

PROYECTO
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MONITOR DE SIGNOS VITALES
BASADO EN UN COMPUTADOR PORTÁTIL

PRODUCTO INTERMEDIO P04
MÓDULO DE ELECTROCARDIOGRAFÍA DE 12 DERIVACIONES

ACTIVIDAD:

A10: Diseño y pruebas en protoboard del Módulo de Electrocardiografía

INFORME MODULO DE ELECTROCARDIOGRAFÍA DE 12 DERIVACIONES

INTRODUCCIÓN

Es un procedimiento de diagnóstico con el que se obtiene un registro de la actividad eléctrica del corazón. Es la técnica más usada para el estudio electrofisiológico del corazón, debido a que es un método no invasivo y permite registrar la actividad eléctrica del corazón desde la superficie del cuerpo humano. Desde sus inicios el ECG ha sido interpretado a partir de la morfología de las ondas y complejos que componen el ciclo cardíaco y de las mediciones de intervalos de tiempo entre las diferentes ondas, complejos y segmentos.

Las contracciones rítmicas del corazón están controladas por una serie ordenada de descargas eléctricas que se originan en el nodo sinusal de la aurícula derecha y se propagan a los ventrículos a través del nodo aurículoventricular y del haz de His (un haz de fibras neuromusculares). Mediante electrodos aplicados en varias regiones del cuerpo se puede obtener, tras amplificarlas, un registro de estas descargas eléctricas (transmitidas por los tejidos corporales desde el corazón hasta la piel). Este registro se llama electrocardiograma (ECG Ver Figura 1). El electrocardiograma (ECG) es el registro gráfico, en función del tiempo, de las variaciones de potencial eléctrico generadas por el conjunto de células cardíacas y recogidas en la superficie corporal.

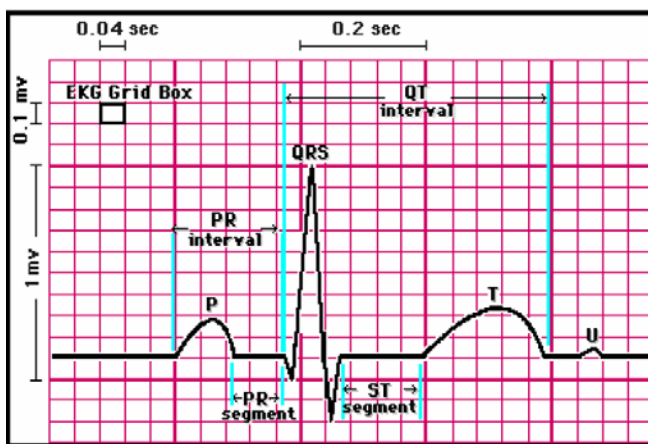


Figura 1 Onda Electrocardiográfica

Nomenclatura de las Ondas del Electrocardiograma

Onda P: Representa la despolarización de las aurículas. Tiene una morfología redondeada, con una duración máxima de 0.10s (2.5mm) y un voltaje de de 0.25 Mv (2.5 mm). Es positiva en todas las derivaciones salvo en la Avr del plano frontal que es negativa, y en la derivación V1 del plano horizontal (Ver Figura 2).

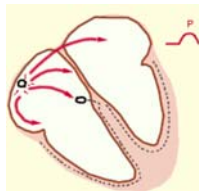


Figura 2 Representación de la Onda P

Onda Q: La deflexión negativa inicial resultante de la despolarización ventricular, que precede una onda R (Ver Figura 3). La duración de la onda Q es de 0,010 – 0,020 seg, no supera normalmente 0,30 seg.



Figura 3 Representación de la Onda Q

Onda R: La primera deflexión positiva durante la despolarización ventricular (Ver Figura 4).

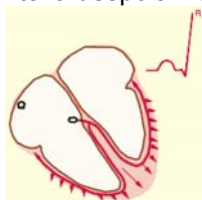


Figura 4 Representación de la Onda R

Onda S: La segunda deflexión negativa durante la despolarización ventricular (Ver Figura 5).

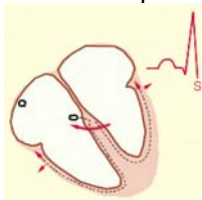


Figura 5 Representación de la Onda S

Onda T: Es la Deflexión lenta producida por la repolarización ventricular (Ver Figura 6).

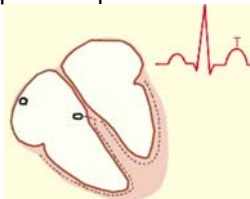


Figura 6 Representación de la Onda T

Onda U: Es una onda habitualmente positiva, de escaso voltaje, que se observa sobre todo en las derivaciones precordiales y que sigue inmediatamente a la onda T. Se desconoce su origen exacto, aunque algunos postulan que se debe a la repolarización de los músculos papilares (Ver Figura 7).

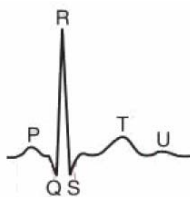


Figura 7 Representación de la Onda U

Derivaciones

Las disposiciones específicas de los electrodos, se conocen como derivaciones y en la práctica clínica se utilizan un número de doce estándares, clasificadas de la siguiente forma:

1. Derivaciones del plano frontal: Estas derivaciones son de tipo bipolares y monopulares. Las bipolares creadas por Wielleem Einthoven registran la diferencia de potencial eléctrico que se produce entre dos puntos. Para su registro se colocan 4 electrodos: Brazo derecho RA, Brazo izquierdo LA, Pierna Izquierda LL y Pierna Derecha RL. Son 3 y se denominan DI, DII, DIII.

- DI: Registra la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo polo positivo y el derecho (polo negativo) (Ver Figura 8).
- DII: Registra la diferencia de potencial que existe entre la pierna izquierda (polo positivo) y el brazo derecho (polo negativo) (Ver Figura 8).
- DIII: Registra la diferencia del potencial que existe entre la pierna izquierda (polo positivo) y el brazo izquierdo (polo negativo) (Ver Figura 8).

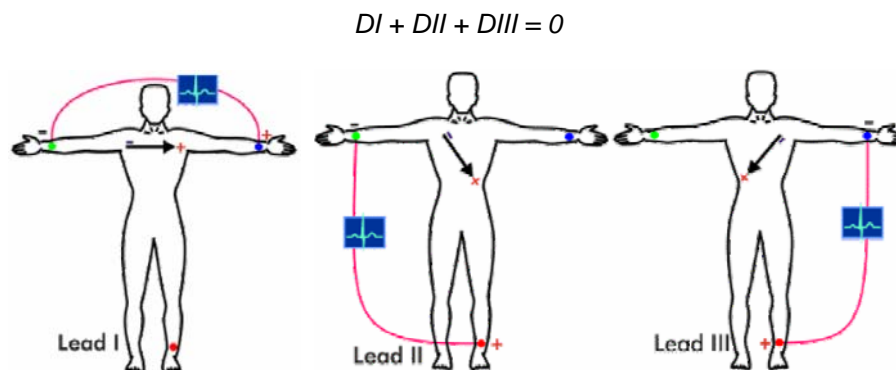


Figura 8 Derivaciones Bipolares (DI, DII, DIII)

De modo que $DII = DI + DIII$

Esta relación indica que el electrocardiograma ha sido registrado adecuadamente. Estas tres derivaciones conforman en el tórax un triángulo equilátero llamado triángulo de Einthoven en cuyo centro se encuentra el corazón (Ver Figura 9).

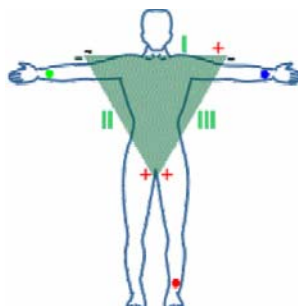


Figura 9 Triángulo de Einthoven

Las derivaciones monopulares registran el potencial total en un punto del cuerpo. Ideado por Frank Wilson y para su registro unió a las tres derivaciones del triángulo de Einthoven, cada una a través de la resistencia de un punto ó una central terminal de Wilson donde el potencial eléctrico es cercano

a cero. Esta se conecta a un aparato de registro del que salía el electrodo explorador, el cual toma el potencial absoluto (V): Brazo derecho (VR), Brazo izquierdo (VL), Pierna izquierda (VF) (Ver Figura 10).

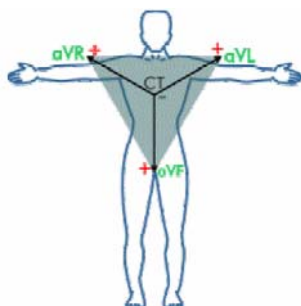


Figura 10 Representación de las Derivaciones Aumentadas

Goldberger modifico ese sistema consiguiendo aumentar la onda hasta en un 50% y de aquí que estas derivaciones se llamen Avr, Avl, Avf, donde la a significa ampliada ó aumentada.

Avr: Brazo derecho (+) y Brazo izquierdo + Pierna Izquierda (-)(Ver Figura 11).

Avl: Brazo izquierdo (+) y Brazo derecho + Pierna Izquierda (-)(Ver Figura 11).

Avf: Pierna izquierda (+) y Brazo derecho + Brazo izquierdo (-) (Ver Figura 11).

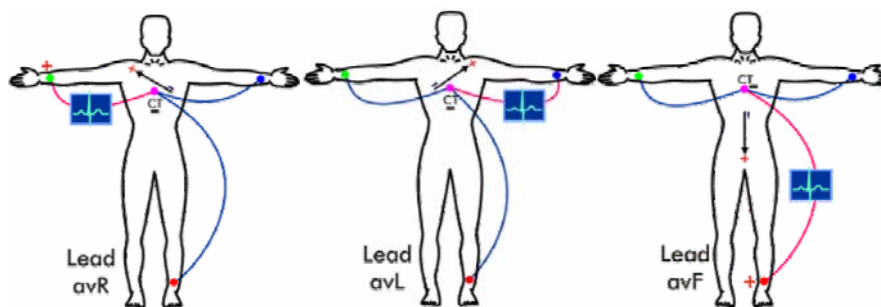


Figura 11 Derivaciones Monopolares Aumentadas

2. Derivaciones del plano Horizontal: Son derivaciones verdaderamente mono o unipolares, 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 (LL + LA + RA, que da como resultado 0) (Ver Figura 12).

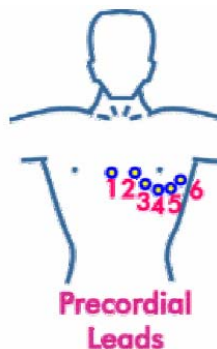
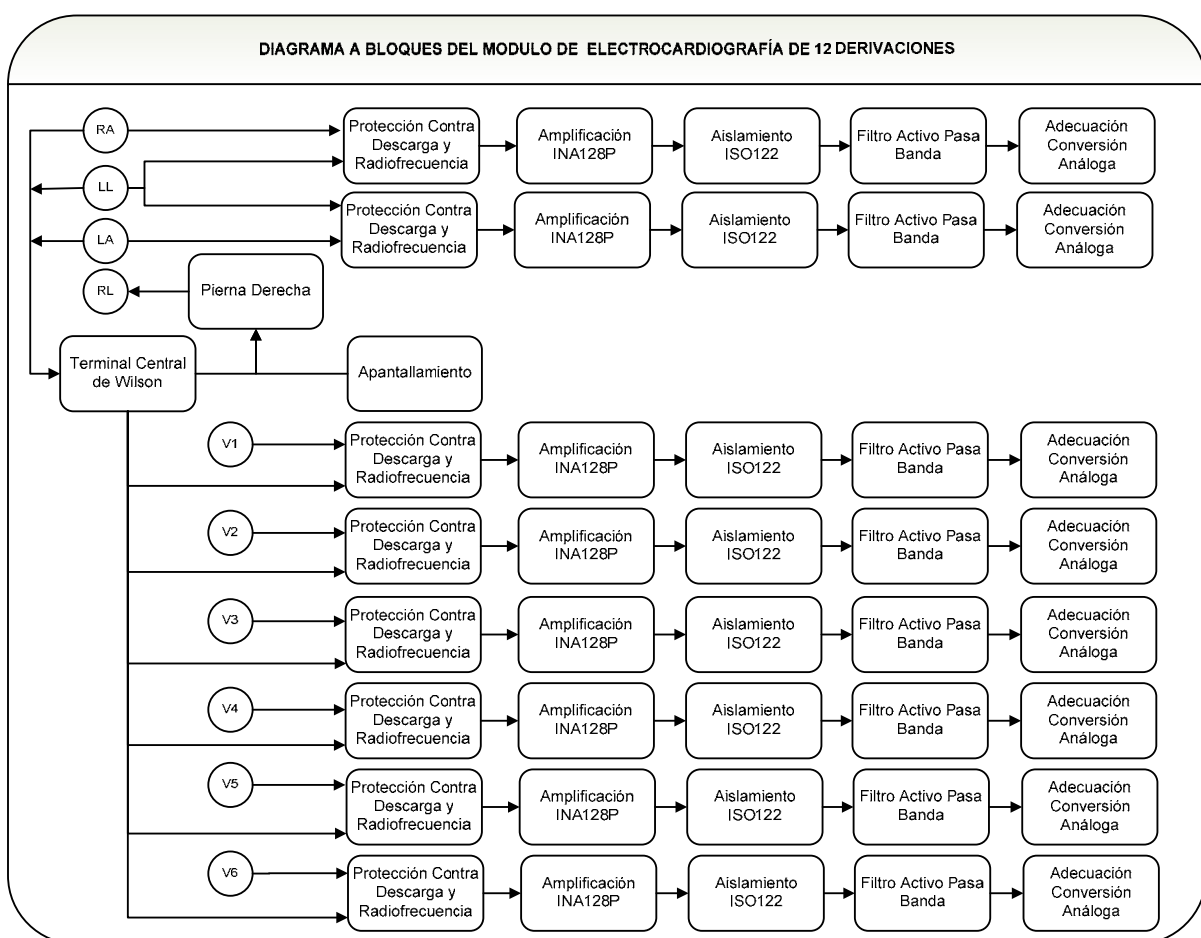


Figura 12 Representación de las Derivaciones Precordiales

La localización precordial de los electrodos es la siguiente:

- V1: intersección del 4to espacio intercostal derecho con el borde derecho del esternón.
- V2: intersección del 4to espacio intercostal izquierdo con el borde izquierdo del esternón.
- V3: a mitad de distancia entre V2 y V4
- V4: intersección del 5to espacio intercostal izquierdo y línea medio clavicular.
- V5: intersección del 5to espacio intercostal izquierdo y línea axilar anterior.
- V6: Intersección del 5to espacio intercostal izquierdo y línea axilar anterior.

DIAGRAMA A BLOQUES MÓDULO DE ELECTROCARDIOGRAFÍA DE 12 DERIVACIONES



Para la obtención de las señales del ECG utilizadas con fines diagnósticos y terapéuticos de pacientes con trastornos cardíacos en diferentes entornos de cuidados, se han utilizado muchas configuraciones diferentes del sistema de derivaciones. En este módulo se obtiene el ECG convencional de 12 derivaciones, en el que las 12 derivaciones se obtienen a partir de diez electrodos.

En la Tabla 1 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

Tabla 1 ECG convencional de 12 Derivaciones

ELECTRODOS

Los electrodos son elementos esenciales para la medicina porque proporcionan una interfase entre el cuerpo humano y los aparatos médicos de medida. Los electrodos, son los encargados de transformar en corrientes eléctricas las corrientes iónicas del cuerpo humano. El electrodo está formado por una superficie metálica y un electrolito en contacto con la piel.

Los electrodos convierten corrientes iónicas en corrientes de electrones. Se utilizan electrodos Ag-AgCl, que son discos de plata con un electrolito (gel o pasta conductora) (Ver Figura 13). La interfase electrodo-electrolito consta de una impedancia y una tensión continuas. Para los electrodos de superficie la impedancia oscila entre decenas de kilohmios. Se realiza una amplificación diferencial y un filtrado de paso alto para eliminar la componente de potencial de contacto de los electrodos y la componente continua. Las interferencias externas, procedentes de la red eléctrica, se conducen por el cuerpo humano provocando un acoplamiento capacitivo entre éste y la red. De la misma forma existe un acoplamiento de 60 Hz entre la red y los cables hacia tierra. La misión de los electrodos consiste en recoger la señal de la superficie cutánea.

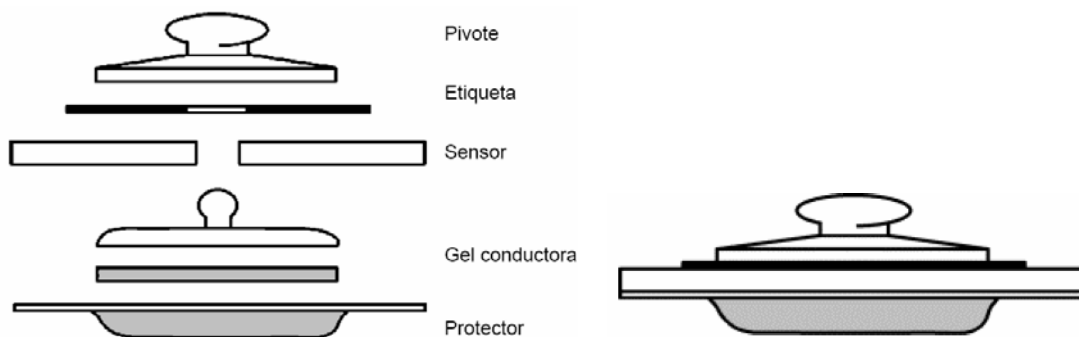


Figura 13 Electrodo Ag/AgCl

Para recibir una buena señal se debe tener en cuenta los siguientes parámetros:

- Los electrodos deben ser iguales y de la misma marca.
- Se deben situar de forma que se reconozcan las diferentes ondas del ECG.

Para aplicar los electrodos:

- La piel ha de estar limpia, seca y desengrasada; si hay exceso de vello, se debe rasurar un poco.
- Los electrodos son desechables.

Especificaciones técnicas:

- Impedancia de corriente alterna por debajo de 2 k Ω .
- 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.
- Prejuicio la Tolerancia Actual inferior de 100 mV.
- Inestabilidad combinada de desplazamiento y Ruido Interno no mayor de 150 mV.

Electrodos Extremidades



Figura 14 Electrodo Extremidades

Características (Figura 14):

- Pinzas para extremidades en "una sola pieza"
- Con conexión universal
- Dos tipos: Níquel y cloruro de plata "no metálico"
- Presentación: juegos de 4 unidades en colores normalizados

Electrodo Succión de Tórax

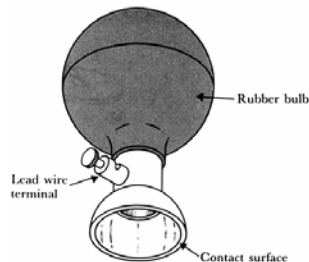


Figura 15 Electrodo Succión de Tórax

Características (Figura 15):

- Electrodo reutilizable
- Campanas de succión de goma, níquel ó cloruro de plata (Ag/AgCl)
- Conexión universal a rosca

CABLE PARA ELECTROCARDIOGRAFÍA CONVENCIONAL

Los conjuntos de derivaciones y cables básicos diseñados para medir el ECG aseguran una correcta aplicación de los electrodos, sus posiciones y código de colores (IEC y AAMI) que indican en la junta del cable básico (Tabla 2).

Posición Electrodo	Color
Mano derecha	
Pie derecho	Rojo
Mano izquierda	Negro
Pie izquierdo	Verde
V1	Rojo
V2	Amarillo
V3	Verde
V4	Azul
V5	Púrpura
V6	Naranja

Tabla 2 Código de Colores para la posición de los electrodos



Figura 16 Cable para Electrocardiografía de 10 canales

PROTECCIÓN CONTRA DESCARGA Y RADIOFRECUENCIA

BUFFER

También llamado Seguidor de Tensión; esta configuración se caracteriza porque tiene una alta impedancia de entrada y una muy pequeña impedancia de salida, lo que le permite ser utilizado como etapa de aislamiento. Desde el punto de vista de la entrada es la carga ideal, y visto desde la salida es un generador de tensión ideal. La configuración del seguidor tiene una ganancia $A_v=1$. Cada una de las etapas de aislamiento y acople de impedancia que reciben las señales provenientes de los electrodos en el plano frontal y horizontal (RA, LA, LL, RL, V1, V2, V3, V4, V5 y V6) se diseñan con base en el circuito integrado OPA2277 (Para ampliar información ver datasheet) (Ver Figura 17).

El acople de aislamiento e impedancia de la pierna derecha (RL) tiene dos objetivos: El primero es colocar la pierna derecha a una tierra activa aislada de la tierra eléctrica del circuito con el propósito de suministrar seguridad eléctrica al paciente; y el segundo, atenuar el voltaje de modo común que afecta los terminales de entrada del amplificador de instrumentación INA128P.

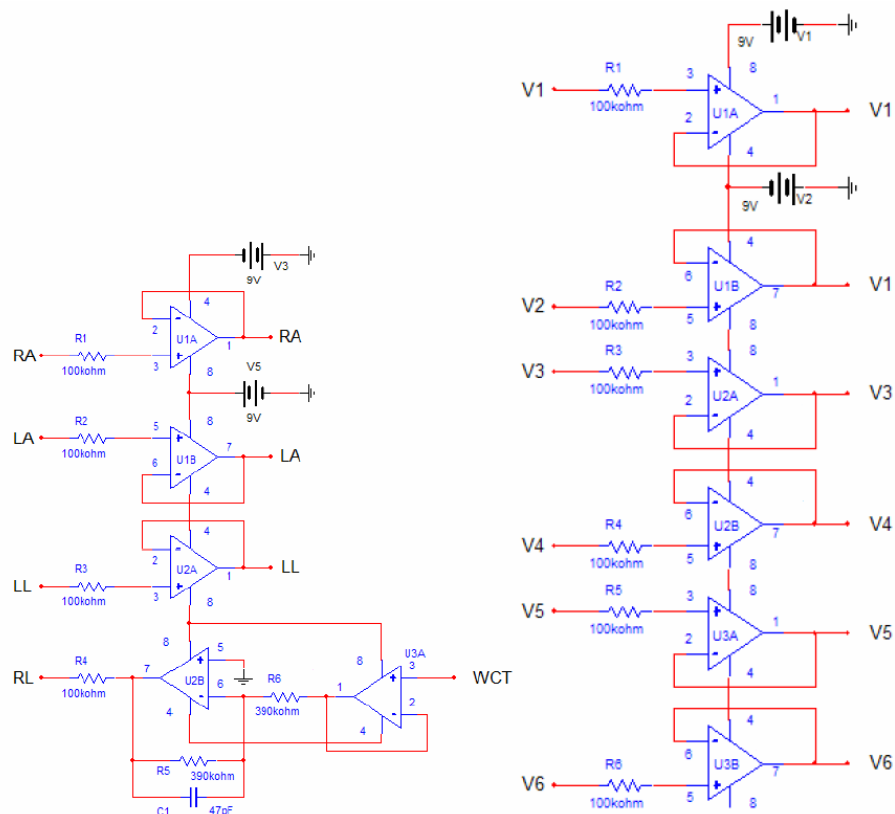


Figura 17 Circuito de protección y acople de impedancia

PROTECCIÓN CONTRA DESCARGA Y RADIOFRECUENCIA

Las derivaciones del ECG incluyen una resistencia de 1K para limitación de corriente. Las lámparas de neón actúan como un circuito de retención de voltaje, limitándolo alrededor de los 100V. Las lámparas de neón son escogidas por su baja capacitancia y alta impedancia a la corriente directa. Las resistencias en serie con los diodos forman un circuito de retención para una segunda protección de entrada para los amplificadores. Dos filtros pasivos RC se usan para reducir la susceptibilidad a la Radiofrecuencia (Ver Figura 18).

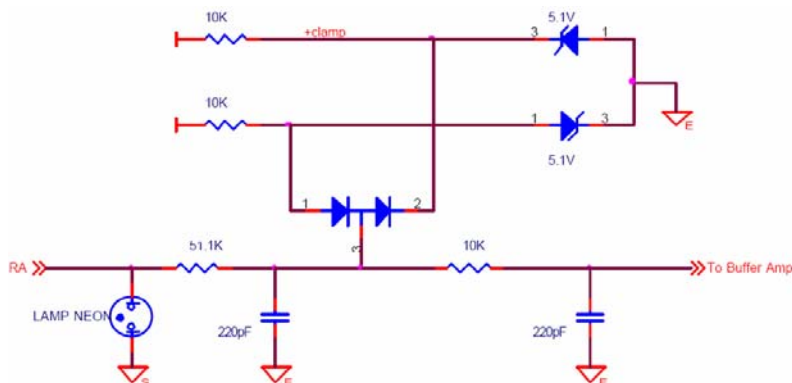


Figura 18 Protección Contra Descarga Y Radiofrecuencia

TERMINAL CENTRAL DE WILSON

Frank Norman Wilson (1890-1952) investigó sobre los potenciales unipolares de electrocardiografía, siendo estos medidos a un terminal de referencia. En varios artículos Wilson y colegas (Wilson, Macleod, y Barker, 1931,; Wilson et al., 1934) usaron el término central de Wilson. El cual se formaba conectando resistencias de 5kΩ en cada de las extremidades llevadas a un punto común que se llamó Terminal Central de Wilson (Ver Figura 19). Wilson sugirió que los potenciales unipolares deben medirse con respecto a este terminal.

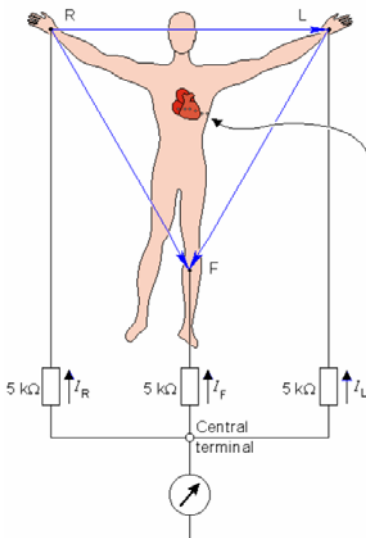


Figura 19 Terminal Central de Wilson

El terminal central de Wilson no es independiente, pero, es el promedio de los potenciales de cada miembro. Esto se demuestra fácilmente notando que en un voltímetro ideal no existe ninguna corriente en cada uno de los miembros. Por consiguiente, la corriente total en el Terminal Central de Wilson es cero satisfaciendo la conservación de corriente según las leyes de Kirchorff, (donde Φ es el campo eléctrico de cada extremidad):

$$I_R + I_L + I_F = \frac{\Phi_{CT} - \Phi_R}{5000} + \frac{\Phi_{CT} - \Phi_L}{5000} + \frac{\Phi_{CT} - \Phi_F}{5000}$$

Donde el terminal central de Wilson es:

$$\Phi_{CT} = \frac{\Phi_R + \Phi_L + \Phi_F}{3}$$

Puesto que el potencial en el Terminal Central de Wilson es el promedio de los potenciales de cada una de las extremidades, se puede argumentar que cada una depende de la referencia con el Terminal Central de Wilson.

En la Figura 20 se puede apreciar la ubicación espacial del Terminal Central de Wilson en el centro del Triángulo de Einthoven:

El Terminal Central de Wilson se diseñó con valores de resistencias de 10kΩ al 1% de precisión, como se muestra en la Figura 21 del circuito. Este terminal sirve como referencia para las derivaciones precordiales (V1, V2, V3, V4, V5 y V6).

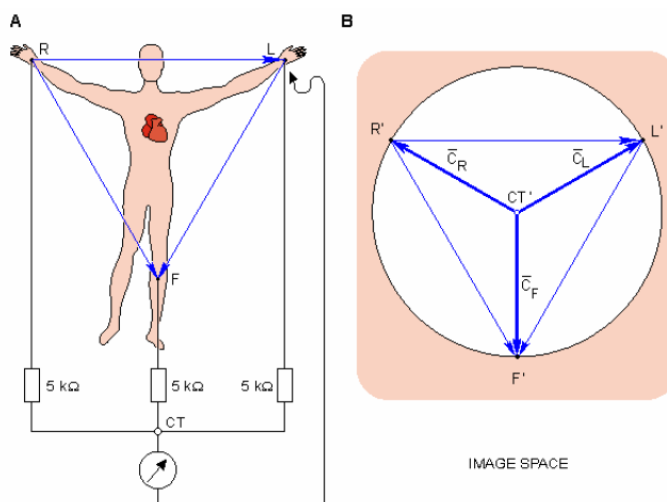


Figura 20 Terminal Central de Wilson en el centro del Triángulo de Einthoven

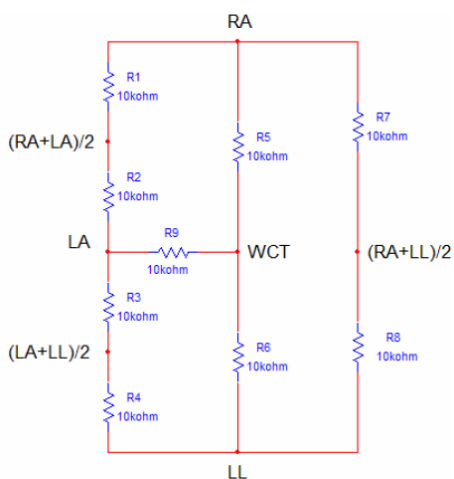


Figura 21 Circuito Terminal Central de Wilson

El Terminal Central de Wilson (WCT) se toma como electrodo indiferente para cada una de las derivaciones precordiales (V1 – V6) y forma parte de las entradas negativas de los Amplificadores de Instrumentación.

AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

Los amplificadores constituyen un componente muy importante en los sistemas de bioinstrumentación; sus características deben ajustarse a las condiciones impuestas por la señal a amplificar y al entorno físico de aplicación. Las señales biológicas se caracterizan por un bajo nivel de amplitud. En particular, 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 cardíaca. Esta actividad se manifiesta con señales comprendidas en el rango 0.1–1.0 mV. Para garantizar su adecuado funcionamiento en cardiología, y de acuerdo con normas internacionales, el amplificador de bioinstrumentación debe reunir las siguientes características:

- Alta Relación de Rechazo en modo común
- Alta impedancia de entrada
- Respuesta en frecuencia
- Bajo Voltaje Offset
- Bajas corrientes de polarización de entrada
- Circuito de protección contra sobre voltajes

El fabricante lo recomienda para aplicaciones biomédicas El circuito integrado INA128P de la Burr-Brown, es un Amplificador de Instrumentación de alta precisión.

El INA128P es fabricado con láser lo cual logra un muy bajo voltaje de Offset ($50\mu\text{V}$), con una variación ($0.5\mu\text{V}/^\circ\text{C}$) ofreciendo alto rechazo en modo común (120dB a $G \geq 1000$). Operan con alimentaciones tan bajas como $\pm 2.25\text{V}$, permitiendo uso de baterías y una corriente inmóvil de $700\mu\text{A}$ máximo.

El INA128P está disponible en encapsulado de 8 pines de plástico con un rango de temperatura (-40°C a $+85^\circ\text{C}$).

Rangos del INA128P:

- Voltaje de Offset bajo: $50\mu\text{V}$ máximo.
- Variación baja: $0.5\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ máximo.
- Corriente de offset baja a la entrada: 5na máximo.
- Alto rechazo en modo común: 120dB mínimo.
- Protección de sobrevoltaje a la entrada: $\pm 40\text{V}$.
- Rango de alimentación: ± 2.25 a $\pm 18\text{V}$.
- Corriente inmóvil baja: $700\mu\text{A}$ Máxima.
- Encapsulado de 8 pines en plástico.

Diagrama interno del INA128P:

La Figura 22 representa el diseño clásico utilizado por la mayoría de los amplificadores de instrumentación. La salida del amplificador operacional es un amplificador diferencial con ganancia de tensión unidad. Las resistencias utilizadas en esta etapa de salida son normalmente menos de un $\pm 0.001\%$ de diferencia entre ellas gracias a los cortes realizados con láser. La Figura 22 muestra las conexiones básicas requeridas para el funcionamiento del INA128P. Aplicaciones con suministros de voltaje de alta impedancia o ruidosos pueden requerir condensadores de desacoplo cerca del dispositivo como se muestra en la Figura 22.

La salida (pin 6) es referenciada a tierra, normalmente el pin 5 se conecta a tierra. La ganancia del INA128P, viene dada por la relación que el fabricante especifica en el datasheet:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

Tomando en cuenta los valores sugeridos por el fabricante (Burr-Brown) la resistencia externa, es una resistencia con un valor de 80Ω que entrega una ganancia fija que cumple con la siguiente relación: $G = (1 + (50k\Omega/80\Omega)) = 626$. Las entradas diferenciales $V+$ y $V-$ provienen del acondicionamiento realizado en la etapa anterior del Circuito Terminal Central de Wilson para las derivaciones bipolares y precordiales respectivamente en las Figuras 23 y 24.

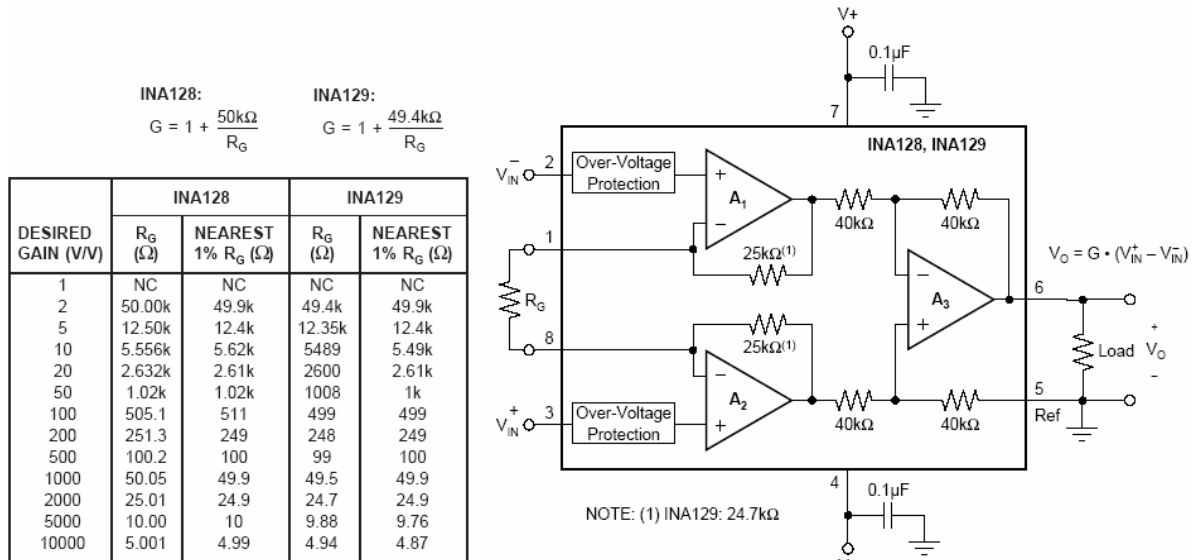


Figura 22 Diagrama Interno INA128P (BURR -BROWN)

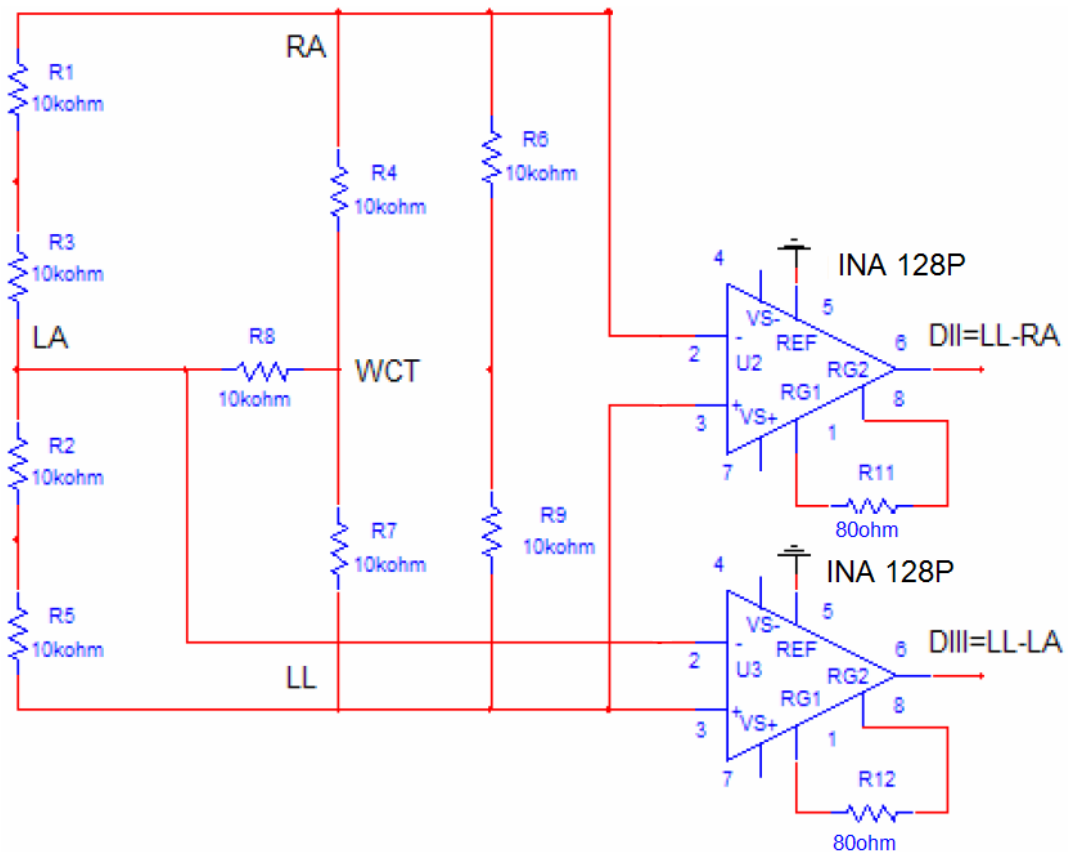


Figura 23 Circuito Derivaciones Bipolares

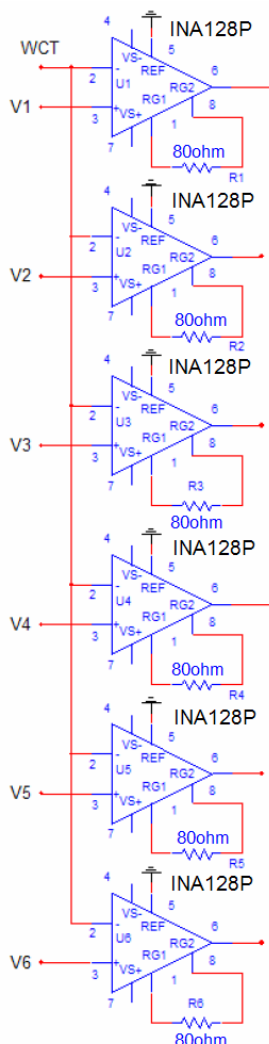


Figura 24 Circuito Derivaciones Precordiales

AISLAMIENTO ISO122

El ISO122 (Ver Figura 25) es un amplificador de aislamiento de precisión que 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 de una fiabilidad excelente y buena inmunidad a los altos transientes de frecuencia.

Las especificaciones claves son:

- Excelente linealidad de 0.020 %
- Ancho de banda de 50kHz
- 200mV V_{OS} de deriva.
- Fuente de Alimentación de $\pm 4.5V$ para $\pm 18V$
- Corrientes inactivas de $\pm 5.0mA$ en V_{S1} y $\pm 5.5mA$ en V_{S2} hacen estos amplificadores ideales para una gran variedad de aplicaciones.

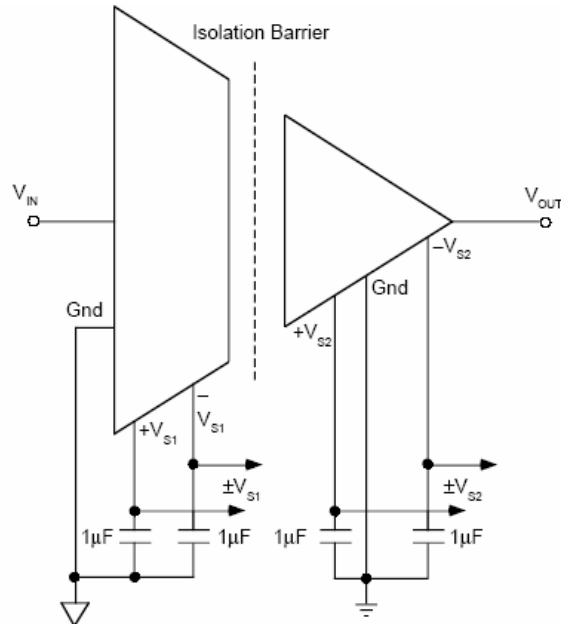


Figura 25 Amplificador de Aislamiento ISO122

El ISO122 está disponible en encapsulado de doble fila de 16 pines y montaje superficial de 28 pines.

Conexiones De Señal y Alimentación

Cada pin de alimentación debe ser bordeado con un condensador de 1µ F de tantalio localizado tan cerca del amplificador como sea posible. La frecuencia interna del modulador /demodulador es alrededor de los 500kHz controlada por un oscilador interno. Por consiguiente, si desea minimizar cualquier ruido (las frecuencias de pulsación) de un convertidor DC/DC, entonces debe usarse un filtro π en las entradas de alimentación (Ver Figura 25). La salida del ISO122 dispone de unos 20mV de rizo a 500kHz, el cual puede ser removido con un sencillo filtro paso bajo de doble polo con una frecuencia de corte de 100kHz usando un amplificador operacional de bajo costo.

FILTRADO ACTIVO PASA BANDA

El circuito de la Figura 26, es un filtro activo Pasa Banda Butterworth de 60dB/década (dos filtros activos Pasa-Baja y Pasa-Altas Butterworth de 60dB/década, conectados en cascada), con una frecuencia de corte inferior de 0.05Hz y una superior de 40Hz. El filtrado se realiza en el circuito RC y el amplificador operacional (OPA2277) se utiliza como amplificador de ganancia unitaria. Estos dispositivos son de altas prestaciones, gran velocidad, y entrada JFET. Requieren un bajo suministro de energía, manteniendo una ganancia y ancho de banda proporcional, además provee una muy baja entrada de corrientes de Offset, lo cual ofrece un excelente rechazo en modo común.

El filtro de Banda Ancha obtenido mediante los filtros Pasa Bajas y Pasa Altas conectados en cascada tienen las siguientes características:

- La frecuencia de corte inferior, f_L , está determinada sólo por el filtro pasa altas.
- La frecuencia de corte superior, f_H , está definida exclusivamente por el filtro pasa bajas.

La ganancia tendrá su valor máximo en la frecuencia resonante, y su valor será el mismo que la ganancia banda de paso de cualquiera de los filtros anteriores (Ver Figura 27).

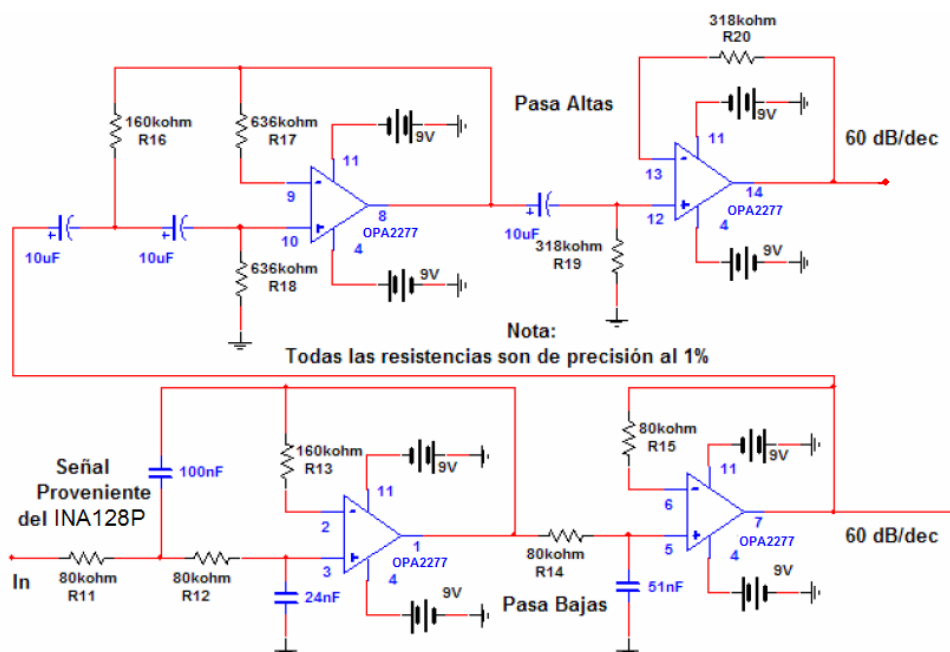


Figura 26 Circuito Electrónico Filtro Activo Pasa Banda (0.05Hz-40Hz)

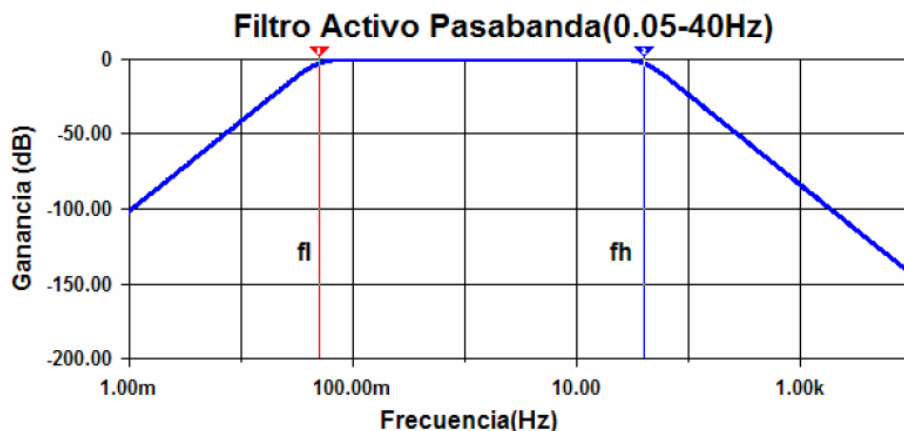


Figura 27 Diagrama de Bode Filtro Activo Pasa Banda (0.05Hz-40Hz)

ADECUACIÓN CONVERSIÓN ANÁLOGA

Debido a las condiciones de fabricación de los conversores Análogos Digitales (TTL), debe adecuarse la señal Electrocardiográfica con un offset de desplazamiento que garantice un comportamiento entre 0 y 5 Voltios; rango de voltaje óptimo para la digitalización de la señal.

El circuito adecuador de señal es un modelo simple de “summing amplifier” al cual se le suministra un voltaje de referencia de 1.5 Voltios, que desplaza la señal Electrocardiográfica a un nivel mayor de voltaje sin afectarla ni en sus componentes de frecuencia y amplitud (Ver Figura 28).

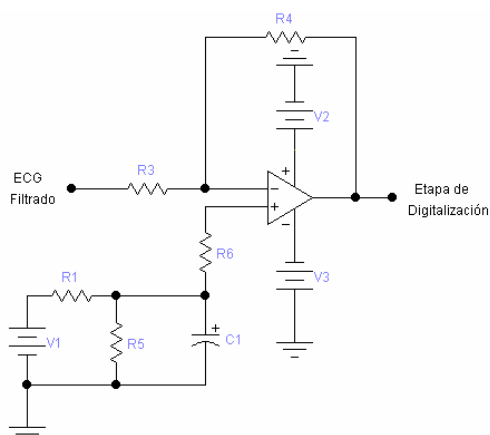


Figura 28 Circuito Adecuador para la Conversión Análoga Digital

Nota aclaratoria:

Consecuentemente en el desarrollo del modulo de electrocardiografía de 12 derivaciones nos encontramos dentro de los estándares internacionales y a la par de la electrocardiografía moderna en cuanto a la utilización de electrodos de superficie desechables, pinzas y chupas no desechables en un mismo sistema. Además la primera derivación se reconstruirá por software dejando el canal "RA – LA" disponible para la obtención de la frecuencia respiratoria. De igual manera ahorrando dispositivos electrónicos en el hardware las derivaciones del plano frontal aVR, aVL y aVF se reconstruirán por software haciendo más eficiente el sistema.

DAISSY CAROLA TOLOZA CANO
Director del Proyecto