

3. DESARROLLO DEL PROYECTO

Este proyecto se basa en la localización de puntos para poder distinguir un punto correcto de uno incorrecto. La aplicación que se le dará a este sistema será para la buena colocación de los electrodos de un electrocardiógrafo para una toma correcta de un electrocardiograma. Es por eso que también forma parte del proyecto la simulación.

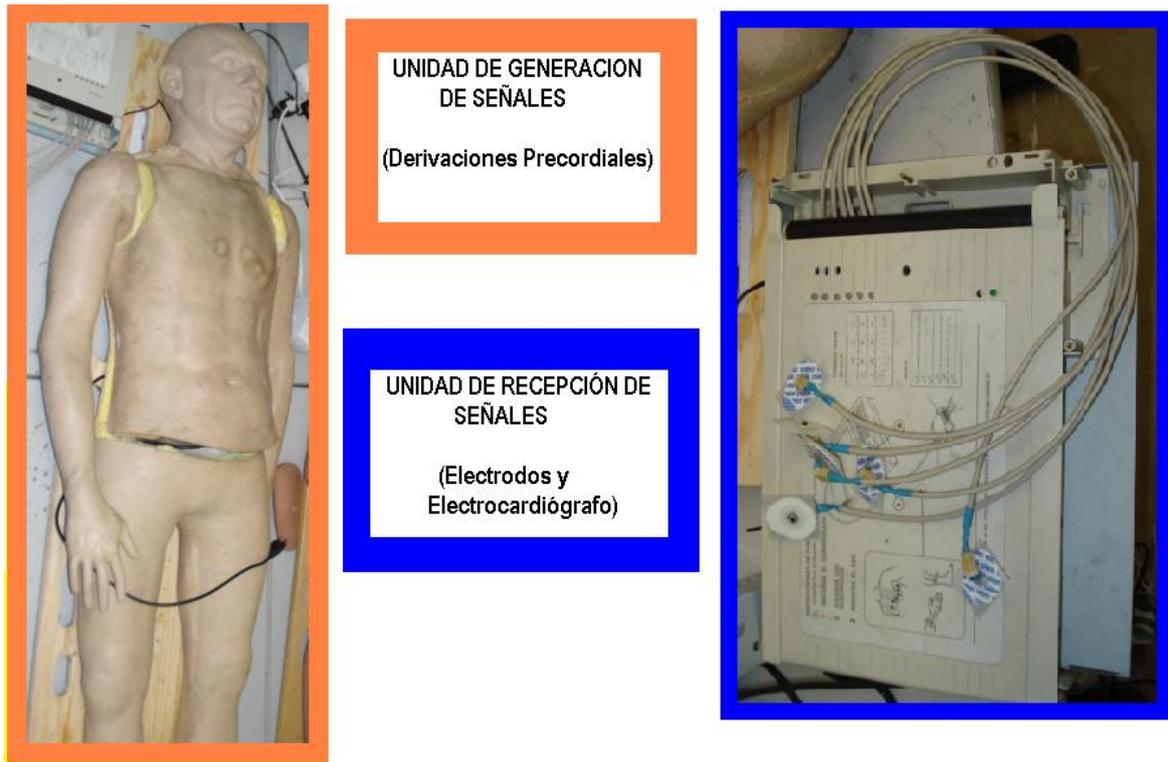


Figura 22: Representación del sistema completo

UNIDAD DE GENERACION DE SEÑALES (Derivaciones Precordiales). Se encarga de generar las distintas señales para poder representar las 6 diferentes derivaciones precordiales.

UNIDAD DE RECEPCIÓN DE SEÑALES (Electrodos y Electrocardiógrafo). Se encarga de recibir y de reconocer las señales para indicarnos si los electrodos están posicionados de forma correcta o incorrecta.

3.1 UNIDAD DE GENERACION DE SEÑALES

Se necesitan seis puntos diferentes a localizar en un maniquí para simular las diferentes representaciones de las derivaciones precordiales. La forma en que se logra es por medio de unos electroimanes.

Ya que se debe atravesar el grosor del material del maniquí, la fuerza magnética de los electroimanes es perfecta para trabajar por debajo del maniquí sin rastro alguno de los mismos, de esta manera se disimulan por completo los emisores de las señales. Se utilizaron electroimanes en vez de imanes permanentes debido a que si se colocan seis imanes permanentes se tienen seis puntos pero con el mismo valor de campo magnético en cada uno de ellos. Por otro lado si se colocan seis imanes diferentes, se tienen 6 campos magnéticos diferentes sin embargo se presenta un problema a la hora de sensor y reconocer cada señal. Si bien es cierto que los sensores de efecto hall detectan presencia y magnitud de campo magnético representada en forma de voltaje, también es importante resaltar que el valor del campo magnético varía dependiendo de qué tan próximo o tan alejado se esté del imán, ya que las líneas de fuerza magnética aumentan cuanto más cerca estén de los polos y disminuyen cuanto más lejos estén. He aquí el problema de que a pesar de tener 6 valores diferentes de campos magnéticos, el hecho de no ser visibles, pueden confundir o malinterpretar los resultados.

El mismo problema se tiene con un solenoide si solo se intenta dar diferente magnitud a su campo magnético. Aparte del campo magnético, se debe tomar en cuenta la distancia a la que se encuentra el solenoide del sensor de efecto hall. Si el solenoide está muy cerca del sensor el valor que se obtiene será mayor comparado con una posición más lejana.

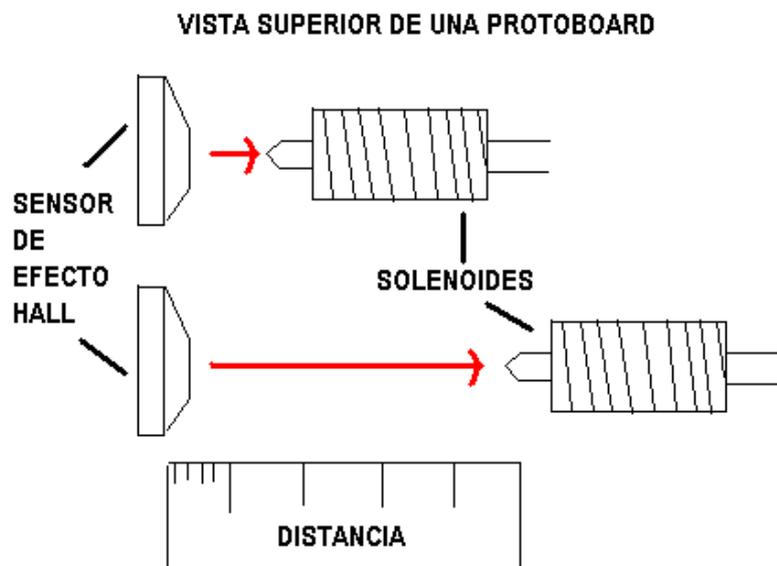


Figura 23: Acercamiento y alejamiento del solenoide al sensor

Si a esa distancia entre el sensor y el solenoide se le llama eje X y se toma en cuenta otra distancia que se llama eje Y como se aprecia en la Figura 24; si la distancia en X se mantiene constante pero se modifica la distancia en Y, se obtienen valores diferentes capturados por el sensor sin importar si el recorrido fue solo algunos milímetros.

VISTA SUPERIOR DE UNA PROTOBOARD

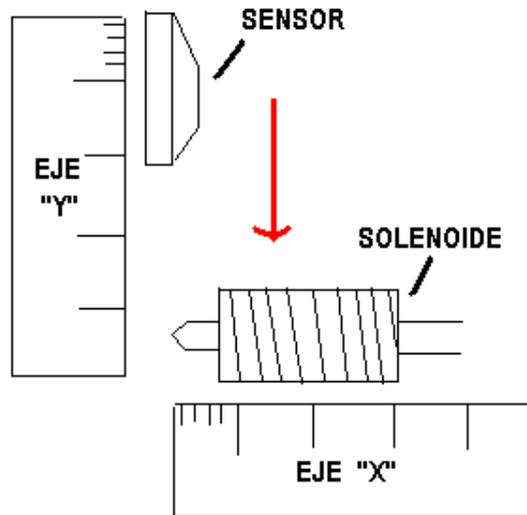


Figura 24: *Movimiento del solenoide en eje "Y"*

Si se toma en cuenta una de las aplicaciones que tiene el sensor de efecto Hall cuando se utiliza para detectar las revoluciones por minuto de la rueda de un automóvil o cuando se coloca en cualquier campana giratoria con ventanas de forma que existen ciertas interrupciones entre el sensor y un campo magnético, tenemos a la salida del sensor un voltaje bajo que se interpreta como un cero lógico, y un voltaje alto que se interpreta como un uno lógico cuando se encuentran "frente a frente" el sensor y el campo magnético. De esta manera el resultado final se aprecia como un tren de pulsos donde, visto a través de un osciloscopio, se tiene una señal cuadrada con cierta frecuencia y periodo.

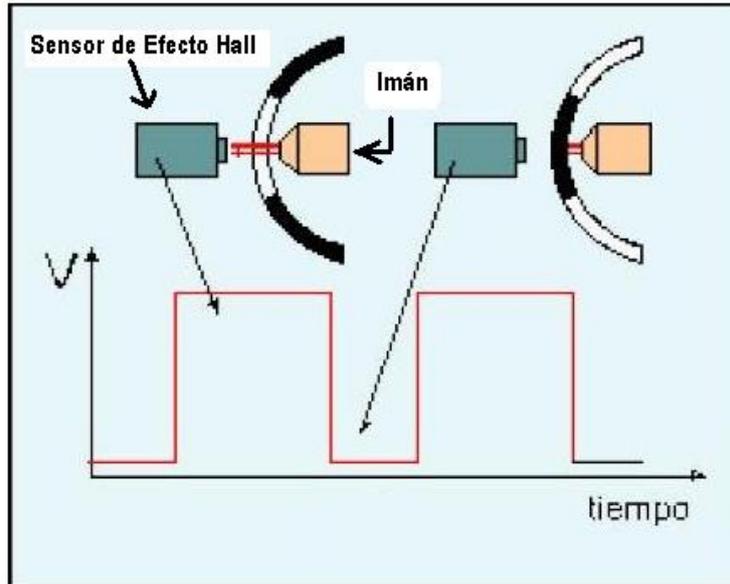


Figura 25: Ejemplo de uso de un sensor de efecto hall

Se simulan esas interrupciones por medio de algún generador de señales cuadradas para obtener ese tren de pulsos y se conecta a los solenoides como si fuera su fuente de alimentación, se obtiene un electroimán que genera campo magnético a cierta frecuencia. A cada uno de los electroimanen se les alimenta de forma que generen su mayor magnitud de campo magnético posible pero cada uno de ellos se alimentará con señales cuadradas de diferentes frecuencias.

Para general las señales, se utiliza el microcontrolador PIC16f628A que permite usar 6 periféricos de salida necesarias.

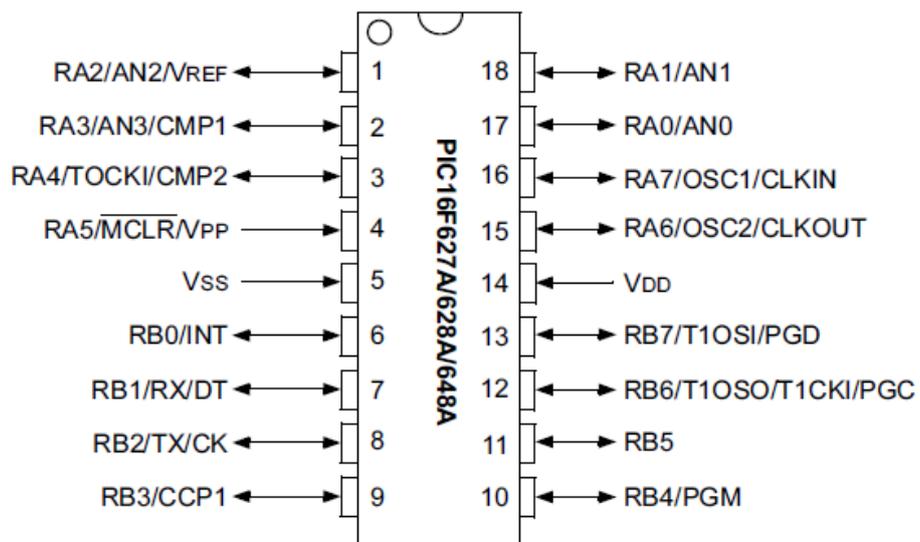


Figura 26: Microcontrolador pic16f628a

Al ser el microcontrolador un dispositivo secuencial y al necesitar que las 6 señales cuadradas con diferentes frecuencias estén siempre presentes y listas para ser detectadas, una primera solución fue que el microcontrolador entregue un contador de 6 bits y que las señales salgan por el puerto B, teniendo así en cada pin de ese puerto una frecuencia diferente.

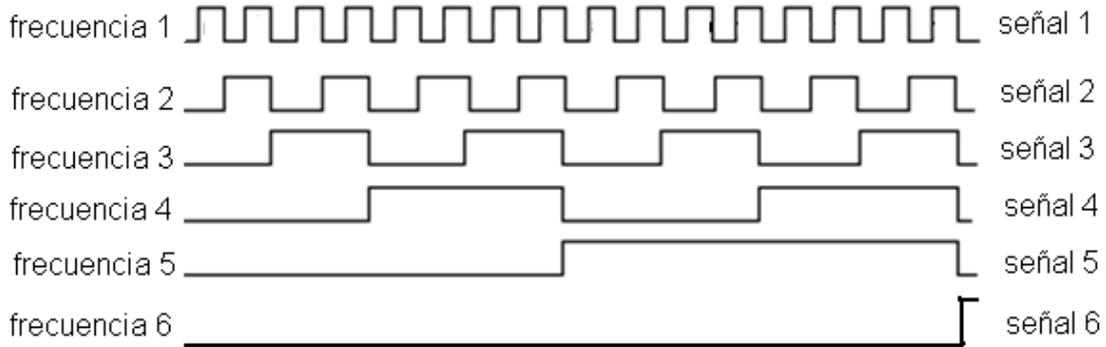


Figura 27: Contador de 6 bits

De esta manera se logran tener 6 señales disponibles en cualquier momento, sin embargo, al estar todos los solenoides polarizados y durante un largo tiempo, se presenta energía en forma de calor en cada una de ellas debido a las corrientes parásitas o corrientes de Foucault. Para hacer esto más eficiente, el PIC genera cada una de esas señales por separado y no todas en conjunto.

Se configura el PIC para que primero genere la señal 1 y su duración sea solamente cierto tiempo, suficiente para poder llegar a ser detectada. Después, genera la señal 2 de igual manera en un tiempo breve pero lo suficiente para ser detectada y así cada una de ellas hasta llegar a la señal 6, repitiendo el ciclo en forma indeterminada. De esta forma se ahorra energía al alimentar solamente un electroimán por vez y se minimizan las corrientes no deseadas. Al realizar el ciclo infinitamente, asegura que en algún momento la señal será detectada y procesada.

Nota: Más adelante se explica el proceso para la recepción de las señales.

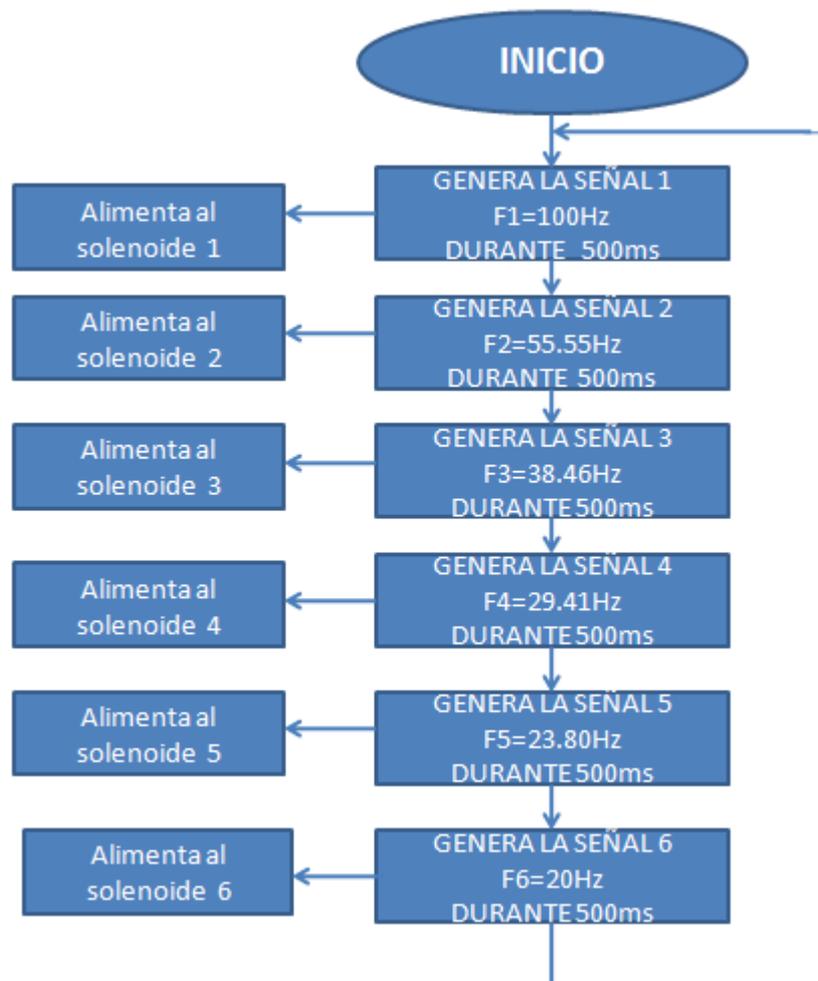


Figura 28: Diagrama de flujo de la unidad de generación de señales

El PIC será la fuente generadora de señales para activar los electroimanes, se utiliza un transistor en modo emisor común para realizar una conmutación entre el PIC y el solenoide. Se calcula la corriente en el colector con una resistencia de 12 Ohms del solenoide

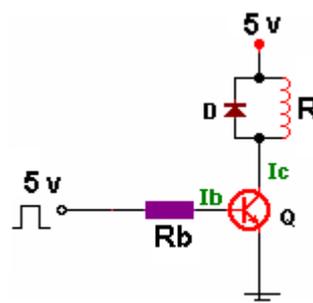


Figura 29: Conmutación con transistor

$$I_C = \frac{V_C}{R} \text{ ----- ecuación 4}$$

$$I_C = \frac{5[V]}{12[\Omega]} = 416.6[mA]$$

Donde:

I_C es la corriente del colector

V_C es el voltaje de alimentación

R es la resistencia de la carga inductiva

Una vez que se calcula la corriente, se tiene una idea de cuál transistor es el más adecuado para el diseño, en este caso se utiliza el transistor TIP31C cuya corriente máxima es de 3[A]. Para calcular el valor de la resistencia de la base se toma en cuenta la Beta de ganancia (hFE) que indica la hoja de datos del transistor, en este caso es de 25.

Se calcula la corriente de la base:

$$I_b = \frac{I_C}{hfe} \text{ ----- ecuación 5}$$

$$I_b = \frac{416.6 [mA]}{25} = 16.6 [mA]$$

Donde:

I_b es la corriente de la base

I_C es la corriente del colector

hfe es la ganancia

Para proteger al transistor se utiliza un diodo de flyback. El circuito de generación de señales se muestra en la figura 30.

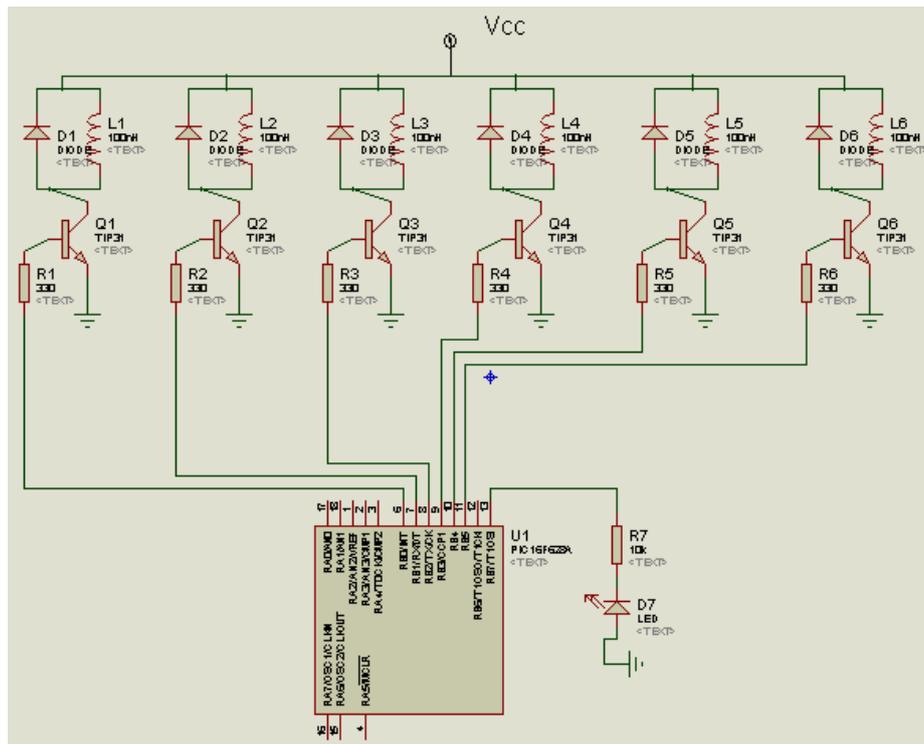


Figura 30: Circuito de la unidad generadora de señales

3.2 UNIDAD DE RECEPCIÓN DE SEÑALES

Una vez generadas las señales es necesario un sistema que las detecte y que tenga la capacidad de reconocerlas.

El detector de estas señales será el sensor de efecto Hall. Una de las principales ventajas que se menciona de estos sensores es que son muy confiables aun a velocidades de rotación muy altas, lo que en este proyecto se puede traducir como “buenos para frecuencias muy altas y excelentes para frecuencias bajas”.

El sensor de efecto Hall detecta las frecuencias a las que se energiza el solenoide y lo representa como un tren de pulsos

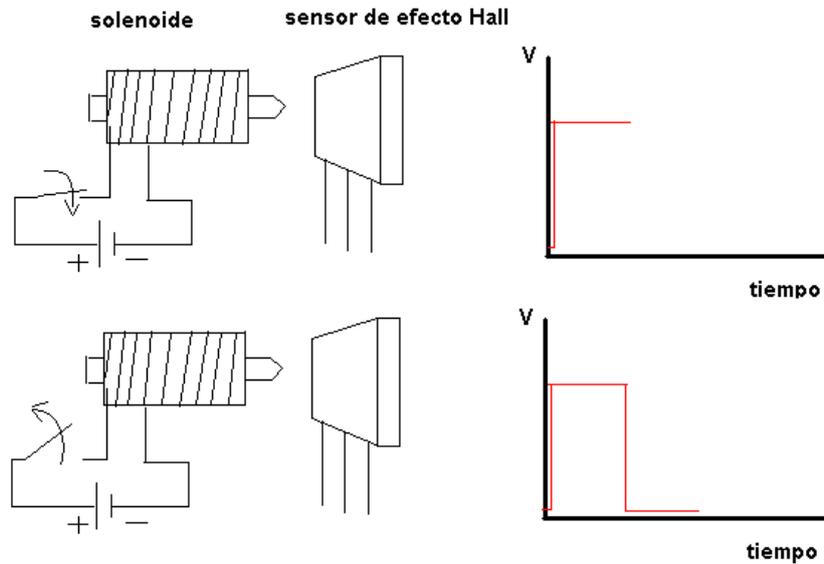


Figura 31: Representación de la activación y desactivación de un solenoide

El microcontrolador PIC18F4550 a través de su modulo CCP, reconocerá el valor de la frecuencia que está detectando.

La función del PIC18f4550 es reconocer cada una de las frecuencias de las 6 señales, sin embargo el PIC trabaja con una señal a la vez, así que se utiliza un multiplexor. Ya que se tienen en cualquier momento las 6 señales, el multiplexor se encargará de recibirlas y de pasarlas una a una hacia el PIC. La nueva tarea del PIC es "avisarle" al multiplexor cuando dejar pasar una señal, después, obtiene el valor de la frecuencia de esa señal, enseguida, "avisa" nuevamente al multiplexor que ya puede dejar pasar otra señal para poder obtener su valor, repitiéndolo hasta que haya obtenido el valor de cada una de las 6 diferentes señales.

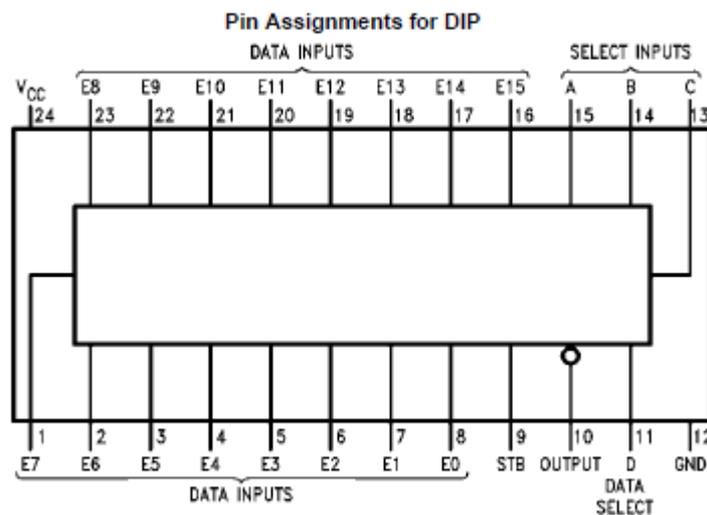


Figura 32: Multiplexor MM74C150

Dentro del maniquí se coloca la Unidad de Generación de Señales y a cada solenoide con su respectiva señal le asigna un punto de derivación precordial como se muestra en la tabla 1.

Solenoides	Señal	Valor de frecuencia[Hz]	Derivación precordial asignada
1	1	100	V1
2	2	55.55	V2
3	3	38.46	V3
4	4	29.41	V4
5	5	23.80	V5
6	6	20	V6

TABLA 1: Asignación de los puntos precordiales a los solenoides

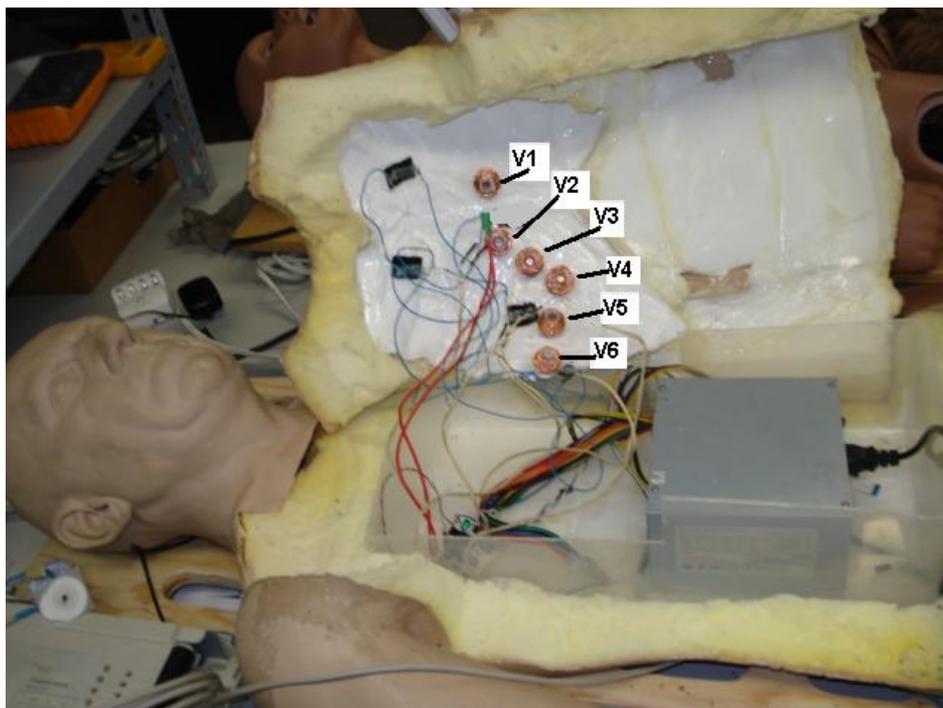


Figura 33: Solenoides ubicados en los puntos precordiales

En la unidad de recepción de señales también se asigna a cada sensor de efecto Hall un nombre, dependiendo de su conexión con el multiplexor como se muestra en la tabla 2.

Sensor de efecto Hall	Entrada del multiplexor	Nombre asignado
1	E0	Electrodo V1
2	E1	Electrodo V2
3	E2	Electrodo V3
4	E3	Electrodo V4
5	E4	Electrodo V5
6	E5	Electrodo V6

TABLA 2: Asignación de los puntos precordiales a los sensores de efecto Hall

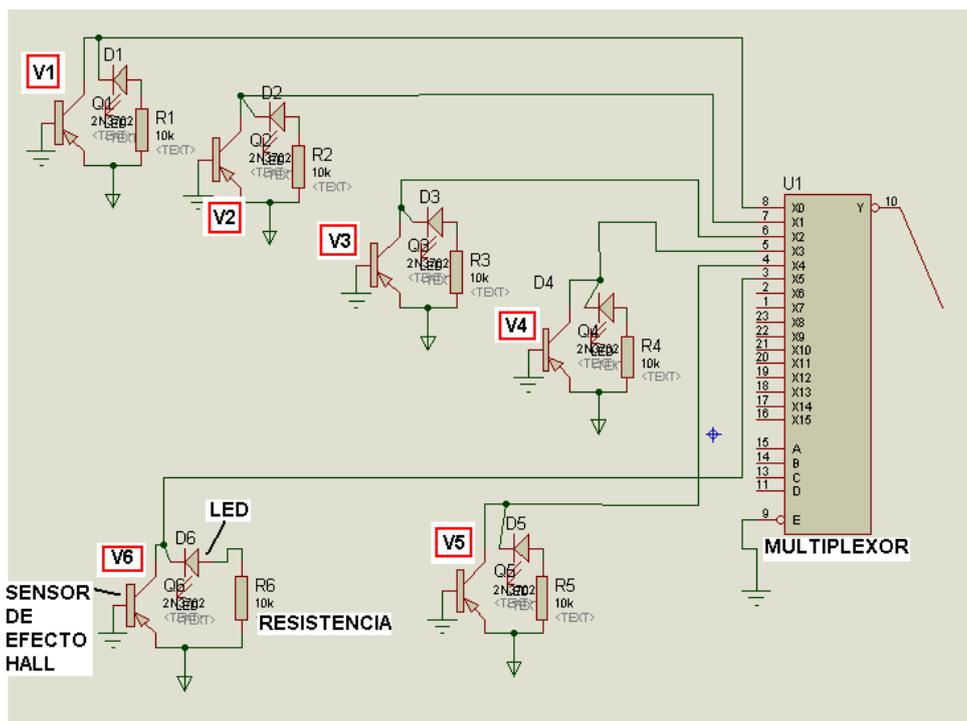


Figura 34: Circuito de los sensores de efecto Hall con el multiplexor

En la simulación, cada sensor se coloca con su respectivo punto precordial.

Tanto los sensores de efecto Hall como la unidad de recepción de señales se disfrazan para apegarse lo más posible a una situación real. El sensor de efecto hall se hace pasar por un electrodo biomédico.

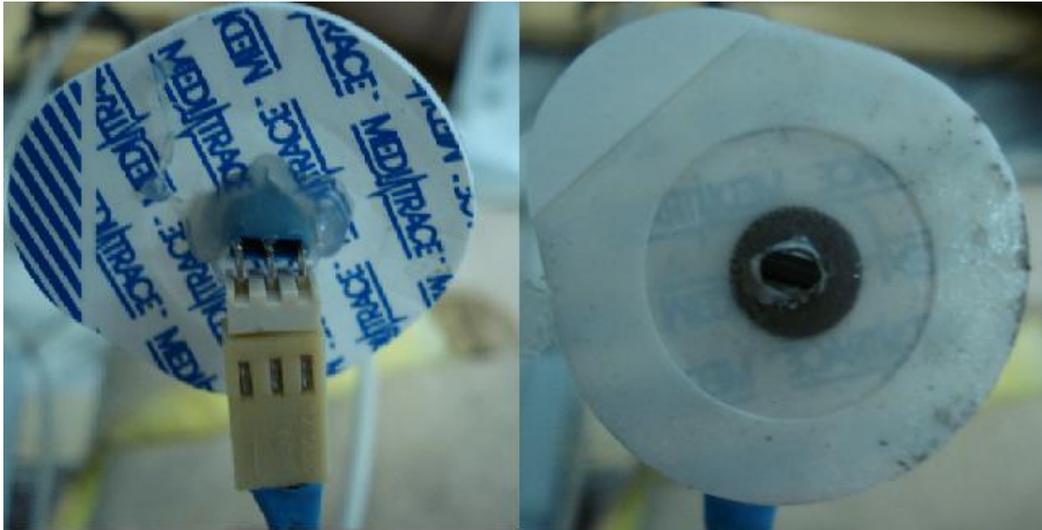


Figura 35: Sensor de efecto Hall oculto en un electrodo

La unidad de generación de señales se oculta en la carcasa de un electrocardiógrafo.

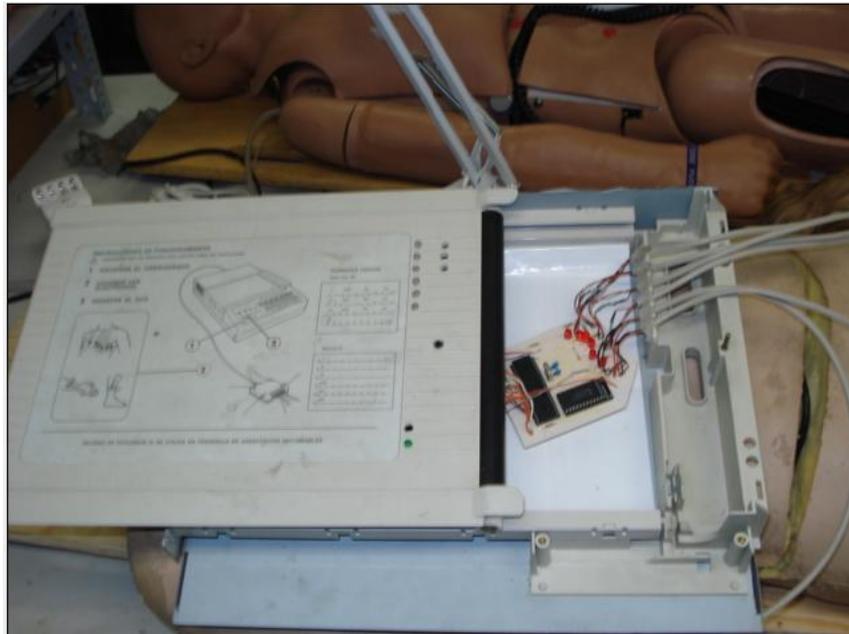


Figura 36: Unidad receptora de señales oculta

El practicante de la simulación debe colocar los electrodos en el pecho del maniquí siguiendo el protocolo y para eso, dicho maniquí fue elaborado con todas las necesidades requeridas. La textura del maniquí es muy parecida a la piel humana, así como el color de su piel, el aspecto de su rostro es muy similar a uno verdadero y su cuerpo tiene las mismas dimensiones del cuerpo humano promedio. Lo más importante es que en el pecho se le implanto un mecanismo de forma que se puede sentir el sistema óseo, lo cual, debe destacar a la hora de poner los electrodos por ser necesario tener muy bien ubicados los espacios intercostales, el esternón y las costillas.



Figura 37: El maniquí

Una vez que se han colocado los electrodos en el pecho del maniquí, la unidad receptora de señales empieza a reconocer las distintas señales y lo hace en orden numérico ascendente. Primero captura la señal V1, después la compara para verificar que su valor sea el correcto. De ser un valor correcto, el PIC manda una señal visual por medio de un LED verde, en caso contrario, cuando captura un valor incorrecto, se obtiene una señal por medio de un LED rojo que confirma que existe un error en la colocación del electrodo. El mismo proceso lo hace para los siguientes electrodos colocados en los diferentes puntos precordiales. Cabe mencionar que la unidad receptora de señales tiene un pequeño tiempo de espera de 5 segundos aproximadamente para detectar una señal, este tiempo de espera se basa en que la unidad de generación de señales realiza una a la vez para un menor desperdicio de energía.

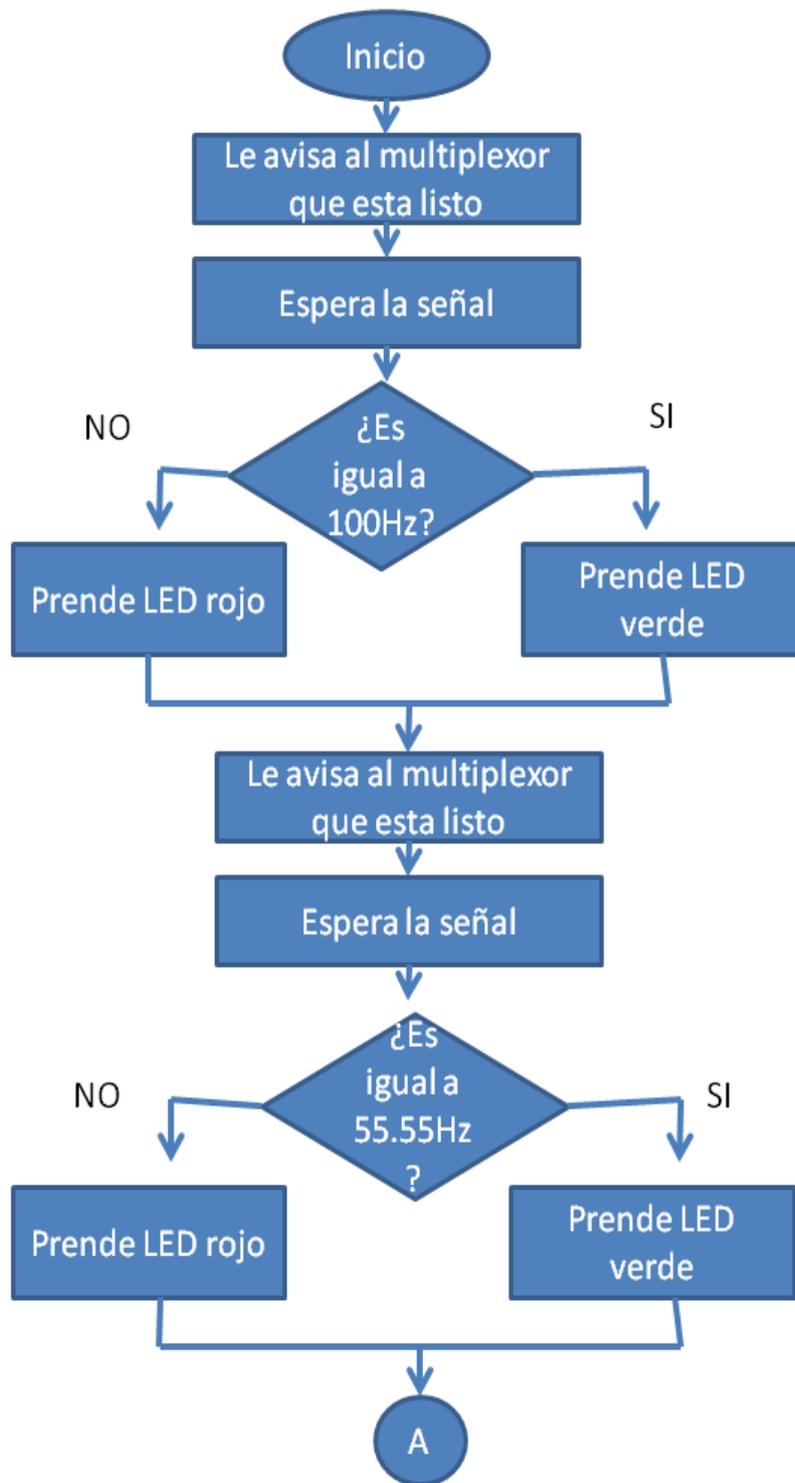


Figura 38: Parte I del diagrama de flujo de la unidad receptora de señales

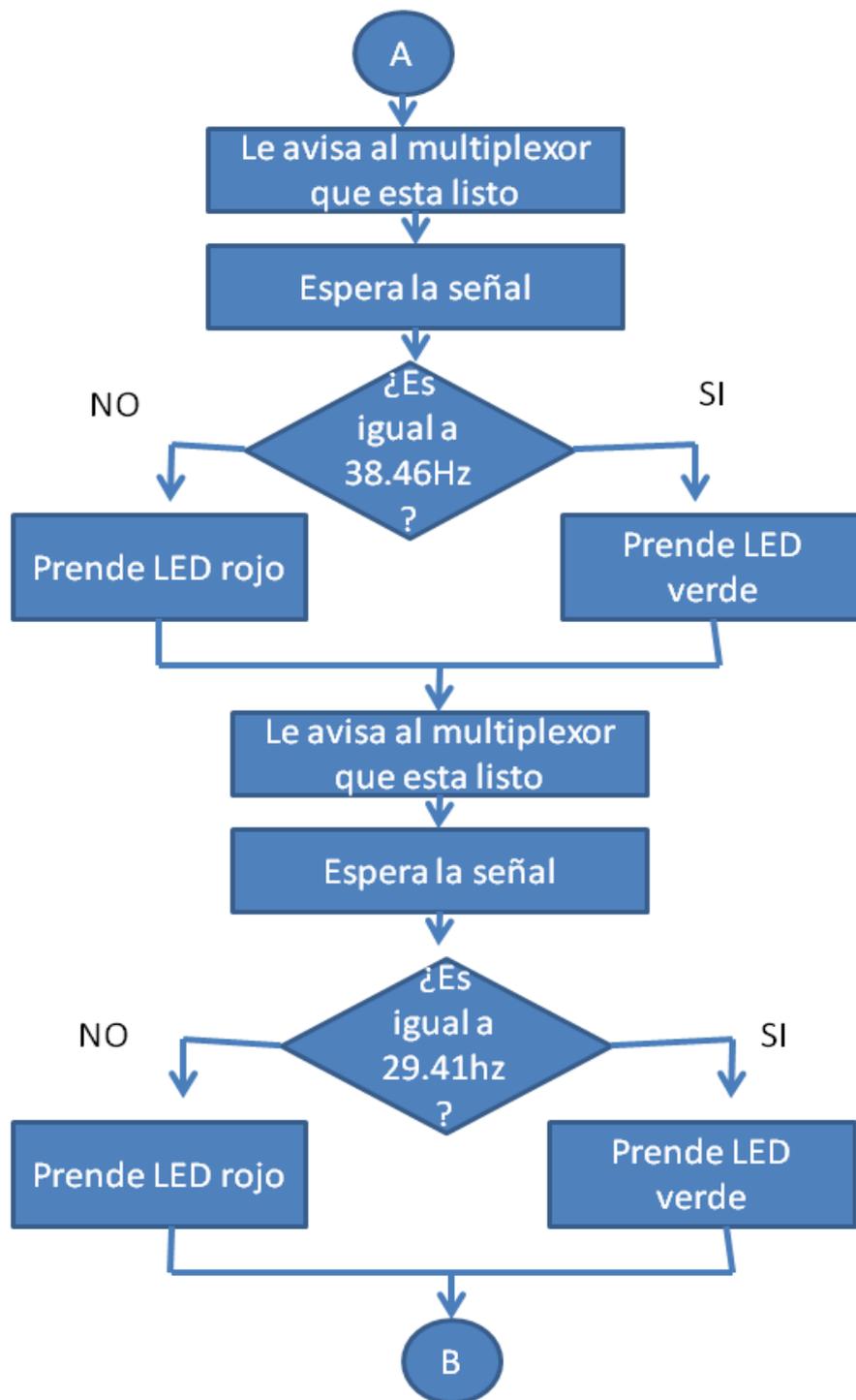


Figura 39: Parte II del diagrama de flujo de la unidad receptora de señales

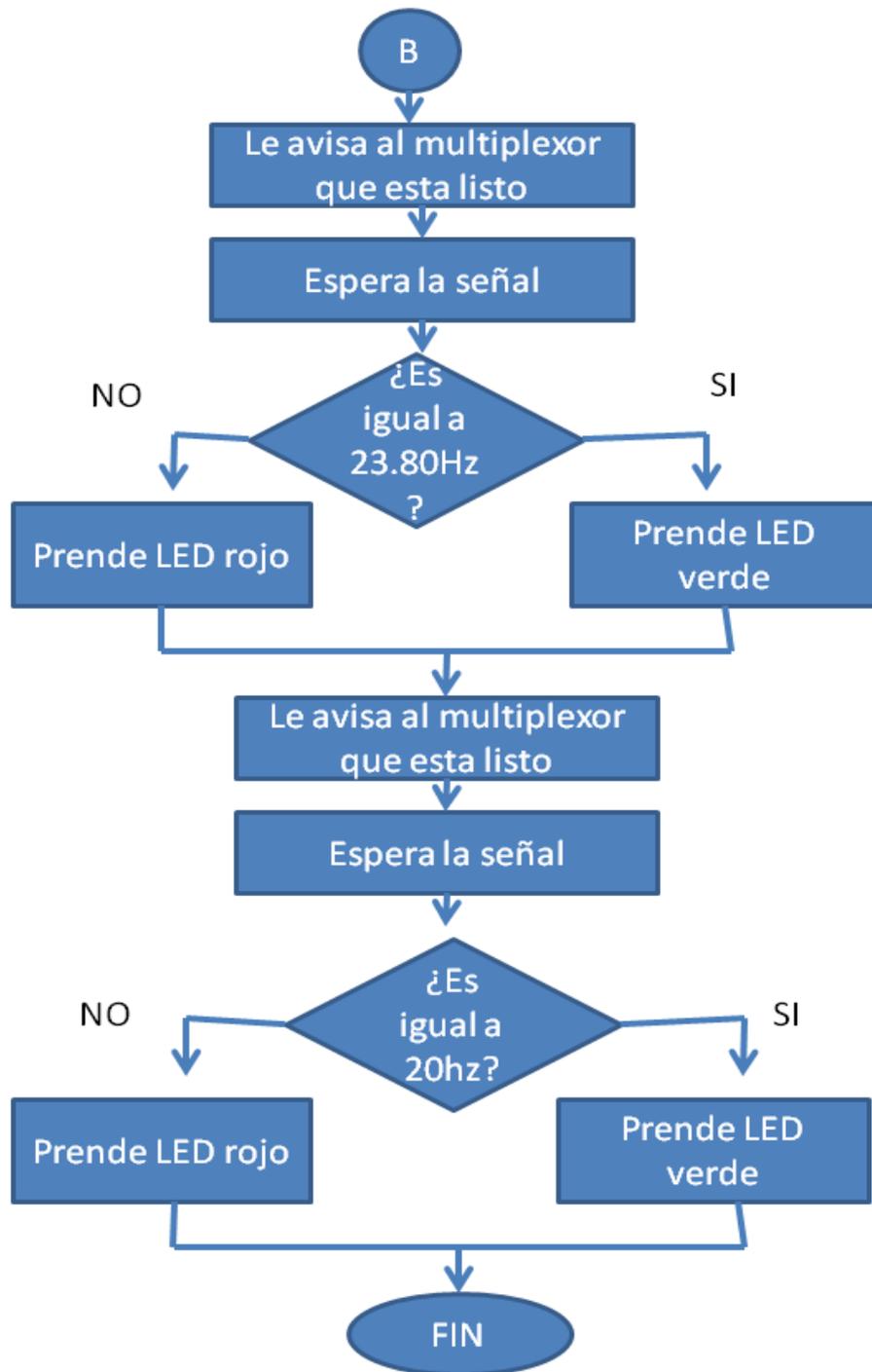


Figura 40: Parte III del diagrama de flujo de la unidad receptora de señales

Enseguida se muestran imágenes del sistema en operación con ejemplos de electrodos bien colocados y mal colocados

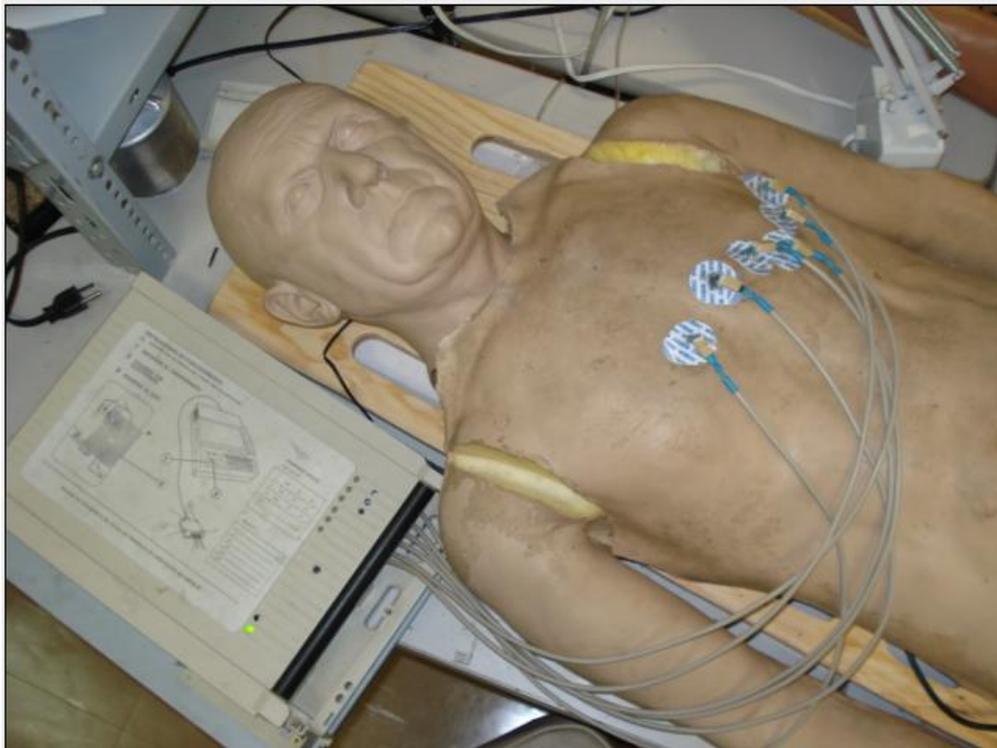


Figura 41: Sistema listo para utilizarse

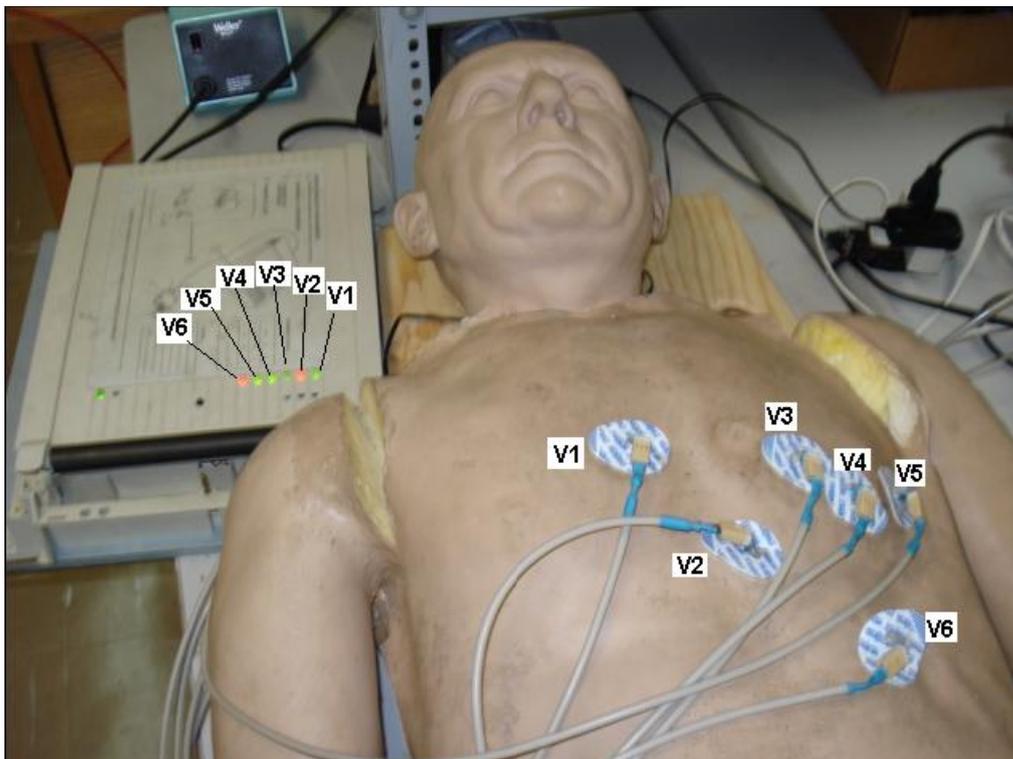


Figura 42: Ejemplo de electrodos V2 y V6 mal colocados en el maniquí y los demás electrodos bien colocados y su representación en el electrocardiograma



Figura 43: Ejemplo de todos los electrodos bien colocados y su representación en el electrocardiógrafo

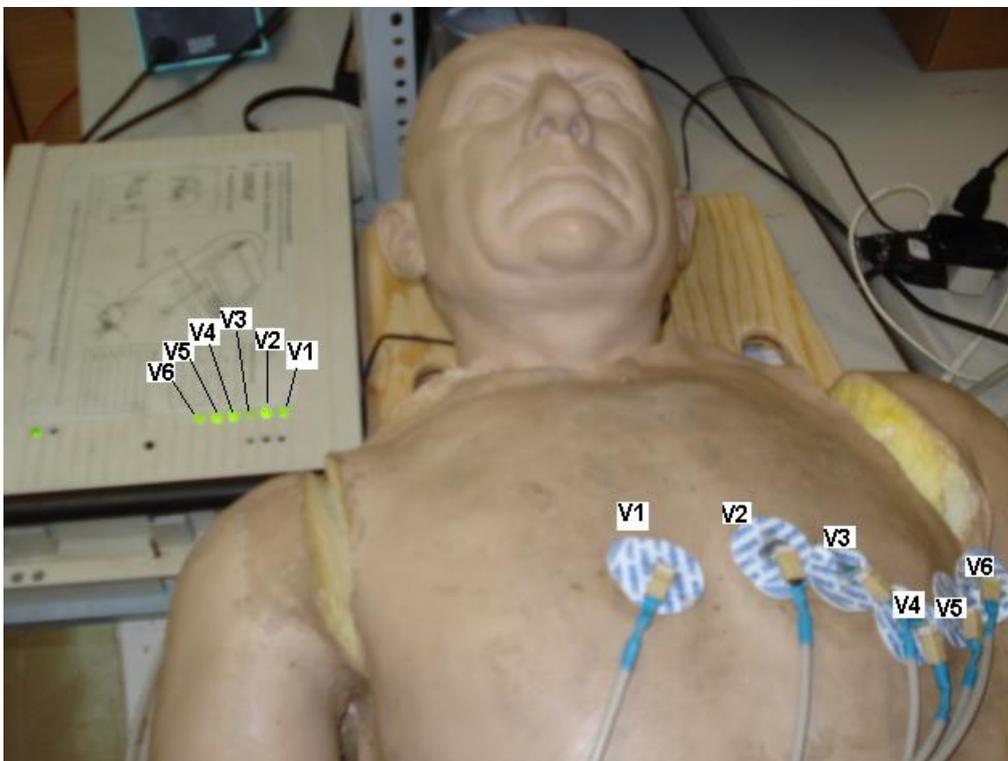


Figura 44: Vista del maniquí y la colocación correcta de todos los electrodos con su representación en el electrocardiógrafo