



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE ELECTROCARDIOGRAFÍA (ECG)

AUTORA: María Baselga Membrive

TUTOR: Francisco Javier Saiz Rodríguez

Curso Académico: 2013-14

ÍNDICE

1. RESUMEN.	3
2. INTRODUCCIÓN AL ELECTROCARDIOGRAMA.	5
2.1. Origen de la Señal Bioeléctrica	5
2.1.1. <i>Potencial de Reposo.</i>	5
2.1.2. <i>Potencial de Acción.</i>	7
2.2. Electrocardiograma	9
2.3. Derivaciones Electrocardiográficas	10
2.3.1. <i>Derivaciones de Extremidades.</i>	10
2.3.2. <i>Derivaciones de Extremidades Aumentadas.</i>	11
2.3.3. <i>Derivaciones Precordiales.</i>	11
2.4. Adquisición de Señales Bioeléctricas	12
2.4.1. <i>Fuentes de Ruido.</i>	12
2.4.2. <i>Fuentes de Interferencia.</i>	13
3. DISEÑO TEÓRICO DEL CIRCUITO.	14
3.1. Amplificador de Instrumentación	15
3.2. Amplificador de Aislamiento	16
3.3. Filtrado	17
3.3.1. <i>Filtro Paso Alto.</i>	17
3.3.2. <i>Filtro Paso Bajo.</i>	18
3.3.3. <i>Filtro Notch.</i>	18
3.4. Protección contra Transitorios	19
4. IMPLEMENTACIÓN DEL CIRCUITO.	20
4.1. Electroodos	20
4.2. Protección del Paciente	21
4.3. Amplificador del Instrumentación	21
4.4. Realimentación Activa	22
4.5. Amplificador de Aislamiento	23
4.6. Filtrado	24
4.6.1. <i>Filtro Paso Alto.</i>	24
4.6.2. <i>Filtro Paso Bajo.</i>	25
4.6.3. <i>Filtro Notch.</i>	26
4.7. Amplificador No Inversor	27
5. ETAPAS PARA LA OBTENCIÓN DE LA PLACA.	29
5.1. Montaje en Placa Protoboard	29
5.2. Montaje en Placa de Circuito Impreso	33
5.2.1. <i>Diseño Asistido por Ordenador.</i>	33
5.2.2. <i>Impresión Fotográfica de la Placa.</i>	34
6. RESULTADOS EXPERIMENTALES.	37
6.1. Función de Transferencia	37
6.2. Cálculo del CMRR	39
6.3. Ruido del Sistema	40
6.4. Obtención de un ECG	42
7. PRESUPUESTO.	44
8. PLIEGO DE CONDICIONES.	45



Bibliografía	48
Referencias	49
ANEXO 1. CÁLCULOS	50
Amplificador de Instrumentación.....	50
Alimentación Activa.....	50
Filtro Paso Alto.....	51
Amplificador No Inversor.....	51
Filtro Paso Bajo.....	52
Filtro Notch.....	52
ANEXO 2. LISTA DE COMPONENTES	53
ANEXO 3. PRESUPUESTO	55
ANEXO 4. ESQUEMA DEL CIRCUITO	55

1. RESUMEN.

El presente Trabajo de Fin de Grado describe el diseño e implementación de un sistema que permite la adquisición de señales de electrocardiografía.

El electrocardiograma (ECG) es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón. Se trata de un método tradicional, establecido como un método de diagnóstico muy valioso tanto en medicina general como en urgencias, ya que es una prueba relativamente barata y sencilla que proporciona una elevada cantidad de información que ayuda a diagnosticar infartos, arritmias...

En este TFG se ha diseñado la etapa analógica que se encarga de acondicionar la señal que proviene del paciente.

La señal del ECG se caracteriza, como cualquier señal bioeléctrica, por presentar una amplitud muy pequeña, de 0'5mV a 4mV. Además, esta señal tiene componentes relevantes sólo entre 0'05Hz y 250Hz.

El sistema analógico diseñado se encargará de amplificar el nivel de la señal de entrada hasta un valor que nos permita visualizarla correctamente en el osciloscopio. Por otra parte, mediante filtros analógicos se dejará pasar las señales que pertenezcan al rango de frecuencias anteriormente citado.

El sistema de amplificación se compone de las siguientes etapas:

- **Preamplificación.**

Esta etapa es diferencial y tiene una tercera entrada para la realimentación activa. Se utiliza para disminuir la interferencia de modo común, y el tercer electrodo para permitir las corrientes de polarización del amplificador y reducir las interferencias sin disminuir la seguridad del paciente.

- **Filtro Paso Alto.**

El ancho de banda de la señal es de 0'05Hz a 250Hz. Mediante el filtro paso alto se elimina el nivel de continua de la señal que no proporciona información adicional.

- **Amplificador no inversor.**

En la anterior etapa, filtro paso alto, además de eliminar el nivel de continua, la señal es amplificada pero todavía puede amplificarse más sin llegar a saturar. La etapa del amplificador no inversor se utiliza para amplificar la señal hasta un valor suficientemente elevado y de este modo facilitar su posterior visualización.

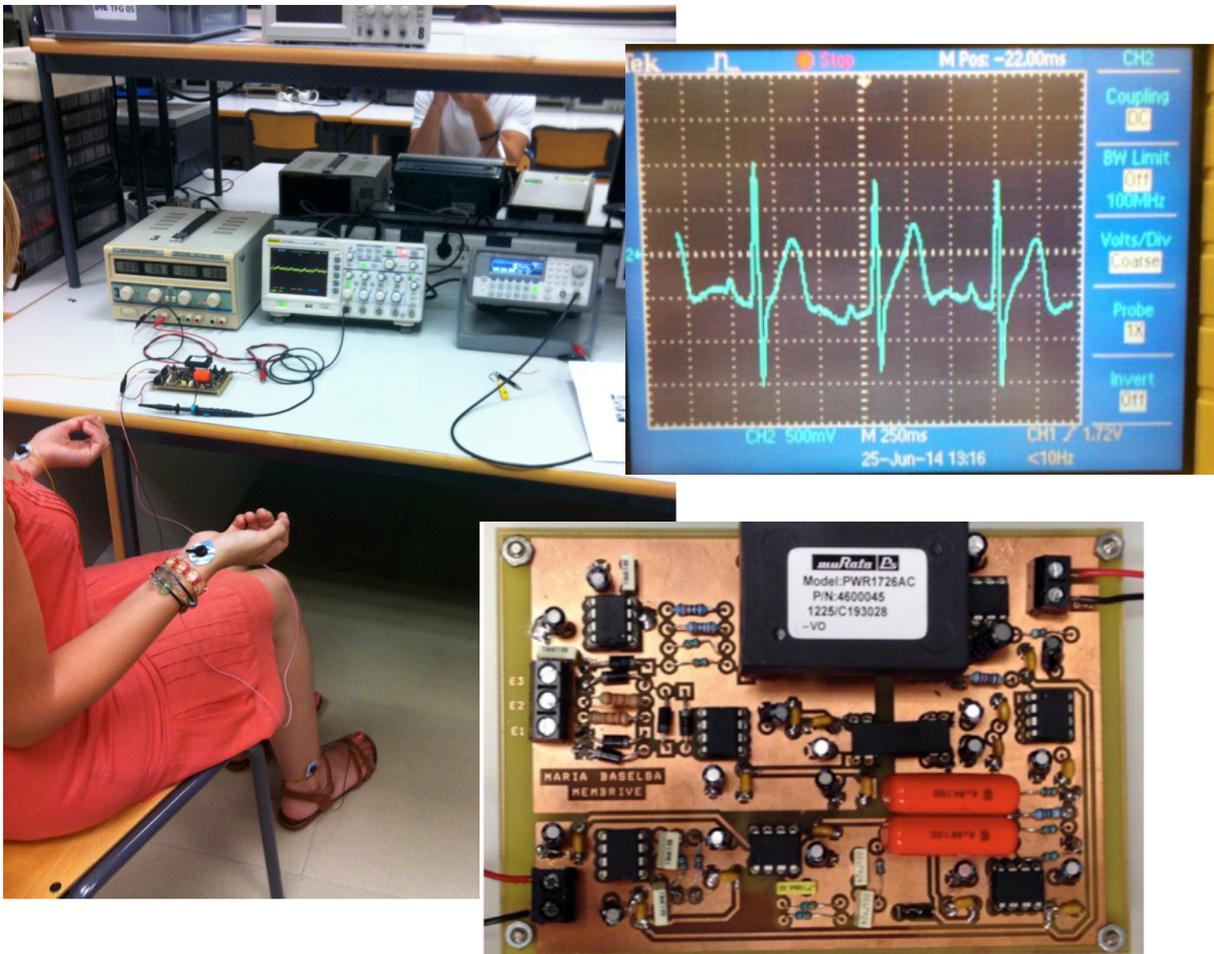
- **Filtro Notch.**

El filtro Notch podrá activarse y desactivarse mediante un interruptor. Este filtro eliminará la frecuencia de red de 50Hz la cual es una de las mayores fuentes de interferencia del circuito.

- **Filtro Paso Bajo.**

Una vez la señal tiene las dimensiones adecuadas, mediante el filtro paso bajo se eliminará el ruido y las interferencias fijando una frecuencia de corte igual a 250Hz.

El sistema de amplificación está alimentado mediante un sistema aislado a $\pm 9V$. Todos los componentes tienen en sus patillas de alimentación condensadores de $1\mu F$ y $10nF$ para suavizar los ruidos procedentes de la fuente de alimentación.





2. INTRODUCCIÓN AL ELECTROCARDIOGRAMA.

2.1. Origen de la Señal Bioeléctrica.

Las señales bioeléctricas son propias del cuerpo humano y su fuente son los potenciales que se producen como resultado de la actividad electroquímica en la membrana de las células del sistema relacionado (células del miocardio en el corazón, neuronas en el cerebro...). Eléctricamente generan un potencial de reposo y, cuando se estimulan adecuadamente, un potencial de acción.

Estas señales, medidas adecuadamente, son utilizadas en el diagnóstico médico para extraer información de los diferentes órganos.

Los parámetros característicos de un electrocardiograma que se tienen que considerar en su adquisición son los rangos de amplitud que suelen ser muy pequeños (de 0'5 a 4mV) y el ancho de banda.

2.1.1. *Potencial de Reposo.*

La membrana celular está compuesta de un complejo lipoproteínico muy delgado (de 7 a 15nm). Se comporta como una barrera semipermeable selectiva que permite el tránsito a través de ella a las proteínas e iones existentes en el interior de la célula y presenta cierto grado de permeabilidad a algunas especies iónicas como el Na^+ , K^+ o Cl^- . Esta selectividad es debida a las aberturas o poros que presenta, los cuales sirven de vías de paso o canales para las sustancias que se intercambian entre los medios separados.

La célula queda separada por la membrana en dos medios diferentes (el interno y el externo) lo que provoca la aparición de dos flujos de iones a través de ella. Debido a las diferencias de concentración a ambos lados de la membrana, las partículas tienden a moverse desde las zonas más concentradas hacia las más diluidas siguiendo las líneas de campo del gradiente de concentración y apareciendo así el flujo de difusión que alcanzará un estado estacionario cuando se igualen dichas concentraciones. Por otra parte, puesto que los iones son partículas cargadas existe el denominado flujo eléctrico, el movimiento de las cargas provoca un potencial eléctrico a ambos lados que se opone al flujo de difusión. Cuando los dos flujos se igualan se consigue un potencial neto entre el interior y el exterior denominado potencial de reposo.

Además de los mecanismos de transporte pasivos, existen mecanismos activos de bombeo iónico que consumen energía del metabolismo. Entre ellos, la bomba de sodio, que transfiere sistemáticamente iones Na^+ desde el interior hacia el exterior, y la bomba de potasio que transporta iones K^+ en sentido contrario, ambas se encuentran en la membrana celular como proteínas especializadas que funcionan coordinadamente.

Para el caso del sodio, existe un gradiente de concentración que lo impulsa hacia el interior de la célula puesto que la concentración extracelular es muy superior a la intracelular (150 frente a 15 milimoles por litro de agua), a su vez, las fuerzas eléctricas generadas por el potencial actúan en el mismo sentido atrayendo a las cargas positivas. Ambas tendencias se suman, siendo este hecho el que hace comprender la necesidad de un mecanismo activo que impulse iones Na^+ en sentido opuesto a ambos gradientes para que la concentración de sodio intracelular se mantenga estable (bomba de sodio).

El potasio tiene un gradiente de concentración que lo hace difundir hacia el medio exterior ya que la concentración intracelular es mucho mayor que la extracelular (150 frente a 5 milimoles por litro de agua), pero el campo eléctrico solicita a los iones K^+ en el mismo sentido que a los iones Na^+ al ser ambas partículas de carga positiva. Estos dos flujos no se igualan, el transporte por difusión es superior al debido por el campo eléctrico, y la diferencia es aportada por una bomba de potasio que inyecta continuamente iones K^+ al interior de la célula.

Por último, la difusión del ión Cl^- actúa de fuera a dentro (concentración extracelular mayor que la intracelular), mientras que el flujo provocado por el campo eléctrico es opuesto, el medio intracelular negativo repele a las cargas negativas. En este caso sí se produce un equilibrio entre ambas corrientes y no es por tanto, necesario ningún mecanismo activo.

Considerando un único tipo de iones, el potencial de reposo se calcula a través de la ecuación de Nernst:

$$V_i - V_e = \frac{RT}{zF} \ln \frac{C_e}{C_i} \quad (\text{I})$$

donde R es la constante de los gases, T la temperatura absoluta, z la carga del ión, C la concentración y F la constante de Faraday.

En el análisis anterior se considera una membrana permeable a un solo ión. Sin embargo, en el caso real la ecuación de Nernst habrá que generalizarla puesto que la membrana presenta permeabilidad a más de un tipo de ión, obteniéndose la ecuación de Goldman:

$$V_i - V_e = \frac{RT}{F} \ln \frac{P_{\text{Na}}[\text{Na}]_e + P_{\text{K}}[\text{K}]_e + P_{\text{Cl}}[\text{Cl}]_e}{P_{\text{Na}}[\text{Na}]_i + P_{\text{K}}[\text{K}]_i + P_{\text{Cl}}[\text{Cl}]_i} \quad (\text{II})$$

donde P_{Na} , P_{K} , P_{Cl} son las permeabilidades de la membrana al Na, K y Cl, los subíndices *i* y *e* corresponden respectivamente al interior y exterior de la membrana y los términos entre corchetes son las concentraciones de los iones.

Dado que la membrana separa dos medios con concentraciones iónicas diferentes se puede estudiar como si fuera un circuito eléctrico compuesto por conductancias y fuentes de corriente que modelan las concentraciones y las corrientes iónicas respectivamente.

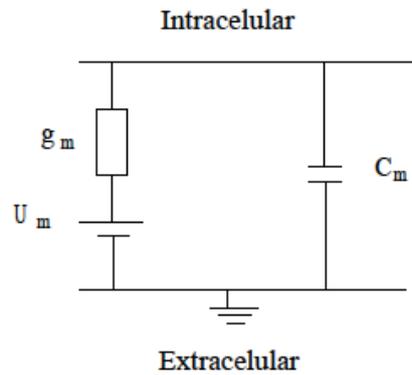


Figura 2.1 Circuito equivalente de la membrana en reposo^[1]

donde g_m es la conductancia equivalente de las conductancias Na^+ , K^+ y Cl^- ; U_m representa el potencial de reposo y C_m es la capacidad de la membrana por unidad de superficie.

2.1.2. Potencial de Acción.

En condiciones de equilibrio la membrana de la célula registra un potencial de reposo negativo. En este estado, se dice que la célula está polarizada.

Cuando la membrana es excitada por estímulos externos, cortos y de gran intensidad o largos y de poca intensidad, se produce un cambio en las características de la membrana que consiste en la variación de las permeabilidades a los diferentes iones.

Este cambio se produce sobretodo en las permeabilidades del Na^+ y el K^+ . Tras la estimulación, la membrana se hace muy permeable al Na^+ y comienza a admitir la entrada de estos iones en gran cantidad desalojando a algunas K^+ . Con lo que el potencial se vuelve positivo (potencial de acción), la célula está despolarizada.

Una vez se alcanza el potencial de acción, la membrana comienza a cerrar los canales de Na^+ y los de K^+ se abren más de lo normal. La salida de los iones K^+ hacia el exterior restablece el potencial de membrana en reposo negativo, proceso de repolarización.

Para que se produzca este fenómeno el estímulo debe ser capaz de elevar el potencial intracelular a un valor mínimo denominado umbral de disparo (U_d).

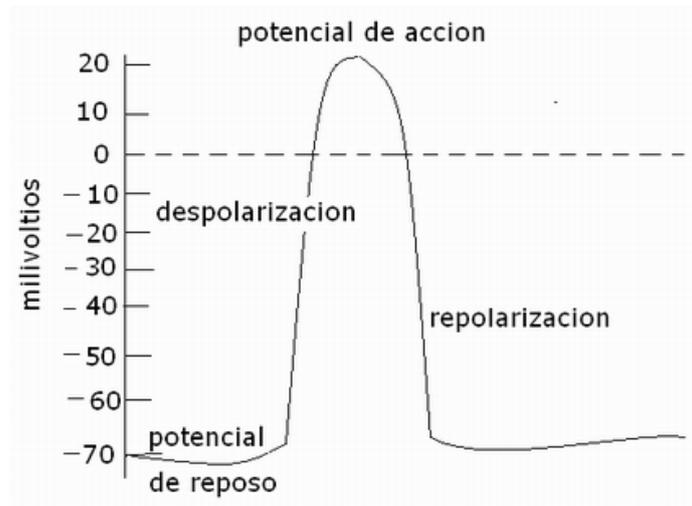


Figura 2.2^[2]

Una vez producido el disparo y alcanzado el potencial de acción, la célula entra en una fase de inhibición absoluta durante la cual no responde a nuevos estímulos. Esta fase coincide con la duración del potencial de acción y se conoce como periodo refractario absoluto (PRA). Durante la repolarización, puede ser excitada pero con estímulos más intensos que en la fase de reposo. A este intervalo se le denomina periodo refractario relativo (PRR).

Para el estudio de las ondas producidas por la excitación utilizaremos el circuito de la membrana en reposo (figura 2.1) en la zona donde no se alcanza el potencial de acción (zona subumbral). Para la zona donde el potencial de acción es alcanzado (zona supraumbral), la membrana se modelará con una fuente de corriente externa que se inyecta al circuito de la membrana en reposo.

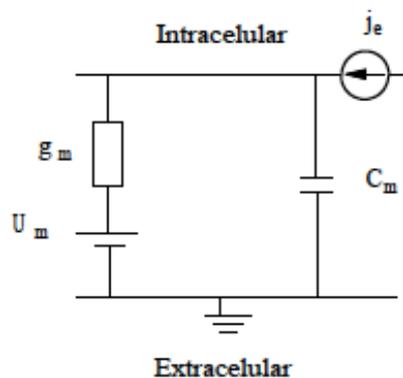


Figura 2.3 Circuito equivalente de la membrana con potencial de acción.^[1]

2.2. Electrocardiograma.

El electrocardiograma (ECG) registra la actividad eléctrica de las células del corazón. Los impulsos son generados por el nodo sino-auricular (NSA), situado en la pared superior de la aurícula derecha el cual es considerado el marcapasos natural del corazón. Los potenciales de acción generados por el NSA se propagan por las aurículas hasta alcanzar el nodo aurículo-ventricular (NAV) produciéndose la contracción de las aurículas (onda P). En el NAV se produce el retardo necesario para conseguir que la contracción de los ventrículos no comience hasta que las aurículas hayan sido totalmente vaciadas. El impulso se propaga posteriormente por el haz de His y las fibras de Purkinje hasta contraer los ventrículos y producir el bombeo de sangre. Esta contracción ventricular y la relajación auricular se representa en el complejo QRS del ECG. Por último, los ventrículos se relajan (onda T).

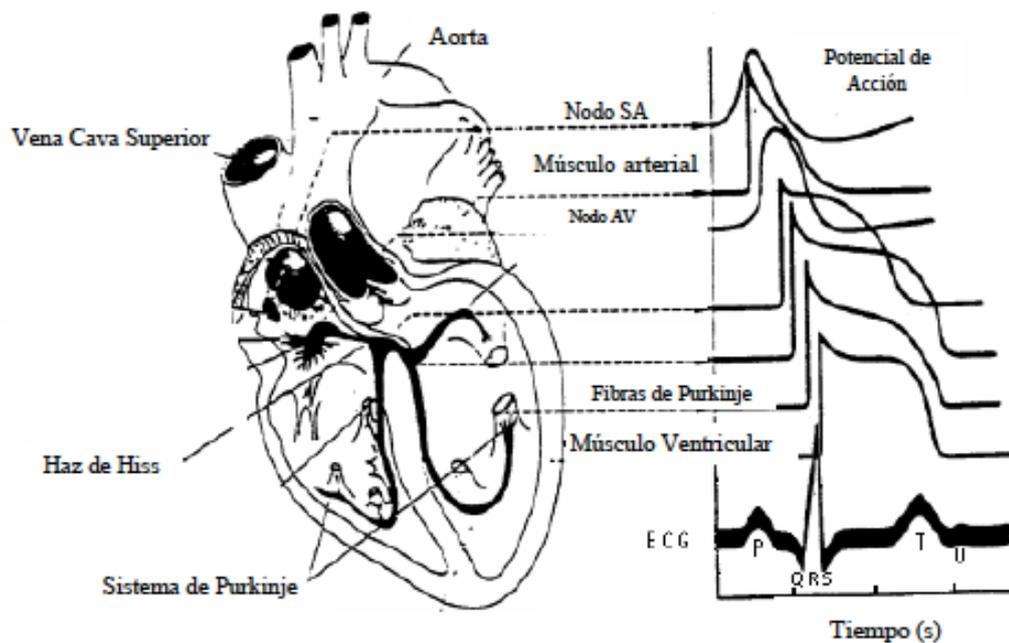


Figura 2.4 Potenciales de acción en las células del sistema de conducción cardíaco.

La transmisión del impulso eléctrico a través de las células del corazón es lo que da lugar a las diferentes ondas que aparecen en el ECG.

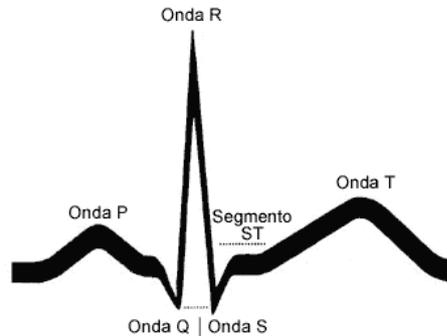


Figura 2.5 Señal ECG.

2.3. Derivaciones Electrocardiográficas.

La disposición de las conexiones de cada par de electrodos recibe el nombre de derivación. En el registro del electrocardiograma se suele utilizar doce derivaciones: Las derivaciones de extremidades, las derivaciones de extremidades aumentadas y las derivaciones precordiales.

2.3.1. Derivaciones de Extremidades.

Son derivaciones bipolares ya que detectan la diferencia de potencial entre dos puntos .

	Terminal positivo	Terminal negativo
Derivación I	Brazo izquierdo	Brazo derecho
Derivación II	Pierna izquierda	Brazo derecho
Derivación III	Pierna izquierda	Brazo izquierdo

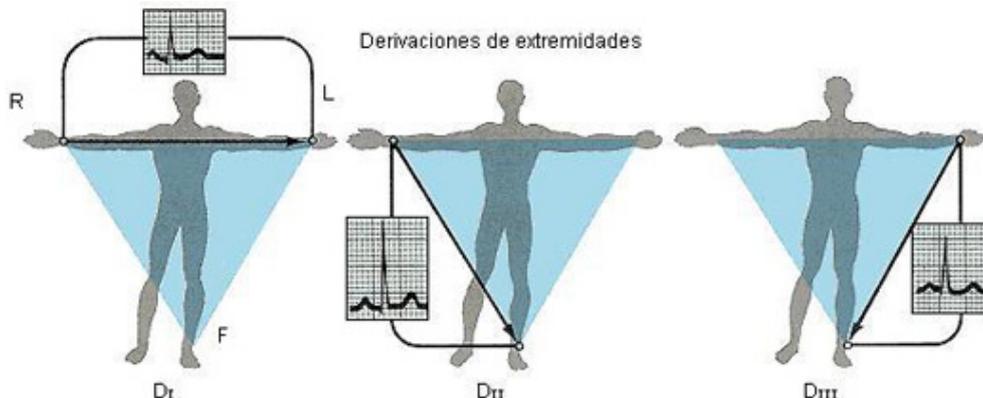


Figura 2.6^[4]

2.3.2. Derivaciones de Extremidades Aumentadas.

En estas derivaciones se utilizan los mismos terminales positivos que en las anteriores y como terminal negativo se escoge un punto promedio entre los dos restantes. Este punto intermedio se consigue conectando los dos puntos a dos resistencias y conectando los dos extremos libres de las resistencias entre sí siendo este el punto intermedio.

	Terminal positivo	Terminal negativo
Derivación aVR	Brazo derecho	Intermedio entre BI y PI
Derivación aVL	Brazo izquierdo	Intermedio entre PI y BD
Derivación aVF	Brazo izquierdo	Intermedio entre BD y BI

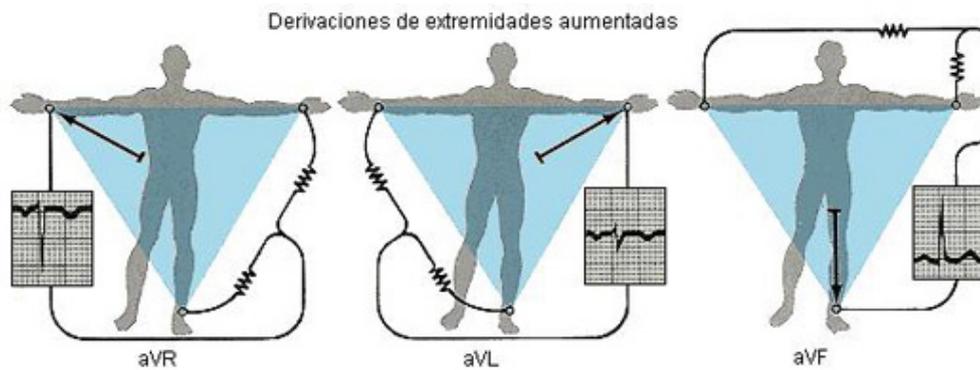


Figura 2.7^[4]

2.3.3. Derivaciones Precordiales.

Estas derivaciones son unipolares y se registran en el tórax desde la posición 1 a la 6. Los electrodos móviles registran el potencial eléctrico que hay bajo ellos mismos respecto a la conexión terminal central, que se hace conectando los cables del brazo derecho, el brazo izquierdo y la pierna izquierda. El potencial eléctrico de la conexión terminal central no varía significativamente a través del ciclo cardíaco.

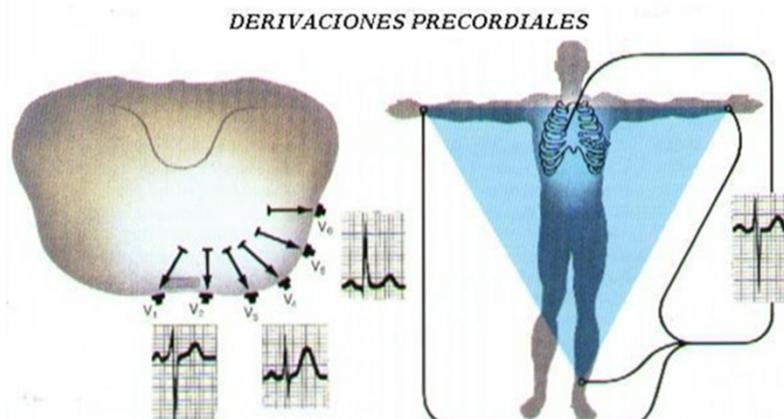


Figura 2.8^[4]

2.4. Adquisición de Señales Bioeléctricas.

Para la adquisición de la señal electrocardiográfica se pretende conseguir un sistema con muy poco ruido. La eliminación total del ruido es prácticamente imposible ya que depende del propio sistema a diseñar como de fuentes externas.

Conocer la procedencia del ruido puede ayudar en el paso posterior de la cadena de procesado, que es su eliminación.

El ruido es una señal no deseada superpuesta a la señal que queremos obtener. Según su origen lo podemos clasificar como externo o interno al propio sistema de medida. Normalmente se utiliza el término ruido cuando el origen es interno e interferencia se aplica a aquellas señales externas al sistema de medida.

2.4.1. Fuentes de Ruido.

Debidas a la fuente de alimentación: la fuente de alimentación correspondiente a 50Hz de la red provoca interferencias. Una forma de reducir este ruido cuando se utilizan amplificadores operacionales es limitar el rizado de cada una de las fuentes, esto se consigue incorporando condensadores en las alimentaciones de los operacionales.

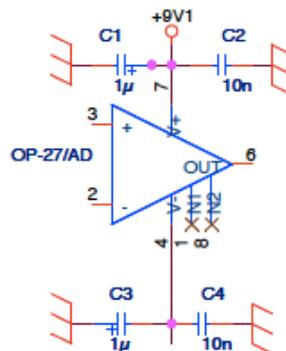


Figura 2.9

Ruido generado por los componentes electrónicos: todos los componentes, activos o pasivos, que forman el circuito generan señales de ruido aleatorias que contaminan las medidas. El diseñador la única medida que puede realizar para disminuir este ruido es seleccionar los componentes que presenten menores niveles dentro de las exigencias requeridas.



2.4.2. Fuentes de Interferencia.

Red de distribución eléctrica: Se trata de la principal fuente de interferencia la cual provoca una señal alterna de 50Hz. La presencia de la red de distribución eléctrica conlleva la aparición de campos eléctricos y magnéticos que interaccionan con el sistema de medida y el paciente. Para minimizar este tipo de interferencias el diseño incluirá un filtro Notch a 50Hz.

Interfaz electrodo-paciente: Los electrodos son el principal elemento para realizar la medida. El ruido que pueda generarse en ellos adquiere especial importancia. Su función es la de transductor, transforma las corrientes iónicas en corrientes eléctricas, esta transformación debe ser lo más precisa posible. Los parámetros más importantes son la impedancia y el ruido. La impedancia debe ser lo más baja posible porque de esta forma se reduce el efecto de carga en la etapa de amplificación y se minimizan el efecto de las interferencias de modo común en la entrada, por otro lado, la impedancia de entrada del sistema tiene que ser lo más alta posible.

Electromiograma (EMG): Es la principal fuente de ruido en el registro del ECG, para su reducción se requiere la colaboración del paciente estando lo más quieto posible mientras se toman las medidas.

3. DISEÑO TEÓRICO DEL CIRCUITO.

En el diseño del circuito la etapa más delicada es la de amplificación. Esto es debido, como se ha comentado anteriormente, que la señal obtenida tiene un rango de amplitud de 0'5 a 4mV, además está contaminada por el ruido eléctrico que viene del exterior, y que generalmente tiene una amplitud mayor que la señal además de tener un espectro de frecuencias igual. Una vez amplificada la señal esta es tratada para su posterior monitorización.

Existen unos problemas en la captación de las señales bioeléctricas que se deberán tener en cuenta en el diseño del circuito.

En primer lugar, existe un acoplamiento entre el paciente y tierra a la frecuencia de red (50Hz), lo que provoca que a la salida del amplificador se obtenga una señal igual a la suma de la señal bioeléctrica más el acoplamiento.

A partir de unos datos experimentales se ha llegado a la conclusión de que la señal de interferencia es superior a la señal bioeléctrica (en un ECG es 4 veces superior). Lo que lleva a la necesidad de usar un amplificador diferencial.

Por otra parte, la salida que se obtiene del sistema de amplificación está formada por la señal bioeléctrica más una señal de común. Por tanto, otro requisito es que el amplificador diferencial tenga un alto rechazo al modo común, CMRR (del inglés: Common Mode Rejection Ratio).

La interferencia capacitiva de la red además de provocar una tensión de modo común puro provoca una interferencia en modo diferencial derivada del modo común. Aunque se eliminara por completo el modo común sería necesario unas impedancias de modo común muy elevadas para impedir la distorsión del biopotencial.

En conclusión, el sistema de amplificación que se debe diseñar debe reunir las siguientes características:

- Amplificación diferencial.
- Muy altas impedancias de entrada.
- Muy alto rechazo al modo común CMRR.
- Bajo ruido.

Además de amplificar se deberá filtrar la señal, quitarle el Offset y proteger al paciente contra picos de tensiones y corrientes.

3.1. Amplificador de Instrumentación.

El amplificador de instrumentación se utiliza para medir en ambientes ruidosos señales difíciles de registrar y con alta impedancia como por ejemplo, la señal del ECG debido a su pequeña amplitud.

Es un bloque de amplificadores operacionales de ganancia en lazo cerrado, con una entrada diferencial y una salida con respecto a una referencia. La ganancia se obtiene a través de unas resistencias y una fórmula que el fabricante facilita en la hoja de especificaciones.

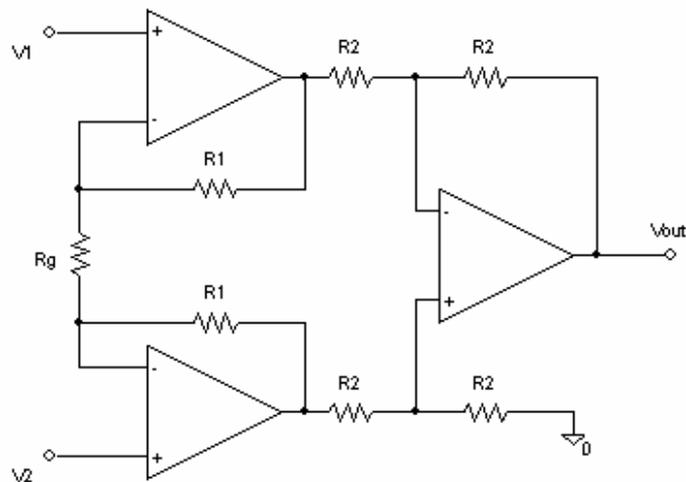


Figura 3.1 Esquema de un amplificador de instrumentación.^[2]

La exigencia de tener impedancias de entrada muy elevadas lleva consigo la necesidad de disponer de un tercer electrodo que nos permita obtener un camino a masa de las corrientes de polarización a través del paciente y reducir interferencias.

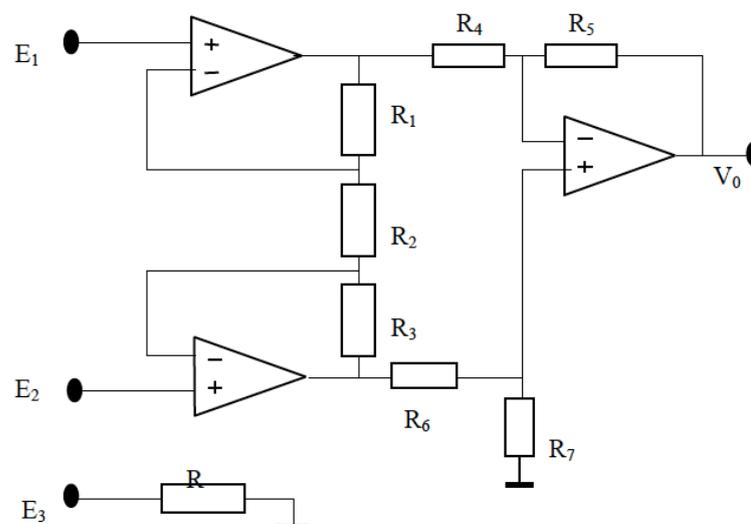


Figura 3.2 Esquema de la entrada del circuito con los tres electrodos.^[2]

Para evitar que estas corrientes produzcan interferencias de modo común, la impedancia del tercer electrodo deberá ser lo más pequeña posible. Al reducir la impedancia de la interfase electrodo-piel la corriente que atraviesa el cuerpo humano es mayor en caso de derivación lo cual pone en peligro al paciente.

Con el fin de reducir las interferencias sin poner en peligro la seguridad del paciente se utiliza la técnica de la realimentación activa. Esta técnica se basa en hacer pasar a través del paciente una corriente proporcional al nivel de señal de modo común presente en el amplificador.

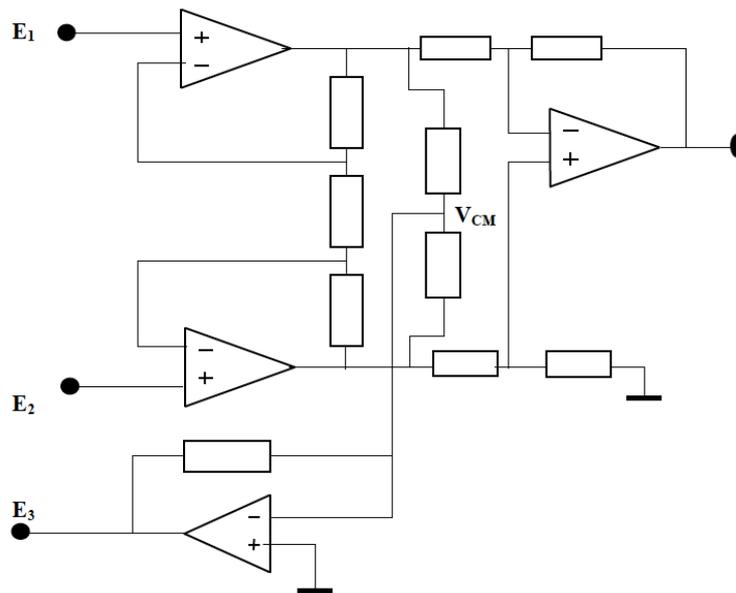


Figura 3.3 Esquema de la entrada del circuito con los tres electrodos y realimentación activa.^[2]

3.2. Amplificador de Aislamiento.

Un amplificador de aislamiento transmite la señal obtenida de una referencia a otra sin la componente de modo común.

En este proyecto, diseño de un electrocardiógrafo, se ha incorporado un amplificador de aislamiento básicamente por razones de seguridad, este tipo de amplificadores incorporan una barrera de potencial que limita las corrientes de fugas a través del paciente.

El sistema consta de dos amplificadores diferenciales aislados, el primero de ellos tiene una alimentación flotante y el otro es el que alimentamos mediante una pila de 9V. La alimentación flotante se consigue por medio de un convertidor DC/DC.

3.3. Filtrado.

Con la etapa del filtrado de la señal se determina el ancho de banda del circuito. La señal del ECG tiene componentes relevantes entre 0'05Hz y 250 Hz por tanto, nuestro circuito sólo tendrá que dejar pasar las señales pertenecientes a este rango.

3.3.1. Filtro Paso Alto.

Para este filtro se ha escogido el Sallen-Key de segundo orden que se muestra en la siguiente figura.

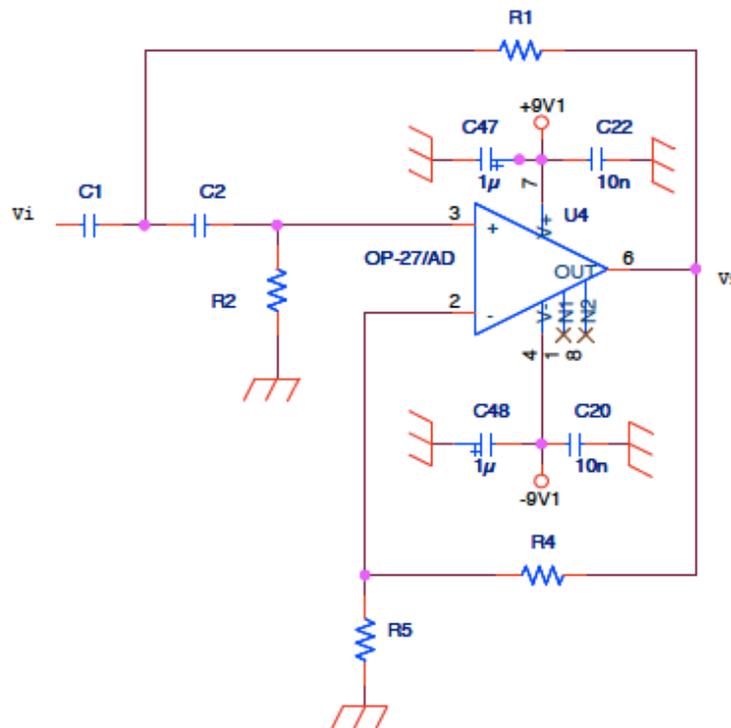


Figura 3.4

El propósito de este filtro, a parte de cortar a la frecuencia de 0'05Hz, es evitar señal continua en la salida final. En el Anexo 1 de cálculos se indica el comportamiento del filtro. Se procederá de igual modo con el resto de etapas.

3.3.2. Filtro Paso Bajo.

En este filtro también se ha escogido la estructura de Sallen-Key de segundo orden. Con él se limita la banda pasante del amplificador.

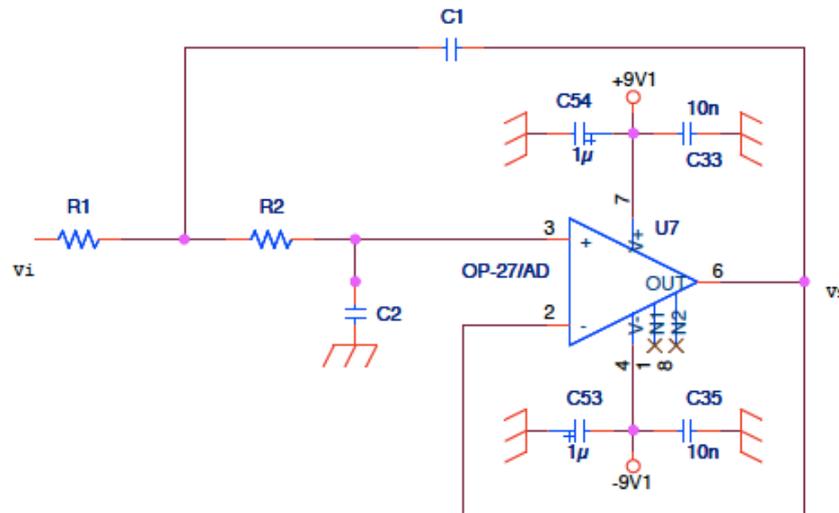


Figura 3.5

3.3.3. Filtro Notch.

El filtro Notch se caracteriza por rechazar una frecuencia que interfiere en el circuito, en este diseño es 50Hz, la generada por la red eléctrica.

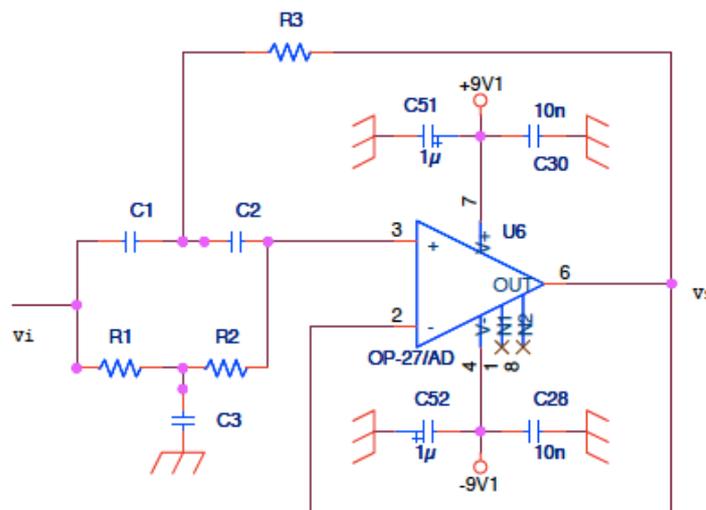


Figura 3.6



3.4. Protección contra Transitorios.

Los electrocardiógrafos suelen utilizarse junto con otros aparatos tales como electrobisturís o desfibriladores los cuales pueden inducir transitorios de gran amplitud capaces de dañar los amplificadores.

Para proteger al circuito contra estos transitorios se utilizan unos circuitos de protección denominados limitadores de tensión que limitan la tensión de entrada cuando supera un valor determinado y la dejan pasar cuando es menor.

4. IMPLEMENTACIÓN DEL CIRCUITO.

En este apartado se va a explicar qué componentes (operacionales, resistencias, condensadores...) se han escogido para las diferentes etapas que forman el circuito. El circuito está formado por la señal del ECG procedente de los electrodos, el amplificador de instrumentación, el amplificador de aislamiento y por los filtros de paso alto, paso bajo y notch de segundo orden. También se ha añadido un amplificador no inversor para amplificar la señal.

La señal adquirida va a contener una componente continua procedente de los electrodos ($\approx 300\text{mV}$) y la señal bioeléctrica, en el caso del electrocardiograma tiene una amplitud de $0,5\text{mV}$ a 4mV . Esta señal se tendrá que amplificar sin llegar a la tensión de alimentación (9V) para poder observarla en el osciloscopio.

Los cálculos de ganancia se han realizado con el máximo valor que puede tomar la señal, 304mV , porque de esta forma se asegura que el circuito no llegará a saturar. La ganancia total, que se ha calculado en torno a 2000, se ha dividido entre las etapas del amplificador de instrumentación ($G_{\text{inst}}=19$), del filtro paso alto ($G_{\text{PA}}=10$) y del amplificador no inversor ($G_{\text{NI}}=10$).

Los cálculos necesarios para la obtención del valor de los componentes se han detallado en el Anexo 1.

4.1. Electroodos.

La medida de la señal electrocardiográfica del usuario se toma a partir de unos electrodos conectados al circuito. Los electrodos que se van a utilizar son superficiales debido a su facilidad de manejo y economía.

La derivación que se utilizará será la siguiente: un electrodo se colocará en el brazo derecho, otro en el brazo izquierdo y el tercer electrodo servirá como referencia e irá a la pierna derecha.



Figura 4.1 Electroodos superficiales

4.2. Protección del Paciente.

Como se ha comentado anteriormente, el electrocardiógrafo se utiliza junto con otras máquinas las cuales pueden propiciar la aparición de voltajes elevados en la entrada que ocasionan el deterioro de los amplificadores utilizados en las etapas posteriores. Para impedir que esto ocurra se ha colocado diodos en antiparalelo que actúan como limitadores de tensión. Además a la entrada del circuito se han colocado dos resistencias para limitar las corrientes que pasan por los diodos en el caso que se utilice un desfibrilador.

El diodo que se ha escogido ha sido el IN4007 debido a que la máxima tensión que puede soportar, 1000V, es mayor que la máxima tensión que pueden provocar los equipos auxiliares utilizados, esta tensión máxima suele ser 800V.

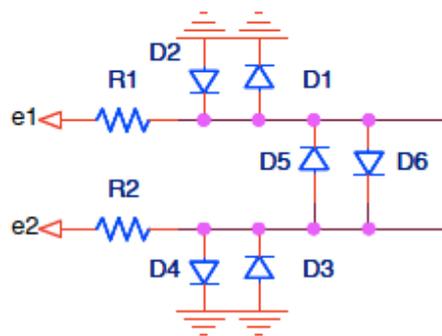


Figura 4.2 Sistema de Protección paciente

4.3. Amplificador del Instrumentación.

El amplificador de instrumentación que se ha escogido para el circuito es el AMP02 con el diagrama de conexiones que se muestra en la figura 4.3.

La elección de este amplificador se ha basado principalmente en dos características. En primer lugar, se ha comprobado que la tensión con la que se alimenta los operacionales del circuito (9V) pertenece al rango de tensiones con el que trabaja el AMP02 (de $\pm 4.5V$ a $\pm 19V$) y, en segundo lugar, que la ganancia que queremos ponerle a la etapa de instrumentación (≈ 19) está en el rango de ganancia que nos permite utilizar (de 1 a 1000).

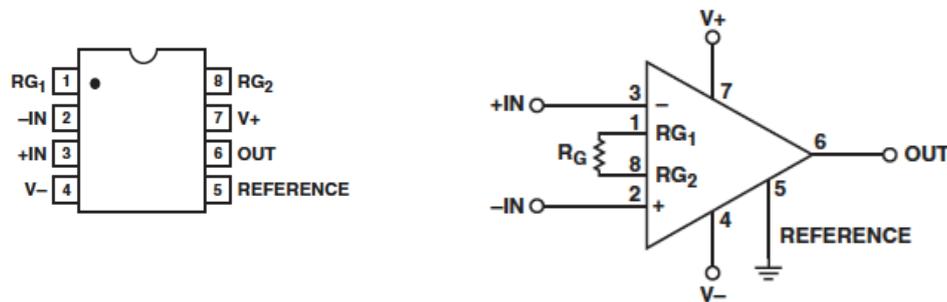


Figura 4.3 Estructura y patillaje del AMP02

El montaje del amplificador de instrumentación se observa en la figura 4.3, +IN es la tensión procedente del brazo derecho y -IN es la tensión procedente del brazo izquierdo. El amplificador está alimentado con $\pm 9V$.

Para construir el AMP02 se encapsula todo a excepción de la resistencia R_g con la que se puede controlar la ganancia. En la hoja de especificaciones aparece la ecuación con la que se calcula el valor de la ganancia a partir de R_g .

$$G = \frac{50k}{R_g} + 1 \quad (\text{III})$$

Los valores de las resistencias y de la ganancia de esta etapa son:

$$R_x = R_y = 1'5k\Omega$$

$$G_{inst} = 17'66$$

4.4. Realimentación Activa.

El objetivo de esta etapa es reducir la impedancia del tercer electrodo sin reducir la seguridad del paciente.

Como se observa en la figura 4.4, el amplificador inversor toma la señal de modo común del amplificador de instrumentación, la amplifica y la invierte. La impedancia global del tercer electrodo es reducida por un factor aproximadamente igual a la ganancia del circuito de realimentación, $G_{realimentación} = 10$. Al mismo tiempo, el modo común se reduce por el mismo factor.

Los valores de las resistencias de esta etapa son:

$$R_{12} = 10k\Omega$$

$$R_{11} = 1k\Omega$$

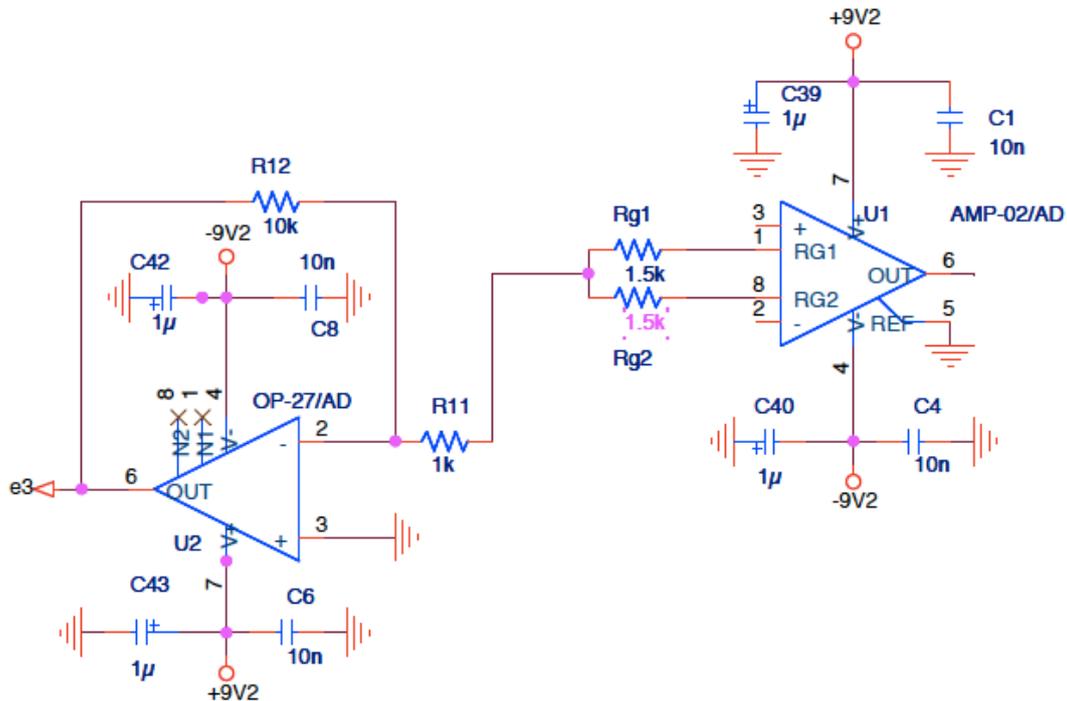


Figura 4.4 Realimentación Activa

4.5. Amplificador de Aislamiento.

En bioelectrónica se necesita aislar al paciente de posibles descargas producidas por fallos en los aparatos de medida. Para ello se ha utilizado un amplificador ISO124 con el que aislamos la etapa de entrada de la de salida.

El circuito de alimentación estará formado por una pila de 9V que alimenta al componente MAX1044 con el cual a partir de una entrada de +9V obtenemos también una salida de -9V. Esta será la alimentación de la segunda etapa.

Por medio de un convertidor DC/DC, en este circuito se ha escogido el PWR1726AC, obtenemos la alimentación de la primera etapa.

En la siguiente figura se muestra el esquema de la alimentación.

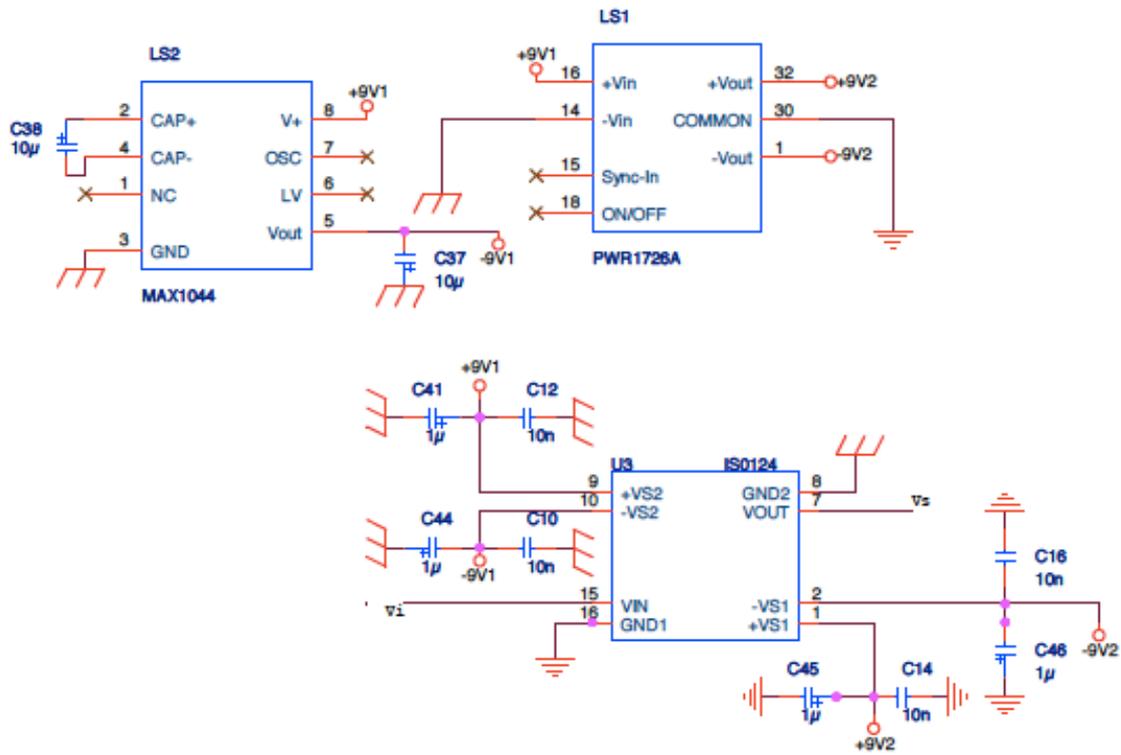


Figura 4.5 Sistema de Alimentación

4.6. Filtrado.

El ancho de banda de un ECG va de 0'05Hz a 250Hz. Para limitar estas corrientes se implementan filtros de Sallen-Key de segundo orden. Los operacionales que se utilizan son OP27, proporcionan un bajo nivel de ruido y la amplificación es de alta precisión para señales de bajo nivel.

4.6.1. Filtro Paso Alto.

Cortando a una frecuencia de 0'05Hz se elimina el nivel de continua de la señal que no aporta ninguna información adicional

Los valores de los componentes que se han empleado han sido:

$$R_1 = R_2 = 473k\Omega$$

$$C_1 = C_2 = 6'8\mu F$$

$$R_5 = 10k\Omega$$

$$R_4 = 90'9k\Omega$$

Estos valores son los normalizados más cercanos al valor obtenido en el Anexo 1 de cálculos. Se procederá de igual modo con el resto de etapas.

El filtro paso alto empleado es el siguiente:

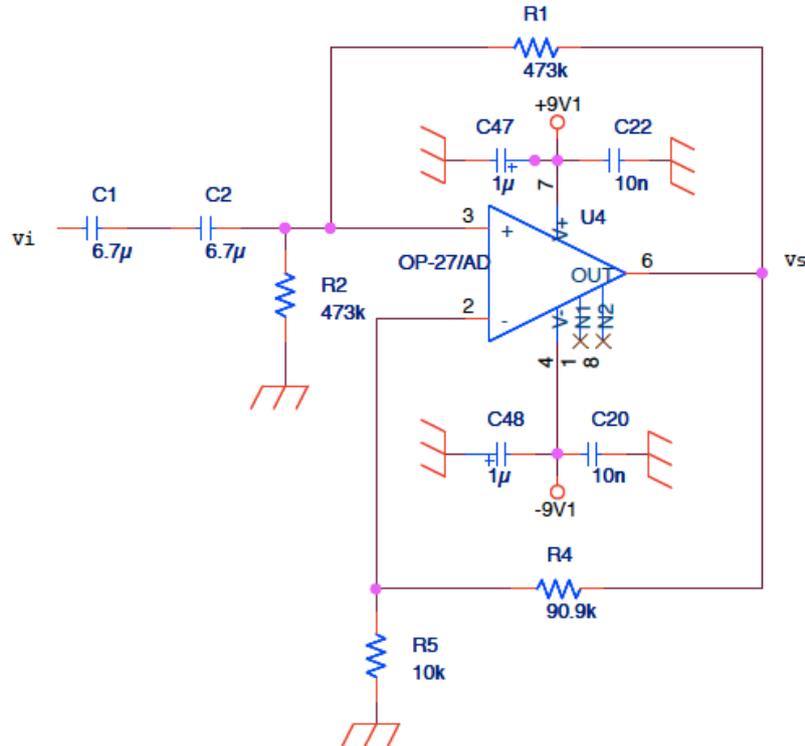


Figura 4.6 Esquema eléctrico del Filtro Paso Alto

4.6.2. Filtro Paso Bajo.

Cuando la señal llega al filtro paso bajo tiene la amplitud necesaria para ser analizada y visualizada correctamente en el osciloscopio. Mediante la etapa de este filtro se ha eliminado el ruido y las interferencias.

Para una frecuencia de corte de 250Hz, los valores de resistencias y condensadores que se han obtenido son:

$$R_1 = R_2 = 62k\Omega$$

$$C_1 = C_2 = 10nF$$

El circuito se muestra en la figura:

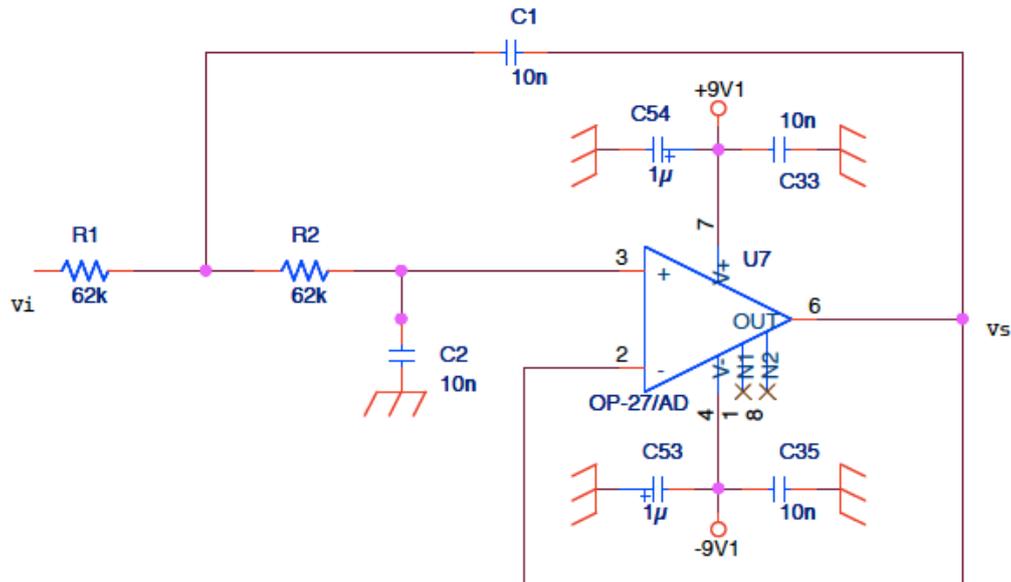


Figura 4.7 Esquema eléctrico del Filtro Paso Bajo

4.6.3. Filtro Notch.

Este filtro elimina la señal de 50Hz que proviene de la red. Los valores calculados de los componentes son:

$$C_1 = C_2 = 47nF$$

$$C_3 = 100nF$$

$$R_1 = R_2 = 68'1k\Omega$$

$$R_3 = 34k\Omega$$

El circuito queda de la siguiente forma:

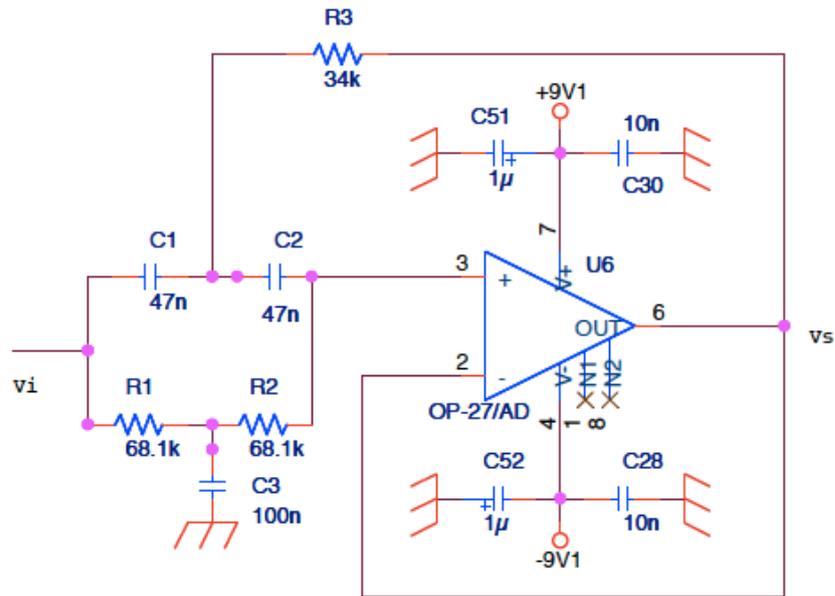


Figura 4.7 Esquema eléctrico del Filtro Notch

4.7. Amplificador No Inversor.

A la entrada de esta etapa la señal todavía no tiene la amplitud necesaria. En esta etapa se amplifica hasta un valor adecuado para poder visualizarla en el osciloscopio.

Los valores de los componentes son:

$$R_3 = 10k\Omega$$

$$R_4 = 90'9k\Omega$$

El circuito del amplificador no inversor es el que se muestra en la figura:

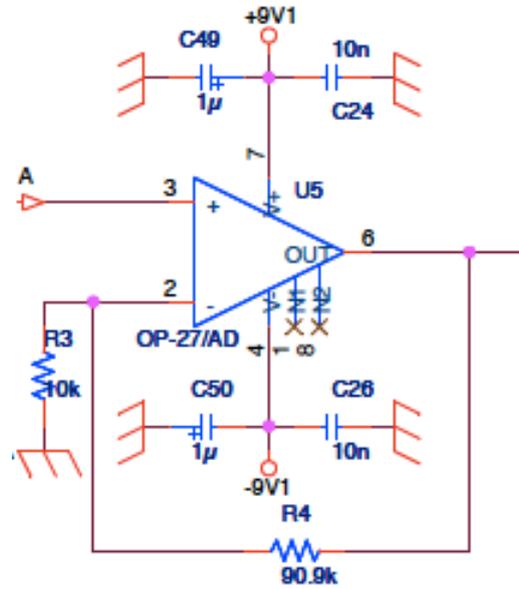


Figura 4.8 Esquema eléctrico Amplificador No Inversor

5. ETAPAS PARA LA OBTENCIÓN DE LA PLACA.

5.1. Montaje en Placa Protoboard.

Antes de construir la placa de forma definitiva se han ensayado los filtros en una placa protoboard con el objetivo de detectar errores de diseño, probar diferentes componentes... Se escoge este tipo de panel debido a su simplicidad y rapidez de montaje además de la facilidad para el análisis.

La placa está constituida por una matriz de agujeros los cuales tienen uniones eléctricas por el interior de la placa. Los componentes se insertan en ellos y quedan unidos según las uniones de estos agujeros.

- **Estudio Filtro Paso Alto.**

Para comprobar que el filtro diseñado funcionaba correctamente se comprobó que a una frecuencia superior a 0'05Hz a la salida del filtro no existía componente continua.

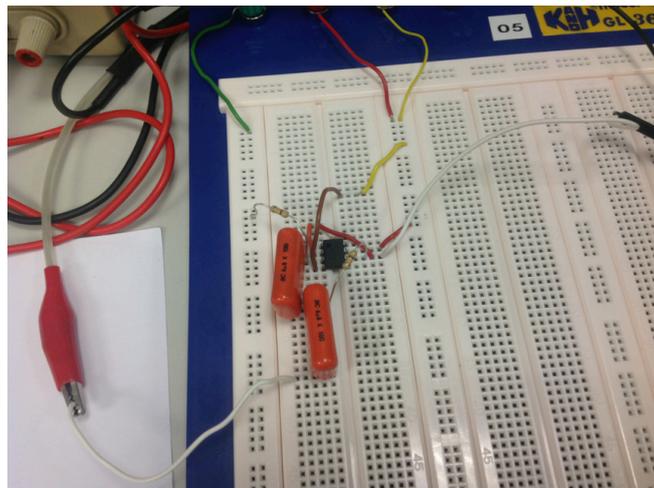


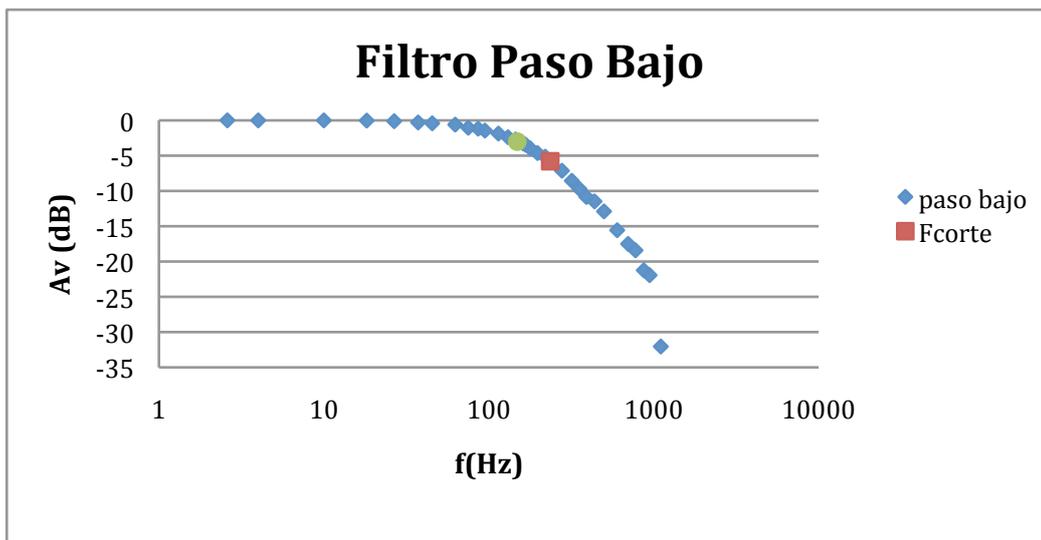
Figura 5.1 Circuito Filtro Paso Alto montado en placa Protoboard.

- **Estudio Filtro Paso Bajo.**

Una vez montado el filtro paso bajo en la placa protoboard se introduce una entrada de 600mV y se van tomando valores de salida a diferentes frecuencias. A partir de estos valores se calcula la ganancia dividiendo el valor de salida por el de entrada; en el gráfico la ganancia se expresa en decibelios.

f(Hz)	V (mV)	A _v	A _v (dB)
2,6	600	1	0
4	600	1	0
10	600	1	0
18,2	598	0,997	-0,029
26,7	592	0,987	-0,117
37,3	580	0,967	-0,294
45,4	572	0,953	-0,415
62,6	560	0,933	-0,599
75,1	532	0,887	-1,045
86,2	524	0,873	-1,176
94,8	508	0,847	-1,446
114,5	484	0,807	-1,866
130,8	456	0,76	-2,384
145,4	440	0,733	-2,694
161,7	412	0,687	-3,265
167	404	0,673	-3,435
178,4	380	0,633	-3,967

f(Hz)	V (mV)	A _v	A _v (dB)
149	424	0,707	-3,016
197,6	352	0,587	-4,632
220	332	0,553	-5,14
236	308	0,513	-5,792
278	264	0,44	-7,131
319	224	0,373	-8,558
355	196	0,327	-9,718
391	172	0,287	-10,852
438	160	0,267	-11,481
500	136	0,227	-12,892
601	100	0,167	-15,563
700	80	0,133	-17,501
776	72	0,12	-18,416
871	52	0,087	-21,243
945	48	0,08	-21,938
1105	15	0,025	-32,041



Se puede observar en el gráfico que aproximadamente a 250Hz la ganancia va disminuyendo.

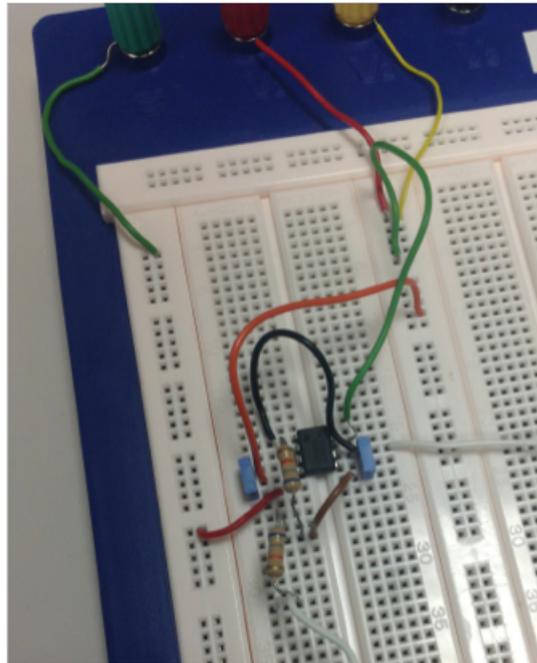


Figura 5.2 Circuito Filtro Paso Bajo montado en placa Protoboard.

- **Estudio Filtro Notch.**

De igual modo que en el filtro paso bajo, se introduce una señal a la entrada del circuito de 560mV y se va tomando valores de la salida a diferentes frecuencias.

f(Hz)	V (mV)	A _v	A _v (dB)	f(Hz)	V (mV)	A _v	A _v (dB)
3,1	560	1	0	52	4	0,007	-42,923
4,5	556	0,9943	-0,063	54,5	24	0,043	-27,359
6,1	552	0,986	-0,125	57	48	0,086	-21,339
7,1	548	0,979	-0,188	61,3	84	0,15	-16,479
8,9	532	0,95	-0,446	65,7	120	0,214	-13,38
11	520	0,929	-0,644	71	160	0,286	-10,881
14,41	472	0,843	-1,485	81	224	0,4	-7,959
15,7	460	0,821	-1,709	88,4	270	0,482	-6,336
17,5	435	0,777	-2,194	95,9	296	0,529	-5,538
19,5	420	0,75	-2,499	115,2	364	0,65	-3,742
22,6	370	0,661	-3,599	120	372	0,664	-3,553
27,6	304	0,543	-5,306	128,7	400	0,714	-2,923
32,7	236	0,421	-7,506	138	408	0,729	-2,751
35,6	192	0,343	-9,298	166,9	460	0,821	-1,709
40	136	0,243	-12,293	201,9	488	0,871	-1,195
43,2	92	0,164	-15,688	245	510	0,911	-0,812
44,6	72	0,129	-17,817	297	532	0,95	-0,446
46,2	60	0,107	-19,401	353	536	0,957	-0,380
48,3	30	0,053	-25,421	394	548	0,979	-0,188
49	20	0,036	-28,943	491	548	0,979	-0,1881
49,9	16	0,029	-30,881	556	560	1	0
51,7	4	0,007	-42,923				

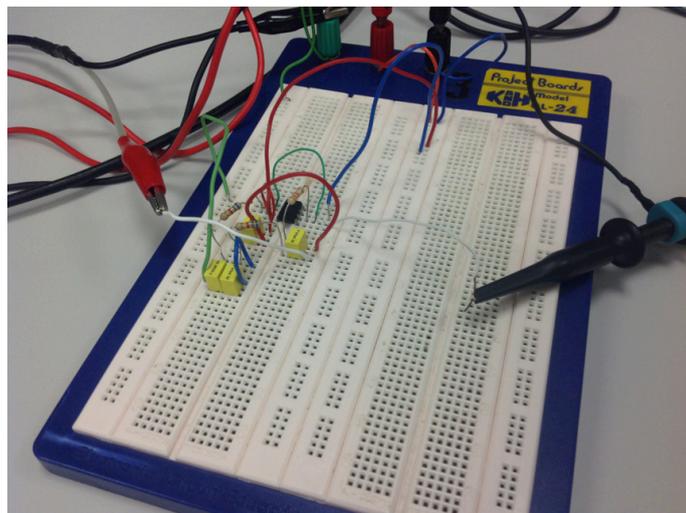
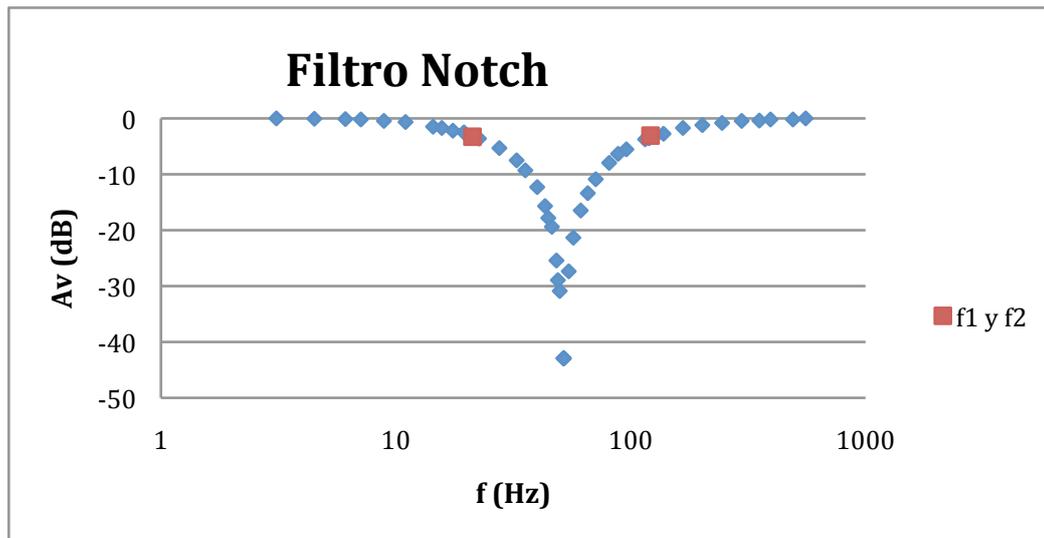


Figura 5.3 Circuito Filtro Notch montado en placa Protoboard.

5.2. Montaje en Placa de Circuito Impreso.

La placa de circuito impreso es la técnica escogida para montar el circuito debido a que presenta una serie de ventajas frente a otras técnicas como por ejemplo, tiene unas conexiones por medio de soldaduras más óptimas y una gran solidez mecánica resistente a movimientos bruscos.

5.2.1. Diseño Asistido por Ordenador.

El software que se ha utilizado para diseñar la placa es el OrCAD. Está compuesto por varios programas (Capture, Layout, Pspice...), en este proyecto los programas utilizados han sido Capture y Layout.

En primer lugar, utilizando Capture se ha elaborado el esquema del circuito. A continuación se exporta el esquema del Capture al Layout en el cual aparecen los componentes con sus conexiones. El siguiente paso es colocar de la forma más adecuada estos componentes, para que la placa tenga el menor tamaño posible y que el trazado de pistas sea el más sencillo. Se ha escogido realizar una placa a doble cara para facilitar el trazado de pistas.

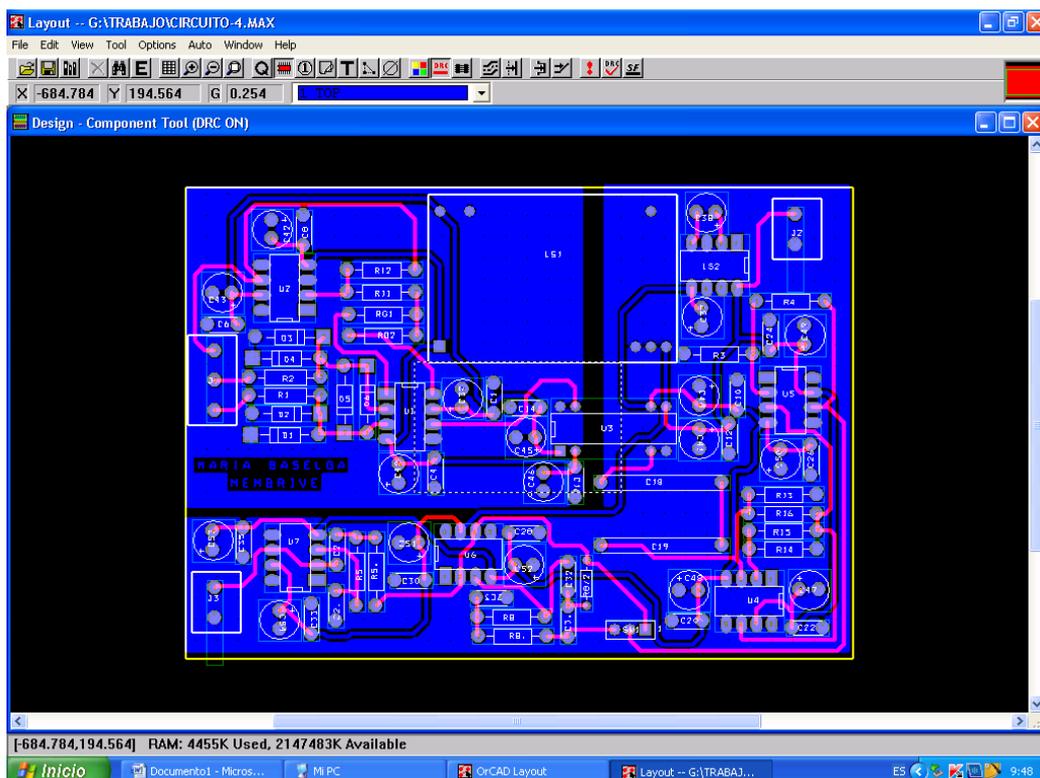


Figura 5.4 Ventana del Layout.

5.2.2. *Impresión Fotográfica de la Placa.*

Una vez se tiene la placa diseñada se imprime en papel transparente las pistas y los pads de los diferentes componentes de las dos caras de la placa.

Para asegurarse de que se ha impreso bien y que los pads de ambas caras coinciden se juntan los dos folios transparentes y se observa a trasluz.

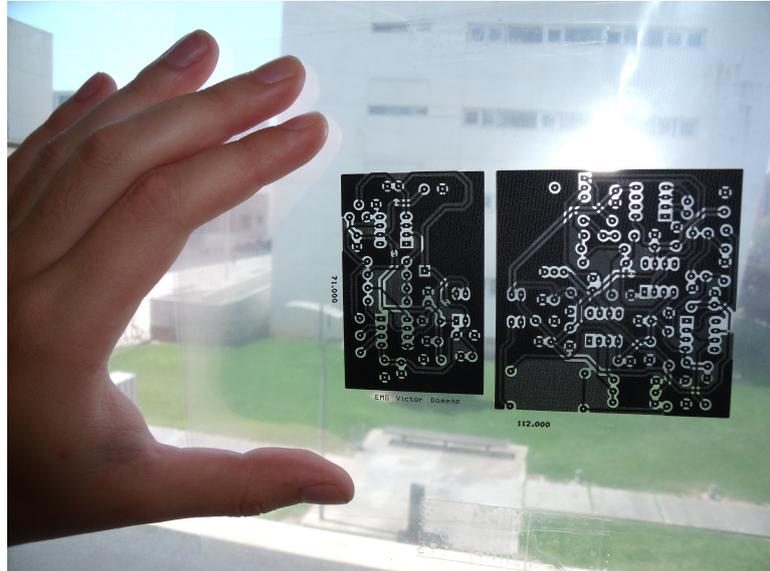


Figura 6.2

El siguiente paso será cortar la placa fotosensible de acuerdo a la medida de nuestra placa, se colocará entre los dos papeles transparentes y se introducirá en la insoladora.



Figura 5.5 Insoladora

Cuando se haya terminado la insolación, se procederá al revelado. En primer lugar, se introducirá la placa en una cubeta con agua y sosa, pasados unos minutos se podrá apreciar el contorno de las pistas.



Figura 5.6

Una vez realizado del revelado el proceso seguirá con el atacado. Se introducirá en una cubeta con cloruro férrico líquido. Cuando el cobre sobrante haya desaparecido, se retira la placa de esta cubeta y se introduce en una con agua. La emulsión que todavía quede se elimina con acetona.



Figura 5.7

Por último, se taladrarán los pads de cada componente y éstos se soldarán a la placa.

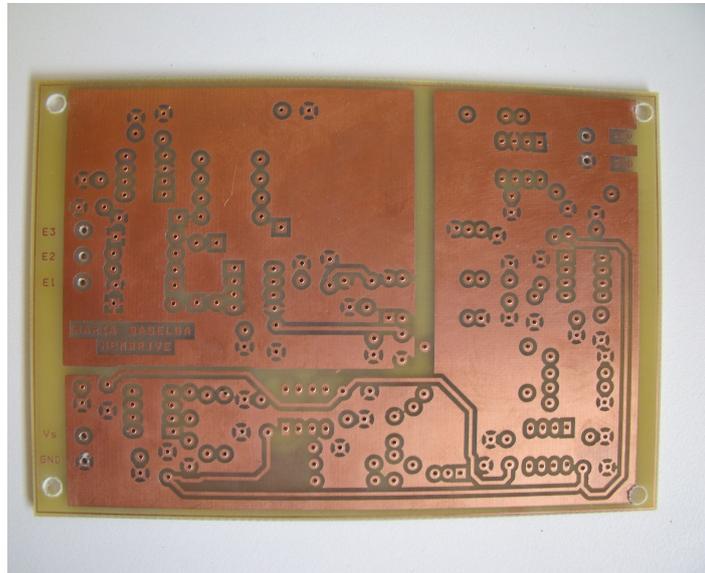


Figura 5.8 Placa taladrada

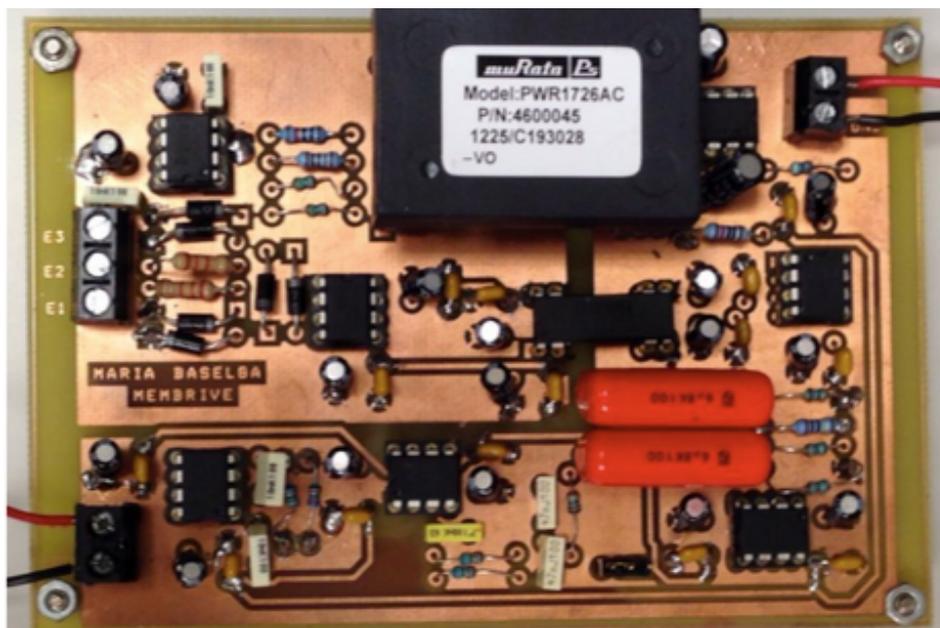


Figura 5.9 Placa montada

6. RESULTADOS EXPERIMENTALES.

6.1. Función de Transferencia.

Se ha comprobado experimentalmente la ganancia diferencial del sistema. El circuito se ha diseñado para tener una ganancia total de 1798 aproximadamente.

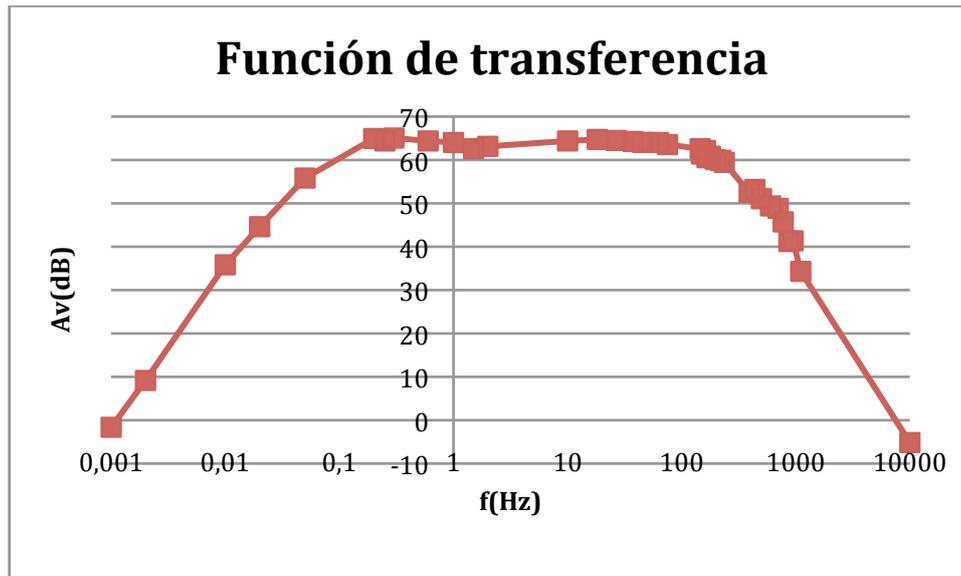
Por medio de un generador de funciones introducimos una señal de 1'81mV que simula la señal del ECG y se ha ido tomando el valor de la salida a diferentes frecuencias.

El valor de la amplitud (A_v) se ha calculado dividiendo el valor de tensión obtenido a la salida por el de la entrada. En el gráfico se introduce la amplitud en decibelios utilizando la siguiente ecuación:

$$A_v(dB) = 20\log(A_v) \quad (\text{IV})$$

- **Función de Transferencia sin filtro Notch.**

f (Hz)	V _{pp} (V)	A _v	A _v (dB)	f (Hz)	V _{pp} (V)	A _v	A _v (dB)
0,001	0,0015	0,829	-1,632	75,1	2,72	1502,762	63,538
0,002	0,0052	2,873	9,166	145,4	2,44	1348,066	62,594
0,01	0,112	61,878	35,831	161,7	2,32	1281,768	62,156
0,02	0,308	170,166	44,617	167	1,92	1060,773	60,512
0,05	1,12	618,7845	55,831	178,4	2	1104,972	60,867
0,2	3,2	1767,956	64,949	197,6	1,83	1011,049	60,095
0,25	3	1657,4589	64,389	220	1,79	988,95	59,903
0,3	3,24	1790,055	65,057	236	1,7	939,227	59,455
0,6	3	1657,459	64,389	391	0,764	422,099	52,508
1	2,88	1591,16	64,034	438	0,828	457,459	53,207
1,5	2,44	1348,066	62,594	500	0,647	357,459	51,0651
2	2,6	1436,464	63,146	601	0,535	295,58	49,414
10	3	1657,459	64,389	700	0,5	276,243	48,826
18,2	3,12	1723,757	64,729	776	0,35	193,37	45,728
26,7	3,04	1679,558	64,504	871	0,208	114,917	41,208
37,3	2,96	1635,359	64,272	945	0,212	117,127	41,373
45,4	2,88	1591,16	64,034	1105	0,094	51,934	34,309
62,6	2,9	1602'21	64'094	10000	0,001	0,552	-5,154



Del gráfico se observa que el valor que toma la ganancia cuando se hace prácticamente constante es 65. Sustituyendo este valor en la expresión (IV) obtenemos el valor de la ganancia diferencial.

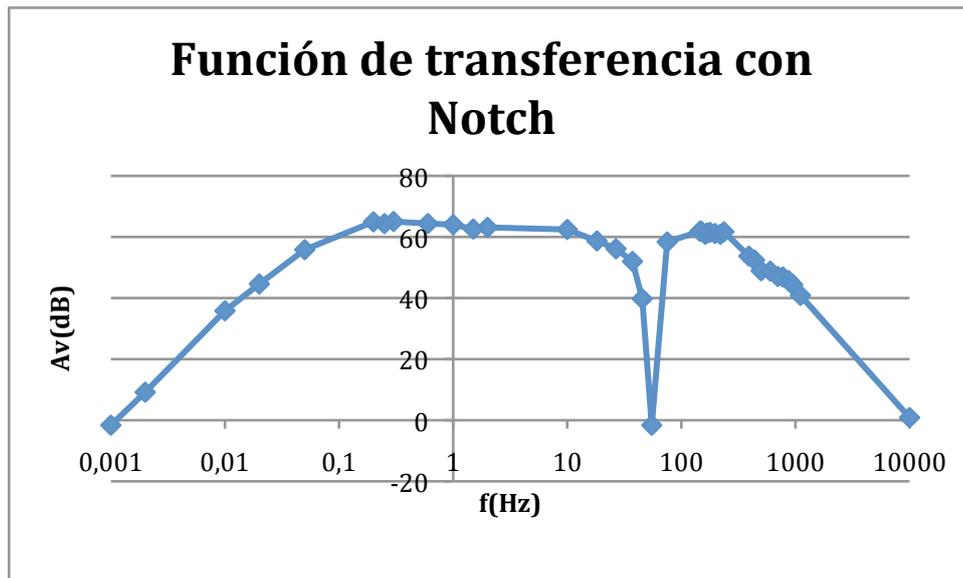
$$20\log(A_d) = 65$$

$$A_d = 1778'28$$

un valor similar al calculado teóricamente.

• **Función de Transferencia con filtro Notch.**

f (Hz)	V _{pp} (V)	A _v	A _v (dB)	f (Hz)	V _{pp} (V)	A _v	A _v (dB)
0,001	0,0015	0,829	-1,632	75,1	1,5	828,729	58,368
0,002	0,0052	2,8738	9,166	145,4	2,24	1237,569	61,851
0,01	0,112	61,878	35,831	161,7	2	1104,972	60,867
0,02	0,308	170,166	44,617	167	2,1	1160,221	61,291
0,05	1,12	618,785	55,831	178,4	2,15	1187,845	61,495
0,2	3,2	1767,956	64,949	197,6	2,06	1138,122	61,124
0,25	3	1657,459	64,389	220	2	1104,972	60,867
0,3	3,24	1790,055	65,057	236	2,2	1215,467	61,695
0,6	3	1657,459	64,389	391	0,88	486,188	53,736
1	2,88	1591,16	64,034	438	0,76	419,889	52,463
1,5	2,44	1348,066	62,594	500	0,506	279,558	48,929
2	2,6	1436,464	63,146	601	0,5	276,243	48,8286
10	2,4	1325,967	62,451	700	0,407	224,862	47,038
18,2	1,56	861,878	58,709	776	0,4	220,994	46,888
26,7	1,16	640,884	56,136	871	0,35	193,37	45,728
37,3	0,72	397,79	51,993	945	0,3	165,746	44,389
45,4	0,176	97,238	39,757	1105	0,2	110,497	40,867
55	0,0015	0,829	-1,632	10000	0,002	1,105	0,867



De igual forma que en el caso anterior, calculamos la ganancia diferencial del sistema con el filtro Notch activado.

$$20\log(A_d) = 64$$

$$A_d = 1584'9$$

el valor obtenido es menor que el teórico y esto se debe a que al activar el filtro Notch se distorsiona la señal.

6.2. Cálculo del CMRR.

Como se ha ido explicando a lo largo del trabajo, es un requisito imprescindible que el sistema posea un alto rechazo al modo común. El CMRR debería ser superior a 70dB para que el circuito funcione correctamente.

Para tomar esta medida se ha introducido la misma señal en las dos entradas y se ha medido la salida. La ganancia en modo común (A_{MC}) será el cociente de la señal obtenida entre la señal introducida al sistema, mediante la siguiente fórmula se calculará el CMRR:

$$CMRR = 20\log\left(\frac{A_{MC}}{A_d}\right) \quad (\text{V})$$

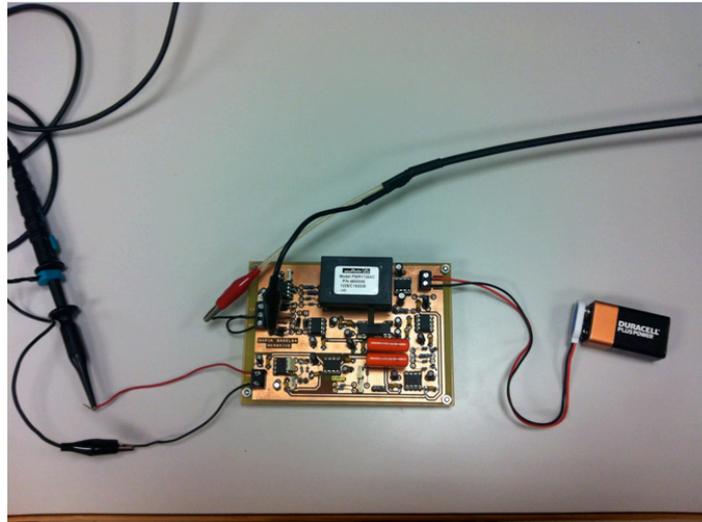


Figura 6.1 Circuito para obtener el CMRR

Introduciendo una entrada de 10V se ha obtenido una señal de 4'2V, los cálculos para obtener el CMRR son:

$$A_{MC} = \frac{4'2}{10} = 0'42$$

$$CMRR = 20 \log \left(\frac{1778'28}{0'42} \right) = 72'53dB$$

El objetivo era obtener un CMRR superior a 60dB que es lo que marca la normativa del ECG. El CMRR obtenido es superior aunque podría mejorarse.

6.3. Ruido del Sistema.

Por último, se ha obtenido el ruido interno del sistema. Este ruido se tendrá que tener en cuenta cuando se tomen las medidas finales ya que distorsionará la señal de salida.

El ruido que se obtiene aparece por diferentes razones como por ejemplo, debido a lazos de masa, pistas muy largas e incluso por los componentes utilizados.

Para minimizar este ruido se ha puesto planos de masa por las dos caras de la placa para intentar aislar lo máximo posible.

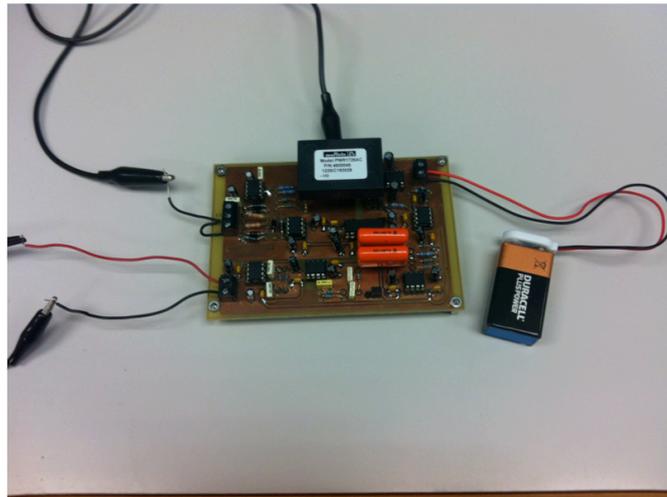


Figura 6.2 Circuito con entrada cortocircuitada a tierra

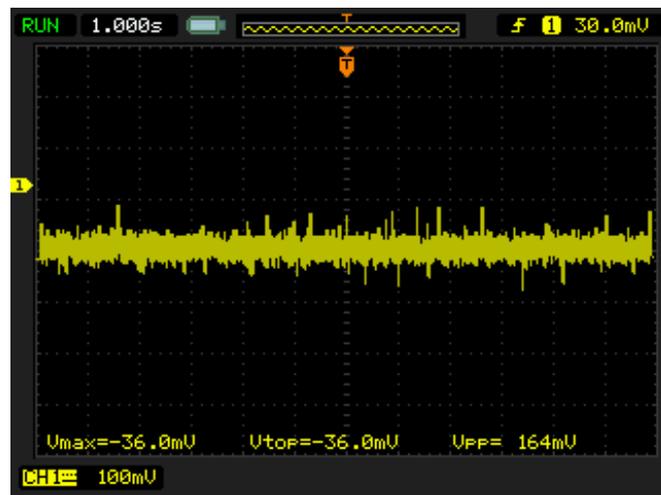


Figura 6.3 Ruido obtenido

El ruido expresado en función de la ganancia del sistema, obtenida en el apartado 6.1., es:

$$ruido = \frac{164}{1778'28} = 0'092mV$$

6.4. Obtención de un ECG.

Después de realizar las pruebas anteriores con el generador de funciones, se pasó a conectar los electrodos al paciente y comprobar el funcionamiento real del sistema.

Cuando se mide la señal del ECG es recomendable que el paciente esté en reposo ya que cualquier movimiento podría introducir ruido a la señal y distorsionarla.

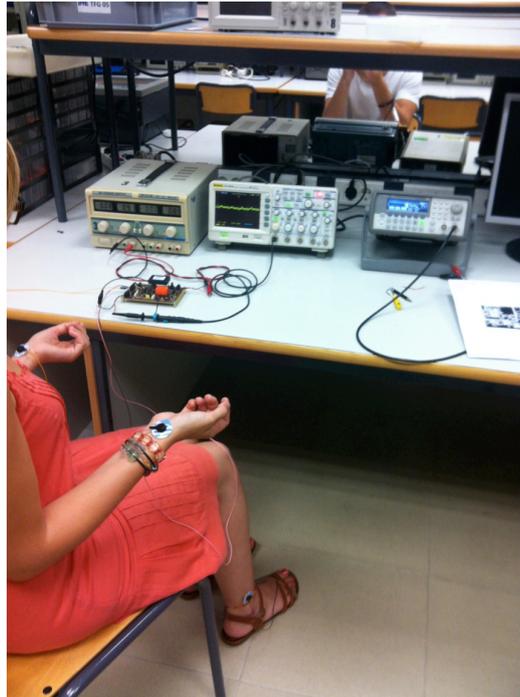


Figura 6.4 Paciente con los electrodos situados.

En primer lugar se ha tomado la medida sin el filtro Notch activado, como se puede observar en la siguiente imagen aparece una franja de ruido debido a la frecuencia de 50Hz.



Figura 6.5 ECG sin filtro Notch activado

Por último, la medida con el filtro Notch activado es la siguiente:

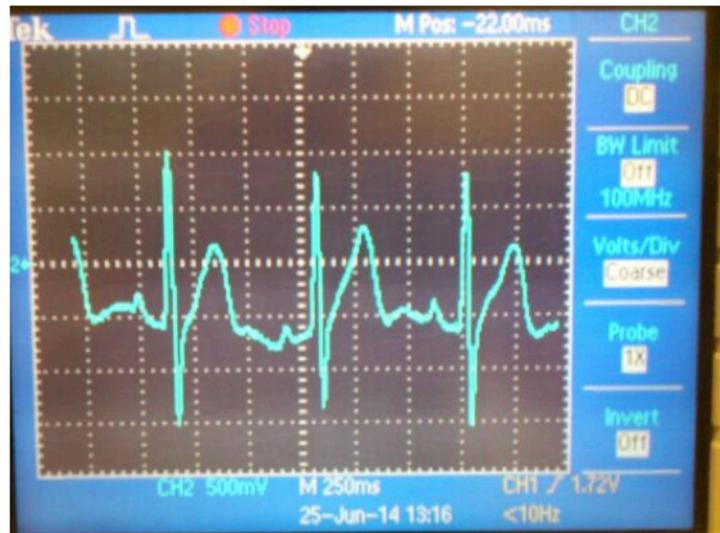


Figura 6.6 ECG con filtro Notch activado

Como se observa en la figura anterior con el filtro Notch activado se puede observar la onda P, la onda T y los complejos Q,R,S.



7. PRESUPUESTO.

El presupuesto que se ha realizado ha sido para la fabricación de 10 y de 1000 placas.

El presupuesto total para la producción de 10 placas asciende a: OCHO MIL TRESCIENTOS CUARENTA Y UN EUROS CON SETENTA Y SEIS CÉNTIMOS.

El presupuesto total para la producción de 1000 placas asciende a: DOSCIENTOS SESENTA Y UN MIL CIENTO CUARENTA Y SIETE EUROS CON CUARENTA Y SEIS CÉNTIMOS.

Al final de la memoria se adjunta los archivos de los presupuestos detallando el coste de cada componente.

8. PLIEGO DE CONDICIONES.

La norma que especifica los requisitos para la seguridad de los sistemas de electrocardiografía es EN 60601-2-47.

A continuación se va a detallar aquellos ensayos y parámetros que se han tenido en cuenta en el diseño del circuito de este trabajo.

En el apartado titulado “Protección contra magnitudes de salida peligrosas” se especifica los siguientes puntos:

- **Rango dinámico de entrada:**

El equipo será capaz de soportar tensiones diferenciales de $6\text{mV}_{\text{pico-valle}}$ junto con un Offset de corriente continua de $\pm 300\text{mV}$.

Para verificar que el sistema cumple este requisito se realiza el siguiente ensayo:

Alimentamos con una onda triangular de 10^4Hz y con una amplitud de $60\text{mV}_{\text{p-v}}$, con S1 y S2 cerrados, S3 en la posición B y con S4 añadimos o eliminamos la tensión de 300mV .

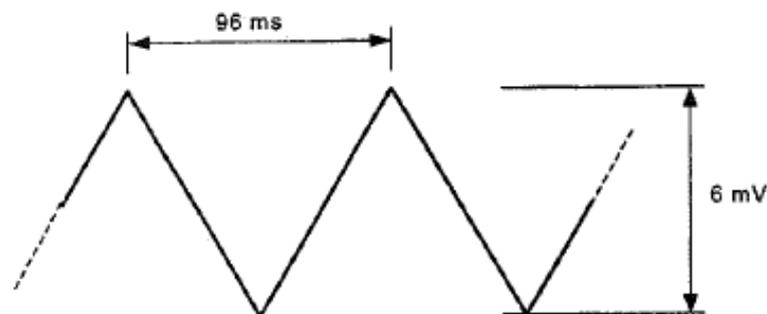


Fig. 103 – Señal de ensayo para el ensayo de rango dinámico de entrada conforme al apartado 51.5.1

Figura 8.1^[3]

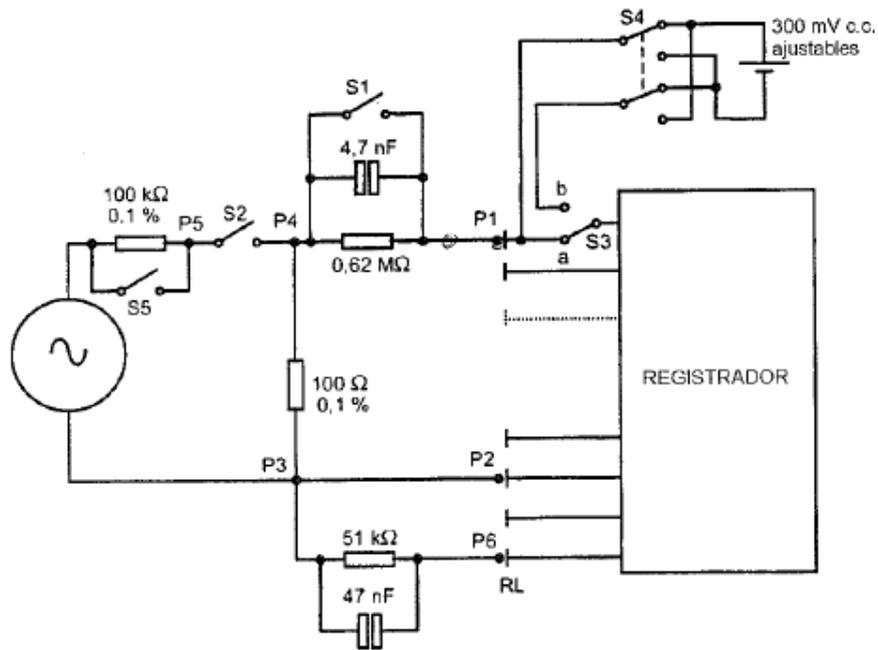


Fig. 104 – Circuito de ensayo general para el apartado 51.5

Figura 8.2^[3]

- **Rechazo en modo común:**

El rechazo en modo común deberá ser al menos 60dB. La capacidad de rechazo común se define como el cociente del valor p-v de la interferencia a la frecuencia de la red y el valor p-v de la señal resultante, referido a la entrada.

El circuito de ensayo para comprobarlo es el siguiente:

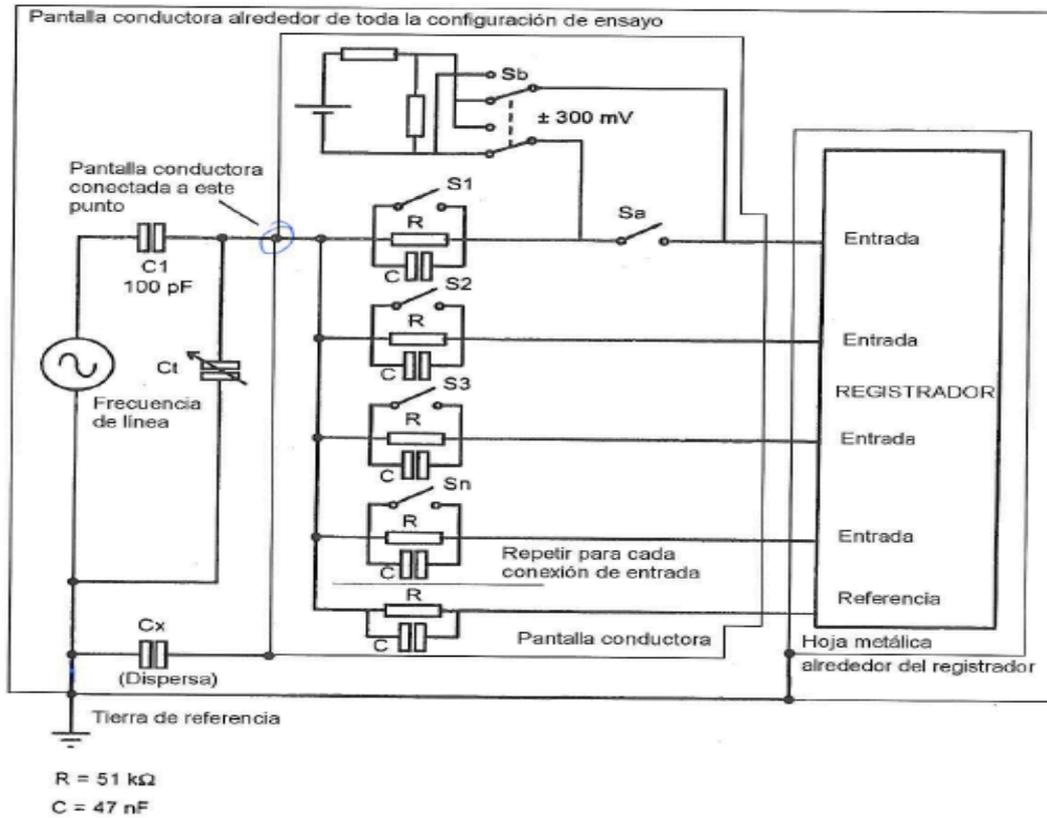


Fig. 105 – Circuito de ensayo para rechazo en modo común conforme al apartado 51.5.3

Figura 8.3^[3]

- **Ruido del sistema:**

El ruido interno referenciado a la entrada no deberá exceder de $50\mu V_{p-v}$ cuando todas las entradas están conectadas mediante resistencias de $5k\Omega$ en paralelo con un condensador de $47nF$ en serie con cada electrodo.



Bibliografía

FERRERO CORRAL, JOSE MARIA. *Bioelectrónica, Señales Bioeléctricas*. Servicio de Publicaciones UPV,1994.

WEBSTER, JOHN G. *Medical Instrumentation Application and Design*. John Wiley & Sons 4ª Ed, 2010.



Referencias

- [1] FERRERO CORRAL, JOSE MARIA. *Bioelectrónica, Señales Bioeléctricas*. Servicio de Publicaciones UPV, 1994.
- [2] JUAN F. GUERRERO MARTÍNEZ. *Apuntes Ingeniería Biomédica*. Escuela Técnica Superior de Ingeniería, Departamento de Electrónica, UV.
- [3] Norma Española UNE-EN 60601-2-47.
- [4] <http://www.electrocardiografia.es/derivaciones.html>

ANEXO 1. CÁLCULOS

Amplificador de Instrumentación.

Esta etapa requiere un elevado rechazo al modo común y bajo ruido. Para ello se ha escogido un circuito integrado disponible en el mercado denominado AMP02.

La ganancia del AMP02 se ajusta mediante la siguiente fórmula:

$$G = \frac{50k}{R_g} + 1 \quad (\text{VI})$$

El valor de la ganancia debe ser lo más grande posible pero sin llegar a saturar en las etapas posteriores. Por ello, se ha escogido $G=19$.

$$R_g = \frac{50k}{G-1} = \frac{50k}{19-1} = 2'77k\Omega$$

En el circuito colocamos dos resistencias cuyo valor es la mitad del calculado. El valor comercial más próximo con una tolerancia del 1% es de 1'5k Ω .

Las resistencias son:

$$R_x = R_y = 1'5k\Omega$$

y la ganancia queda:

$$G = \frac{50k}{2 * 1'5k} + 1 = 17'66$$

El AMP02, como el resto de operacionales, debe llevar dos condensadores de 1 μ F electrolíticos y dos condensadores de 10nF en paralelo en cada patilla de alimentación.

Alimentación Activa.

La ganancia asignada a la realimentación activa es $G=10$, con la siguiente fórmula se han calculado los valores de R_{12} y R_{11} :

$$G = \frac{R_{12}}{R_{11}} = 10 \quad (\text{VII})$$

Las resistencias con tolerancia 1% escogidas son:

$$R_{12} = 10k\Omega$$

$$R_{11} = 1k\Omega$$

Filtro Paso Alto.

El filtro paso alto debe eliminar la componente en continua sin deformar la señal, para ello se escoge una frecuencia de corte inferior de 0'05Hz.

Se ha escogido, como se ha explicado en la memoria, un filtro Sallen-Key de segundo orden. Las ecuaciones que rigen el funcionamiento de este circuito son:

$$f_{ci} = 0'05Hz = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (\text{VIII})$$

fijando el valor de $R_1=473k\Omega$ despejamos el valor de C_1 :

$$C_1 = \frac{1}{2\pi * 0'05 * 473 * 10^3} = 6'73 * 10^{-6} F$$

el valor normalizado más cercano es de 6'8 μ F.

Por otra parte, las resistencias R_2 y R_3 fijan la ganancia del filtro mediante la fórmula:

$$G = 1 + \frac{R_3}{R_2} = 10 \quad (\text{IX})$$

Los valores normalizados que se toman para estas resistencias son:

$$R_3 = 90'9k\Omega$$

$$R_2 = 10k\Omega$$

y la ganancia pasa a valer:

$$G = 1 + \frac{90'9}{10} = 10'09$$

Amplificador No Inversor.

Esta etapa se utiliza para amplificar la señal hasta el valor deseado. La ganancia que se escoge es de 10.

Mediante la siguiente fórmula se calculan los valores de las resistencias:

$$G = 1 + \frac{R_4}{R_3} = 10 \quad (\text{X})$$

Los valores escogidos son:

$$R_4 = 90'9k\Omega$$

$$R_3 = 10k\Omega$$

y la ganancia pasa a valer:

$$G = 1 + \frac{90'9}{10} = 10'09$$

Filtro Paso Bajo.

Para el filtro paso bajo se ha escogido una frecuencia de corte superior de 250Hz. La expresión que rige el funcionamiento de este filtro es:

$$f_{cs} = 250Hz = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (\text{XI})$$

fijando un valor para $C_2=10nF$ el valor de la resistencia es:

$$R_1 = \frac{1}{2\pi * 250 * 10 * 10^{-9}} = 63'7k\Omega$$

Los valores de resistencias y condensadores normalizados son:

$$R_1 = R_2 = 62k\Omega$$

$$C_1 = C_2 = 10nF$$

Filtro Notch.

El filtro Notch cortará a 50Hz. Utilizando la siguiente expresión se calculan los valores de los componentes:

$$f = 50Hz = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (\text{XII})$$

fijando un valor de 47nF para el condensador:

$$R_1 = \frac{1}{2\pi * 50 * 47 * 10^{-9}} = 67'72k\Omega$$

Los valores normalizados son:

$$R_1 = R_2 = 68'1k\Omega$$

$$C_1 = C_2 = 47nF$$

$$R_3 = 33k\Omega$$

$$C_3 = 100nF$$

ANEXO 2. LISTA DE COMPONENTES

CIRCUITOS INTEGRADOS

<u>Descripción</u>	<u>Cantidad</u>
AMP 02 (amplificador de instrumentación)	1
ISO124 (amplificador de aislamiento)	1
OP27	5
PWR 1726A (convertidor DC/DC)	1
MAX 1044 (bomba de carga)	1

CONDENSADORES

<u>Descripción</u>	<u>Valor</u>	<u>Cantidad</u>
Electrolítico	1 μ F	16
Electrolítico	10 μ F	2
Poliéster	6'8 μ F	2
Poliéster	47nF	2
Poliéster	100nF	1
Poliéster	10nF	2

RESISTENCIAS

<u>Descripción</u>	<u>Valor</u>	<u>Cantidad</u>
Película metálica	2'2k Ω	2
1% de tolerancia	1k Ω	1
	10k Ω	3
	90'9k Ω	2
	1'5k Ω	2
	475k Ω	2
	68'1k Ω	2
	34k Ω	1
	63'4k Ω	2

DIODOS

<u>Descripción</u>	<u>Cantidad</u>
IN4007	6



VARIOS

<u>Descripción</u>	<u>Cantidad</u>
zócalos de 8 pines	7
Conector de 3 pines	1
Conector de 2 pines	2
Interruptor Jumper	1
Pila de 9V	1
Adapatador pila	1



ANEXO 3. PRESUPUESTO

ANEXO 4. ESQUEMA DEL CIRCUITO

		Pág.: 1
	RESUMEN DE CAPÍTULOS	Ref.: prores1
		Fec.:

Nº Orden	Código	Descripción de los capítulos	Importe
----------	--------	------------------------------	---------

01	.1	COMPONENTES	980,90
02	000001	SOFTWARE	3.000,00
03	000002	MANO DE OBRA	2.120,00

TOTAL EJECUCIÓN MATERIAL..... 6.100,90

13 % Gastos Generales..... 793,12

TOTAL EJECUCIÓN POR CONTRATA..... 6.894,02

21 % I.V.A..... 1.447,74

TOTAL PRESUPUESTO C/IVA..... 8.341,76

Asciende el presupuesto proyectado, a la expresada cantidad de:
OCHO MIL TRESCIENTOS CUARENTA Y UN EUROS CON SETENTA Y SEIS CÉNTIMOS

2 de Julio de 2014

Fdo.:

Fdo.:

Fdo.:

		Pág.: 1
	MEDICIONES Y PRESUPUESTO	Ref.: promyp2
	COMPONENTES	Fec.:

Nº Orden	Descripción de las unidades de obra	Uds.	Longitud	Latitud	Altura	Subtotal	Medición	Precio	Importe
----------	-------------------------------------	------	----------	---------	--------	----------	----------	--------	---------

01 COMPONENTES

01.01 CIRCUITOS INTEGRADOS

000001	000001	AMP02				10,00		9,87	98,70
	000002	ISO124				10,00		15,13	151,30
	000003	OP27				50,00		2,16	108,00
	000004	PWR 1726A				10,00		32,50	325,00
	000005	MAX 1044				10,00		3,56	35,60

Total partida 01.01 1,00 718,60 718,60

01.02 CONDESADORES

000002	000006	1uF				160,00		0,10	16,00
	000007	10uF				20,00		0,15	3,00
	000008	6,8uF				20,00		2,99	59,80
	000009	47nF				20,00		0,26	5,20
	000010	100nF				10,00		0,24	2,40
	000011	10nF				180,00		0,24	43,20

Total partida 01.02 1,00 129,60 129,60

01.03 RESISTENCIAS

000003	000006	2,2k				20,00		0,05	1,00
	000007	1k				10,00		0,06	0,60
	000008	10k				30,00		0,02	0,60
	000009	90,9k				20,00		0,05	1,00
	000010	1,5k				20,00		0,08	1,60
	000011	475k				20,00		0,05	1,00
	000012	68,1k				20,00		0,14	2,80
	000013	34k				10,00		0,06	0,60
	000014	63,4k				20,00		0,06	1,20

Total partida 01.03 1,00 10,40 10,40

01.04 DIODOS

000004	000015	IN4007				60,00		0,11	6,60
--------	--------	--------	--	--	--	-------	--	------	------

Total partida 01.04 1,00 6,60 6,60

01.05 VARIOS

000005	000015	ZOCALO 8PINS				70,00		0,27	18,90
	000016	CONECTOR 3				10,00		0,11	1,10
	000017	CONECTOR 2				20,00		0,08	1,60
	000018	JUMPER				10,00		0,79	7,90
	000019	BATERIA 9V				10,00		4,62	46,20
	000020	ADAPTADOR PILA				10,00		1,89	18,90
	000021	PLACA VIRGEN				10,00		2,11	21,10

		Pág.: 1
	MEDICIONES Y PRESUPUESTO	Ref.: promyp2
	COMPONENTES	Fec.:

Nº Orden	Descripción de las unidades de obra	Uds.	Longitud	Latitud	Altura	Subtotal	Medición	Precio	Importe
----------	-------------------------------------	------	----------	---------	--------	----------	----------	--------	---------

Total partida 01.05 1,00 115,70 115,70

Total capítulo 01 980,90

		Pág.: 1
	MEDICIONES Y PRESUPUESTO	Ref.: promyp2
	COMPONENTES	Fec.:

Nº Orden	Descripción de las unidades de obra	Uds.	Longitud	Latitud	Altura	Subtotal	Medición	Precio	Importe
----------	-------------------------------------	------	----------	---------	--------	----------	----------	--------	---------

02 SOFTWARE

02.01 LICENCIA ORCAD
000022

Total partida 02.01 1,00 .3.000,00 3.000,00

Total capítulo 02 3.000,00

		Pág.: 1
	MEDICIONES Y PRESUPUESTO	Ref.: promyp2
	COMPONENTES	Fec.:

Nº Orden	Descripción de las unidades de obra	Uds.	Longitud	Latitud	Altura	Subtotal	Medición	Precio	Importe
----------	-------------------------------------	------	----------	---------	--------	----------	----------	--------	---------

03 MANO DE OBRA

03.01 INGENIERO ELECTRONICO
000022

Total partida 03.01 7,00 125,00 875,00

03.02 OPERARIO
000001

Total partida 03.02 15,00 83,00 1.245,00

Total capítulo 03 2.120,00
Total presupuesto 6.100,90

		Pág.: 1
	RESUMEN DE CAPÍTULOS	Ref.: prores1
		Fec.:

Nº Orden	Código	Descripción de los capítulos	Importe
----------	--------	------------------------------	---------

01	.1	COMPONENTES	62.620,00
02	000001	SOFTWARE	3.000,00
03	000002	MANO DE OBRA	125.375,00

TOTAL EJECUCIÓN MATERIAL..... 190.995,00

13 % Gastos Generales..... 24.829,35

TOTAL EJECUCIÓN POR CONTRATA..... 215.824,35

21 % I.V.A..... 45.323,11

TOTAL PRESUPUESTO C/IVA..... 261.147,46

Asciende el presupuesto proyectado, a la expresada cantidad de:
 DOSCIENTOS SESENTA Y UN MIL CIENTO CUARENTA Y SIETE EUROS CON CUARENTA Y SEIS CÉNTIMOS

2 de Julio de 2014

Fdo.:

Fdo.:

Fdo.:

		Pág.: 1
	MEDICIONES Y PRESUPUESTO	Ref.: promyp2
	COMPONENTES	Fec.:

Nº Orden	Descripción de las unidades de obra	Uds.	Longitud	Latitud	Altura	Subtotal	Medición	Precio	Importe
----------	-------------------------------------	------	----------	---------	--------	----------	----------	--------	---------

01 COMPONENTES

01.01 CIRCUITOS INTEGRADOS

000001	000001	AMP02				1.000,00		5,98	5.980,00
	000002	ISO124				1.000,00		9,93	9.930,00
	000003	OP27				5.000,00		1,02	5.100,00
	000004	PWR 1726A				1.000,00		24,73	24.730,00
	000005	MAX 1044				1.000,00		1,52	1.520,00

Total partida 01.01 1,00 47.260,0047.260,00

01.02 CONDESADORES

000002	000006	1uF				16.000,00		0,03	480,00
	000007	10uF				2.000,00		0,04	80,00
	000008	6,8uF				2.000,00		1,03	2.060,00
	000009	47nF				2.000,00		0,15	300,00
	000010	100nF				1.000,00		0,06	60,00
	000011	10nF				18.000,00		0,06	1.080,00

Total partida 01.02 1,00 4.060,00 4.060,00

01.03 RESISTENCIAS

000003	000006	2,2k				2.000,00		0,02	40,00
	000007	1k				1.000,00		0,02	20,00
	000008	10k				3.000,00		0,01	30,00
	000009	90,9k				2.000,00		0,03	60,00
	000010	1,5k				2.000,00		0,02	40,00
	000011	475k				2.000,00		0,02	40,00
	000012	68,1k				2.000,00		0,09	180,00
	000013	34k				1.000,00		0,02	20,00
	000014	63,4k				2.000,00		0,02	40,00

Total partida 01.03 1,00 470,00 470,00

01.04 DIODOS

000004	000015	IN4007				6.000,00		0,02	120,00
--------	--------	--------	--	--	--	----------	--	------	--------

Total partida 01.04 1,00 120,00 120,00

01.05 VARIOS

000005	000015	ZOCALO 8PINS				7.000,00		0,22	1.540,00
	000016	CONECTOR 3				1.000,00		0,09	90,00
	000017	CONECTOR 2				2.000,00		0,06	120,00
	000018	JUMPER				1.000,00		0,64	640,00
	000019	BATERIA 9V				1.000,00		4,62	4.620,00
	000020	ADAPTADOR PILA				1.000,00		1,70	1.700,00
	000021	PLACA VIRGEN				1.000,00		2,00	2.000,00

		Pág.: 1
	MEDICIONES Y PRESUPUESTO	Ref.: promyp2
	COMPONENTES	Fec.:

Nº Orden	Descripción de las unidades de obra	Uds.	Longitud	Latitud	Altura	Subtotal	Medición	Precio	Importe
----------	-------------------------------------	------	----------	---------	--------	----------	----------	--------	---------

Total partida 01.05 1,00 10.710,0010.710,00

Total capítulo 0162.620,00

		Pág.: 1
	MEDICIONES Y PRESUPUESTO	Ref.: promyp2
	COMPONENTES	Fec.:

Nº Orden	Descripción de las unidades de obra	Uds.	Longitud	Latitud	Altura	Subtotal	Medición	Precio	Importe
----------	-------------------------------------	------	----------	---------	--------	----------	----------	--------	---------

02 SOFTWARE

02.01 LICENCIA ORCAD
000022

Total partida 02.01 1,00 .3.000,00 3.000,00

Total capítulo 02 3.000,00

		Pág.: 1
	MEDICIONES Y PRESUPUESTO	Ref.: promyp2
	COMPONENTES	Fec.:

Nº Orden	Descripción de las unidades de obra	Uds.	Longitud	Latitud	Altura	Subtotal	Medición	Precio	Importe
----------	-------------------------------------	------	----------	---------	--------	----------	----------	--------	---------

03 MANO DE OBRA

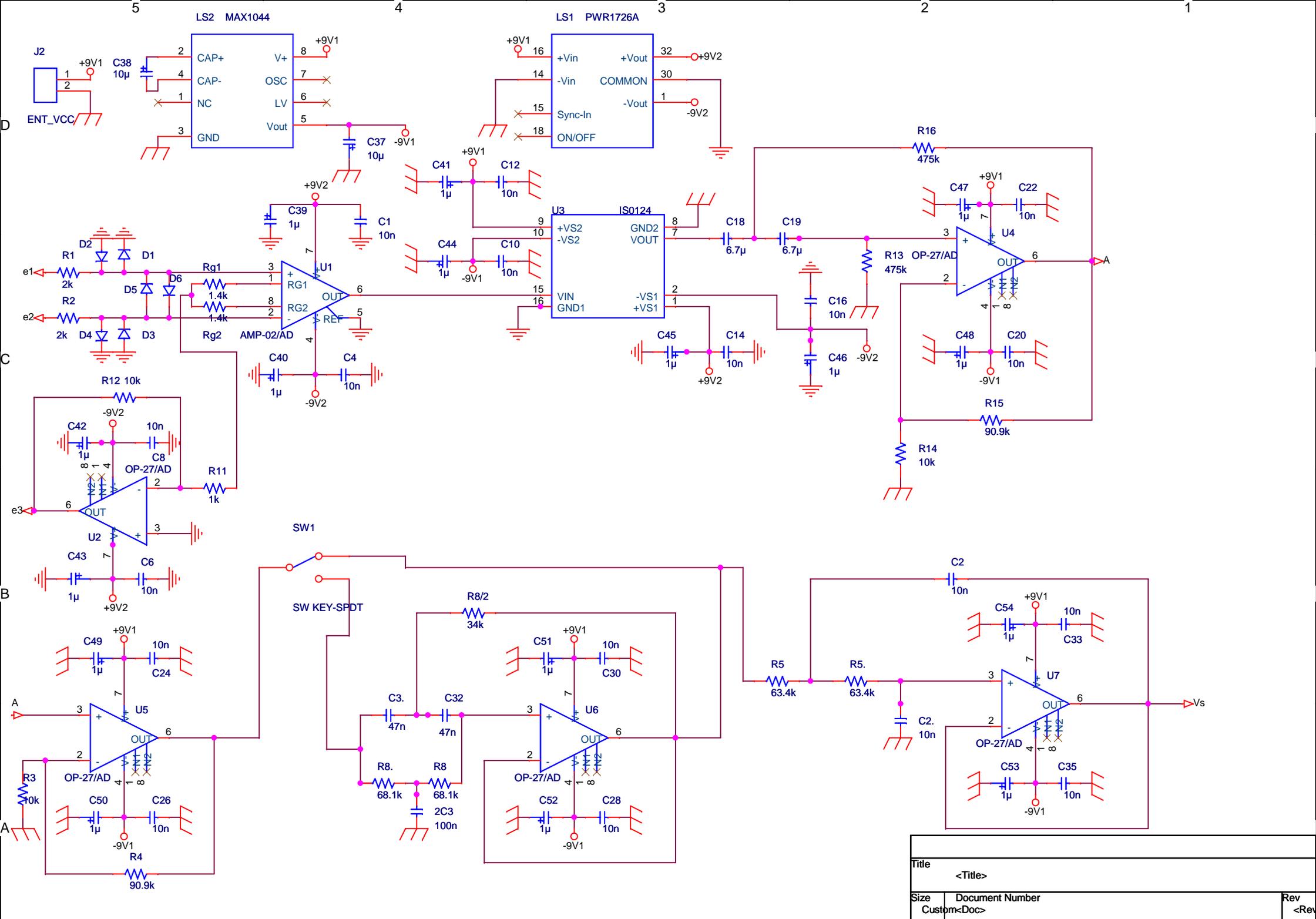
03.01 INGENIERO ELECTRONICO
000022

Total partida 03.01 7,00 125,00 875,00

03.02 OPERARIO
000001

Total partida 03.02 1.500,00 83,00 124.500,00

Total capítulo 03 125.375,00
Total presupuesto 190.995,00



Title		
<Title>		
Size	Document Number	Rev
Custom<Doc>		<Rev>
Date:	Thursday, June 26, 2014	Sheet 1 of 1