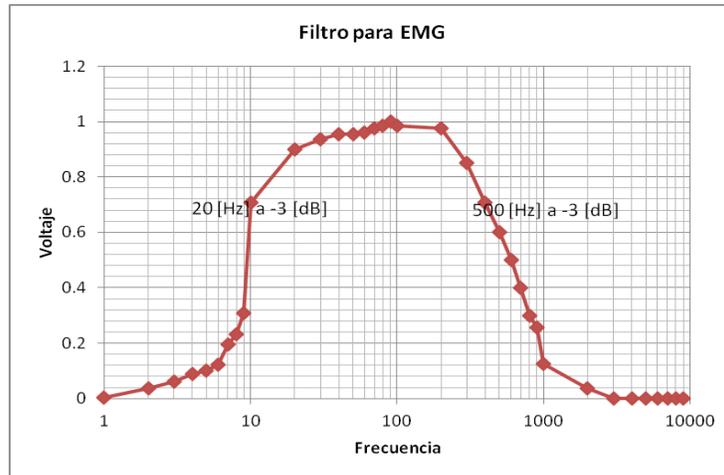


Figura 4.16. Respuesta en frecuencia del filtro para EMG en protoboard.

4.2.1.3.2 ECG

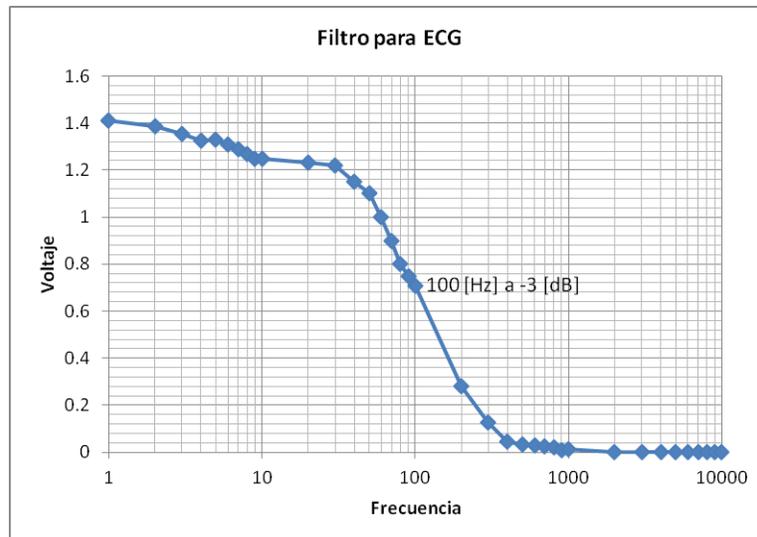


Figura 4.17. Respuesta en frecuencia del filtro para ECG en protoboard.

4.2.1.3.3 EEG

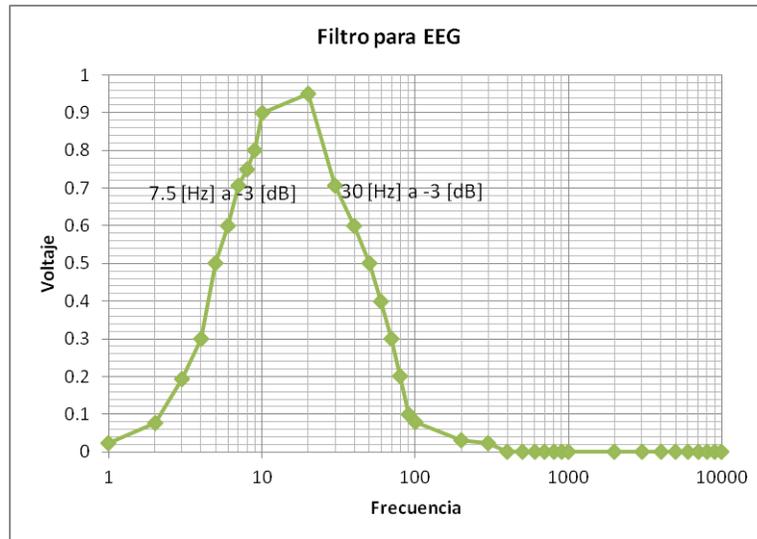


Figura 4.18. Respuesta en frecuencia del filtro para EEG en protoboard.

Finalmente se conectaron todas las etapas en cascada, se les hizo pasar una señal senoidal con un *offset*, se probó con todos los valores de ganancia, los resultados obtenidos se aproximaron a los calculados y a los simulados.

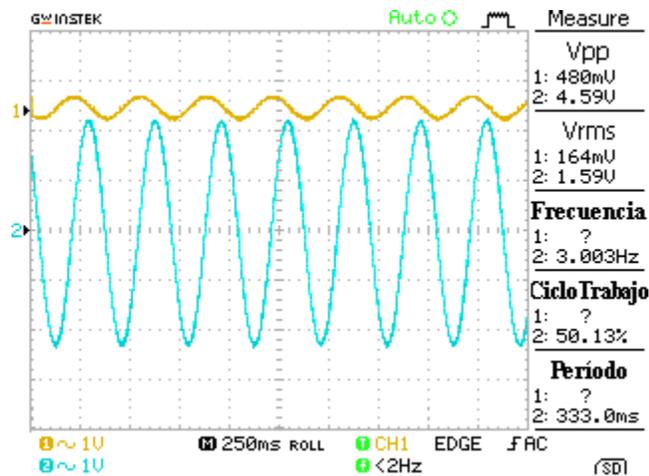


Figura 4.19. Representación de la amplificación de una señal muy pequeña con un *offset* donde se utilizó un valor de frecuencia que fuera común en los anchos de banda de los filtros.

4.2.2 Tecnología de Montaje Superficial

El tercer y cuarto prototipos²² fueron realizados con la tecnología de montaje superficial, más conocida por sus siglas en inglés *SMD* (*Surface Mount Device*) es el método de construcción de

²² Véase Apéndice 5.

dispositivos electrónicos más utilizado actualmente y se basa en el montaje de los mismos sobre la superficie del circuito impreso.

Para la realización del mismo se necesitó un software para realizar circuitos impresos llamado *PROTEUS 31*, el cual es una compilación de programas de diseño y simulación electrónica, que consta de dos programas principales: *ISIS* y *ARES*.

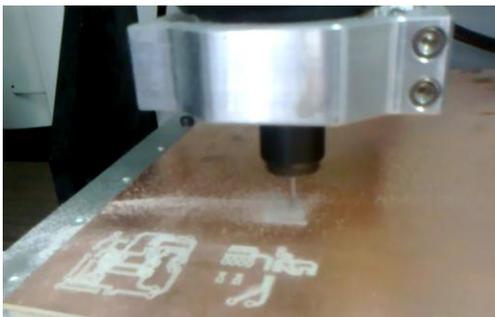
- El programa *ISIS*, (*Intelligent Schematic Input System*) permite diseñar el plano eléctrico del circuito a realizar.
- El programa *ARES*, (*Advanced Routing and Editing Software*) es la herramienta de enrutado, ubicación y edición de componentes, se utiliza para la fabricación de placas de circuito impreso, permitiendo editar generalmente, las capas superficial (*Top Copper*), y de soldadura (*Bottom Copper*).

Además se utilizó un software llamado *CopperCAM* empleado para generar el código (*G-code*) para que pudiera ser traducido por una *CNC* para el grabado, perforado y corte de los circuitos impresos.

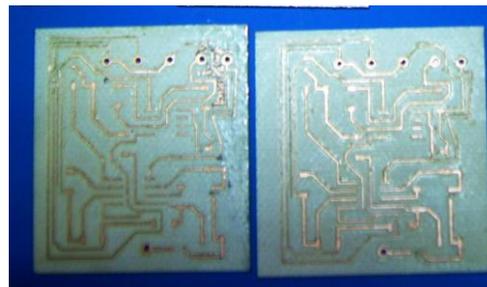
Y un tercer programa llamado *Mach3Mill* para el control de la *CNC* router.



Figura 4.20. CNC Router.



a.



b.

Figura 4.21. a. Router "cavando" las pistas. b. Placas "grabadas", perforadas y cortadas

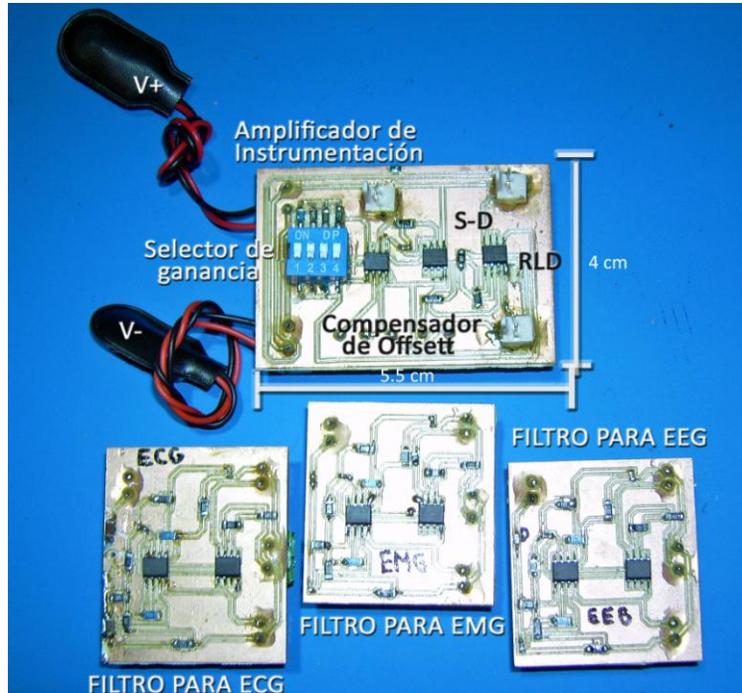
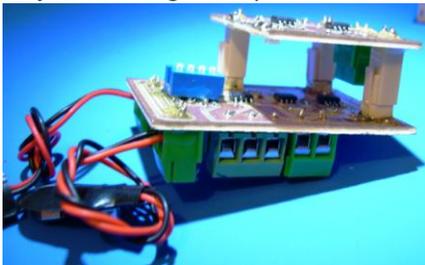


Figura 4.22. Primer prototipo SMD.

Desventajas de este prototipo:

- Las pistas para colocar el *dip-switch* quedaron muy delgadas, ocasionando que hubiera muy poco contacto entre los pines y las vías, al momento de seleccionar la ganancia se notó que una de las pistas se estaba levantando, se le colocó resina epóxica transparente logrando que se tuviera una mejor adherencia.
- Al ser un dispositivo apilable, los filtros se tenían que colocar con especial cuidado, ya que los pines de alimentación se encontraban bastante cercanos uno del otro, lo que podría originar un cortocircuito en las tarjetas. Además, no se pudo conseguir que las tarjetas para los filtros fueran todas del mismo tamaño.
- Al momento de hacer los cambios de filtro, con la misma manipulación del usuario al retirar la tarjeta, los pines comenzaron a torcerse, se les puso una resina epóxica transparente para evitar desprendimientos, sin embargo con muy poca fuerza que se ejerció se logró desprender uno de los conectores.



a.



b.

Figura 4.23. a. Vista frontal del circuito con un filtro apilado, b. Vista lateral del circuito con un filtro apilado.

Debido a esas desventajas, se decidió modificar el diseño²³. En este último prototipo, todas las etapas se encuentran en una tarjeta, quedando el prototipo como sigue:

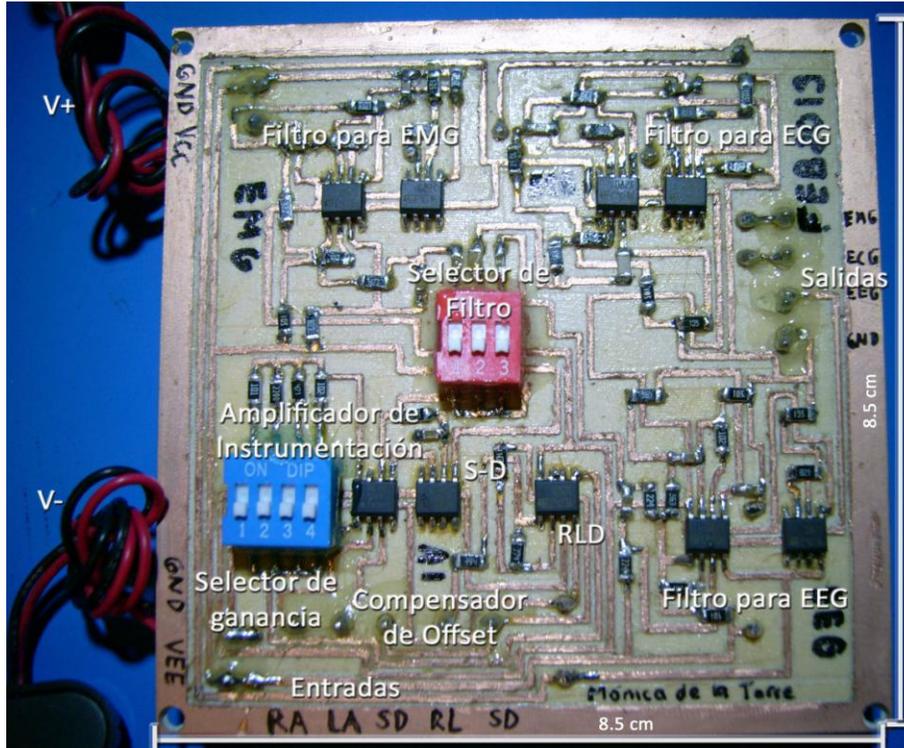


Figura 4.24. Segundo prototipo SMD en el que todos los filtros y la etapa de acondicionamiento se encuentran en una misma tarjeta.

Ventajas:

- Se redujeron considerablemente los efectos parásitos debido a la reducción del área del PCB y la longitud que debe recorrer la señal, obteniéndose señales más claras en comparación con el prototipo en protoboard.
- Reducción de la cantidad de agujeros que se necesitan taladrar en la placa.
- Se redujo el tamaño del sistema a más de la cuarta parte.
- Resultan más ligeros.
- Mejora el desempeño ante condiciones de vibración o estrés mecánico.
- En el caso de componentes pasivos, como resistencias y condensadores, se consigue que los valores sean mucho más precisos.
- Ensamble más preciso.

Desventajas:

- El costo de los componentes SMD es más elevado que los componentes convencionales.
- Es muy tardado el proceso de fabricación de las tarjetas con el CNC Router (en promedio 1:30 [h] por tarjeta de 5x5[cm])

²³ Véase Apéndice 5.

- El reducido tamaño implica que la superficie de disipación también es menor, y normalmente la resistencia térmica entre el interior del componente y el exterior es más grande.
- Los componentes *SMD* no son fáciles de encontrar comercialmente, normalmente se encargan por catálogo.
- El ensamblaje de prototipos o la reparación a nivel-componente es más difícil, exige más habilidad personal y herramientas caras, debido a los tamaños reducidos y posicionamiento de muchos *SMD*.

En conclusión, las ventajas se centran en un mejor comportamiento de las señales obtenidas, y las desventajas, en una mayor dificultad en la fabricación y en los efectos térmicos en los componentes.

4.3 Utilización del prototipo *SMD* que incorpora todos los filtros en una sola tarjeta

4.3.1 Diagrama de conexiones

Para poder utilizar este sistema se deberán seguir los procedimientos previos para la colocación de los electrodos vistos en el apartado 3.1.1.3, así como las colocaciones de los electrodos para EMG²⁴, ECG²⁵ y EEG²⁶. Para la colocación de los electrodos para EMG y EEG es indistinta la colocación del cable en el electrodo, para ECG deberá seguirse la siguiente recomendación:

Derivación	Terminal a la que se debe conectar	
I RA LA	RA	LA
II RA LL	RA	LA
III LA LL	RA	LA

Tabla 12. Recomendación para la conexión de los cables para ECG.

Posteriormente seguir las siguientes instrucciones:

1. Con ayuda de un destornillador pequeño con punta en forma de cruz, aflojar los tornillos de los conectores tipo bloque tanto para la alimentación como para la entrada y la salida.
2. Introducir los cables de los broches para pilas de la siguiente forma²⁷:

Bloque 1 (arriba)		Bloque 2 (abajo)	
Designación	Color del alambre del broche 1	Designación	Color del alambre del broche 2
GND	Negro	Vee	Rojo
Vcc	Rojo	GND	Negro

Tabla 13. Formas de conexión para la alimentación.

Apretar los tornillos y dar un pequeño tirón a los conectores para asegurar que no se suelten.

3. Introducir los cables provenientes de los electrodos colocados en el sujeto en el banco de conectores tipo bloque, conecte el blindaje al conector llamado *S-D*, y atornillar.

²⁴ Véase Apéndice 4

²⁵ Véase Figura 3.9

²⁶ Véase Apéndice 4

²⁷ Véase Figura 4.26

4. Introducir el cable del circuito *RLD* al conector llamado *RL* y el blindaje al conector llamado *S-D* y atornillar.
5. Introducir los cables a las salidas EMG, ECG, EEG y GND y atornillar.

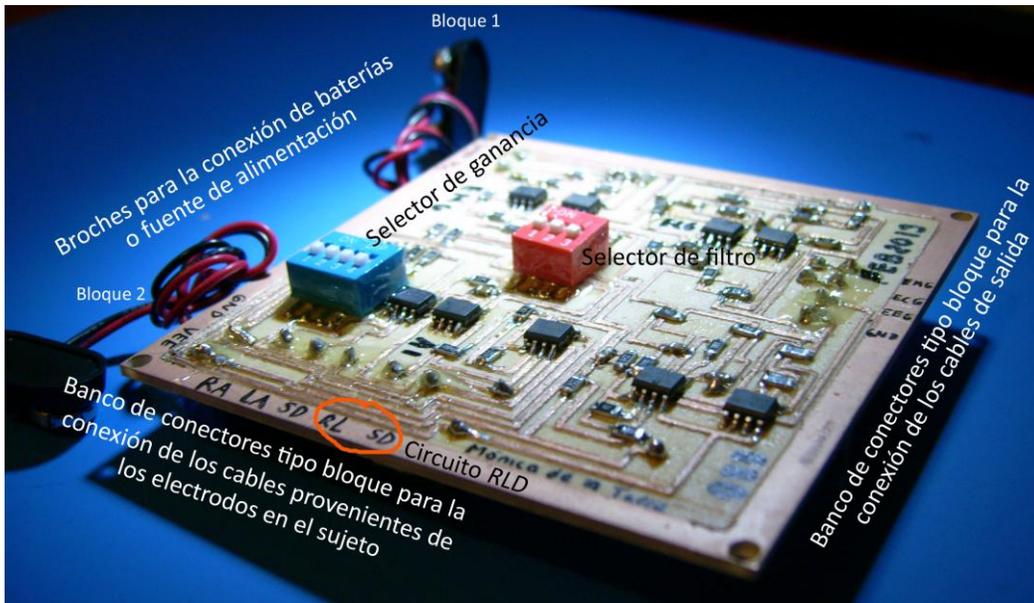


Figura 4.25. Diagrama de conexiones del prototipo *SMD* con todos los filtros en una tarjeta.

4.3.2 Selección de la ganancia

Dependiendo del biopotencial que se desee observar se puede configurar la ganancia por medio del primer *dip-switch* y de acuerdo a los valores de la Tabla 3 para poder modificar la amplitud de las señales.

4.3.3 Selección del filtro pasa banda

EMG	ECG	EEG
1	2	3

Tabla 14. Configuración para la selección del filtro pasa banda

4.3.4 Visualización de los biopotenciales en algún sistema de registro

Puede obtenerse conectando el positivo de un cable BNC a la salida deseada y la terminal negativa al conector designado como GND, o cortocircuitar las tres salidas para obtener una única salida y obtener la tierra de la terminal GND. Y de esta forma obtener las señales en un sistema de registro como un osciloscopio o tarjeta de adquisición.

5 ANÁLISIS DE RESULTADOS

En el siguiente apartado se muestran los resultados obtenidos de las diferentes pruebas de funcionalidad a las que fue sometido el segundo prototipo *SMD* en el cual se incorporan todos los filtros en una sola tarjeta. Las pruebas se desarrollaron en el Laboratorio Abierto de la Facultad de Ingeniería, utilizando un osciloscopio marca *GWinstek* [21], modelo GDS-1062A. Se analizaron las bioseñales provenientes de:

- La contracción muscular del bíceps del brazo izquierdo de una persona zurda, colocando los electrodos a $2[cm]$ de separación entre los centros
- La contracción cardiaca, colocando los electrodos en las extremidades de acuerdo con el Triángulo de Einthoven.
- La actividad sináptica del área prefrontal del cerebro, colocando los electrodos en montaje transversal, correspondiendo a los puntos FP1 y FP2 (en la frente)²⁸.

El cable empleado para la conexión de los electrodos fue cable de tipo micrófono simple, calibre 24 AWG y 95% de malla de cobre sin estañar, pues es muy flexible lo que permite eliminar de forma eficiente el ruido, y cable coaxial RG59, de $75[\Omega]$ y 30% de malla de aluminio sin estañar. Este segundo cable se descartó por su rigidez y aunque su blindaje es de mejores características, permite la incorporación de capacitancias parásitas que afectan el registro.



Figura 5.1 Cable coaxial RG59



Figura 5.2 Cable de tipo micrófono simple

A ambos cables se les soldaron en sus terminales de entrada caimanes, y en sus terminales de salida se estañaron de forma separada las puntas tanto del conductor interno como de la malla de blindaje para que estas fueran ligeramente más rígidas. Los cables de entrada a las terminales RA y LA son de una longitud de $88[cm]$ y el cable al circuito *RLD*, de una longitud de $1.26[m]$

²⁸ Véase Apéndice 4

5.1 Diseño de pruebas de funcionalidad

5.1.1 Pruebas de funcionalidad del sistema

Las pruebas que se diseñaron para comprobar la correcta funcionalidad del sistema y las posibles interferencias y fuentes de ruido, fueron las siguientes:

1. Conexión de los cables de micrófono al osciloscopio para la obtención de la cantidad de ruido que incorporan al sistema, y conexión del cable BNC para obtener la cantidad de ruido que incorpora a la salida del sistema. Ambos fueron conectados al osciloscopio, en el canal 1 y canal 2, respectivamente.

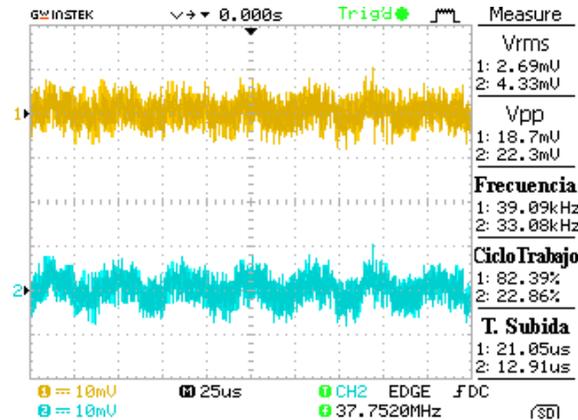


Figura 5.3. Ruido que incorporan los cables de micrófono (arriba) y BNC (abajo)

Obteniéndose valores de aproximadamente $20.5 [mV_{pp}]$ a una $f \approx 35 [Hz]$, que corresponden a los valores en los que se encuentran los biopotenciales a registrar.

2. Se conectó el sistema a la fuente de alimentación del laboratorio y se registró una señal de $120 [mV_{pp}]$ a una $f \approx 60 [Hz]$ que corresponde a la interferencia por ruido eléctrico.

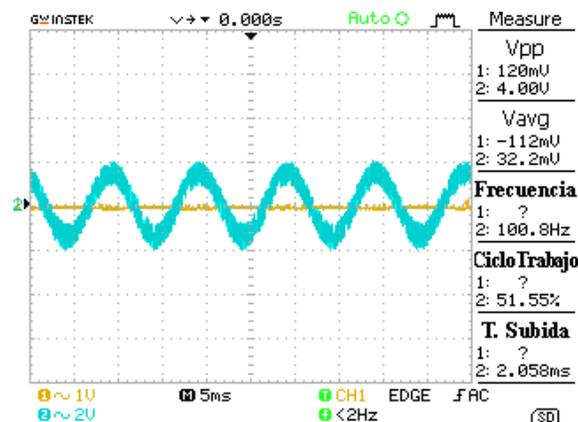


Figura 5.4. Ruido eléctrico a $60 [Hz]$.

3. Por medio del generador de funciones del laboratorio, se introdujo al sistema una señal senoidal de amplitud mínima y una frecuencia que fuera común en los anchos de banda de

los biopotenciales. Posteriormente se utilizaron los *dip-switch* para configurar la ganancia y poder observar a la salida una señal claramente limpia de ruido y con mayor amplitud. Se corroboró lo mismo para cada filtro.

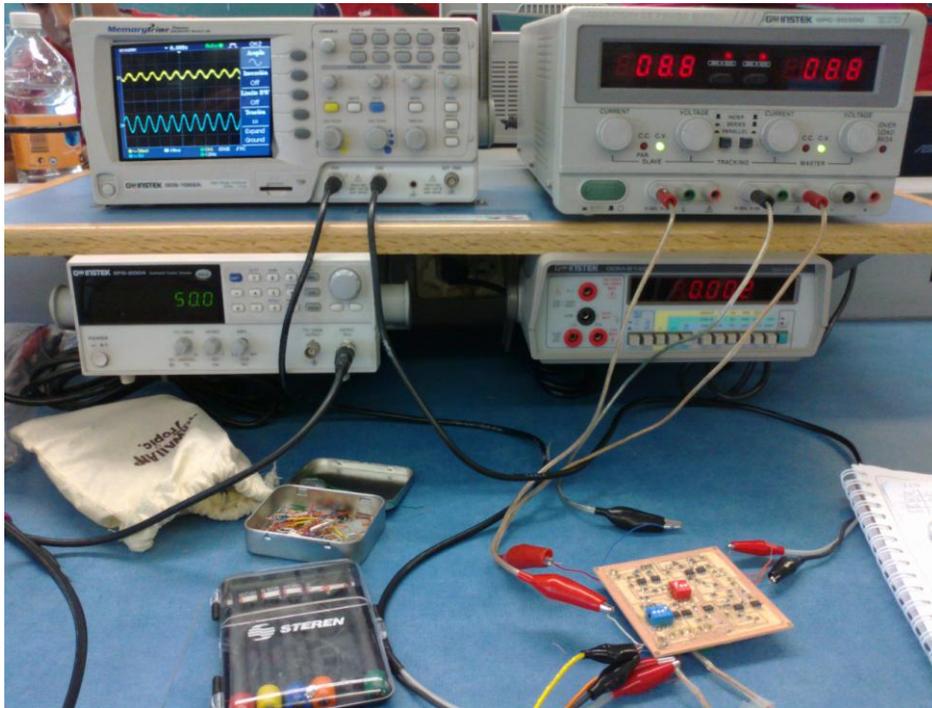


Figura 5.5. Prueba en el laboratorio del prototipo funcionando, la señal de arriba corresponde a la señal de entrada en $[mV]$, se aprecia un trazado grueso con ruido montado moderado. La señal de abajo corresponde a la salida en $[V]$, se observa un trazado limpio, señal amplificada y ausencia de ruido eléctrico.

5.1.2 Pruebas de funcionalidad del sistema con sujetos

La alimentación del sistema para estas pruebas fue en todo momento con baterías Duracel de $9[V]$, esto principalmente para evitar la interferencia por la línea eléctrica. Se midió el voltaje de cada batería encontrándose los siguientes valores $V_1 = 8.9[V]$, $V_2 = 8.7[V]$ Como la diferencia de voltajes es muy pequeña la señal de salida no se verá distorsionada, si la diferencia de voltajes fuera de $\pm 1.5[V]$, entonces sería necesario emplear una etapa de regulación de voltaje para evitar distorsión a la salida.

5.1.2.1 EMG

Para comprobar el correcto funcionamiento del EMG en el sistema, se colocó un electrodo a la altura del tobillo de la pierna derecha del sujeto y se colocaron pares de electrodos en diferentes músculos del cuerpo, en todos los casos se mostraba que la línea base se alteraba cuando se le solicitaba al sujeto que contrajera el músculo. Sin embargo, se observó que la señal se podía observar con mayor amplitud colocando los electrodos en el músculo bíceps. La siguiente tabla muestra las señales que se obtuvieron con los diferentes valores de ganancia configurados.



Figura 5.6. Electrodo colocado en el músculo bíceps del brazo izquierdo y Circuito RLD.

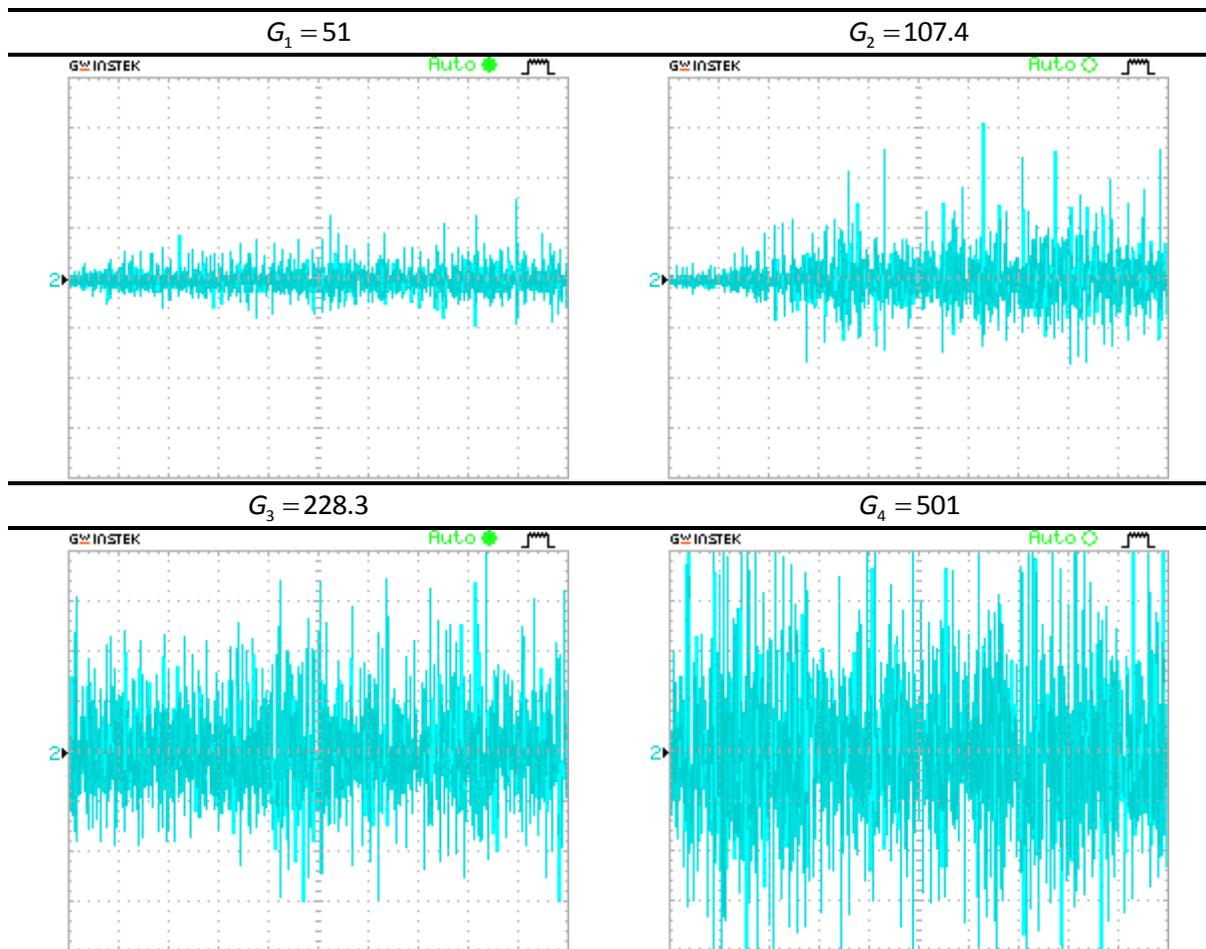


Tabla 15. Obtención de la señal de EMG, con diferentes configuraciones de ganancia.

5.1.2.2 ECG ²⁹

Para la comprobación del ECG en el sistema, se colocaron cuatro electrodos en el sujeto, uno en cada extremidad, de acuerdo a lo que establece el punto 3.1.1.2 y la Figura 3.9. En todo momento se mantuvo el cable del circuito *RLD* conectado al electrodo de la pierna derecha y al sistema, los cables que se intercambiaron de lugar fueron RA y LA, de acuerdo a la configuración de la Tabla 12. Para cada derivación se configuró la ganancia para poder visualizar mejor la señal. Se lo solicitó al sujeto que estuviera lo más relajado posible para que la señal no se viera afectada por contracciones musculares involuntarias, respiración o el simple balanceo de los cables. Los resultados que se obtuvieron fueron los siguientes:

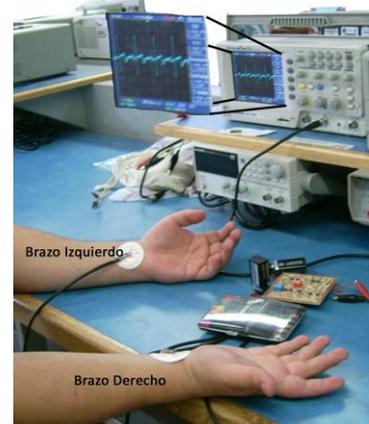


Figura 5.7. Colocación de los electrodos para la Derivación I, brazo derecho (RA) y brazo izquierdo (LA).

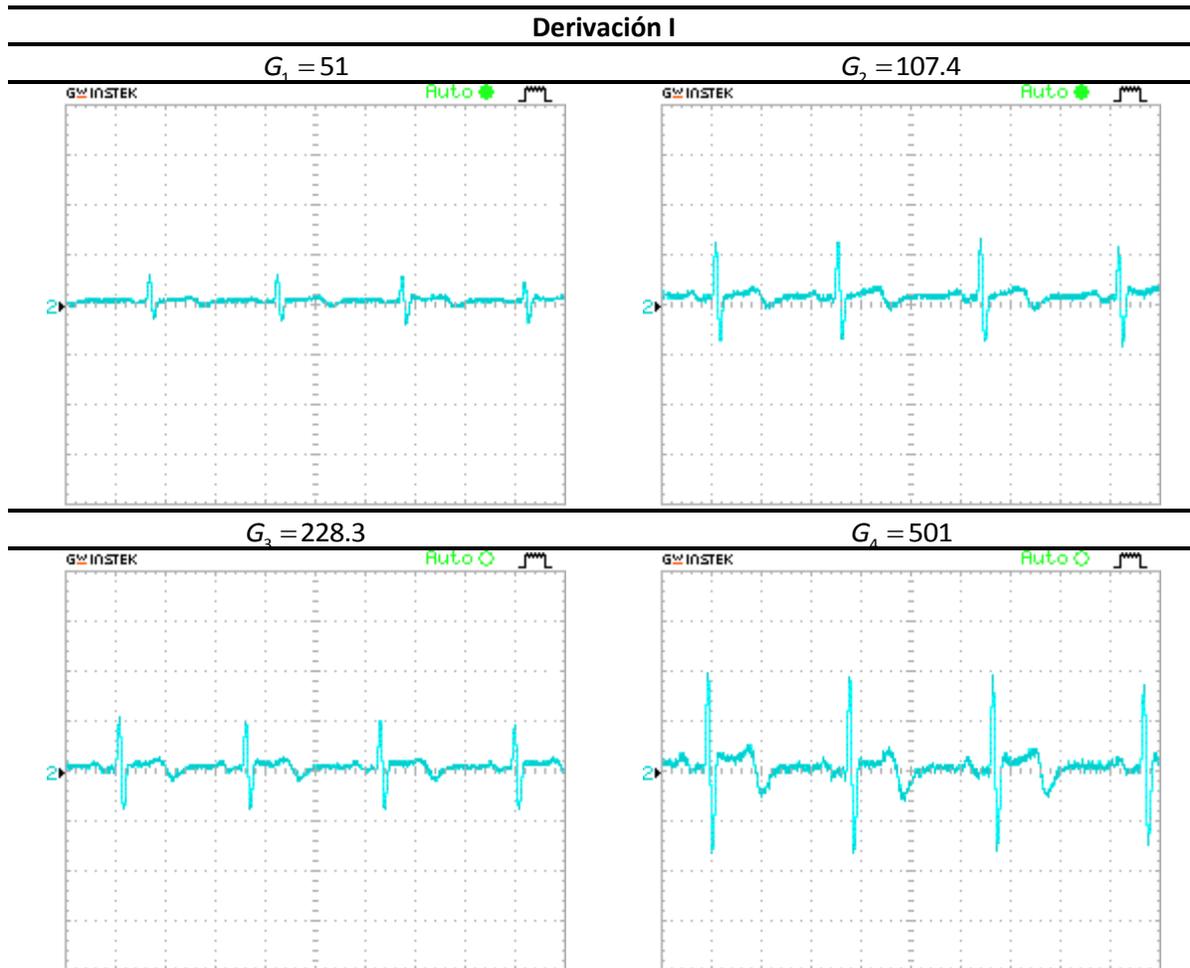


Tabla 16. Obtención de la señal de la derivación I, con diferentes configuraciones de ganancia.

²⁹ Véase Apéndice 6 en el cual se observan las señales de una muestra de cuatro sujetos.



Figura 5.8. Colocación de los electrodos para la Derivación II, brazo derecho (RA) y pierna izquierda (LL).

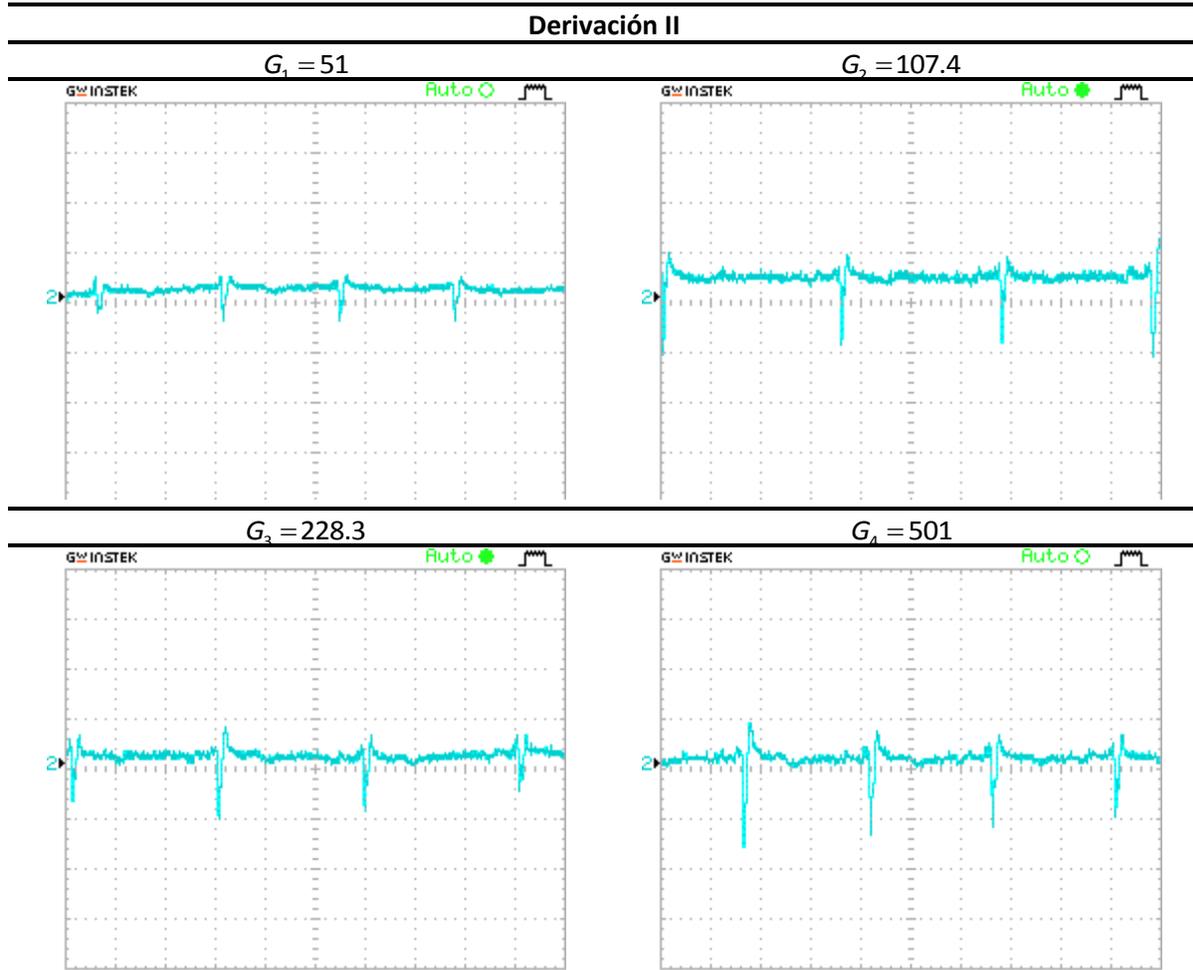


Tabla 17. Obtención de la señal de la derivación II, con diferentes configuraciones de ganancia.



Figura 5.9. Colocación de los electrodos para la Derivación III, brazo izquierdo (LA) y pierna izquierda (LL).

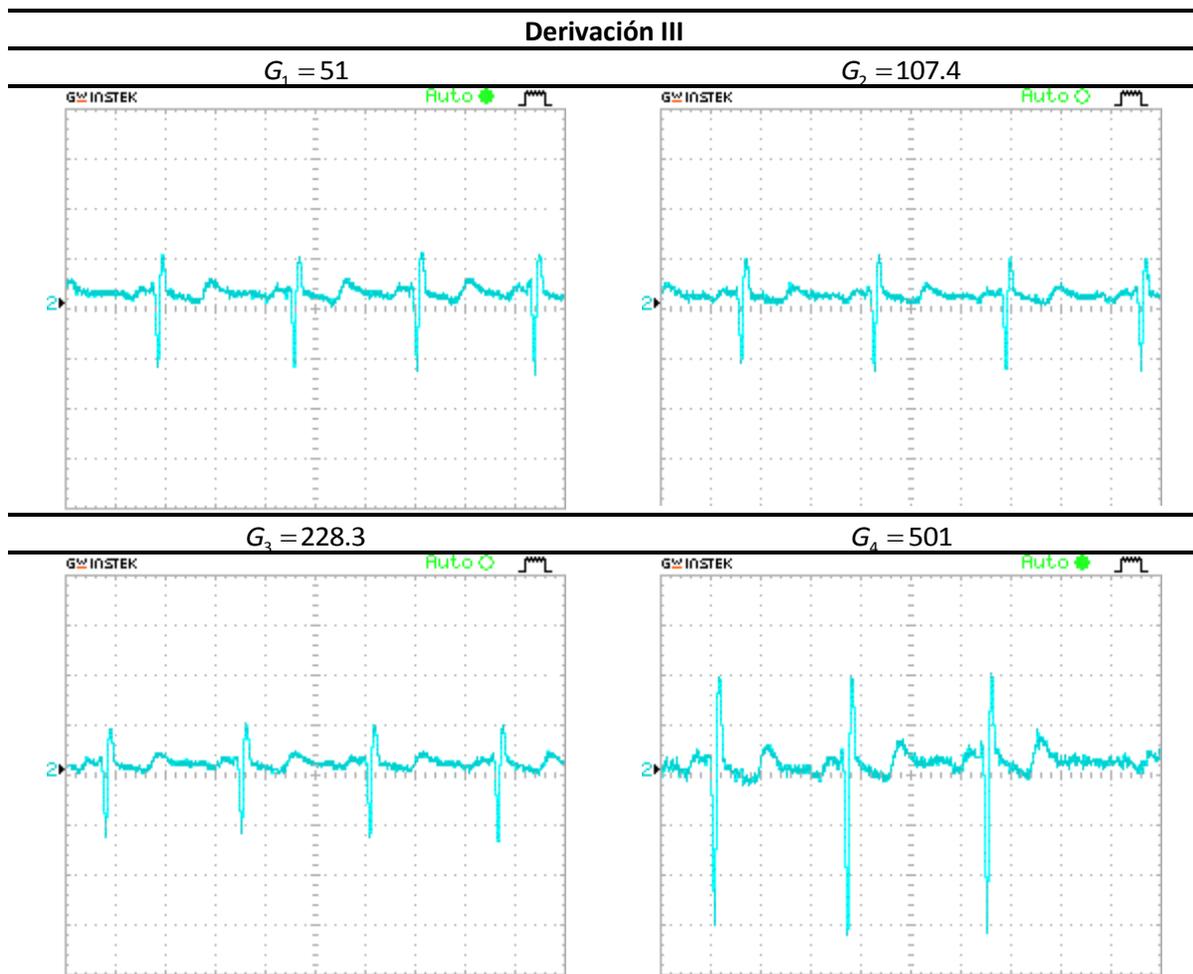


Tabla 18. Obtención de la señal de la derivación III, con diferentes configuraciones de ganancia.

5.1.2.3 EEG

Para la comprobación de del EEG en el sistema, se colocaron los electrodos en la frente de acuerdo a lo que establece el punto 3.1.1.2 a una distancia de $2[cm]$ entre sus centros, se optó colocarlos en esa zona debido a que resulta un tanto complicado colocar este tipo de electrodos en otra zona del cráneo sin que se muestre distorsionada la señal. El circuito *RLD* en todo momento se mantuvo conectado al sujeto y al sistema. Se le pidió al sujeto que estuviera lo más relajado posible procurando evitar un incremento en su temperatura para que no se desprendieran los electrodos.

Se le pidió que mirara fijamente a un punto no muy distante y que moviera los ojos de un lado a otro para descartar que se estuviera obteniendo la señal de EMG de los músculos oculares. Al no notar diferencia en la señal, se procedió a solicitarle que cerrara los ojos y mantuviera una respiración constante, después de unos segundo se le pidió que abriera nuevamente los ojos. Hubo diferencias significativas en la amplitud de las señales con los ojos abiertos y cerrados, como las que se muestran en la Tabla 18.



Figura 5.10. Electrodo colocados en montaje transversal para el canal 1, correspondientes a los electrodos FP1 y FP2 (en la frente).³⁰

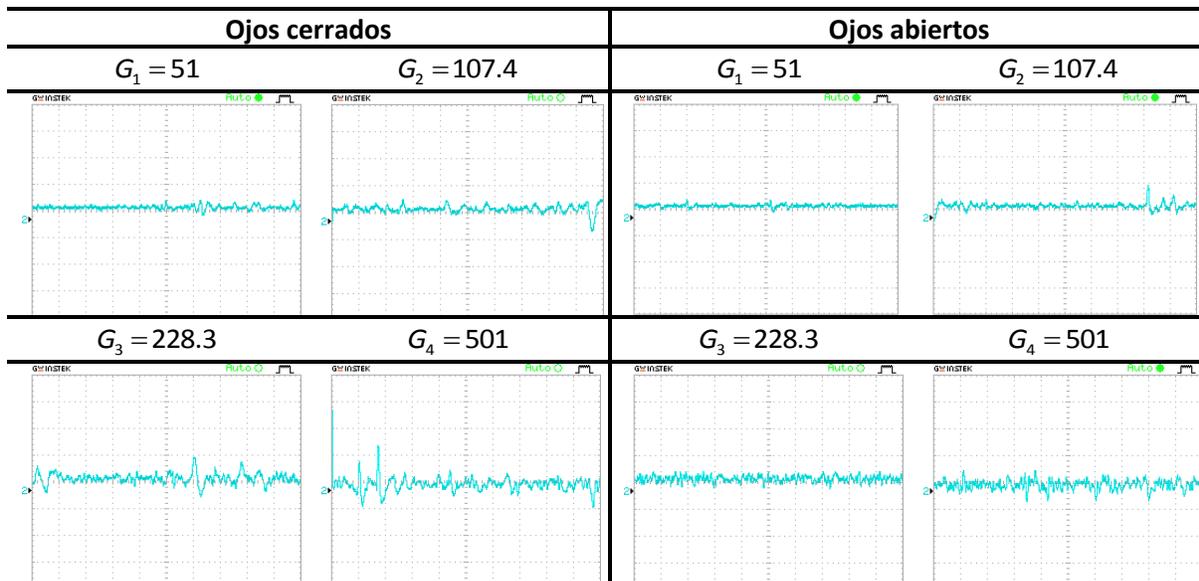


Tabla 19. Obtención de la señal de EEG, con ojos abiertos y cerrados y con diferentes configuraciones de ganancia.

³⁰ Véase Apéndice 4.

5.1.3 Interferencias y fuentes de ruido

En las siguientes pruebas que se realizaron, se tomó como base la señal de ECG de la derivación I, ya que es una señal que puede ser distinguida fácilmente, se utilizó una $G_2 = 107.4$ sin filtro *notch*.

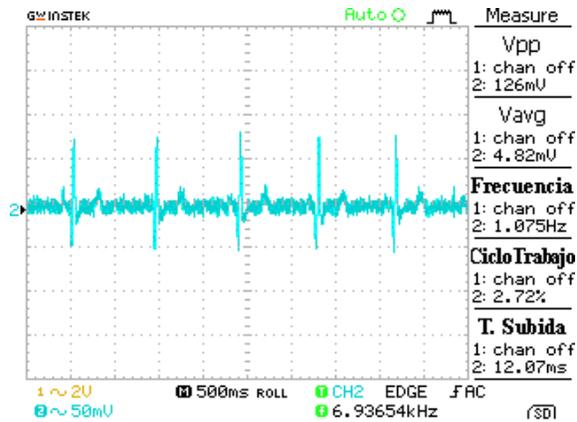


Figura 5.11. Señal con circuito S-D desconectado.

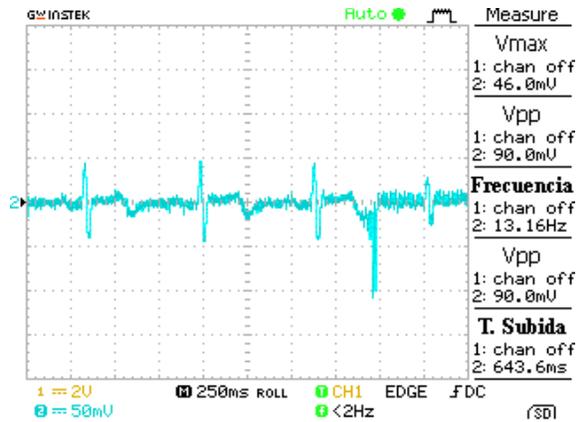


Figura 5.12. Señal con circuito S-D desconectado y movimiento en los cables.

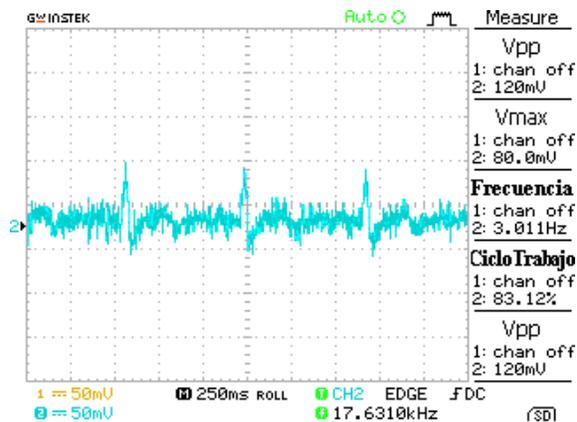


Figura 5.13. Señal con circuito RLD desconectado.

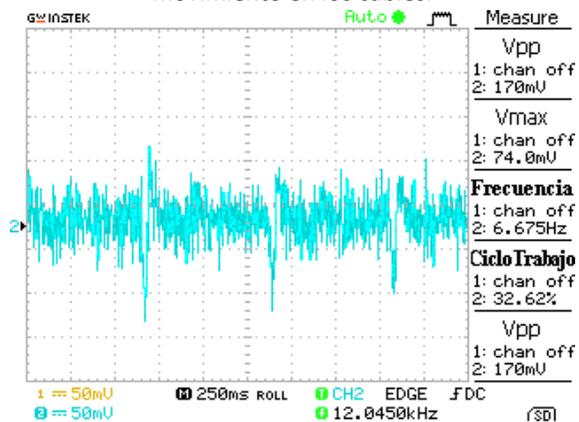


Figura 5.14. Señal con electrodos de segundo uso y electrolito seco.

Se puede observar claramente cómo es que se modifica la señal cuando se desconecta el circuito S-D de los cables de entrada, así como la alteración de la señal cuando existen artefactos de movimiento en los cables y/o en el sujeto, además la distorsión que ocurre en la señal cuando se desconecta el circuito RLD del sujeto, además de la incorporación de ruido que aparece cuando se reutilizados los electrodos o estos ya tienen el electrolito seco.

CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO

El presente sistema desarrollado cumplió íntegramente con lo esperado, pues se lograron visualizar en un osciloscopio los biopotenciales originados de la contracción cardiaca, la contracción muscular y la actividad cerebral, todos con una gran reducción en ruido, esto se puede afirmar porque las señales obtenidas fueron comparadas con las existentes en la literatura. Para el caso del ECG, que es una señal con un patrón característico entre personas, se empleó una muestra de cuatro sujetos, dos de sexo masculino y dos de sexo femenino, se observaron claramente las diferencias de las señales entre personas³¹. Se lograron reducir las interferencias producidas por el acoplamiento capacitivo entre los cables y la alimentación. El circuito *RLD*, fue una técnica bastante benéfica para la reducción de ruido. Algunos problemas que pudieran presentarse para el registro de las señales en este sistema son los electrodos mal colocados, los cables del electrodo al sistema que estuvieran colgando o existiera mucha tensión entre los electrodos y los cables. Sin embargo éstos inconvenientes pueden resolverse teniendo una correcta colocación de los electrodos en el sujeto y un correcto guiado de los cables del sujeto al sistema y viceversa.

En cuanto a manejabilidad del sistema, resultó muy sencillo su uso, ya que únicamente se tienen que intercambiar los cables de entrada a los electrodos correspondientes del registro que se quiera realizar. El cable del circuito *RLD* es el único que en todo momento se queda conectado a la pierna derecha. La Tabla 3 resulta de gran ayuda para la configuración de la ganancia y la selección del filtro a emplear resulta muy práctica.

Otra de las asertividades del sistema es su bajo costo en materiales ya que no rebasa los MXN \$1,000.00, y se obtuvo gran precisión con los valores de los componentes, ya que la tecnología *SMD* tiene un $\pm 5\%$ de tolerancia, lo cual resulta benéfico para este tipo de sistemas de adquisición donde la precisión es lo más importante. Al ser prácticamente económico puede ofrecerse a profesores de bachillerato de las áreas físico-matemáticas y áreas químico-biológicas y de la salud para que puedan acercar a sus estudiantes al estudio de estas ramas, ya que pueden observar qué es lo que pasa eléctricamente en sus organismos a nivel celular y de esta forma se sientan atraídos al estudio de alguna ingeniería en electrónica o biomédica para el desarrollo de este tipo de sistemas de adquisición, o en su caso, en algún área médica para la interpretación de qué es lo que significan esas señales biológicas. Cabe destacar que resulta altamente atractivo para los estudiantes poder registrar las señales y de esta forma demostrar conceptos que sin ayuda de esta tecnología serían muy difíciles de explicar y comprender. También puede ser utilizado en algunas materias curriculares de la facultad cuyo enfoque es hacia la ingeniería biomédica, de esta forma se puede familiarizar al estudiante de la metodología que debe seguirse para el diseño y desarrollo de este tipo de sistemas.

Además, este trabajo escrito puede ser utilizado como una guía para el desarrollo de los sistemas de adquisición, ya que la electrónica empleada es de muy fácil comprensión. En cuanto al diseño del sistema, ofrece la posibilidad de poder ser utilizado para el control de mecanismos, ya que por la facilidad de adquirir los biopotenciales, la salida de ésta puede ser fácilmente conectada a un convertidor A/D para posteriormente procesar las señales de EMG y EEG.

³¹ Véase Apéndice 6

APÉNDICE 1

CIRCUITO ELÉCTRICO EQUIVALENTE DEL COMPORTAMIENTO ELÉCTRICO DE LA MEMBRANA CELULAR

El equivalente eléctrico de la membrana es una red de conexiones que consta de elementos pasivos que reproducen a los canales iónicos pasivos, esto es, que su apertura no depende del voltaje o ligandos sino que están siempre abiertos. Estos están conectados entre sí por los líquidos intracelulares y extracelulares, que son conductores eléctricos de resistencia infinita.

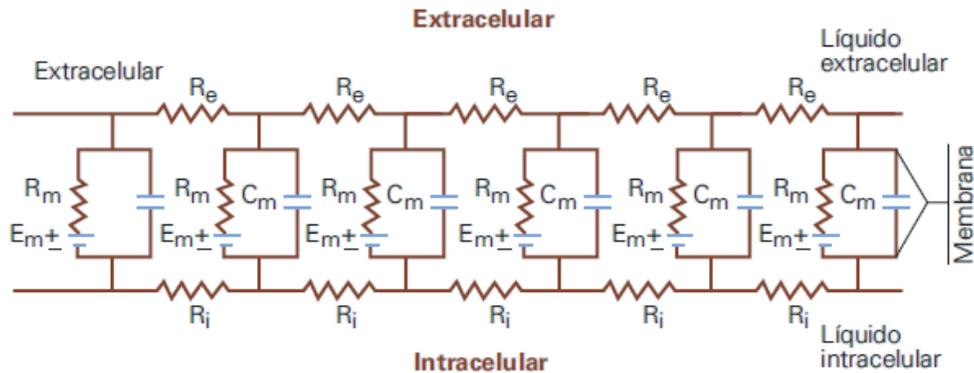


Figura A.1.1. Modelo eléctrico equivalente de la membrana celular.

El potencial de reposo V_m se representa en el circuito equivalente por una fuente en DC, cuya fuerza electromotriz y polaridad corresponden a los valores medidos experimentalmente (E_m). La membrana se comporta como una resistencia eléctrica (R_m) y se representa conectada en serie con la fuente en DC. Para simular los canales pasivos de Na^+ , K^+ y Cl^- , se hace lo mismo. A su vez, el equivalente de cada región se representa por las fuentes E_K , E_{Na} y E_{Cl} , con sus correspondientes resistencias: R_K , R_{Na} y R_{Cl} [14, 44].

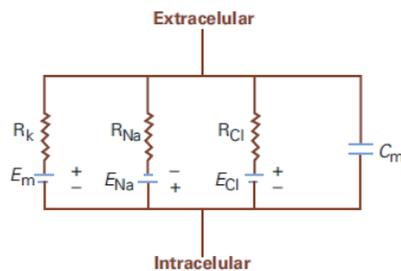


Figura A.1.2. Modelo eléctrico equivalente de una región de la membrana celular.

La resistencia del líquido extracelular (R_e), es representada por la conexión de una región con los adyacentes por fuera de la membrana, Lo mismo ocurre con el medio intracelular, que es representado por una resistencia interna R_i . El inicio y terminación instantánea del pulso de corrientes transmembrana provocará variaciones exponenciales de V_m . Este comportamiento se debe a que la membrana muestra un comportamiento capacitivo, ya que un capacitor está constituido por dos superficies conductoras separadas por un dieléctrico [25].

En la célula, los conductores son los medios intracelular y extracelular y el dieléctrico es la parte lipídica sin canales iónicos de la membrana celular. Por lo tanto, en el circuito equivalente debe representarse un condensador como membrana (C_m).

El comportamiento capacitivo se modela conectando el capacitor C_m en paralelo con la resistencia de membrana R_m . Cuando se hace pasar un pulso de corriente por ese circuito, el capacitor se carga, como lo muestra la Figura A.1.3.

En el instante en que comienza a circular la corriente, el capacitor se encuentra descargado, por lo que toda la corriente aplicada pasará a través de él y por lo tanto no hay paso de corriente por R_m [25].

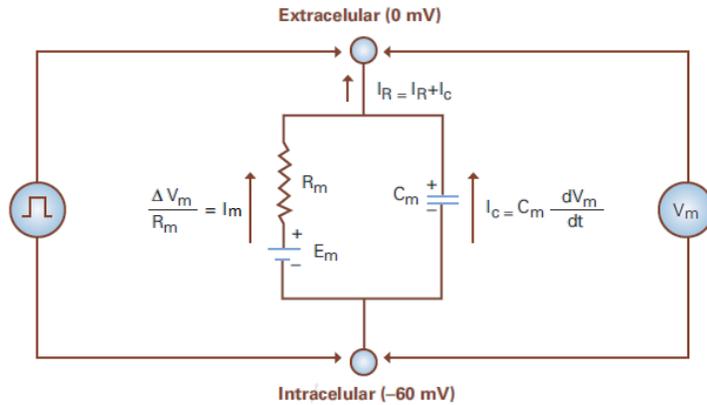


Figura A.1.3. Efecto de la aplicación de pulsos de corriente en el equivalente eléctrico de la membrana.

Como V_m depende de la corriente que pasa por R_m , entonces $V_m = V_r + (R_m \times I_R)$ y como en ese instante $I_R = 0$ entonces $V_m = V_r$. En el instante que sigue, el capacitor ya admitió carga por lo que hay cierta oposición al paso de corriente por la rama capacitiva y algo de corriente circulará por la rama resistiva ocasionando un cambio en V_m . Cuando el capacitor se haya cargado totalmente, toda la corriente I_m pasará por R_m ($I_m = I_R$). Es importante notar que la corriente que pasa por la rama capacitiva sumada a la que pasa por la rama resistiva es en todo momento igual a la corriente total transmembrana I_m , $I_m = I_C + I_R$. Cuando el pulso termina, el condensador se descarga, y aparece una corriente capacitiva igual y contraria a la que cargó el capacitor al comienzo del pulso. Esta corriente, pasando por la rama resistiva hace que V_m decaiga exponencialmente hasta estabilizarse en V_r .

APÉNDICE 2

SEGURIDAD ELÉCTRICA

Amplificador de Aislamiento y Seguridad del Sujeto [7]

Los amplificadores de aislamiento pueden ser utilizados para romper los lazos de tierra, eliminar las conexiones de la fuente a tierra, y proporcionar protección al usuario y al sujeto eliminando el riesgo eléctrico producido por la interacción entre el usuario, el amplificador y otros dispositivos electrónicos en el entorno del sujeto, específicamente desfibriladores y equipos de electrocirugía.

Los amplificadores de aislamiento se realizan con tres tecnologías diferentes: un transformador de aislamiento, aislamiento capacitivo y opto-aislamiento. Una barrera de aislamiento proporciona una completa separación galvánica del lado de la entrada, es decir, el sujeto y un preamplificador de todos los equipos en la salida. El voltaje de aislamiento que aparece en la barrera de aislamiento, es decir, entre la entrada común y la salida común (Figura A.2.1.). El amplificador de aislamiento tiene que soportar las sobretensiones más grandes sin sufrir daños.

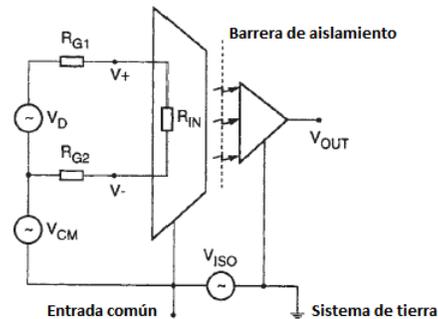


Figura A.2.1. Circuito equivalente de un amplificador de aislamiento. El amplificador diferencial de la izquierda transmite la señal a través de la barrera de aislamiento por medio de un transformador, un capacitor o un optoacoplador.

Los amplificadores de biopotencial tienen que proporcionar suficiente protección contra descargas eléctricas a los usuarios y los sujetos. Los códigos de seguridad eléctrica y las normas especifican los requisitos mínimos de seguridad para el equipo, especialmente las corrientes de fuga máxima para cables de chasis y el sujeto, y la distribución de energía del sistema.

Se debe tener especial atención en los requerimientos de la seguridad del sujeto donde los amplificadores de biopotencial son conectadas a computadoras personales para procesar y guardar los datos de las señales fisiológicas. Durante el diseño de las fuentes de poder usadas en las computadoras comunes, ocurren altas corrientes de fuga, situaciones inadecuadas para el ambiente médico, esto ocasiona un riesgo potencial, incluso si el sujeto se encuentra aislado de la computadora por medio de una etapa aislamiento o por una transmisión óptica de las señales del amplificador a la computadora. Esto es requerido especialmente cuando una fuente de poder con suficiente limitación de fugas de corriente es usada en la computadora, o en otra forma, utilizando un transformador de aislamiento de grado médico, que es usado para tener un adecuado aislamiento entre la fuente de poder y la PC.

Protección contra las sobretensiones

Los amplificadores de aislamiento, se utilizan principalmente para la protección del sujeto de una descarga eléctrica. Los transitorios de voltaje entre los electrodos que se producen durante la aplicación de un desfibrilador o electro-instrumentación también presentan un riesgo para el amplificador de biopotencial.

Los amplificadores de biopotencial deben estar protegidos contra daños graves a los circuitos electrónicos. Esto también es parte de la seguridad del sujeto ya que defectuosas etapas de entrada podrían incorporar niveles peligrosos de corriente al sujeto. Para lograr esta protección, los dispositivos para limitación de voltaje están conectados entre cada electrodo de medición y la tierra eléctrica. Lo ideal sería que estos dispositivos no representaran una impedancia de cortocircuito y por lo tanto no bajara la impedancia de entrada del preamplificador, siempre y cuando el voltaje de entrada se mantenga en un margen que se considere seguro para el equipo. Aparecen como un circuito abierto. Tan pronto como la caída de voltaje en el dispositivo alcance un valor crítico V_b , la impedancia del dispositivo cambia bruscamente y la corriente pasa a través de él a tal punto que el voltaje no pueda exceder V_b , debido a la caída de voltaje en la resistencia R en serie como se indica en la Figura A.2.2.

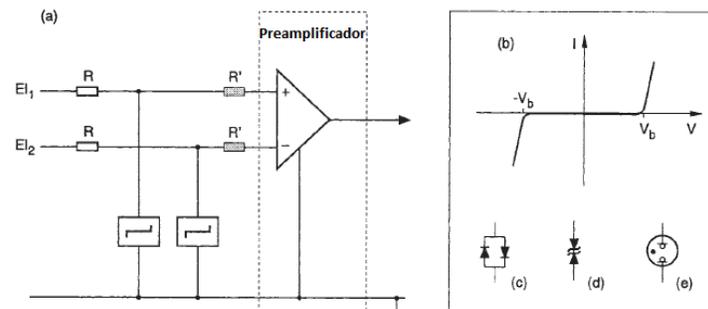


Figura A.2.2. Protección a la entrada del amplificador contra transitorios. a) diagrama de conexiones para limitar el voltaje de entrada, b) con dos resistencias opcionales R' a la entrada. c) Elementos limitadores de voltaje con diodos en paralelo. d) Diodos Zener en serie. e) Tubos de descarga de gas.

Los dispositivos utilizados para la protección del amplificador son diodos, diodos Zener, y tubos de descarga de gas. Los diodos de silicio en paralelo limitan la voltaje de aproximadamente 600 [mV]. La transición de estado de no conducción a estado de conducción no es muy fuerte, y la distorsión de la señal comienza a unos 300 [mV] que pueden estar dentro del rango de tensiones de entrada en función de los electrodos utilizados. El voltaje de ruptura se puede aumentar mediante la conexión de varios diodos en serie. Los voltajes más altos de degradación son alcanzados por los diodos Zener conectados espalda con espalda. El voltaje de ruptura en la dirección de avance es de aproximadamente 600 [mV], pero el voltaje de ruptura en el sentido inverso es mayor, generalmente en el rango de 3 a 20 [V]. Debido a su impedancia extremadamente alta en estado no conductor, este dispositivo se presenta como un circuito abierto hasta que alcanza su voltaje de ruptura.

En el voltaje de ruptura que está en el rango de 50 a 90 [V], el tubo pasa al estado de conducción y mantiene un voltaje que es por lo general varios volts menor que el voltaje de ruptura. A pesar del voltaje mantenido por el tubo de descarga de gas, sigue siendo demasiado elevado para algunos amplificadores, pero es lo suficientemente bajo como para permitir que la corriente de entrada pueda ser fácilmente limitada a un valor seguro por medio de circuitos simples, tales como resistencias, como las resistencias R'' indicadas en la figura A.2.2. Los tubos de descarga de gas preferidos para aplicaciones biomédicas son las lámparas de neón en miniatura que son muy baratas y tienen una característica simétrica.

APÉNDICE 3

IMPEDANCIA ELÉCTRICA EN EL CUERPO HUMANO

La impedancia es la oposición del cuerpo al paso de la corriente, dicho valor es dependiente de varios factores: la trayectoria de la corriente, de la tensión, de la frecuencia, del tiempo, del estado de humedad del cuerpo, de la presión ejercida, de la cantidad de superficie de contacto y la temperatura.

- a. Impedancia interna del cuerpo humano (Z_i)
Es la impedancia considerada entre dos electrodos en contacto con el cuerpo humano, una vez que se suprimió la piel bajo los electrodos.
- b. Impedancia de la piel (V_{piel})
Es la impedancia que existe entre un electrodo situado sobre la piel y los tejidos conductores subyacentes.
- c. Impedancia total del cuerpo humano (Z_T)
Resulta de sumar vectorialmente la impedancia interna y la impedancia de la piel a la entrada como a la salida.
- d. Resistencia inicial del cuerpo humano (R_j)
En el primer instante del contacto, los elementos capacitivos del cuerpo están descargados y depende principalmente de la trayectoria de la corriente y en segundo término de la superficie de contacto.

Teniendo en cuenta el grado de humedad de la piel, podemos clasificarlo en 4 niveles:

1. Piel perfectamente seca.
2. Piel húmeda.
3. Piel mojada.
4. Piel sumergida en agua.

La resistencia del primer caso es de unos $70[k\Omega]$, mientras que en el cuarto caso es de $6[k\Omega]$.

APÉNDICE 4

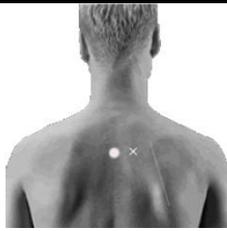
DISPOSICIÓN DE LOS ELECTRODOS PARA EMG Y EEG

Recomendaciones para la disposición de los electrodos en los músculos individuales según SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle*). [27, 41]

Recomendaciones para la disposición de los electrodos en los músculos del hombro o el cuello



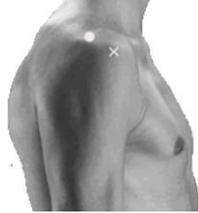
Trapezio descendiente (superior)



Trapezio transversal (medio)



Trapezio ascendente (inferior)



Deltoides anterior



Deltoides medio



Deltoides posterior

Tabla A.4.1. Recomendaciones para la disposición de los electrodos en los músculos del hombro o el cuello

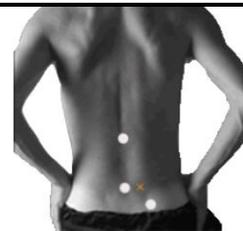
Recomendaciones para la disposición de los electrodos en los músculos del tronco o la espalda



Erector de la columna



Erector de la columna



Multífido

Tabla A.4.2. Recomendaciones para la disposición de los electrodos en los músculos del tronco o la espalda.

Recomendaciones para la disposición de los electrodos en los músculos del brazo o la mano



Bíceps Braquial (cabeza corta y cabeza larga)



Tríceps Braquial (cabeza larga)



Tríceps Braquial (cabeza lateral)



Abductor corto del pulgar

Tabla A.4.3. Recomendaciones para la disposición de los electrodos en los músculos del brazo o la mano.

Recomendaciones para la disposición de los electrodos en los músculos de la cadera y el muslo

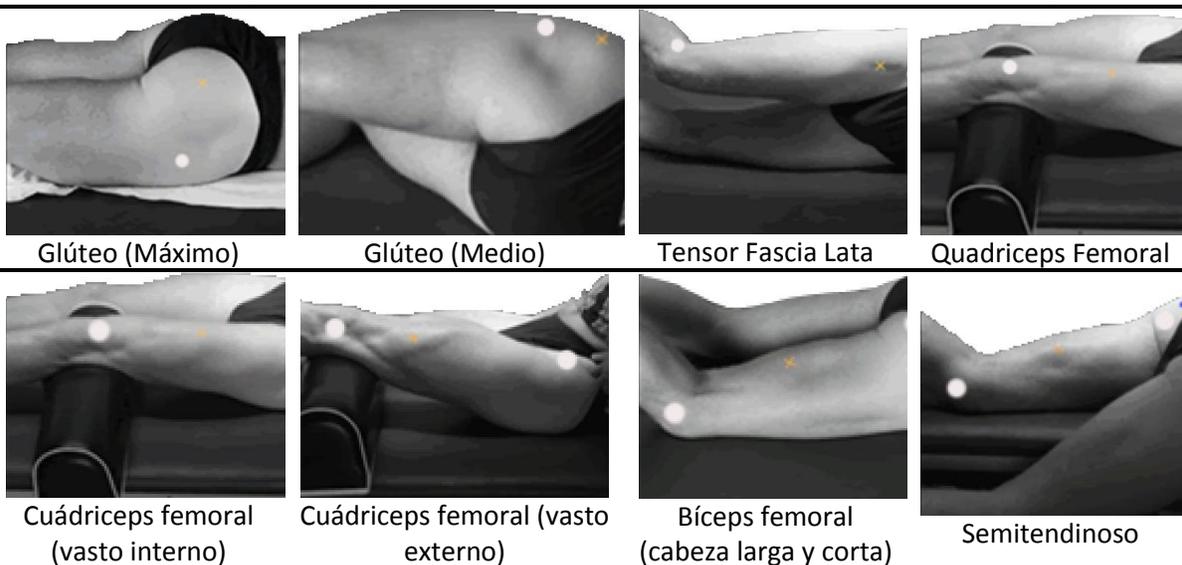


Tabla A.4.4. Recomendaciones para la disposición de los electrodos en los músculos de la cadera y el muslo

Recomendaciones para la disposición de los electrodos en los músculos de la pierna y el pie

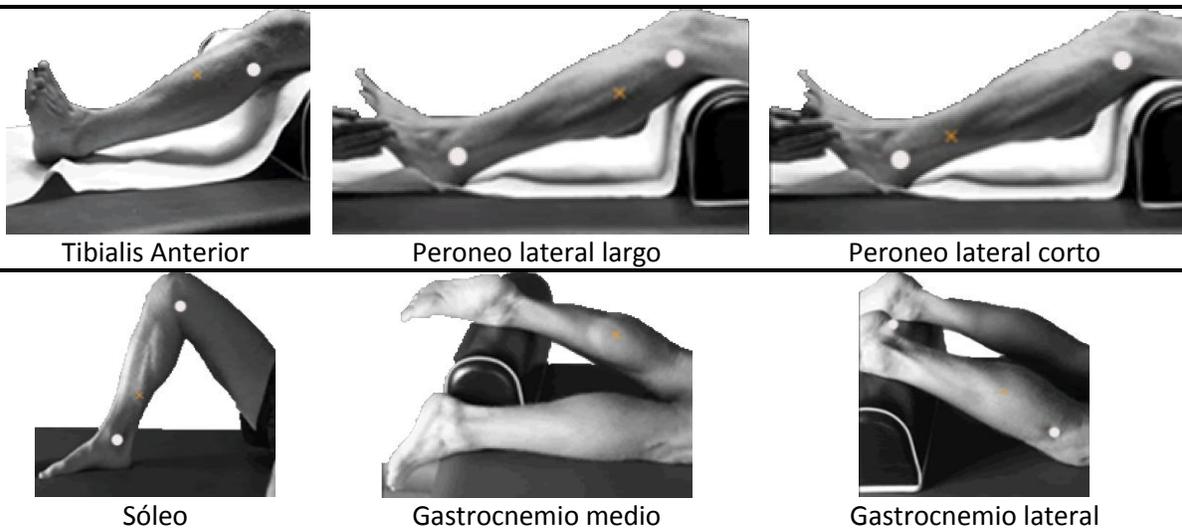


Tabla A.4.5. Recomendaciones para la disposición de los electrodos en los músculos de la pierna y el pie

DISPOSICIÓN DE LOS ELECTRODOS PARA EEG [19, 24]

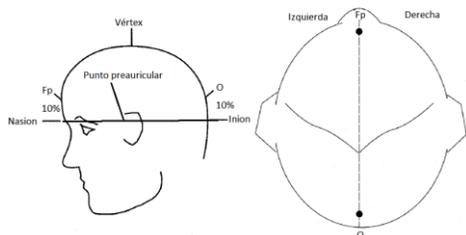


Figura A.4.1 Vista de perfil y vista superior donde se muestran los puntos Fp y O.

1. Encontrar los siguientes puntos en el lado derecho e izquierdo:
 - a. El nasion es la depresión que se encuentra entre la frente y la nariz.
 - b. El inion es una protuberancia que se siente al pasar el dedo desde el cuello hasta el cráneo.
 - c. Los puntos preauriculares son depresiones que se encuentran arriba de los cartílagos que cubren la abertura del oído externo.

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).

2. 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

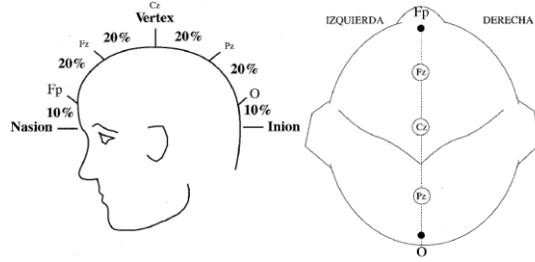


Figura A.4.2. Vista de perfil y vista superior donde se muestran los puntos Fz, Cz v Pz.

3. 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)

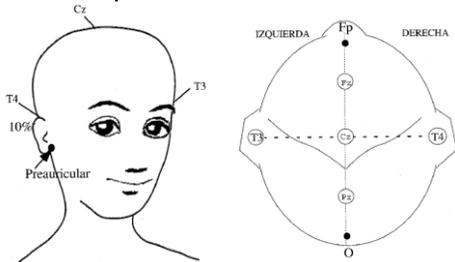


Figura A.4.3. Vista de perfil y vista superior donde se muestran los puntos T3 v T4.

4. 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.

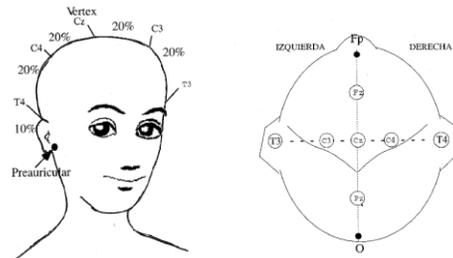


Figura A.4.4. Vista de perfil y vista superior donde se muestran los puntos C3 v C4.

5. 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.

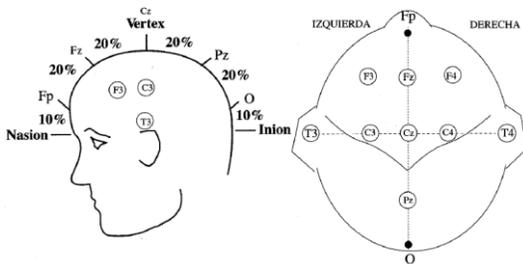


Figura A.4.5. Vista de perfil y vista superior donde se muestran los puntos F3 v F4.

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

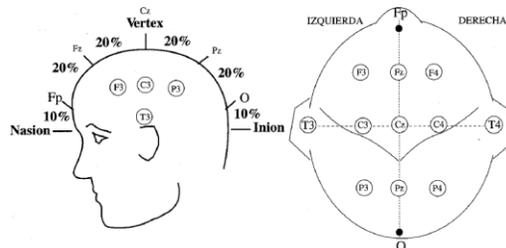


Figura A.4.6. Vista de perfil y vista superior donde se muestran los puntos P3 y P4.

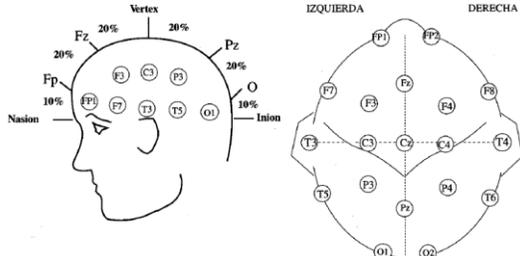


Figura A.4.7. Vista de perfil y vista superior donde se muestran los puntos F7, F8, T5, T6, FP1, P2, O1 v O2.

7. 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 (o FP2) y T3 (o T4). El electrodo T5 (y el T6) se sitúa en la línea media entre T3 (o T4) y O1 (o O2).

8. A un 10% de los temporales T3 y T4 se sitúan los electrodos auriculares A1 y A2 respectivamente.

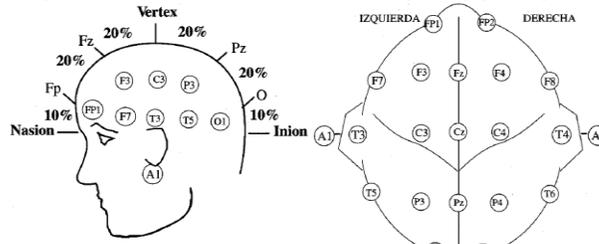


Figura A.4.8. Vista de perfil y vista superior donde se muestran los puntos A1 y A2.

Como regla general, los electrodos del lado izquierdo llevan numeración impar mientras que los del lado derecho la llevan par. La versión europea del sistema presenta ligeras variaciones. Los electrodos temporales mediales, llamados T3 y T4 se representan como Tm (temporal medial).

Paralelamente, los electrodos F7 y F8, T5 y T6 son denominados como temporales anteriores Ta (F7 y F8) y temporales posteriores Tp (T5 y T6). Es decir que la versión europea considera los frontales superiores F7 y F8 como temporales anteriores, habiendo así una pequeña diferencia de posición. Los electrodos F3 y F4 son representados como Fs (frontales superiores) y los P3 y P4 como P (parietales). Finalmente los centrales C3 y C4 son representados como Cl y CD. Además la versión europea considera dos electrodos más, los mastoideos, colocados junto a las apófisis mastoideas (M).

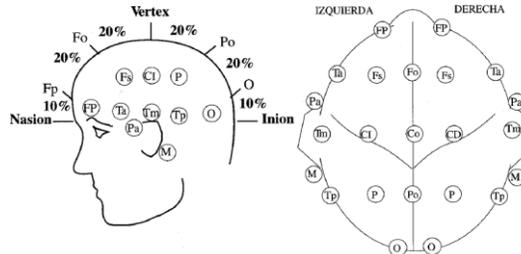


Figura A.4.9. Sistema Europeo.

Colocación recomendada para montajes transversal, longitudinal y referencial

Canales	LB	TB	R	Canales	LB	TB	R
1	FP1-F3	FPI-FP2	FP1-A1	9	FP1-F7	Cz-C4	O1-A1
2	F3-C3	F7-F3	FP2-A2	10	F7-T3	C4-T4	O2-A2
3	C1-P3	F3-Fz	F3-A2	11	T3-T5	T4-A2	F7-A1
4	P3-O1	Fz-F4	F4-A3	12	T5-O1	T5-P3	F8-A2
5	FP2-F4	F4-F8	C3-A1	13	FP2-F8	P3-Fz	T3-A1
6	F41-C4	A1-T3	C4-A2	14	F8-T4	Pz-P4	T4-A2
7	C4-P4	T3-C3	P3-A1	15	T4-T6	P4-T6	T5-A1
8	P4-O2	C3-Cz	P4-A2	16	T4-O2	O1-O2	T6-A2

Tabla A.4.6. Colocación recomendada para los diferentes montajes.

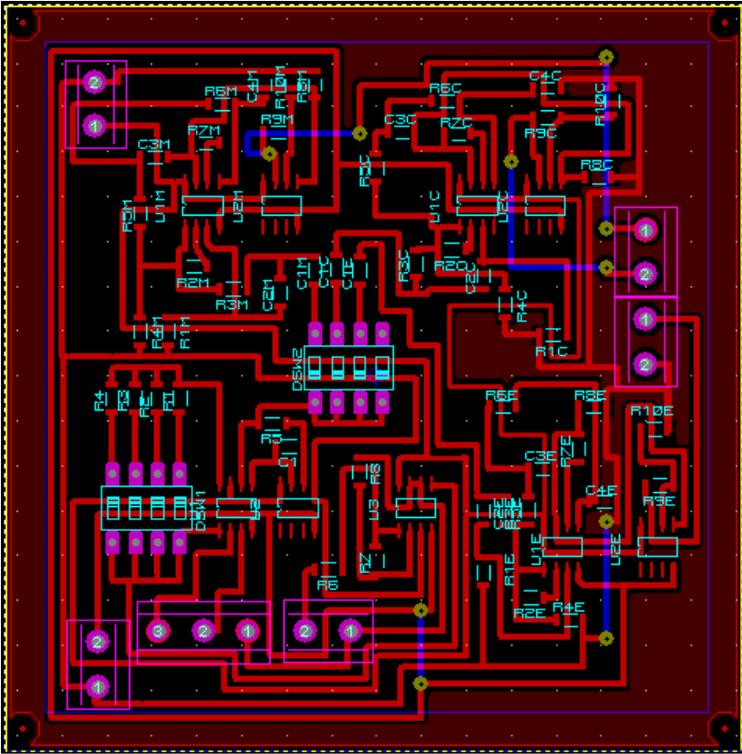


Figura A.5.6. Diagrama del circuito en ARES.

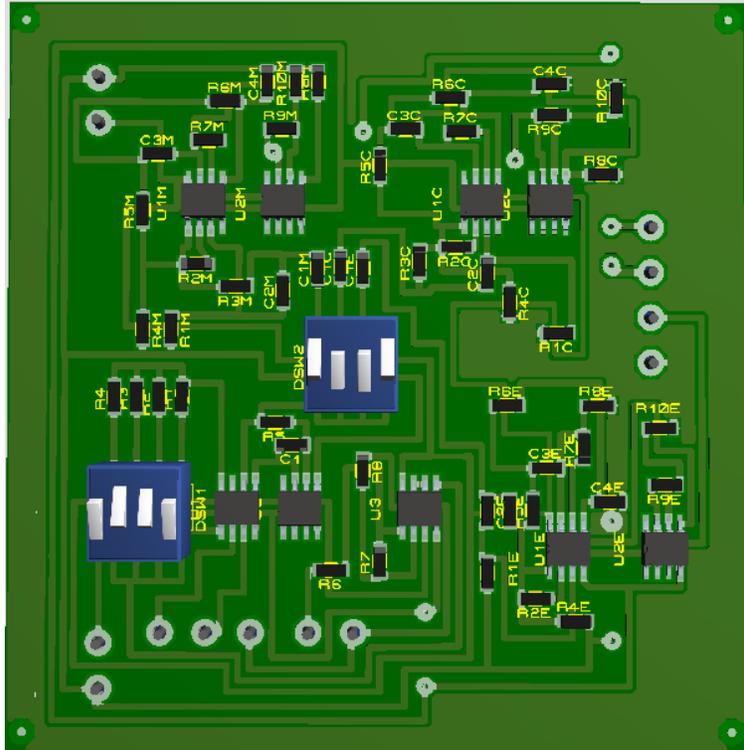


Figura A.5.7. Vista 3D frontal de la tarjeta con todos los componentes montados.

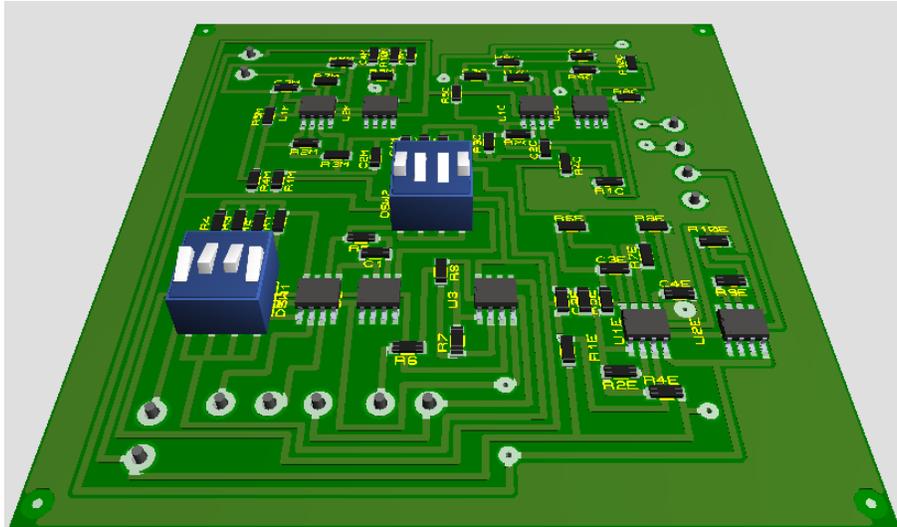


Figura A.5.8. Vista 3D con todos los componentes montados.

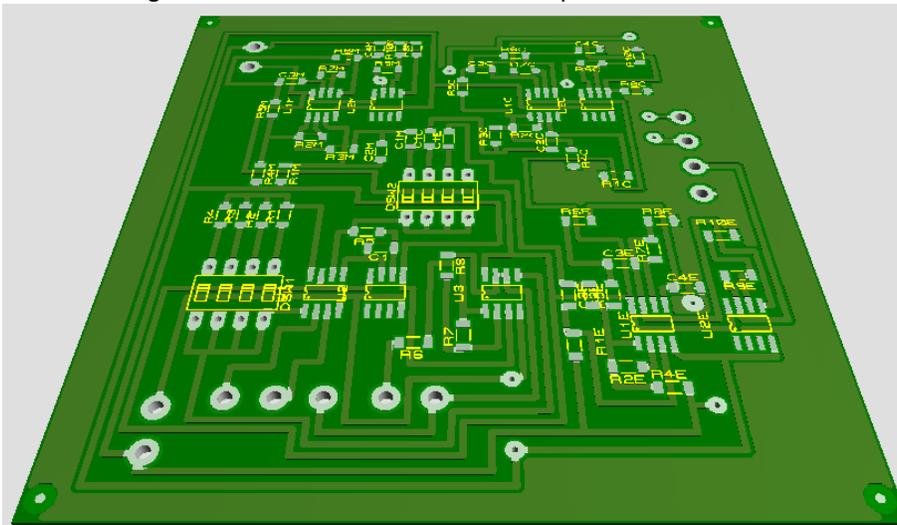


Figura A.5.9. Tarjeta sin componentes.

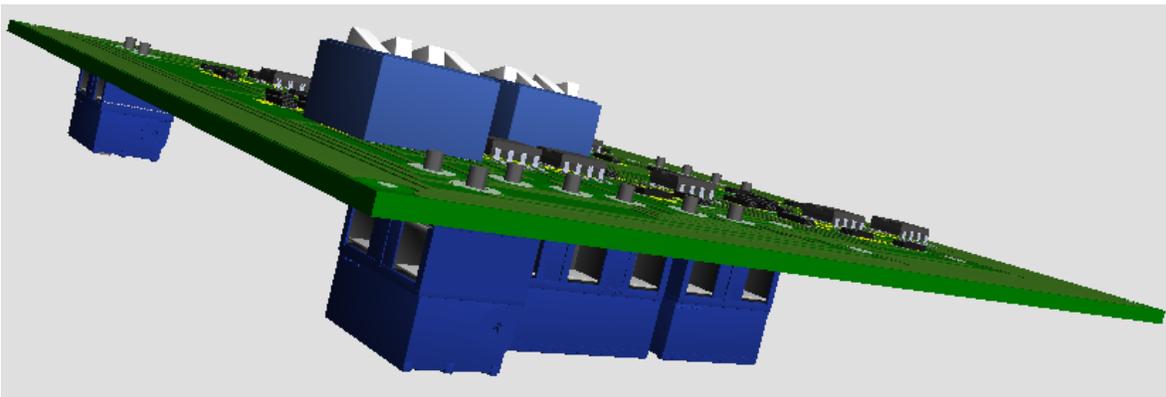


Figura A.5.10. Vista lateral de la tarjeta con los componentes montados.

APÉNDICE 6

RESULTADOS EXPERIMENTALES DE LAS DERIVACIONES I, II Y III DE LA ETAPA ECG CON DIFERENTES SUJETOS

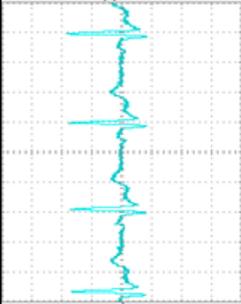
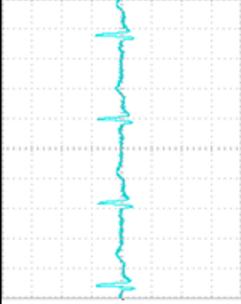
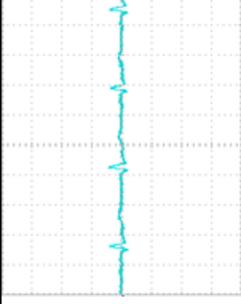
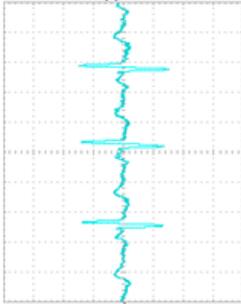
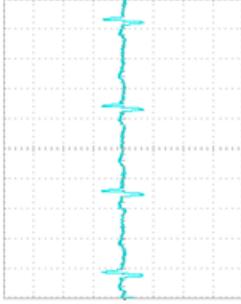
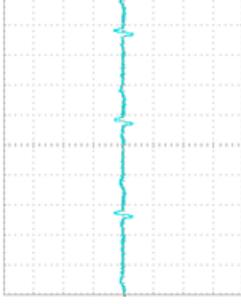
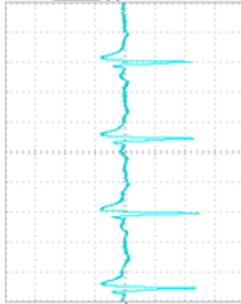
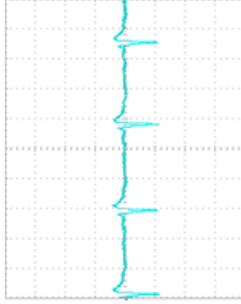
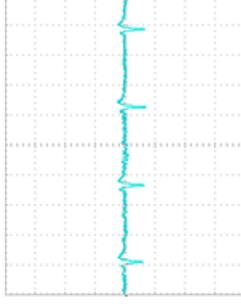
Sujeto 1			
Edad:	27	Sexo:	Masculino
	$G_4 = 501$	$G_3 = 228.3$	$G_2 = 107.4$
			$G_1 = 51$
I			
II			
III			

Tabla A.6.1. Resultados experimentales de las derivaciones I, II y III de un sujeto de 27 años, sexo masculino.

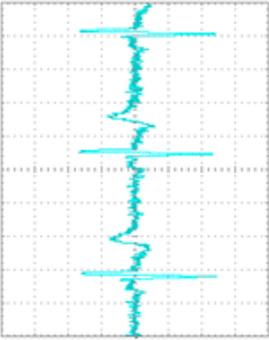
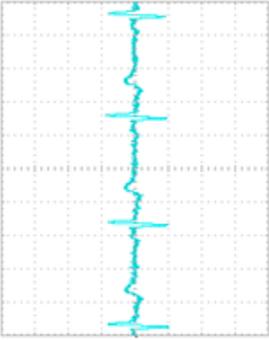
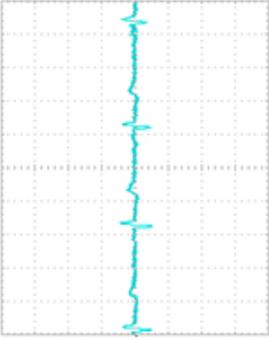
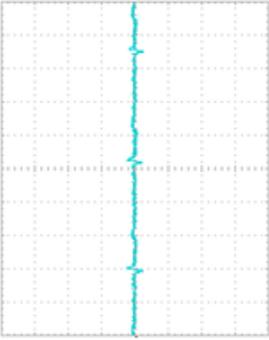
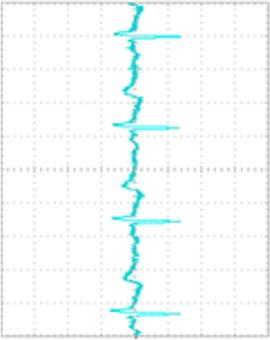
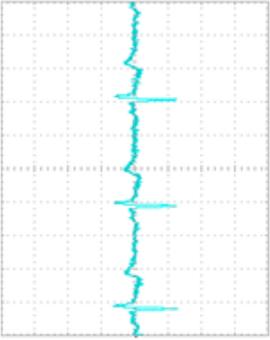
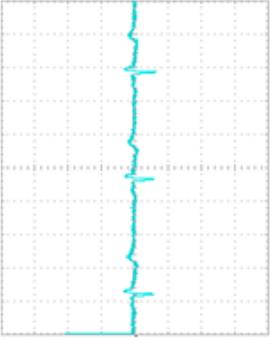
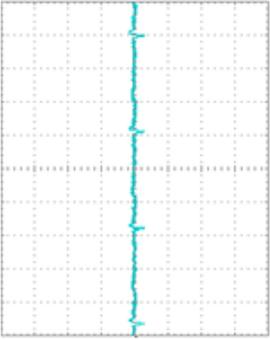
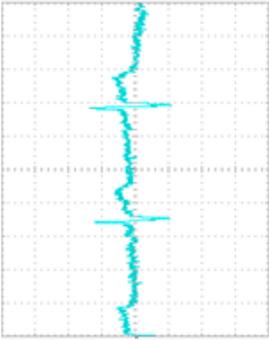
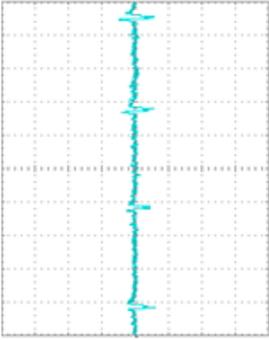
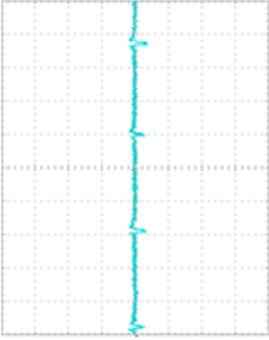
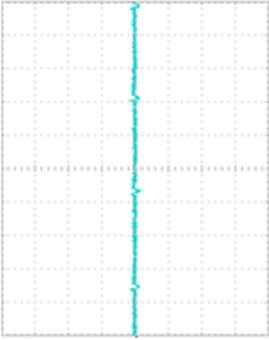
Sujeto 2				
Edad:	30	Sexo:	Masculino	
	$G_4 = 501$	$G_3 = 228.3$	$G_2 = 107.4$	$G_1 = 51$
I				
II				
III				

Tabla A.6.2. Resultados experimentales de las derivaciones I, II y III de un sujeto de 30 años, sexo masculino.

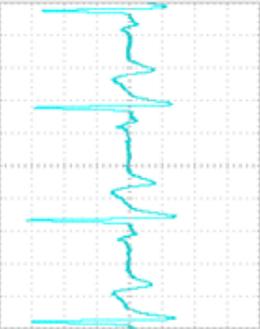
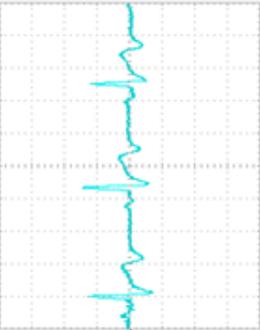
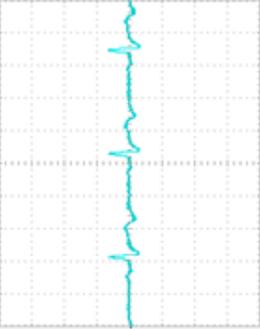
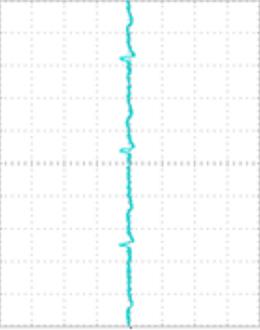
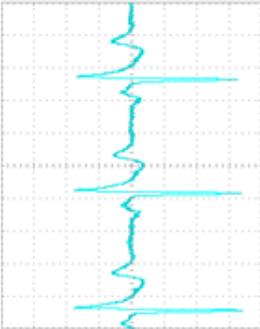
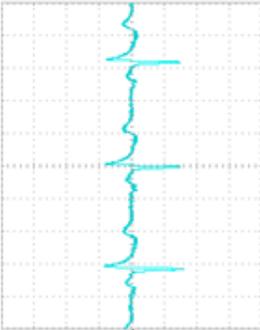
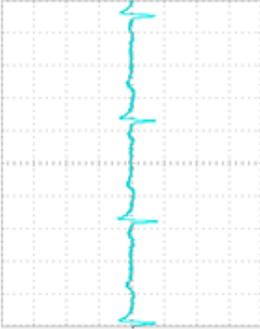
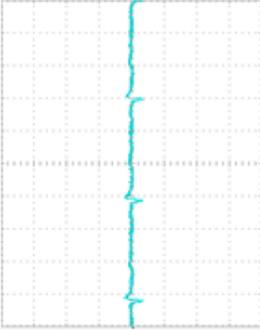
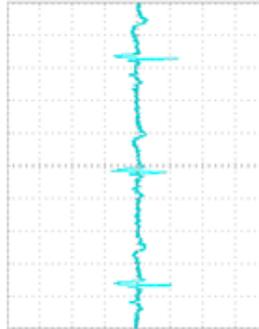
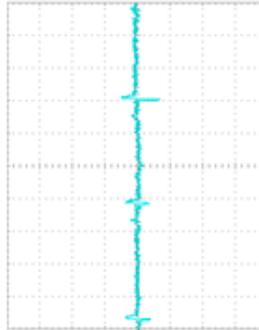
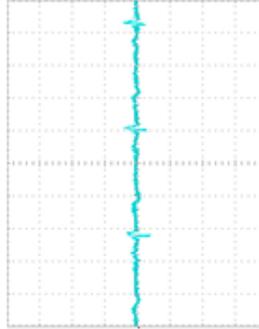
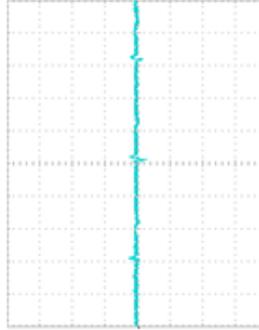
Sujeto 3				
Edad:	26	Sexo:	Femenino	
	$G_4 = 501$		$G_1 = 51$	
	$G_3 = 228.3$		$G_2 = 107.4$	
I				
II				
III				

Tabla A.6.3. Resultados experimentales de las derivaciones I, II y III de un sujeto de 26 años, sexo femenino.

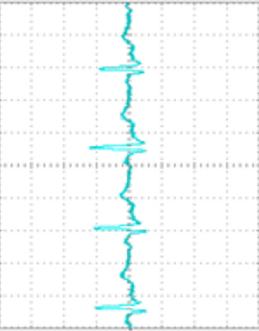
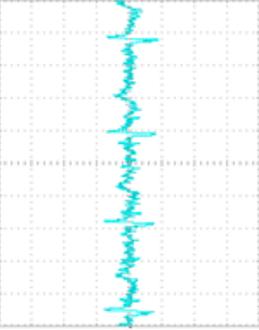
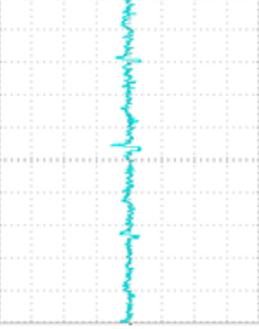
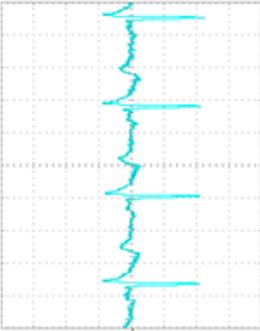
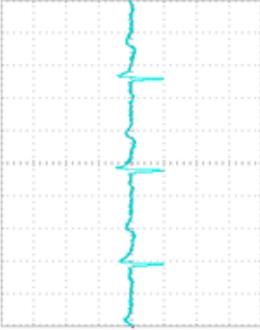
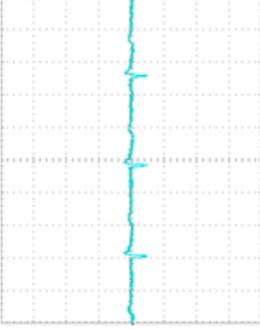
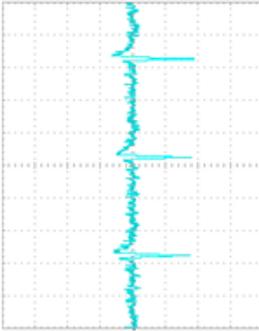
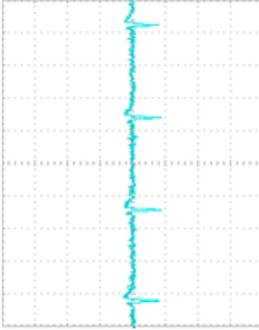
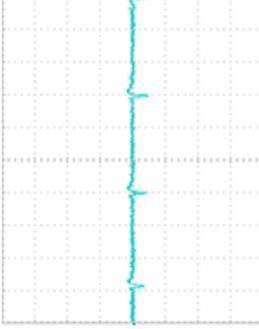
Sujeto 4			
Edad:	23	Sexo:	Femenino
	$G_4 = 501$	$G_3 = 228.3$	$G_2 = 107.4$
			$G_1 = 51$
I			
II			
III			

Tabla A.6.4. Resultados experimentales de las derivaciones I, II y III de un sujeto de 23 años, sexo femenino.

BIBLIOGRAFÍA Y MESOGRAFÍA

- [1] _____. *Medical Applications Guide. Diagnostic, Patient Monitoring and Therapy*. Texas Instruments. 2009. pp. 31-39. Disponible en: www.ti.com/medical
- [2] ACHARYA, Venkatesh. *Improving Common-Mode Rejection Using the Right-Leg Driver Amplifier*. Application Report. Texas Instruments. Julio 2011.
- [3] *American Heart Association*. Disponible en: <http://www.heart.org/HEARTORG/>
- [4] *Association for the Advancement of Medical Instrumentation*. Disponible en: <http://www.aami.org/>
- [5] ASTON, Richard. *Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement*. Macmillan Publishing Company, pp. 37-49. 135-163, 223-254. 1990.
- [6] B. WILLIAMS, Arthur. *Amplificadores Operacionales. Teoría y sus aplicaciones*. McGraw-Hill. Serie de Circuitos Integrados. pp. 107-169, 1990.
- [7] BRONZINO, Joseph D. *The Biomedical Engineering Handbook*. CRC Press LLC, pp. 1364-1377, 2000.
- [8] COUGHLIN, Robert F. *Circuitos Integrados Lineales y Amplificadores operacionales*. Prentice Hall. pp. 162-180. 1987.
- [9] Datasheet INA128. Precision, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIER. Burr-Brown Products from Texas Instruments. Octubre 1995.
- [10] Datasheet TL082. General Purpose J-FET Dual Operational Amplifiers. Burr-Brown Products from Texas Instruments. Marzo 2002.
- [11] E. HALL, John, C. GUYTON Arthur. *Tratado de Fisiología Medica*. McGraw Hill, pp. 3 -146, 2006.
- [12] FRANCO, Sergio. *Diseño con Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Analógicos*. McGraw-Hill, 3ª edición. pp. 111-159 y 167-211, 2005.
- [13] GARCÍA, M. Teresa, et all. *Potenciales Bioeléctricos: Origen y Registro*. Universidad Autónoma Metropolitana. 1998.
- [14] GARCÍA, Xaviera, et all. *Guía de Fisiología Médica*. Intersistemas Editores y Facultad de Medicina, UNAM. pp. 25-169.
- [15] GOODY, Roy W. OrCAD PSPICE para Windows. *Volumen II: Dispositivos, circuitos y amplificadores operacionales*. Prentice Hall. 1998.
- [16] HERMENS, Freriks. SENIAM 5. *The State of the Art on Sensors and Sensor Placement Procedures for Surface Electromyography: A Proposal for sensor placement procedures, deliverable of the SENIAM project*. 1997. ISBN 9075452098
- [17] http://es.wikipedia.org/wiki/Canal_i%C3%B3nico
- [18] http://es.wikipedia.org/wiki/Transducci%C3%B3n_de_se%C3%B1al
- [19] <http://openeeg.sourceforge.net/doc/>

- [20] http://seniam.org/sensor_location.htm
- [21] <http://www.gwinstek.com/en/product/productdetail.aspx?pid=3&mid=7&id=42>
- [22] http://www.nib.fmed.edu.uy/CursoIB_2010/diapositivas/IEC%2060601-1.pdf
- [23] <http://www.sciencescope.co.uk>
- [24] *International Federation of EEG Societies*, Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC497148/>
- [25] JARAMILLO, Gabriel, ALVARADO, Alfonso. *Electricidad y Magnetismo*. Trillas. 2004
- [26] KARKI, Jim. *Active Low-Pass Filter Design*. Application Report. Texas Instruments. Septiembre 2002.
- [27] KONRAD, Peter. *The ABC of EMG, A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon INC, USA. Version 1.0, April 2005
- [28] KUGELSTADT, Thomas. *Active Filter Design Techniques*. Extraído de: *Op Amps for Everyone, Chapter 16*. Texas Instruments. 2008.
- [29] LEE, Stephen. *Biopotential Electrode Sensors in ECG/EEG/EMG Systems*. Analog Devices. Disponible en: www.analog.com/MedicalIICs
- [30] MALVINO, Albert. *Principios de electrónica*. McGraw-Hill, pp.809-872, 2000.
- [31] Manual de uso de *Proteus*. Disponible en: el013autavic.files.wordpress.com/2008/10/manual-proteus.pdf
- [32] Manual de uso del *Copper CAM*. Disponible en: www.galaad.net/coppercam-eng.html.
- [33] Manual de uso del *Mach3Mill*. Disponible en: http://www.machsupport.com/docs/Mach3Mill_1.84.pdf
- [34] MERLETTI, Roberto. *Electromyography – Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. John Wiley & Sons. 2004. Capítulo 2.
- [35] MITZNER, Kraig. *Complete PCB Design using OrCAD Capture & PCB Editor*. Newnes. 2009.
- [36] P.A. OUTUBU. *For the Realization of the Design of Electrocardiogram for the Monitoring of the Physiology Human Heart*. Journal of Engineering and Applied Sciences. Medwell Journals, 2008. Disponible en: <http://medwelljournals.com/abstract/?doi=jeasci.2008.856.860>
- [37] R. A. W. B. R. J. Bruce R, Land, *Tools For Physiology Labs: An Inexpensive High-Performance Amplifier and Electrode for Extracellular Recording*. 2001. Disponible en: <http://www.nbb.cornell.edu/neurobio/land/Papers/AmpJNeuroMethodpdf.pdf>
- [38] RASHID, Muhammad. *Circuitos Microelectrónicos. Análisis y Diseño*. Thomson. pp. 421-459, 2002.
- [39] RECANSENS, Maria Auxilio, et all. *Diseño de Circuitos Impresos con OrCAD CAPTURE y LAYOUT v.9.2*. Thomson. 2000.
- [40] SILVERTHORN, Andrew. *Fisiología Humana, Un Enfoque Integrado*. Panamericana. pp.398-493. 2008.

- [41] STEGEMAN, D.F. *Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non invasive assessment of muscles SENIAM"*. Institute of Neurology, Department of Clinical Neurophysiology, University Medical Centre Nijmegen. Germany.
- [42] STITT, Mark. *AC Coupling Instrumentation and Difference Amplifiers*. Application Bulletin Burr-Brown. 1991.
- [43] TUINENGA, Paul W. *A guide to circuit simulation & analysis using PSPICE*. Prentice Hall. 1999.
- [44] W. BUÑO, A. ARAQUE. *Propiedades eléctricas de las membranas de las células excitables*. Maestría en Neurociencia y Biología del Comportamiento 2007. Disponible en: <http://www.biologia.buap.mx/propiedades20electricas%20de%20las%20membranas.pdf>
- [45] WEBSTER, John G. *Medical Instrumentation Application and Design*. John Wiley & Sons, INC. pp. 126-182 y 241-260. 2002
- [46] Wim L. C. Rutten. *Selective electrical interfaces with the nervous system*. University of Twente, Biomedical Engineering Department, Faculty of Electrical Engineering & Institute for Biomedical Technology. pp. 407. 2002.
- [47] WINTER, Bruce, John G. WEBSTER. *Driven Right Leg Circuit Design*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. BME-301. Enero 1983.