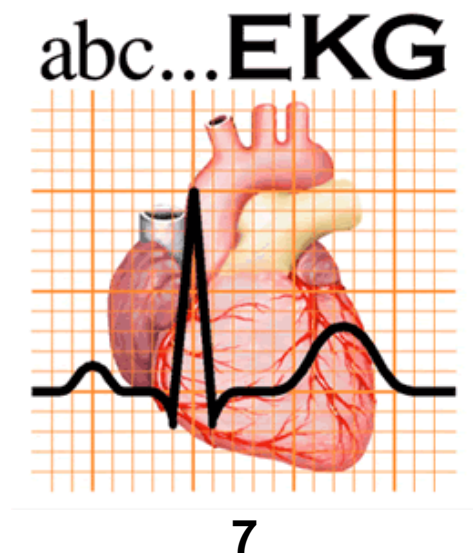


PROYECTO DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PLATAFORMA DE TELEMEDICINA PARA EL MONITOREO DE BIOSEÑALES



PRODUCTO P03 UNIDAD MODULAR DE ELECTROCARDIOGRAFÍA DE 12 DERIVACIONES

Actividades

- A03 – 1: Diseño y estructuración de las diferentes etapas que componen el circuito de Electrocardiografía.
- A03 – 2: Selección del sensor y de los circuitos electrónicos a utilizar para la obtención de la Bioseñal.
- A03 – 3: Montaje de los circuitos electrónicos en protoboard para obtener las señales Electrocardiográficas.
- A03 – 4: Implementación y medidas de comprobación del circuito de Electrocardiografía.

OBJETIVOS

- Diseñar un circuito electrónico que capture la señal proveniente del Sensor (electrodos) para su posterior tratamiento y digitalización.
- Elaborar un programa en assembler que controle la selección y el tiempo de toma de cada señal Electrocardiográfica, ganancia del amplificador de instrumentación y la conversión análoga – digital.
- Identificar el tiempo de muestreo ideal para la adquisición de la señal Electrocardiográfica para su posterior reconstrucción.
- Diseñar un circuito que elimine la componente DC de la señal Electrocardiográfica y minimice los movimientos generados por el paciente.
- Diseñar una etapa de filtrado que comprenda el rango de espectro de la señal Electrocardiográfica.

INTRODUCCIÓN

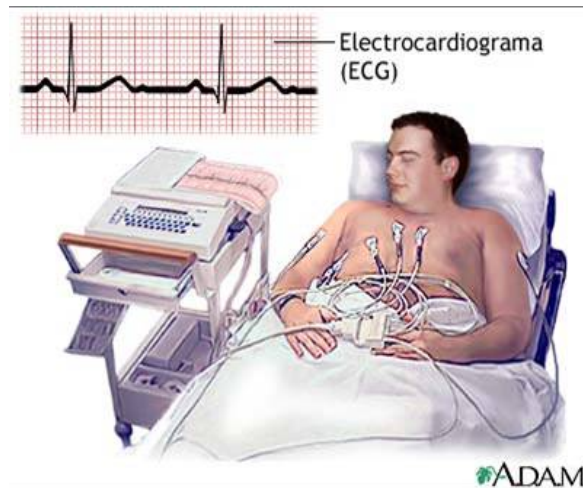


Figura No. 1 Electrocardiograma

El electrocardiograma (ECG) es el registro gráfico, en función del tiempo, de las variaciones de potencial eléctrico generadas por el conjunto de células cardiacas y recogidas en la superficie corporal. Las variaciones de potencial eléctrico durante el ciclo cardiaco producen las ondas características del ECG.

La formación del impulso y su conducción generan corrientes eléctricas débiles que se diseminan por todo el cuerpo. Al colocar electrodos en diferentes sitios y conectarlos a un instrumento de registro como el electrocardiógrafo se obtiene el trazado característico que analizaremos en la práctica. Las conexiones de entrada al aparato deben ser realizadas de tal forma que una deflexión hacia arriba indique un potencial positivo y una hacia abajo uno negativo. (Figura No. 1)

Definiciones de las configuraciones del Electrocardiograma

Ondas

Para denominar las ondas se utilizan las letras mayúsculas (ondas con amplitud mayor de 5 mm) y minúsculas (onda de amplitud menor a 5mm), teniendo en cuenta una señal estandarizada de 1 mV = 1 cm. Todas las ondas nombrada a continuación se presentan en la Figura No. 2.

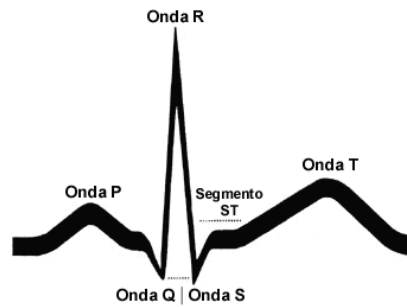


Figura No. 2 Ondas del Electrocardiograma

- Onda P: Deflexión lenta producida por la despolarización auricular.
- Onda Q: La deflexión negativa inicial resultante de la despolarización ventricular, que precede una onda R.
- Onda R: La primera deflexión positiva durante la despolarización ventricular.
- Onda S: La segunda deflexión negativa durante la despolarización ventricular.
- Onda T: Deflexión lenta producida por la repolarización ventricular.
- Onda U: Deflexión (generalmente positiva) que sigue a la onda T y precede la onda P siguiente, y representa la repolarización de los músculos papilares.

Valores Normales de algunos componentes del ECG en adultos:

- Onda P: <120ms
- Intervalo PR: 120 - 200ms
- Complejo QRS: < 120ms
- Intervalo QTc: <440- 460ms

Intervalos

Los intervalos se pueden observar en la Figura No. 3.

- R-R: Distancia entre dos ondas R sucesivas.
- P-P: Distancia entre dos ondas P sucesivas; si el ritmo es regular debe, medir lo mismo que el intervalo R-R.
- P-R: Distancia entre el inicio de la onda P y el inicio del QRS. Mide la despolarización auricular y el retraso A-V. Valor normal: 120 - 200 mseg.
- QRS: Es el tiempo total de la despolarización ventricular, desde el inicio de la onda Q hasta el final de la onda S. Valor normal: 80 - 100 mseg.
- QT: Distancia desde el inicio de la onda Q hasta el final de la onda T. Mide la actividad eléctrica ventricular. El QT varía con la frecuencia cardíaca y por eso debe ser corregido. Valor normal: 350 - 440 mseg.
- Punto J: Punto en el cual la onda S finaliza y empieza el segmento ST.

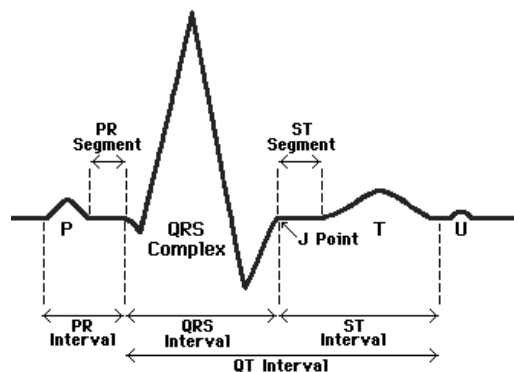


Figura No. 3 Intervalos y Complejo QRS del ECG

Segmentos

Los segmentos se pueden observar en la Figura No. 3.

- PR: Distancia entre el final de la onda P e inicio del QRS.
- ST: Distancia desde el punto J hasta el inicio de la onda T.

Las derivaciones del Electrocardiograma

La ubicación de electrodos en distintas zonas del cuerpo permite analizar la actividad eléctrica cardiaca en forma mucho más completa que desde solo un sitio. El ECG convencional actual considera 12 derivaciones, de las cuales seis analizan la actividad eléctrica cardiaca en el plano frontal (derivaciones bipolares y aumentadas), y las otras seis los hacen en un plano horizontal (derivaciones precordiales).

Las derivaciones son:

Derivaciones bipolares (DI, DII y DIII)

Estas derivaciones (DI, DII, DIII) son las que originalmente eligió Einthoven para registrar los potenciales eléctricos en el plano frontal. Los electrodos son aplicados en los brazos derecho e izquierdo y en la pierna izquierda. Se coloca un electrodo en la pierna derecha que sirve como polo a tierra.

Las derivaciones bipolares (Figura No. 4), registran las diferencias de potencial eléctrico entre los dos electrodos seleccionados:

- DI: Brazo izquierdo (+) Brazo derecho (-)
- DII: Pierna izquierda (+) Brazo derecho (-)
- DIII: Pierna izquierda (+) Brazo izquierdo (-)

El potencial eléctrico registrado en una extremidad (a más de doce centímetros del corazón), es el mismo sin importar el sitio en donde se coloque el electrodo sobre ella. Generalmente se colocan los electrodos en las muñecas o en los tobillos, pero si una extremidad ha sido amputada se puede colocar en su porción más distal (Ley del infinito eléctrico).

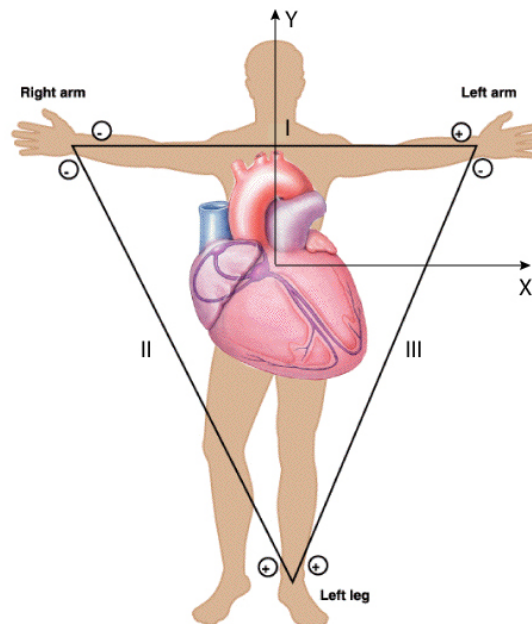


Figura No. 4 Derivaciones Bipolares

Derivaciones Unipolares o aumentadas (aVR, aVL y aVF)

Existen otras tres derivaciones del plano frontal, que en los inicios de la electrografía eran monopoles (VR, VL y VF), pero que fueron modificadas para amplificarlas en el registro, convirtiéndose en bipolares amplificadas (aVR, aVL y aVF) (Figura No. 5).

Estas derivaciones miden el potencial eléctrico entre un electrodo positivo y una central terminal creada en el circuito del electrocardiográfico por combinación de las corrientes eléctricas provenientes de los electrodos posicionados en ambos brazos y la pierna izquierda, y cuyo potencial eléctrico es cero.

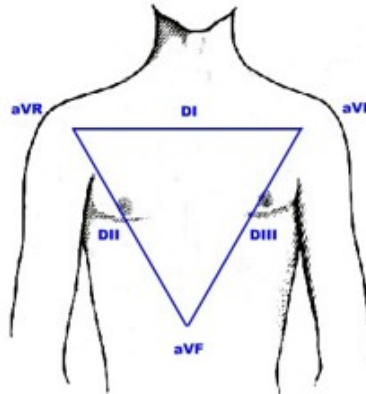


Figura No. 5 Derivaciones Unipolares o aumentadas

Para registrar estas derivaciones, los electrodos se colocan de la siguiente forma:

- aVR: Brazo derecho (+) y Brazo izquierdo + Pierna Izquierda (-)
- aVL: Brazo izquierdo (+) y Brazo derecho + Pierna Izquierda (-)
- aVF: Pierna izquierda (+) y Brazo derecho + Brazo izquierdo (-)

La letra «a» indica que la amplitud ha sido aumentada $\pm 50\%$ para facilitar su lectura.

Derivaciones Precordiales

Son derivaciones verdaderamente mono o unipolares (Figura No. 6), pues comparan la actividad del punto en que se coloca el electrodo a nivel precordial (Electrodo explorador) contra la suma de los tres miembros activos o Central Terminal (PI + BI + BD, que da como resultado 0).

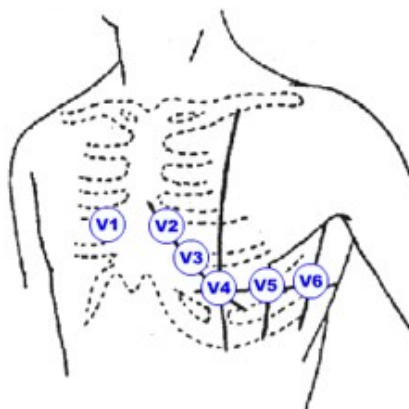


Figura No. 6 Derivaciones Precordiales



La localización precordial de los electrodos es la siguiente:

- V1: 4° espacio intercostal con línea paraesternal derecha.
- V2: 4° espacio intercostal con línea paraesternal izquierda.
- V3: Equidistante entre V2 y V4.
- V4: 5° espacio intercostal con línea medioclavicular izquierda.
- V5: 5° espacio intercostal con línea axilar anterior izquierda.
- V6: 5° espacio intercostal con línea axilar media izquierda.

DIAGRAMA A BLOQUES PARA LA OBTENCIÓN DE LAS 12 SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS

Para llevar a cabo el diseño del prototipo fue necesario tomar en cuenta las especificaciones de la norma AAMI para el diseño de equipos de electrocardiografía dentro de las cuales podemos mencionar:

- Respuesta en frecuencia: La respuesta del instrumento debe ser plana dentro de ± 0.5 dB en el rango de frecuencia de 0.14 a 25 Hz. Y la respuesta a una señal senoidal de amplitud constante se debe extender hasta los 100 Hz con una caída no mayor de 3 dB.
- Impedancia de entrada: La impedancia de entrada entre cualquier electrodo y tierra debe ser mayor a 5 M Ω . Este valor es adecuado para obtener una señal sin distorsión siempre y cuando el valor de la impedancia entre la piel y el electrodo sea menor que 30 K Ω . El instrumento no debe permitir un flujo de corriente mayor a 1mA, a través del paciente.
- Rango dinámico de entrada: El electrocardiógrafo debe ser capaz de responder a voltajes diferenciales de 0.5 y 10 mVp-p.
- Ganancia: El equipo deberá contar con tres valores de ganancia: 5, 10 y 20 mm/mV. (Que corresponden a ganancias de 500, 1000 y 2000 respectivamente).
- Relación de rechazo de modo común (RRMC): Cuando todos los electrodos estén conectados a una fuente de 120 Vrms a 60 Hz a través de un capacitor de 22 pF, deberá causar una deflexión menor a 20 mmp-p. Esto equivale a tener una RRMC de 100 dB aproximadamente a dicha frecuencia.
- Protección al paciente: Se debe proteger al paciente o al operador de flujos de corriente mayores a 20 mA de cualquier electrodo a tierra física, con una tensión de prueba de 120 V a 60 Hz, por medio de un sistema de aislamiento o el uso de baterías.

En las Figuras No. 7 y No. 8 se representan la forma de realizar la medición como las diferentes etapas que conforman el módulo de Electrocardiografía de 12 derivaciones.

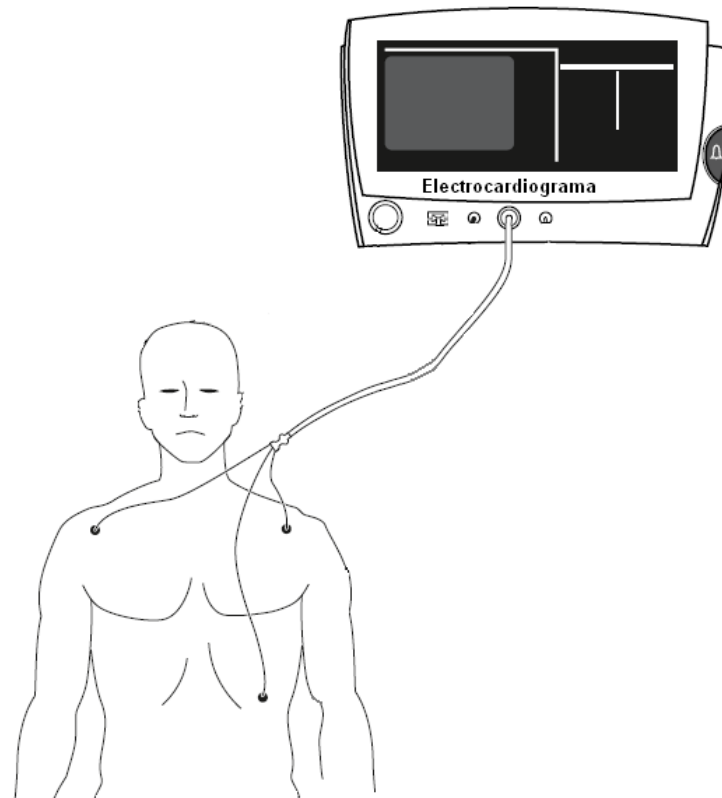


Figura No. 7 Forma de medición para obtener las señales Electrocardiográficas



Figura No. 8 Diagrama a bloques de la Medición de Electrocardiografía

ASPECTOS GENERALES

La señal Electrocardiográfica (ECG) tiene como parámetros relevantes:

- Rango de medida de amplitud de 500 μ V a 5mV, combinada con una componente DC de \pm 300mV.
- Frecuencia con componentes relevantes entre 0.5 Hz y 50 Hz para monitoreo.
- Frecuencia con componentes relevantes entre 0.05 Hz y 100 Hz para diagnóstico.

Como la señal captada por el electrodo tiene un rango de amplitud bajo es necesario amplificar la señal en un factor, de por lo menos 1000x, para que sea usable para la detección del ritmo cardíaco. Sin embargo realizar una amplificación limpia y de alta ganancia no es tarea fácil, ya que en la señal de ECG existen interferencias y ruidos de todo tipo las que también son amplificadas.

Por ejemplo la actividad muscular (señal electromiográfica ó EMG) genera potenciales que no aportan nada a la señal (Figura No. 9) o la red eléctrica induce sobre el cuerpo corrientes que enmascaran la verdadera actividad cardíaca (Figura No. 10).

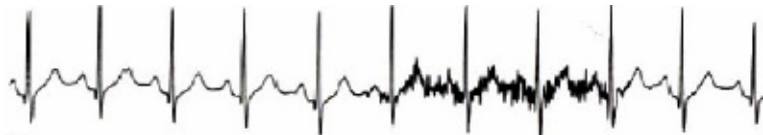


Figura No. 9 Interferencia electromiográfica en ECG



Figura No. 10 Interferencia de la Red Eléctrica

Considerando lo anterior, se requiere en la etapa de entrada de la señal, amplificadores con una elevada tasa de rechazo en modo común, una alta tasa de ganancia y una alta impedancia de entrada. Estas características del circuito de adquisición permiten obtener una señal con bajo nivel de ruido y una amplitud mayor.

La señal de ECG es muy susceptible a ser afectada por diferentes tipos de señales eléctricas, algunas de carácter externo al circuito de medida y otras de carácter interno. Para eliminar el efecto de las fuentes de error se debe tener un buen entendimiento de las mismas y la manera en que estas afectan la señal a medir. Las principales fuentes de ruido son:

1. La fuente de alimentación: Ruido provocado por desequilibrios en el transformador de la fuente de alimentación, acoples capacitivos entre el primario y el secundario.
2. Acoplamiento capacitivo interno entre los diferentes componentes.
3. Ruido de componentes: Ruido térmico introducido por las resistencias del circuito, ruido de componentes propios.
4. Ruido de cuantización: En este caso de procesamiento digital de la señal, el cuantizador introduce un error al transformar la señal analógica a una muestra digital.

La elección de componentes de calidad en el circuito y un buen diseño disminuye en gran parte los efectos mencionados anteriormente.

Fuentes de interferencia:

1. Acoplamiento capacitivo de la red a cables de medida y a electrodos.
2. Acoplamiento capacitivo de la red al paciente.



3. Interferencia de campos magnéticos: los cables de adquisición y el paciente forman un circuito de lazo cerrado, si dicho lazo es atravesado por un campo magnético se inducen corrientes parásitas que generarán distorsión en la señal medida.

4. Potencial de contacto: Aparece una diferencia de potencia entre los electrodos y el paciente, lo cual varía si se mueve el electrodo.

5. potencial bioeléctrico: Aparece como consecuencia del movimiento del paciente.

A continuación se presentan algunas soluciones para minimizar los distintos efectos de interferencia antes nombrados y el mismo orden en que fueron citados:

1. Utilización de cables blindados o apantallados, teniendo especial cuidado de conectar a la entrada modo común del amplificador la pantalla del cable, ya que de lo contrario aparecerían capacidades parásitas mayores (entre la pantalla y el cable) a las que se desean eliminar.

2. atenuar en el circuito amplificador la señal modo común que genera con el acople capacitivo de la red al paciente. Esto se realiza diseñando un amplificador que tenga baja ganancia a señales en modo común respecto de la ganancia de señales diferenciales.

3. Mantener los electrodos lo más limpios posibles y se debe utilizar algún tipo de sustancia conductora para disminuir la resistencia eléctrica entre la piel y el electrodo.

PACIENTE

El paciente es alguien que sufre dolor o malestar. En términos sociológicos y administrativos es el sujeto que recibe los servicios de un médico u otro profesional de la salud. Sometiéndose a un examen médico, tratamiento o intervención. El paciente tiene derecho a ser asistido y ausentarse de actividades habituales y responsabilidades. A la vez el paciente tendrá la obligación de querer mejorar y superar la enfermedad lo antes posible, siguiendo las recomendaciones médicas y el tratamiento.

SENSOR

Para medir y registrar los potenciales y, por lo tanto, corrientes en el cuerpo humano, es necesario proporcionar alguna interface entre éste y el circuito electrónico de medida. Esta función de interface es realizada por los electrodos que registran potenciales, los cuales toman potenciales iónicos producidos por la distribución de potencial creada en el interior del tejido vivo y los transforman en potenciales eléctricos, que puedan ser transmitidos a lo largo de conductores y tratados de forma adecuada posteriormente, mediante instrumentación electrónica convencional.

Aparentemente, la primera impresión sobre la función que cumplen los electrodos que miden biopotenciales es que ésta relativamente simple y directa. Pero cuando se considera el problema con más detalle, se observa que realmente el electrodo realiza una función de transducción, debido a que la corriente corporal es iónica, mientras que los electrodos y en los alambres conectores es electrónica. Por esta razón el electrodo tiene que servir como un transductor que cambie la corriente iónica en corriente electrónica. Esto complica grandemente los electrodos y coloca limitaciones sobre su operación.

Un electrodo, está formado por una superficie metálica y un electrólito (en contacto con la piel). Existen dos transiciones en el camino de la señal bioeléctrica entre el interior del cuerpo y el circuito de medida. La primera, se refiere al contacto entre la piel y el electrólito. La segunda, es el contacto entre el electrólito y la parte metálica del electrodo.

Los electrodos, son los encargados de transformar en corrientes eléctricas las corrientes iónicas del cuerpo humano. Al colocar el electrodo con la piel se producen una distribución de cargas que origina el potencial de contacto que varía según la posición. Estos instrumentos deben cumplir con las ciertas características:

- Transformar corrientes con poca pérdida de información.

- Higiénicos.
- No produzca efectos secundarios en el paciente.
- Baja impedancia.
- Potencial de contacto estable y pequeño.
- Duradero en el tiempo.

Los electrodos a utilizar para adquirir la señal de Electrocardiografía son Electroodos de plata/ cloruro de plata (Ag/AgCl). En su forma básica se trata de un conductor metálico en contacto con la piel y se utiliza una pasta electrolítica para establecer y mantener el contacto (Figura No. 11). Tradicionalmente el electrodo se hace de plata alemana (una aleación plata-niquel). Antes de adherirlo al cuerpo, su superficie cóncava se cubre con una pasta electrolítica. La misión de los electrodos consiste en recoger la señal de la superficie cutánea.

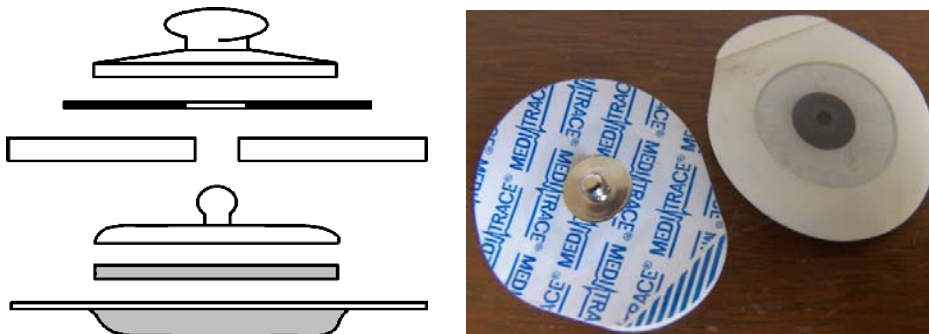


Figura No. 11 Electrodo Ag/AgCl

Los electrodos de Ag-AgCl, son los que poseen menor potencial de media celda y en general, son los electrodos seleccionados para esta aplicación. Comúnmente son de tipo sombrero de copa, y poseen una cavidad donde debe ser colocada pasta electrolítica. Los electrodos desechables pueden ser utilizados cuando el paciente se encuentra completamente estático. Es recomendable limpiar cuidadosamente la piel del paciente con alcohol u otro solvente o abrasivo con el objeto de disminuir la impedancia de contacto electrodo – piel.

Los electrodos que se utilizan para la señal corresponden a las siguientes especificaciones técnicas:
Impedancia de corriente alterna por debajo de 2 kW.

- Voltaje de desplazamiento de corriente directa menor de 100 mV.
- Recuperación de Sobrecarga de desfibrilación menor de 100 mV., con una proporción de cambio de potencial residual de polarización menor de 1mV/s.
- Inestabilidad combinada de desplazamiento y Ruido Interno no mayor de 150 mV.

Al tomar biopotenciales de la superficie de la piel se debe considerar una interfaz adicional, la interfaz entre el electrodo-electrolito y la piel, esto ayuda a comprender el comportamiento del electrodo. Casi siempre para unir un electrodo a la piel se utiliza un gel para electrodos transparente el cual contiene Cl^- como principal unión para mantener un buen contacto. Otra alternativa es utilizar una crema para electrodos la cual también contiene este anión y tiene la consistencia de una crema de manos. Entre este gel o crema y el electrodo hay una interfaz que es la interfaz electrodo-electrolito, pero la interfaz entre el electrolito y la piel es diferente.

La piel consiste de tres capas principales que rodean el cuerpo para protegerlo de medio ambiente y también sirven como interfaces. Para representar la conexión entre un electrodo y la piel por medio de un gel se debe ampliar el circuito anterior al siguiente circuito ilustrado en la Figura No. 12:

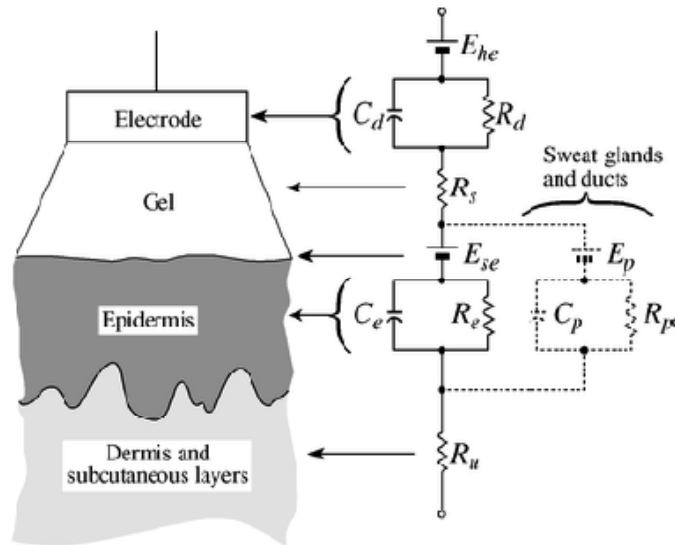


Figura No. 12 Interfaz electrodo - piel

El circuito equivalente a la interfaz electrodo-electrolito es el que esta al lado del geleelectrodo, R_s es la resistencia efectiva entre la piel y el electrodo, y el estrato córneo se puede considerar como una membrana semipermeable a iones, de tal modo que si hay una diferencia en la concentración de iones a lo largo de la membrana hay una diferencia de potencial E_{se} , la cual esta dada por la ecuación de Nerst.

La capa epidérmica tiene una impedancia eléctrica y se comporta como un circuito RC en paralelo, para 1cm^2 la impedancia de la piel se reduce desde $200\text{k}\Omega$ a 1Hz hasta $200\ \Omega$ a 1MHz la dermis y las capas subcutáneas se comportan como resistencias.

Además de los electrodos se necesita un cable para Electrocardiografía (Figura No. 13) de 10 derivaciones, correspondiente a cada electrodo que se coloca en el cuerpo humano, quien lleva la señal que emite el electrodo al circuito electrónico. Este conjunto de derivaciones y cable básico diseñado para medir el ECG aseguran una correcta aplicación de los electrodos, sus posiciones y código de colores (IEC y AAMI) se indican en la junta del cable básico:

Posición Electrodo	Color
Mano derecha	
Pie derecho	Red
Mano izquierda	Black
Pie izquierdo	Green
V1	Brown
V2	Yellow
V3	Green
V4	
V5	Black
V6	Purple



Figura No. 13 Cable para Electrocardiografía

PROTECCIÓN DE PACIENTE

El circuito de medición de biopotenciales cuenta con un sistema que garantiza la seguridad del paciente, en caso de cortos o daños en el equipo biomédico. Cualquier voltaje o corriente que aparezca a través de los electrodos es capaz de afectar el biopotencial que se este midiendo y generar desbalances en los potenciales internos del paciente, pudiendo provocar desordenes en el normal funcionamiento de las células afectadas. Por estas razones se limita el voltaje y la corriente que fluye hacia el paciente; Con este fin se implemento un circuito que limite voltaje y corriente

De igual manera se garantiza la protección de la electrónica del equipo ante altos voltajes que pudieran aparecer a la entrada del electrocardiógrafo tales como impulsos de marcapasos, descargas del desfibrilador u otros artefactos similares.

Las protecciones anteriormente mencionadas se logran con un arreglo de diodos a la entrada de cada electrodo conectado al paciente, como se muestra en la Figura No. 14:

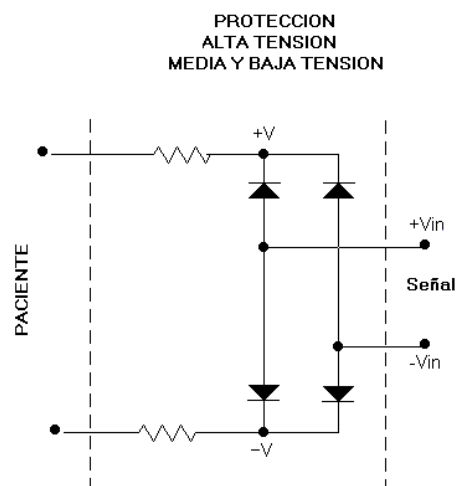


Figura No. 14 Protección de Alta, Media y Baja tensión

Durante el monitoreo del paciente, es posible que surja la necesidad de efectuar reanimación, para ello se emplea un desfibrilador. Dado que este dispositivo entrega energía al corazón con el fin de restablecer el ritmo eléctrico que ocasiona la acción mecánica del músculo cardíaco, esta energía entregada al paciente puede provocar la destrucción del monitor, y es por ello que mediante el uso de diodos de alto performance, se evita que los altos niveles de tensión presentes sobre la piel del paciente dañen el dispositivo.

RETENCIÓN Y MUESTREO

Los circuitos de muestreo y retención, o, en inglés, Sample and Hold (S&H), son circuitos en los que la salida (V_o) sigue a la entrada (V_e) durante intervalos de tiempo que reciben el nombre de tiempo de muestreo, t_s , y durante otros intervalos de tiempo, que reciben el nombre de tiempo de retención, t_h , la salida mantiene de forma constante el último valor presente en la entrada en el instante en que se realizó la transición de muestreo a retención (Figura No. 15).

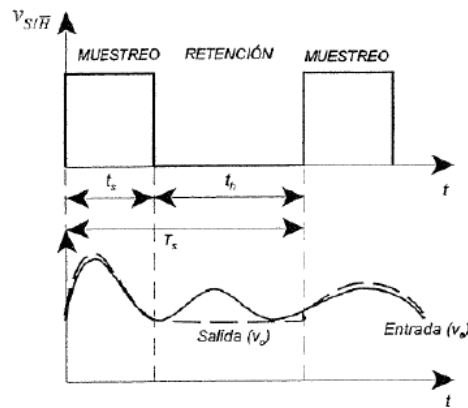


Figura No. 15 Tiempos de retención y muestreo

El circuito de retención y muestreo (Figura No. 16) consiste, en un interruptor para retener y muestrear durante un intervalo de tiempo mínimo, un condensador que se carga durante ese tiempo y mantiene el nivel de la señal durante el tiempo en que el multiplexor cambia a la siguiente derivación, y un amplificador operacional en configuración seguidora de tensión, que proporciona una alta impedancia para que tarde mucho en descargarse el condensador.

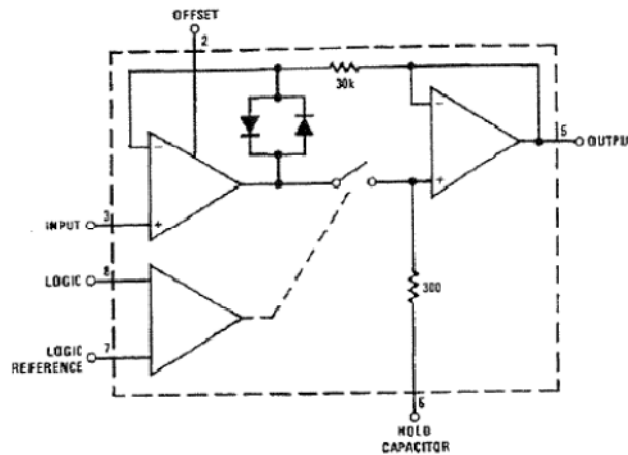


Figura No. 16 Circuito Esquemático de Retención o Muestreo

Este dispositivo electrónico tiene dos posibilidades de trabajo modo Sample y modo Hold:

- Modo Sample: La señal pasa a la salida del dispositivo tal y como esta en la entrada del mismo.
- Modo Hold: La salida se mantiene en el nivel de voltaje que existía en la entrada en el momento que la señal hold fue activada.

MULTIPLEXOR

El multiplexor análogo permite seleccionar las señales provenientes de los electrodos del tórax (DI, DII, DIII, V1 a V6) y colocarlos en la entrada del pre-amplificador de Instrumentación. El multiplexor es controlado por el microcontrolador y tiene una baja resistencia de canal (30Ω), una conmutación rápida (tiempo de encendido 75ns, tiempo de apagado 45ns máximo) y es compatible con señales TTL y CMOS (Figura No. 17).

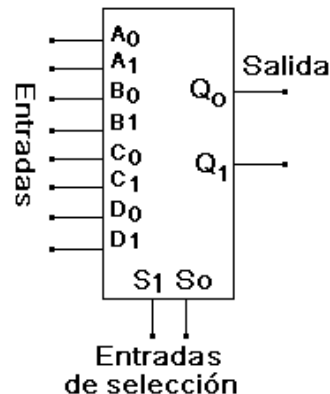


Figura No. 17 Multiplexor

En la siguiente tabla se muestra el modo en que se obtiene cada una de las derivaciones específicas:

Derivación	Tipo	Cálculos
I	Extremidad	LA – RA
II	Extremidad	LL – RA
III	Extremidad	LL – LA
aVR	Aumentada	RA – (LA+LL)/2
aVL	Aumentada	LA – (RA+LL)/2
aVF	Aumentada	LL – (RA + LA)/2
V1	Precordial	V1-(RA+LA+LL)/3
V2	Precordial	V2-(RA+LA+LL)/3
V3	Precordial	V3-(RA+LA+LL)/3
V4	Precordial	V4-(RA+LA+LL)/3
V5	Precordial	V5-(RA+LA+LL)/3
V6	Precordial	V6-(RA+LA+LL)/3

PRE-AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

La actividad eléctrica del corazón consiste en una serie de impulsos miogénicos sincronizados, destinados a generar la activación mecánica del miocardio para cumplir con la función eyectora de la sangre. Los impulsos eléctricos se propagan a través del cuerpo (conductor de volumen), generando biopotenciales a nivel de la epidermis que están directamente relacionados con la actividad eléctrica cardiaca. Esta actividad se manifiesta con señales comprendidas en el rango 0.1–1.0 mV.

La etapa pre-amplificadora de entrada lleva a cabo la amplificación inicial o primaria de la señal del ECG. Esta etapa además de tener alta impedancia de entrada, principalmente tendrá un alto rechazo al modo común (entre 80 y 120 dB), ya que su rol principal es el de adquirir la señal y rechazar el ruido.

Para garantizar su adecuado funcionamiento en cardiología, y de acuerdo con normas internacionales, el amplificador de bioinstrumentación debe reunir las siguientes características:

- Salida simple y entrada diferencial.
- Alto rechazo a la señal de modo común.
- Alta impedancia de entrada: La impedancia de entrada del amplificador deber ser alta para evitar errores de carga y la transformación de señales de modo común a modo diferencial.
- Ganancia apropiada según la aplicación.
- Respuesta en frecuencia: El amplificador ha de filtrar paso alto la señal de ECG para eliminar el potencial de contacto de los electrodos y sus derivas con el tiempo. La señal se debe filtrar también paso bajo para limitar la banda de señal y reducir el ruido. El ancho de banda del amplificador deber ser suficientemente grande para poder reproducir de forma precisa el complejo QRS del ECG, que es el que tiene mayor contenido de frecuencias.
- Bajo Voltaje Offset.
- Bajas corrientes de polarización de entrada.
- Circuito de protección contra sobre voltajes.

El amplificador de instrumentación responde solamente a la diferencia entre las dos señales de entrada y presenta una extremadamente alta impedancia entre las entradas diferenciales y entre cada una de ellas y la referencia.

El voltaje de salida es obtenido entre la salida simple y la referencia del amplificador de instrumentación y esta será igual a la ganancia del amplificador por la diferencia entre los dos voltajes de las terminales de entrada.

La ganancia del pre-amplificador, es fijada desde un resistor externo. Las propiedades de un amplificador de instrumentación ideal pueden ser resumidas por una impedancia de entrada infinita, cero impedancias de salida, voltajes de salidas proporcionales solamente al voltaje de diferencia de entrada, una ganancia constante y precisa (lo cual implica altísima linealidad y un ilimitado ancho de banda). Este amplificador rechazar las señales comunes en ambas entradas (señales de modo común), dejando un poco voltaje offset.

Además de pre-amplificar la señal Electrocardiográfica, también se incluye el circuito de Pierna Derecha (Figura No. 18). El circuito de pierna derecha RF, produce un punto de referencia, normalmente el común del circuito de entrada, a la vez que propicia un camino de baja impedancia para drenar la interferencia, antes de que alcance el amplificador.

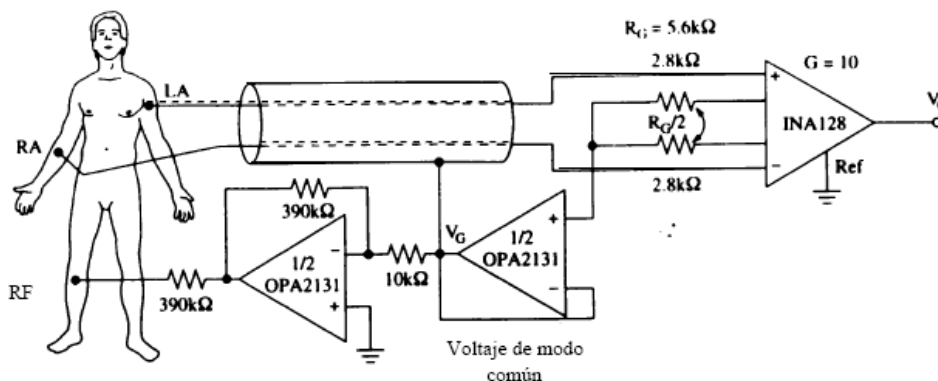


Figura No. 18 Diagrama General de la Pre-amplificación y Circuito de Pierna Derecha

En la Figura No. 18 se muestra el circuito con realimentación del voltaje de modo común y el electrodo de pie derecho (RF). El amplificador de instrumentación, está construido con dos seguidores de voltaje y un amplificador diferencial. Las pequeñas señales provenientes del corazón pueden ser amplificadas y a la vez se minimizan las señales de ruido, lo cual se logra gracias a la propiedad del amplificador diferencial, de tener muy baja ganancia en modo común. Los amplificadores operacionales utilizados son de tecnología JFET, los cuales presentan una alta impedancia de entrada y una mínima corriente de polarización, brindando así un margen de seguridad eléctrica para el paciente.

ESTABILIZACIÓN DE SEÑAL

Uno de los principales problemas que se tiene en el registro de un ECG es el corrimiento de la línea de base producido por causas tan variadas como movimientos involuntarios del paciente, polarización de los electrodos por un mal contacto, fluctuaciones de temperatura, etc.; lo que dificulta una buena estabilidad de la señal registrada, por lo que contar con un sistema de compensación de offset es necesario. Esta etapa esta formada por un filtro pasa altas el cual tiene como referencia una señal de voltaje provista por un integrador analógico de tal manera que la salida total de voltaje se mantiene sobre un mismo nivel de referencia. El circuito que lleva a cabo esta función se muestra en la Figura No. 19.

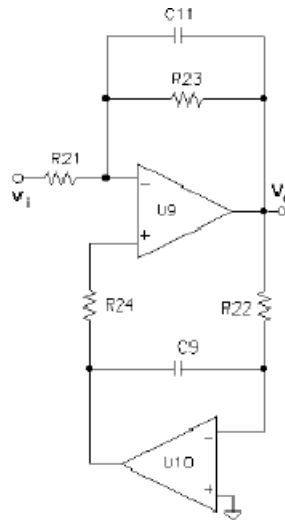


Figura No. 19 Circuito estabilizador

AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

La señal obtenida hasta ahora necesita ser manipulada para que alcance una amplitud comprendida entre 0 y 5 Voltios, para poder ser digitalizada con el convertor Análogo - Digital, que acepta como entrada sólo señales que estén comprendidas entre esos valores

Para el registro de señales Electrocardiográficas es necesario cubrir varias necesidades simultáneamente tales como: alta ganancia, alta impedancia de entrada, acoplamiento de corriente alterna para suprimir el potencial de desajuste de los electrodos, reducción de interferencia y en algunos casos, bajo ruido es requerido.

En el caso de nuestro circuito, la etapa de amplificación esta formada por un amplificador de instrumentación, basado en dos etapas que combinan el acoplamiento de corriente alterna y la alta impedancia de entrada de un circuito acoplador con la RRMC de un amplificador diferencial simple. Este circuito se muestra en la Figura No. 20.

Este circuito eleva el nivel de la señal de manera tal que pueda ser registrada por el dispositivo de salida. Su entrada tiene acoplamiento para ac de manera tal que los voltajes de offset amplificados por la etapa anterior son eliminados, a fin de evitar la saturación de esta etapa. Esta amplificación es realizada de manera automática desde el microcontrolador. También incluye el control de offset para ajustar la línea base y finalmente pueda ser aislada electrónicamente la señal.

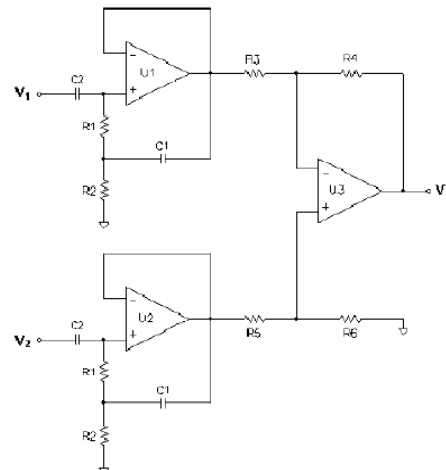


Figura No. 20 Amplificador de instrumentación compuesto

ASLAMIENTO

El sistema que mejor minimiza los riesgos en la medida de señales Electrocardiográficas es el aislado.

Una vez amplificada la señal se debe separar los circuitos de amplificación y de filtrado como protección del cuerpo humano para eliminar totalmente la posibilidad de que ocurran descargas de corriente eléctrica hacia el cuerpo del paciente.

Un amplificador aislado está compuesto por dos subsistemas que están aislados galvánicamente entre si. El mecanismo de acoplamiento que transfiere la señal del subsistema de entrada al de salida puede ser magnético, capacitivo u óptico. La etapa de entrada tiene su alimentación y referencia aisladas de la alimentación y referencia de la etapa de salida.

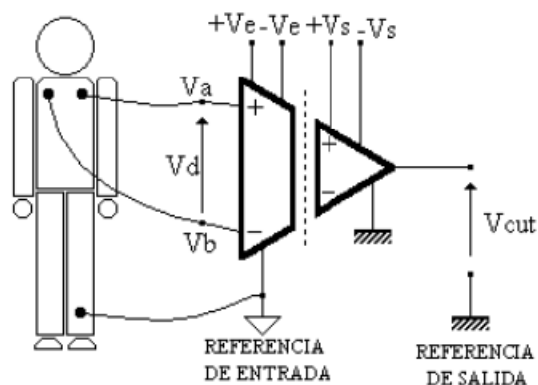


Figura No. 21 Amplificador de Aislamiento

Esta etapa aísla eléctricamente al paciente de cualquier corriente de retorno generada por el circuito de la tarjeta y genera suficiente amplificación para incrementar los valores de potencial de las señales Electrocardiográficas a rango de voltajes adecuados para ser procesados por los dispositivos electrónicos. Esta fase se realiza con un amplificador de aislamiento (Figura No. 21).

Este amplificador de aislamiento tiene como función principal proporcionar aislamiento óhmico (mantener el aislamiento óhmica de la señal eléctrica) entre el paciente y los elementos electrónicos que permiten el procesamiento y el almacenamiento de la señal Electrocardiográfica. La estructura del amplificador de aislamiento está compuesta de tres puertos completamente aislados (entrada, salida y alimentación)

proporcionado gran exactitud y un completo aislamiento galvánico. También interrumpe los circuitos de tierra, rechaza los voltajes en modo común y los ruidos que puedan degradar la exactitud de la señal Electrocardiográfica.

El amplificador de aislamiento utilizado incorpora una nueva técnica de ciclo de trabajo modulación – demodulación. La señal es transmitida digitalmente a través de una barrera capacitiva diferencial de 2pF. Con la modulación digital las características de la barrera no afectan la integridad de la señal, resultando una fiabilidad excelente y buena inmunidad a los altos transientes de frecuencia.

FILTRADO ACTIVO

Las señales Electrocardiográfica viene sumergida en inmensa cantidad de ruido, para atenuar el efecto de esta interferencia se filtra la señal. Los filtros son circuitos que permiten el paso de una determinada banda de frecuencias mientras atenúan todas las señales que no estén comprendidas en esta banda.

En esta etapa se toman en cuenta básicamente dos consideraciones: la interferencia y el ancho de banda. La interferencia en la señal del ECG se origina principalmente por la línea de corriente alterna de 60 Hz, electrodos indebidamente fijados, resequedad en la pasta electrolítica y otros, siendo la interferencia de la línea de corriente alterna la que destaca entre ellas, sin ser su presencia sino sus efectos los que deben eliminarse. Con base en estas consideraciones se diseño la etapa de filtrado.

Según la Asociación americana de Electrocardiografía se requiere un ancho de banda de 0.05 Hz a 100 Hz (Figura No. 22) para un electrocardiograma estándar, además se debe atenuar la interferencia de la red; con tal propósito se diseñó un Filtros Butterworth pasa banda (pasa-bajos y pasa-altos). Estas dos etapas fueron implementadas con el fin de limitar el ancho de banda de la señal Electrocardiográfica, con un ancho de banda de 0.05 Hz a 100Hz.

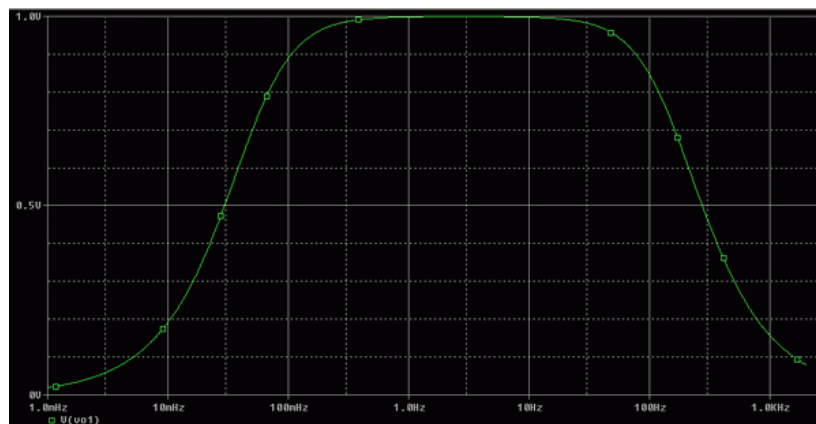


Figura No. 22 Filtro Pasa Banda

En estas dos etapas se implementaron filtros Butterworth de 60 decibeles por década respectivamente. Este tipo de filtro se escogió por presentar respuesta en amplitud muy plana en la banda de paso además de su fácil implementación.

CONVERSOR ANÁLOGO – DIGITAL

Esta es una de las etapas más importantes del equipo, ya que es la encargada de recibir la señal Electrocardiográfica previamente amplificada y filtrada, de digitalizarla, y de enviarla a través de un canal de comunicaciones. Debido a los estándares internacionales, se requiere que el conversor que maneje esta etapa debe tener por lo menos 10 bits de resolución, y la posibilidad de transmitir los datos a través de puertos serie y/o USB.

Para hacer el proceso de conversión digital de la señal Electrocardiográfica se deben tener en cuenta los siguientes aspectos: frecuencia a la que se va a muestrear la señal Electrocardiográfica, el tiempo de conversión mínimo del convertidor A/D, el tiempo que tarda el dispositivo de almacenamiento en registrar una muestra de señal (Figura No. 23). Debido a estos aspectos es necesario un dispositivo electrónico que permita integrar diferentes tipos de tecnologías y realizar tareas como controlar los tiempos de conversión y almacenamiento de la señal ECG y comunicación con el computador.

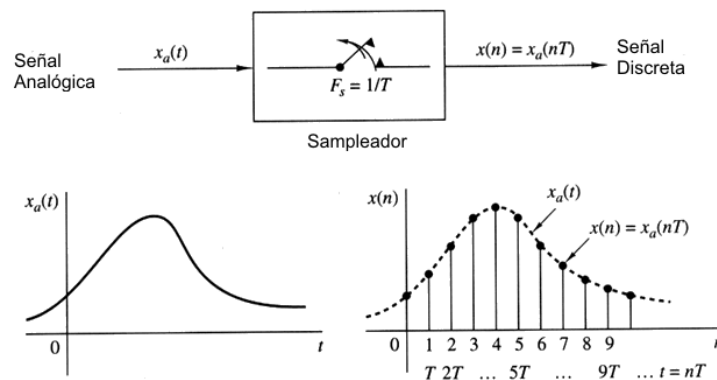


Figura No. 23 Conversión Análoga Digital

Debido a los niveles de tensión negativos generados por la señal ECG se utilizó el convertidor que adquiriera voltajes negativos y positivos, configurado para recibir una señal de entrada en el rango $\pm 5V$. Este convertidor es un dispositivo que maneja resolución de 16 bits, múltiples rangos de operación, error máximo integral de linealidad (LSB) de $\pm 1\%$, interfaz serial de datos y una alta impedancia de entrada.

Como el convertidor es un dispositivo de 16 bits, la salida varía en 65536 (2^{16}) pasos discretos cuando el valor de la entrada analógica es cambiado desde el máximo hasta el mínimo de plena escala. Con entrada de $\pm 5V$ y 16 bits la resolución es de 153 μV .

El convertidor puede ser configurado para generar o recibir la señal de reloj de datos. Debido a que el microcontrolador es el dispositivo encargado de controlar los tiempos de conversión y almacenamiento de la señal ECG el convertidor se configura para recibir la señal de reloj externa.

La comunicación entre el conversor y el microcontrolador se realiza por el protocolo I²C: El conversor coger la señal procedente de la etapa analógica, la muestrea y envía al microcontrolador. Este proceso lo tiene que realizar para cada una de las doce derivaciones y de forma continua.

MICROCONTROLADOR

El microcontrolador utilizado es de la gamma de los PIC16F, utilizando el protocolo de comunicación I²C (Figura No. 24).

I²C es un bus de comunicaciones serie. Su nombre viene de Inter-Integrated Circuit (Circuitos Inter-Integrados). La versión 1.0 data del año 1992 y la versión 2.1 del año 2000, su diseñador es Philips. La velocidad es de 100Kbits por segundo en el modo estándar, aunque también permite velocidades de 3.4 Mbit/s. Es un bus muy usado en la industria, principalmente para comunicar microcontroladores y sus periféricos en sistemas empotrados (Embedded Systems) y generalizando más para comunicar circuitos integrados entre si que normalmente residen en un mismo circuito impreso.

La principal característica de I²C es que sólo usa dos hilos para transmitir la información: por uno van los datos y por otro la señal de reloj que sirve para sincronizarlos. También es necesaria una tercera línea,

pero esta sólo es la referencia (masa). Como suelen comunicarse circuitos en una misma placa que comparten una misma masa esta tercera línea no suele ser necesaria.

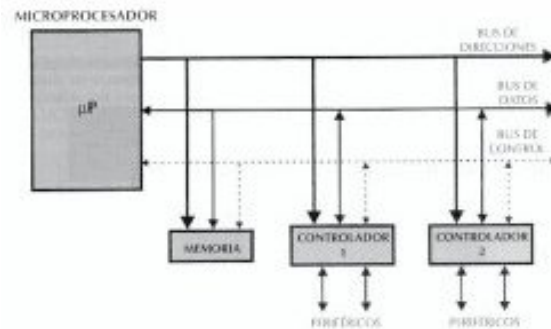


Figura No. 24 Conexión para la comunicación I²C

Las líneas se llaman:

- SDA: datos
- SCL: reloj
- GND: masa

Las dos primeras líneas son drenador abierto, por lo que necesitan resistencias de pull-up. Los dispositivos conectados al bus I²C tienen una dirección única para cada uno. También pueden ser maestros o esclavos. El dispositivo maestro inicia la transferencia de datos y además genera la señal de reloj, pero no es necesario que el maestro sea siempre el mismo dispositivo, esta característica se la pueden ir pasando los dispositivos que tengan esa capacidad. Esta característica hace que al bus I²C se le denomine bus multi-maestro.

El software se desarrollo en assembler con el programa MPLAB, cuyas funciones son:

- Comunicación con el convertor análogo – Digital.
- Control de la etapa de retención y muestreo.
- Selección de la derivación a adquirir por medio de los multiplexores.
- Control de la ganancia del amplificador de instrumentación con ganancia digital.
- Envío de datos al microcontrolador multi-maestro.

FOTOS DEL CIRCUITO DE ELECTROCARDIOGRAFÍA DE 12 DERIVACIONES

A continuación se relacionan imágenes fotografiadas de los elementos e instrumentos utilizados para la realización del módulo de Electrocardiografía:

En la Figura No. 25 se encuentra en protoboard implementado el circuito de Electrocardiografía, que corresponde a:

1. Multiplexores y Microcontrolador: Encargados de seleccionar la derivación que se quiere registrar y el manejo de las señales por medio del microcontrolador y su conversión.
2. Protección de Paciente, Retención – Muestreo.
3. En este último protoboard se encuentra la adecuación de la señal que corresponde a: Amplificación, filtrado, estabilización de la señal y aislamiento electrónico.

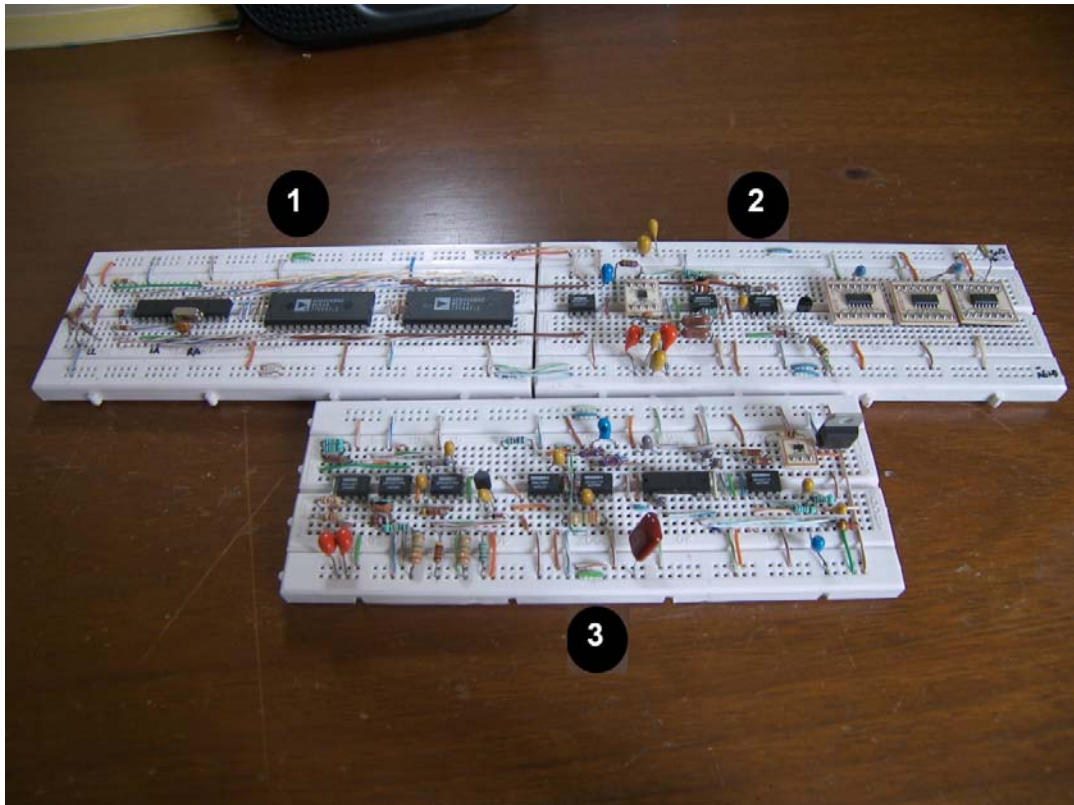


Figura No. 25 Circuito de Electrocardiografía

La Figura No. 26 corresponde a los elementos que se necesitaron para desarrollar el circuito de Electrocardiografía:

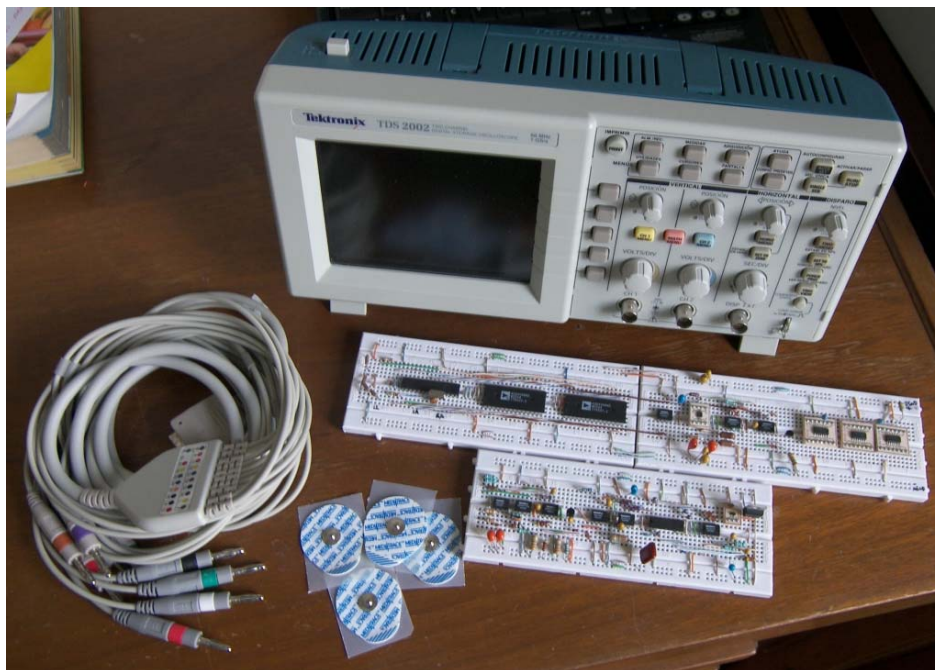


Figura No. 26 Dispositivos utilizados para el circuito de Electrocardiografía

Para el desarrollo de este módulo se utilizó los sensores de Ag/AgCl, el cable para Electrocardiografía, un osciloscopio Digital Tektronix de 60MHz y el circuito en protoboard.

La Figura No. 27 se puede observar las señales de Electrocardiográficas registradas en el Osciloscopio Digital:

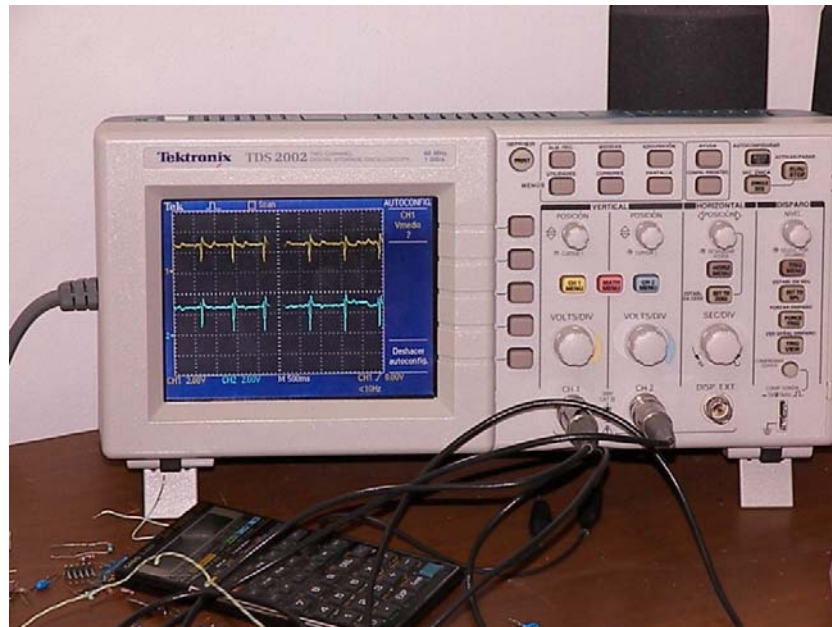


Figura No. 27 Señales Electrocardiográficas

CONCLUSIONES

- El circuito electrónico desarrollado utiliza como sensor electrodos Ag/AgCl para adquirir las 12 señales Electrocardiográficas provenientes del cuerpo humano para su posterior adecuación, filtrado digitalización y envío de datos.
- Diseñar e implementar el módulo de electrocardiografía no es una tarea fácil ya que es un sistema muy delicado y sensible a ruidos e interferencias. La utilización de cables apantallados, dispositivos electrónicos de alto performance, filtros activos y pasivos permitieron eliminar gran parte del ruido e interferencias que se acoplaban a nuestro circuito, obteniendo considerablemente una muy buena calidad de la señal Electrocardiográfica.
- Analógicamente se obtuvo una señal bastante limpia y con un CMRR bastante elevado, alrededor de los 100 dB (a 60 Hz) gracias a las especificaciones técnicas del amplificador de instrumentación, con ganancias variables dependiendo de las características de la señal eléctrica generada por el paciente.
- Se realiza una conversión analógica – digital de 16 bits para obtener una señal digital exacta a la generada por el cuerpo humano, esto nos garantiza que al realizar el despliegue gráfico se va a obtener una señal de muy buena calidad y fiable a la original.
- El circuito diseñado cumple con todas las protecciones electrónicas para la seguridad del paciente y de todos los dispositivos conectados al equipo electrónico.