



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

Trabajo Fin de Grado

Ingeniería Electrónica Industrial y Automática

Diseño e implementación de un sistema modular y configurable para la captación de distintas señales bioeléctricas

Valencia, 7 de Julio de 2016

Autor:

José Manuel Terrés Haro

Tutora y cotutora:

Gema Prats Boluda

Beatriz A. Trénor Gomis

Diseño e implementación de un sistema modular y configurable para la captación de distintas señales bioeléctricas

Autor: José Manuel Terrés Haro

Tutora: Gema Prats Boluda

Cotutora: Beatriz A. Trénor Gomis

Lugar: Valencia

Año: 2016

Resumen

Las profesoras de la asignatura optativa Bioelectrónica, impartida en el cuarto curso de Ingeniería Electrónica Industrial y Automática en la Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño de la Universitat Politècnica de València, encargan el diseño de un **sistema de acondicionamiento de señales bioeléctricas configurable y modular**, con el fin de que los alumnos la utilicen en las clases prácticas de dicha asignatura. De esta manera se pretende aumentar la sencillez y reducir el tiempo de comprobación de los módulos bioamplificadores que deben diseñar y montar los alumnos de dicha asignatura. A su vez, se encarga el diseño de **tres sistemas de acondicionamiento de señales bioeléctricas portátiles** de uso específico para las señales electrocardiográfica, electromiográfica y electrooculográfica, para la demostración de un sistema más compacto y realista que proporcione señales de mejor calidad que las obtenidas con montajes realizados en placas de prototipado, mediante la aplicación de técnicas de reducción de ruidos e interferencias.

Por tanto el objetivo principal del presente Trabajo Fin de Grado es el diseño, implementación, caracterización y comprobación del funcionamiento de varios sistemas de acondicionamiento de señales bioeléctricas, siendo uno de estos sistemas modular y con capacidad de ser configurado para poder realizar sobre él pruebas de implementación de prototipos de sistemas de acondicionamiento de señales bioeléctricas. También se aborda la programación de una interfaz gráfica con el usuario en Labview para la visualización y almacenamiento de las señales registradas.

Para cumplir con este objetivo se ha realizado un estudio de del origen y de las características de las señales bioeléctricas a acondicionar. Tras ello, se han definido los bloques funcionales que constituyen los diferentes sistemas de amplificación (amplificación diferencial, aislamiento, filtrado paso alto, etapa de ganancia adicional, filtro Notch, filtrado paso-bajo), se han analizado diferentes configuraciones posibles para el desarrollo de los diferentes bloques, así como el uso de diferentes integrados y componentes a emplear en los diseños. Finalizada la etapa de diseño se han montado prototipos de los diferentes sistemas de acondicionamiento, y se ha comprobado que cumplen con las especificaciones fijadas en función del tipo de señal bioeléctrica a acondicionar. El siguiente paso ha sido el diseño de las placas de circuito impreso correspondientes a los diferentes sistemas de acondicionamiento y su implementación física, el montaje de los componentes y la comprobación del cumplimiento de las especificaciones técnicas. Por último, se ha comprobado el funcionamiento de los sistemas de acondicionamiento mediante la captación de las diferentes señales bioeléctricas anteriormente citadas: el ECG, el EMG y el EOG empleando una tarjeta de adquisición de datos conectada a un PC y una interfaz de visualización diseñada y desarrollada en el presente TFG.

Con los resultados obtenidos se puede concluir en que los sistemas de acondicionamiento cumplen con las especificaciones establecidas, pudiéndose emplear como módulos de comprobación y ejemplo de captación de diferentes señales bioeléctricas en la asignatura de Bioelectrónica.

Hoja intencionadamente en blanco

Agradecimientos

A los profesores que durante toda mi vida me han enseñado a aprender. A las profesoras de Bioelectrónica Gema y Beatriz por la guía e inspiración para realizar este TFG. A los técnicos y profesores de los laboratorios de la ETSID que han ayudado en la implementación física de este proyecto.

A todos los amigos que han hecho de estos años algo divertido y soportable.

A la familia, por el esfuerzo económico y mental que ha supuesto traerme hasta aquí y apoyar todos mis proyectos.

Índice General

I.	Memoria	5
II.	Pliego de Condiciones.....	137
III.	Presupuesto.....	149
IV.	Planos	160

Diseño e implementación de un sistema modular y configurable para la captación de distintas señales bioeléctricas

Capítulo I: Memoria

Índice

1. Objeto	9
2. Justificación del proyecto.....	9
3. Factores a considerar	11
3.1 Normativa.....	11
3.2 Condiciones	11
4. Introducción	12
4.1 Origen de los potenciales bioeléctricos	12
4.2 Modelo eléctrico de la membrana.....	13
4.3 Potencial extracelular	14
4.4 Origen del electrocardiograma	15
4.5 Modelo eléctrico del corazón	18
4.6 Origen del electromiograma	19
4.7 Origen del electrooculograma	20
4.8 Problemática de captación de potenciales extracelulares	21
5. Alternativas y solución adoptada.....	25
5.1 Configuración del circuito de acondicionamiento	25
5.2 Amplificador diferencial.....	25
5.3 Aislamiento	29
5.4 Filtrado	30
5.5 Reducción del ruido de red	34
5.6 Ganancia variable.....	37
5.7 Alimentación	38
5.8 Conectores	42
5.9 Apariencia y acabado de las placas de circuito impreso.....	42
5.10 Diseño y desarrollo de la interfaz de visualización y almacenamiento de señales.....	43
5.11 Diagrama de bloques	43
6. Descripción detallada de la solución adoptada	44
6.1 Placa configurable	44
6.2 Placa ECG.....	49
6.3 Placa EMG.....	54
6.4 Placa EOG	58
6.5 Otros elementos.....	62
7. Justificación detallada de la solución adoptada.....	64
7.1 Cálculos previos.....	64

7.2 Caracterización de los circuitos.....	73
7.3 Pruebas funcionales de los prototipos.....	76
8. Programa de ejecución o montaje.....	88
8.1 Montaje de las placas de circuito impreso	88
8.2 Programación del entorno de Labview	89
9. Conclusiones	96
10. Bibliografía	98
ANEXO 1: Cálculo de componentes	100
ANEXO 2: Manual de usuario de la placa configurable.....	105
ANEXO 3: Manual de usuario de la placa ECG	111
ANEXO 4: Manual de usuario de la placa EOG.....	113
ANEXO 5: Manual de usuario del entorno de Labview	115
ANEXO 6: Datasheets	117

1. Objeto

Las profesoras de la asignatura optativa Bioelectrónica, impartida en el cuarto curso de Ingeniería Electrónica Industrial y Automática en la Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño de la Universitat politècnica de València, encargan el diseño de un **sistema de acondicionamiento de señales bioeléctricas configurable y modular**, con el fin de que los alumnos la utilicen en las clases prácticas de dicha asignatura. En Bioelectrónica se enseñan las nociones básicas de captación y acondicionamiento de las señales bioeléctricas, y se realiza un montaje en placas de prototipado de los sistemas electrónicos necesarios para ello. Con el presente proyecto se pretende aumentar la sencillez y reducir el tiempo de construcción de estos, además de aumentar la calidad de la señal de salida implementando técnicas de reducción de ruidos en el diseño de los sistemas correspondientes, que no se pueden realizar en el prototipado.

A su vez se encarga el diseño de **tres sistemas de acondicionamiento de señales bioeléctricas portátiles** de uso específico para las señales electrocardiográfica (ECG), electromiográfica (EMG) y electrooculográfica (EOG), para la demostración de un sistema más compacto y realista.

Las señales de salida se adquirirán para su posterior muestra con una tarjeta de adquisición de datos conectada al ordenador, y se mostrarán gráficamente en pantalla, en una **interfaz para el usuario desarrollada en Labview**. Se dará la posibilidad de conectar la salida de señal directamente a un osciloscopio. Con esto se pretende minimizar el coste del equipamiento necesario para la visualización de la señal y dar la posibilidad de un procesado digital posterior gracias al almacenamiento de datos que ofrecerá este sistema.

En el presente documento se describe el proceso de diseño, implementación y comprobación de los circuitos electrónicos y software correspondientes.

2. Justificación del proyecto

La captación de señales bioeléctricas comenzó en el siglo XIX cuando Augustus Waller captó y observó por primera vez el electrocardiograma de su perro [1]. A partir de ese momento se diseñaron sistemas cada vez más especializados que permitían el estudio de señales como el electrocardiograma, el electromiograma o el electroencefalograma. La captación, observación, procesado y parametrización de estas señales ha dado lugar a técnicas de diagnóstico de enfermedades, mejoras en los tratamientos, la creación de prótesis electrónicas y sistemas de ayuda para discapacitados, por ejemplo.

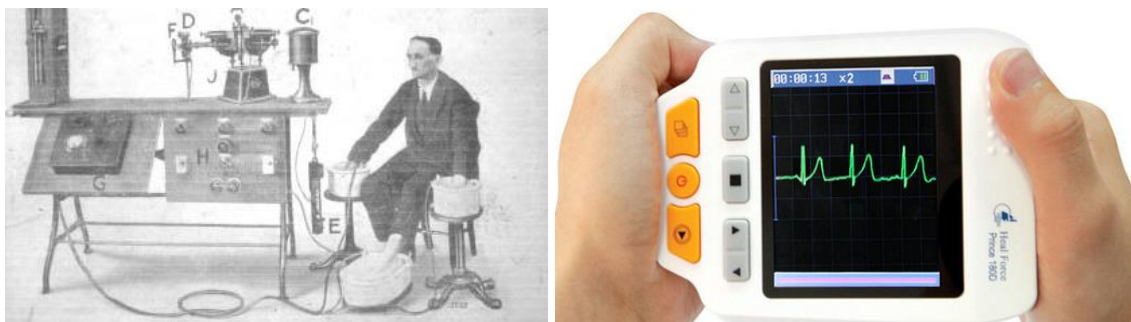


Figura 1: Izquierda: Electrocardiógrafo antes de la invención de los electrodos de contacto (Cambridge, 1920). Derecha: Electrocardiógrafo actual.

Estos sistemas requieren de un circuito electrónico capaz de **condicionar la señal de interés**. El diseño de estos circuitos se aprende en la asignatura optativa Bioelectrónica de la titulación Ingeniería Electrónica Industrial y Automática de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño, en la Universitat Politècnica de València. Los alumnos deben adquirir una base teórica, pero los conocimientos teóricos no se afianzan si no se llevan a la práctica. Es por ello que se realizan actividades prácticas que requieren del cálculo, diseño teórico y construcción de los circuitos.

Los sistemas de captación y acondicionamiento de señales bioeléctricas que los alumnos de Bioelectrónica deben construir son de una **complejidad elevada**, y su implementación en placas de prototipos resulta en un diseño donde la detección de errores y la obtención de señales de buena calidad resultan complicados debido al poco espacio disponible, las conexiones mediante una gran cantidad de cables insertados en la placa, y el mayor acoplamiento de interferencias.

Se propone realizar una placa de circuito impreso configurable y modular para que los alumnos puedan realizar las prácticas de una forma más **sencilla, segura y económica**, evitando la parte más compleja del montaje pero teniendo que realizar el cálculo, diseño del circuito, montaje de algunos componentes y comprobación de las etapas. Además las placas de circuito impreso permiten **reducir el ratio señal-ruido**, aumentando la calidad de la señal, ya que esta tiende a incorporar una gran cantidad de ruido pese a su reducida amplitud, que puede estar entre microvoltios y milivoltios.

Estas características de **modularidad y posibilidad de configuración** para que los alumnos de Bioelectrónica puedan realizar pruebas de sus diseños **no se encuentran actualmente en ningún producto del mercado**, por lo que es necesario su desarrollo en el presente proyecto para poder disponer de ellas.

Por otro lado esta placa de circuito configurable y modular difiere de los sistemas que se usan realmente en aplicaciones médicas, más compactos y con características más estrictas de seguridad y calidad de la señal. Por ello se propone realizar tres placas más, que sean capaces de captar las señales de ECG, EMG y EOG, específicamente, para la observación de un **sistema similar a uno de aplicación real en el campo médico**.

Para poder **visualizar la señal de salida en el momento de la captación**, se propone el desarrollo de un entorno de visualización configurable en Labview, donde se muestre gráficamente la señal y se pueda **guardar en un archivo** para su **posterior procesado o análisis**. De esta forma los alumnos pueden observar la calidad de la señal de salida y se añade, frente al uso de un osciloscopio, la ventaja de poder realizar un procesado digital de la señal, otro campo de importante aplicación en Ingeniería Electrónica, y el uso de un **sistema más económico** como es una tarjeta de adquisición de datos.

3. Factores a considerar

A continuación se describen las normativas y condiciones de funcionalidad a considerar en el diseño de las placas de circuito y software de visualización.

3.1 Normativa

- ANSI/AAMI 60601-1 Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance
- ISO 14971:2012 Medical Devices – Application of risk management to medical devices
- Real Decreto 614/2001 – Disposiciones mínimas para la protección de la salud y seguridad de los trabajadores frente al riesgo eléctrico
- Real Decreto 773/1997 – Disposiciones mínimas de seguridad y salud relativas a la utilización por los trabajadores de equipos de protección individual.

3.2 Condiciones

El objetivo del presente proyecto es el diseño e implementación de unos prototipos que permitan la **correcta visualización de las señales especificadas**. Se comprobarán dichos prototipos mediante una serie de **pruebas de caracterización** y, finalmente, la **conexión a un individuo**. Se pretende que la señal de salida tenga un bajo nivel de ruido, siempre teniendo en cuenta las limitaciones del proyecto y la propia naturaleza de la señal, por lo que no se cuantificará un nivel máximo.

El diseño está condicionado por su uso para las prácticas de la asignatura Bioelectrónica por parte de los alumnos, por lo que deberá implementarse de una forma **fácil de entender y robusta**, evitando así el deterioro de los circuitos definitivos, además de implementar las **medidas de seguridad básicas** requeridas por la normativa anteriormente citada, en la medida de lo posible.

El sistema amplificador que usarán los alumnos, denominado *Placa Configurable*, implementará la posibilidad de configurar las características del circuito y modularidad, permitiendo la interconexión de distintos bloques entre sí. A su vez se facilitará el acceso a dichos módulos para la introducción y medida de señales de prueba.

El resto de sistemas amplificadores, que no permitirán configuración, denominados *EKG*, *EMG* y *EOG*, serán portátiles y compactos, sin tener en cuenta la modularidad.

Se desarrollará un software que permita la visualización en pantalla y el almacenamiento de las señales muestreadas con una tarjeta de adquisición de datos.

4. Introducción

4.1 Origen de los potenciales bioeléctricos

Las señales bioeléctricas son de una naturaleza compleja. Las células de las que provienen se encuentran en un medio compuesto por la disolución de distintos **iones**, entre los que destacan el sodio y el potasio, y contienen algunos de estos iones en el citoplasma [2]. Los diferentes iones y las diferencias de concentración de estos entre el medio intracelular y el medio extracelular producen una **diferencia de potencial** denominado **potencial de membrana**, debido a la distribución de las cargas.

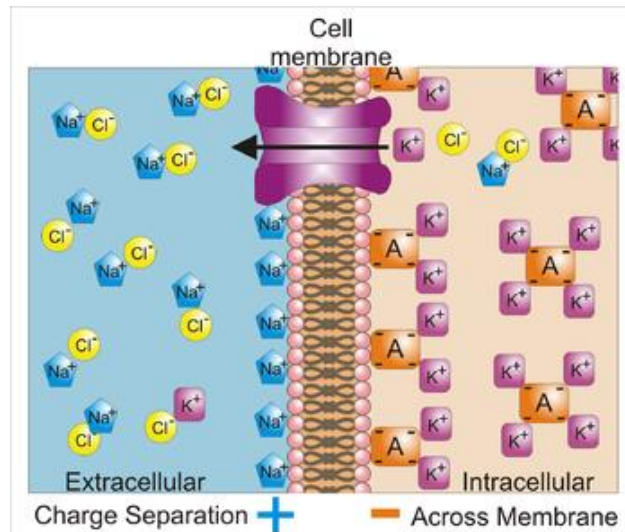


Figura 2: Distribución de iones en el medio celular.
Wikipedia: *membrane potential*.

Cuando una descarga eléctrica de potencial suficiente, denominado **potencial de despolarización de membrana**, activa la membrana, esta permite el paso selectivo de ciertos iones, que se desplazan entonces por difusión y por diferencia de potencial.

Cuando esto ocurre el potencial de membrana evoluciona con una forma característica, denominada **potencial de acción**. Esta evolución se da de la siguiente forma:

- Cuando se produce la despolarización se abren los **canales de sodio**, permitiendo la entrada de iones de sodio y elevando rápidamente el potencial intracelular hasta alcanzar el **potencial de equilibrio del sodio**, punto en el que debido a los cambios producidos en las concentraciones y potenciales se frena la entrada de iones.
- Se abren con un pequeño retardo los **canales de potasio**, dejando fluir los iones de potasio hacia el medio extracelular, disminuyendo el potencial de membrana. A esta fase se la conoce como **repolarización**. Cuando se alcanza el **potencial de equilibrio del potasio** se cierran los canales y el potencial de membrana vuelve asintóticamente al reposo.

A este proceso contribuyen minoritariamente iones de calcio y cloro. Para mantener la continuidad de este proceso sin que existan faltas o excesos de iones en los medios intra o extracelular, se encuentran en la membrana unas proteínas que regulan la concentración de sodio y potasio mediante transporte activo, denominadas **bombas electrogénicas**.

En resumen, los cambios en el potencial de membrana dan lugar a la representación característica del potencial de acción de la *Figura 3*:

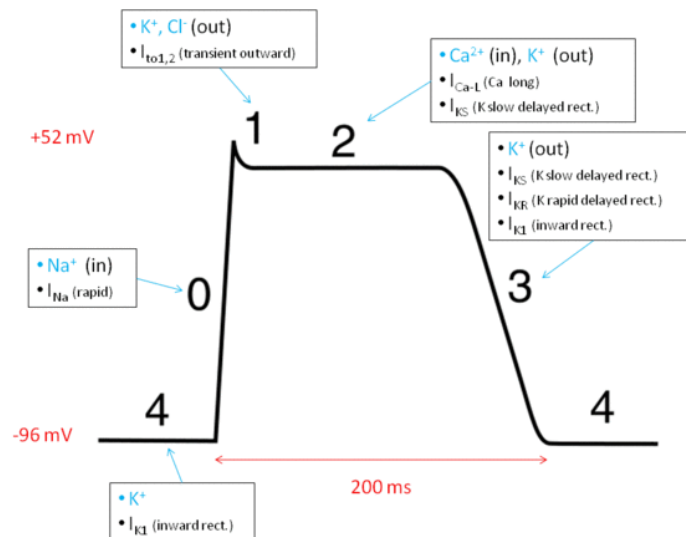


Figura 3: Representación del potencial de acción cardíaco y sus fases. Sherwood, L. (2012). *Human Physiology, From Cells to Systems*.

Una vez de vuelta en el reposo, la membrana no se podrá reactivar hasta pasado un tiempo, denominado **periodo refractario**, que depende de las características de la célula, el tiempo pasado desde el anterior impulso y la amplitud del siguiente. [3]

Las células no son una unidad independiente: se agrupan en tejidos cuyo potencial de acción se puede captar dentro o fuera de los mismos como la suma de potenciales de acción de cada célula. Además estos tejidos se agrupan en órganos funcionales, en **capas isócronas**, en las que las células de dichos tejidos se activan a la vez, dando lugar a formas características de cada órgano. Estas señales se pueden analizar por su morfología, espectro en frecuencias o respuesta transitoria, por ejemplo.

4.2 Modelo eléctrico de la membrana

Los canales iónicos de la membrana se pueden modelizar eléctricamente como una fuente de potencial que depende del ion s y una conductancia en serie g_s definida por la apertura del canal, como en la Figura 4:

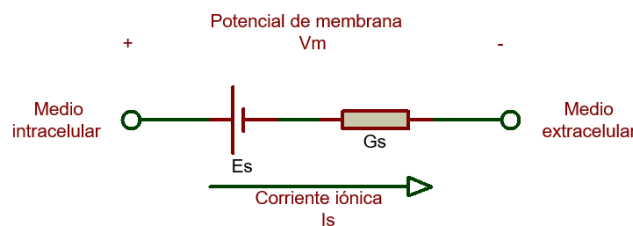


Figura 4: modelo de canal iónico

El análisis de este circuito permite modelizar matemáticamente la corriente iónica, cuya ecuación se muestra en (1):

$$I_s = g_s(V_m - E_s) \quad (1)$$

Para modelizar la membrana, compuesta por los canales de sodio, potasio, calcio y cloro, se asocian los modelos correspondientes a estos en paralelo, tal como se indica en la Figura 5, y se tienen en cuenta otros aspectos como la capacitancia de la membrana o las bombas electrogénicas:

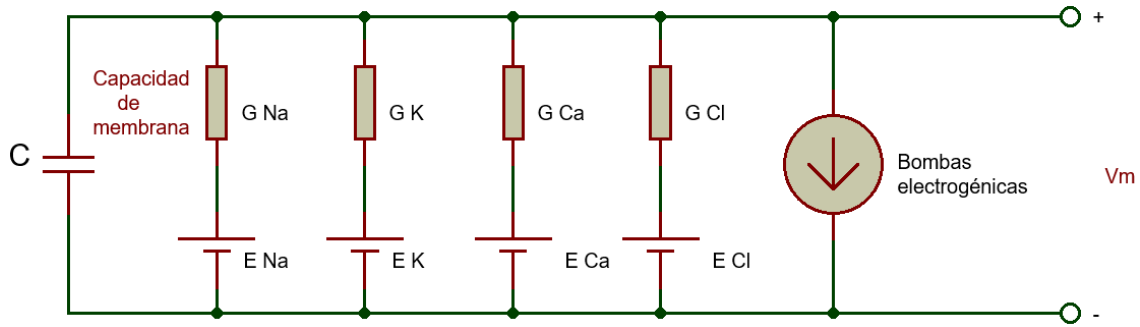


Figura 5: modelo eléctrico de la membrana celular

La solución mediante Kirchoff aporta la siguiente ecuación (2), que describe el potencial de acción:

$$C \frac{dV_m}{dt} + \sum_s g_s (V_m - E_s) + \sum_p I_p + I_{est}(t) = 0 \quad (2)$$

Con este modelo se pueden **aproximar los valores de potencial que se pueden registrar de un potencial de acción en una célula aislada**, pero en la práctica varían debido a otros muchos factores que no se han tenido en cuenta. [4]

4.3 Potencial extracelular

Las medidas de potenciales celulares se llevan a cabo en puntos muy alejados de la célula y externos a la membrana, por lo que varía su valor.

Por ello se modeliza matemáticamente el potencial extracelular, teniendo en cuenta un medio extracelular de extensión infinita, de potencial nulo y conductividad σ_e , una distancia al punto de captación r_s y una célula alargada con volumen v y conductividad del medio intracelular σ_i .

Mediante la Ley de Ohm y considerando el punto P en una esfera con la fuente de potencial en el centro, se puede hallar la resultante que atraviesa la esfera, expresada en (3):

$$dU_f = -\frac{I_o}{4\pi r_s^2 \sigma_e} dr_s \quad (3)$$

Se integra en (4) y se obtiene la expresión en (5), donde se considera que el potencial en el infinito es nulo. Teniendo en cuenta que existirá una fuente de potencial y un sumidero, se hallan las expresiones (6) y (7) que indican el potencial creado en el punto P por cada cual.

$$\int_{\infty}^P dU_f = \int_{\infty}^P -\frac{I_o}{4\pi r_s^2 \sigma_e} dr_s \quad (4)$$

$$U_{Pf} - U_{\infty} = \frac{I_o}{4\pi r_s \sigma_e} \Big|_{\infty}^{r_s} \quad (5)$$

$$U_{Pf} = \frac{I_o}{4\pi r_s \sigma_e} \quad (6)$$

$$U_{Ps} = -\frac{I_o}{4\pi r_{ss} \sigma_e} \quad (7)$$

Considerando el elemento como diferencial y por lo tanto la distancia entre fuente y sumidero diferencial, se puede expresar la diferencia de potencial en P con la expresión hallada en (8)

$$dU_p = \frac{I_o}{4\pi\sigma_e} d\left(\frac{1}{r_s}\right) \quad (8)$$

El elemento $d\left(\frac{1}{r_s}\right)$ de (8) indica una variación con la distancia, por lo que se puede suponer variación en una única dimensión para simplificar el cálculo, que se expresa en (9) como:

$$dU_p = \frac{I_o}{4\pi\sigma_e} \cdot \frac{\partial(1/r_s)}{\partial x} dx \quad (9)$$

Y se proyecta en el eje x obteniendo como resultado lo indicado en (10):

$$dU_p = \frac{I_o}{4\pi\sigma_e} \cdot \frac{\partial(1/r_s)}{\partial n} \vec{e}_x \vec{n} dx \quad (10)$$

Con esta expresión se calcula el potencial creado por el dipolo de corriente que circula entre fuente y sumidero. A continuación se deberá buscar la relación entre el potencial intracelular y el potencial en el punto P.

Teniendo en cuenta el potencial de membrana V_m , las propiedades de la membrana y la superficie de esta, se halla la expresión que define el potencial extracelular, indicada en (11):

$$U = -\frac{\sigma_i}{4\pi\sigma_e} \int \frac{\partial V_m}{\partial x} \frac{\partial(1/r_s)}{\partial n} \vec{e}_x \vec{n} dS dx \quad (11)$$

La expresión (11) indica que **en el punto P se encuentra un potencial dependiente del potencial de membrana y la distancia, teniendo en cuenta e integrando el volumen de la célula**. Al igual que en el caso del potencial de membrana, se pueden aproximar los valores pero hay muchos más factores que no se han tenido en cuenta. [5]

4.4 Origen del electrocardiograma

El corazón se encarga de distribuir la sangre por el sistema circulatorio, bombeándola mediante la contracción de sus músculos, que se diferencian en tres tipos: **atrial, ventricular y fibras conductoras**. Los músculos atriales y ventriculares se contraen de una forma similar al resto de músculos del esqueleto, sin embargo tienen la capacidad de mantener la contracción durante mucho más tiempo.

Las fibras conductoras apenas se contraen, pero tienen la capacidad de **transmitir de forma rápida y rítmica los potenciales de acción**, conformando un sistema de excitación óptimo para regular el ritmo cardíaco y mantener el orden de contracción de los tejidos. En la *Figura 6* se puede observar la distribución de dichas fibras, importante para la sincronización en la distribución del impulso.

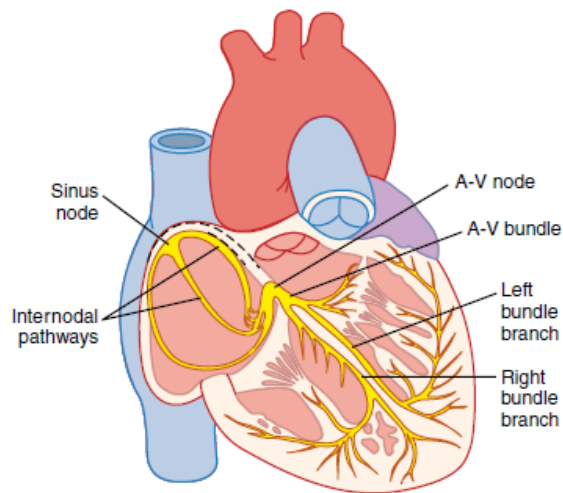


Figura 6: (En amarillo) Distribución de las fibras conductoras y su denominación. John E. Hall (2010) Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology: Specialized Excitatory and Conductive System of the Heart.

El corazón se puede dividir en cuatro cavidades: las aurículas izquierda y derecha y los ventrículos izquierdo y derecho, cuya situación se indica a continuación en la *Figura 7*:

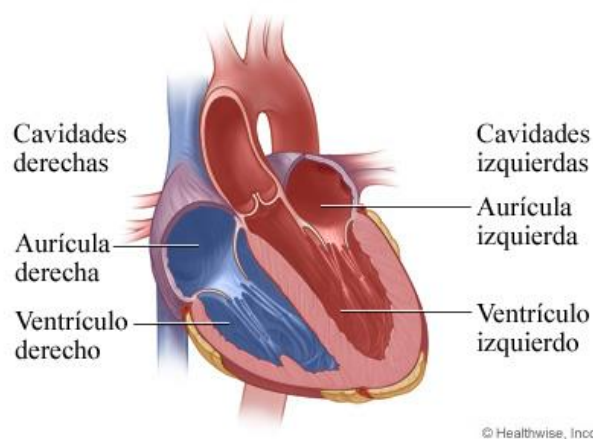


Figura 7: situación de las aurículas y ventrículos. Healthwise Inc.

La **propagación del potencial de acción** se da en el siguiente **orden**:

1. Nódulo sinoauricular
2. Vías internodales
3. Nodo AV
4. Haz de His
5. Fibras de Purkinje
6. Miocardio ventricular

Se pueden observar en la *Figura 8* los tiempos, en fracciones de segundo tras la activación del nódulo sinoauricular, en los que aparece el potencial en los distintos lugares del miocardio:

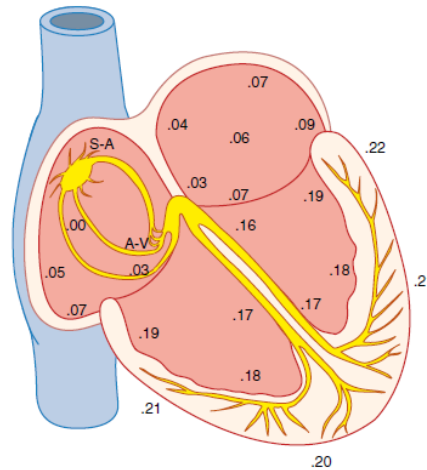


Figura 8: Tiempos de aparición del potencial de acción tras la activación del nódulo sinuauricular. John E. Hall (2010) Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology: Specialized Excitatory and Conductive System of the Heart

Tras la aparición de estos potenciales de acción, se produce la despolarización de la membrana de las células de los tejidos circundantes, al mismo tiempo, conformando las capas isócronas que se mencionaban anteriormente. En la *Figura 9* se puede observar cómo **la suma de los potenciales de los distintos puntos en el tiempo forma un electrocardiograma**:

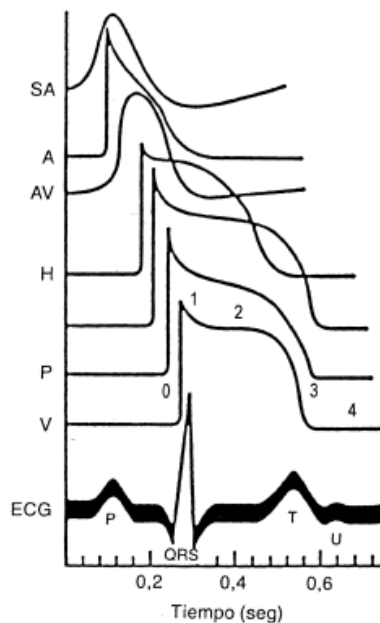


Figura 9: Potenciales de acción que conforman el ECG. Ernesto A. Aiello, (2001), Bases iónicas, moleculares y genéticas del síndrome del QT prolongado.

El **electrocardiograma normal**, observable en la *Figura 10*, se compone por las ondas **P, QRS y T**, siendo las ondas P y QRS debidas a la despolarización de las aurículas y los ventrículos, correspondientemente, mientras que la onda T se debe a la repolarización de los ventrículos. No se observa la repolarización de las aurículas ya que esta queda oculta por el complejo QRS. [6]

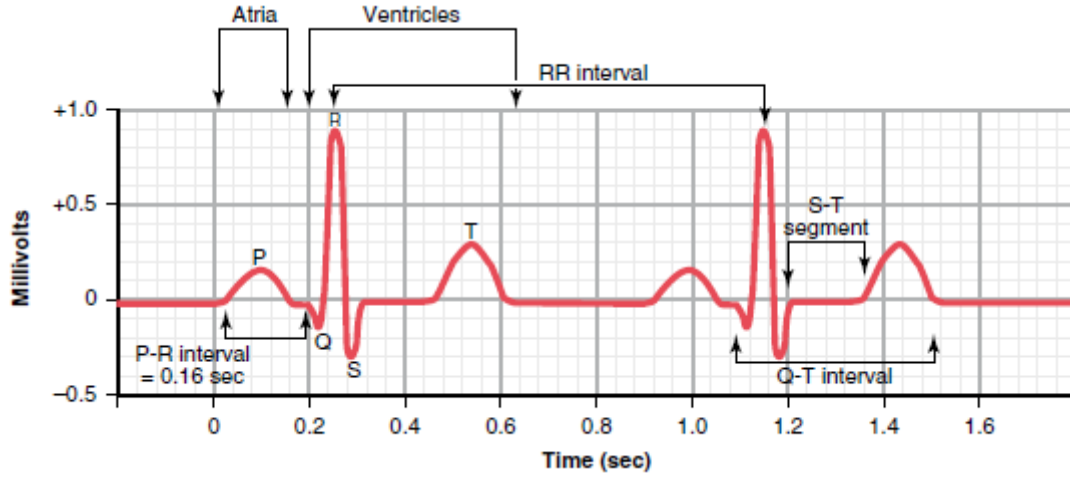


Figura 10: Electrocardiograma normal. John E. Hall, (2010), *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology: Characteristics of the Normal Electrocardiogram*.

Esta señal suele tener una **amplitud de entre 0.5 y 4 mV**, y una **frecuencia de entre 0.05 y 150 Hz**. [7][8][9]

4.5 Modelo eléctrico del corazón

El corazón se puede modelizar eléctricamente como un **dipolo** cuyo vector apunta **perpendicularmente a la isócrona** que se ha activado en cada momento en las tres dimensiones. Sin embargo para simplificar el cálculo se toma únicamente la propagación en un eje perpendicular a las isócronas, que se reducen para el cálculo mediante un factor de escala γ , y se extiende el cálculo del potencial extracelular para el volumen de cada isócrona en cada momento, como se indica en (12):

$$U_p = \frac{1}{4\pi\sigma_e} \cdot \int_{V_{isocrona}} \frac{\partial(1/r_s)}{\partial n} \vec{n} d\vec{p} \quad (12)$$

Al integrar la superficie y el volumen se concluye en que el dipolo se expresa como se indica en (13):

$$\vec{P} = -\gamma\sigma_i V_m \vec{S} \quad (13)$$

Donde V_m es el gradiente de potencial. Lo que se obtiene es un dipolo en la dirección S, perpendicular a la superficie de la isócrona. La trayectoria que sigue el dipolo P, denominada **vectocardiograma**, indica dónde apunta el dipolo en cada instante en 3 dimensiones durante todo el ciclo cardíaco.

A continuación en (14) se calcula el potencial extracelular con el dipolo, mediante el valor medio, dando como resultado lo indicado en (15):

$$U(\vec{r}) = \frac{1}{4\pi\sigma_e} \cdot \frac{\partial(1/r_s)}{\partial n} \cdot \vec{n} \cdot \int_{V_{isocrona}} d\vec{p} \quad (14)$$

$$U(\vec{r}) = \vec{P}(\vec{r}, t) \cdot \vec{l}(\vec{r}, t) \quad (15)$$

Es decir, el valor del potencial U depende del punto de captación y la isócrona activada en ese momento. Para la captación se usan dos puntos A y B distintos por lo que se obtiene lo expresado en (16):

$$U_{ab}(t) = |\vec{P}(t)| \cos \varphi |\vec{l}_{ab}(t)| \quad (16)$$

La expresión (16) indica que **la evolución con el tiempo del vector electrocardiográfico explica el signo y la amplitud del electrocardiograma registrado en los electrodos de superficie.** También se puede expresar como en (17):

$$U_{ab}(t) = -\gamma \sigma_i V_m \vec{S}(t) \cdot \vec{l}_{ab}(t) \quad (17)$$

Las distintas posiciones en las que se puede captar el electrocardiograma dan lugar a las distintas derivaciones. Las que se van a utilizar en este proyecto son:

- I: se registra entre el brazo derecho (BD) y el brazo izquierdo (BI)
- II: se registra entre la pierna izquierda (PI) y BD
- III: se registra entre PI y BI

Con la medida de la amplitud de la señal con el tiempo en todas las derivaciones, se puede calcular y representar gráficamente en tres dimensiones el vectocardiograma. Mediante el estudio del vectocardiograma completo se pueden **detectar anomalías en el funcionamiento del corazón** que indican la aparición de enfermedades, lo cual también afectaría a la forma normal del electrocardiograma representada en la *Figura 10*. [10]

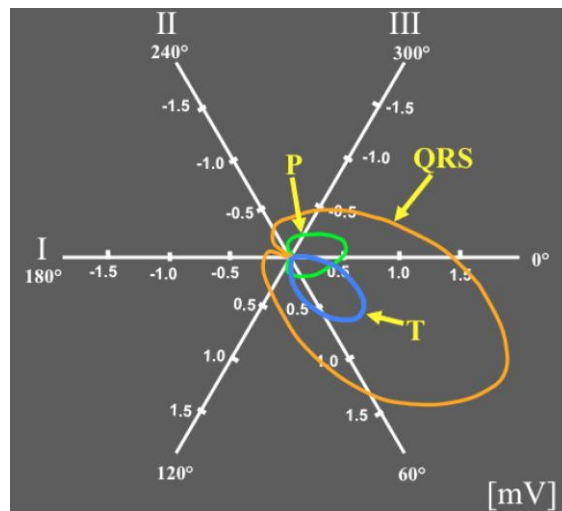


Figura 11: Vectocardiograma. Texas A&M University.

4.6 Origen del electromiograma

El electromiograma es la **suma de potenciales de acción celulares** que se producen en el momento de la contracción de cualquier músculo debido a los **procesos de despolarización y repolarización de las membranas** de las células que se encuentran en las fibras musculares. Estos ciclos de despolarización y repolarización crean un dipolo eléctrico que se mueve por la superficie de cada fibra muscular. [11]

Debido a la activación desordenada de las células, la señal tiene una **forma caótica**, por lo que para el diagnóstico no se estudia su morfología, sino su espectro en frecuencias. La forma más común es la mostrada en la *Figura 12*:

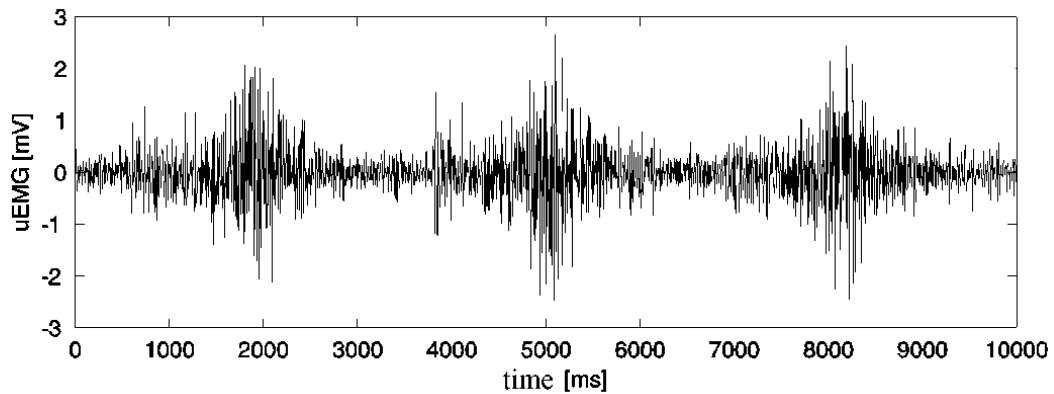


Figura 12: Electromiograma normal. Medved, V. and Cifrek, M., (2011), *Kinesiological Electromyography*.

Esta señal puede tener una **frecuencia de entre 1 y 500 Hz**, y su **amplitud puede llegar a los 5 mV** [12][13][14], sin embargo, como esta amplitud depende tanto del paciente como del músculo a medir y la colocación de los electrodos, **se estimará una amplitud de 1 mV** para dejar un rango suficiente de entrada.

4.7 Origen del electrooculograma

En este caso el ojo actúa como un dipolo cuyo polo anterior es positivo y cuyo polo posterior es negativo. Los electrodos de captación se colocan alrededor del ojo, por lo que **al aproximarse la córnea a uno de estos electrodos el potencial cercano a este aumenta**, resultando en un cambio en la diferencia de potencial respecto al electrodo situado en el otro extremo.

Con la forma normal del electrooculograma se puede observar el cambio de potencial con el cambio de posición de la retina, resultando en la forma visible en la *Figura 13* cuando se mueve el ojo desde el punto central al extremo inferior, después al extremo superior y de nuevo volviendo al punto central:

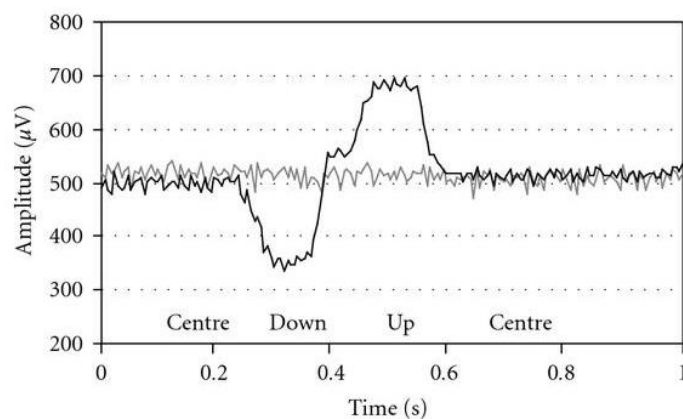


Figura 13: Electrooculograma. Usakli, A.B. et al. (2010) *On the Use of Electrooculogram for Efficient Human Computer Interfaces*.

Esta señal puede tener una **amplitud de entre 50 y 3500 µV**, y unas frecuencias que van de entre un **nivel de continua (DC) hasta los 50 Hz**. [15][16][17]

4.8 Problemática de captación de potenciales extracelulares

4.8.1 Interferencias capacitivas

Son mayormente debidas al acoplamiento capacitivo que existe entre los diferentes elementos del sistema de medida y la red de suministro eléctrico. El **cuerpo humano se comporta como un conductor** volumétrico separado por aire de los conductores de la red eléctrica próximos. En estas condiciones se **forma un condensador** cuyas armaduras son el sujeto y los cables, y el dieléctrico el aire entre ambos, cuya **capacidad no es despreciable**. Se muestra en la *Figura 14* el modelo a estudiar:

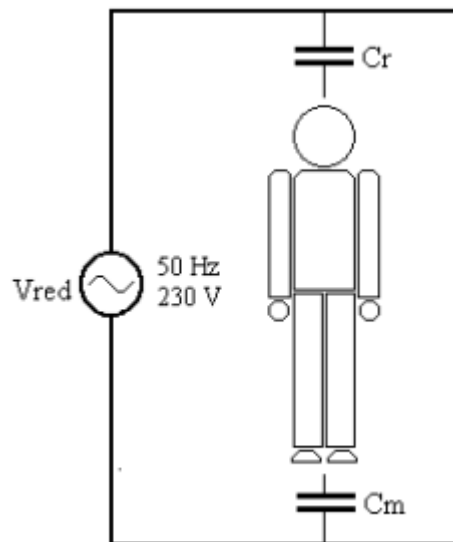


Figura 14: Modelo de acoplamiento capacitivo con el paciente. *Sistemas de Acondicionamiento y Adquisición de Señales Bioeléctricas*, Instrumentación Biomédica, Universidad de Alcalá, Madrid.

Como se observa, los condensadores forman un divisor de tensión, por lo que se encuentra en el paciente una tensión que se calcula mediante la expresión (18), donde no se ha tenido en cuenta el volumen ni la impedancia de este:

$$V_{paciente} = V_{red} \cdot \frac{C_m}{C_m + C_r} \quad (18)$$

Este valor de tensión en el paciente puede llegar a alcanzar los 2.5 V en determinadas condiciones [18], lo que supone una amplitud 600 veces mayor a la señal bioeléctrica de mayor amplitud que se va a estudiar, el electrocardiograma. Por ello la eliminación de esta interferencia es totalmente necesaria para llevar a cabo el proyecto.

Además de acoplarse al paciente, estas interferencias también podrían acoplarse con el sistema de acondicionamiento de las señales. En la *Figura 15* se presenta un espectro en frecuencias de un electrocardiograma sin filtrado del ruido de red. [19][20][21]

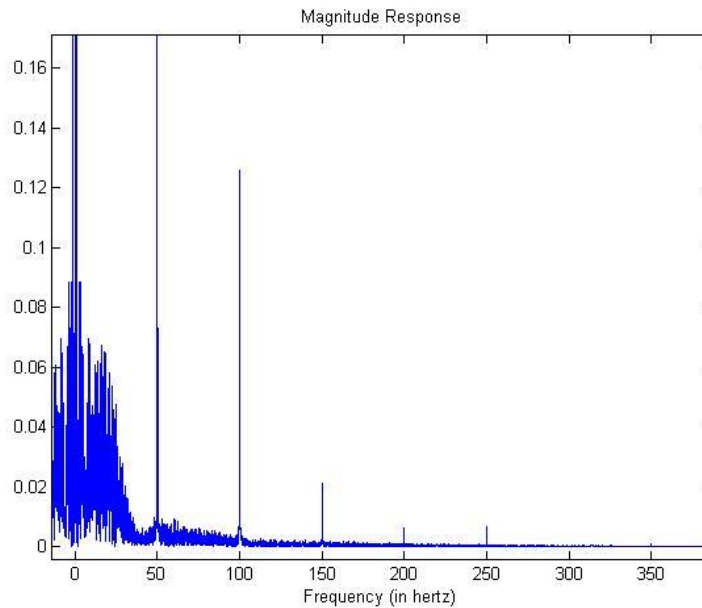


Figura 15: espectro en frecuencia de un ECG donde se muestra el ruido de red y sus armónicos (zona ampliada), obtenido durante las pruebas de los prototipos.

4.8.2 Interferencias inductivas

Estas interferencias, también causadas mayoritariamente por la red eléctrica, se crean cuando una corriente variable con cierta frecuencia atraviesa los conductores, creando un **campo magnético**. Este campo magnético induce después corrientes en los **bucles de cables** del sistema de captación y acondicionamiento, de una magnitud dada por la **Ley de Lenz**. La magnitud de estas corrientes no es fácil de aproximar, aunque tampoco será despreciable. [22][23]

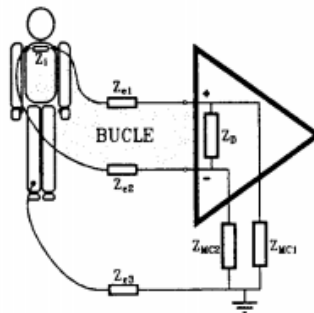
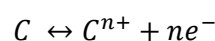


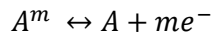
Figura 16: bucle de cables que provoca la inducción de corriente.

4.8.3 Interfaz electrodo-piel

Para poder captar las señales provenientes del paciente se requiere una interfaz que conecte con el circuito amplificador: los **electrodos**. Como se ha mencionado anteriormente, los potenciales a medir se crean mediante **flujos de iones**, mientras que el circuito electrónico requiere de **corrientes de electrones**. Es por esto que los electrodos tienen el papel de **transductores**.

En la interfase entre el electrodo y el electrolito se producen **reacciones químicas de oxidación-reducción**, lo que produce corrientes de electrones, aunque también terminan por degradar el electrodo, dándole un tiempo de uso limitado.





Si el electrodo se mueve respecto al electrolito, cambiará la zona de contacto en la que se esté produciendo la reacción, introduciendo ruidos. Este tipo de interferencias, denominadas **motion artifact**, tienen comúnmente una frecuencia menor de 1 Hz. [24][25]

4.8.4 Impedancias

Se modeliza la interfase entre el medio celular y el electrodo como un **circuito de impedancias**, de este modo se estudia la impedancia de la señal en el dominio de la frecuencia, que puede variar teóricamente entre 200 kΩ a 1 Hz y 200 Ω a 1 MHz [26]. El resultado de estos estudios indica que la impedancia que se interpone entre la señal y el circuito amplificador a las frecuencias de interés de las señales es elevada, lo cual condicionará el diseño del circuito para **evitar atenuaciones**. En el apartado *Cálculos previos* se calcula la impedancia de entrada mínima del sistema para evitar que la señal se atenúe en más de un 1%, teniendo en cuenta una impedancia de la señal de 500 kΩ.

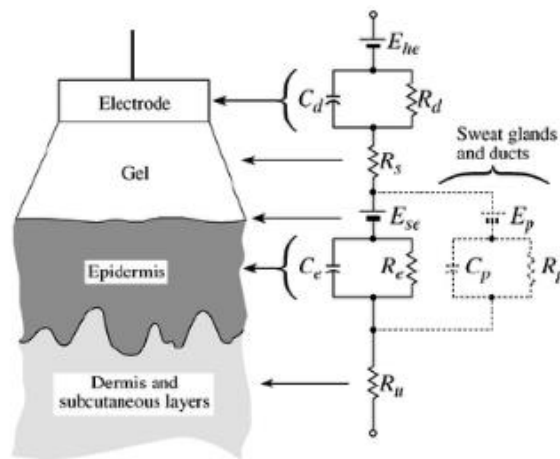


Figura 17: modelo de la interfase electrodo-piel. Webster, J.G. (2009). *Medical Instrumentation*.

Este mismo modelo indica también que se va a captar un **nivel de continua**, que limitará la ganancia de la primera etapa para evitar la saturación debido al mismo.

4.8.5 Interferencia de otros potenciales bioeléctricos

A continuación se listan las señales de interés y los otros potenciales bioeléctricos que podrían interferir en su captación:

- ECG: puede aparecer EMG por movimiento muscular, o un cambio en el nivel de continua debido a la respiración. En el ECG fetal aparece el ECG de la madre.
- EMG: puede aparecer el ECG o el EMG de músculos próximos.
- EOG: puede aparecer el electroencefalograma o el EMG de los músculos próximos al masticar o parpadear.

Este tipo de interferencias son las más complicadas de eliminar, ya que tendría que filtrarse la señal en frecuencias donde todavía contiene información. [27]

4.8.6 Interferencias creadas por los componentes electrónicos

Los componentes del sistema electrónico de acondicionamiento de las señales pueden crear **ruidos de frecuencia y amplitud aleatoria**, principalmente de tres tipos:

- **Ruido térmico:** se debe a la agitación térmica de los electrones. Esta crea una corriente instantánea que, debido a la resistencia de los componentes, se traduce en una tensión, por lo que aparece en mayor cantidad en resistencias de alto valor.
- **Ruido shot:** se debe al flujo de electrones a través de una barrera de potencial, por ejemplo en un diodo o un transistor.
- **Ruido flicker:** es causado por el cambio de conductividad entre dos materiales que están en contacto.

Estos ruidos también son difíciles de eliminar ya que aparecen en cualquier etapa y a cualquier frecuencia, sin embargo su amplitud es muy reducida, y se observará en la salida como un pequeño ruido añadido a la señal. [28][29]

4.8.7 Ruido de alimentación

El **rizado de la tensión de alimentación** también puede añadirse a la señal de interés en el circuito electrónico. Es importante mantener un buen filtrado de la alimentación para que sea lo más continua posible.

4.8.8 Seguridad eléctrica

Para la captación de la señal se va a realizar la conexión de un paciente con un sistema electrónico por el que circula corriente. En caso de fallo eléctrico estas corrientes podrían atravesar al paciente causándole un **shock eléctrico**. Se deberán tener en cuenta las **medidas de seguridad** correspondientes para evitar que esto ocurra, siempre teniendo en cuenta las limitaciones debido a la naturaleza del proyecto. [30][31]

5. Alternativas y solución adoptada

Se presentan a continuación las distintas posibilidades de diseño de los sistemas amplificadores de señales bioeléctricas que cumplirían los requisitos mencionados en el apartado *Factores a considerar*. Se presentan los distintos bloques de circuitos que llevan a cabo las funciones necesarias a tal fin. Las funciones de transferencia y otras expresiones adjuntas se han calculado con detalle en el apartado *Cálculos previos*.

De las opciones listadas se seleccionarán aquellas que muestren una mayor capacidad para cumplir con los requisitos y las condiciones del proyecto. Además se tendrá en cuenta el factor económico y disponibilidad, ya que algunos de estos componentes tienen un precio elevado.

5.1 Configuración del circuito de acondicionamiento

En primer lugar se debe considerar de qué forma puede diseñarse el circuito de la placa configurable para que los alumnos de Bioelectrónica puedan **configurar sus características**, ya que esto condiciona la selección de las soluciones posteriores.

Para realizar la configuración de las características del sistema se propone la **inserción de los componentes pasivos en pines hembra** en algunos bloques del circuito, así como la interconexión de los distintos bloques mediante jumpers. Otros métodos posibles serían la construcción de **módulos independientes** e interconectables mediante conectores estandarizados, o la **selección del circuito** mediante interruptores.

Solución adoptada para realizar la configuración

Se opta por realizar la configuración mediante la **inserción de componentes pasivos en pines hembra circulares**, ya que este método permitirá unir todo el sistema en **una única placa** de circuito impreso con un tamaño relativamente reducido, es **más económico** y permite realizar más cambios que en el caso de implementar alguna de las otras propuestas. Los bloques del Filtro Notch y el amplificador de ganancia variable no dispondrán de esta característica, puesto que sus componentes deberán ser fijos para mantener el rango de ganancia o la frecuencia central deseada.

Además se usarán **zócalos para los circuitos integrados**, presentando la ventaja de poder sustituirlos fácilmente si dejan de funcionar o si se desea hacer una comparación con otros modelos distintos al propuesto.

5.2 Amplificador diferencial

En la primera etapa es necesaria la **amplificación diferencial de la señal**. Esta se puede realizar mediante los circuitos que se presentan a continuación, junto con sus funciones de transferencia y una breve descripción de sus ventajas y desventajas.

Amplificador diferencial simple

El circuito de este amplificador es el que se observa en la *Figura 18*:

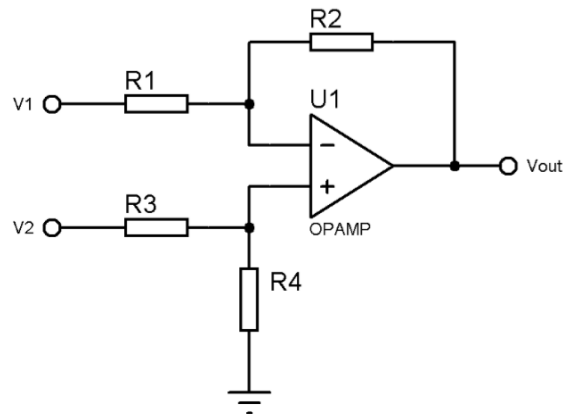


Figura 18: amplificador diferencial.

Su función de transferencia es la que se indica en (19):

$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1} (V_2 - V_1) \quad (19)$$

La ventaja que posee este amplificador es la **simplicidad** y el bajo coste, ya que cualquier amplificador operacional sirve para construirlo. Las **desventajas** son mayores: una baja impedancia de entrada, bajo rechazo de modo común y muy poca precisión en los valores de los componentes, que causará diferencias en la ganancia.

Amplificador de instrumentación de 2 amplificadores operacionales

Este amplificador contiene dos amplificadores operacionales, tal como se observa en la *Figura 19*:

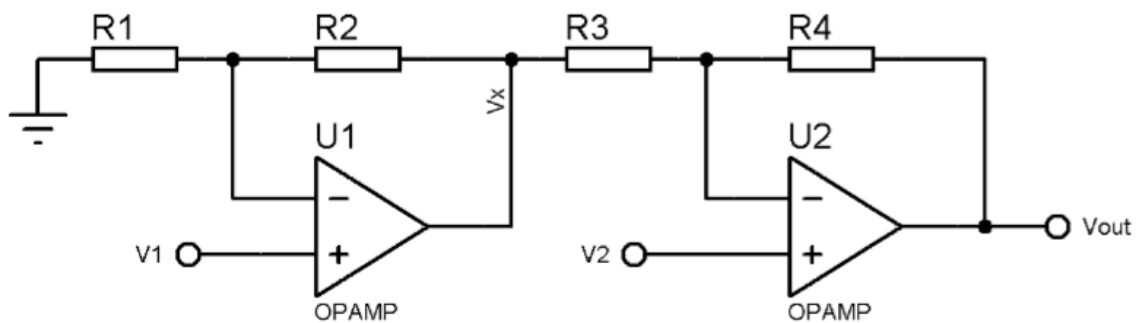


Figura 19: amplificador de instrumentación de 2 operacionales

Su función de transferencia se indica en (20):

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) (V_2 - V_1) \quad (20)$$

La ventaja principal de este amplificador de instrumentación es su **alta impedancia de entrada**. También presenta un rechazo de modo común elevado, aunque dependiente del valor de los componentes externos. La precisión en la ganancia también depende de la precisión de los componentes externos.

Amplificador de instrumentación de 3 operacionales

El circuito correspondiente es el de la *Figura 20*.

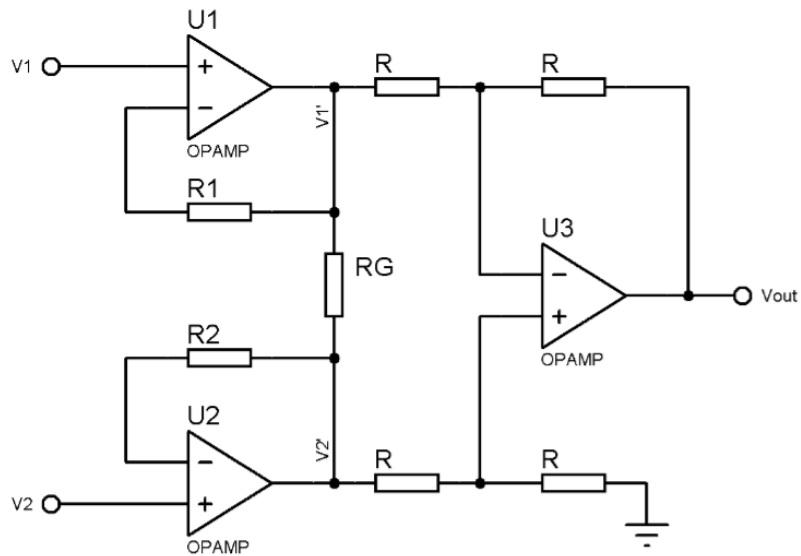


Figura 20: amplificador de instrumentación de 3 amplificadores operacionales

Su función de transferencia es la expresada en (21):

$$V_{out} = (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{R}{R_g} \right) \frac{R_2}{R_1} \quad (21)$$

En este caso se implementan **todas las ventajas** posibles: alta impedancia de entrada, alto rechazo de modo común, la ganancia depende de una única resistencia, y los fabricantes lo encapsulan en un único integrado, de forma que los valores de las resistencias son muy precisos y se logran niveles de offset y ruido muy bajos.

Amplificador de instrumentación de 3 operacionales con tierra virtual

El circuito correspondiente es el de la *Figura 21*.

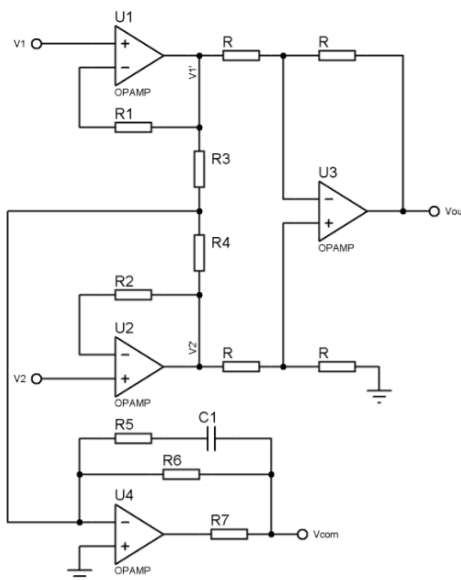


Figura 21: Amplificador de instrumentación de 3 operacionales con tierra virtual

Su función de transferencia, similar al caso anterior, se expresa en (22):

$$V_{out} = (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{R}{R_3 + R_4} \right) \frac{R_2}{R_1} \quad (22)$$

Este circuito es igual que el anterior, pero implementa la ganancia mediante dos resistencias en serie, tomando en el punto medio la tensión en modo común, que es amplificada por el circuito de tierra virtual y devuelta al paciente a través del electrodo común, lo que **reduce el nivel de las señales acopladas en modo común a la entrada del amplificador**. Además ofrece un camino de alta impedancia para el electrodo común.

Amplificador de instrumentación de 3 operacionales con ganancia configurable

Para obtener la posibilidad de configurar algunas de las características del módulo se propone el circuito de la *Figura 22*.

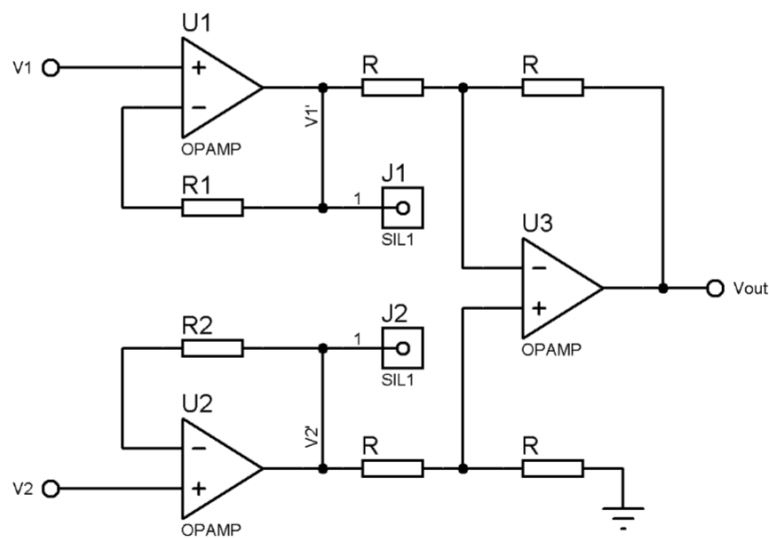


Figura 22: amplificador de instrumentación de 3 operacionales con ganancia configurable

En este circuito se implementan, en el lugar de R_g , dos conectores SIL (*Single In Line*) hembra (J1 y J2) donde se pueden insertar componentes pasivos como resistencias y condensadores. Mediante este sistema se pretende dar la posibilidad de **configurar la función de transferencia extrayendo e insertando fácilmente el componente** que se desee. Implementa las mismas ventajas que el amplificador de instrumentación de 3 operacionales.

Solución adoptada para el amplificador diferencial

Para la etapa diferencial se selecciona el **amplificador de instrumentación de 3 amplificadores operacionales con tierra virtual**, ya que en este caso el amplificador de instrumentación está encapsulado en un único integrado, y el fabricante dispone los valores de resistencias internas muy precisos de forma que la ganancia depende únicamente del valor de R_g que se seleccione. Además cumple con los requerimientos de alta impedancia de entrada, alto rechazo de modo común y bajo ruido. El circuito de tierra virtual añade rechazo al modo común y crea un camino de alta impedancia a tierra del electrodo común.

En el caso de la **placa configurable** se utilizará únicamente el **amplificador de instrumentación de 3 operacionales configurable**, ya que implementa la posibilidad de configuración que se especifica en los requerimientos. En este caso se prescinde de la tierra virtual porque no supone una mejora real teniendo en cuenta el nivel de ruido que se acopla en el laboratorio. Los valores de los componentes externos se adjuntan en el Anexo *Cálculo de componentes*.

Entre los posibles modelos de circuito integrado se hallan los listados en la *Tabla 1*.

Tabla 1: amplificadores de instrumentación								
Modelo	Fabricante	Rango tensiones	Impedancia	CMRR	Offset	BW (G = 100)	SR	Precio
INA128	TI	±18 V	10 ¹⁰ Ω	120 dB	50 μV	200 kHz	4 V/μs	10,18 €
INA129	TI	±18 V	10 ¹⁰ Ω	100 dB	50 μV	200 kHz	4 V/μs	8,63 €
AD620	AD	±18 V	10 GΩ	100 dB	50 μV	120 kHz	1,2 V/μs	7,88 €
AD623	AD	±6 V	2 GΩ	90 dB	200 μV	10 kHz	0,3 V/μs	4,70 €

Teniendo en cuenta las características, las limitaciones económicas y la disponibilidad de los modelos, se escoge el AD620. Este ofrece un rango de tensiones adecuado para la alimentación que se va a usar, una alta impedancia, alto CMRR, bajo offset y suficiente ancho de banda, por un precio que entra en el presupuesto límite.

5.3 Aislamiento

Se requiere de **una forma de aislamiento que proteja al sujeto contra descargas eléctricas** que podrían ocurrir si estuviese conectado a la misma masa que la alimentación proveniente de la red. Para mantener la simplicidad del circuito se puede optar por un **amplificador de aislamiento**, que ofrezca el aislamiento de masas requerido, ganancia unitaria, un mínimo de tensión de aislamiento de 1500 Vrms, y un mínimo de impedancia de aislamiento que permita con esta tensión un máximo de corriente de fuga de 250 μA. Esta impedancia, calculada en el apartado *Cálculos previos*, deberá ser superior a 8.5 MΩ.

Otra opción válida sería el uso de aislamiento mediante **optoacopladores** integrados o **fibra óptica**. También es válida la **transmisión digital inalámbrica** de los datos, una vez digitalizados, vía bluetooth o wifi.

Solución adoptada para el aislamiento

Se decide utilizar un **amplificador de aislamiento** por estar integrado en un único chip sencillo de usar. El resto de posibilidades requieren de un mayor espacio, requieren de más componentes externos o tienen problemas de linealidad.

Se listan en la *Tabla 2* los distintos modelos y sus características.

Tabla 2: amplificadores de aislamiento						
Modelo	Fabricante	Rango tensiones	Tensión aislamiento	BW	Ganancia	Precio
ISO124	TI	±18 V	1500 Vrms	50 kHz	1	17,55€
ISO122	TI	±18 V	1500 Vrms	50 kHz	1	20,47€
AD204	AD	±15 V	1500 Vrms	5 kHz	1-100	39,82€

Se escoge el ISO124 por ser apto para su aplicación en el sistema, su precio razonable en comparación con el resto de modelos y su disponibilidad en el laboratorio.

5.4 Filtrado

Para el acondicionamiento de la señal y la **eliminación de interferencias** se requiere del filtrado. Para ello existen varios circuitos capaces de realizar esta tarea: filtros pasivos o activos de primer orden, o filtros activos de orden 2 o superior.

Se descartan en primer lugar los filtros pasivos, ya que existiría una desadaptación de impedancias en el sistema. A continuación se presenta a modo de ejemplo el análisis de un **filtro paso bajo activo de primer orden**, como el que se representa en la *Figura 23*:

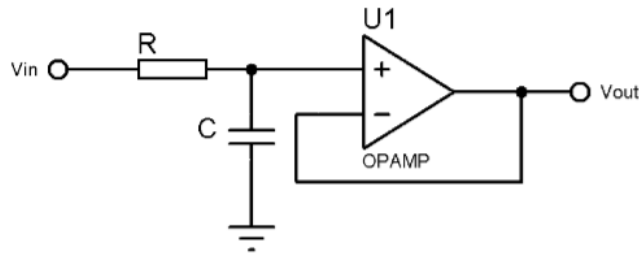


Figura 23: filtro paso bajo activo de primer orden

La función de transferencia de este filtro se expresa en (23):

$$V_{out} = V_{in} \cdot \frac{1}{1 + j\omega RC} \quad (23)$$

El diagrama de bode que se obtiene, representado en la *Figura 24*, indica una ganancia unitaria en la banda pasante, una caída de 3 dB en la frecuencia de corte y **una pendiente de -20 dB por década**.

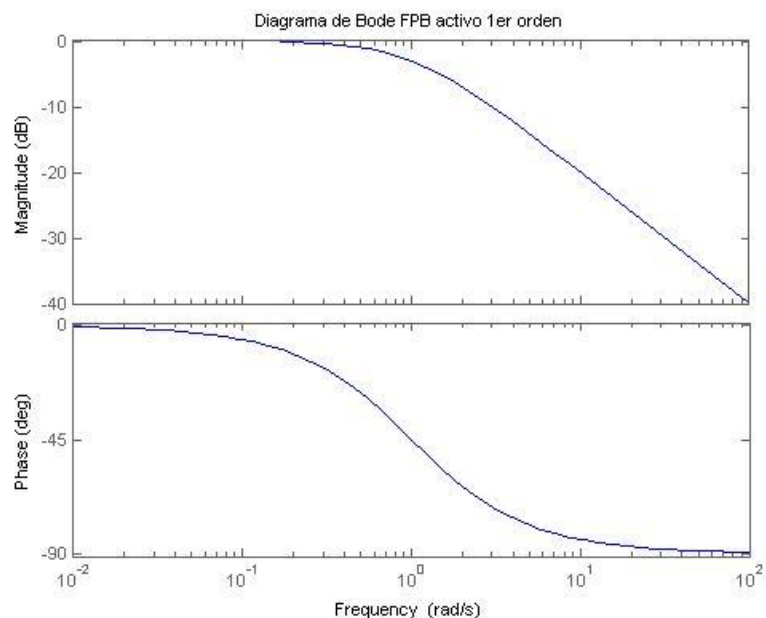


Figura 24: diagrama de Bode de un filtro paso bajo activo de primer orden

Entre las estructuras de filtros activos de segundo orden se encuentran **Sallen-Key y MFB**, que se analizan a continuación:

Estructura Sallen-Key

El circuito de la *Figura 25* presenta un filtro de segundo orden con estructura Sallen-Key.

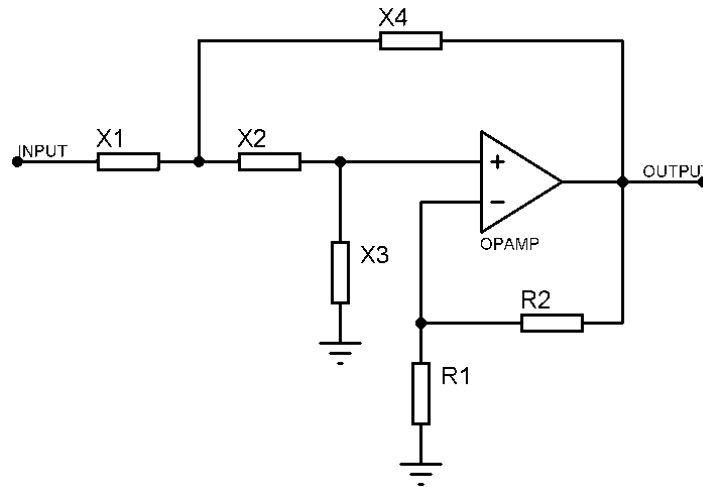


Figura 25: Filtro de segundo orden con estructura Sallen-Key.

Poniendo por ejemplo la configuración de un filtro paso alto, la función de transferencia que le corresponde es la que se expresa en (24):

$$G_{FPA}(s) = \frac{\left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \cdot C_1 C_2 R_7 R_8 s^2}{C_1 C_2 R_7 R_8 s^2 + \left(R_7(C_1 + C_2) - C_2 R_8 \frac{R_2}{R_1}\right) s + 1} \quad (24)$$

Si se extraen las características del filtro se obtiene la frecuencia de corte f_c en (25), el factor de calidad Q en (26) y la ganancia K en (27):

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_1 C_2 R_7 R_8}} \quad (25)$$

$$Q = \frac{\sqrt{C_1 C_2 R_7 R_8}}{R_7(C_1 + C_2) - C_2 R_8 \frac{R_2}{R_1}} \quad (26)$$

$$K = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (27)$$

La ganancia en la banda pasante es ajustable, no invierte la señal, y la pendiente es de **40 dB por década**. Debido al factor de calidad la caída de ganancia en la frecuencia de corte puede variar, obteniendo varios tipos de respuesta, como se muestra en el diagrama de Bode de la *Figura 26*:

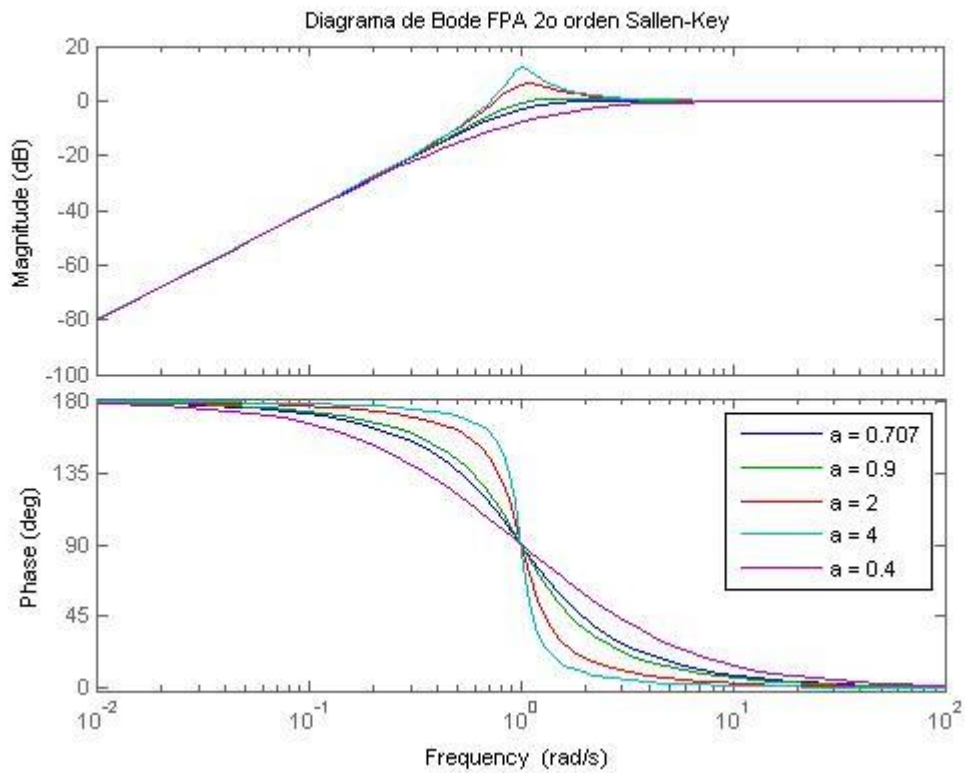


Figura 26: diagrama de Bode de un filtro paso alto de segundo orden con estructura Sallen-Key y las distintas respuestas que se obtienen variando el factor de calidad.

Estructura MFB

La estructura *Multiple Feedback* es la correspondiente a la Figura 27:

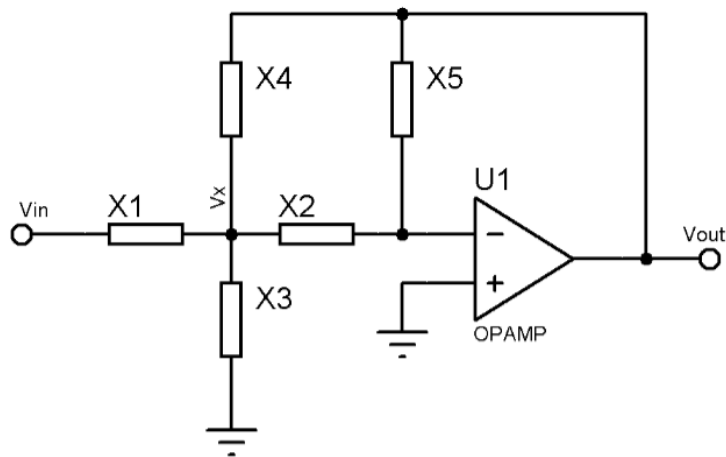


Figura 27: filtro de segundo orden con estructura MFB

Si se configura un filtro paso bajo, su función de transferencia es la que se indica en (28):

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = -\frac{R_3}{R_1} \cdot \frac{1}{s^2 R_3 R_2 C_1 C_2 + s C_2 \left(R_3 + R_2 + \frac{R_3 R_2}{R_1} \right) + 1} \quad (28)$$

Las características de este filtro vienen definidas por la frecuencia de corte (29), la ganancia (30) y el factor de calidad (31):

$$\omega = \sqrt{\frac{1}{R_3 R_2 C_1 C_2}} \quad (29)$$

$$K = -\frac{R_3}{R_1} \quad (30)$$

$$Q = \frac{\sqrt{R_3 R_2 C_1 C_2}}{C_2 \left(R_3 + R_2 + \frac{R_3 R_2}{R_1} \right)} \quad (31)$$

La principal diferencia con el filtro de estructura Sallen-Key es que **invierte la señal**, y además los componentes son más complicados de calcular. Si se configura un filtro paso alto, las expresiones que calculan las características del filtro varían.

Solución adoptada para el filtrado

Para realizar el **filtrado** se seleccionan los **filtros activos de segundo orden con estructura Sallen-Key y respuesta tipo Butterworth**. Estos presentan la ventaja de tener una mayor pendiente respecto a los filtros de primer orden, tienen una caída de 3 dB en la frecuencia de corte, y no invierten la señal como sí haría la estructura MFB. No se utilizan filtros de mayor orden para evitar aumentar el tamaño de las placas, y un segundo orden ha demostrado ser **apto para cumplir las condiciones** en las pruebas. El cálculo de los componentes necesarios para configurar los filtros con la respuesta y la frecuencia de corte necesaria para acondicionar las señales especificadas se encuentra en el Anexo *Cálculo de Componentes*.

Para adaptar este circuito a la **placa configurable** se usa el esquema de la *Figura 28*. Los alumnos que realicen las prácticas deberán calcular y seleccionar la frecuencia de corte, la ganancia y el tipo de respuesta, e **insertar los componentes** en los conectores hembra circulares.

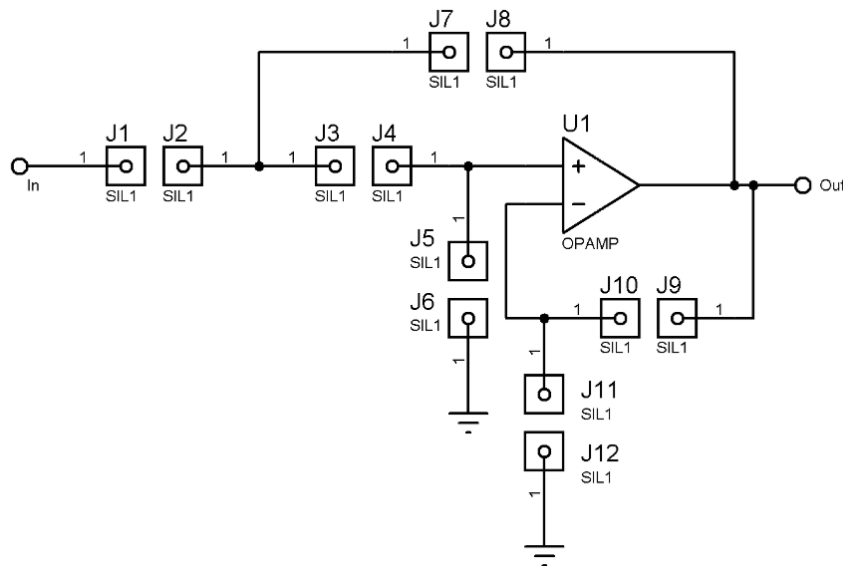


Figura 28: Filtro con estructura Sallen-Key configurable

Se requiere además seleccionar un amplificador operacional de entre los modelos que se listan en la *Tabla 3*.

Tabla 3: amplificadores operacionales						
Modelo	Fabricante	Rango tensiones	Offset	GPBW	SR	Precio
TL081	TI	±18 V	15 mV	4 MHz	13 V/μs	0,44 €
TL071	TI	±18 V	10 mV	3 MHz	13 V/μs	0,57 €
LM741	TI	±18 V	5 mV	1,5 MHz	0,5 V/μs	0,6 €
OP27	AD	±22 V	25 μV	8 MHz	2,8 V/μs	3,12 €
OP77	AD	±22 V	25 μV	0,6 MHz	0,3 V/μs	10,71 €
OPA37	TI	±22 V	100 μV	63 MHz	12,9 V/μ	3,57 €

Debido a que se requieren características de un **amplificador de precisión**, como bajo ruido, bajo nivel de offset y un alto Slew Rate, se escoge el **OP27**. A su vez se escoge su encapsulado cuádruple **OP470** para el diseño de circuitos más compactos. Cuando se requieran amplificadores dobles, se usará el **TL082** equivalente a un doble TL081, por motivos económicos.

5.5 Reducción del ruido de red

Para la reducción del ruido de red se pueden tomar medidas como el **apantallamiento y trenzado de los cables**, el diseño de las placas con **planos de masa**, alejar el sistema de la fuente de ruido y aumentar la calidad del filtrado de la fuente de alimentación.

También se puede añadir al circuito un **filtro de rechazo de banda o filtro Notch**. A continuación se presentan varias estructuras que pueden ser útiles para su aplicación en el diseño:

Filtro Notch doble T pasivo

El circuito es el que se adjunta en la *Figura 29*:

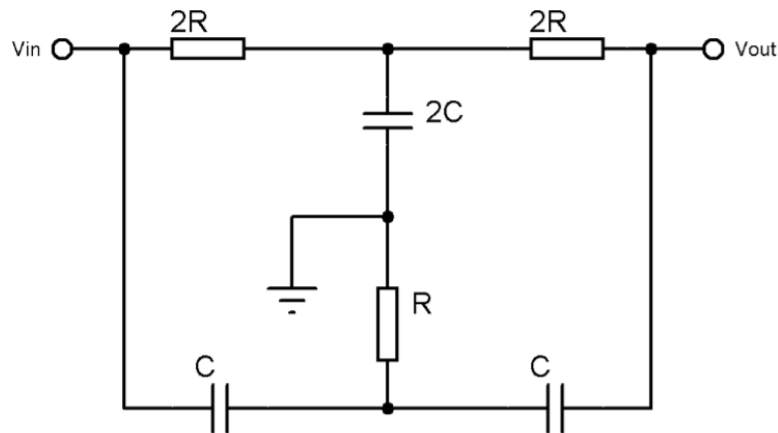


Figura 29: filtro Notch doble T pasivo

La función de transferencia de este filtro es la que se indica en (32):

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{4R^2C^2s^2 + 1}{4R^2C^2s^2 + 8RCs + 1} \quad (32)$$

La frecuencia central se define por la expresión (33), y el factor de calidad según (34):

$$f_c = \frac{1}{4\pi RC} \quad (33)$$

$$Q = \frac{1}{16R^2C^2} \quad (34)$$

Diseñando los componentes para una frecuencia central de 50 Hz, se obtiene el diagrama de Bode de la *Figura 30*:

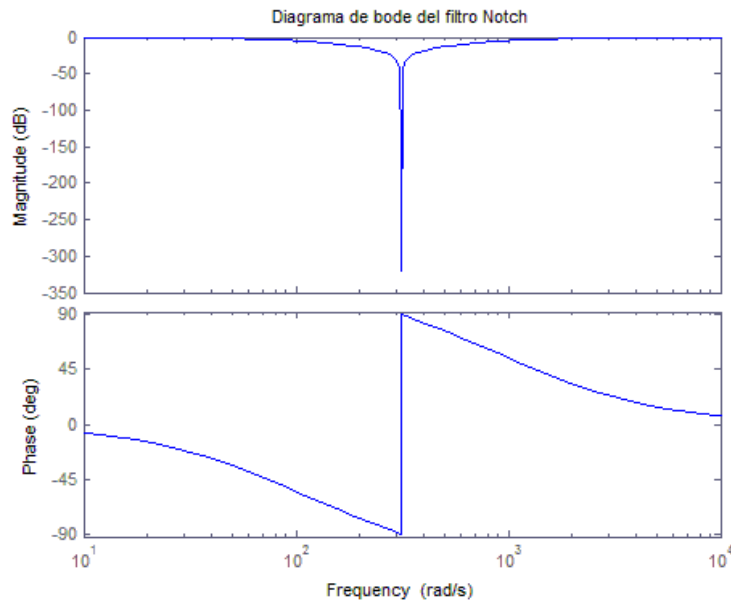


Figura 30: diagrama de bode de un filtro notch doble T pasivo configurado en 50 Hz

Como se observa, hay una gran caída de ganancia en la frecuencia central, sin embargo el **ancho de banda es muy grande**, y deformaría la señal de interés.

Filtro Notch doble T con realimentación

En el circuito que se representa en la *Figura 31* se han añadido dos amplificadores operacionales y una realimentación mediante un potenciómetro, que **regula el ancho de banda**.

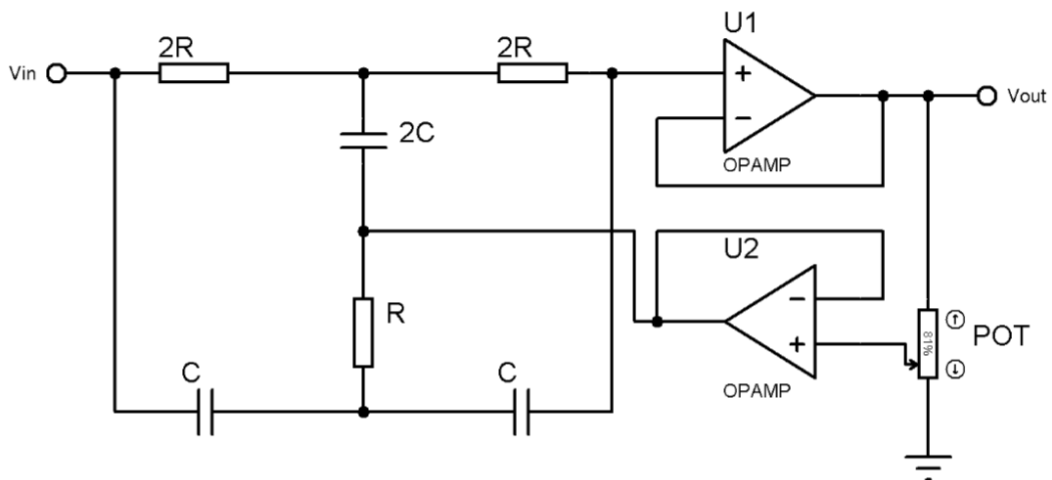


Figura 31: filtro Notch activo con realimentación

La función de transferencia que define este circuito es la expresada en (35):

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{4R^2C^2s^2 + 1}{4R^2C^2s^2 + 8RC(1 - a)s + 1} \quad (35)$$

Mediante esta se hallan las características del filtro: la frecuencia central (36) y el factor de calidad (37):

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{4R^2C^2}} = \frac{1}{4\pi RC} \quad (36)$$

$$Q = \frac{1}{16R^2C^2(1 - a)} \quad (37)$$

Diseñando los componentes para una frecuencia central de 50 Hz, y ajustando el potenciómetro para obtener un ancho de banda menor, se obtiene el diagrama de Bode de la *Figura 32*:

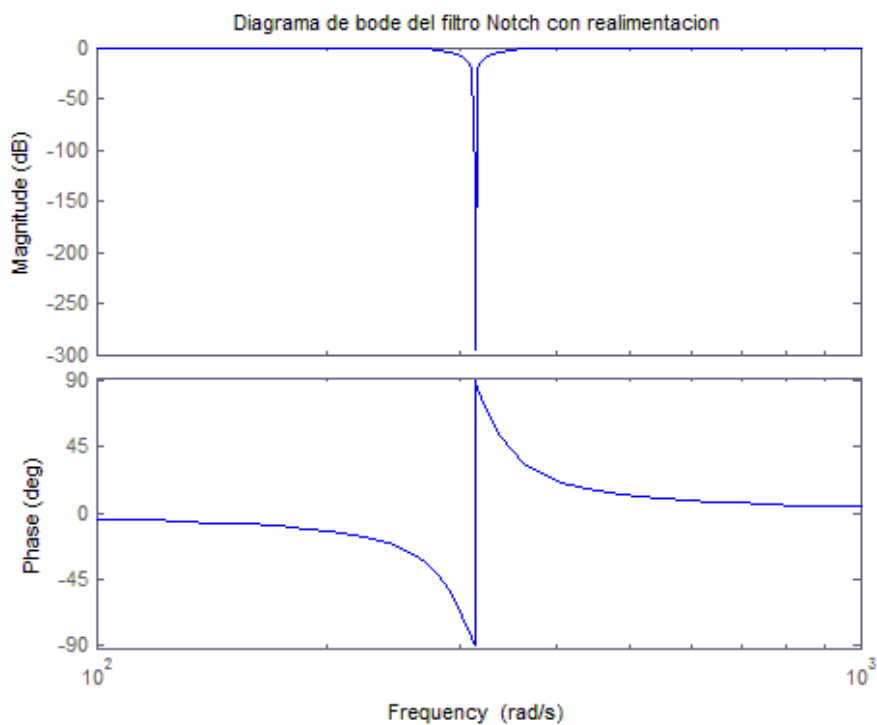


Figura 32: diagrama de Bode del filtro Notch doble T con realimentación

En este caso se observa que **el ancho de banda es reducido y adecuado** para el diseño del sistema.

Otra opción es el **filtrado digital** posterior al muestreo, implementando con código un filtro IIR de las mismas características.

Solución adoptada para reducir la interferencia de red

Para **reducir la interferencia de la red eléctrica** se utilizarán todas las técnicas posibles listadas, como el apantallamiento y trenzado de cables, y los planos de masa. Se usará un **filtro Notch doble T con realimentación**, ya que este permite ajustar el ancho de banda, evitando así deformar la señal de interés. Los componentes necesarios para ajustar la frecuencia central a 50 Hz se adjuntan en el Anexo *Cálculo de Componentes*. Tras el muestreo de la señal, se da la

posibilidad de realizar un filtrado de armónicos mediante software gracias al almacenamiento de los datos.

Los amplificadores operacionales escogidos son los mismos que se indican en el apartado *Filtrado*.

5.6 Ganancia variable

Debido a las características de baja amplitud de las señales a captar se requiere una **gran ganancia total** en el sistema, como se demuestra en el apartado *Cálculos previos*. Para lograrlo se propone otro bloque conformado por un amplificador. Como la amplitud de la señal depende de muchos factores, por ejemplo el paciente, la propia señal, los electrodos o la colocación de estos, se podrá **variar la ganancia** mediante un potenciómetro multivuelta. Este circuito se representa en la *Figura 33*:

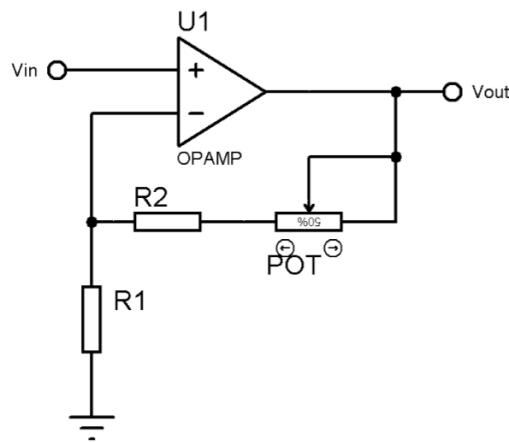


Figura 33: circuito amplificador con potenciómetro de ajuste

La expresión que define la ganancia de este circuito, calculada en el apartado *Cálculos previos*, es la que se indica en (38):

$$G = 1 + \frac{R_2 + POT}{R_1} \quad (38)$$

Además algunos amplificadores operacionales permiten realizar un **ajuste del offset** a la entrada mediante un circuito similar al de la *Figura 34*:

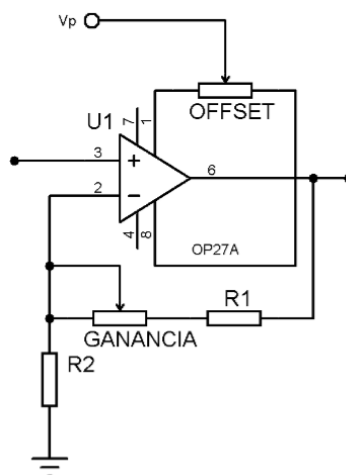


Figura 34: amplificador de ganancia variable con ajuste de offset

Otra posibilidad para lograr la ganancia total requerida es **añadir la ganancia a los bloques anteriormente propuestos**, como en el amplificador diferencial o los filtros.

Solución adoptada para la ganancia variable

A la vista de las ventajas que ofrece se selecciona el amplificador de la *Figura 34*. Con este se alcanza el nivel de tensión adecuado para el muestreo y tiene la ventaja de poder realizar un **ajuste tanto de la ganancia como del offset** girando los potenciómetros correspondientes. Sin embargo, los amplificadores operacionales que implementan este ajuste de offset, los OP27, son individuales, ocupando más espacio en la placa de circuito, por lo que únicamente se usará este en la placa configurable.

En el resto de placas se usará el circuito de la *Figura 33* con un circuito integrado que contenga cuatro amplificadores operacionales, como el OP470, para **mantener un tamaño reducido**. Los valores de las resistencias y el potenciómetro necesarios se calculan en el Anexo *Cálculo de Componentes*.

5.7 Alimentación

La alimentación es uno de los puntos más críticos del diseño, ya que debe **asegurar el aislamiento** del paciente y **mantener unos niveles de tensión y corriente adecuados** para todos los circuitos integrados. Se presentan a continuación los sistemas de alimentación que se ajustan a las necesidades del circuito:

Fuente de alimentación simétrica conectada a la red eléctrica

Las fuentes de alimentación disponibles en el laboratorio disponen de una salida de **tensión simétrica** con ajuste del nivel de tensión y corriente, estando estos en un rango apto para la alimentación de los circuitos. Estas fuentes están conectadas a la red eléctrica y por lo tanto **no ofrecen aislamiento**.



Figura 35: fuente de alimentación simétrica Promax FAC-363B

Fuente de alimentación simétrica a partir de dos pilas de 9 voltios:

A partir de dos pilas de tensión suficiente, como las de 9 V, puestas en serie, se puede obtener una alimentación simétrica, como se indica en la *Figura 36*:

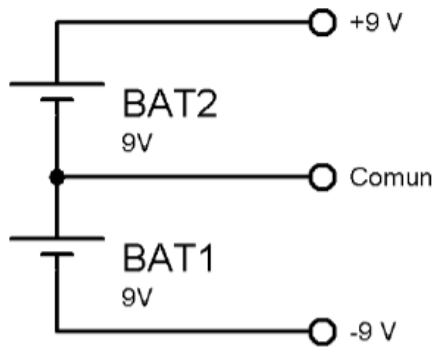


Figura 36: fuente de alimentación simétrica a partir de dos pilas de 9 voltios

La ventaja que presenta esto es que **están aisladas** de la red. Sin embargo, en caso de conectar el sistema a un osciloscopio o un sistema de muestreo se perdería el aislamiento, por lo que no es adecuado para alimentar las últimas etapas.

Inversor de tensión DC/DC

Se trata de un circuito integrado capaz de **invertir el nivel de tensión de entrada**, por lo que a partir de una alimentación con tensión únicamente positiva se obtiene una fuente simétrica. En la *Figura 37* se muestra el circuito que realiza esto con el integrado MAX1044:

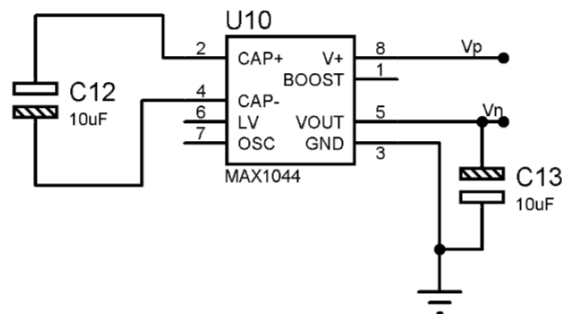


Figura 37: inversor del nivel de tensión con MAX1044

Este sistema puede mantener el aislamiento si se alimenta desde una pila. La desventaja que conlleva es que podría introducir ruidos debido a la conmutación que realiza el circuito interno.

Convertidor de tensión DC/DC aislado

Se trata de un circuito integrado que se alimenta únicamente con una tensión positiva y se obtiene a la salida una fuente simétrica que además está **aislada de la entrada**. En la *Figura 38* se muestra el circuito con JCD0405D05 que lleva a cabo esta función:

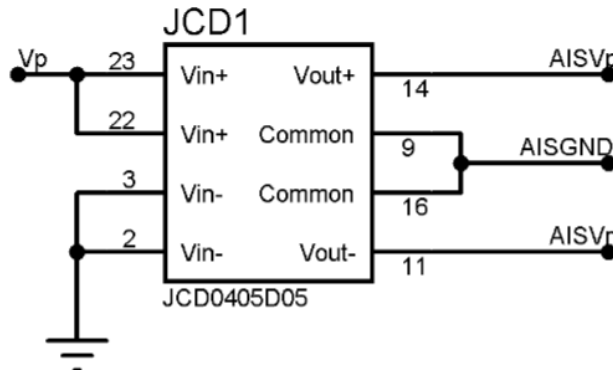


Figura 38: convertidor DC/DC aislado JCD0405D05

Las ventajas que esto conlleva son poder **alimentar el circuito completo desde una única fuente de alimentación positiva**, y que el integrado ofrece un filtrado de la tensión de salida de gran calidad, por lo que reduce el rizado que se introduce en la alimentación de las etapas aisladas. La desventaja principal es la **poca eficiencia del convertidor**, que hace aumentar el consumo de energía del sistema.

Regulador de tensión continua

La tarjeta de adquisición de datos que se va a utilizar tiene un **rango de entrada** de entre ± 10 V, por lo que alimentar los circuitos con una tensión mayor supone el riesgo de que alguna etapa sature y la salida sea mayor que ese rango, pudiendo **dañar el convertidor analógico-digital** de la tarjeta de adquisición de datos.

Para evitar esto se propone **reducir la tensión de alimentación** a un rango adecuado, utilizando un regulador de tensión continua como la serie 78XX. El circuito de la *Figura 39* muestra el uso del integrado 7806 para reducir la tensión de entrada a 6 V.

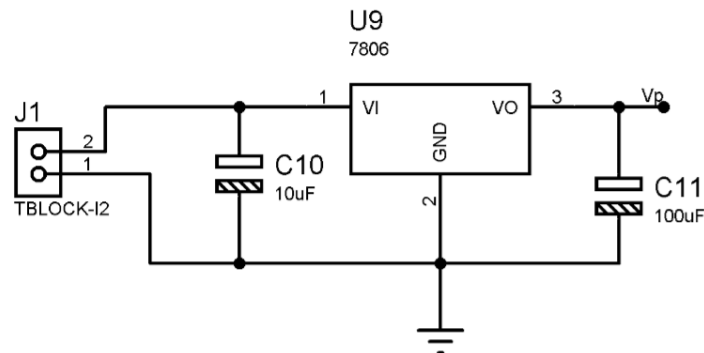


Figura 39: regulador de tensión con 7806

Solución adoptada para la alimentación

Para alimentar los distintos circuitos se usará una **combinación de las posibilidades** listadas. En el caso de la **placa configurable** se usará la fuente de alimentación de laboratorio, junto con una pila de 9 V y el inversor de tensión para la parte aislada, tal como se indica el diagrama de la *Figura 40*. Se dará la posibilidad de mantener o no el aislamiento mediante unos jumpers.

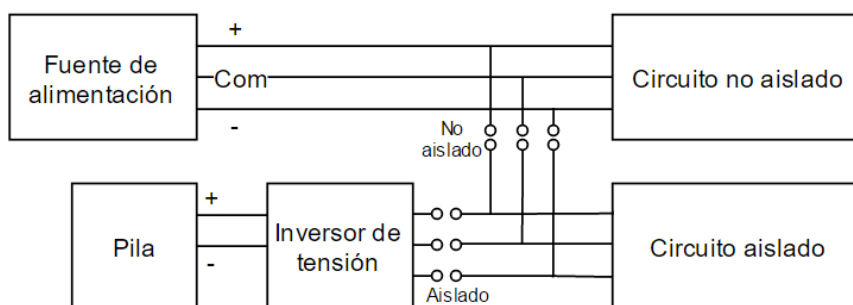


Figura 40: diagrama de conexión de la alimentación de la placa configurable

En el **resto de circuitos** se utilizará una pila, el inversor de tensión y el convertidor de tensión aislado, tal como se indica en el diagrama de la Figura 41.

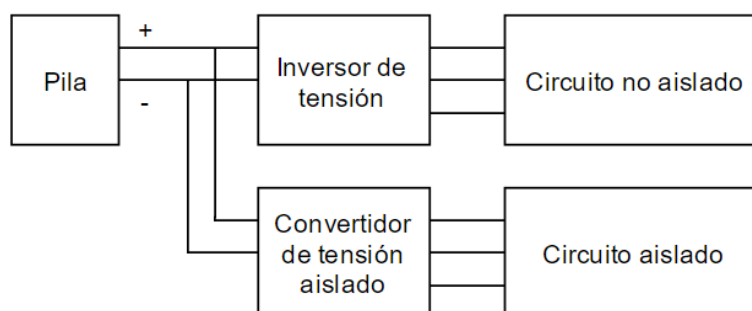


Figura 41: diagrama de conexión de la alimentación de las placas ECG, EMG y EOG

Se detallan en la Tabla 4 distintos modelos de inversores de tensión

Tabla 4: Inversores de tensión DC/DC					
Modelo	Fabricante	Corriente de salida	Tensión máxima	Caída de tensión	Precio
MAX1044	MAX	10 mA	10 V	0,5 V	2,81 €
ADM8660	AD	100 mA	7 V	1 V	3,6 €
LT1054	LT	100 mA	10 V	1,1 V	5,56 €

Se escoge el modelo MAX1044 debido a su coste inferior, menores pérdidas de tensión, un mayor rango de entrada y corriente de salida suficiente para la alimentación de los circuitos.

Se listan en la Tabla 5 los distintos modelos disponibles de convertidores aislados.

Tabla 5: convertidores DC/DC aislados						
Modelo	Fabricante	Rango tensiones de entrada	Tensión de salida	Potencia	Tensión de aislamiento	Precio
NMA0505DC	Murata PS	5 ± 10% V	± 5 V	1 W	1 kV	8,45 €
IH0505S	XP	5 ± 10% V	± 5 V	1 W	1 kV	5,73 €
JCD0405D05	XP	4,5 – 9 V	± 5 V	4 W	1,6 kV	15,30 €

En este caso se escoge el modelo JCD0405D05 debido al amplio rango de tensiones de entrada que ofrece, y su mayor tensión de aislamiento.

Entre los reguladores de tensión lineales para la tensión requerida se han encontrado dos modelos, que se comparan a continuación en la *Tabla 6*:

Tabla 6: Reguladores de tensión lineal					
Modelo	Fabricante	Tensión de salida	Tensión de entrada mínima	Corriente de salida máxima	Precio
MC7806	ON Semi	6 V	8 V	1 A	0,34 €
L78L06	ST Micro	6 V	8 V	100 mA	0,314 €

Como se puede observar, la diferencia fundamental es la corriente de salida. Se escoge el modelo MC7806 para disponer de un rango mayor de corriente de alimentación del circuito.

5.8 Conectores

Para realizar la **conexión de la alimentación** se pueden usar conectores para cable **banana**, terminales de conexión **atornillables** o conectores estandarizados como **conectores circulares o Molex**.

Para la **conexión de la señal a la entrada**, se pueden utilizar terminales de conexión atornillables para la inserción del cable pelado, o un **conector de seguridad para cables de electrodo de 1.5 mm**, presentando este la ventaja de ser más sencillo de conectar, sin tener que deteriorar el cable del electrodo, e introduciendo menos ruidos a la entrada.

Para **conectar la salida** al sistema de muestreo hay una gran cantidad de alternativas: conectores estandarizados, terminales atornillables o puntas de prueba, por ejemplo. Un ejemplo de conector estandarizado sería el **BNC Coaxial**, que presenta la ventaja de ser un **método simple** para la conexión con el osciloscopio y la tarjeta de adquisición de datos, y su **apantallamiento** evita introducir interferencias por acoplamiento.

Solución adoptada para los conectores

La conexión de la **fuentes de alimentación** se realizará mediante **conectores banana**, mientras que la pila se conectará a un conector de pila estándar de 9 V y este a un bloque de **terminales atornillables**.

La conexión de la señal a la entrada se realizará mediante **conectores para cable de electrodo de 1.5 mm**. Esto permite su conexión fácilmente y sin deteriorar el cable. La salida se dará mediante un conector **BNC coaxial**.

5.9 Apariencia y acabado de las placas de circuito impreso

Uno de los factores más importantes en el diseño del sistema configurable es poder **visualizar** correctamente cada bloque de circuito y sus conexiones. Por ello se propone realizar una capa de **serigrafía** que indique la situación de los componentes, que se puede realizar dibujándose a mano o con un plotter, o realizando la serigrafía a partir de un fotolito.

Las placas finales requerirán de un **soporte** para evitar su deterioro debido al contacto directo de las pistas con la mesa. Se pueden usar unos soportes de plástico que se introduzcan en unos puntos previamente taladrados de la placa, o construir una base o caja.

Solución adoptada para la apariencia y acabado de las placas

Se acoplarán unas **patas de plástico** a las esquinas de la placa de circuito impreso, para evitar el contacto de las pistas con otros objetos sobre la mesa, permitiendo la visualización de los componentes, contrario a lo que se lograría si se construye una caja. **Se realizará la serigrafía** de componentes únicamente en la placa configurable, ya que es importante que los alumnos visualicen correctamente dónde se inserta cada componente.

5.10 Diseño y desarrollo de la interfaz de visualización y almacenamiento de señales

Labview ofrece una amplia gama de **herramientas** gráficas, matemáticas y de programación que serán útiles para realizar la programación del entorno gráfico en el que se van a visualizar las señales. Se requerirá la configuración de la tarjeta de adquisición de datos, mostrar la señal gráficamente y guardar el resultado en un archivo.

Solución adoptada para el diseño de software

Se usarán principalmente los bloques **DAQ Assistant**, que configura la tarjeta de adquisición de datos, **Waveform Chart** para mostrar la señal y **Write To Measurement File**, para guardar los datos en un archivo. Además se usarán **botones, ruletas, funciones matemáticas** y bloques de configuración de propiedades para ajustar la forma de visualización de la señal y permitir al usuario interactuar con el sistema.

5.11 Diagrama de bloques

El **orden** en el que se disponen los bloques presentados es importante para acondicionar la señal correctamente, sin que alguna de las etapas **sature o deforme la señal**, o se pierda el aislamiento.

Así pues, los distintos bloques funcionales seleccionados se ordenarán conformando el siguiente **diagrama de bloques** de la *Figura 42*:



Figura 42: diagrama de bloques general

Con esta estructura se pretende amplificar y filtrar la señal en un orden tal que **ninguna de las etapas sature**, y **mantener el aislamiento** del paciente pudiendo **realizar medidas** en etapas posteriores. Se detallarán los diagramas de bloques específicos para cada circuito y sus características en el apartado *Descripción detallada de la solución adoptada*.

6. Descripción detallada de la solución adoptada

A continuación se detallarán las características de los bloques y de los componentes electrónicos que se requerirán para realizar los circuitos presentados en el anterior apartado *Alternativas y solución adoptada*.

6.1 Placa configurable

El diagrama de bloques que requiere la placa configurable es el que se presenta en la *Figura 43*.

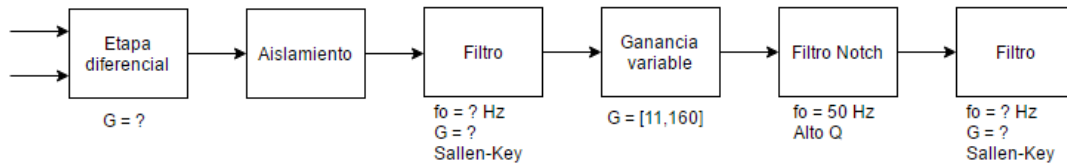


Figura 43: diagrama de bloques de la placa configurable

En este caso se indican algunas características de los bloques con un interrogante debido a que esta será configurable. Se detallan en los sucesivos puntos el esquemático de cada bloque y las características de los componentes que requieren.

6.1.1 Etapa diferencial

El circuito detallado para este bloque es el que se indica en la *Figura 44*.

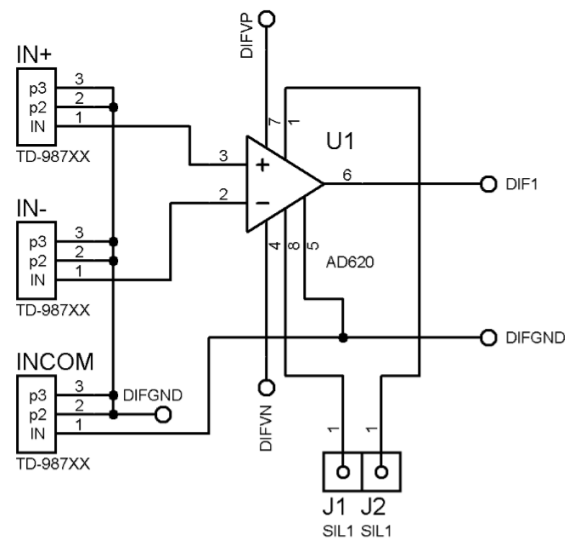


Figura 44: Etapa diferencial de la placa configurable

- Amplificador de instrumentación: se usará el AD620 por sus características indicadas en la *Tabla 1*.
- Entradas IN+, IN-, INCOM: conectores de seguridad para cable de electrodo de 1.5 mm
- Conectores J1, J2: pines hembra SIL individuales con conector circular

6.1.2 Aislamiento

El esquemático correspondiente es el que se indica en la *Figura 45*:

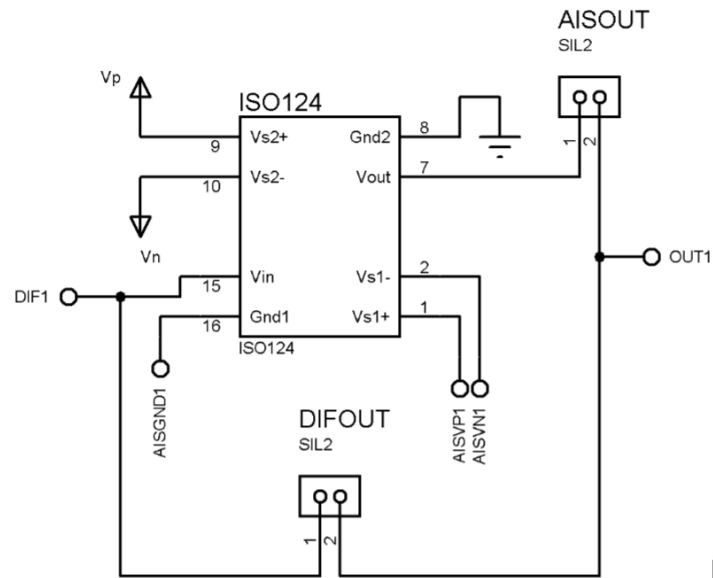


Figura 45: Aislamiento de la placa configurable

- Amplificador de aislamiento: se usará el ISO124, cuyas características se detallan en la *Tabla 2*.
- DIFOUT, AISOUT: pines macho SIL dobles con 2.54 mm de separación

6.1.3 Filtro 1

El circuito correspondiente se indica en la *Figura 46*:

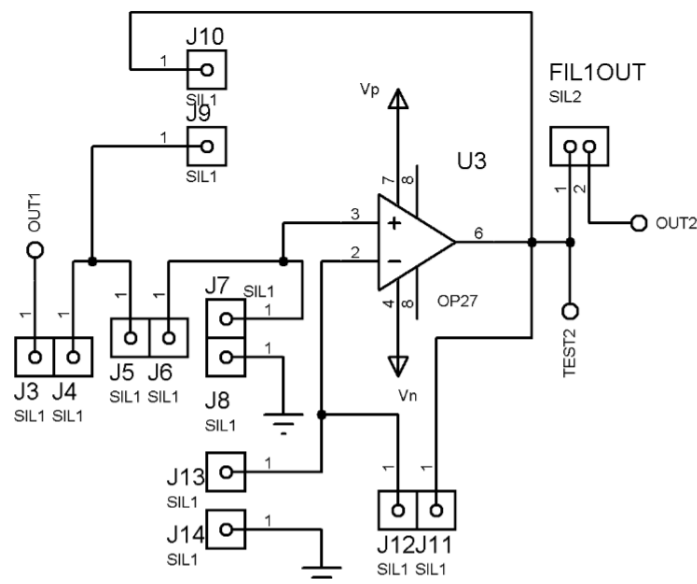


Figura 46: esquemático del Filtro 1 de la placa configurable

- El amplificador operacional que se usará es el OP27, que ofrece características de bajo ruido y bajo offset.
- Los conectores J3-J14 son pines hembra circulares SIL individuales.
- El conector FIL1OUT se compone de pines macho SIL dobles con una separación de 2.54 mm

6.1.4 Ganancia variable

El circuito de ganancia variable utilizado en la placa configurable es el que se indica en la *Figura 47*.

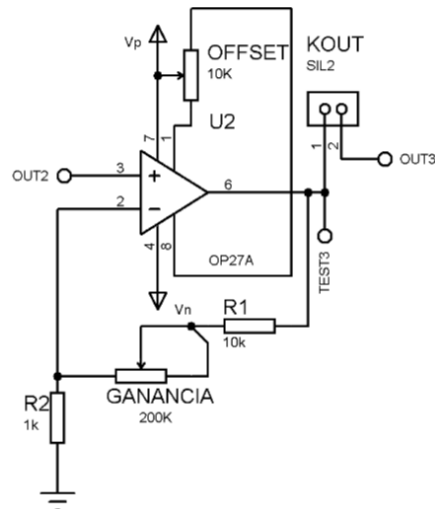


Figura 47: circuito de ganancia variable de la placa configurable

- El amplificador operacional que se usará en este caso será el OP27, debido a su bajo nivel de offset, con posibilidad de regular su valor mediante el potenciómetro OFFSET, bajo nivel de ruido y suficiente ancho de banda.
- El potenciómetro GANANCIA deberá ser un potenciómetro multivuelta con el tornillo en la parte superior, de 200 k Ω con un 10% de tolerancia y una potencia máxima de 500 mW. Su valor se ha calculado en el Anexo *Cálculo de componentes* para lograr el rango de ganancia requerido.
- El potenciómetro OFFSET será un potenciómetro multivuelta con el tornillo en la parte superior, de 10 k Ω con un 10% de tolerancia y una potencia máxima de 500 mW. Su valor es el recomendado por el fabricante del amplificador operacional OP27 para realizar el ajuste de offset.
- Las resistencias R1 y R2 de 10 y 1 k Ω , correspondientemente, serán resistencias de película de carbono con una tolerancia del 5% y una potencia nominal de 250 mW.
- KOUT: pines macho SIL dobles con 2.54 mm de separación.

6.1.5 Filtro Notch

El esquema utilizado es el de la *Figura 48*.

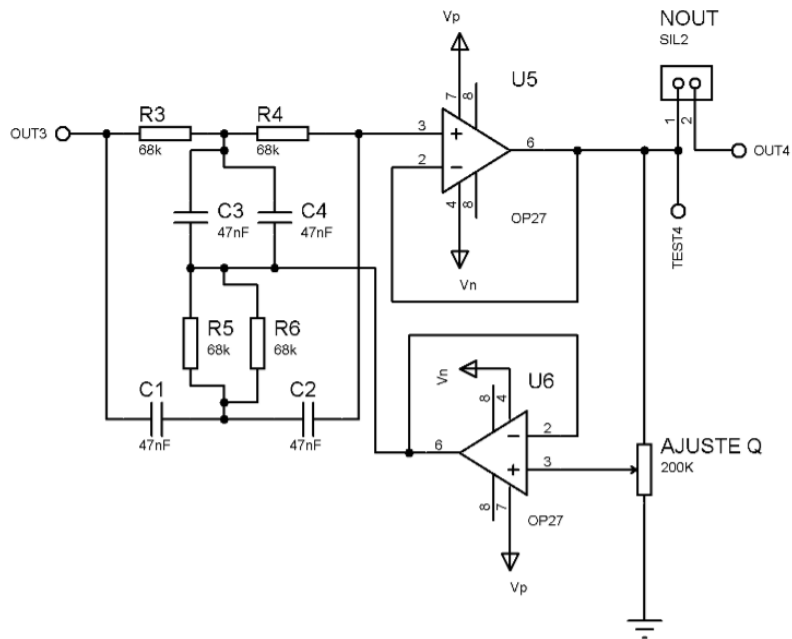


Figura 48: filtro Notch de la placa configurable

- Los amplificadores operacionales serán dos OP27 cuyas características se indican en la *Tabla 3*.
- Las resistencias R3-R6 serán resistencias de 68 k Ω con una tolerancia del 5% y potencia nominal 250 mW.
- Los condensadores C1-C4 serán condensadores de película, con un valor de 47 nF y tolerancia del 5%.
- El potenciómetro AJUSTE Q será multivuelta, con el tornillo en la parte superior, un valor nominal de 200 k Ω con una tolerancia del 10% y potencia máxima 500 mW.

6.1.6 Filtro 2

El esquemático correspondiente es el de la *Figura 49*.

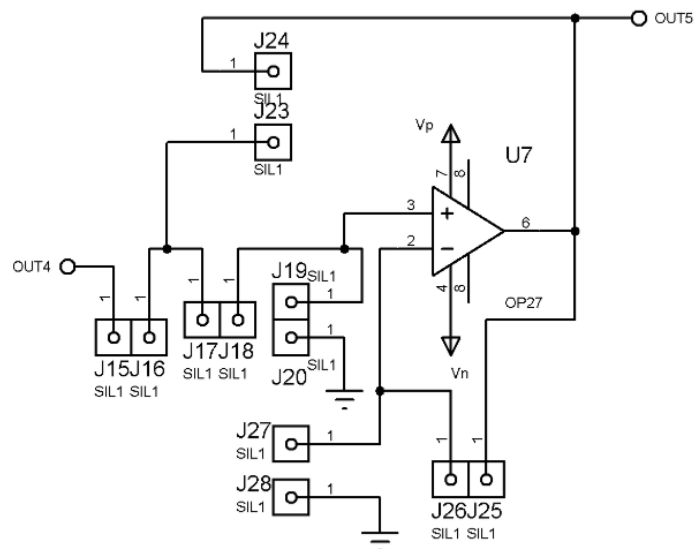


Figura 49: Esquemático del filtro 2 de la placa configurable

- El amplificador operacional que se utilizará es un OP27 cuyas características se detallan en la *Tabla 3*.
- Los conectores J15-J28 serán pines hembra SIL individuales circulares

6.1.7 Alimentación

El diagrama de la *Figura 37* da lugar al esquemático de la *Figura 50*:

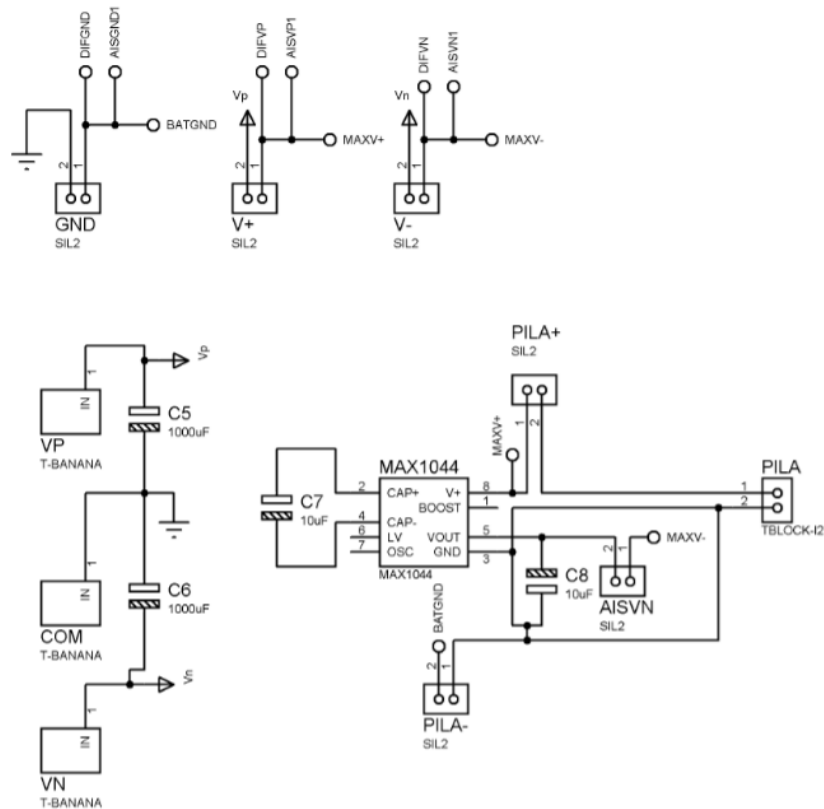


Figura 50: alimentación de la placa configurable

- Los conectores VP, VN y COM serán conectores hembra para banana de 4 mm de diámetro.
- Los conectores GND, V+, V-, PILA+, PILA- y AISVN serán conectores macho SIL dobles con una separación de 2.54 mm.
- El conector PILA será un bloque de dos terminales atornillables con una distancia de 5.08 mm entre terminales.
- El componente con referencia MAX1044 será el inversor de tensión con el mismo nombre, cuyas características se detallan en la *Tabla 4*.
- Los condensadores C5 y C6 serán condensadores electrolíticos de 1000 μ F con una tensión nominal mínima de 16 V.
- Los condensadores C7 y C8 serán condensadores electrolíticos de 10 μ F con una tensión nominal mínima de 16 V.

6.1.8 Salida

El circuito se conecta a la salida según el diagrama y el esquemático de la *Figura 51*:

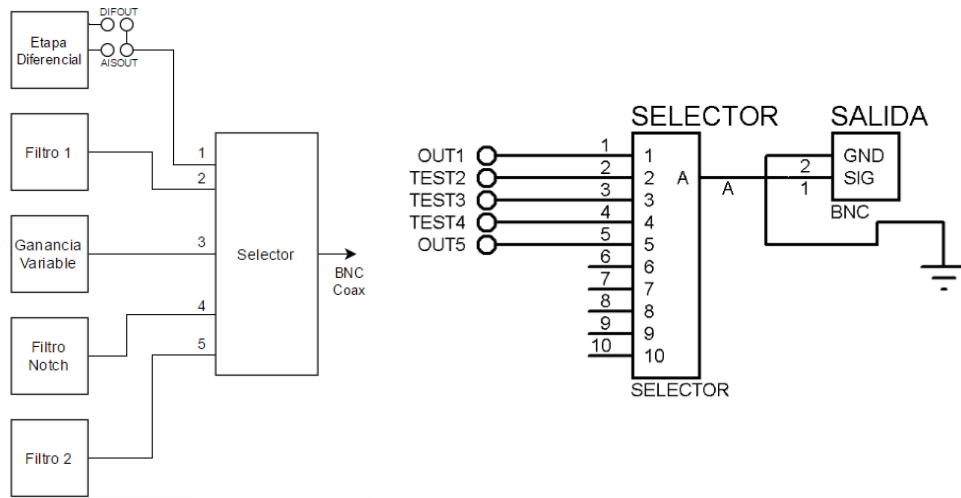


Figura 51: salida de la placa configurable

- El componente SELECTOR será un interruptor rotatorio de 5 posiciones y una salida soldable en PCB mediante pines tipo through-hole.
- El componente SALIDA será un conector BNC Coaxial con Jack en ángulo recto soldable en placa mediante pines tipo through-hole

El esquemático completo de las conexiones y circuitos se adjunta en el Plano *Circuito de la placa configurable*.

6.2 Placa ECG

El diagrama de bloques que se requiere para realizar el acondicionamiento de la señal electrocardiográfica es el que se presenta en la *Figura 52*:

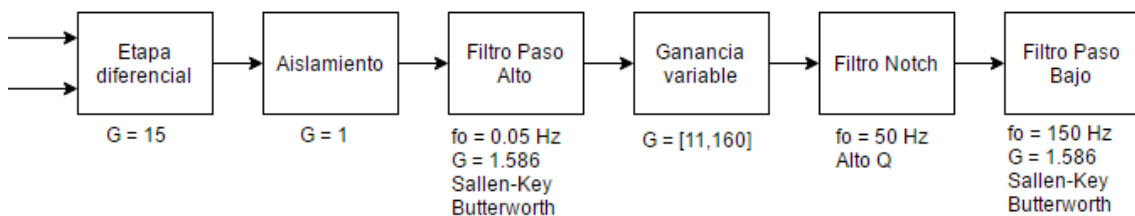


Figura 52: diagrama de bloques placa ECG

6.2.1 Etapa diferencial

El circuito para este bloque es el que se indica en la *Figura 53*.

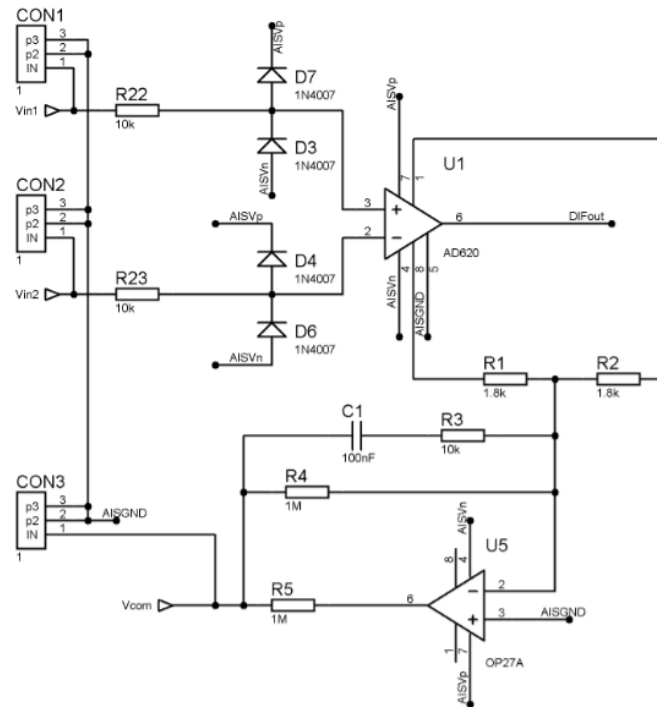


Figura 53: circuito de etapa diferencial para ECG

- Los conectores CON1-CON3 serán conectores para electrodo estándar de 1.5 mm FRI TD-987XX.
- Los diodos D3-D7 tendrán una tensión inversa máxima de 1000 V y una corriente directa máxima de 1 A.
- El amplificador de instrumentación será el AD620, cuyas características se indican en la *Tabla 1*.
- Las resistencias, cuyo valor se indica en la Figura 53, serán de película de carbono con una tolerancia del 5% y una potencia nominal de 250 mW.
- El condensador C1 de 100 nF será un condensador de película con tolerancia del 5% y una tensión nominal mínima de 16 V.

6.2.2 Aislamiento

El esquema utilizado para el bloque aislamiento es el de la *Figura 54*.

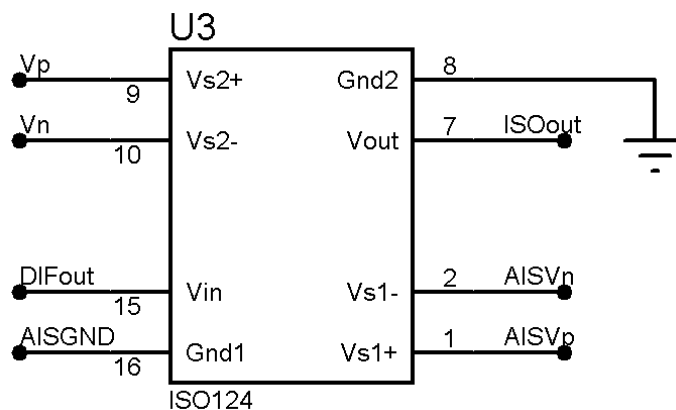


Figura 54: circuito de aislamiento para ECG

El amplificador de aislamiento a utilizar será el ISO124, cuyas características se detallan en la *Tabla 2*.

6.2.3 Filtro Paso Alto

Se utilizará el circuito de la *Figura 55*:

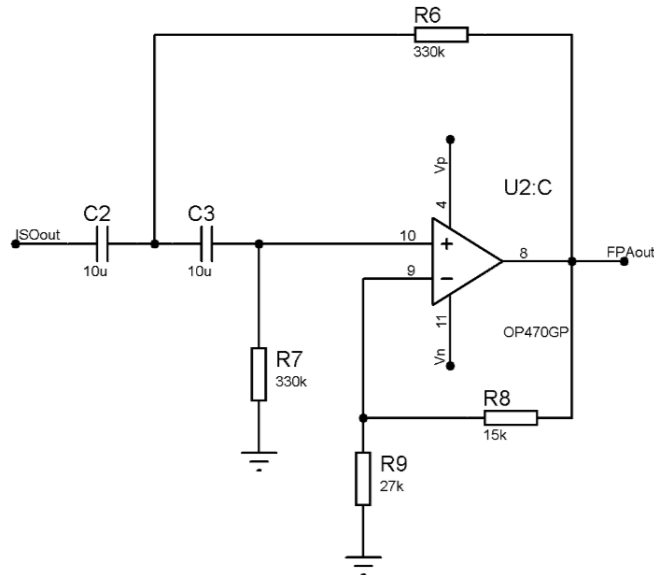


Figura 55: esquemático de Filtro Paso Alto para ECG

- El amplificador operacional que se utilizará en este caso es uno de los que integra el OP470, cuyas características se detallan en la *Tabla 3*.
- Los condensadores C2 y C3 de 10 μF serán cerámicos en encapsulado SMD con una tolerancia máxima del 20% y una tensión nominal mínima de 16 V.
- Las resistencias, de 330, 27 y 15 $\text{k}\Omega$, serán de película de carbono con una tolerancia del 5% y una potencia nominal de 250 mW.

6.2.4 Ganancia variable

El circuito que cumple las características requeridas es el que se indica en la *Figura 56*:

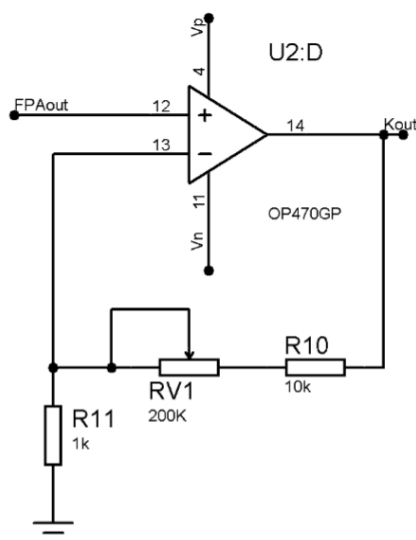


Figura 56: circuito de ganancia variable para ECG

- El amplificador operacional que se usará será uno de los integrados en un OP470.

- Las resistencias, de 1 y 10 k Ω , serán de película de carbono con una tolerancia del 5% y una potencia nominal de 250 mW
- El potenciómetro RV1 tendrá una resistencia nominal de 200 k Ω con una tolerancia del 10% y una potencia nominal de 500 mW, será multivuelta y tendrá el tornillo en la parte superior.

6.2.5 Filtro Notch

El circuito que se implementará se indica en la *Figura 57*:

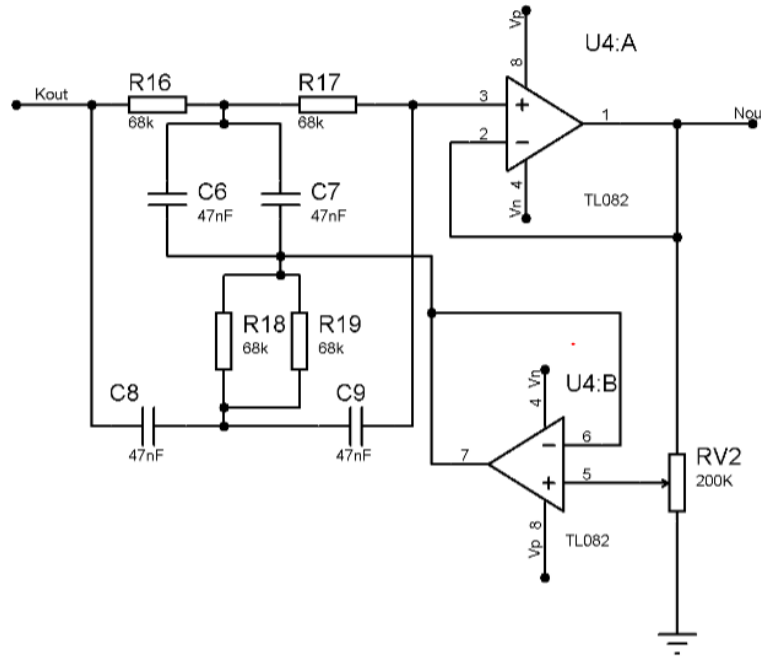


Figura 57: filtro Notch para ECG

- En este caso los amplificadores operacionales U4:A y U4:B serán los que integra el TL082, cuyas características son iguales a las del TL081, indicadas en la *Tabla 3*.
- Las resistencias serán de 68 k Ω , de película de carbono con una tolerancia del 5% y una potencia nominal de 250 mW.
- Los condensadores serán de 47 nF, de película, con una tolerancia del 5% y una tensión nominal mínima de 16 V.
- El potenciómetro RV1 tendrá una resistencia nominal de 200 k Ω con una tolerancia del 10% y una potencia nominal de 500 mW, será multivuelta y tendrá el tornillo en la parte superior.

6.2.6 Filtro Paso Bajo

En este caso el esquemático es el que se muestra en la *Figura 58*:

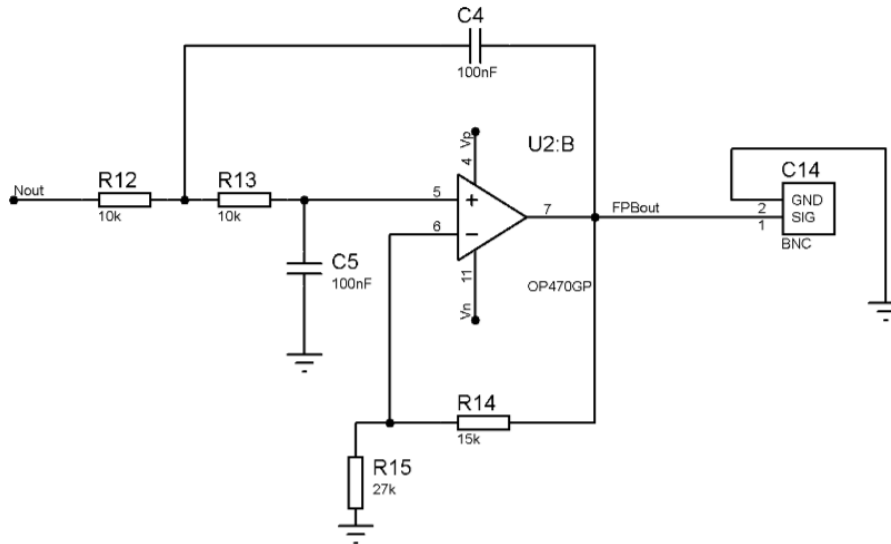


Figura 58: esquemático de Filtro Paso Bajo para ECG

- El amplificador operacional será uno de los que integra el OP470, cuyas características se detallan en la *Tabla 3*.
- Las resistencias, de 10, 15 y 27 k Ω serán de película de carbono con una tolerancia del 5% y una potencia nominal de 250 mW
- Los condensadores, de 100 nF, serán de película con una tolerancia del 5% y una tensión nominal mínima de 16 V.
- El conector C14 será un conector BNC Coaxial con Jack en ángulo recto y soldable en placa mediante pines tipo through-hole.

6.2.7 Alimentación

El diagrama que se presentaba en la *Figura 41* se implementa mediante el circuito de la *Figura 59*:

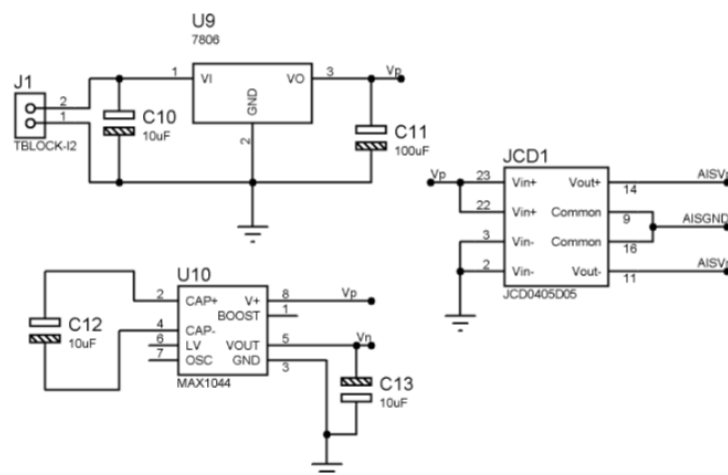


Figura 59: esquemático de alimentación para ECG

- El integrado U9 será un regulador de tensión lineal MC7806 cuyas características se detallan en la *Tabla 6*.
- El integrado U10 será un inversor de tensión DC/DC MAX1044 cuyas características se detallan en la *Tabla 4*.

- El integrado JCD1 será un convertidor de tensión aislada DC/DC JCD0405D05 cuyas características se detallan en la *Tabla 5*.
- Los condensadores serán electrolíticos con una tolerancia máxima del 20% y una tensión nominal mínima de 16 V.
- El conector J1 será un bloque de dos terminales atornillables con una separación entre terminales de 5.04 mm y el tornillo en la parte superior. En este se conectará el portapilas.

El esquemático completo de las conexiones y circuitos se adjunta en el Plano *Circuito de la placa ECG*.

6.3 Placa EMG

El diagrama de bloques que se requiere para realizar el acondicionamiento de la señal electromiográfica es el que se presenta en la *Figura 60*:

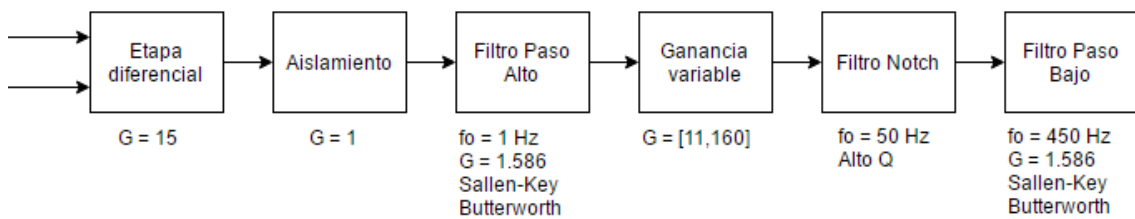


Figura 60: diagrama de bloques placa EMG

6.3.1 Etapa diferencial

El circuito para este bloque es el que se indica en la *Figura 61*.

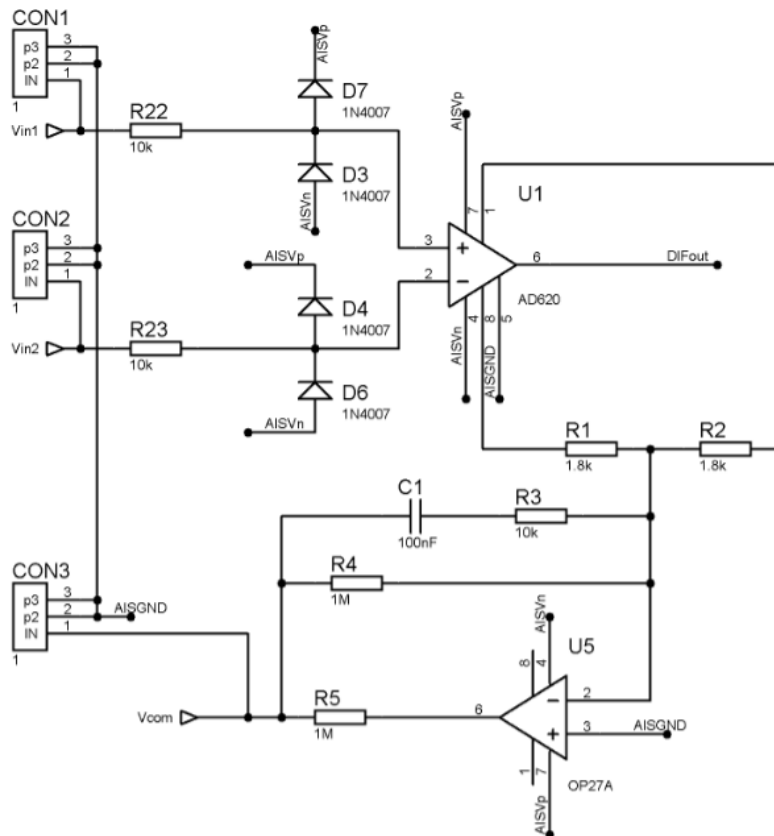


Figura 61: circuito de etapa diferencial para ECG

- Los conectores CON1-CON3 serán conectores para electrodo estándar de 1.5 mm FRI TD-987XX.
- Los diodos D3-D7 tendrán una tensión inversa máxima de 1000 V y una corriente directa máxima de 1 A.
- El amplificador de instrumentación será el AD620, cuyas características se indican en la *Tabla 1*.
- Las resistencias, cuyo valor se indica en la Figura 61, serán de película de carbono con una tolerancia del 5% y una potencia nominal de 250 mW.
- El condensador C1 de 100 nF será un condensador de película con tolerancia del 5% y una tensión nominal mínima de 16 V.

6.3.2 Aislamiento

El esquema utilizado para el bloque aislamiento es el de la Figura 62.

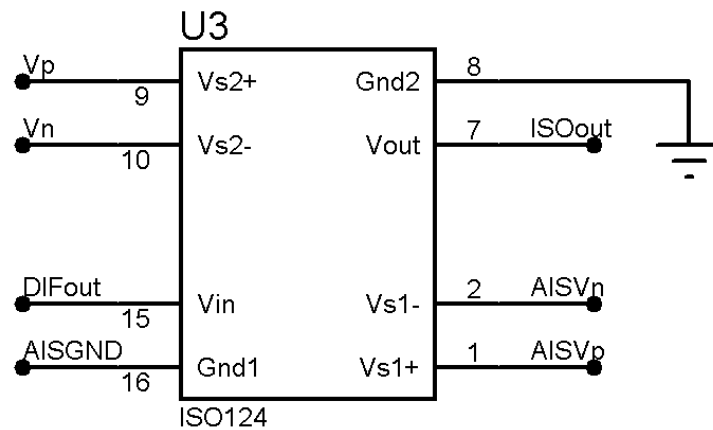


Figura 62: circuito de aislamiento para ECG

El amplificador de aislamiento a utilizar será el ISO124, cuyas características se detallan en la *Tabla 2*.

6.3.3 Filtro Paso Alto

Se utilizará el circuito de la *Figura 63*:

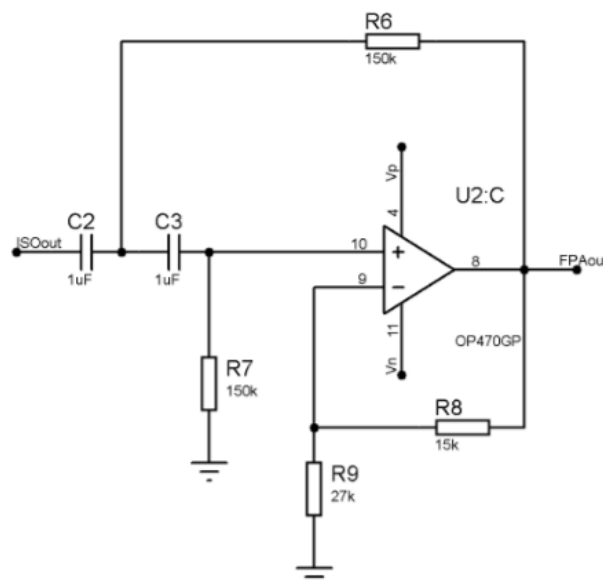


Figura 63: esquemático de Filtro Paso Alto para EMG

- El amplificador operacional que se utilizará en este caso es uno de los que integra el OP470, cuyas características se detallan en la *Tabla 3*.
- Los condensadores C2 y C3 de 1 μF serán de película con una tolerancia del 5% y una tensión nominal de 16 V.
- Las resistencias, de 150, 27 y 15 $\text{k}\Omega$, serán de película de carbono con una tolerancia del 5% y una potencia nominal de 250 mW.

6.3.4 Ganancia variable

El circuito que cumple las características requeridas es el que se indica en la *Figura 64*:

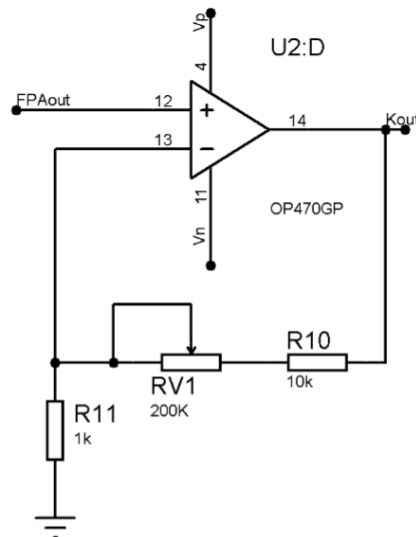


Figura 64: circuito de ganancia variable para EMG

- El amplificador operacional que se usará será uno de los integrados en un OP470.
- Las resistencias, de 1 y 10 $\text{k}\Omega$, serán de película de carbono con una tolerancia del 5% y una potencia nominal de 250 mW
- El potenciómetro RV1 tendrá una resistencia nominal de 200 $\text{k}\Omega$ con una tolerancia del 10% y una potencia nominal de 500 mW, será multivuelta y tendrá el tornillo en la parte superior.

6.3.5 Filtro Notch

El circuito que se implementará se indica en la *Figura 65*:

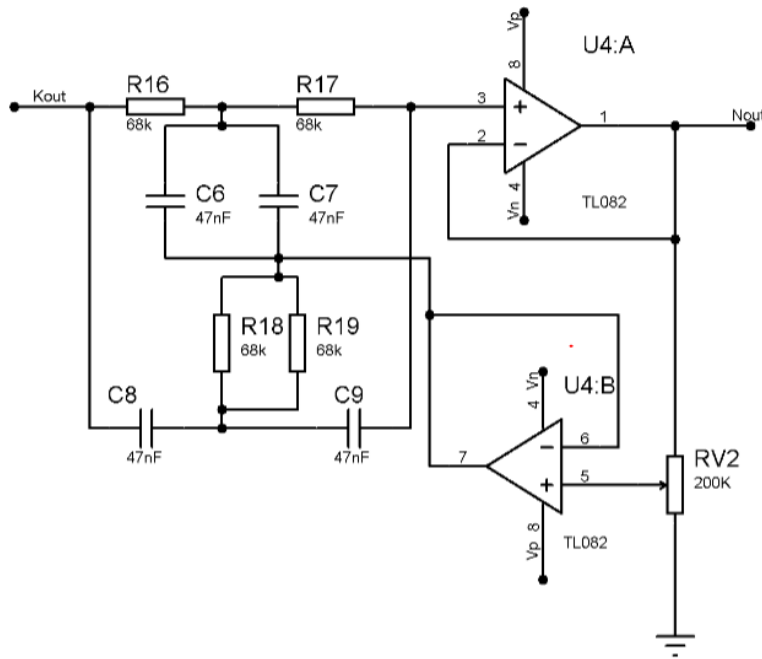


Figura 65: filtro Notch para EMG

- En este caso los amplificadores operacionales U4:A y U4:B serán los que integra el TL082, cuyas características son iguales a las del TL081, indicadas en la *Tabla 3*.
- Las resistencias serán de 68 k Ω , de película de carbono con una tolerancia del 5% y una potencia nominal de 250 mW.
- Los condensadores serán de 47 nF, de película, con una tolerancia del 5% y una tensión nominal mínima de 16 V.
- El potenciómetro RV1 tendrá una resistencia nominal de 200 k Ω con una tolerancia del 10% y una potencia nominal de 500 mW, será multivuelta y tendrá el tornillo en la parte superior.

6.3.6 Filtro Paso Bajo

En este caso el esquemático es el que se muestra en la *Figura 66*:

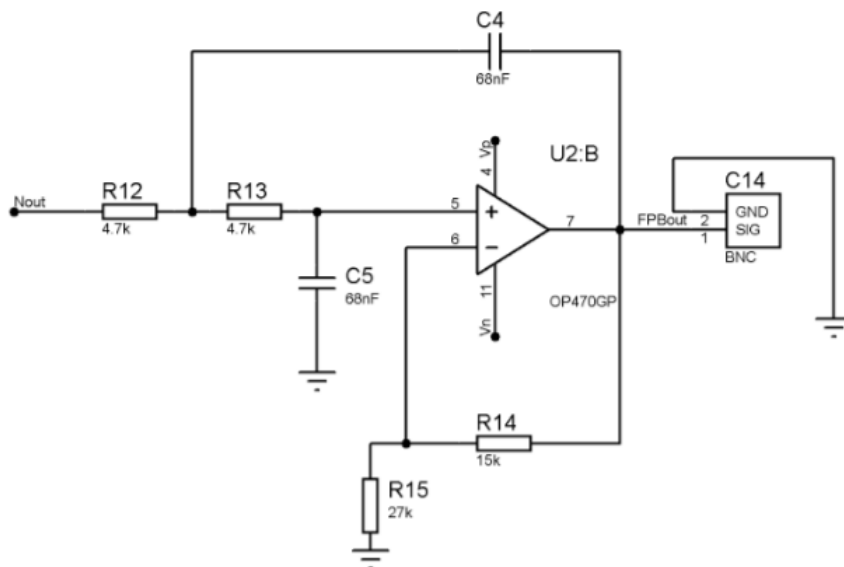


Figura 66: esquemático de Filtro Paso Bajo para EMG

- El amplificador operacional será uno de los que integra el OP470, cuyas características se detallan en la *Tabla 3*.
- Las resistencias, de 4.7, 15 y 27 kΩ serán de película de carbono con una tolerancia del 5% y una potencia nominal de 250 mW
- Los condensadores, de 68 nF, serán de película con una tolerancia del 5% y una tensión nominal mínima de 16 V.
- El conector C14 será un conector BNC Coaxial con Jack en ángulo recto y soldable en placa mediante pines tipo through-hole.

6.3.7 Alimentación

El diagrama que se presentaba en la *Figura 41* se implementa mediante el circuito de la *Figura 67*:

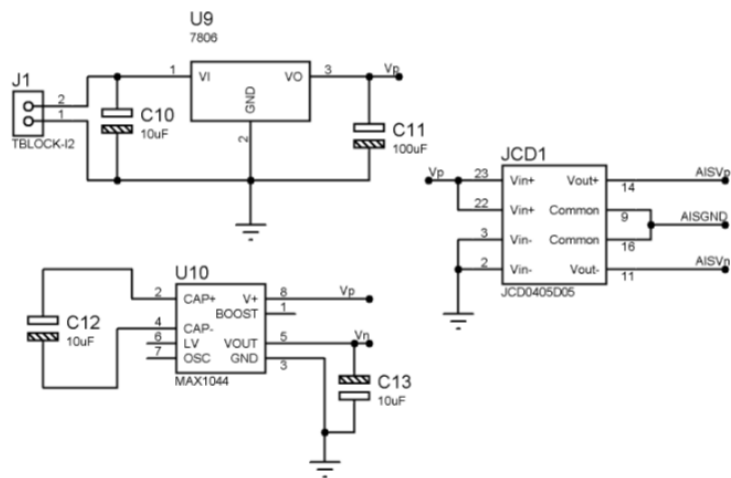


Figura 67: esquemático de alimentación para EMG

- El integrado U9 será un regulador de tensión lineal MC7806 cuyas características se detallan en la *Tabla 6*.
- El integrado U10 será un inversor de tensión DC/DC MAX1044 cuyas características se detallan en la *Tabla 4*.
- El integrado JCD1 será un convertidor de tensión aislada DC/DC JCD0405D05 cuyas características se detallan en la *Tabla 5*.
- Los condensadores serán electrolíticos con una tolerancia máxima del 20% y una tensión nominal mínima de 16 V.
- El conector J1 será un bloque de dos terminales atornillables con una separación entre terminales de 5.04 mm y el tornillo en la parte superior. En este se conectará el portapilas.

El esquemático completo de las conexiones y circuitos se adjunta en el Plano *Circuito de la placa EMG*.

6.4 Placa EOG

Se presentan los circuitos y el diagrama de bloques correspondiente al circuito de acondicionamiento de la señal electrooculográfica, dividiendo el esquemático en un único canal en los bloques donde sea posible.

El diagrama de bloques correspondiente es el que se presenta en la *Figura 68*:

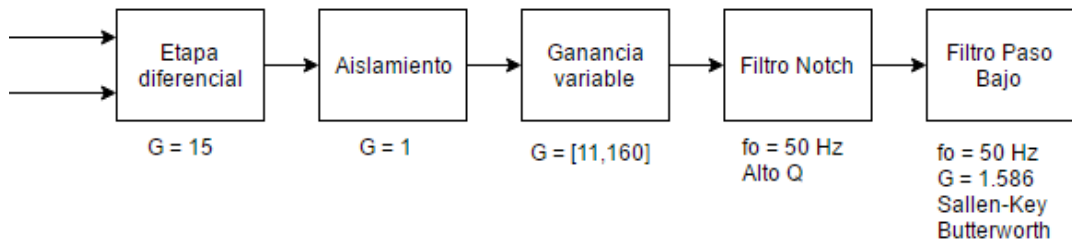


Figura 68: diagrama de bloques del circuito EOG. Un canal.

6.4.1 Etapa diferencial

El esquemático para este caso es el que se presenta en la Figura 69:

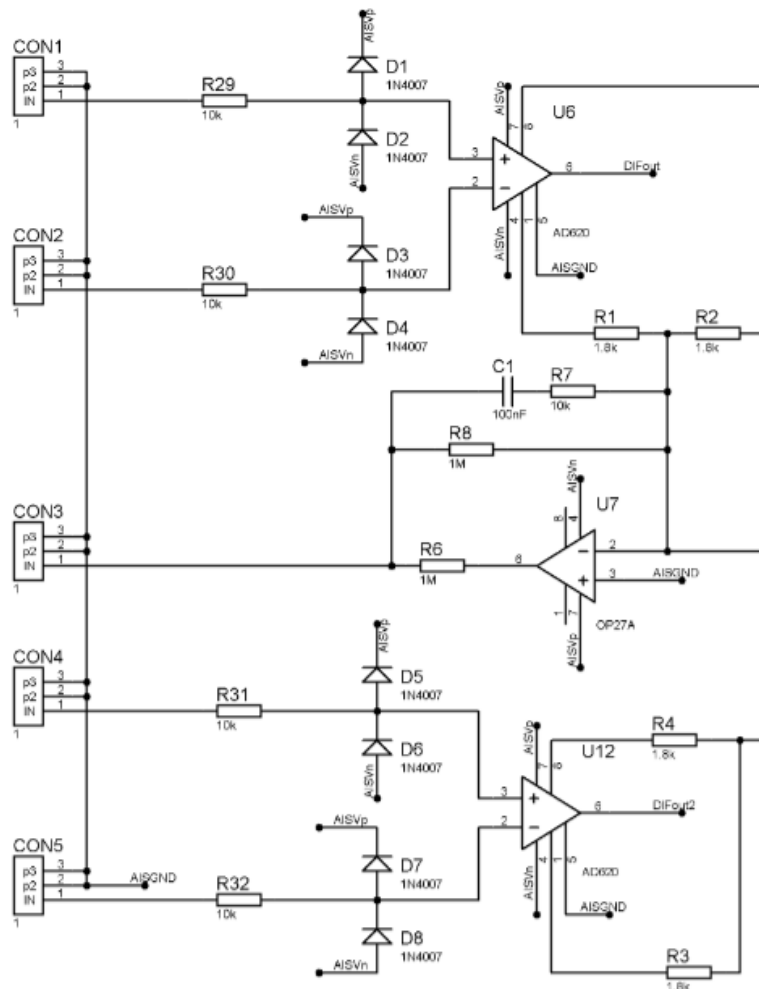


Figura 69: etapa diferencial para EOG. Dos canales.

- Los conectores CON1-CON5 serán conectores para electrodo estándar de 1.5 mm FRI TD-987XX.
- Los diodos D1-D8 tendrán una tensión inversa máxima de 1000 V y una corriente directa máxima de 1 A.
- El amplificador de instrumentación será el AD620, cuyas características se indican en la *Tabla 1*.
- Las resistencias, cuyo valor se indica en la Figura 69, serán de película de carbono con una tolerancia del 5% y una potencia nominal de 250 mW.

- El condensador C1 de 100 nF será un condensador de película con tolerancia del 5% y una tensión nominal mínima de 16 V.

6.4.2 Aislamiento

El aislamiento de los dos canales se realiza mediante el circuito de la *Figura 70*, que representa un único canal:

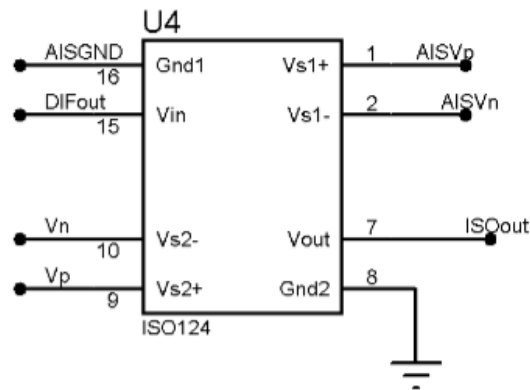


Figura 70: aislamiento para EOG. Un canal.

El amplificador de aislamiento a utilizar será el ISO124, cuyas características se detallan en la *Tabla 2*.

6.4.3 Ganancia variable

El ajuste de ganancia se da mediante el circuito de la *Figura 71*:

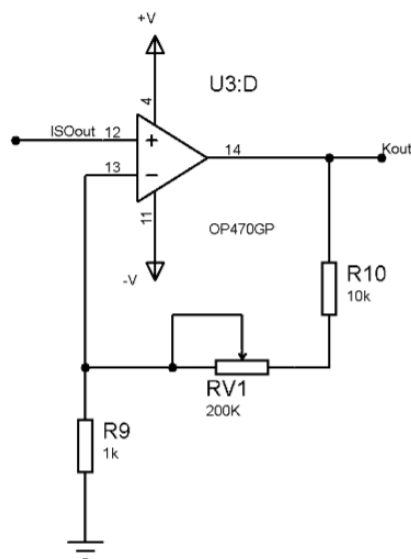


Figura 71: ganancia variable para EOG. Un canal.

- El amplificador operacional que se usará será uno de los integrados en un OP470.
- Las resistencias, de 1 y 10 k Ω , serán de película de carbono con una tolerancia del 5% y una potencia nominal de 250 mW
- El potenciómetro RV1 tendrá una resistencia nominal de 200 k Ω con una tolerancia del 10% y una potencia nominal de 500 mW, será multivuelta y tendrá el tornillo en la parte superior.

6.4.4 Filtro Notch

El circuito correspondiente a un canal para esta placa es el mostrado en la *Figura 72*:

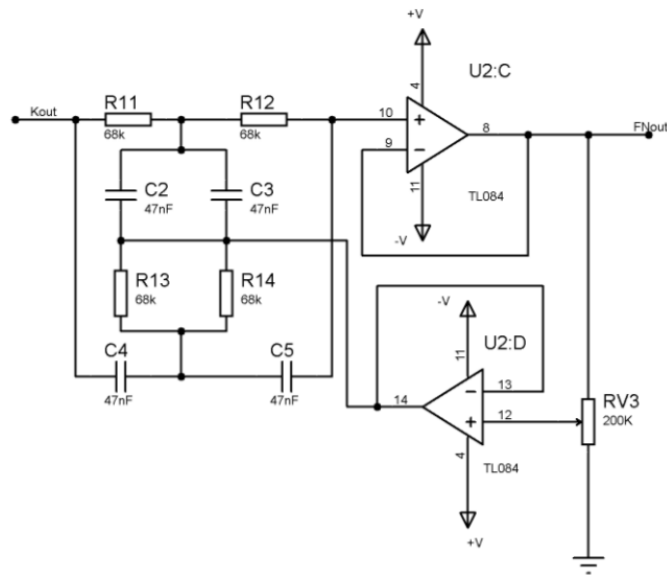


Figura 72: circuito de filtro Notch para EOG. Un canal.

- En este caso los amplificadores operacionales serán los que integra el OP470, cuyas características se indicadan en la *Tabla 3*.
- Las resistencias serán de 68 k Ω , de película de carbono con una tolerancia del 5% y una potencia nominal de 250 mW.
- Los condensadores serán de 47 nF, de película, con una tolerancia del 5% y una tensión nominal mínima de 16 V.
- El potenciómetro RV3 tendrá una resistencia nominal de 200 k Ω con una tolerancia del 10% y una potencia nominal de 500 mW, será multivuelta y tendrá el tornillo en la parte superior.

6.4.5 Filtro Paso Bajo

El esquemático para el filtro paso bajo es el que se indica en la *Figura 73*:

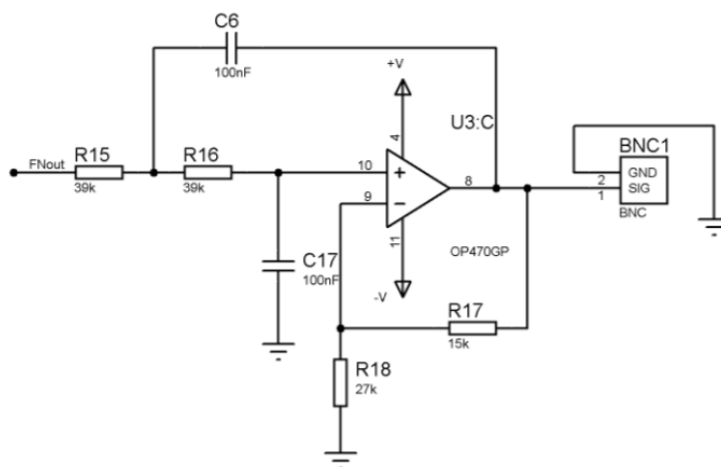


Figura 73: filtro paso bajo para EOG. Un canal.

- El amplificador operacional será uno de los que integra el OP470, cuyas características se detallan en la *Tabla 3*.

- Las resistencias, de 15, 27 y 39 kΩ serán de película de carbono con una tolerancia del 5% y una potencia nominal de 250 mW
- Los condensadores, de 100 nF, serán de película con una tolerancia del 5% y una tensión nominal mínima de 16 V.
- El conector BNC1 será un conector BNC Coaxial con Jack en ángulo recto y soldable en placa mediante pines tipo through-hole.

6.4.6 Alimentación

Se alimentará la placa mediante el circuito de la *Figura 74*.

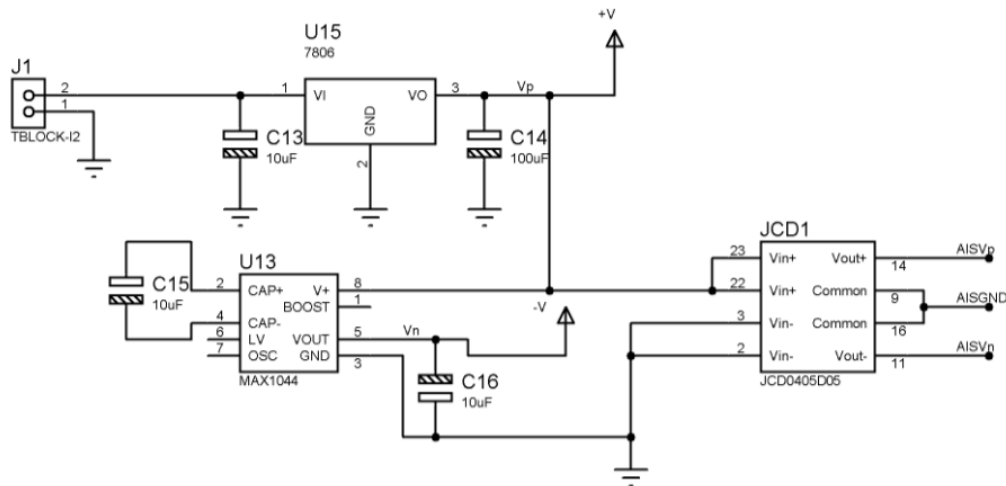


Figura 74: esquemático de alimentación para EOG

- El integrado U15 será un regulador de tensión lineal MC7806 cuyas características se detallan en la *Tabla 6*.
- El integrado U13 será un inversor de tensión DC/DC MAX1044 cuyas características se detallan en la *Tabla 4*.
- El integrado JCD1 será un convertidor de tensión aislada DC/DC JCD0405D05 cuyas características se detallan en la *Tabla 5*.
- Los condensadores serán electrolíticos con una tolerancia máxima del 20% y una tensión nominal mínima de 16 V.
- El conector J1 será un bloque de dos terminales atornillables con una separación entre terminales de 5.04 mm y el tornillo en la parte superior. En este se conectará el portapilas.

El esquemático completo de las conexiones y circuitos se adjunta en el Plano *Circuito de la placa EOG*.

6.5 Otros elementos

En este apartado se detalla una lista de los elementos que no aparecen en los esquemáticos pero son necesarios para la realización y uso de la placa de circuito impreso.

- PCB: se usará una placa de epoxi de 1.6 mm de grosor cubierta de cobre por los dos lados y fotosensible
- Zócalos: se usarán zócalos para circuito integrado DIP con el número de pines igual al del integrado, hembra con conector circular.
- Jumpers: se usarán unos jumpers que conecten dos pines macho con una separación máxima de 2.54 mm, cubiertos de plástico.

- Patas de plástico: al finalizar la placa se insertarán unas patas de plástico que soportarán la placa a unos pocos centímetros de la superficie sobre la que se apoye, cuyo diámetro de inserción sea como máximo de 4 mm.
- Portabatería: para realizar la conexión de la batería de 9 voltios a los bloques de terminales atornillables que alimentan los circuitos se usarán portapilas para batería sin terminal de conexión, es decir, el cable donde se conecte al circuito estará pelado.
- Espadines: se usarán espadines con conexión tipo through-hole soldados en la placa, para poder realizar en la placa configurable tanto medidas como inserción de señales en los distintos módulos.

7. Justificación detallada de la solución adoptada

7.1 Cálculos previos

Impedancia de entrada mínima

Se modeliza la impedancia de entrada como una resistencia puesta a masa a la entrada del sistema. Esta impedancia conforma un divisor de tensión con la impedancia de la señal, cuyo coeficiente deberá ser mayor que 0.99 para que la señal se atenúe como mucho en un 1%.

$$0.99 < \frac{R_z}{R_z + R_s} \quad (38)$$

Teniendo en cuenta una R_s de 500 k Ω , se calcula con (38) la impedancia R_z de entrada mínima:

$$R_z > 49.5 \text{ M}\Omega \quad (39)$$

Impedancia de aislamiento

Considerando una tensión de aislamiento de 1500 V_{rms} y un máximo de corriente de fugas de 250 μ A, se calcula en (40) la impedancia de aislamiento mínima mediante la Ley de Ohm:

$$R > \frac{1500 \text{ V}_{rms} \cdot \sqrt{2}}{250 \cdot 10^{-6} \text{ A}} = 8.5 \text{ M}\Omega \quad (40)$$

Amplificador diferencial simple

Se analiza el circuito de la *Figura 18* mediante el método de nudos, obteniendo las expresiones (41) y (42) que se detallan a continuación:

$$\frac{V_1 - V_x}{R_1} = \frac{V_x - V_{out}}{R_2} \quad (41)$$

$$V_x = V_2 \cdot \frac{R_4}{R_3 + R_4} \quad (42)$$

Se despejan y sustituyen las expresiones (41) y (42) para obtener V_{out} tal como se indica en (46):

$$R_2 V_1 - R_2 V_x = R_1 V_x - R_1 V_{out} \quad (43)$$

$$R_2 V_1 + R_1 V_{out} = (R_1 + R_2) V_x \quad (44)$$

$$R_2 V_1 + R_1 V_{out} = (R_1 + R_2) \cdot \frac{R_4}{R_3 + R_4} V_2 \quad (45)$$

$$V_{out} = \frac{(R_1 + R_2) R_4}{(R_3 + R_4) R_1} V_2 - \frac{R_2}{R_1} V_1 \quad (46)$$

Para simplificar el cálculo, se igualan las resistencias como se indica en (47):

$$R_1 = R_3; R_2 = R_4 \quad (47)$$

Finalmente se obtiene la tensión de salida en función de las tensiones de entrada, expresada en (48):

$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1}(V_2 - V_1) \quad (48)$$

Amplificador de instrumentación de 2 operacionales

Mediante el mismo método que el caso anterior se analiza el circuito de la *Figura 19* para hallar la tensión de salida en función de las tensiones de entrada. Se hallan en primer lugar las expresiones (49) y (50)

$$\frac{V_x - V_1}{R_2} = \frac{V_1 - 0}{R_1} \quad (49)$$

$$\frac{V_{out} - V_2}{R_4} = \frac{V_2 - V_x}{R_3} \quad (50)$$

De (49) se despeja en primer lugar V_x :

$$R_1 V_x - R_1 V_1 = R_2 V_1 \quad (51)$$

$$V_x = V_1 \frac{R_1 + R_2}{R_1} \quad (52)$$

Se despeja V_{out} de la expresión (50) y se sustituye en ella V_x por su igualdad hallada en (52):

$$R_3 V_{out} - R_3 V_2 = R_4 V_2 - R_4 V_x \quad (53)$$

$$R_3 V_{out} = (R_3 + R_4) V_2 - R_4 V_x \quad (54)$$

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) V_2 - \left(\frac{R_4}{R_3} + \frac{R_2 R_4}{R_1 R_3}\right) V_1 \quad (55)$$

Para simplificar el circuito se igualan las resistencias tal y como se indica en (56):

$$R_1 = R_3; R_2 = R_4 \quad (56)$$

Obteniendo como resultado la función de transferencia de (57):

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) (V_2 - V_1) \quad (57)$$

Amplificador de instrumentación de 3 operacionales

Se analiza el circuito de la *Figura 20* empezando por la primera etapa, obteniendo (57) y (58)

$$\frac{V_2' - V_2}{R_1} = \frac{V_2 - 0}{R_3} \quad (57)$$

$$\frac{V_1' - V_1}{R_2} = \frac{V_1 - 0}{R_4} \quad (58)$$

Se despejan V_1' y V_2' , cuyo resultado se indica en (59) y (60):

$$V_1' = V_1 \left(1 + \frac{R_1}{R_3}\right) \quad (59)$$

$$V_2' = V_2 \left(1 + \frac{R_2}{R_4}\right) \quad (60)$$

Utilizando la función de transferencia del amplificador diferencial simple, hallada en (48), e igualando a la segunda etapa de este amplificador de instrumentación, se obtiene (61):

$$V_{out} = V_2' - V_1' \quad (61)$$

Igualando R_1 y R_2 a R y sustituyendo (59) y (60) en (61) se tiene finalmente la relación entre la tensión de salida y las entradas que se indica en (62).

$$V_{out} = V_2 \left(1 + \frac{R_1}{R_3}\right) - V_1 \left(1 + \frac{R_2}{R_4}\right) \quad (62)$$

$$V_{out} = (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{R}{R_3 + R_4}\right) \quad (63)$$

Amplificador de instrumentación de 3 operacionales con tierra virtual

Se analiza el circuito de la *Figura 21* mediante el mismo método que en el caso anterior, obteniendo finalmente la expresión (64):

$$V_{out} = (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{50k}{R_9 + R_{10}}\right) \quad (64)$$

Mediante un procedimiento similar se halla la función de transferencia del circuito de tierra virtual conformado por el operacional U4 y que se expresa en (65), siendo V_s la salida del operacional.

$$\frac{V_s}{V_{com}} = 1 + \frac{R_{12}R_{15}(1 + j\omega C_5 R_{11})}{1 + j\omega C_5(R_{11} + R_{12})} \quad (65)$$

Filtro activo de primer orden

Se analiza la *Figura 23*. La tensión de salida del operacional es la misma que a la entrada, ya que este está en configuración seguidor, por lo que se deberá calcular únicamente el divisor de tensión que conforman los dos componentes, tal como se indica en (66):

$$V_{out} = \frac{\frac{1}{j\omega C}}{\frac{1}{j\omega C} + R} V_{in} \quad (66)$$

Simplificando (66) se obtiene la función de transferencia (67):

$$V_{out} = \frac{1}{1 + j\omega RC} \quad (67)$$

Filtro de segundo orden con estructura Sallen-Key

En un análisis inicial de la *Figura 25* por el método de nudos se hallan las siguientes expresiones:

$$\frac{V_{in} - V_x}{X_1} + \frac{V^+ - V_x}{X_2} = \frac{V_x - V_{out}}{X_3} \quad (68)$$

$$\frac{V_{out} - V^+}{R_2} = \frac{V^+ - 0}{R_1} \quad (69)$$

$$\frac{V^+ - V_x}{X_2} = \frac{0 - V^+}{X_4} \quad (70)$$

Se despeja de (70) V_x :

$$V_x = \frac{X_4 + X_2}{X_4} \cdot V^+ \quad (71)$$

Se despeja de (69) V^+ :

$$V^+ = \frac{R_1}{R_1 + R_2} \cdot V_{out} \quad (72)$$

Se sustituyen (71) y (72) en (68), se simplifica y se busca $\frac{V_{in}}{V_{out}}$, la inversa de ésta es la función de transferencia del filtro:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{X_3 X_4 (R_1 + R_2)}{R_1 (X_1 X_3 + X_2 X_3 + X_3 X_4 + X_1 X_2) - R_2 X_1 X_4} \quad (73)$$

Se sustituyen las impedancias X por las expresiones de la impedancia de los componentes que conformarían un filtro paso alto:

$$X_3 = R_7 \quad X_4 = R_8 \quad (74)$$

$$X_1 = \frac{1}{2\pi f C_1} \quad X_2 = \frac{1}{2\pi f C_2} \quad (75)$$

Se halla la función de transferencia:

$$G_{FPA}(s) = \frac{\left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \cdot C_1 C_2 R_7 R_8 s^2}{C_1 C_2 R_7 R_8 s^2 + \left(R_7 (C_1 + C_2) - C_2 R_8 \frac{R_2}{R_1}\right) s + 1} \quad (76)$$

De esta expresión se pueden hallar las características del filtro:

$$K = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (77)$$

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{C_1 C_2 R_7 R_8}} \quad (78)$$

$$Q = \frac{\sqrt{C_1 C_2 R_7 R_8}}{R_7 (C_1 + C_2) - C_2 R_8 \frac{R_2}{R_1}} \quad (79)$$

Filtro de segundo orden con estructura MFB

Se analiza el circuito de la *Figura 27*. En primer lugar, se halla la relación entre V_x y V_{out} mediante el método de nudos, resultando en las expresiones (80) y (81):

$$\frac{V_x - 0}{X_2} = \frac{0 - V_{out}}{X_5} \quad (80)$$

$$V_x = -\frac{X_2}{X_5} V_{out} \quad (81)$$

A continuación se vuelve a aplicar el método para todas las corrientes que circulan por V_x , expresado en (82):

$$\frac{V_{in} - V_x}{X_1} = \frac{V_x - 0}{X_2} + \frac{V_x - 0}{X_3} + \frac{V_x - V_{out}}{X_4} \quad (82)$$

Se despeja V_{in} de (82) y se obtiene la ecuación simplificada (83):

$$V_{in} = \left(\frac{X_1}{X_2} + \frac{X_1}{X_3} + \frac{X_1}{X_4} + 1 \right) V_x - \frac{X_1}{X_4} V_{out} \quad (83)$$

Se sustituye (81) en (83) y se simplifica hasta obtener V_{out}/V_{in} , tal como se indica en (85):

$$V_{in} = - \left[\left(\frac{X_1}{X_2} + \frac{X_1}{X_3} + \frac{X_1}{X_4} + 1 \right) \frac{X_2}{X_5} + \frac{X_1}{X_4} \right] V_{out} \quad (84)$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = - \frac{1}{\frac{X_1}{X_5} + \frac{X_1 X_2}{X_3 X_5} + \frac{X_1 X_2}{X_4 X_5} + \frac{X_2}{X_5} + \frac{X_1}{X_4}} \quad (85)$$

A partir de este punto el proceso se simplifica si se realiza la sustitución de las impedancias por los componentes correspondientes. A continuación, de (86) a (90) se igualan los componentes para conformar un filtro paso bajo de segundo orden, a modo de ejemplo.

$$X_1 = R_1 \quad (86)$$

$$X_2 = R_2 \quad (87)$$

$$X_3 = 1/(sC_1) \quad (88)$$

$$X_4 = R_3 \quad (89)$$

$$X_5 = 1/(sC_2) \quad (90)$$

Se sustituyen estas igualdades en (85) y se simplifica hasta obtener la función de transferencia (91).

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = - \frac{R_3}{R_1} \cdot \frac{1}{s^2 R_3 R_2 C_1 C_2 + s C_2 \left(R_3 + R_2 + \frac{R_3 R_2}{R_1} \right) + 1} \quad (91)$$

De aquí se extraen las propiedades del filtro: la ganancia, indicada en (92); la frecuencia de corte, en (93); y el factor de calidad, calculado según (94).

$$K = - \frac{R_3}{R_1} \quad (92)$$

$$\omega = \sqrt{\frac{1}{R_3 R_2 C_1 C_2}} \quad (93)$$

$$Q = \frac{\sqrt{R_3 R_2 C_1 C_2}}{C_2 \left(R_3 + R_2 + \frac{R_3 R_2}{R_1} \right)} \quad (94)$$

Ganancia variable

Mediante el análisis por nudos del circuito de la *Figura 33* se halla la expresión (95), que relaciona la entrada con la salida, siendo x la posición del potenciómetro:

$$\frac{V_{out} - V_{in}}{xR_{17}} = \frac{V_{in} - 0}{R_{16}} \quad (95)$$

De (95) se despeja V_{out} y se obtiene (96):

$$V_{out} = \left(1 + \frac{xR_{17}}{R_{16}}\right) \cdot V_{in} \quad (96)$$

Filtro Notch pasivo

Se estudia el circuito de la *Figura 29* mediante el equivalente que se presenta en la siguiente *Figura 75*:

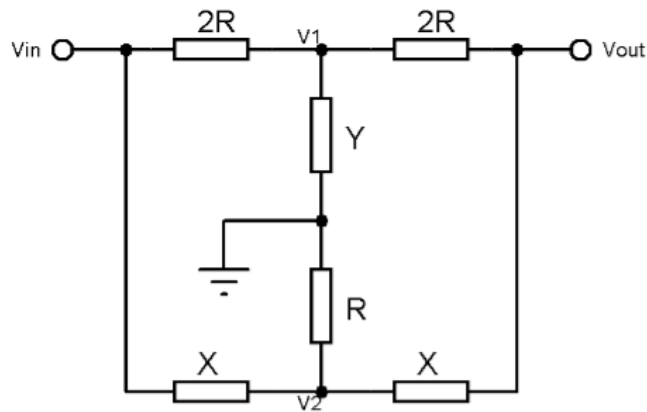


Figura 75: equivalente del filtro Notch pasivo

En primer lugar se extrae mediante el método de nudos una expresión que relacione la salida V_{out} con V_1 y V_2 , indicada en (97):

$$\frac{V_1 - V_{out}}{2R} = \frac{V_{out} - V_2}{X} \quad (97)$$

A continuación se buscan las expresiones (98) y (99) que relacionan V_1 y V_2 con la entrada y la salida, independientemente.

$$\frac{V_{in} - V_1}{2R} = \frac{V_1}{Y} + \frac{V_1 - V_{out}}{2R} \quad (98)$$

$$\frac{V_{in} - V_2}{X} + \frac{V_{out} - V_2}{X} = \frac{V_2}{R} \quad (99)$$

Se sustituyen (98) y (99) en (97), y se despeja V_{out}/V_{in} , tal como se indica en (100) a continuación:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{2R^2(2R + 2Y) + XY(2R + X)}{(2R + X)^2(2R + 2Y) - 2R^2(2R + 2Y) - XY(2R + X)} \quad (100)$$

Se sustituyen X e Y por las expresiones de las impedancias que les corresponden según el circuito de la *Figura 27*, tal como se indica en (101) y (102):

$$X = \frac{1}{Cs} \quad (101)$$

$$Y = \frac{1}{2Cs} \quad (102)$$

Se sustituyen (101) y (102) en (100) y se despeja hasta obtener la función de transferencia (103) del filtro:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{4R^2C^2s^2 + 1}{4R^2C^2s^2 + 8RCs + 1} \quad (103)$$

De esta función de transferencia se pueden extraer las características del filtro, como la frecuencia central expresada en (104) y el factor de calidad expresado en (105):

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{4R^2C^2}} = \frac{1}{4\pi RC} \quad (104)$$

$$Q = \frac{1}{16R^2C^2} \quad (105)$$

Filtro Notch activo

De misma forma que en el caso anterior, se comienza estudiando un equivalente del circuito de la Figura 31 representado en la Figura 76:

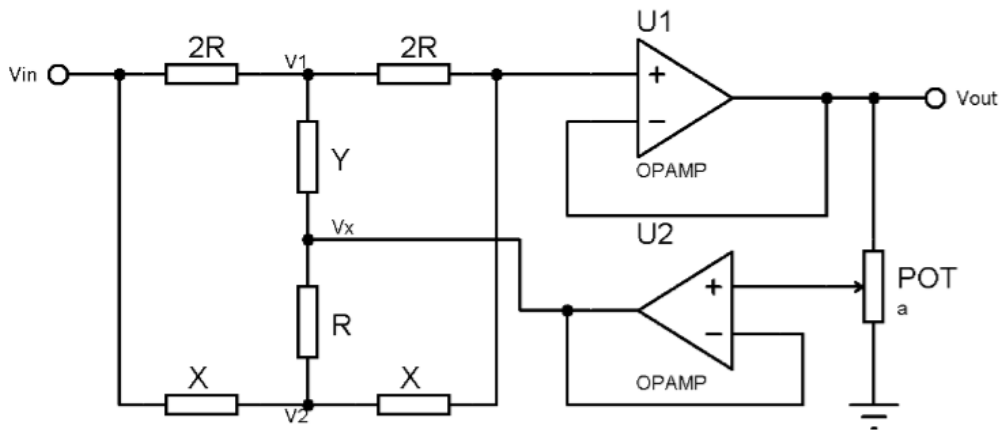


Figura 76: equivalente del filtro Notch con realimentación

Se busca una relación entre V_1 , V_2 y V_{out} , expresada en (106):

$$\frac{V_1 - V_{out}}{2R} = \frac{V_{out} - V_2}{X} \quad (106)$$

A continuación se buscan las expresiones que relacionan V_1 y V_2 con la entrada y la salida, indicadas en (107) y (108):

$$\frac{V_{in} - V_1}{2R} = \frac{V_1 - V_x}{Y} + \frac{V_1 - V_{out}}{2R} \quad (107)$$

$$\frac{V_{in} - V_2}{X} + \frac{V_{out} - V_2}{X} = \frac{V_2 - V_x}{R} \quad (108)$$

Se sustituye V_x por su valor teniendo en cuenta la salida y el divisor de tensión conformado por el potenciómetro, tal como se indica en (109):

$$V_x = aV_{out} \quad a \in [0,1] \quad (109)$$

Se sustituyen (107) y (108) en (106) y se despeja V_{out}/V_{in} , tal como se indica en (110):

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{2R^2(2R + 2Y) + XY(2R + X)}{(2R + X)^2(2R + 2Y) - 2R^2(2R + 2Y) - XY(2R + X) - 2aRX(4R + 2Y + X)} \quad (110)$$

Tras sustituir X e Y tal como se indica en (101) y (102) en (110), se simplifica y se halla la función de transferencia (111) del filtro Notch con realimentación.

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{4R^2C^2s^2 + 1}{4R^2C^2s^2 + 8RC(1 - a)s + 1} \quad (111)$$

De aquí se extraen las características del filtro: la frecuencia central expresada en (112) y el factor de calidad expresado en (113):

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{4R^2C^2}} = \frac{1}{4\pi RC} \quad (112)$$

$$Q = \frac{1}{16R^2C^2(1 - a)} \quad (113)$$

Como se puede observar en (113), el factor de calidad variará dependiendo de la posición del potenciómetro.

Ganancia necesaria

La ganancia máxima requerida por los circuitos dependerá de la señal que se desee amplificar. Se tendrá en cuenta una tensión de pico de 5 voltios a la salida, límite teniendo en cuenta la alimentación. Entre las especificadas:

- ECG: con una tensión máxima de 4 mV, la ganancia máxima se calcula en (114):

$$G_{maxECG} = \frac{5 V}{4 mV} = 1250 V/V \quad (114)$$

- EMG: con una tensión de aproximadamente 1 mV, la ganancia máxima es la que se define en (115):

$$G_{maxEMG} = \frac{5 V}{1 mV} = 5000 V/V \quad (115)$$

- EOG: con una tensión máxima de 3500 μ V, la ganancia se expresa en (116)

$$G_{maxEOG} = \frac{5 V}{3500 \mu V} = 1430 V/V \quad (116)$$

Estos valores de ganancia son orientativos, ya que la amplitud de las señales varía en un rango muy amplio y dependiendo de muchos factores, por lo que la ganancia total asignada a los circuitos será mayor.

Consumo del circuito alimentado únicamente desde batería

Se listan en la *Tabla 7* los circuitos integrados que se han usado y su consumo máximo indicado por el fabricante. No se tendrá en cuenta el consumo de los componentes pasivos al considerarse despreciable.

Tabla 7: lista de componentes y sus consumos	
Componente	Consumo de corriente (Eficiencia)
AD620	1,3 mA
OP27	18 mA
OP470	36 mA
TL082	3,6 mA
ISO124	7 mA x2
MAX1044	- (98%)
JCD0405D05	30 mA (79%)

- ECG y EMG: estos circuitos se componen por un AD620 y un OP27 alimentado desde un MAX1044, un ISO124, un TL082 y un OP470 alimentados desde un JCD0405D05. El cálculo se realiza tal como se indica en (117):

$$C_{ECG} = (1,3 \text{ mA} + 18 \text{ mA} + 7 \text{ mA}) \cdot 1,02 + (7 \text{ mA} + 3,6 \text{ mA} + 36 \text{ mA} + 30 \text{ mA}) \cdot 1,21 \\ = 137,17 \text{ mA} \quad (117)$$

Con una pila de 550 mAh, se podrá alimentar el circuito durante un tiempo calculado mediante (118):

$$t_c = \frac{550 \text{ mAh}}{137,7 \text{ mA}} = 4 \text{ horas} \quad (118)$$

- El circuito EOG dispone de dos canales, conteniendo dos AD620 y un OP27 alimentados desde un MAX1044, dos ISO124 y dos OP470 alimentados desde un JCD0405D05. El consumo de corriente se calcula como se especifica en (119):

$$C_{EOG} = (2,6 \text{ mA} + 36 \text{ mA} + 14 \text{ mA}) \cdot 1,02 + (14 \text{ mA} + 72 \text{ mA} + 30 \text{ mA}) \cdot 1,21 \\ = 194 \text{ mA} \quad (119)$$

Con el mismo método del caso anterior, se calcula en (120) el tiempo durante el que se podrá alimentar el circuito:

$$t_c = \frac{550 \text{ mAh}}{194 \text{ mA}} = 2,8 \text{ horas} \quad (120)$$

Consumo del circuito alimentado con fuente de alimentación y batería

Teniendo en cuenta los valores de consumo de corriente de los componentes de la *Tabla 7*, se calcula el consumo de la placa configurable teniendo en cuenta que esta dispone de un AD620, un ISO124, alimentados desde un MAX1044 y cinco OP27.

En primer lugar se calcula la parte que va alimentada desde la batería, tal como se expresa en (121):

$$C_{bat} = (1,3 \text{ mA} + 7 \text{ mA}) \cdot 1,02 = 8,5 \text{ mA} \quad (121)$$

Con esto se puede calcular el tiempo de duración de una batería de 550 mAh, mediante el cálculo realizado en (122):

$$t_c = \frac{550 \text{ mAh}}{8,5 \text{ mA}} = 64,7 \text{ horas} \quad (122)$$

A continuación se calcula en (123) el consumo de la parte del circuito alimentado desde la fuente de alimentación de laboratorio:

$$C_f = 5 \cdot 18 \text{ mA} = 90 \text{ mA} \quad (123)$$

La suma de ambos consumos da un consumo de corriente total de 98,5 mA.

7.2 Caracterización de los circuitos

Se llevan a cabo las pruebas y medidas necesarias para comprobar que los distintos bloques del circuito se comportan aproximadamente como se había calculado, teniendo en cuenta las tolerancias de los componentes. No se caracteriza la placa configurable, ya que en ese caso las características de los módulos varían según la configuración que se realice. El circuito de EMG no se llevó a cabo debido a la falta de presupuesto, por lo que tampoco figuran sus resultados. Se describen a continuación las pruebas realizadas y los resultados obtenidos.

7.2.1 ECG

Etapas diferenciales

Se mide en primer lugar el offset a la salida del amplificador de instrumentación. Para ello se ponen las entradas a masa (aislada) y se toma la medida con un multímetro entre el pin de salida y la masa. El resultado ha sido de 7 mV rto.

A continuación se determina la ganancia real del amplificador de instrumentación. Se pone en una de las entradas una señal de amplitud conocida, y la otra entrada a masa. Se mide la amplitud de la señal a la salida y se halla la ganancia real. En este caso se introdujo una señal senoidal de 170 mV pico a pico, y se obtuvo a la salida una amplitud de 2,6 V pico a pico. La ganancia se calcula como se indica en (124):

$$G = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{2,6 \text{ V}}{0,17 \text{ V}} = 15,29 \text{ V/V} \quad (124)$$

Se mide ahora la ganancia de rechazo de modo común. Para ello se introduce en las dos entradas a la vez una señal de amplitud conocida, y se mide la amplitud de la señal a la salida. En este caso se introdujo una señal senoidal de 8 V pico a pico, pero no se pudo cuantificar con exactitud la amplitud de la señal a la salida, donde únicamente se visualizaba ruido.

Aislamiento

Se cuantifica en primer lugar el offset de esta etapa poniendo la entrada del circuito integrado a masa (aislada) y midiendo la salida respecto a la masa sin aislar. El valor hallado fue de 18,2 mV rto.

Para calcular la ganancia se procedió de forma similar al caso anterior, poniendo a la entrada una señal de amplitud conocida y midiendo la amplitud de la señal a la salida. La ganancia en este caso de 1,04 V/V.

Filtro Paso Alto

Para cuantificar el offset se puso la entrada a masa y se obtuvo a la salida un offset de -3,4 mV.

La ganancia se calcula introduciendo una señal con frecuencia en banda pasante y de amplitud conocida, y midiendo la amplitud de la misma señal a la salida. En este caso la ganancia es de 1,58 V/V.

La frecuencia de corte real se calcula introduciendo una señal senoidal de frecuencia variable y amplitud conocida. Se varía la frecuencia hasta que la amplitud de la señal a la salida ha caído 3 dB respecto a su amplitud en la banda pasante. En este caso no se pudo cuantificar la frecuencia

de corte debido a que se sitúa en frecuencias muy bajas y el equipo del laboratorio no permitía introducir una señal de frecuencia tan baja.

Ganancia variable

En este circuito no es posible poner la entrada de esta etapa a masa, por lo que se decidió continuar con la entrada del Filtro Paso Alto puesta a masa y realizar el cálculo pertinente para hallar el offset correspondiente únicamente a la ganancia variable. Para realizar la medida se ajusta el potenciómetro en la posición de mínima ganancia (mínima resistencia), obteniendo un offset de -46,5 mV rto sin tener en cuenta el offset añadido de la etapa anterior. Más adelante se calculará el offset que le corresponde únicamente a esta etapa.

La ganancia se calcula de forma similar a los casos anteriores, introduciendo una señal de amplitud conocida y midiendo su amplitud a la salida. Para saber de qué rango de ganancias se dispone realmente, se realizan dos medidas, una con el potenciómetro en la posición de mínima ganancia y otra con el potenciómetro en la posición de máxima ganancia. Los resultados obtenidos fueron de 10,07 V/V de mínima y 189,34 V/V de máxima ganancia.

Ahora que se conoce la ganancia, se puede calcular el offset referido a la entrada, calculándolo mediante la expresión (125):

$$Offset\ rti = \frac{Offset\ rto}{G} = \frac{-46,5\ mV}{10,07} = -4,61\ mV \quad (125)$$

Si se resta el offset obtenido en la etapa anterior se obtiene un offset rti de la etapa de ganancia de -1,21 mV. Rehaciendo el paso anterior se puede calcular un offset rto de entre -12,26 y -230 mV, dependiendo de la posición del potenciómetro.

Filtro Notch

El offset a la salida es de 3,3 mV. La ganancia medida en banda pasante es unitaria. Para medir la frecuencia central se introduce una señal de frecuencia variable y amplitud conocida, y se varía la frecuencia hasta el punto en el que la amplitud se hace prácticamente nula. En este circuito la frecuencia central se encuentra en 49,9 Hz.

Para medir el ancho de banda se deberá variar la frecuencia hasta encontrar los dos puntos en los que la señal de salida se atenúa en 3 dB respecto a su amplitud en la banda pasante. En este caso se encuentran estos puntos en 45,1 y 55 Hz, por lo que mediante la diferencia se halla un ancho de banda de 9,9 Hz. Este valor puede variar si se gira el potenciómetro de ajuste.

Filtro Paso Bajo

Se procede de la misma manera que con el Filtro Paso Alto. Se halla un offset a la salida de -0,1 mV rto, una ganancia de 1,55 V/V en banda pasante, y una frecuencia de corte de 153,5 Hz.

Se resumen en la *Tabla 8* las medidas realizadas en todo el circuito.

<i>Tabla 8: Caracterización del circuito ECG</i>			
Etapa diferencial			
Offset rto (mV)	Ganancia	CMRR (dB)	
7	15,29	NM*	
Aislamiento			
Offset rto (mV)	Ganancia		
18,2	1,04		
Filtro Paso Alto			
Offset rto (mV)	Ganancia	Frecuencia de corte (Hz)	
-3,4	1,58	NM	
Ganancia variable			
Offset rti (mV)	Ganancia mínima	Ganancia máxima	
-1,21	10,07	189,33	
Filtro Notch			
Offset rto (mV)	Ganancia	Frecuencia central (Hz)	Ancho de Banda (Hz)
3,3	1	49,9	9,9
Filtro Paso Bajo			
Offset rto (mV)	Ganancia	Frecuencia de corte (Hz)	
-0,1	1,55	153,5	
Conjunto			
Offset máximo (V)	Ganancia mínima	Ganancia máxima	
-1,25	392,15	7715,6	

*NM: *No Medible*

Los valores hallados se encuentran dentro de lo esperado.

7.2.2 EOG

Las medidas para este circuito se toman de la misma forma que en el caso del ECG, únicamente para un canal. Los resultados se resumen en la *Tabla 9*:

<i>Tabla 9: Caracterización del circuito EOG</i>			
Etapa diferencial			
Offset rto (mV)	Ganancia	CMRR (dB)	
6,5	12,75	NM	
Aislamiento			
Offset rto (mV)	Ganancia		
-12,7 mV	1,09		
Ganancia variable			
Offset rti (mV)	Ganancia mínima	Ganancia máxima	
-1,92	10,92	152,5	
Filtro Notch			
Offset rto (mV)	Ganancia	Frecuencia central (Hz)	Ancho de Banda (Hz)
-0,04	1	50,1	10,3
Filtro Paso Bajo			
Offset rto (mV)	Ganancia	Frecuencia de corte (Hz)	
-0,1	1,56	42	
Conjunto			
Offset máximo (V)	Ganancia mínima	Ganancia máxima	
-3	236,54	3303,5	

En este caso el offset del conjunto se dispara, lo cual es de esperar ya que se arrastra el offset desde la primera etapa al no disponer de un filtro paso alto. Este valor de offset se puede reducir variando la ganancia total del sistema mediante el potenciómetro de ajuste de ganancia.

7.3 Pruebas funcionales de los prototipos

Estas pruebas se realizan conectando a un paciente al circuito. Se muestran a continuación los resultados obtenidos de distintas pruebas.

7.3.1 Placa configurable

En esta prueba se ha utilizado la placa configurable que se muestra en la *Figura 77*:

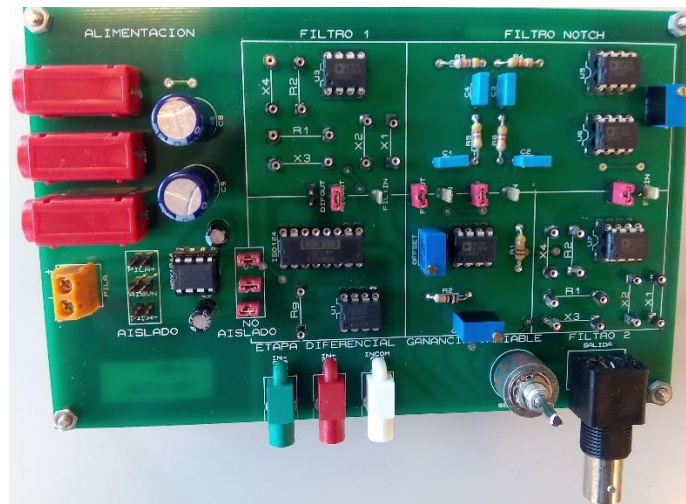


Figura 77: vista general de la placa configurable

Esta placa se configura para acondicionar las tres señales distintas que se especifican en el proyecto.

Configuración ECG

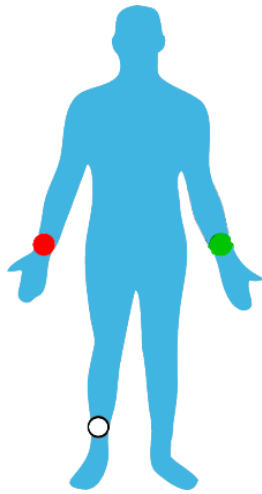
Se insertan los componentes en la posición correspondiente, cuyos valores se indican en la *Tabla 10*:

<i>Tabla 10</i> : valores y posición de los componentes en configuración ECG					
Etapa diferencial		Filtro 1		Filtro 2	
Rg	3,9 kΩ	X1	1 μF	X1	10 kΩ
		X2	1 μF	X2	10 kΩ
		X3	1 MΩ	X3	100 nF
		X4	1 MΩ	X4	100 nF
		R1	27 kΩ	R1	27 kΩ
		R2	15 kΩ	R2	15 kΩ

Para conectar a un paciente se requiere aislamiento, por lo que, tal como indica el *Manual de Usuario* de la placa configurable adjunto, se posiciona la alimentación en posición AISLADO, y se conecta una pila al terminal atornillable. Se introducen ±10 V con una fuente de alimentación de laboratorio en los conectores banana.

Se conecta a continuación el conector de salida BNC Coaxial al conector de entrada del Canal 1 de la tarjeta de adquisición de datos.

El paciente se debe conectar a los electrodos de pinza en la configuración de derivación I, tal como indica la *Figura 78*:



Se resume en la siguiente *Tabla 11* la posición de los electrodos y la conexión de los cables correspondientes a estos al circuito:

Tabla 11: conexión del paciente a ECG con derivación I			
Parte del cuerpo	Electrodo	Color del conector	Leyenda del conector
Brazo izquierdo	Pinza verde	Verde	IN-
Brazo derecho	Pinza roja	Rojo	IN+
Pierna derecha	Pinza amarilla	Blanco	INCOM

Figura 78: conexión de los electrodos para ECG

Antes de conectar los electrodos se debe preparar la zona limpiando la piel y aplicando gel de electrolito.

A continuación se abre el programa de muestreo de la señal en Labview, llamado *OsciloscopioVirtual.exe*, y se selecciona para visualizar la señal del Canal 1 poniendo el botón CH1 en posición ON. Se deberá seleccionar el nombre de la tarjeta de adquisición de datos en el menú desplegable *DAQmx device name*, una amplitud de 10 V en la ruleta *Amplitud* y un tiempo de 10 segundos en la ruleta *Tiempo*.

Una vez realizadas todas las conexiones y alimentado el circuito, se activa el programa en modo *Run Continuously*, obteniendo al cabo de unos segundos la señal electrocardiográfica en tiempo real de forma similar a la que se encuentra en la *Figura 79*:

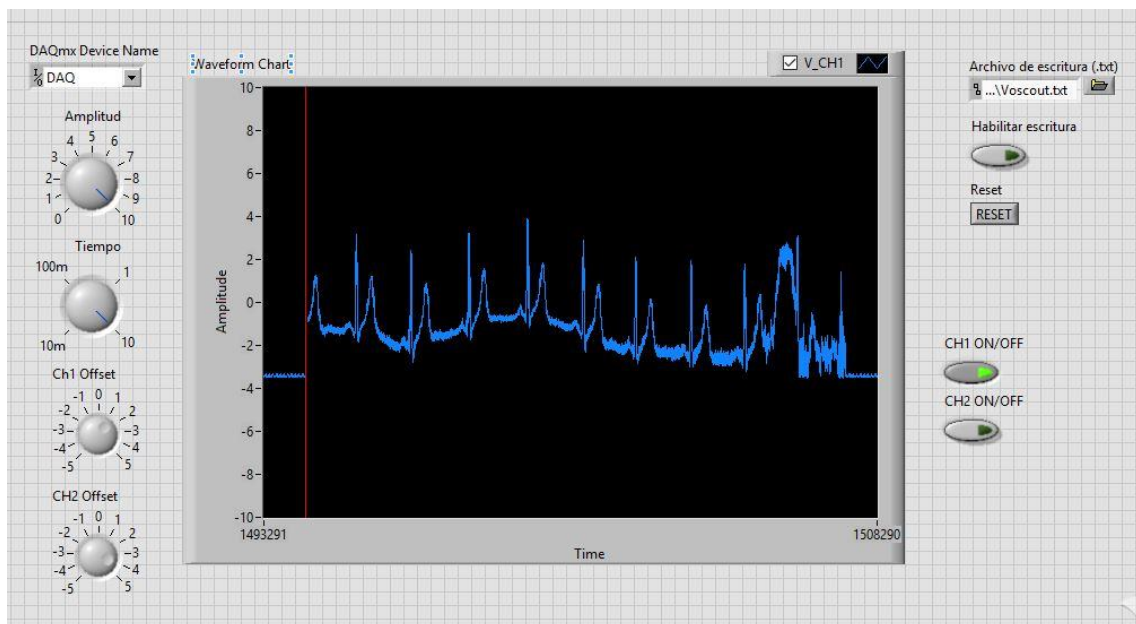


Figura 79: electrocardiograma en tiempo real en el entorno de Labview

Para guardar las medidas realizadas, se selecciona en la pestaña *Archivo de escritura* el archivo en formato *.txt* correspondiente, y se pone en posición ON el botón *Habilitar escritura*. Una vez tomadas las muestras suficientes, se pone en posición OFF el botón *Habilitar escritura* y ya se puede parar el programa de Labview. Si se considera que ha habido algún problema durante el muestreo, se puede volver a iniciar la escritura del archivo pulsando el botón *Reset*.

Este archivo de texto se puede importar tanto en Matlab como en Excel para su procesamiento posterior. Representando una sección de la muestra se obtiene por ejemplo la representación de la *Figura 80*:

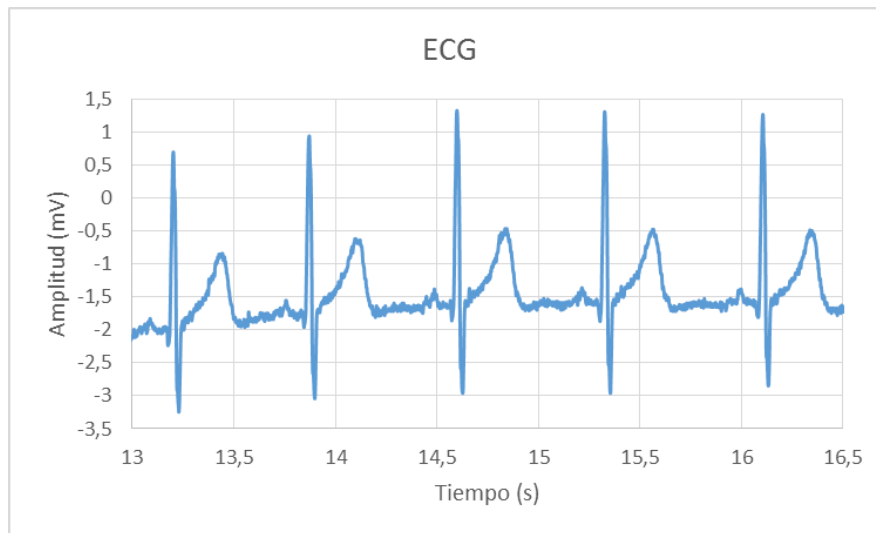


Figura 80: electrocardiograma obtenido de la placa configurable

Es importante remarcar que se cumple el objetivo de visualizar correctamente la señal de interés. Una de las ventajas fundamentales de este sistema es que se puede realizar un procesamiento digital posterior de la señal, obteniendo por ejemplo el espectro en frecuencias.

En este espectro se puede observar el offset de la señal, el ancho de banda que corta el filtro Notch, y un armónico de la frecuencia de red en 100 Hz, entre otros. Con los datos que se recogen se realiza un filtrado digital de la señal, para obtener finalmente los resultados de la *Figura 81*:

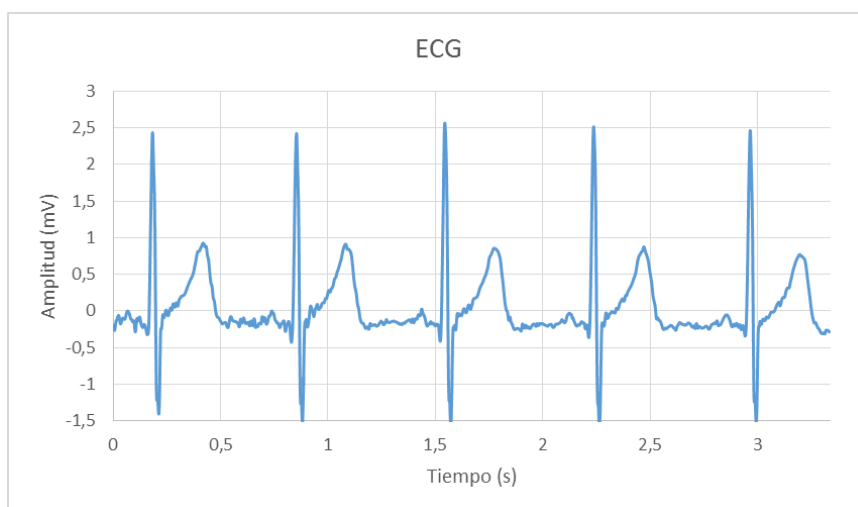


Figura 81: electrocardiograma obtenido de la placa configurable tras el procesamiento digital

Configuración EMG

A continuación se realizan las pruebas para el acondicionamiento de una señal electromiográfica con la placa configurable. Se realiza la configuración necesaria según se indica en la *Tabla 12*:

Tabla 12: valores y posición de los componentes en configuración EMG					
Etapa diferencial		Filtro 1		Filtro 2	
Rg	3,9 kΩ	X1	1 μF	X1	4,7 kΩ
		X2	1 μF	X2	4,7 kΩ
		X3	150 kΩ	X3	68 nF
		X4	150 kΩ	X4	68 nF
		R1	27 kΩ	R1	27 kΩ
		R2	15 kΩ	R2	15 kΩ

La alimentación se conecta de la misma forma que en el caso de la configuración para ECG. Los electrodos se colocan en el bíceps y en el codo, tal como se indica en la *Figura 82*, y al circuito tal como se indica en la *Tabla 13*. En este caso se usan electrodos redondos con gel de electrolito.

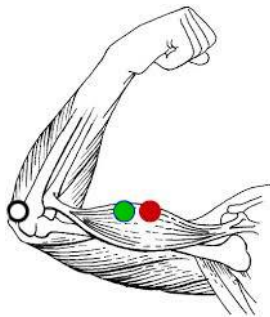


Tabla 13: conexión del paciente a EMG		
Figura 82 color	Color del conector	Leyenda del conector
Rojo	Rojo	IN+
Verde	Verde	IN-
Blanco	Blanco	INCOM

Figura 82: puntos de conexión de electrodos para EMG

En la *Figura 83* se muestran los electrodos aplicados al bíceps de un paciente en la posición correspondiente:



Figura 83: electrodos para EMG colocados

De la misma forma se activa el programa de Labview, y se realizan sucesivas contracciones del músculo, obteniendo un resultado similar al mostrado en la *Figura 84*:

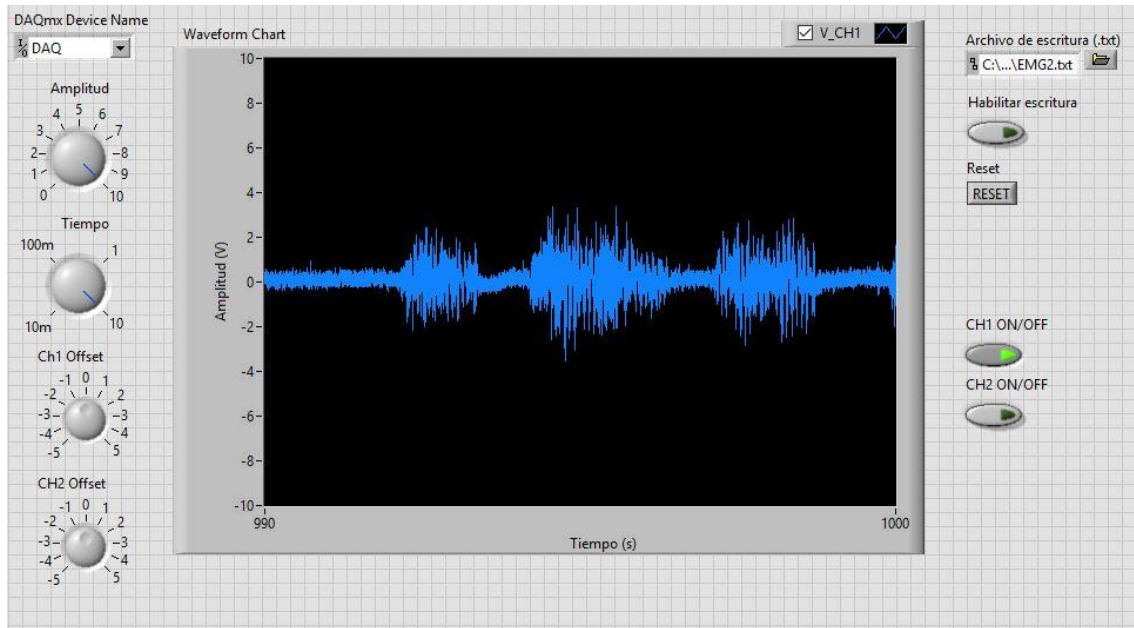


Figura 84: EMG en tiempo real

A continuación se procede a guardar los datos y se grafica con Excel el resultado, visible en la Figura 85:

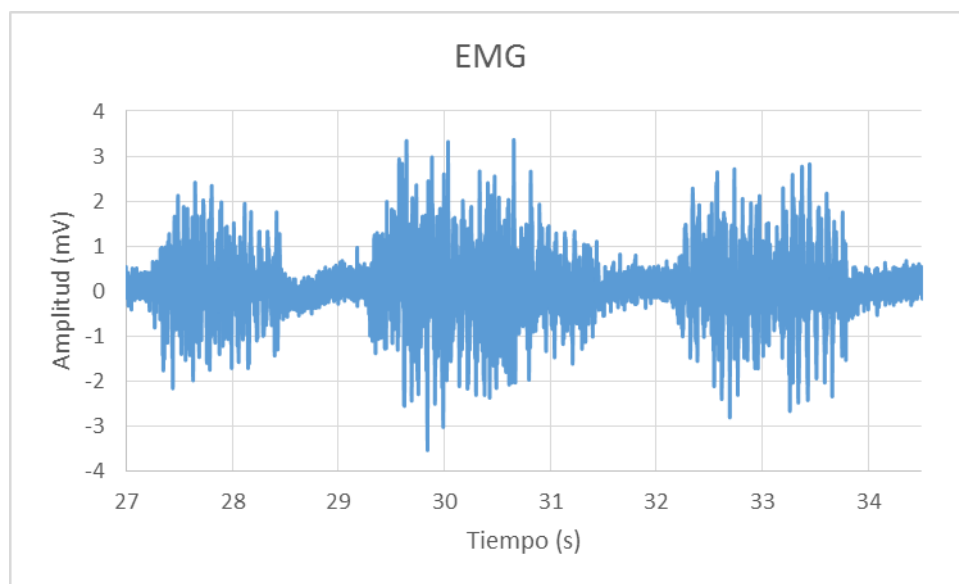


Figura 85: EMG obtenido de la placa configurable

En este caso el ruido que se observa es muy grande. Si se observa el espectro en frecuencias de la señal de la Figura 86, se puede ver que pertenece mayoritariamente a armónicos de red.

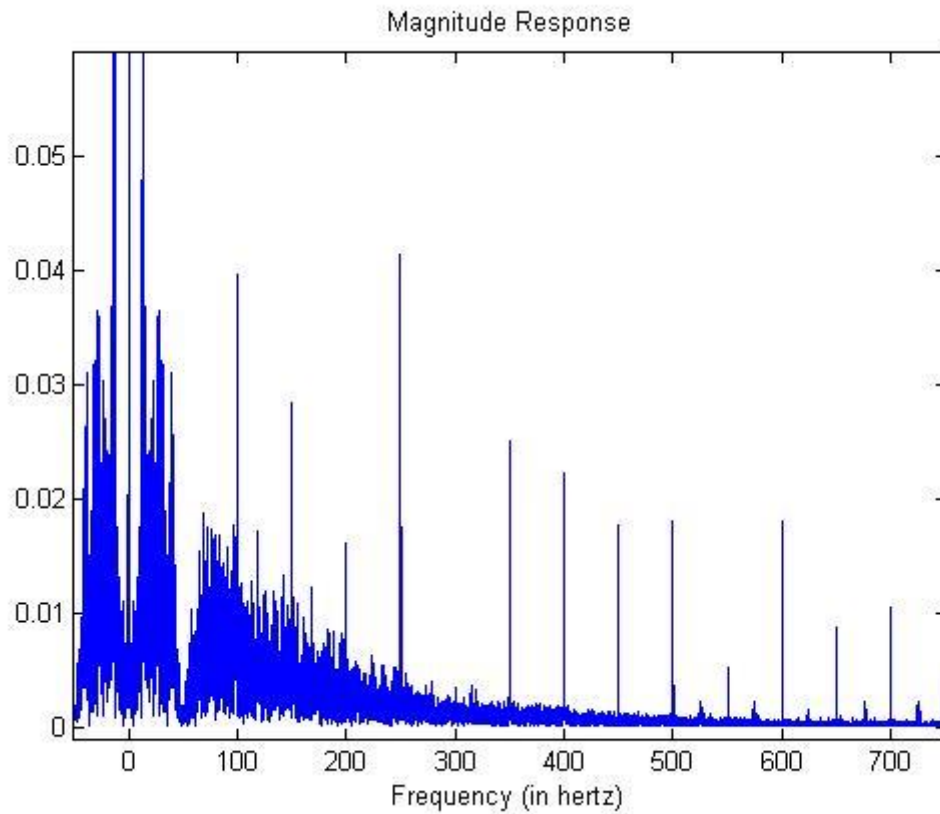


Figura 56: espectro en frecuencias del EMG (zona ampliada)

Esto puede deberse principalmente a cambios en el comportamiento de la red eléctrica, que puede cambiar de un día a otro. El armónico fundamental, de 50 Hz, es eliminado por el filtro Notch, sin embargo todos sus múltiplos son visibles. Mediante un filtrado digital de estos armónicos se obtiene una mejora en la calidad de visualización de la señal, como se observa en la Figura 87:

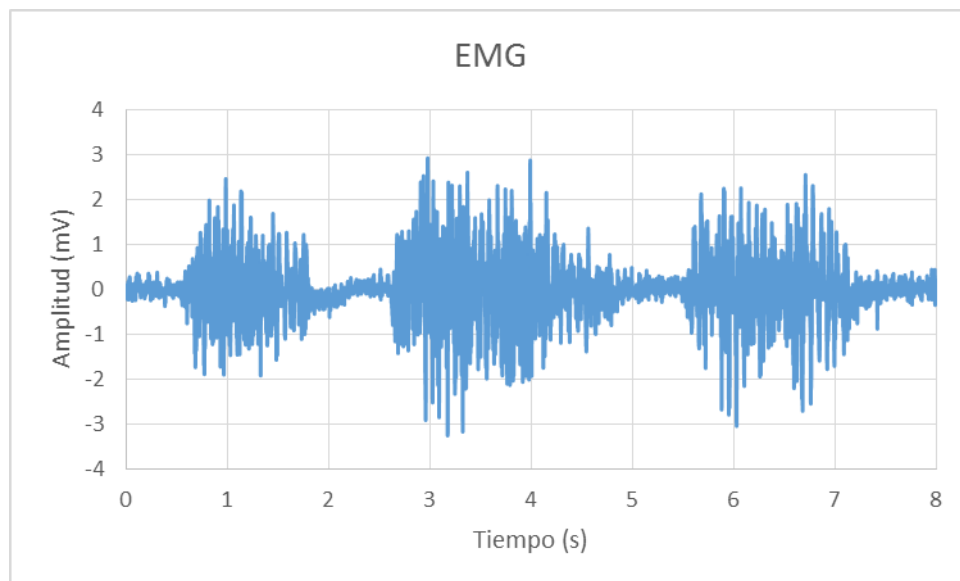


Figura 87: EMG tras el filtrado digital

En otras ocasiones el ruido de red no se ha introducido tanto en la señal, demostrando que el diseño de la placa es el adecuado para el rechazo de interferencias. En estas pruebas el ruido

podría deberse a la proximidad de ordenadores u otros sistemas electrónicos que causen grandes interferencias, ya que al alejarse de las fuentes disminuía hasta ser despreciable. En este caso la señal también se ha logrado visualizar correctamente a pesar de las dificultades.

Configuración EOG

Se realiza la configuración de la placa para acondicionar la señal electrooculográfica. La conexión de la alimentación y la salida es la misma que en los casos anteriores. En esta ocasión, sólo se podrá observar uno de los canales del EOG, ya que la placa configurable sólo dispone de los circuitos necesarios para un canal.

Se realiza la conexión de los electrodos al paciente tal como se indica en la *Figura 93*. Se conectan únicamente los electrodos del canal 2 (CH2) a la placa. Activando el entorno de Labview, y realizando movimientos de los ojos a izquierda a derecha aparecerá una señal similar a la que se observa en la *Figura 88*:

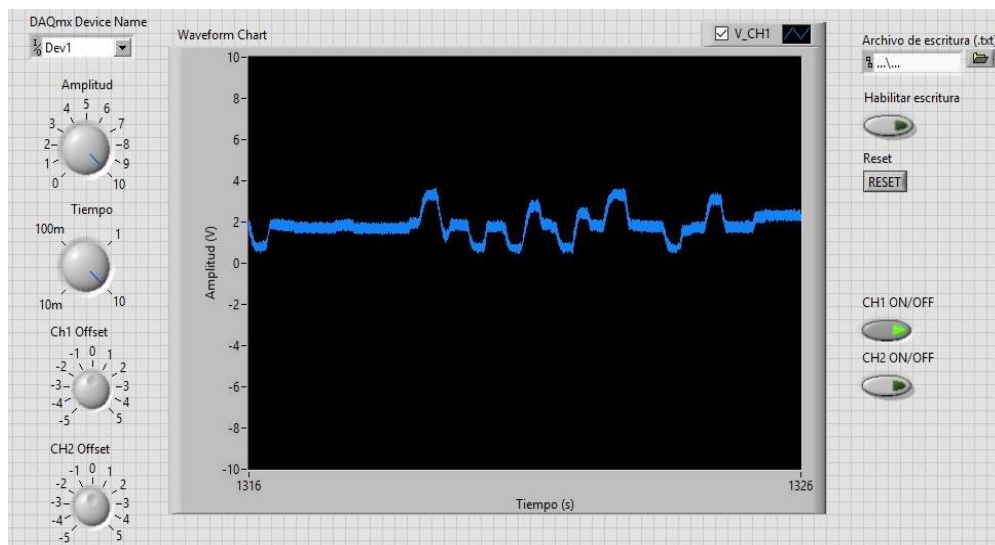


Figura 88: EOG en tiempo real

Importando los datos guardados a Excel se puede obtener una gráfica detallada de la señal como se observa en la *Figura 89*:

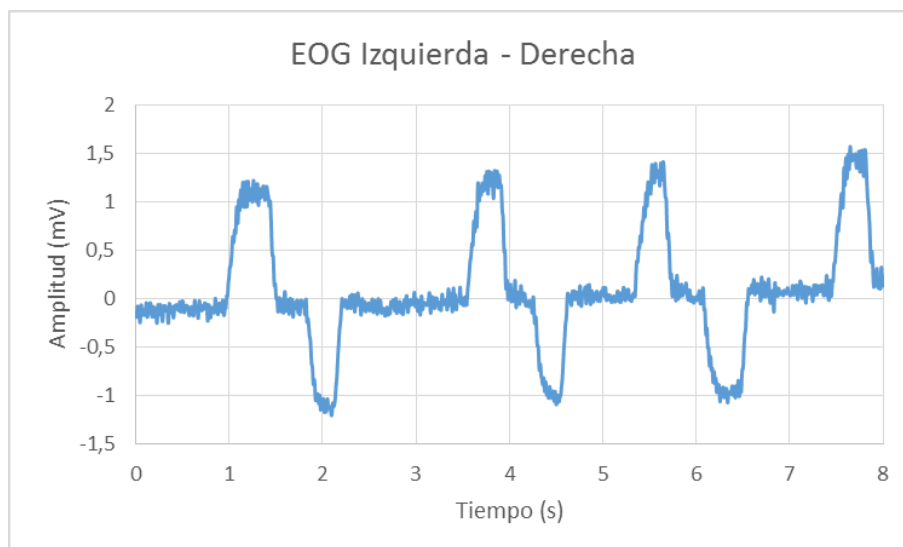


Figura 89: EOG obtenido de la placa configurable

En este caso también se observa la señal adecuadamente.

7.3.2 Placa ECG

Para esta prueba se ha usado la placa ECG que se observa en la *Figura 90*.

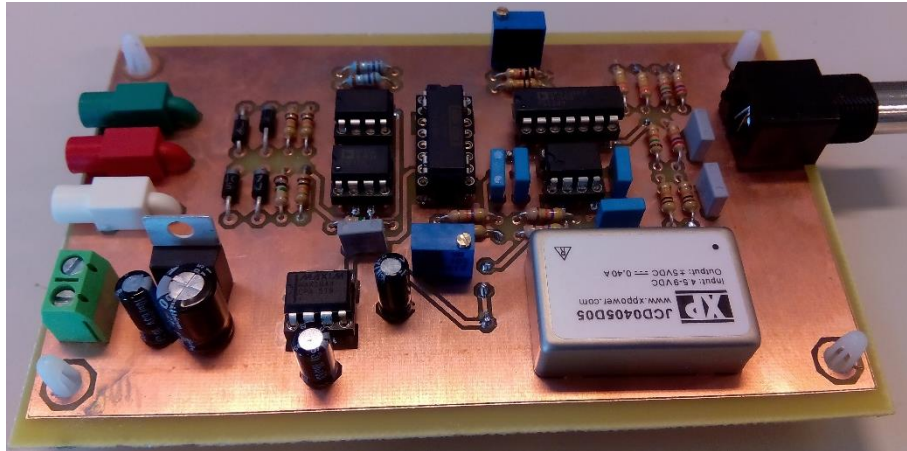


Figura 90: placa ECG

Se conectan los electrodos de la misma forma que se indica en la *Figura 78* y en la *Tabla 13*. Se realizan las conexiones de alimentación y salida de la señal tal como se indica en el Manual de Usuario adjunto. Mediante representación de los datos recogidos con la interfaz de Labview se ha obtenido el resultado de la *Figura 91*:

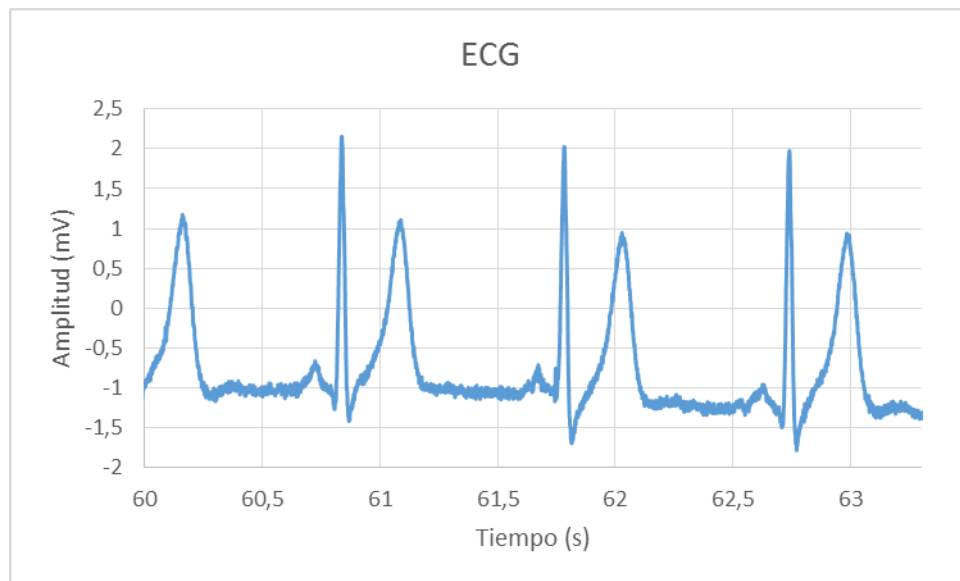


Figura 91: electrocardiograma obtenido de la placa ECG

A la vista de los resultados se considera que el prototipo cumple los objetivos requeridos en este proyecto. Entre las dificultades que se han hallado al realizar las pruebas destaca la captación de señales electromiográficas no deseadas, por lo que el paciente se debe mantener lo más relajado posible y no realizar movimientos musculares. Es importante el posicionamiento de los electrodos, y aplicar una capa de gel en el punto de contacto reduce el ruido que se capta debido al mal contacto de la interfaz electrodo-piel.

7.3.3 Placa EOG

En este apartado se presentan las pruebas realizadas para visualizar la señal electrooculográfica con la placa EOG de dos canales que se muestra en la *Figura 92*.

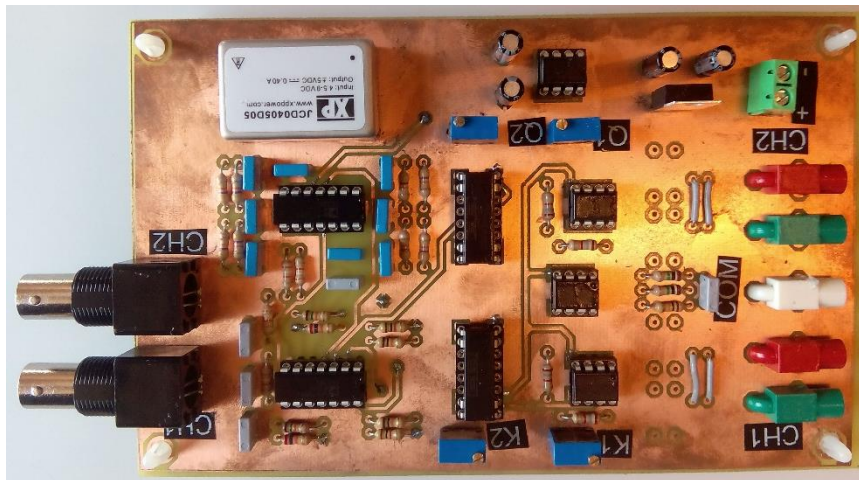


Figura 92: placa EOG

Para realizar estas pruebas se han conectado los electrodos al paciente tal como se indica en la *Figura 93*:

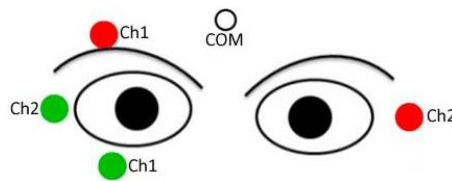


Figura 93: Colocación de los electrodos EOG

En la imagen de la *Figura 94* se ve la forma de colocación en un paciente real:



Figura 94: posicionamiento de los electrodos en las pruebas

Antes de poner los electrodos se debe mantener la piel limpia y seca. Se aplica en el centro del electrodo una gota de gel de electrolito. A continuación, se realiza la conexión tal como se indica en la *Tabla 14*:

Tabla 14: conexión de los electrodos a EOG		
Electrodo	Conector	Leyenda
Arriba	CH1 Rojo	CH1 IN+
Abajo	CH1 Verde	CH1 IN-
Central	COM	COM
Izquierda	CH2 Rojo	CH2 IN+
Derecha	CH2 Verde	CH2 IN-

Se deberán realizar las conexiones de alimentación y salida tal como indica el *Manual de Usuario* de la placa EOG. Una vez realizadas todas las conexiones se activa el entorno de Labview para que la DAQ recoja muestras, y se conecta inmediatamente la pila al conector.

En primer lugar se realiza una prueba del canal CH1, realizando movimientos con los ojos arriba (A), abajo (B) y parpadeos (P). En la *Figura 95* se muestra el resultado obtenido.

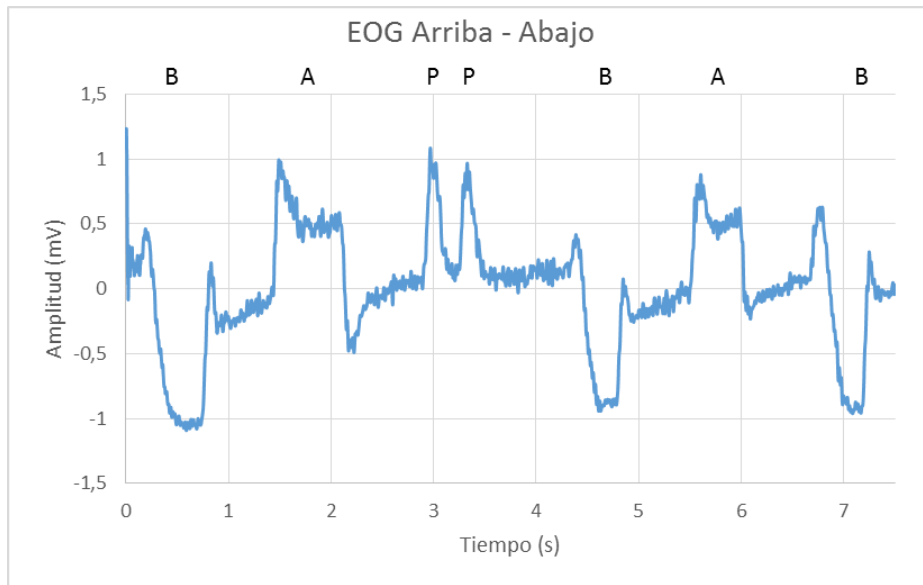


Figura 95: EOG Arriba - Abajo

A continuación se realiza una segunda prueba únicamente con el canal CH2, realizando movimientos con los ojos a derecha (D), izquierda (I) y centro (C). Los resultados obtenidos se observan en la *Figura 96*:

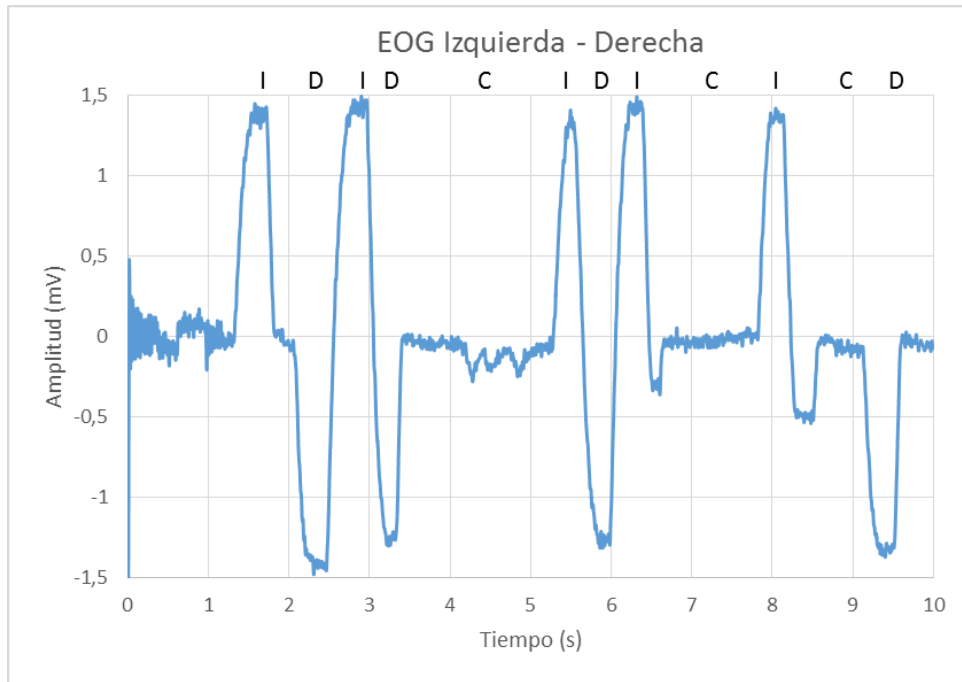


Figura 96: EOG Izquierda – Derecha

A continuación se activan los dos canales, y mediante las ruletas de offset se ajusta la posición de las señales hasta que se puedan observar las dos al mismo tiempo, como se indica en la Figura 97:

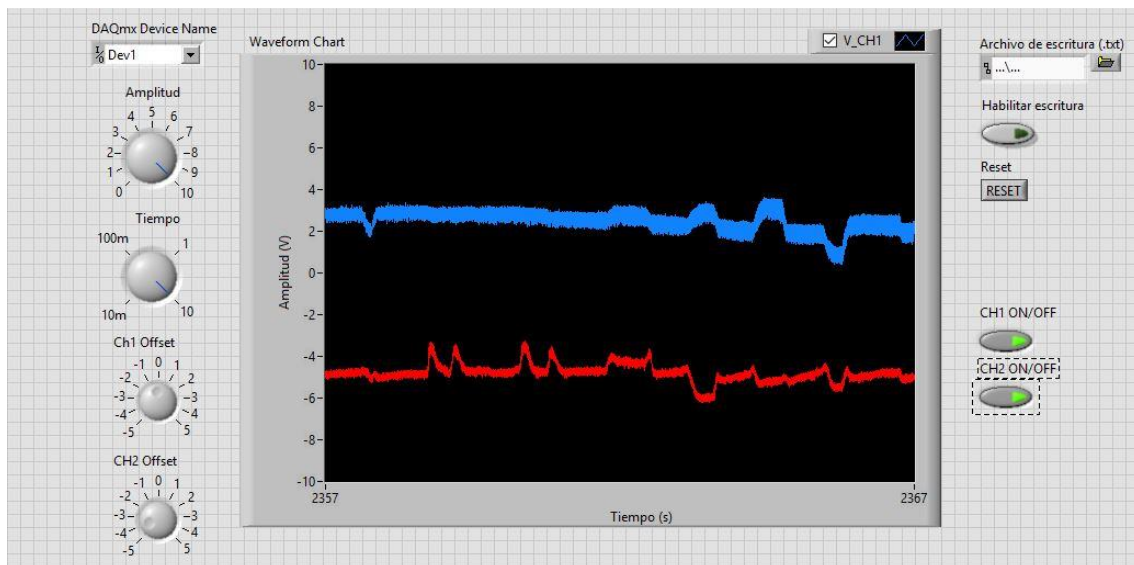


Figura 97: ajuste de offset en el entorno de Labview

De esta prueba se ha obtenido el resultado que se observa en la Figura 98:

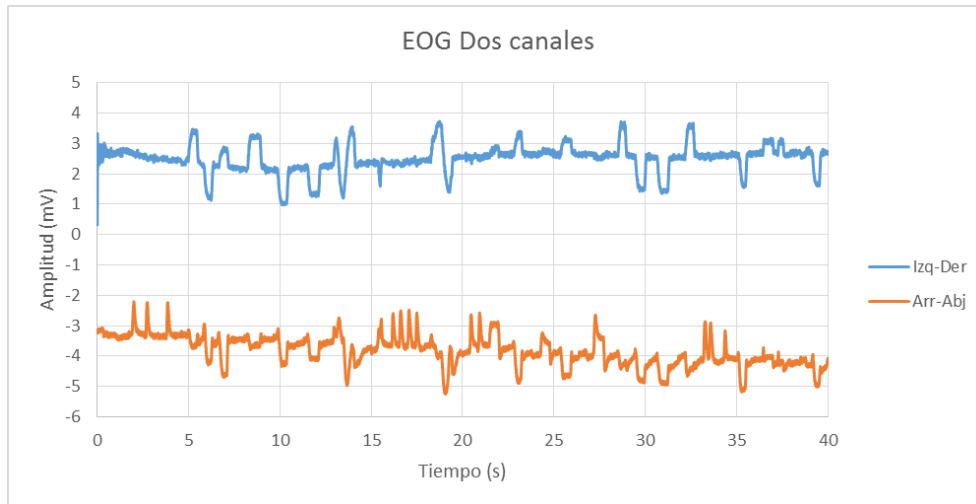


Figura 98: EOG de dos canales al mismo tiempo

Las dificultades encontradas en este caso han sido causadas por captación mediante electrodos, ya que al secarse provocan ruidos y un mayor nivel de offset, que hace a la señal de interés complicada de observar o incluso llega a saturar la señal de salida. Esto se logra solventar momentáneamente mediante la aplicación de una pequeña gota de gel en los electrodos. Tal como se esperaba, el movimiento de los músculos próximos también afecta a la señal.

En definitiva, se ha logrado obtener las dos señales electrooculográficas deseadas, cumpliendo con las condiciones del proyecto.

8. Programa de ejecución o montaje

8.1 Montaje de las placas de circuito impreso

El proyecto requiere de la construcción de cuatro placas de circuito impreso de los prototipos, para **comprobar su funcionamiento y corregir posibles errores de diseño** antes de lograr la versión definitiva. A continuación se describen brevemente los pasos que se deben llevar a cabo.

En primer lugar se debe imprimir el diseño adjunto en los Planos Bottom Copper y Top Copper del circuito correspondiente en **papel de acetato transparente**, utilizando entre dos y tres copias para aumentar su opacidad. Estas copias se deben situar una sobre otra en perfecta **alineación**, usando como referencia los trazados visibles.

A su vez los diseños pertenecientes a ambas caras de una misma placa se deben alinear, usando como referencia sus puntos en común y teniendo en cuenta su orientación, y unirse por un extremo de forma que la placa fotosensible se pueda situar en el interior **sin que se desplace el impreso**, quedando los puntos de inserción de todos los componentes alineados de forma totalmente vertical con el plano de la placa.

Una vez finalizado este paso se debe cortar la placa fotosensible a la medida especificada en el plano, sin retirar la capa protectora. A continuación se lleva al cuarto oscuro, donde se procederá a la **insolación y el revelado** del material fotosensible.

Asegurándose de que la luz de la habitación no afecte al material fotosensible, **se extraen las capas protectoras** de la placa, y se introduce esta entre las dos caras del circuito anteriormente unidas. Se alinea la placa con los impresos asegurando de nuevo que coincidan los puntos de forma vertical, y se introduce el conjunto en la **insoladora configurada con 200 segundos de exposición**.

Al finalizar el tiempo de insolación se extrae la placa y se introduce en un **químico de revelado**, donde se debe remover hasta que se visualice sobre el material fotosensible el diseño del circuito con total opacidad, momento en el que se extrae la placa del químico de revelado. Una vez logrado esto **se elimina el revelador con agua** y se procede al atacado químico.

El atacado químico se realizará mediante ácidos, por lo que se deberán tener en cuenta las medidas de seguridad recomendadas para su uso. Se introducirá la placa de circuito ya revelada en una cubeta con químico de atacado y **se removerá hasta que el cobre de la placa que no quede bajo la capa opaca de material fotosensible se haya eliminado completamente**. En caso de extraer la placa y observar que queda alguna zona con cobre, se podrá volver a introducir en el químico hasta su eliminación. Se recomienda lavar **la placa con agua destilada** y observar si el atacado se ha realizado correctamente con una **lupa o microscopio**.

Una vez se extrae la placa del atacado químico y se limpia de nuevo con agua, y se comprueba la calidad del trabajo, se debe **eliminar el material fotosensible opaco restante** con el uso de acetona. Se debe verter acetona por ambas caras de la placa hasta que no quede material fotosensible y se observe todo el cobre restante con el diseño del circuito. En este punto se pueden observar las pistas del circuito con un microscopio para verificar la calidad del trabajo y **asegurar la continuidad de las pistas**.

Se realizará a continuación el **taladrado de la placa**, mediante un taladro de columna con el tamaño de las brocas y en los puntos que se especifican en el Plano Taladro del diseño correspondiente, taladrando de forma totalmente vertical hasta atravesar con la broca las dos caras de la placa.

Opcionalmente se puede usar una **máquina de control numérico** para el taladrado, cargando los archivos Gerber del diseño al software de control. Este es el método que se ha utilizado para el taladrado de los prototipos.

Una vez hecho esto se procede a **colocar los componentes**. La posición de estos se encuentra en el Plano Serigrafía. Se debe comenzar por los componentes de menor altura para facilitar la soldadura. Una vez colocado un componente se procede a **soldar con una gota de estaño** aplicando en primer lugar el soldador sobre el pad y el pin del componente al mismo tiempo, precalentándolos durante el tiempo suficiente para que el estaño se adhiera correctamente pero sin que la placa o el componente se dañen debido al calor. Una vez precalentado se aplica el hilo de estaño sobre la punta del soldador hasta que queda una gota que cubra el pad y la pata del componente. Se deja el soldador en esa posición hasta que la gota se distribuye y toma la forma del pad, **sin exceder el tiempo de calentamiento que pueda dañar el componente**, y después se retira el soldador.

Para la correcta colocación y soldadura de los componentes se pueden utilizar materiales o herramientas como **flux, soportes y pinzas**. En la placa configurable es importante **mantener la verticalidad de los pines de inserción**. Una vez finalizado el trabajo de soldadura se debe revisar la calidad de este con una lupa, asegurando que no exista contacto entre pistas que no deben estar en contacto y que el punto de estaño se ha aplicado correctamente. Entonces **se cortan las patas de los componentes** justo por encima del punto de soldadura.

Si todo el proceso se ha llevado a cabo correctamente se puede aplicar una capa de spray protector **para evitar el deterioro del cobre**. No se recomienda aplicar spray en la parte superior de la placa configurable, ya que podría afectar a la conductividad de los pines.

Tras la **comprobación de los prototipos** se obtendrá la versión definitiva de la placa, cuyo diseño es el adjunto en los Planos. Para lograr un acabado profesional se encarga la impresión de las placas a una **empresa externa con capacidad de realizar serigrafía de los componentes** y cubrir las pistas de cobre con un protector aislante. Este proceso se ha realizado online, enviando los archivos Gerber del diseño para su comprobación por los técnicos de la empresa, junto a una lista de las características deseadas, y realizando el pago correspondiente al presupuesto que se genera.

Una vez se reciben las placas de circuito, se procede a colocar los componentes y soldarlos de forma normal.

8.2 Programación del entorno de Labview

La programación en Labview se realiza mediante la **unión de bloques**. A continuación se mostrará el proceso realizado para lograr el entorno del programa **OsciloscopioVirtual.exe** y se explicará la funcionalidad de cada bloque.

En primer lugar se abre Labview 2014, mostrando la siguiente pantalla inicial:

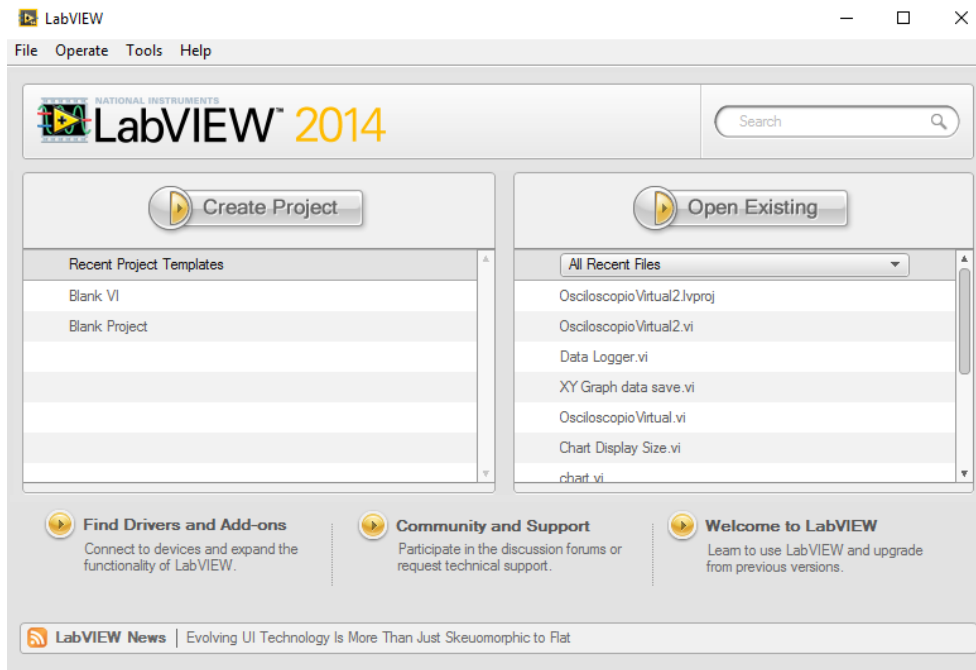


Figura 99: pantalla inicial de Labview

Pulsando en *Blank VI* se abrirá un entorno de programación en blanco, a partir del cual se pueden empezar a introducir bloques. Se deberá guardar el programa con un nombre propio pulsando en *File-Save As...*

En primer lugar se coloca un bloque **DAQ Assistant**, que configurará la tarjeta de adquisición de datos. Al poner el bloque sobre el entorno se abrirá una nueva ventana como la que se muestra en la *Figura 100*:

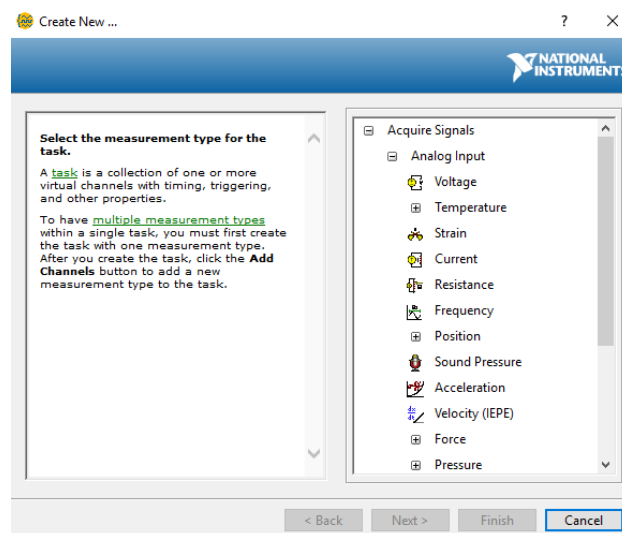


Figura 100: ventana principal del DAQ Assistant

Abriendo la pestaña *Acquire Signals* y a continuación la pestaña *Analog Input* y seleccionando la opción *Voltage*, se abrirá una nueva ventana que permitirá seleccionar la tarjeta de adquisición de datos con la que el programa se debe comunicar.

Una vez seleccionado el nombre de la DAQ, se abre una ventana como la de la *Figura 101*:

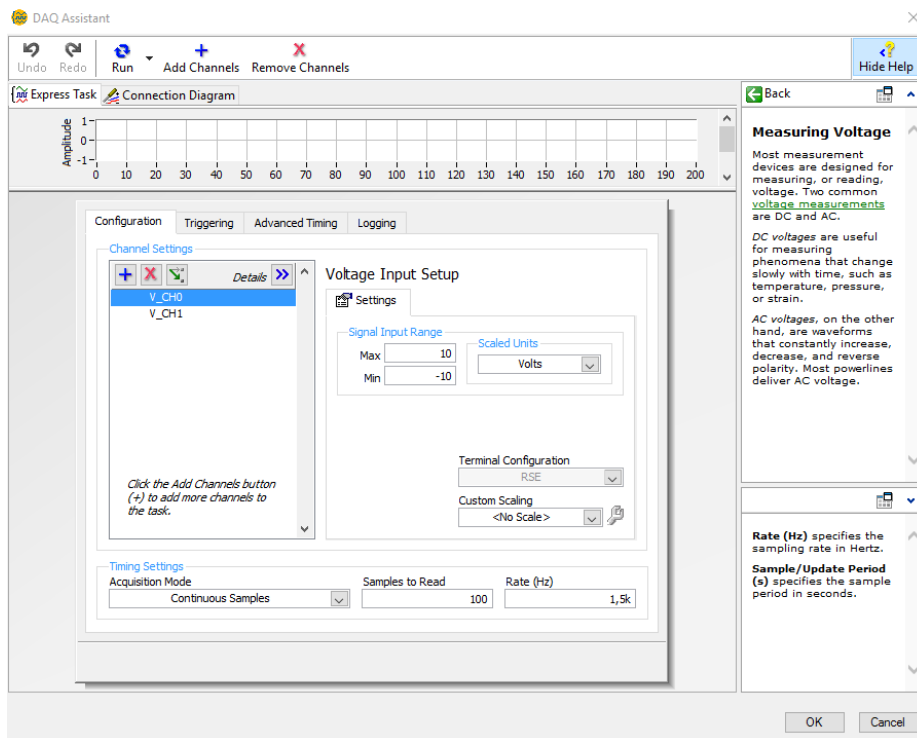


Figura 101: ventana de configuración del DAQ Assistant

En esta ventana se deberán introducir los canales analógicos de los que se desea tomar muestras, en este caso CH0 y CH1, la frecuencia de muestreo en el cuadro de texto *Rate (Hz)*, el número de muestras que se deben leer antes de enviar los datos en el cuadro de texto *Samples to Read*, y el modo de adquisición en *Acquisition Mode*, que deberá ser continuo, por lo que se selecciona la opción *Continuous Samples*.

Si se configura tal como aparece en la Figura 101, se realizará un muestreo de los canales **CH0** y **CH1** con una frecuencia de **1500 Hz** (3 veces mayor que la frecuencia de la señal de EMG), enviando las muestras cada 67 milisegundos, lo que dará una **tasa de refresco de 15 veces por segundo**, suficiente para una visualización fluida. Una vez hecho esto se hace click en OK y el bloque aparecerá en el entorno de programación.

Para que este bloque realice las acciones continuamente, deberá estar dentro de un **bucle while**, que se encuentra entre los bloques de programación, como se muestra en la Figura 102:

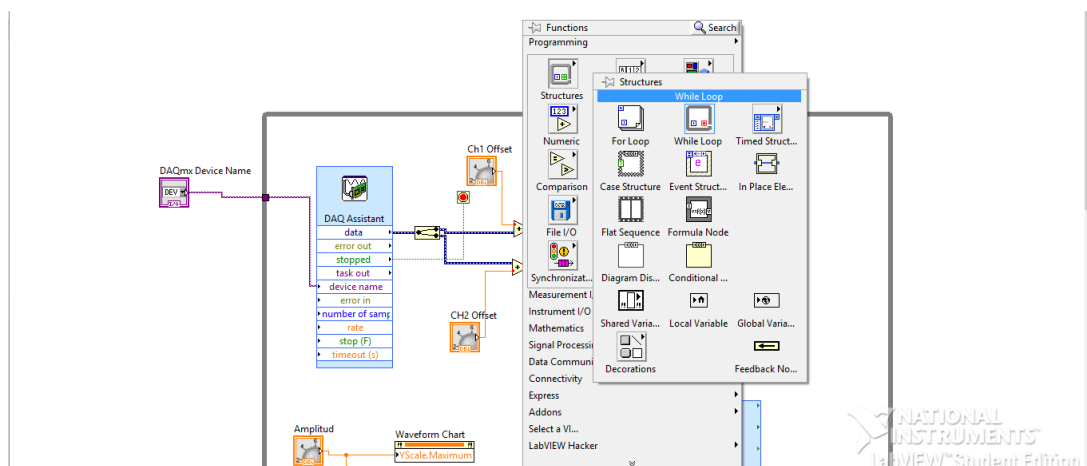


Figura 102: situación del bucle while

A continuación se introduce en el entorno el bloque *DAQmx Device Name*, que mostrará una lista desplegable de los nombres de las tarjetas de adquisición de datos disponibles, de forma que no haya que volver a configurar el *DAQ Assistant* si se cambia de DAQ. Este bloque se une a la propiedad *device name* del *DAQ Assistant*, pero deberá estar fuera del bucle *while*, tal como se muestra en la anterior *Figura 102*.

De la salida data del *DAQ Assistant* se podría tomar directamente la muestra para la gráfica, sin embargo, al igual que en un osciloscopio, se va a realizar un **ajuste de offset** de la señal para poder posicionarla donde el usuario desee. Esto se realiza separando los dos canales y sumando a cada canal un número proveniente de unas ruletas, y luego se vuelven a unir en un único cable, tal como se muestra en la *Figura 103*:

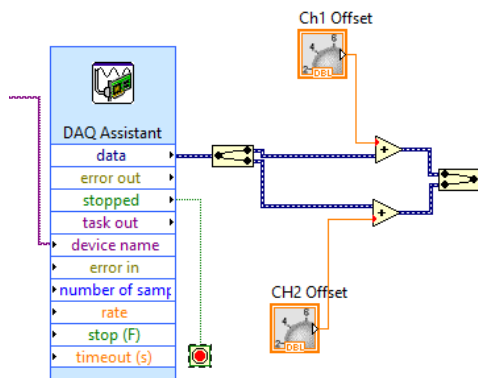


Figura 103: añadido de offset a las señales

A continuación, a la salida de la unión de las dos señales se añade una **Waveform Chart**, que graficará en el entorno visual las dos señales por separado. Entre ambos bloques se deberá interponer un bloque *Convert from Dynamic Data* en configuración *2D array of scalars*, tal como muestra la *Figura 104*.

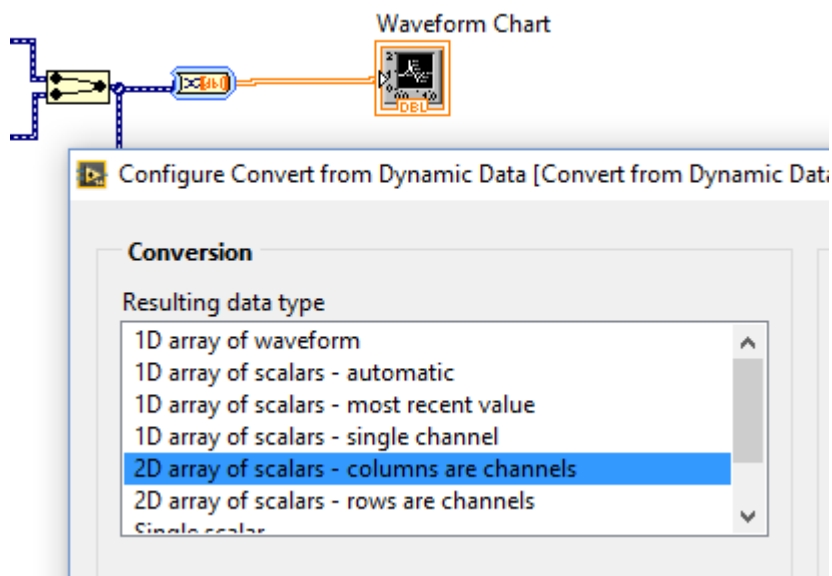


Figura 104: Waveform Chart y Convert from Dynamic Data

A la salida de la unión se pondrá también un bloque **Write To Measurement File**, que escribirá los datos que reciba en un archivo de texto. Al colocar este bloque en el entorno se abrirá una ventana de configuración como la de la *Figura 105*, y se deberá configurar como aparece en dicha figura para lograr obtener los datos en dos columnas y en un archivo de texto.

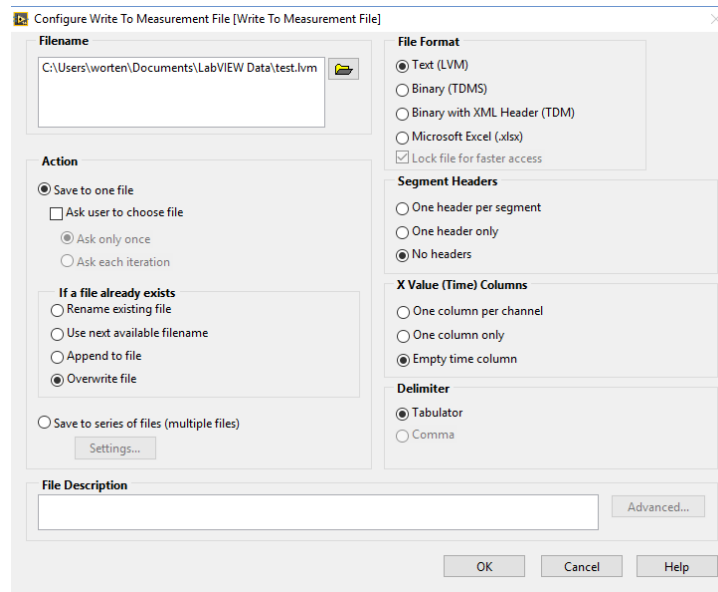


Figura 105: configuración de Write To Measurement File

Al pulsar OK aparecerá el bloque con las entradas requeridas. Se añadirán además los bloques *Reset* (*OK Button* con texto y título modificados), *Habilitar escritura* (*Push Button* con título modificado) y *Archivo de escritura* (*Path* con título modificado), de forma que se podrá controlar el lugar donde se guarda el archivo, su nombre, el momento en el que se empiezan a guardar las muestras y volver a comenzar la escritura si fuese necesario. La conexión se realiza tal como se muestra en la *Figura 106*:

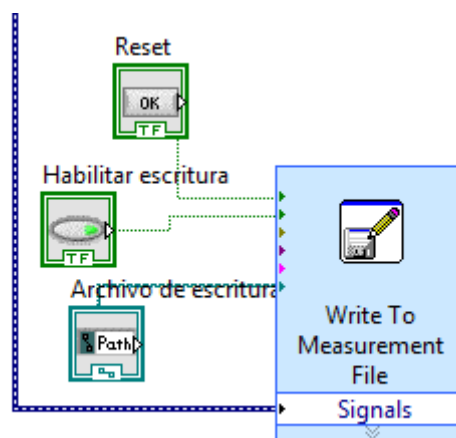


Figura 106: conexiones de Write To Measurement File

Para poder **modificar las escalas X e Y** de la *Waveform Chart*, se añaden los **bloques de propiedades** *XScale.Minimum*, *XScale.Maximum*, *YScale.Minimum*, *YScale.Maximum* haciendo click derecho en el bloque de la *Waveform Chart*, navegando en las pestañas *Create* y *Property Node*. Se añaden otros bloques matemáticos y **ruletas para el usuario**, que configuran la propiedad deseada. La conexión se realiza como se muestra en la *Figura 107*:

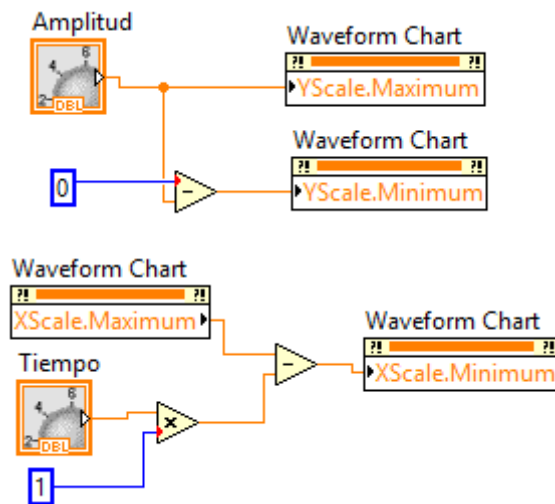


Figura 107: configuración de las escalas X e Y

Con esto se podrá **variar la escala de tiempo y amplitud** de la *Waveform Chart* como en un osciloscopio.

Para poder **activar y desactivar los canales**, se añaden dos botones y los bloques de propiedad que definen la visibilidad de las señales que llegan a la *Waveform Chart*. La conexión se realiza como se muestra en la *Figura 108*:

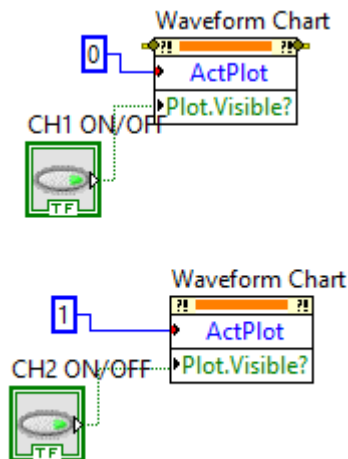


Figura 108: visibilidad de los canales

Una vez finalizado esto, se ha logrado configurar un entorno en Labview similar a un osciloscopio simple de dos canales. La *Figura 109* muestra el conjunto.

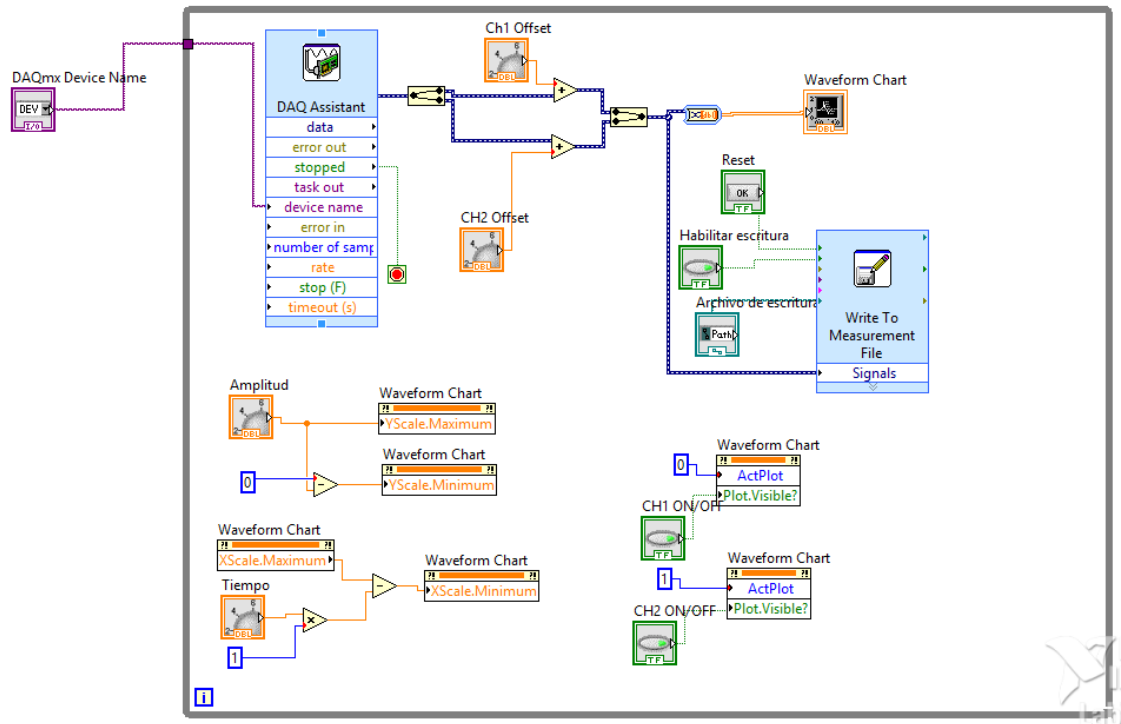


Figura 109: conjunto de programación del osciloscopio virtual

A continuación se pasa al **entorno gráfico** y se ordenan los objetos que se han introducido, tal como se muestra en la *Figura 110*. Esto es lo que verá el usuario final.

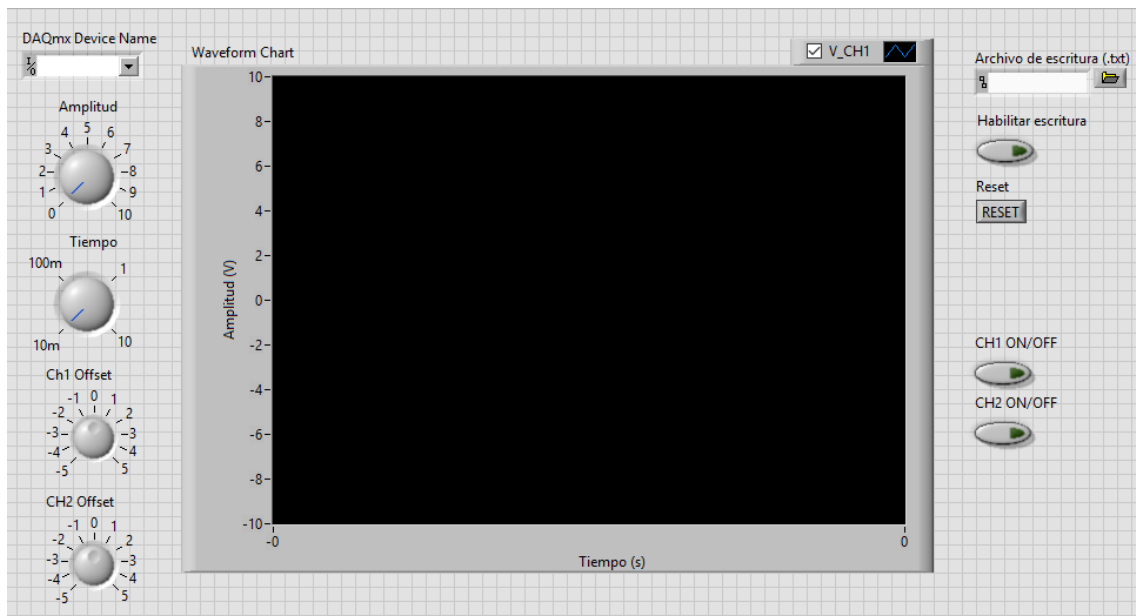


Figura 110: entorno gráfico de Labview

Para exportar el programa a un archivo ejecutable, se deberá hacer click en la pestaña *Tools – Build Application (EXE) from VI* y seguir los pasos que indica el asistente. Esto creará el archivo *OsciloscopioVirtual.exe* que se adjunta en el proyecto

9. Conclusiones

Con los resultados obtenidos en las pruebas correspondientes a cada circuito, se puede concluir en que **se han cumplido los objetivos que se proponían en el apartado *Objeto* y con las especificaciones que se detallaban en el apartado *Condiciones*.**

Sin embargo cabe destacar el **gran número de dificultades** que se han hallado. En el resultado obtenido se han encontrado **interferencias y otros ruidos** provenientes tanto del entorno como del propio sistema, sobre todo en la problemática asociada a la interfaz paciente-electrodo, cuando en la práctica **los electrodos sufren desgaste o se secan y despegan** con el tiempo.

El diseño de las placas ha requerido de numerosos **prototipos, medidas y pruebas de funcionamiento** que se han llevado a cabo durante el desarrollo del proyecto para confirmar los cálculos y mejoras que se introducían paso a paso, todos ellos con problemas puntuales como malas conexiones o componentes defectuosos, precisamente aquello que **se ha logrado evitar con la realización del proyecto.**

Las numerosas pruebas y varios borradores del diseño han llevado al desarrollo de la placa configurable que se adjunta al presente proyecto: **funcional, fácil de entender y manipular** gracias a la cuidada distribución de los componentes y la serigrafía, en definitiva, útil para que los alumnos realicen las prácticas de la asignatura de Bioelectrónica.

Al no disponer de esta componente visual, las placas de ECG, EMG y EOG son de un diseño más **simple y compacto**, conllevando menos pasos en el proceso y con menores dificultades a la hora de implementar la idea. Se pudieron comprobar los circuitos de estas placas directamente sobre un primer prototipo de la placa configurable, reafirmando su capacidad para cumplir las condiciones del proyecto.

En conjunto, estas placas se diseñan para llevar a cabo una **tarea didáctica**, lejos de usarse en un sistema médico real, donde actualmente los sistemas digitales llevan una gran ventaja a los analógicos en cuanto a espacio, calidad de la señal y consumo energético.

Este factor ha llevado a descuidar la normativa de seguridad referente al **aislamiento eléctrico**, porque, tal como se indica en la presente memoria, es **fundamental la visibilidad del circuito**, no permitiendo así aislar la placa de los usuarios mediante una caja o similar, ya que estos deben interactuar físicamente con los componentes. A pesar de ello se implementan los sistemas de aislamiento mínimos y que **evitarían en cualquier caso el shock eléctrico** de un paciente conectado a la placa, siempre y cuando no entre en contacto con esta. Este punto quedaría como una posible mejora a implementar en el futuro.

Entre otras posibles mejoras cabría destacar la posibilidad de **reducir el nivel de offset** que se halla a la salida de las placas, utilizando por ejemplo el mismo circuito de ajuste de offset que se implementa en la placa configurable. Otro punto importante sería aumentar la robustez de los conectores donde se insertan los componentes de la placa configurable, ya que los conectores seleccionados tienden a doblarse si se ejerce demasiada presión.

Debido a la falta de presupuesto **no se pudo implementar la placa de EMG**, por lo que queda pendiente de realizar. Además, se han tenido que seleccionar componentes cuyos precios encajan en el **límite de presupuesto**, factor que puede haber influido en la calidad del resultado final. Aun así puede considerarse que los diseños son de **bajo coste** si se comparan los precios con el mercado.

Durante el presente curso académico y la realización del proyecto ha sido importante **ampliar los conocimientos previos**, entrando en el campo de la medicina para lograr entender qué procesos biológicos se llevan a cabo en el cuerpo humano, y conocer en qué medida es importante el **desarrollo de las tecnologías** necesarias para el acondicionamiento de las señales que generan. Mediante la observación, parametrización y procesado de estas señales se han logrado realizar diagnósticos, mejoras en los tratamientos y sistemas de ayuda que mejoran la calidad de vida de las personas, o se convierten en un soporte básico para mantener con vida a los pacientes.

Como conclusión, la realización del presente proyecto **ayuda a introducir las bases teóricas y prácticas en el diseño y desarrollo de unas tecnologías que facilitan la vida y mejoran la salud de las personas.**

10. Bibliografía

- [1] G. Webster, John, (2010), Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, John Wiley & Sons Inc.
- [2][6] E. Hall, John and C. Guyton, Arthur, (2010), Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology 12th edition, SAUNDERS.
- [3][4][24] Ferrero, J.M. et Al., (2002), Bioelectrónica: señales bioeléctricas, Universidad Politécnica de Valencia: Servicio de Publicación.
- [5] [10] Prats, Gema y Trénor, Beatriz A., Bioelectrónica, Ingeniería Electrónica Industrial y Automática, ETSID, Universitat Politècnica de València, 2015 – 2016.
- [7] Haberl, R., Weber, M., Reichenspurner, H., Kemkes, B.M., Osterholzer, G., Anthuber, M. and Steinbeck, G. (1987). Frequency analysis of the surface electrocardiogram for recognition of acute rejection after orthotopic cardiac transplantation in man. Circulation, Vol. 76, pp 101-108.
- [8] Nayak, S., Dr. Soni, M.K. and Dr. Bansal, D. (2012). Filtering techniques for ECG signal processing. International Journal of Research in Engineering & Applied Sciences, Vol. 2, No. 2, pp 671-679.
- [9] American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; American College of Cardiology Foundation; Heart Rhythm Society. (2007). Recommendations for Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram Part I: The Electrocardiogram and Its Technology.
- [11] Vladimir Medved and Mario Cifrek (2011). Kinesiological Electromyography, Biomechanics in Applications, Dr Vaclav Klika (Ed.), InTech, DOI: 10.5772/21282. Available from intechopen.com.
- [12][21][27] D. Bronzino, Joseph, (2006), The Biomedical Engineering Handbook: Medical devices and systems, Taylor & Francis.
- [13] Reaz, M.B.I., Hussain, M.S., Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. Biological Procedures Online, Vol. 8, No. 1, pp 11-35.
- [14] De Luca, C.J., Gilmore, L.D., Kuznetsov, M., Roy, S.H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artefact and baseline contamination. Journal of Biomechanics, Vol. 43, pp 1573-1579.
- [15] Brown, M., Marmor, M., Vaegan, Zrenner, E., Brigell, M., Bach, M. (2006). ISCEV Standard for Clinical Electro-oculography (EOG). Doc Ophthalmol, Vol. 113, pp 205-212.
- [16] Bulling, A., Ward, J.A., Gellersen, H., Tröster, G. (2011). Eye Movement Analysis for Activity Recognition Using Electrooculography. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 33, No. 4, pp 741-753.
- [17] Thakkar, R., Kher, R. (2015). IMPLEMENTATION OF ELECTROOCULOGRAM BASED HUMAN COMPUTER INTERFACE SYSTEM. International Journal For Technological Research In Engineering, Vol. 2, No. 11, pp 2503-2506.

[18][23] Barea Navarro, Rafael., Instrumentación Biomédica Tema 3: Sistemas de Acondicionamiento y Adquisición de Señales Bioeléctricas. Departamento de Electrónica, Universidad de Alcalá, Madrid.

[19] Akai, Metin, (2006), Wiley encyclopedia of biomedical engineering, John Wiley & Sons Inc.

[20][22][25][26][30] G. Webster, John, (2010), Medical Instrumentation: Application and Design, John Wiley & Sons Inc.

[28] Wilamowski, B.M. and Irwin, J.D. (2011) The Industrial Electronics Handbook: Fundamentals Of Industrial Electronics, CRC Press.

[29] Tormos Ferrando, Álvaro, Sensores e Instrumentación Virtual, Ingeniería Electrónica Industrial y Automática, ETSID, Universitat Politècnica de València, 2015-2016.

[31] Northrop, R.B. (2004) Analysis and Application of Analog Electronic Circuits to Biomedical Instrumentation, CRC Press.

Datasheets proporcionadas por Texas Instruments, Analog Devices, Murata Power Solutions, XP Power, ON Semiconductor, ST Microelectronics, Farnell.

ANEXO 1: Cálculo de componentes

Etapas diferencial

Se va a usar un amplificador de instrumentación cuya ganancia viene definida por una resistencia externa entre los pines 1 y 8, y mediante la siguiente expresión (A1.1) proporcionada por el fabricante:

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_g} \quad (\text{A1.1})$$

Debido al alto ruido y el offset que contienen las señales en el momento de su captación, se debe evitar la saturación de las primeras etapas debido a su amplificación. Por ello en estos sistemas se asigna una ganancia de aproximadamente 15 V/V, que requiere una resistencia cuyo valor se calcula según (A1.2):

$$R_g = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G - 1} \quad (\text{A1.2})$$

$$R_g = 3.528 \text{ k}\Omega \quad (\text{A1.3})$$

Los valores comerciales de la serie E24 más próximos son 3.3 y 3.9 k Ω . Sin embargo como se desea realizar el circuito de tierra virtual, que requiere de un punto medio entre dos resistencias que definen la ganancia, se pueden usar dos resistencias de 1.8 k Ω 5% o 1.78 k Ω 1%. Los valores de ganancia logrados son los que se indican de (A1.4) a (A1.8)

$$R_g = 3.3 \text{ k}\Omega; \quad G = 15.97 \text{ V/V} \quad (\text{A1.4})$$

$$R_g = 3.9 \text{ k}\Omega; \quad G = 13.66 \text{ V/V} \quad (\text{A1.5})$$

$$R_g = 2 \cdot 1.78 \text{ k}\Omega; \quad G = 14.87 \text{ V/V} \quad (\text{A1.6})$$

$$R_g = 2 \cdot 1.8 \text{ k}\Omega; \quad G = 14.72 \text{ V/V} \quad (\text{A1.7})$$

Cualquiera de estas opciones se puede usar, ya que la diferencia con la ganancia deseada es mínima y no representa un problema real a la hora de implementarse. Se selecciona el par de 1.8 k Ω para las placas no configurables ya que es un valor próximo al requerido y fácil de encontrar, mientras que en la placa configurable la elección la deberán realizar los alumnos.

Filtro Paso Alto

ECG

La frecuencia de corte debe de ser de 0.05 Hz y se define una estructura Sallen-Key con respuesta tipo Butterworth. Se utilizarán las expresiones halladas en el apartado *Cálculos previos* de la Memoria. En el filtro paso alto se configuran X_1 y X_2 con condensadores (C_1 y C_2 , del mismo valor, C) y X_3 , X_4 con resistencias (R_3 y R_4 , del mismo valor, R), hallando las expresiones (A1.8) a (A1.10):

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (\text{A1.8}) \quad K = 1 + \left(\frac{R_1}{R_2}\right) \quad (\text{A1.9}) \quad Q = \frac{2}{3 - K} \quad (\text{A1.10})$$

Para obtener una respuesta tipo Butterworth, se deberá fijar Q a 0.7072 por lo que se obtiene (A1.11):

$$K = 3 - \left(\frac{2}{Q}\right) = 1.5856 \text{ V/V} \quad (\text{A1.11})$$

A partir de esta condición se hallan R_1 y R_2 según (A1.12):

$$R_1 = (1.5856 - 1)R_2 \quad (\text{A1.12})$$

Los mejores valores hallados para estas resistencias son los indicados en (A1.13) y (A1.14):

$$R_1 = 15 \text{ k}\Omega \quad (\text{A1.13})$$

$$R_2 = 27 \text{ k}\Omega \quad (\text{A1.14})$$

Con estos se tiene una ganancia real que se calcula en (A1.15):

$$K = 1 + \left(\frac{15 \text{ k}\Omega}{27 \text{ k}\Omega}\right) = 1.55 \text{ V/V} \quad (\text{A1.15})$$

Estos valores de R_1 y R_2 se usarán en todos los diseños de filtro Sallen-Key y respuesta Butterworth.

A continuación se calculan en (A1.16) los componentes que definen la frecuencia de corte:

$$f_c = 0.05 \text{ Hz} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (\text{A1.16})$$

Los valores más próximos de R y C hallados son los indicados en (A1.17) y (A1.18), correspondientemente:

$$R = 330 \text{ k}\Omega \quad (\text{A1.17})$$

$$C = 10 \text{ }\mu\text{F} \quad (\text{A1.18})$$

Se ha escogido este valor de condensador porque es un valor común que se encuentra en formato SMD, y la resistencia queda de un valor no demasiado alto para evitar introducir ruidos.

EMG

La frecuencia de corte debe de ser de 1 Hz, la estructura del filtro es Sallen-Key y se define una respuesta tipo Butterworth.

Se usarán los valores de resistencias R_1 y R_2 indicados en (A1.13) y (A1.14). Se calculan según (A1.19) los valores de R y C que definen la frecuencia de corte:

$$f_c = 1 \text{ Hz} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (\text{A1.19})$$

Los mejores valores hallados son los que se indican en (A1.20) y (A1.21):

$$R = 150 \text{ k}\Omega \quad (\text{A1.20})$$

$$C = 1 \text{ }\mu\text{F} \quad (\text{A1.21})$$

Ganancia Variable

Este circuito es común a todas las placas. Se calcula en primer lugar mediante el Gain Bandwidth Product (GBWP) la ganancia máxima que se podrá alcanzar sin distorsionar la señal, teniendo en cuenta un ancho de banda de al menos 2 kHz. Se ha escogido el OP27 para esta etapa debido a su bajo offset y ruido, y tiene un GBWP de 8 MHz.

El GBWP indica a qué frecuencia se comienza a atenuar o deformar la señal de salida debido a la limitación del ancho de banda si la ganancia del sistema es unitaria. Conociendo este dato se puede calcular la frecuencia a la que se limita el ancho de banda si se aumenta la ganancia, como se indica en (A1.22). Para este caso se realiza el procedimiento inverso y se calcula en (A1.23) la ganancia máxima para que la señal no se distorsione con un ancho de banda deseado.

$$BW = \frac{GBWP}{G} \quad (A1.22); \quad G = \frac{8 \text{ MHz}}{2 \text{ kHz}} = 4000 \text{ V/V} \quad (A1.23)$$

Este cálculo demuestra que no hay limitaciones en la ganancia que se desee asignar con el rango requerido. Se escoge un valor variable entre 11 y 160 V/V, suficiente para amplificar cualquiera de las señales especificadas a un rango de tensiones de salida adecuado.

Teniendo en cuenta el esquema del circuito de ganancia variable de la Figura 31, se halla la expresión (A1.24) de la ganancia:

$$G = 1 + \left(\frac{R_2 + P}{R_1} \right) \quad (A1.24)$$

Para una ganancia de 10 V/V el potenciómetro (P) está en el valor mínimo de resistencia, idealmente nulo, por lo que se podrá calcular la relación entre R_1 y R_2 tal como se indica en (A1.25) y (A1.26):

$$11 \text{ V/V} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (A1.25)$$

$$R_2 = 10R_1 \quad (A1.26)$$

Se escogen los valores de resistencia indicados en (A1.27) y (A1.28):

$$R_1 = 1 \text{ k}\Omega \quad (A1.29)$$

$$R_2 = 10 \text{ k}\Omega \quad (A1.30)$$

Para una ganancia de 160 V/V el potenciómetro (P) está en el valor máximo de resistencia, que se podrá calcular según (A1.31) teniendo en cuenta los valores de R_1 y R_2 anteriores:

$$160 \text{ V/V} = 1 + \frac{10 \text{ k}\Omega + P}{1 \text{ k}\Omega} \quad (A1.31)$$

De aquí se halla el valor del potenciómetro necesario (A1.32):

$$P = 149 \text{ k}\Omega \quad (A1.32)$$

El valor comercial más aproximado sería de 150 k Ω , sin embargo este valor es más complicado de encontrar, y debido a la tolerancia del potenciómetro no se alcanzaría la ganancia máxima. Teniendo en cuenta esto y que la ganancia no distorsiona la señal hasta un valor muy elevado, se escoge el valor de (A1.33):

$$P = 200 \text{ k}\Omega \quad (A1.33)$$

Filtro Notch Doble T

Este circuito también es común a todos los diseños. Teniendo en cuenta el esquema del circuito de la Figura 29, la frecuencia central viene definida por (A1.34):

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (A1.34)$$

El ancho de banda depende de la posición del potenciómetro, que conforma un divisor de tensión, y se ajusta experimentalmente, por lo que no requiere del cálculo de componentes.

Para una frecuencia de 50 Hz se encuentran los valores de los componentes indicados en (A1.35) y (A1.36):

$$R = 68 \text{ k}\Omega \quad (A1.35)$$

$$C = 47 \text{ nF} \quad (A1.36)$$

Aunque también se podrá usar el par de valores de (A1.37) y (A1.38):

$$R = 47 \text{ k}\Omega \quad (A1.37)$$

$$C = 68 \text{ nF} \quad (A1.38)$$

Se usarán unos u otros valores dependiendo de su disponibilidad, ya que se requiere de la medida y prueba de los componentes para asegurar que la frecuencia central no se desvía por su tolerancia, y esto requiere un elevado número de componentes.

El potenciómetro será de 200 k Ω , ya que el valor de resistencia del mismo no es importante y se va a usar el mismo valor de potenciómetro en la ganancia variable, con lo que aumenta el volumen de pedido y el proveedor realizará descuentos.

Filtro Paso Bajo

ECC

Se requiere un filtro con frecuencia de corte de 150 Hz y respuesta Butterworth, y se selecciona una estructura Sallen-Key.

Los valores de R_1 y R_2 son los calculados anteriormente en (A1.13) y (A1.14).

Para el filtro paso bajo, X_1 y X_2 se sustituyen por resistencias del mismo valor, R, y X_3 y X_4 se sustituyen por condensadores del mismo valor, C.

La frecuencia de corte viene definida por la expresión (A1.39):

$$f_c = 150 \text{ Hz} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (A1.39)$$

Con lo que se hallan los valores indicados en (A1.40) y (A1.41):

$$R = 10 \text{ k}\Omega \quad (A1.40); \quad C = 100 \text{ nF} \quad (A1.41)$$

EMG

Se requiere un filtro con frecuencia de corte de 500 Hz y respuesta Butterworth, con estructura Sallen-Key. Los valores de R_1 y R_2 son los indicados en (A1.13) y (A1.14).

Se calculan los componentes que definen la frecuencia de corte mediante la expresión (A1.42):

$$f_c = 500 \text{ Hz} = \frac{1}{2\pi RC} \quad (A1.42)$$

Hallando los valores de estos que se indican en (A1.43) y (A1.44):

$$R = 4.7 \text{ k}\Omega \text{ (A1.43); } C = 68 \text{ nF (A1.44)}$$

EOG

Se requiere un filtro con frecuencia de corte de 40 Hz, respuesta tipo Butterworth, con una estructura Sallen-Key. Procediendo de la misma forma que en los casos anteriores se hallan los valores de R_1 y R_2 indicados en (A1.13) y (A1.14). Los componentes que definen la frecuencia de corte se calculan según (A1.45).

$$f_c = 40 \text{ Hz} = \frac{1}{2\pi RC} \text{ (A1.45)}$$

Se hallan los valores comerciales aproximados que se indican en (A1.46) y (A1.47)

$$R = 39 \text{ k}\Omega \text{ (A1.46); } C = 100 \text{ nF (A1.47)}$$

ANEXO 2: Manual de usuario de la placa configurable

Vista general

En la siguiente *Figura A2.1* se muestra el conjunto de la Placa Configurable y los distintos módulos que se detallarán a continuación.

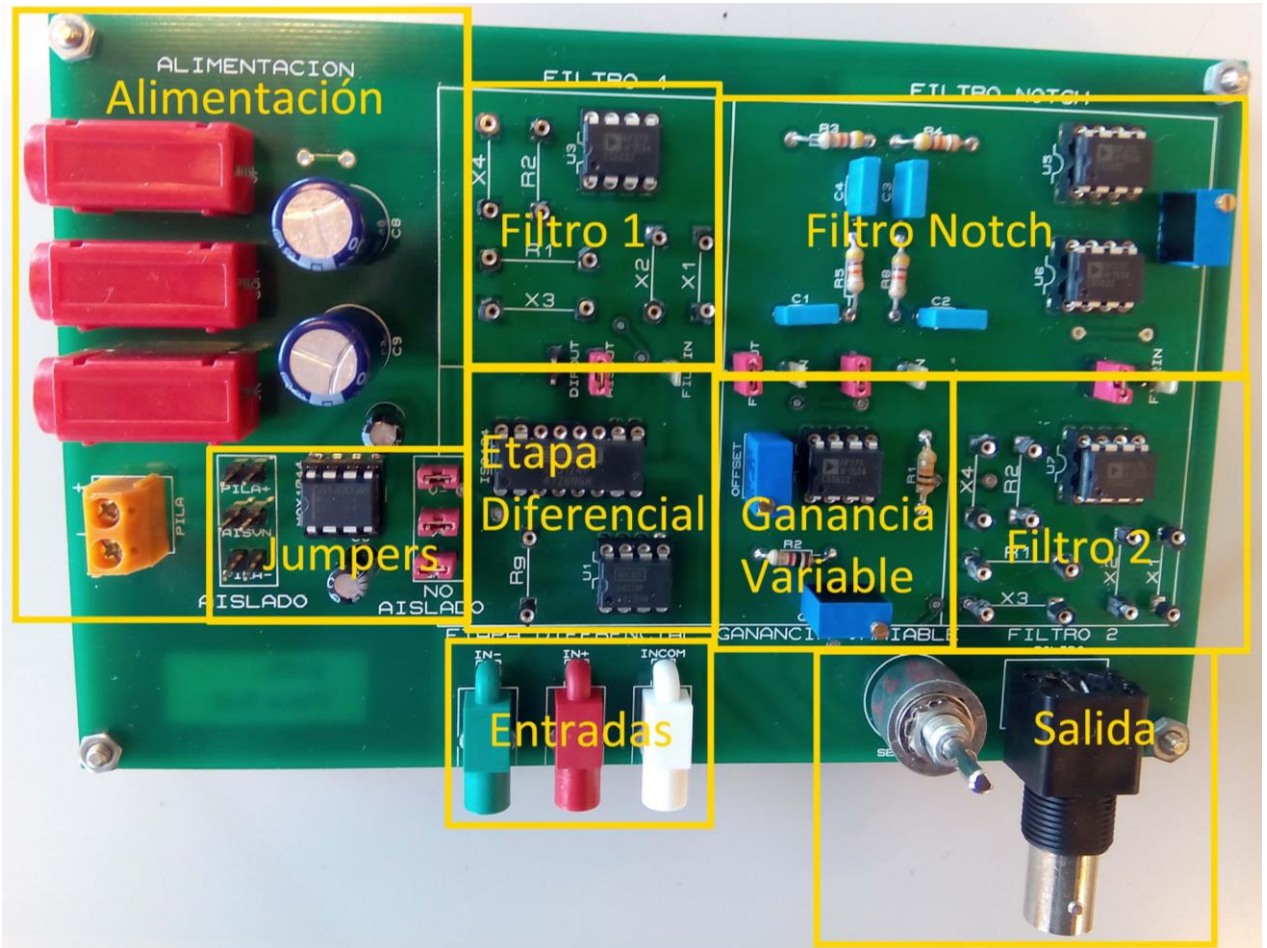


Figura A2.1 Conjunto Placa Configurable

Interconexión de los módulos

La interconexión de los módulos se realiza mediante la inserción o extracción de los jumpers que se indican en la *Figura A2.2*



Figura A2.2 Vista general de los jumpers de módulos

Estos jumpers están dispuestos tal como se indica en el diagrama de la Figura A2.3. Además se añaden espadines para la toma de medidas o la entrada de señales.

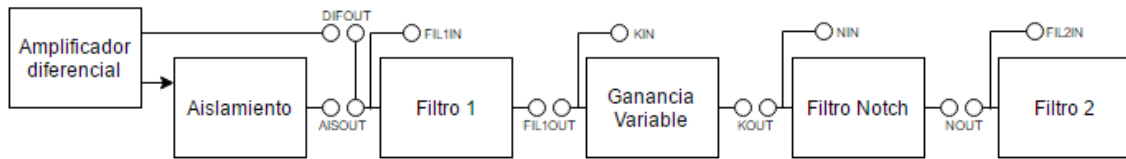


Figura A2.3 diagrama de conexión de los jumpers de módulos

Se deberá prestar atención al jumper de las posiciones DIFOUT y AISOUT, ya que para mantener el aislamiento de un paciente conectado a la placa este deberá estar en la posición AISOUT. En caso contrario, el paciente no estará aislado y existirá riesgo eléctrico.

Si se desea eliminar alguna de las etapas del diagrama de bloques, se puede realizar un puente entre los conectores macho de los jumpers mediante un cable hembra-hembra.

Alimentación



Figura A2.4: Conectores banana de alimentación

La alimentación de esta placa se da mediante una fuente de alimentación simétrica, conectando los conectores banana en las posiciones indicadas en la Figura A2.4. La tensión de alimentación no debe exceder los 15 voltios.

Cuando se requiera aislar al paciente se deberá conectar una pila de 9 voltios en el terminal atornillable PILA, respetando la polaridad indicada en la serigrafía, tal como se indica en la Figura A2.5.

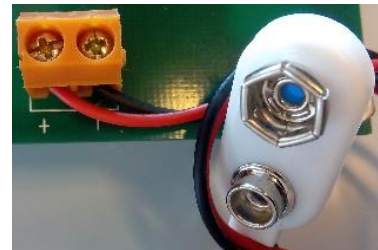


Figura A2.5: Conexión de PILA

Jumpers de alimentación

Para poder seleccionar de qué fuente se va a alimentar el módulo Etapa Diferencial, se dispone de un sistema de jumpers cuyo diagrama de conexión se indica en la Figura A2.6:

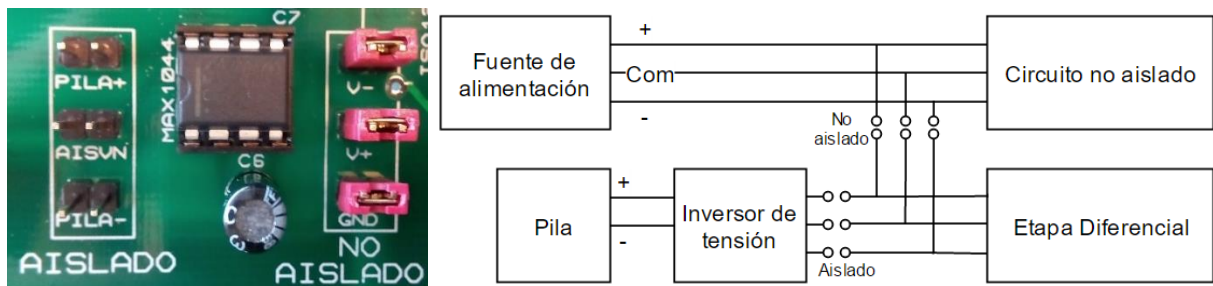


Figura A2.6: jumpers de alimentación y diagrama de conexión

Para mantener el aislamiento es totalmente necesario que estos jumpers se encuentren en la posición AISLADO. En ningún caso los jumpers deberán estar en ambas posiciones a la vez o mezclados. Se recomienda que el número máximo de jumpers adjuntos a la placa sea de 7.

Salida

La salida de señal de la placa dispone de un selector rotatorio para seleccionar la salida de un único módulo, y así poder observar la salida de estos sin la necesidad de realizar más conexiones dentro de la placa. En la *Figura A2.7* se muestra este selector y su diagrama de conexión. A su vez, se dispone de un conector estándar BNC Coaxial para realizar la conexión de la placa al sistema de muestreo u osciloscopio.

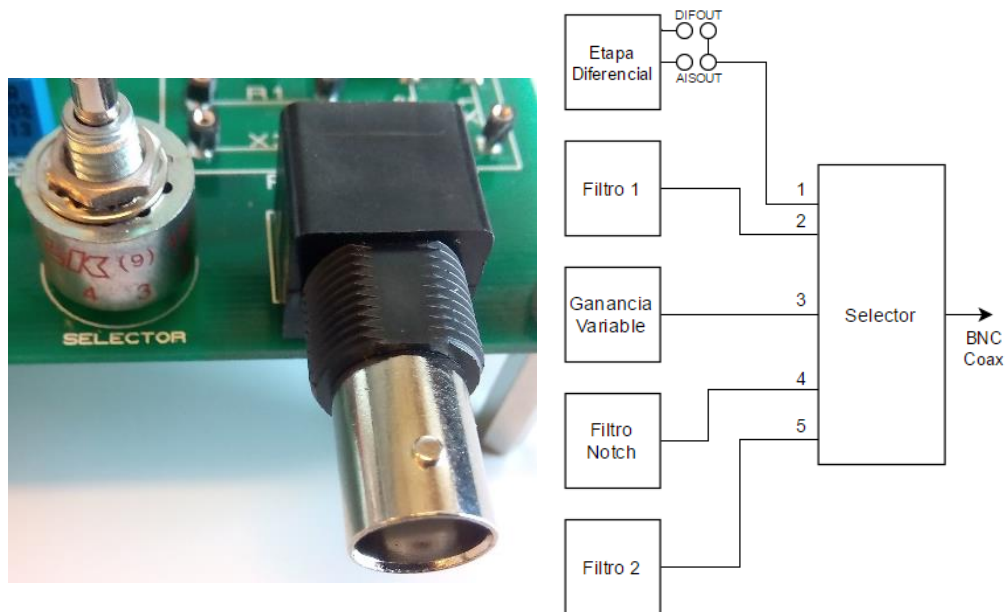


Figura A2.7: Selector de salida y diagrama de conexión

Entrada

Para facilitar la conexión de los cables de electrodo a la entrada se ha dispuesto de conectores para cable de electrodo de 1.5 mm, tal como se indica en la *Figura 2.8* junto a su diagrama de conexión con la entrada de la etapa diferencial.

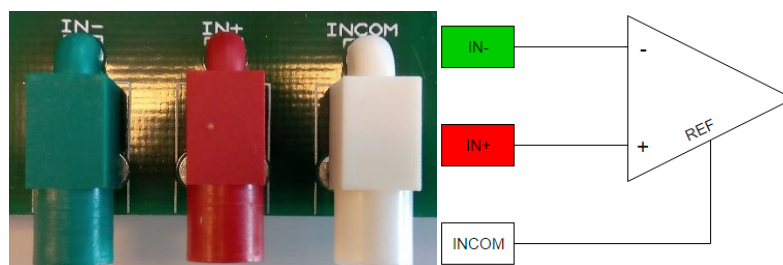


Figura A2.8: Conectores de entrada y diagrama de conexión

Filtros

Se dispone de dos filtros con estructura Sallen-Key configurables mediante la inserción de los componentes pasivos necesarios. La serigrafía de la placa indica los pines entre los que se sitúan los distintos componentes. Se deberá seguir el esquema del Filtro que se presenta en la *Figura A2.9* para su correcto posicionamiento.

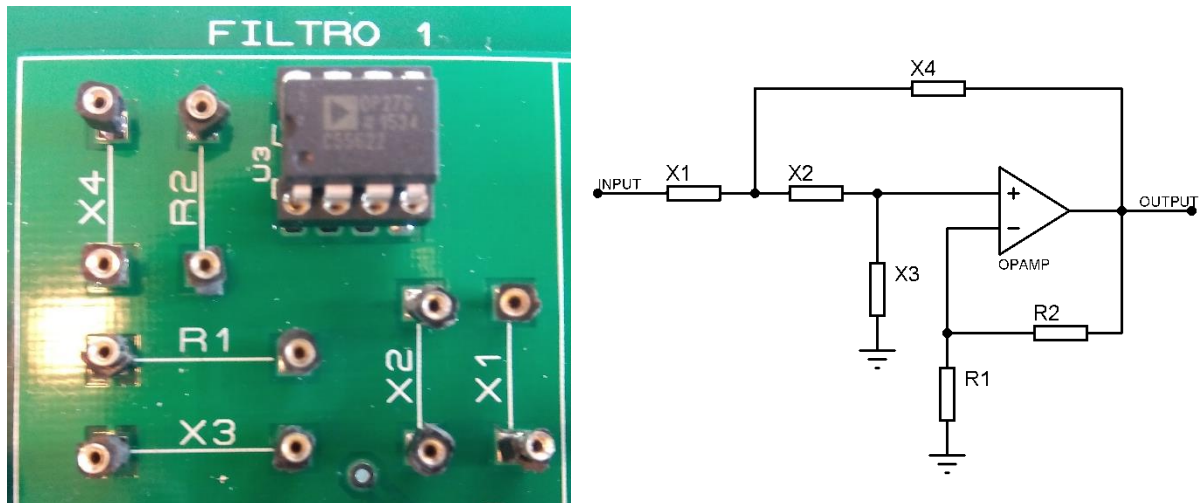


Figura A2.9: Esquema de los filtros y posicionamiento de los componentes

Ganancia variable

Para variar la ganancia total del sistema se deberá girar el potenciómetro GANANCIA en un sentido u otro para su aumento o disminución. Para variar el ajuste de offset se deberá girar el potenciómetro OFFSET. Se indican en la *Figura A2.10* sus posiciones y su esquema de conexión.

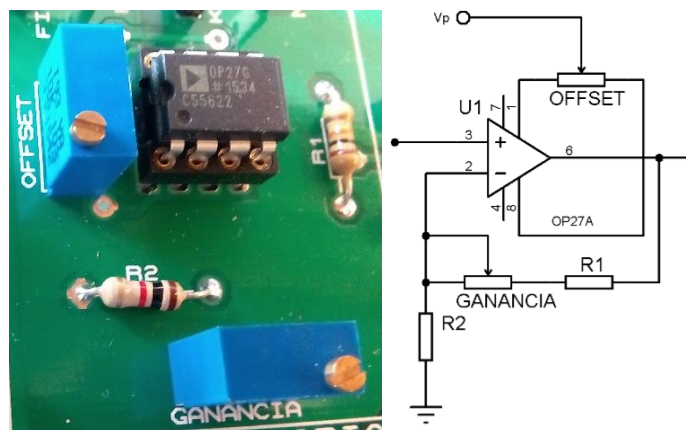


Figura A2.10: Ganancia variable y esquema de conexión

Filtro Notch

Este filtro tiene los componentes fijados para obtener una frecuencia central próxima a 50 Hz. Se puede variar el ancho de banda girando el tornillo de la parte superior del potenciómetro AJUSTE Q. En la *Figura A2.11* se muestra la posición de este.



A2.11: Posición del potenciómetro de ajuste de ancho de banda

Esquema eléctrico

A continuación se adjunta en la *Figura A2.12* el esquema completo del circuito.

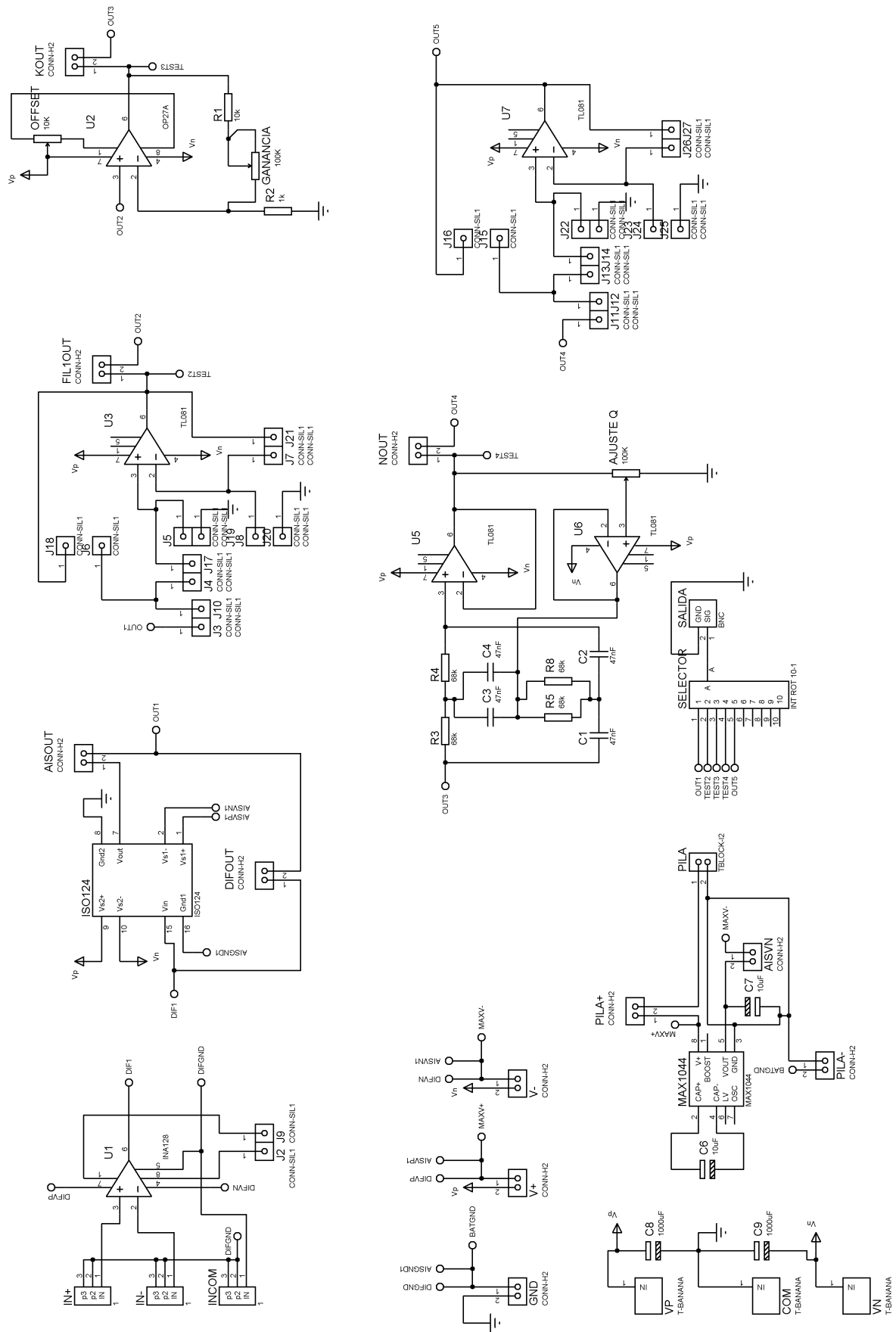


Figura A2.12 Esquema completo del circuito de la placa configurable

ANEXO 3: Manual de usuario de la placa ECG

Vista general

En la *Figura A3.1* se muestra la placa ECG y se señalan en amarillo los puntos destacables.

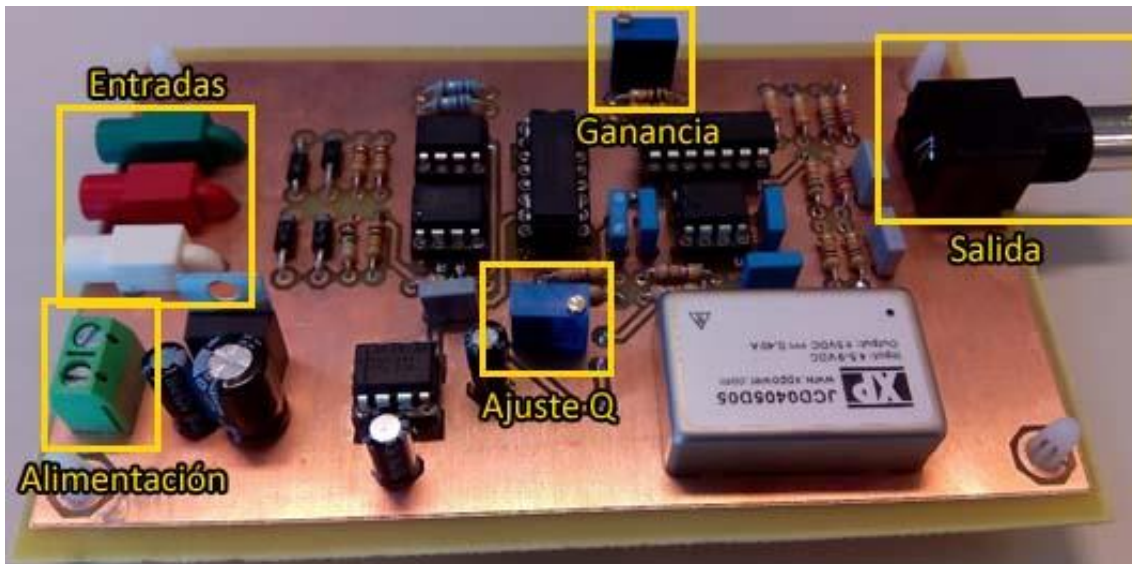


Figura A3.1: Vista general de la placa ECG.

Entradas

La conexión de las entradas al amplificador diferencial se ha realizado tal como indica la *Figura A3.2*:

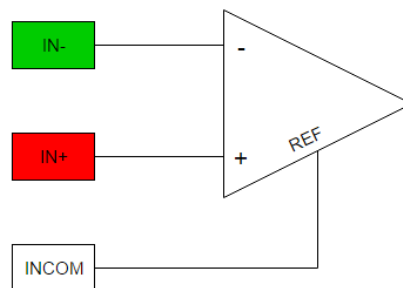


Figura A3.2: Conexión de las entradas a la primera etapa

Alimentación

Se conectará al bloque de terminales atornillables una pila de 9V 6LR61 respetando la polaridad indicada en el mismo, tal como se indica en la *Figura A3.3*.

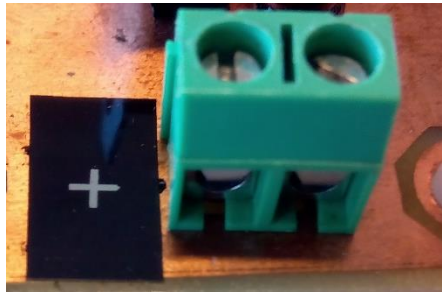


Figura A3.3: conector de pila y polaridad

La tensión de la pila deberá ser de al menos 8 V para asegurar el correcto funcionamiento del sistema.

Ajuste de ganancia y factor de calidad

Se da acceso a los potenciómetros de ajuste de ganancia y de ajuste de factor de calidad, para su reajuste si es necesario.

Estos no deberían ser manipulados salvo en caso de ser necesario.

Salida

Se facilita la conexión de la señal de salida al sistema de muestreo mediante un conector BNC Coax.

Esquema general

Se adjunta en la Figura A3.4 el esquemático completo de la placa ECG.

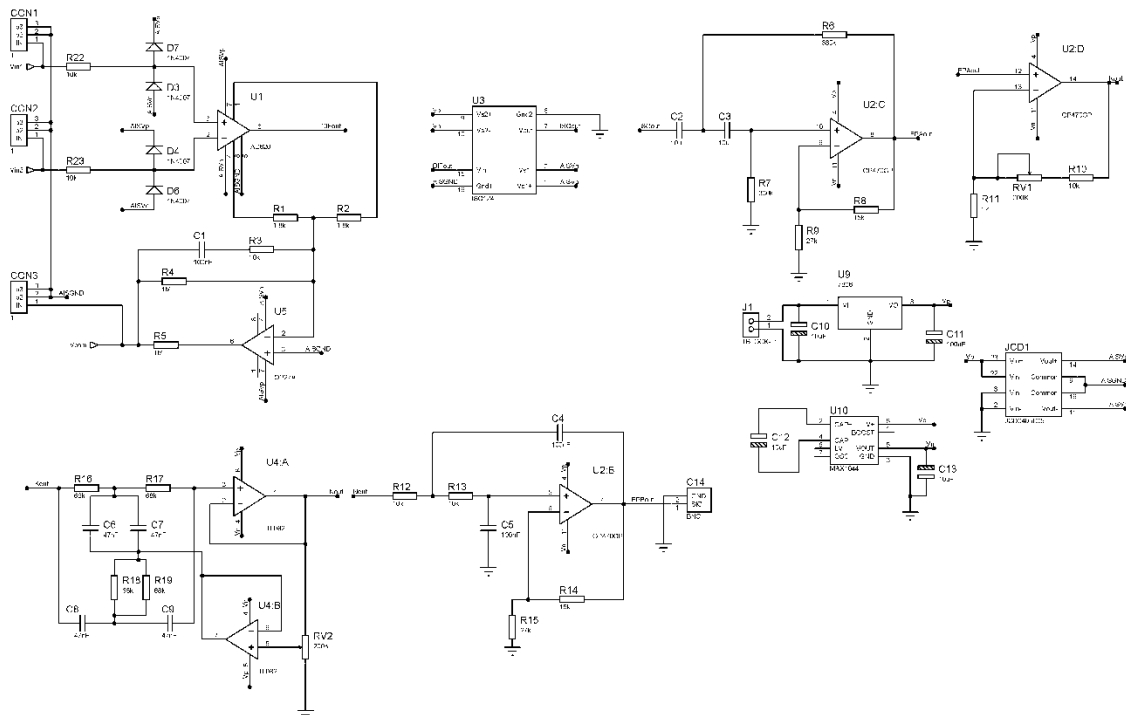


Figura A3.4: Esquema completo de ECG

ANEXO 4: Manual de usuario de la placa EOG

Vista general

En la *Figura A4.1* se muestra la placa EOG y se señalan en amarillo los puntos destacables.

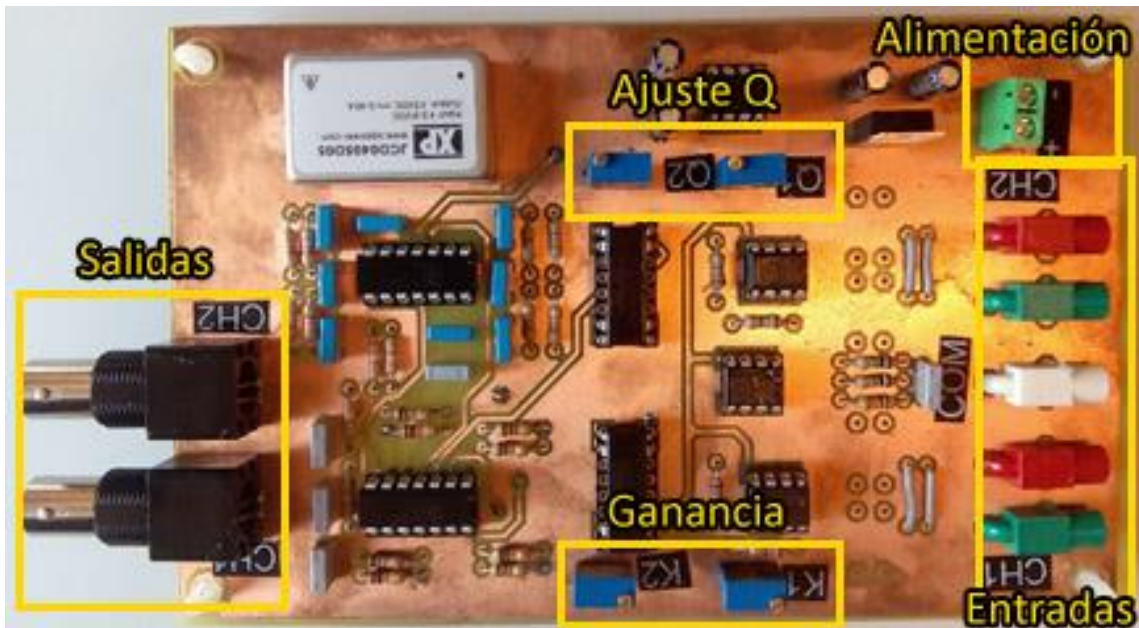


Figura A4.1: Vista general de la placa EOG.

Entradas

La conexión de las entradas al amplificador diferencial se ha realizado tal como indica la *Figura A4.2*:

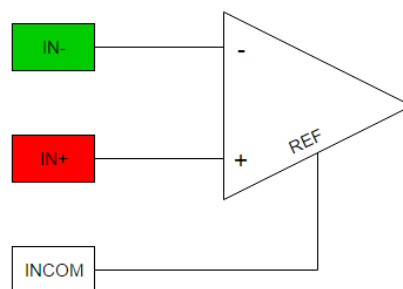


Figura A4.2: Conexión de las entradas a la primera etapa. Un canal.

Alimentación

Se conectará al bloque de terminales atornillables una pila de 9V 6LR61 respetando la polaridad indicada en el mismo tal como se indica en la *Figura A4.1*.

La tensión de la pila deberá ser de al menos 8 V para asegurar el correcto funcionamiento del sistema.

Ajuste de ganancia y factor de calidad

Se da acceso a los potenciómetros de ajuste de ganancia y de ajuste de factor de calidad, para su reajuste si es necesario.

Estos no deberían ser manipulados salvo en caso de ser necesario.

Salida

Se facilita la conexión de la señal de salida al sistema de muestreo mediante un conector BNC Coax.

Esquema general

Se adjunta en la *Figura A4.3* el esquema general de la placa EOG.

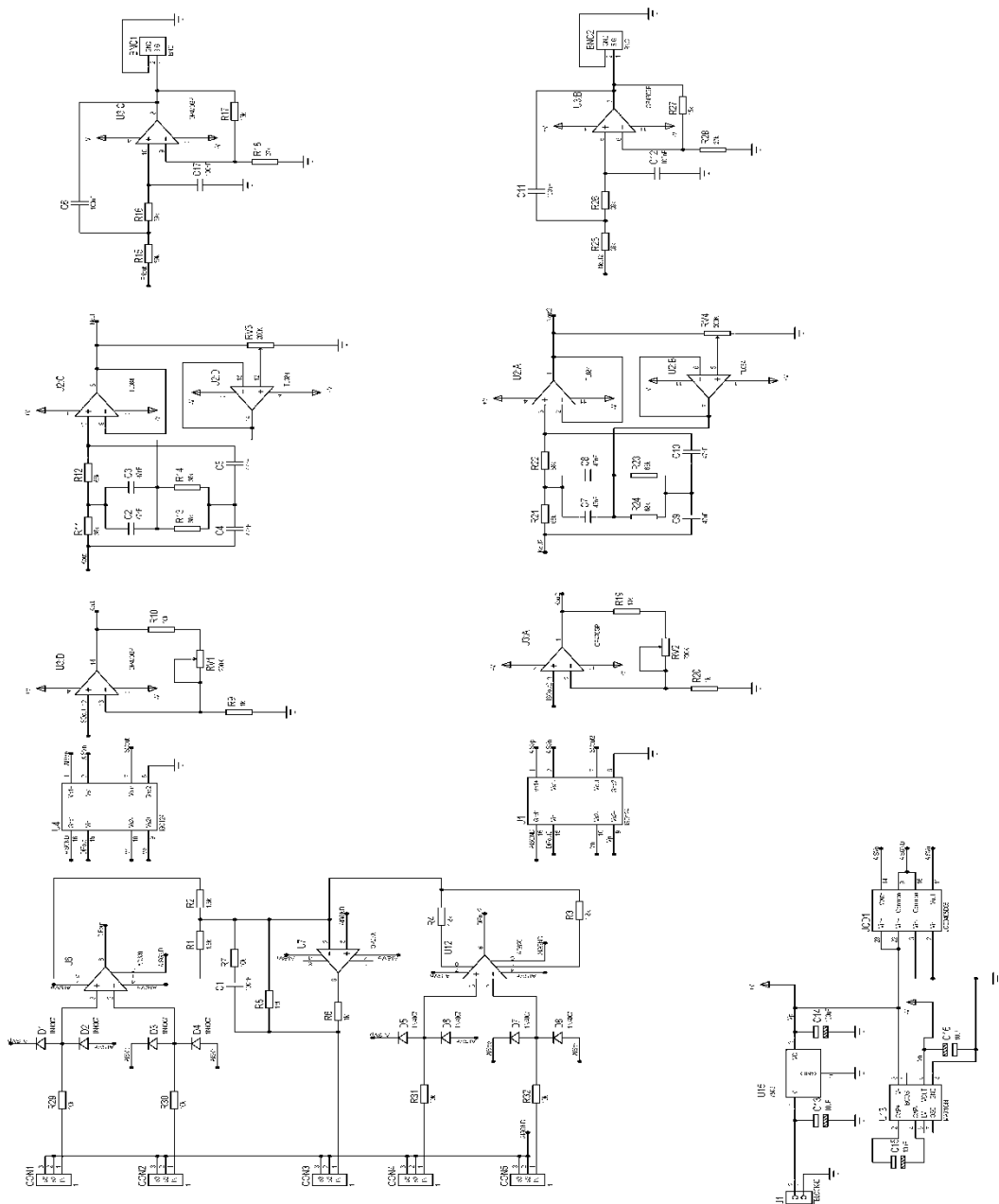


Figura A4.3: esquema general de la placa EOG.

ANEXO 5: Manual de usuario del entorno de Labview

A continuación se detallará la funcionalidad del panel del entorno gráfico de Labview para la muestra de las señales adquiridas del archivo *OsciloscopioVirtual.exe*.

Al abrir este archivo se encuentra la pantalla de la *Figura A5.1*:



Figura A5.1: Ventana de la interfaz gráfica para el usuario de *OsciloscopioVirtual.exe*

Marcha/Paro del programa

Mediante estos botones se pone en marcha o se para el programa de adquisición y muestra de datos

Nombre de la DAQ

Cuando una DAQ esté conectada al ordenador, aparecerá en esta lista desplegable. Se debe seleccionar el nombre de la DAQ que se desea usar para el muestreo. Se usarán los canales *Analog Input 0* y *Analog Input 1* de la DAQ para los canales CH1 y CH2, respectivamente.

Ajustes de señal y escala

Mediante estas ruletas se pueden ajustar las escalas de amplitud y tiempo de la gráfica, así como añadir un offset a la señal para ajustar su posición vertical.

Almacenamiento en archivo

Para almacenar los datos se deberá asignar el nombre del archivo y el lugar de almacenamiento, en formato *.txt*. A continuación se deberá activar el botón *Habilitar escritura* en el momento y durante el periodo que se desee almacenar los datos. Cuando se desactive el botón *Habilitar escritura* o se pare el programa, el archivo se guardará y estará disponible para el usuario. Si se vuelve a activar este botón, el archivo con el mismo nombre se sobrescribirá.

Se añade el botón *RESET*, cuya funcionalidad es volver a comenzar rápidamente la escritura del archivo con el mismo nombre, sobrescribiendo los datos anteriores.

El almacenamiento de los datos se da en dos columnas, una por canal, sin encabezamiento y almacenando únicamente los valores de tensión leídos por la DAQ.

Canales ON/OFF

Mediante estos botones se puede escoger qué canales se grafican.

Nota: aunque no se grafique algún canal, los datos de este se seguirán guardando en el almacenamiento de datos.

Gráfica de los datos

En este cuadro se graficarán los datos que se reciben de la DAQ, mostrando su amplitud medida en voltios y el tiempo transcurrido en marcha del programa en segundos.

Frecuencia de muestreo

La DAQ realiza el muestreo de cada canal a una frecuencia de 1500 Hz.

ANEXO 6: Datasheets

Índice de datasheets:

i.	AD620	117
ii.	MAX1044	118
iii.	ISO124	119
iv.	JCD0405D05.....	120
v.	OP27	121
vi.	OP470	122
vii.	Selector.....	123
viii.	TL082	124
ix.	MC7806	125
x.	Pines macho	126
xi.	Pines hembra.....	127
xii.	PCB.....	128
xiii.	Conectores banana.....	129
xiv.	Conector BNC Coax.....	130
xv.	Jumper	131
xvi.	Resistencias	132
xvii.	Condensadores de película	133
xviii.	Condensadores electrolíticos	134
xix.	Condensadores cerámicos.....	135

FEATURES

Easy to use

- Gain set with one external resistor (Gain range 1 to 10,000)
- Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)
- Higher performance than 3 op amp IA designs
- Available in 8-lead DIP and SOIC packaging
- Low power, 1.3 mA max supply current

Excellent dc performance (B grade)

- 50 μ V max, Input offset voltage
- 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, Input offset drift
- 1.0 nA max, Input bias current
- 100 dB min common-mode rejection ratio ($G = 10$)

Low noise

- 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz, Input voltage noise
- 0.28 μ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

Excellent ac specifications

- 120 kHz bandwidth ($G = 100$)
- 15 μ s settling time to 0.01%

APPLICATIONS

- Weigh scales
- ECG and medical instrumentation
- Transducer interface
- Data acquisition systems
- Industrial process controls
- Battery-powered and portable equipment

CONNECTION DIAGRAM

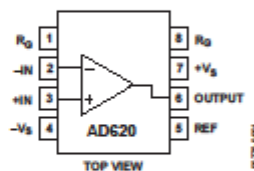


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), CERDIP (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max, and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of SuperBeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

Table 1. Next Generation Upgrades for AD620

Part	Comment
AD8221	Better specs at lower price
AD8222	Dual channel or differential out
AD8226	Low power, wide input range
AD8220	JFET input
AD8228	Best gain accuracy
AD8295	+2 precision op amps or differential out
AD8429	Ultra low noise

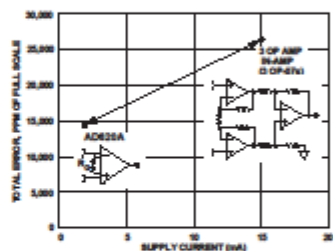


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

Rev. H

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781.329.4700 www.analog.com
Fax: 781.326.8703 © 2003–2011 Analog Devices, Inc. All rights reserved.

Switched-Capacitor Voltage Converters

General Description

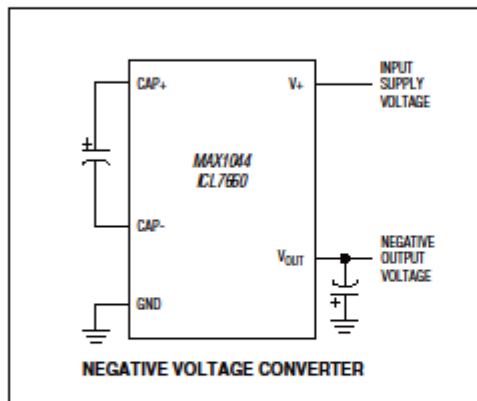
The MAX1044 and ICL7660 are monolithic, CMOS switched-capacitor voltage converters that invert, double, divide, or multiply a positive input voltage. They are pin compatible with the industry-standard ICL7660 and LTC1044. Operation is guaranteed from 1.5V to 10V with no external diode over the full temperature range. They deliver 10mA with a 0.5V output drop. The MAX1044 has a BOOST pin that raises the oscillator frequency above the audio band and reduces external capacitor size requirements.

The MAX1044/ICL7660 combine low quiescent current and high efficiency. Oscillator control circuitry and four power MOSFET switches are included on-chip. Applications include generating a -5V supply from a +5V logic supply to power analog circuitry. For applications requiring more power, the MAX660 delivers up to 100mA with a voltage drop of less than 0.65V.

Applications

- 5V Supply from +5V Logic Supply
- Personal Communications Equipment
- Portable Telephones
- Op-Amp Power Supplies
- EIA/TIA-232E and EIA/TIA-562 Power Supplies
- Data-Acquisition Systems
- Hand-Held Instruments
- Panel Meters

Typical Operating Circuit



Features

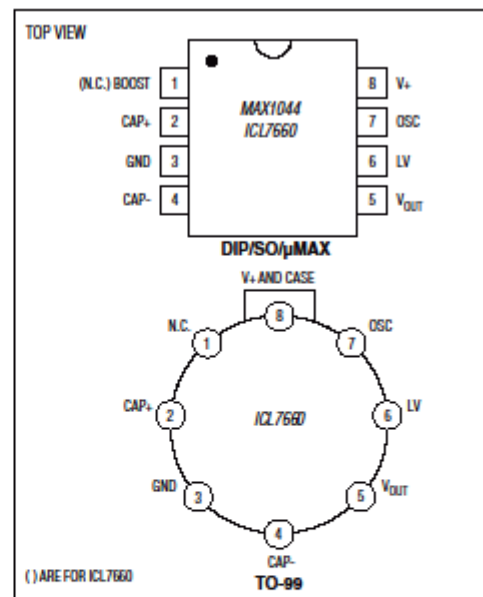
- ♦ **Miniature μ MAX Package**
- ♦ **1.5V to 10.0V Operating Supply Voltage Range**
- ♦ **98% Typical Power-Conversion Efficiency**
- ♦ **Invert, Double, Divide, or Multiply Input Voltages**
- ♦ **BOOST Pin Increases Switching Frequencies (MAX1044)**
- ♦ **No-Load Supply Current: 200 μ A Max at 5V**
- ♦ **No External Diode Required for Higher-Voltage Operation**

Ordering Information

PART	TEMP. RANGE	PIN-PACKAGE
MAX1044CPA	0°C to +70°C	8 Plastic DIP
MAX1044CSA	0°C to +70°C	8 SO
MAX1044CID	0°C to +70°C	Dice*
MAX1044EPA	-40°C to +85°C	8 Plastic DIP

Ordering information continued at end of data sheet.
* Contact factory for dice specifications.

Pin Configurations



For pricing, delivery, and ordering information, please contact Maxim Direct at 1-888-629-4642, or visit Maxim's website at www.maximintegrated.com.

19-4867; Rev 1; 7/04

ISO124 Precision Lowest-Cost Isolation Amplifier

1 Features

- 100% Tested for High-Voltage Breakdown
- Rated 1500 Vrms
- High IMR: 140 dB at 60 Hz
- 0.010% Maximum Nonlinearity
- Bipolar Operation: $V_O = \pm 10$ V
- DIP-16 and SO-28
- Ease of Use: Fixed Unity Gain Configuration
- ± 4.5 -V to ± 18 -V Supply Range

2 Applications

- Industrial Process Control:
 - Transducer Isolator, Isolator for Thermocouples, RTDs, Pressure Bridges, and Flow Meters, 4-mA to 20-mA Loop Isolation
- Ground Loop Elimination
- Motor and SCR Control
- Power Monitoring
- PC-Based Data Acquisition
- Test Equipment

3 Description

The ISO124 is a precision isolation amplifier incorporating a novel duty cycle modulation-demodulation technique. The signal is transmitted digitally across a 2-pF differential capacitive barrier. With digital modulation, the barrier characteristics do not affect signal integrity, thus resulting in excellent reliability and good high-frequency transient immunity across the barrier. Both barrier capacitors are imbedded in the plastic body of the package.

The ISO124 is easy to use. No external components are required for operation. The key specifications are 0.010% maximum nonlinearity, 50-kHz signal bandwidth, and $200\text{-}\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ V_{OS} drift. A power supply range of ± 4.5 V to ± 18 V and quiescent currents of ± 5 mA on V_{S1} and ± 5.5 mA on V_{S2} make the ISO124 ideal for a wide range of applications.

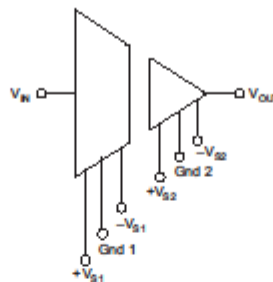
The ISO124 is available in PDIP-16 and SOIC-28 plastic surface-mount packages.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
ISO124	PDIP (16)	17.90 mm × 7.50 mm
	SOIC (28)	20.01 mm × 6.61 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

4 Simplified Schematic



An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

4-6 Watts JCD Series



- 2:1 Input Range
- Industry Standard Package
- 1600 VDC Isolation
- Continuous Short Circuit Protection
- -40 °C to +100 °C Operating Temperature
- Single & Dual Outputs
- 3 Year Warranty

Specification

Input

Input Voltage Range	<ul style="list-style-type: none"> • 5 V (4.5-9 VDC) • 12 V (9-18 VDC) • 24 V (18-36 VDC) • 48 V (36-72 VDC)
Input Current	<ul style="list-style-type: none"> • See table
Input Reflected Ripple Current	<ul style="list-style-type: none"> • 35 mA rms through 12 μH inductor
Input Filter	<ul style="list-style-type: none"> • Pi network
Input Surge	<ul style="list-style-type: none"> • 5 V models 15 VDC for 100 ms • 12 V models 24 VDC for 100 ms • 24 V models 40 VDC for 100 ms • 48 V models 80 VDC for 100 ms

Output

Output Voltage	<ul style="list-style-type: none"> • See table
Setpoint Accuracy	<ul style="list-style-type: none"> • $\pm 1\%$ ($\pm 2\%$ for JCD0412/24/48S3V3 & D03 models)
Voltage Balance	<ul style="list-style-type: none"> • $\pm 1\%$ ($\pm 2\%$ D03 models)
Minimum Load	<ul style="list-style-type: none"> • No minimum load required
Line Regulation	<ul style="list-style-type: none"> • $\pm 0.5\%$
Load Regulation	<ul style="list-style-type: none"> • $\pm 0.5\%$ single outputs, $\pm 1.5\%$ for S3V3 & D03 models
Cross Regulation	<ul style="list-style-type: none"> • $\pm 5\%$ (see note 1)
Ripple & Noise	<ul style="list-style-type: none"> • 60 mV pk-pk, 20 MHz bandwidth. See note 2
Start Up Delay	<ul style="list-style-type: none"> • 20 ms typical for 5 V input models, 500 ms typical for 12/24/48 V input models
Transient Response	<ul style="list-style-type: none"> • 3% max deviation, recovery to within 1% in 250 μs (5% & 300 μs for JCD0412/24/48S3V3 & D03 models) for a 25% load change
Temperature Coefficient	<ul style="list-style-type: none"> • 0.02%/°C
Overload Protection	<ul style="list-style-type: none"> • 150% of full load on 5 V input models only
Short Circuit Protection	<ul style="list-style-type: none"> • Indefinite with auto recovery
Maximum Capacitive Load	<ul style="list-style-type: none"> • See table

General

Efficiency	<ul style="list-style-type: none"> • See table
Isolation Voltage	<ul style="list-style-type: none"> • 1600 VDC Input to Output • For optional high isolation versions 3500 VDC Input to Output add suffix -H to model number • 1600 VDC Input to Case • 1600 VDC Output to Case
Isolation Capacitance	<ul style="list-style-type: none"> • 500 pF typical input to output
Isolation Resistance	<ul style="list-style-type: none"> • $10^9 \Omega$
Switching Frequency	<ul style="list-style-type: none"> • 286 kHz typical
Power Density	<ul style="list-style-type: none"> • 4 W: 10 W/in³, 5 W: 12.5 W/in³, 6 W: 15 W/in³
MTBF	<ul style="list-style-type: none"> • >1.1 Mhrs to MIL-STD-217F at 25 °C, GB

Environmental

Operating Temperature	<ul style="list-style-type: none"> • -40 °C to +100 °C (see derating curve)
Case Temperature	<ul style="list-style-type: none"> • +100 °C max
Storage Temperature	<ul style="list-style-type: none"> • -40 °C to +125 °C
Cooling	<ul style="list-style-type: none"> • Convection-cooled
Operating Humidity	<ul style="list-style-type: none"> • Up to 95% RH, non-condensing

EMC

Emissions	<ul style="list-style-type: none"> • EN55022 Class A conducted with external components, see application note • EN61000-4-2, level 3, Perf Criteria B
ESD Immunity	<ul style="list-style-type: none"> • EN61000-4-3, 10 V/m, Perf Criteria A
Radiated Immunity	<ul style="list-style-type: none"> • EN61000-4-4, level 3 Perf Criteria B*
EFT/Burst	<ul style="list-style-type: none"> • EN61000-4-5, level 2, Perf Criteria A*
Surge	<ul style="list-style-type: none"> • EN61000-4-6, 10 Vrms, Perf Criteria B*
Conducted Immunity	<ul style="list-style-type: none"> • EN61000-4-8, 1 A/m, Perf Criteria B*
Magnetic Field	<ul style="list-style-type: none"> • EN61000-4-8, 1 A/m, Perf Criteria B*

*External input capacitor required, 220 μ F/100 V





Low Noise, Precision Operational Amplifier

Data Sheet

OP27

FEATURES

Low noise: 80 nV p-p (0.1 Hz to 10 Hz), 3 nV/√Hz
 Low drift: 0.2 μV/°C
 High speed: 2.8 V/μs slew rate, 8 MHz gain bandwidth
 Low V_{OS} : 10 μV
 CMRR: 126 dB at VCM of ±11 V
 High open-loop gain: 1.8 million
 Available in die form

GENERAL DESCRIPTION

The OP27 precision operational amplifier combines the low offset and drift of the OP07 with both high speed and low noise. Offsets down to 25 μV and maximum drift of 0.6 μV/°C make the OP27 ideal for precision instrumentation applications. Low noise, $e_n = 3.5$ nV/√Hz, at 10 Hz, a low 1/f noise corner frequency of 2.7 Hz, and high gain (1.8 million), allow accurate high-gain amplification of low-level signals. A gain bandwidth product of 8 MHz and a 2.8 V/μs slew rate provide excellent dynamic accuracy in high speed, data-acquisition systems.

A low input bias current of ±10 nA is achieved by use of a bias current cancellation circuit. Over the military temperature range, this circuit typically holds I_B and I_{CS} to ±20 nA and 15 nA, respectively.

The output stage has good load driving capability. A guaranteed swing of ±10 V into 600 Ω and low output distortion make the OP27 an excellent choice for professional audio applications.

(Continued on Page 3)

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

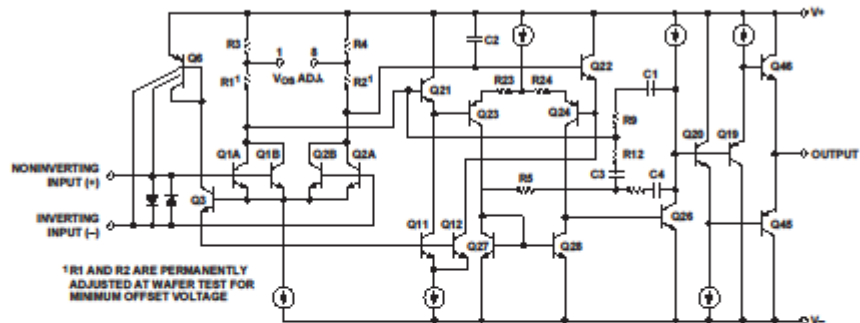


Figure 3.

PIN CONFIGURATIONS

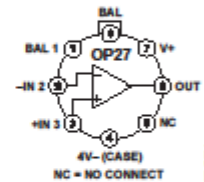


Figure 1. 8-Lead TO-99 (J-Suffix)

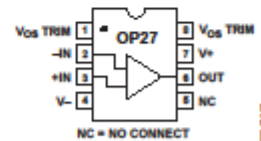


Figure 2. 8-Lead CERDIP - Glass Hermetic Seal (Z-Suffix), 8-Lead PDIP (P-Suffix), and 8-Lead SOIC (S-Suffix)

Rev. H Document Feedback
 Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
 Tel: 781.329.4700 ©1981-2015 Analog Devices, Inc. All rights reserved.
 Technical Support www.analog.com

OP470

FEATURES

Very Low-Noise, $5 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz Max
Excellent Input Offset Voltage, 0.4 mV Max
Low Offset Voltage Drift, $2 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ Max
Very High Gain, 1000 V/mV Min
Outstanding CMR, 110 dB Min
Slew Rate, $2 \text{ V}/\mu\text{s}$ Typ
Gain-Bandwidth Product, 6 MHz Typ
Industry Standard Quad Pinouts
Available in Die Form

GENERAL DESCRIPTION

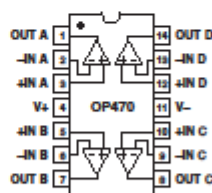
The OP470 is a high-performance monolithic quad operational amplifier with exceptionally low voltage noise, $5 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz max, offering comparable performance to ADP's industry standard OP27.

The OP470 features an input offset voltage below 0.4 mV, excellent for a quad op amp, and an offset drift under $2 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$, guaranteed over the full military temperature range. Open loop gain of the OP470 is over 1,000,000 into a 10 k Ω load ensuring excellent gain accuracy and linearity, even in high gain applications. Input bias current is under 25 nA, which reduces errors due to signal source resistance. The OP470's CMR of over 110 dB and PSRR of less than $1.8 \mu\text{V}/\text{V}$ significantly reduce errors due to ground noise and power supply fluctuations. Power consumption of the quad OP470 is half that of four OP27s, a significant advantage for power conscious applications. The OP470 is unity-gain stable with a gain bandwidth product of 6 MHz and a slew rate of $2 \text{ V}/\mu\text{s}$.

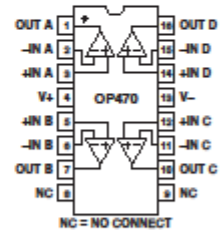
PIN CONNECTIONS

14-Lead Hermetic DIP
(Y-Suffix)

14-Lead Plastic DIP
(P-Suffix)



16-Lead SOIC Package
(S-Suffix)

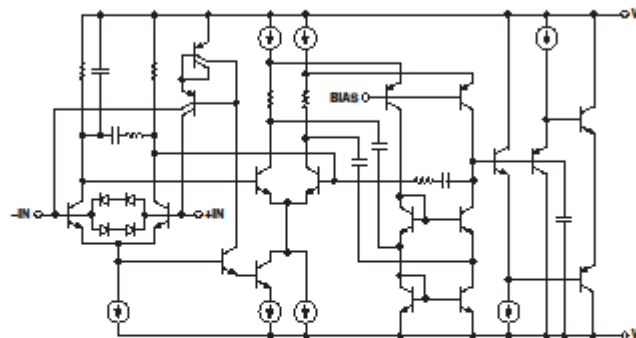


The OP470 offers excellent amplifier matching which is important for applications such as multiple gain blocks, low noise instrumentation amplifiers, quad buffers, and low noise active filters.

The OP470 conforms to the industry standard 14-lead DIP pinout. It is pin compatible with the LM148/149, HA4741, HA5104, and RM4156 quad op amps and can be used to upgrade systems using these devices.

For higher speed applications, the OP471, with a slew rate of $8 \text{ V}/\mu\text{s}$, is recommended.

SIMPLIFIED SCHEMATIC



REV. B

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
 Tel: 781/329-4700
 Fax: 781/326-8703

www.analog.com
 © Analog Devices, Inc., 2002

M Series Half-inch Rotary Switches



Features/Benefits

- Multi-pole and multi-positions
- Panel and PCB mounting
- Stainless steel actuator
- Non-shorting contacts
- RoHS Compliant
- IP67 (F option only)

Typical Applications

- Test equipment
- Industrial equipment
- Medical equipment



Specifications

CONTACT RATING: Q contact material: Carry-6 AMPS continuous. Switch-250 mA max. @ 125 V AC or 28 DC. Non-shorting contacts standard. See page L-16 for additional ratings.

ELECTRICAL LIFE: 10,000 make-and-break cycles at 150 mA, 125 V AC or 28 DC.

CONTACT RESISTANCE: Below 20 mΩ typ. initial @ 2-4 V DC, 100 mA, for both silver and gold plated contacts.

INSULATION RESISTANCE: 10¹⁰ Ω min.

DIELECTRIC STRENGTH: 600 Vrms min. @ sea level.

OPERATING & STORAGE TEMPERATURE: -30°C to 85°C.

OPERATING TORQUE: 4-7 ounces-inches typ. initial.

SOLDERABILITY: Per MIL-STD-202F method 208D, or EIA RS-188E method 9 (1 hour steam aging).

NOTE: Specifications and materials listed above are for switches with standard options. For information on specific and custom switches, consult Customer Service Center.

Materials

HOUSING AND BUSHING: Zinc alloy, bright zinc plated, with clear chromate finish.

ACTUATOR: Zinc alloy, nickel plated or stainless steel.

BASE: Diallylphthalate (DAP) or melamine phenolic, with insert molded terminals.

ROTOR: Glass filled polyester (UL 94V-0).

MOVABLE CONTACTS: Non-shorting: Q contact material: Copper alloy, silver plated. See page K-16 for additional contact materials.

STATIONARY CONTACT & ALL TERMINALS: Q contact material: Copper alloy, silver plated. All terminals insert molded. All terminals present regardless of number of switch positions. See page K-16 for additional contact materials.

CONTACT SPRING: Music wire, phosphate coated.

STOP PIN: Stainless steel.

STOP RING: Brass.

HARDWARE: Nut: Brass, nickel plated; Lockwasher: Steel, nickel plated.

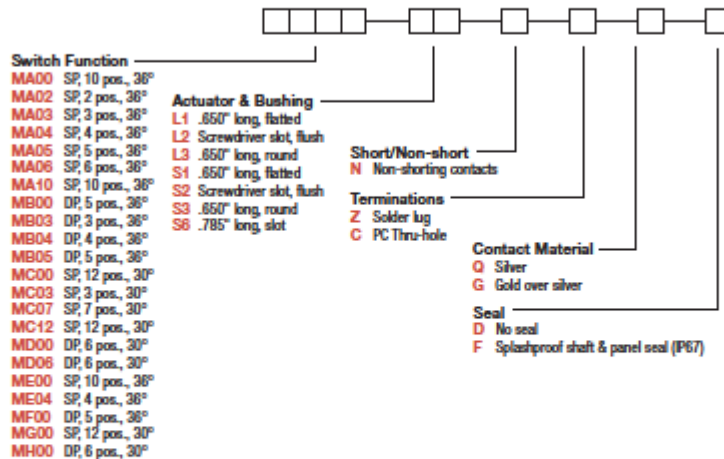


K

Rotary

Build-A-Switch

To order, simply select desired option from each category and place in the appropriate box. Available options are shown and described on pages K-14 thru K-18. For additional options not shown in catalog, consult Customer Service Center.



K-13

Dimensions are shown: mm
Specifications and dimensions subject to change

www.ck-components.com

TL082 Wide Bandwidth Dual JFET Input Operational Amplifier

 Check for Samples: [TL082-N](#)

FEATURES

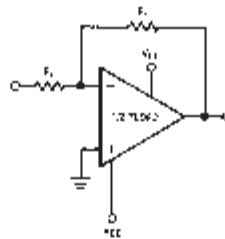
- Internally Trimmed Offset Voltage: 15 mV
- Low Input Bias Current: 50 pA
- Low Input Noise Voltage: 16nV/√Hz
- Low Input Noise Current: 0.01 pA/√Hz
- Wide Gain Bandwidth: 4 MHz
- High Slew Rate: 13 V/μs
- Low Supply Current: 3.6 mA
- High Input Impedance: 10¹²Ω
- Low Total Harmonic Distortion: ≤0.02%
- Low 1/f Noise Corner: 50 Hz
- Fast Settling Time to 0.01%: 2 μs

DESCRIPTION

These devices are low cost, high speed, dual JFET input operational amplifiers with an internally trimmed input offset voltage (BI-FET II™ technology). They require low supply current yet maintain a large gain bandwidth product and fast slew rate. In addition, well matched high voltage JFET input devices provide very low input bias and offset currents. The TL082 is pin compatible with the standard LM1558 allowing designers to immediately upgrade the overall performance of existing LM1558 and most LM358 designs.

These amplifiers may be used in applications such as high speed integrators, fast D/A converters, sample and hold circuits and many other circuits requiring low input offset voltage, low input bias current, high input impedance, high slew rate and wide bandwidth. The devices also exhibit low noise and offset voltage drift.

Typical Connection



Connection Diagram

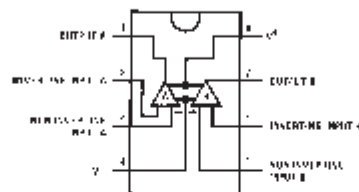


Figure 1. PDIP/SOIC Package (Top View)
See Package Number D0008A or P0008E



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

BI-FET II is a trademark of [ddi_owner](#).

All other trademarks are the property of their respective owners.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date.
Products conform to specifications per the terms of the Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

Copyright © 1998–2013, Texas Instruments Incorporated

MC7800, MC7800A, MC7800AE, NCV7800

1.0 A Positive Voltage Regulators

These voltage regulators are monolithic integrated circuits designed as fixed-voltage regulators for a wide variety of applications including local, on-card regulation. These regulators employ internal current limiting, thermal shutdown, and safe-area compensation. With adequate heatsinking they can deliver output currents in excess of 1.0 A. Although designed primarily as a fixed voltage regulator, these devices can be used with external components to obtain adjustable voltages and currents.

Features

- Output Current in Excess of 1.0 A
- No External Components Required
- Internal Thermal Overload Protection
- Internal Short Circuit Current Limiting
- Output Transistor Safe-Area Compensation
- Output Voltage Offered in 1.5%, 2% and 4% Tolerance
- Available in Surface Mount D²PAK-3, DPAK-3 and Standard 3-Lead Transistor Packages
- NCV Prefix for Automotive and Other Applications Requiring Unique Site and Control Change Requirements; AEC-Q100 Qualified and PPAP Capable
- These are Pb-Free Devices

MAXIMUM RATINGS (T_A = 25°C, unless otherwise noted)

Rating	Symbol	Value			Unit
		369C	221A	936	
Input Voltage (5.0 - 18 V) (24 V)	V _I	35 40			V _{DC}
Power Dissipation	P _D	Internally Limited			W
Thermal Resistance, Junction-to-Ambient	R _{θJA}	92	65	Figure 15	°C/W
Thermal Resistance, Junction-to-Case	R _{θJC}	5.0	5.0	5.0	°C/W
Storage Junction Temperature Range	T _{stg}	-65 to +150			°C
Operating Junction Temperature	T _J	+150			°C

Stresses exceeding those listed in the Maximum Ratings table may damage the device. If any of these limits are exceeded, device functionality should not be assumed, damage may occur and reliability may be affected.

*This device series contains ESD protection and exceeds the following tests: Human Body Model 2000 V per MIL-STD-883, Method 3015. Machine Model Method 200 V.



ON Semiconductor®

<http://onsemi.com>



TO-220
T SUFFIX
CASE 221AB

Heatsink surface
connected to Pin 2.



Pin 1. Input
2. Ground
3. Output

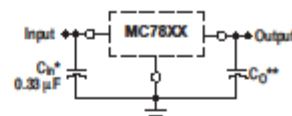
D²PAK-3
D2T SUFFIX
CASE 936

Heatsink surface (shown as terminal 4 in case outline drawing) is connected to Pin 2.



DPAK-3
DT SUFFIX
CASE 369C

STANDARD APPLICATION



A common ground is required between the input and the output voltages. The input voltage must remain typically 2.0 V above the output voltage even during the low point on the input ripple voltage.

XX, These two digits of the type number indicate nominal voltage.

* C_{IN} is required if regulator is located an appreciable distance from power supply filter.

** C_O is not needed for stability; however, it does improve transient response. Values of less than 0.1 μF could cause instability.

ORDERING INFORMATION

See detailed ordering and shipping information in the package dimensions section on page 23 of this data sheet.

DEVICE MARKING INFORMATION

See general marking information in the device marking section on page 28 of this data sheet.

4

3

2

1

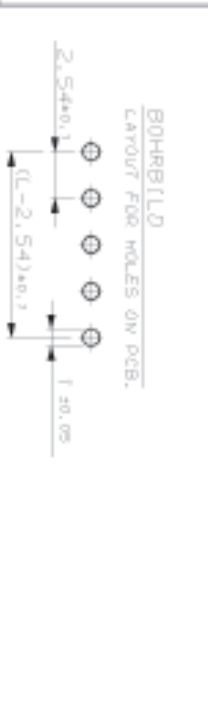
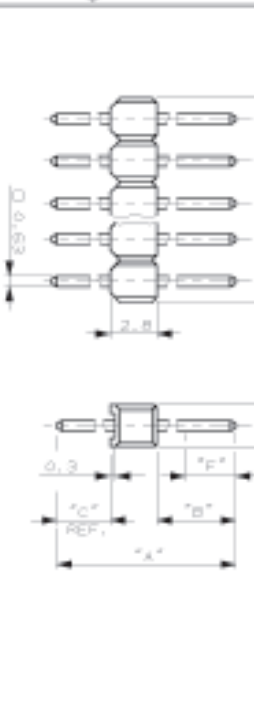
DRUCKER	DATE	DRUCKUNGSDATUM	DRUCKUNGSDRUCK
DRUCKERTYP	DRUCKERTYP	DRUCKERTYP	DRUCKERTYP
DRUCKER-NR.	DRUCKER-NR.	DRUCKER-NR.	DRUCKER-NR.

DRUCKUNGSDRUCK	DRUCKUNGSDRUCK
DRUCKUNGSDRUCK	DRUCKUNGSDRUCK
DRUCKUNGSDRUCK	DRUCKUNGSDRUCK

REV.	REVISIONEN	DRUCKUNGSDRUCK	DRUCKUNGSDRUCK
1	DRUCKUNGSDRUCK	DRUCKUNGSDRUCK	DRUCKUNGSDRUCK
2	DRUCKUNGSDRUCK	DRUCKUNGSDRUCK	DRUCKUNGSDRUCK
3	DRUCKUNGSDRUCK	DRUCKUNGSDRUCK	DRUCKUNGSDRUCK



MASS	GRÖSSE	VERGOLDET	VERZINNT	VERGOLDET
A	B	C	F	
2.7	6.7	3.2	4.4	-
2.0	6.7	2.5	4.4	-
1.8	5.8	3.2	4.4	-
1.1	5.8	2.5	4.4	-
4.0	8.0	3.2	4.4	-
12.8	8.0	2.5	4.4	-
12.7	8.7	3.2	5.5	-



BOHRBILD
LAYOUT FOR HOLES ON PCB.

2.54±0.1
0.25±0.05
12.54±0.1

PRODUCT SPECIFICATION, 108-18012	ZEICHNUNG GÜLTIG AB	KK 28/95
APPLICATION SPECIFICATION, 114-25011		
CONTACT P/N	SIZE TABLE	
STIFTEGEHÄUSE	PBT 6V	
PIN HOUSING	SIZE TABLE	
DRUCKUNGSDRUCK	DRUCKUNGSDRUCK	DRUCKUNGSDRUCK
DRUCKUNGSDRUCK	DRUCKUNGSDRUCK	DRUCKUNGSDRUCK

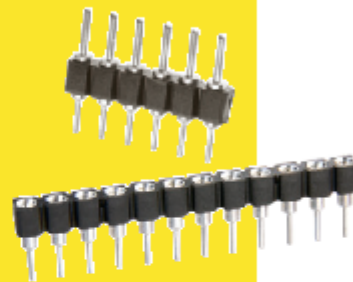
AMP
APPENDIX II STIFTELEISTUNGSEINHEIT
K

STECKSEITE, BEREICH "F" 0.8µm GOLD ÜBER 1.27µm NICKEL
NICKEL IM BEREICH "B"
NÄHSEITE, AREA "F" 0.13µm GOLD ÜBER 1.27µm NICKEL
NÄHSEITE, AREA "B"
LÖTSEITE, MIN. 3µm ZINN ÜBER 1.27µm NICKEL
SOLDESSEITE, MIN. 3µm TIN OVER 1.27µm NICKEL
GEHÄUSEFARBE: GRAU
FARBEN IM BEREICH "B"
TOLERANZEN NICHT KUMULATIV
TOLERANZEN NICHT KUMULATIV

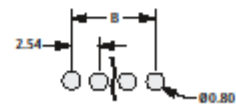
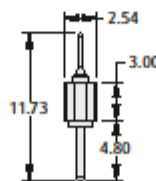
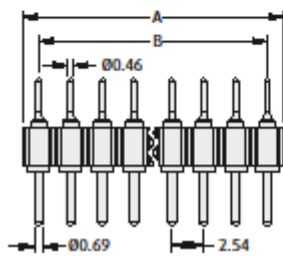
IC Sockets

Modular Single Row Male & Female

- Connectors can be cut to smaller sizes.
- Socket accepts mating pin $\varnothing 0.40$ to 0.56mm , using four finger Beryllium Copper contact technology (see the Datamate range for more detail).
- Please consult drawings for specification.



MALE

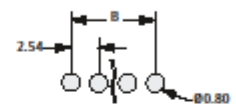
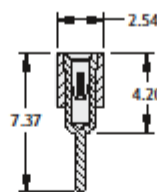
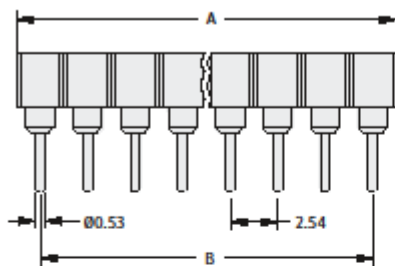


Recommended PC Board Pattern

CALCULATION

A	2.54 x No. of contacts
B	2.54 x (No. of contacts - 1)

FEMALE



Recommended PC Board Pattern

HOW TO ORDER

D01 - 99 X XX XX

SERIES CODE

TYPE

2	Male
7	Female

FINISH

42	Gold + Tin (Female)	
46	Tin (Male)	

NO. OF CONTACTS

20, 32

All dimensions in mm.

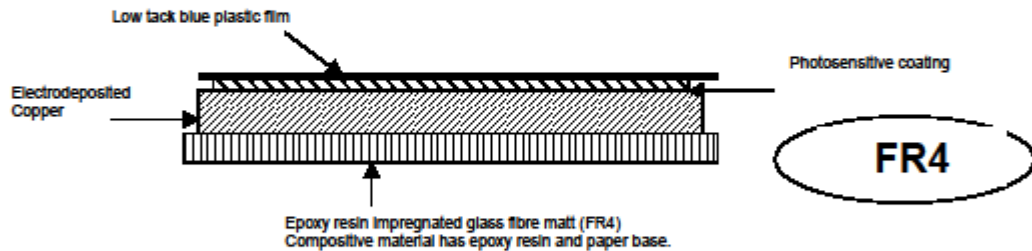
www.harwin.com

174

HARWIN

fr4 AND COMPOSITE PRE-SENSITISED PCB LAMINATES

High quality dip coated positive working photoresist. This high resolution photoresist contains a dye which gives a good contrast against the copper, allowing boards to be easily inspected at the developing stage. Panels are protected by a specially designed light-proof blue film which allows them to be guillotined without the risk of fracturing the Photoresist.



	FR4 Laminate
Thickness	1.6mm
Copper foil	35 microns
Dissipation factor	35
Dielectric Constant	5.4
Solderbath resistance (260°)	20 secs.
Resist thickness	5 microns
Spectral response	350 – 450 nm
U.V. light energy required approx.	50ml / cm
Shelf life	1 year at 15 – 20°C
Developer	3204996
Etchant	Ferric Chloride Pellets or liquid and Fine Etch Crystals.

U.V. EXPOSURE

Use a good quality artwork and purpose made U.V. exposure unit. The exact exposure time will vary, depending on the quality of the artwork used and the size of the U.V. unit. As a guide: Exposure times between 90 seconds and 120 seconds are normally sufficient.

DEVELOPING THE RESIST

Use 3204996 Developer concentrate. Mix as instructed and use between 18°C – 24°C, preferably in a heated Processing Tank (157363). Developing time will depend on artwork, exposure and developer temperature, 30 seconds to 180 seconds is typical.

Ready to use 141-310 Developer can also be used with this board, but the above mentioned 3204996 is recommended as the preferred developer.

FARNELL ELECTRONIC COMPONENTS LIMITED.

CANAL ROAD, LEEDS, WEST YORKSHIRE ,LS12 2TU

Telephone Number: 0113263 6311

Fax Number: 0113263 3411

24.243 - Series

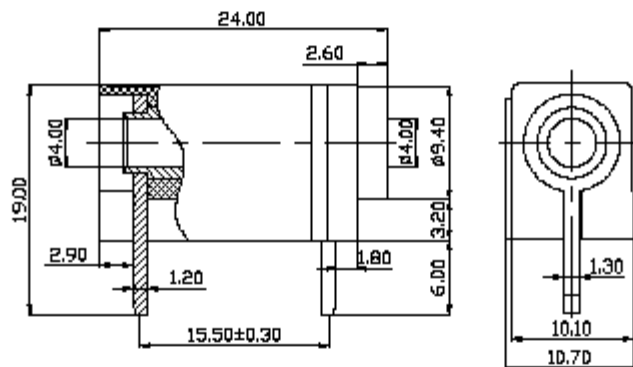


Specifications:

Body Material	: Brass
Insulation Material	: ABS
Surface Coating	: Silver plated
Contact Resistance	: $\leq 0.005\Omega$
Insulating Resistance	: $\geq 500M\Omega$
Rated Voltage/Current	: 30V AC to 60V DC / Max. 24A

Features:

- High Reliability
- High Stability
- Economical and Practical



Dimensions : Millimetres

Part Number Table

Description	Colour	Part Number
Socket, 4mm, PCB	Red	24.243.1
	Black	24.243.2
	Blue	24.243.5
	Yellow	24.243.3
	Green	24.243.4

Important Notice : This data sheet and its contents (the "Information") belong to the members of the Premier Farnell group of companies (the "Group") or are licensed to it. No licence is granted for the use of it other than for information purposes in connection with the products to which it relates. No licence of any intellectual property rights is granted. The information is subject to change without notice and replaces all data sheets previously supplied. The information supplied is believed to be accurate but the Group assumes no responsibility for its accuracy or completeness, any error in or omission from it or for any use made of it. Users of this data sheet should check for themselves the information and the suitability of the products for their purpose and not make any assumptions based on information included or omitted. Liability for loss or damage resulting from any reliance on the information or use of it (including liability resulting from negligence or where the Group was aware of the possibility of such loss or damage arising) is excluded. This will not operate to limit or restrict the Group's liability for death or personal injury resulting from its negligence. Multicomp is the registered trademark of the Group. © Premier Farnell plc 2012.

www.element14.com
www.farnell.com
www.newark.com



PRODUCT OFFERING & DIMENSIONS

BNC Straight Plug Crimp

TE Part Number	Ohms	Cable Group
5-1634500-1	50	RG174
5-1634500-2	50	RG58
5-1634502-4	75	RG179
5-1634502-2	75	RG59



BNC Straight Jack Crimp

TE Part Number	Ohms	Cable Group
5-1634511-1	50	RG174
5-1634511-2	50	RG58
5-1634514-1	75	RG59



BNC Bulkhead Jack Rear Mount

TE Part Number	Ohms	Cable Group
5-1634516-1	50	RG58
5-1624516-3	75	RG179
5-1634516-5	75	RG59



BNC Bulkhead Socket Front Mount

TE Part Number	Ohms	Cable Group
5-1634523-1	50	-
5-1634523-2	75	-



BNC Bulkhead Socket Rear Mount

TE Part Number	Ohms	Cable Group
5-1634518-1	50	-
5-1634518-3	75	-



BNC Insulated Bulkhead Socket

TE Part Number	Ohms	Cable Group
5-1634504-1	50	-
5-1634504-2	75	-



BNC Elbow PCB Socket - Insulated*

TE Part Number	Ohms	Description
1-1337542-0	50	White Low Profile
1-1337543-0	50	White Std Profile
1-1634613-0	50	Black Low Profile
1-1634612-0	50	Black Std Profile
1-1478031-0	75	White Low Profile
1-1478032-0	75	White Std Profile
1-1634624-0	75	Black Low Profile
1-1634622-0	75	Black Std Profile



BNC Elbow PCB Socket - Metal*

TE Part Number	Ohms	Description
1-1337494-0	50	Metal Std Profile
1-1634508-0	75	Metal Std Profile



***BNC PCB Accessories for Noted Series**

TE Part Number	Description
1-1634817-0	Lockwasher
1-1634816-0	Hex Nut



M20 Connectors

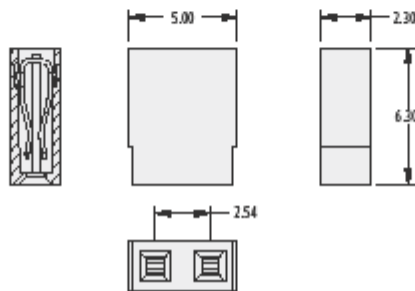
Jumper Sockets

- Suitable for use with pin headers shown on pages 146 to 152.
- Can be fitted by hand, giving an alternative on-board programming method to DIP switches.
- Open top for use with test probes.
- End and side stackable.
- Choice of colours available.
- Multi-usage socket provides up to 300 operations (Gold).
- Twin beam contact for cost-effective reliability.

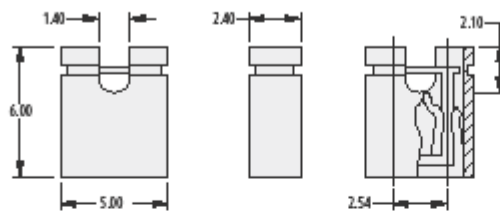


2.54mm (.100") PITCH

HIGH REL, MULTI-USAGE



HIGH FORCE, SINGLE OPERATION



HOW TO ORDER

M75 XX - XX

SERIES CODE

FINISH	
05	Gold
46	Tin

HIGH REL		SINGLE OPERATION	
65	Grey	81	Red
66	Red	82	Black
67	Black	83	Blue
71	Blue		

All dimensions in mm.

Carbon Film Fixed Resistor

Axial Leaded



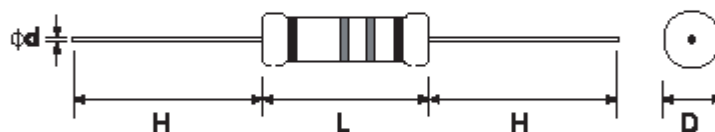
Features

- Automatically insertable
- High quality performance
- Non-Flame type available
- Cost effective and commonly used
- Too low or too high values can be supplied on case to case basis

Performance Specification

Temperature Coefficient	: $\leq 10\Omega$: $\pm 350\text{PPM}/^\circ\text{C}$
	11 Ω to 99k Ω	: 0 to -450PPM/ $^\circ\text{C}$
	100k Ω to 1M Ω	: 0 to -700PPM/ $^\circ\text{C}$
	1.1M Ω to 10M Ω	: 0 to -1500PPM/ $^\circ\text{C}$
Short Time Overload	: $\pm(1\% + 0.05\Omega)\text{Max.}$ with no evidence of mechanical damage	
Insulation Resistance	: Min. 1,000M Ω	
Dielectric Withstanding Voltage	: No evidence of flashover, mechanical damage, arcing or insulation breakdown.	
Terminal Strength	: No evidence of mechanical damage.	
Resistance to Soldering Heat	: $\pm(1\% + 0.05\Omega)\text{Max.}$ with no evidence of mechanical damage.	
Solderability	: Min. 95% coverage	
Resistance to Solvent	: No deterioration of protective coating and markings	
Temperature Cycling	: $\pm(1\% + 0.05\Omega)\text{Max.}$ with no evidence of mechanical damage	
Load Life in Humidity	Normal Type	: <100k Ω : $\pm(3\% + 0.05\Omega)\text{Max.}$
		$\geq 100\text{k}\Omega$: $\pm(5\% + 0.05\Omega)\text{Max.}$
	Non-Flame Type	: <100k Ω : $\pm(5\% + 0.05\Omega)\text{Max.}$
		$\geq 100\text{k}\Omega$: $\pm(10\% + 0.05\Omega)\text{Max.}$
Load Life	Normal Type	: <56k Ω : $\pm(2\% + 0.05\Omega)\text{Max.}$
		$\geq 56\text{k}\Omega$: $\pm(3\% + 0.05\Omega)\text{Max.}$
	Non-Flame Type	: <100k Ω : $\pm(5\% + 0.05\Omega)\text{Max.}$
		$\geq 100\text{k}\Omega$: $\pm(10\% + 0.05\Omega)\text{Max.}$

Dimension



www.element14.com
www.farnell.com
www.newark.com



R82 Series, Radial, 5 mm Lead Spacing, 50 – 400 VDC (Automotive Grade)

Overview

The R82 Series is constructed of metallized polyester film (wound or stacked technology) with radial leads of tinned wire. Radial leads are electrically welded to the contact metal layer on the ends of the capacitor winding. The capacitor is encapsulated in a self-extinguishing solvent resistant plastic case with thermosetting resin material meeting the UL 94V-0 requirements.

Automotive grade devices are available and meet the demanding Automotive Electronics Council's AEC-Q200 qualification requirements.

Applications

Typical applications include blocking, coupling, decoupling, timing and oscillator circuits. Not suitable for across-the-line application (see Suppressor Capacitors).

Benefits

- Voltage range: 50 – 400 VDC
- Capacitance range: 0.001 μ F – 4.7 μ F
- Lead Spacing: 5 mm
- Capacitance tolerance: \pm 5%, \pm 10%, \pm 20%
- Climatic category: 55/105/56
- Operating temperature range of -55°C to +105°C
- RoHS compliance and lead-free terminations
- Tape and reel packaging in accordance with IEC 60286-2
- Self-healing
- Automotive (AEC-Q200) grades available

Part Number System

R82	D	C	3470	AA	60	J
Series	Rated Voltage (VDC)	Length (mm)	Capacitance Code (pF)	Lead and Packaging Code	Internal Use	Capacitance Tolerance
Metallized Polyester	C = 50 D = 63 E = 100 I = 250 M = 400	C = 5.0	Digits 2-4 indicate the first three digits of the capacitance value. First digit indicates the number of zeros to be added.	See Ordering Options Table	30 50 60 70	J = \pm 5% K = \pm 10% M = \pm 20%

Radial Lead Type

Series: **M** Type: **A**



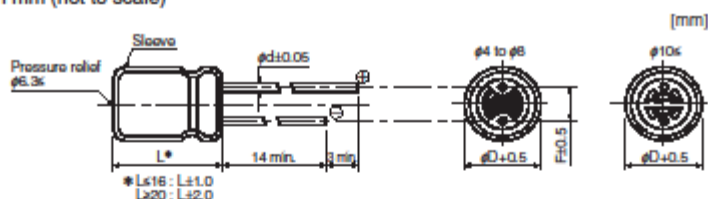
■ Features

- Endurance : 85 °C 2000 h
- Smaller than series SU
- RoHS directive compliant

■ Specifications

Category Temp. Range	-40 °C to + 85 °C	-25 °C to +85 °C
Rated W.V. Range	6.3 V.DC to 100 V.DC	160 V.DC to 450 V.DC
Nominal Cap. Range	0.1 μF to 22000 μF	1 μF to 470 μF
Capacitance Tolerance	±20 % (120 Hz/+20 °C)	
DC Leakage Current	$I \leq 0.01 CV$ or $3 (\mu A)$ After 2 minutes (Whichever is greater)	$I \leq 0.06 CV + 10 (\mu A)$ After 2 minutes
tan δ	Please see the attached standard products list	
Endurance	After applying rated working voltage for 2000 hours at +85°C±2 °C, when the capacitors are restored to 20 °C, capacitors shall meet the following limits.	
	Capacitance change	±20 % of initial measured value
	tan δ	≤150 % of initial specified value
	DC leakage current	≤initial specified value
Shelf Life	After storage for 1000 hours at +85 °C±2 °C with no voltage applied and then being stabilized at +20 °C, capacitors shall meet the limits specified in Endurance. (With voltage treatment)	

■ Dimensions in mm (not to scale)



(mm)

Body Dia. φD	5	6.3	8	10	12.5	16	18
Lead Dia. φd	0.5	0.5	0.6	0.6	0.6	0.8	0.8
Lead space F	2.0	2.5	3.5	5.0	5.0	7.5	7.5

Design and specifications are each subject to change without notice. Ask factory for the current technical specifications before purchase and/or use. Should a safety concern arise regarding this product, please be sure to contact us immediately.

00 Sep. 2010

● Part Numbering

Chip Monolithic Ceramic Capacitors



● Product ID

● Series

Product ID	Code	Series
GR	J	Soft Termination Type
	M	Tin Plated Layer
	4	Only for Information Devices /Tip & Ring
	7	Only for Camera Flash Circuit
ER	B	High Frequency Type
GQ	M	High Frequency for Flow/Reflow Soldering
GM	A	Monolithic Microchip
	D	For Bonding
GN	M	Capacitor Array
LL	L	Low ESL Type
	R	Controlled ESR Low ESL Type
	A	8-termination Low ESL Type
	M	10-termination Low ESL Type
GJ	M	High Frequency Low Loss Type
GA	2	For AC250V (r.m.s.)
	3	Safety Standard Certified Type

● Dimension (L×W)

Code	Dimension (L×W)	EIA
02	0.4×0.2mm	01005
03	0.6×0.3mm	0201
06	0.5×0.5mm	0202
08	0.8×0.8mm	0303
0D	0.38×0.38mm	015015
0M	0.9×0.6mm	0302
11	1.25×1.0mm	0504
16	1.0×0.5mm	0402
18	1.6×0.8mm	0603
1M	1.37×1.0mm	0504
21	2.0×1.25mm	0805
22	2.8×2.8mm	1111
31	3.2×1.6mm	1206
32	3.2×2.5mm	1210
42	4.5×2.0mm	1808
43	4.5×3.2mm	1812
62	5.7×2.8mm	2211
66	5.7×5.0mm	2220

● Dimension (T)

Code	Dimension (T)
2	0.2mm
2	2-elements (Array Type)
3	0.3mm
4	4-elements (Array Type)
6	0.5mm
8	0.6mm
7	0.7mm
8	0.8mm
8	0.85mm
A	1.0mm
B	1.25mm
C	1.6mm
D	2.0mm
E	2.5mm
F	3.2mm
M	1.15mm
N	1.35mm
Q	1.5mm
R	1.8mm
S	2.8mm
X	Depends on individual standards.

With the array type GNM series, "Dimension(T)" indicates the number of elements.

Continued on the following page.



Diseño e implementación de un sistema modular y configurable para la captación de distintas señales bioeléctricas

Capítulo II: Pliego de Condiciones

Índice

1. Definición y alcance del Pliego de Condiciones.....	139
2. Condiciones y normas de carácter general	139
3. Condiciones de los materiales	139
4. Condiciones de ejecución.....	142
5. Prueba de servicio	143
6. Condición de entrega	145
7. Obligaciones y derechos del contratista	145
8. Obligaciones y facultades de la D.F.	146
9. Condiciones económicas	146
9.1 Garantías	146
9.2 Precios	146
9.3 Abonos	147
9.4 Indemnizaciones.....	147
9.5 Seguros	147
10. Condiciones legales	148
10.1 Perfil del contratista	148
10.2 Forma de adjudicación	148
10.3 Formalización del contrato	148
10.4 Arbitrajes	148
10.5 Responsabilidad del contratista	148

1. Definición y alcance del Pliego de Condiciones

El presente Pliego de Condiciones define el conjunto de características que deberán cumplir los materiales para la elaboración del producto, así como el proceso de ejecución del presente Proyecto. Se definen las obligaciones del Contratista para la realización del Proyecto con las condiciones y garantías económicas y legales necesarias.

2. Condiciones y normas de carácter general

- ANSI/AAMI 60601-1 Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance
- ISO 14971:2012 Medical Devices – Application of risk management to medical devices
- Real Decreto 614/2001 – Disposiciones mínimas para la protección de la salud y seguridad de los trabajadores frente al riesgo eléctrico
- Real Decreto 773/1997 – Disposiciones mínimas de seguridad y salud relativas a la utilización por los trabajadores de equipos de protección individual.

Se aplicarán las normas de seguridad correspondientes en el límite de lo razonable dada la naturaleza del Proyecto.

3. Condiciones de los materiales

a. Conectores, selectores y otros elementos mecánicos

i. Conector de cable del electrodo

Conector de seguridad macho con un diámetro de la punta central de 1.5 mm y diámetro exterior 4.75 mm con cobertura de plástico de color rojo, verde o blanco, para el alojamiento de conectores hembra estándar de ECG/EKG, con orientación en ángulo recto. El modelo FRI TD-987XX cumple estas especificaciones.

ii. Terminal atornillable

Bloque de terminales de dos contactos atornillables para la sujeción de cables externos, con una distancia entre pines de 5.08 mm y carcasa de plástico aislante, con orientación en ángulo recto y soldable con montaje en PCB.

iii. Conector Placa a Placa SIL macho

Conector SIL macho vertical de bronce con tope de plástico aislante, dos contactos, con separación de 2.54 mm.

iv. Conector SIL hembra

Conector zócalo para IC y componentes hembra SIL, un contacto circular con cobertura de plástico aislante.

v. Zócalo DIP8

Zócalo para IC y componentes hembra DIP de 8 contactos circulares con separación de 2.54 mm en línea y 7.62 mm de separación entre líneas.

vi. **Zócalo DIP14**

Zócalo para IC y componentes hembra DIP de 14 contactos circulares con separación de 2.54 mm en línea y 7.62 mm de separación entre líneas.

vii. **Zócalo DIP16**

Zócalo para IC y componentes hembra DIP de 16 contactos circulares con separación de 2.54 mm en línea y 7.62 mm de separación entre líneas.

viii. **Conector Coaxial**

Conector de RF/Coaxial BNC con Jack en ángulo recto, contacto de latón y cobertura de plástico, soldable con montaje en PCB, e impedancia de 50 Ω .

ix. **Portapilas 9 V**

Portapilas estándar para batería 6LR61 de 9 voltios.

x. **Selector de posición**

Interruptor rotatorio de cinco posiciones y un polo, con corriente máxima de 250 mA y tensión máxima 28 Vdc y 125 Vac.

xi. **Espadín**

Punto de test para PCB through hole de latón con apoyo de 5 mm y punta soldable de 1.52 mm.

xii. **Jumper**

Barra de conexión de dos vías con separación de 2.54 mm y cobertura de plástico aislante.

xiii. **PCB**

Placa para prototipos de 100x160 mm de epoxi FR4 con cobertura de cobre de espesor 35 μm a doble cara, recubiertas de material fotosensible.

xiv. **Cables**

Cable unifilar 21 AWG recubierto de plástico aislante.

xv. **Apoyos**

Soporte para PCB de 4 mm de diámetro, material plástico aislante.

b. **Amplificadores operacionales**

Amplificador operacional de precisión con bajo offset y Slew Rate mínimo 2.8 V/ μs , con un rango de tensión de alimentación mínimo menor de 4.5 V y máximo de al menos 9 V simétricos. Los amplificadores operacionales que se ajustan a estas características son el OP27 y el OP470, integrando estos uno y cuatro operacionales en encapsulados DIP8 y DIP14, correspondientemente.

Amplificador operacional dual de uso general en encapsulado DIP8, el TL082 cumple estas especificaciones.

c. **Amplificador de instrumentación**

Amplificador de instrumentación de gran precisión con ajuste de ganancia mediante resistencia externa, rango de tensiones de alimentación entre 2.3 y 18 V simétricos, CMRR mínimo de 100 dB, encapsulado en DIP8. Los integrados que cumplen estas especificaciones son: AD620, INA128, INA129.

d. **Amplificador de aislamiento**

Amplificador de aislamiento de ganancia unitaria encapsulado en DIP16, con una tensión de aislamiento mínima de 1500 Vdc y rango de tensiones de alimentación entre 4.5 y 18 V simétricos. El ISO124 cumple estas especificaciones.

e. **Inversor de tensión**

Convertidor inversor de tensión DC/DC conmutado integrado en un encapsulado DIP8 sin requerir bobina externa, con tensiones de operación entre 1.5 y 10 V y corriente de salida 10 mA. El MAX1044 cumple estos requerimientos.

f. **Convertidor DC/DC aislado**

Convertidor de tensión DC/DC aislado con una tensión de aislamiento mínima de 1500 Vdc y un rango de tensiones de entrada entre 4.5 y 9 V, salida doble a 5 V simétricos y punto común, corriente máxima de salida 400 mA. El JCD0405D05 cumple estas especificaciones.

g. **Regulador de tensión**

Regulador de tensión continua de 6 V y 1 A de salida, con tensión de entrada mínima 7.5 V. El integrado 7806 tiene estas características.

h. **Resistencias**

Resistencias de película de carbón con tolerancias de 5% o 1% según se especifique en los valores indicados en el Plano Componentes respectivo de cada circuito, potencia nominal de 0.25 W.

i. **Condensadores no electrolíticos**

Condensador de película de valor especificado en el Plano Componentes correspondiente a cada circuito, con una tolerancia del 5% y una tensión máxima de funcionamiento de al menos 64 Vdc.

Los condensadores no electrolíticos de valor nominal 10 μ F serán condensadores de película en encapsulado SMD de métrica 4532 con una tolerancia del 10% y tensión nominal 25 Vdc.

j. **Condensadores electrolíticos**

Condensador electrolítico circular de conexión radial, de valor especificado en el Plano Componentes correspondiente a cada circuito, con una tolerancia máxima del 20% y una tensión nominal mínima de 16 Vdc.

k. **Potenciómetros**

Potenciómetro multivuelta de precisión, de valor especificado en el Plano Componentes correspondiente a cada circuito, de montaje en PCB tipo agujero pasante, con tres pines en línea y tornillo en la parte superior, tolerancia máxima del 10% y potencia nominal de 0.5 W.

4. Condiciones de ejecución

Se detalla a continuación el procedimiento para la construcción de los circuitos del Proyecto.

Impresión de la placa de circuito impreso

Se imprime el fotolito adjunto en el Plano Top Copper y Bottom Copper del circuito correspondiente en tinta tóner negra sobre papel de acetato transparente. Se imprimen entre dos y tres copias que se deberán alinear hasta que coincidan las posiciones de todos los componentes, y mantenerlas unidas en la misma posición hasta la finalización del proceso. Las dos caras de un mismo circuito se alinean igualmente uniéndolas de forma que quede espacio para introducir la PCB entre ambas, asegurando que queden perfectamente alineadas en todo momento.

A continuación se extrae la capa protectora que recubre las capas fotosensibles de las dos caras de la PCB, evitando su exposición a la luz, y se introduce la PCB entre las dos caras del diseño anteriormente impresas, alineadas y unidas. Inmediatamente se introduce el conjunto en la insoladora, se asegura la estanqueidad de esta mediante los cierres laterales y se activa durante 200 segundos.

Una vez finalizado el tiempo de exposición, se extrae el conjunto de la insoladora y la PCB del fotolito, que se podrá reutilizar para la construcción de más circuitos del mismo diseño. Evitando exponer la PCB a la luz, se sumerge en una mezcla de hidróxido de sodio (NaOH) y agua (H₂O) con una concentración de 20 g/L, que actúa de revelador, y se agita suavemente hasta observar el diseño del fotolito sobre la capa fotosensible con la mayor opacidad posible. Se extrae la PCB del líquido revelador y se introduce en agua hasta eliminar la disolución por completo.

A continuación se introduce la PCB en un líquido de atacado químico compuesto de una parte de ácido clorhídrico de una concentración del 20%, una parte de agua oxigenada (H₂O₂) de 110 volúmenes, y dos partes de agua (H₂O). Se agita la PCB sumergida en el líquido hasta observar la desaparición del cobre en los puntos donde no se encuentran las pistas del circuito impreso. En este punto se extrae la PCB con unas pinzas de plástico, y se sumerge en agua hasta eliminar completamente la disolución de atacado químico.

En este punto se debe revisar con una lupa o microscopio que el atacado químico se ha realizado correctamente y no queda cobre en las zonas donde no se encuentren pistas del circuito impreso. En caso contrario, se deberá volver a sumergir la PCB en el líquido de atacado químico.

Se procede a eliminar la capa de material fotosensible opaco, vertiendo acetona (C₃H₆O) sobre ambas caras de la PCB hasta que sea visible el cobre de las pistas de circuito, y no queden restos

de material fotosensible. A continuación se limpia la PCB con agua hasta eliminar la acetona restante y se seca sin provocar rozamiento con el cobre.

Los líquidos utilizados se podrán reutilizar hasta que dejen de ser efectivos. En este momento se deberán eliminar de forma segura y limpia con el medioambiente, mediante su neutralización o traspaso a una empresa externa que se encargue de la eliminación de químicos peligrosos.

Taladro

Se perfora la placa anteriormente impresa y serigrafiada con las brocas de diámetro y en los lugares especificados por el Plano Taladro del circuito correspondiente. Se deberá taladrar en el centro de los puntos y verticalmente hasta que la punta de la broca atraviese la PCB por ambas caras.

Soldadura de componentes

A continuación se detalla el procedimiento de soldadura de los componentes:

Se deberá disponer de una estación de soldadura con un soldador de estaño de punta fina, que se precalentará a la temperatura indicada por el fabricante del estaño.

Cada componente se sitúa en la posición que se indica en el Plano Serigrafía de la placa correspondiente. Es indicado introducir y soldar en primer lugar los componentes que sobresalgan en menor medida de la superficie de la placa, para facilitar el procedimiento. Se debe mantener la superficie del componente lo más pegada posible a la superficie de la placa, ejerciendo presión sobre el componente si es necesario para mantener su posición.

Para soldar un componente se deberá aplicar la punta del soldador ya calentado sobre el pad de cobre de la placa y la pata del componente que se está soldando al mismo tiempo, durante un tiempo que evite calentar el componente sobre la temperatura máxima de funcionamiento o encapsulado prevista por el fabricante. Cuando la temperatura sea suficiente, se aplicará la punta del hilo de estaño sobre la punta del soldador, fundiéndolo sobre el pad de cobre y la pata del componente al mismo tiempo, con la cantidad suficiente de estaño para formar una gota que cubra el pad. Una vez fundido el estaño suficiente, se retira el hilo y se mantiene la punta del soldador en la posición descrita, hasta que el estaño se reparte uniformemente. Se puede retirar entonces la punta del soldador y proceder a soldar otro punto.

No se deberá soplar o forzar el enfriamiento de la soldadura en ningún momento. Se deberá revisar al finalizar que los puntos de soldadura se han aplicado correctamente y que cubren a la vez el pad y la pata del componente. Una vez finalizada la soldadura, se deberán cortar las patas sobrantes de los componentes con unos alicates.

5. Prueba de servicio

Se comprobará el funcionamiento del circuito anteriormente construido mediante una serie de pruebas definidas a continuación:

Medida de continuidad de las pistas de circuito

Mediante un polímetro ajustado en posición de test de continuidad, se comprobará que las pistas de cobre del circuito estén correctamente impresas, poniendo las puntas del multímetro entre pines de los componentes que estén más alejados y unidos por la misma pista, y comprobando que se escucha el pitido del multímetro que indica continuidad.

Medida de aislamiento

Mediante un polímetro ajustado en posición de test de continuidad, se comprobará que las masas de la etapa diferencial y del resto del circuito estén aisladas, poniendo las puntas del multímetro entre pines de componentes que estén puestos a las distintas masas y verificando que no existe continuidad entre ambas.

Para esta prueba en la Placa Configurable se deberán posicionar los jumpers de alimentación en posición AISLADO.

Medida de tensión de alimentación

Se comprobará, midiendo con un polímetro ajustado en medida de tensión, que la tensión de alimentación, en los pines correspondientes a alimentación positiva y negativa especificados en la datasheet del fabricante, de los circuitos integrados, alcanza el rango de tensiones necesario para el funcionamiento de dichos circuitos integrados.

Se deberá tener en cuenta que la etapa diferencial tiene la masa aislada del resto del circuito, por lo que la referencia en la medida no será la misma.

Frecuencia de corte de los filtros

Se comprobará bloque por bloque, o directamente con todos los bloques interconectados, que la frecuencia de corte de los filtros es la frecuencia de diseño con una tolerancia del 5%, introduciendo a la entrada una señal senoidal y variando su frecuencia.

Ancho de banda del Filtro Notch

Se deberá comprobar mediante la introducción de una señal senoidal de frecuencia configurable que el Filtro Notch tiene un ancho de banda no mayor a 10 Hz. En caso contrario se deberá proceder a su ajuste.

El ajuste se realiza introduciendo directamente a la entrada del Filtro Notch una señal de 45 Hz y observando a la vez la señal de entrada y la señal tras el filtro. Se deberá girar el potenciómetro de ajuste de Q hasta que la amplitud de la señal de salida se vea atenuada en aproximadamente 3 dB respecto a la señal de entrada.

Simulador de paciente

Se conectará el simulador de paciente a los conectores de electrodo de entrada del circuito, con la señal correspondiente seleccionada, y se observará a la salida, mediante un osciloscopio o tarjeta de adquisición de datos, que la señal se visualiza correctamente.

Se comprobará en este punto que los potenciómetros de ajuste de ganancia y offset funcionan correctamente variando su posición. Se deberá desplazar mediante el potenciómetro de offset, si está disponible, la señal hasta que su valor medio se encuentre sobre el eje de abscisas.

Conexión de paciente real

Una vez que el circuito ha pasado correctamente todas las pruebas anteriores se podrá proceder a conectar a un paciente real mediante electrodos. En el caso de estar usando la Placa Configurable se debe verificar que los jumpers de alimentación están en la posición de AISLADO, y la etapa diferencial conectada al Filtro 1 con el jumper en posición AISOUT.

La salida se conectará a un osciloscopio o tarjeta de adquisición de datos. Se observará que la señal de salida contenga un nivel de ruido que permita la correcta visualización de esta.

En el caso de que la placa de circuito no pase alguna de las anteriores pruebas, se deberá realizar un proceso de corrección del problema. Se describen a continuación los problemas y las posibles soluciones que se pueden dar:

Error en el procedimiento de la prueba

Se deberá descartar en primer lugar un error cometido por el operario en el momento de la realización de la prueba.

Corte en las pistas del circuito

Cuando no se dé continuidad entre puntos unidos por la misma pista de circuito, puede deberse principalmente a un corte en la pista del circuito producido en el momento de impresión de la placa. Puede intentar corregir mediante soldadura en el punto del corte, o volver a producir la placa.

Fallo de un componente

Se deberá aislar el componente del que se sospeche y comprobar su funcionamiento individual con las pruebas indicadas por el fabricante. En caso de no funcionar se deberá reemplazar el componente por otro nuevo del mismo modelo o valor.

Fallo en el aislamiento

Ante un fallo en el aislamiento de las masas, se deberá observar que estas no se conecten por ningún punto unido accidentalmente. Se deberá tener en cuenta que los jumpers de alimentación estén en la posición correcta. En caso de hallar la unión accidental, se deberá intentar eliminar o volver a producir la placa, según la dificultad que conlleve.

Error en las frecuencias de corte

Si se encuentra que las frecuencias de corte y las respuestas de los filtros no son las especificadas, se deberá comprobar en primer lugar que los componentes del filtro que contiene el error estén en la posición y tengan el valor señalados en los Planos Serigrafía. En caso contrario se puede cambiar el componente por el componente de valor correcto.

Error en el diseño

Se da cuando el problema encontrado procede del diseño del circuito, por lo que afecta a todas las placas producidas con el mismo diseño. La solución es la eliminación de las placas defectuosas, el rediseño del circuito y la fabricación de nuevas placas con el nuevo diseño.

6. Condición de entrega

Se entregará el conjunto de placas encargado sin envoltorio individual, en una caja de cartón, junto con el manual de uso.

7. Obligaciones y derechos del contratista

El Director de Proyecto será la máxima autoridad y se deberán admitir las órdenes o sugerencias que este realice para la correcta ejecución del Proyecto y que permitan cumplir los plazos previstos.

El Contratista deberá ser conocedor del proceso de diseño y ejecución del Proyecto, así como de la normativa y legislación que pudiese aplicársele. Deberá aportar la documentación necesaria para la correcta ejecución del mismo. Se habilitará un documento escrito y firmado donde deberán constar todos los cambios en el procedimiento de ejecución respecto al presente Pliego de Condiciones que se puedan efectuar. El Contratista deberá seguir en todo momento las especificaciones detalladas en el Proyecto, y aceptar las indicaciones y modificaciones que la Dirección Facultativa pudiese realizar durante el proceso de ejecución. El Contratista deberá notificar a la Dirección Facultativa previamente al inicio del proyecto y en su finalización. También notificará los resultados de las pruebas y los controles de calidad realizados.

Durante la ejecución del Proyecto deberá estar presente o localizable un responsable o representante del Contratista.

El Contratista deberá disponer de los medios necesarios para la ejecución del Proyecto y reponer o sustituir aquellos materiales, partes o componentes que no se hayan ajustado a las especificaciones del mismo. Tendrá la obligación de realizar cuantas inspecciones sean necesarias para asegurar la correcta ejecución.

El Contratista tiene derecho a recibir los pagos en la(s) fecha(s) acordada(s), así como de recibir una compensación económica por los trabajos realizados que no estuviesen especificados en el presente Pliego de Condiciones, siempre y cuando se hayan realizado para la correcta ejecución del Proyecto.

8. Obligaciones y facultades de la D.F.

La Dirección Facultativa asume la responsabilidad de ser la máxima autoridad técnica durante la ejecución del Proyecto, así como de supervisar todos los aspectos que puedan afectar a la fiabilidad, calidad y seguridad del producto durante su fabricación. Deberá cumplimentar los certificados exigidos por la normativa vigente o por el pliego de condiciones técnicas.

La Dirección Facultativa deberá estar presente durante la ejecución del Proyecto, así como realizar las indicaciones y modificaciones necesarias para el correcto desarrollo de la ejecución, y aportar las soluciones técnicas requeridas ante los problemas no previstos que puedan surgir.

9. Condiciones económicas

9.1 Garantías

Se garantiza la finalización del Proyecto en el plazo pactado en el Contrato, tras la cual se efectuará la recepción del producto que, de resolverse favorablemente, eximirá al Fabricante de toda responsabilidad de conservación, reforma o reparación. De no cumplirse las especificaciones, o hallarse anomalías u obras defectuosas, la Dirección Técnica concederá un plazo para la subsanación de las mismas. Si a la expiración de dicho plazo el Fabricante no ha cumplido con su compromiso, se rescindirá el contrato con pérdida de la fianza, ejecutando la Propiedad las reformas necesarias con cargo a la citada fianza.

9.2 Precios

Toda persona que intervenga en el proceso de producción tiene derecho a percibir puntualmente las cuantías devengadas con arreglo a las condiciones contractuales establecidas.

El precio del producto es el resultado de la suma de los costes directos, indirectos y gastos generales.

Se considerarán costes directos:

- a) La mano de obra que interviene directamente en la producción
- b) Los materiales necesarios para la ejecución del Proyecto
- c) Los equipos y sistemas técnicos de seguridad e higiene para la prevención de riesgos laborales
- d) Los gastos de personal, combustible y energía que tengan lugar por el funcionamiento de la maquinaria, equipamiento e instalaciones necesarios para la ejecución del Proyecto.
- e) Los gastos de amortización de maquinaria, equipamiento, sistemas e instalaciones anteriormente citados.

Se considerarán costes indirectos aquellos costes derivados de las instalaciones, comunicaciones, edificación de almacenes, talleres, seguros e imprevistos.

Se consideran gastos generales los gastos generales de la empresa, gastos financieros, cargas fiscales y tasas de la administración, legalmente establecidas.

Se define el Precio de Contrata como la suma de costes indirectos, costes directos y gastos generales. El IVA gira sobre esta suma pero no integra el precio.

9.3 Abonos

Al inicio de la ejecución del Proyecto el contratista abonará el 50% del precio calculado en las condiciones anteriormente descritas en el apartado Precios. En sucesivos meses y antes de la finalización de la ejecución, abonará un 10% mensual. El restante se abonará al finalizar la ejecución, siempre y cuando se haya llevado a cabo de la forma descrita en el presente Pliego de Condiciones y como resultado el producto sea válido y funcional.

9.4 Indemnizaciones

La indemnización por retraso en la entrega del producto se establecerá en un tanto por mil del total de los trabajos contratados, por cada día de retraso, contados a partir del día de terminación fijado.

Si el producto final no cumpliera con los requerimientos mínimos detallados en el presente Pliego de Condiciones, se asegurará la devolución íntegra del importe por ejecución calculado por los procedimientos descritos en el apartado Precios, o el reemplazo por unidades nuevas que cumplan las especificaciones si el plazo lo permite.

9.5 Seguros

El contratista estará obligado a asegurar el proyecto contratado durante el tiempo que dure su ejecución hasta la finalización. La cuantía del seguro coincidirá en cada momento con el valor que tengan por contrata los objetos asegurados. El importe abonado por la sociedad aseguradora, en el caso de accidente, se ingresará a nombre del propietario. En ningún caso, salvo conformidad expresa del Contratista, el propietario podrá disponer de dicho importe para menesteres distintos del de reponer la parte siniestrada. Los riesgos asegurados y las condiciones que figuren en la póliza o pólizas de seguros, los pondrá el contratista, antes de contratarlos, en conocimiento del propietario.

10. Condiciones legales

10.1 Perfil del contratista

El contratista deberá disponer de la maquinaria, personal, material, instalaciones, capital, sistema de transporte, y formación para la debida ejecución del Proyecto. Se evaluarán los aspectos anteriormente mencionados para juzgar el futuro desarrollo del proyecto.

10.2 Forma de adjudicación

La adjudicación se hará atendiendo a los criterios de adjudicación establecidos en el Pliego y las ofertas hechas por licitadores y que se consideren más convenientes, sin que, consiguientemente, tenga que recaer en la proposición del precio más bajo. Se valorará la calidad técnica y la evaluación económica.

10.3 Formalización del contrato

La formalización del Contrato se verificará por documento privado con el compromiso por ambas partes. Como complemento del Contrato, los planos y demás documentos del Proyecto irán firmados por ambos.

10.4 Arbitrajes

En caso de desacuerdo entre ambas partes y de no llegar a un acuerdo directo, se contará con un jurado que efectúe el arbitraje. El jurado estará compuesto por un conjunto de peritos y abogados que no tengan conflicto de intereses con ninguna de las partes. La resolución del jurado es de obligatorio cumplimiento en caso de que no se llegue a un acuerdo distinto entre las partes.

10.5 Responsabilidad del contratista

El Contratista será el único responsable de la calidad y la buena ejecución del Proyecto contratado, no teniendo derecho a indemnización alguna por sobrecostes ni decisiones erróneas que pudiera cometer.

El Contratista está obligado a responder por sí mediante garantías suficientes o por medio de compañía de seguros de los posibles siniestros que se pudiesen producir, y de los daños físicos y materiales contra propios, colindantes y terceros. El Contratista se obliga a exigir el cumplimiento de lo preceptuado en el presente Pliego de Condiciones y en el Contrato, a los subcontratistas y operarios que intervengan en el Proyecto, dándoles conocimiento de lo contenido en los mismos.

Diseño e implementación de un sistema modular y configurable para la captación de distintas señales bioeléctricas

Capítulo III: Presupuesto

Índice

Precios elementales.....	151
Precios descompuestos	152
Precios unitarios	157
Precios de mediciones	158
Valoración del presupuesto	159

Precios Elementales

Se listan a continuación los materiales que se van a utilizar en el proceso de ejecución del proyecto, los costes de mano de obra y maquinaria y medios auxiliares

Ref	Ud	Descripción	Precio
Materiales			
E1	Ud	Resistencia 1 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €
E2	Ud	Resistencia 1.8 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €
E3	Ud	Resistencia 4.7 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €
E4	Ud	Resistencia 10 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €
E5	Ud	Resistencia 15 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €
E6	Ud	Resistencia 27 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €
E7	Ud	Resistencia 39 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €
E8	Ud	Resistencia 47 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €
E9	Ud	Resistencia 150 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €
E10	Ud	Resistencia 330 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €
E11	Ud	Resistencia 1 MΩ 5% 1/4 W	0,050 €
E12	Ud	Condensador película 47 nF 5% 100 V	0,108 €
E13	Ud	Condensador película 68 nF 5% 100 V	0,126 €
E14	Ud	Condensador película 100 nF 5% 63 V	0,098 €
E15	Ud	Condensador película 1 μF 5% 63 V	0,330 €
E16	Ud	Condensador cerámico 10 μF 10% 25 V	1,120 €
E17	Ud	Condensador Elec. 10 μF 20% 25 V	0,099 €
E18	Ud	Condensador Elec. 100 μF 20% 25 V	0,180 €
E19	Ud	Condensador Elec. 1000 μF 20% 25 V	0,481 €
E20	Ud	Amp. Aislamiento ISO124	17,530 €
E21	Ud	Amp. Instr. AD620	7,190 €
E22	Ud	Amp. Op. OP27	3,270 €
E23	Ud	Amp. Op. Dual TL082	0,736 €
E24	Ud	Amp. Op. Quad OP470	9,390 €
E25	Ud	Regulador 7806	0,370 €
E26	Ud	Inversor MAX1044	3,080 €
E27	Ud	Conv. Aislado JCD0405D05	15,300 €
E28	Ud	Pot 10 kΩ multivuelta 1/2W	1,820 €
E29	Ud	Pot 200 kΩ multivuelta 1/2W	1,700 €
E30	Ud	Pin zócalo hembra	0,171 €
E31	Ud	Pin macho	0,064 €
E32	Ud	Conector banana	0,773 €
E33	Ud	Bloque 2 terminales atornillables	0,561 €
E34	Ud	Conector BNC Coax	1,200 €
E35	Ud	Zócalo DIP8	0,767 €
E36	Ud	Zócalo DIP14	1,590 €
E37	Ud	Zócalo DIP16	1,610 €
E38	Ud	Jumper header	0,110 €
E39	Ud	Selector rotatorio	9,790 €
E40	Ud	Conector electrodo FRI TD-987XX	6,667 €
E41	Ud	PCB Placa Configurable impresa en empresa externa	16 €
E42	Ud	PCB 160x100 mm	8,960 €
Mano de obra y maquinaria			
D1	h	Departamento insoladora y químicos	9,20 €
D2	h	Departamento taladrado	14,73 €
D3	h	Departamento soldadura	10,10 €
D4	h	Departamento de software	25,00 €
D5	h	Operario	9,10 €
Medios auxiliares			
AUX	%	Medios auxiliares	2%

Precios Descompuestos

Se desglosan en conceptos y cantidades todo aquello necesario para la ejecución del proyecto, utilizando los precios elementales de los materiales, mano de obra y medios auxiliares indicados en precios elementales.

Ref	Ud	Descripción	Precio	Cantidad	Parcial
W1	Ud	PCB de 160x100 mm revelada, atacada, troquelada y lista para soldadura			
MATERIALES					
E42	Ud	PCB 160x100 mm	8,96 €	1	8,96 €
MANO DE OBRA Y MAQUINARIA					
D1	h	Departamento insoladora y químicos	9,20 €	0,25	2,30 €
D2	h	Departamento taladrado	14,73 €	0,17	2,50 €
D5	h	Operario	9,10 €	0,1	0,91 €
MEDIOS AUXILIARES					
AUX	%	Medios auxiliares sobre los costes directos	2%	14,67 €	0,29 €
Total de ejecución material					14,97 €

Ref	Ud	Descripción	Precio	Cantidad	Parcial
W2	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de ECG			
MATERIALES					
E13	Ud	Condensador película 68 nF 5% 100 V	0,126 €	4	0,504 €
E14	Ud	Condensador película 100 nF 5% 63 V	0,098 €	3	0,293 €
E16	Ud	Condensador cerámico 10 µF 10% 25 V	1,120 €	2	2,240 €
E17	Ud	Condensador Elec. 10 µF 20% 25 V	0,099 €	3	0,296 €
E18	Ud	Condensador Elec. 100 µF 20% 25 V	0,180 €	1	0,180 €
E1	Ud	Resistencia 1 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	1	0,050 €
E2	Ud	Resistencia 1.8 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	2	0,100 €
E4	Ud	Resistencia 10 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	6	0,300 €
E5	Ud	Resistencia 15 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	2	0,100 €
E6	Ud	Resistencia 27 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	2	0,100 €
E8	Ud	Resistencia 47 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	4	0,200 €
E10	Ud	Resistencia 330 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	2	0,100 €
E11	Ud	Resistencia 1 MΩ 5% 1/4 W	0,050 €	2	0,100 €
E20	Ud	Amp. Aislamiento ISO124	17,530 €	1	17,530 €
E21	Ud	Amp. Instr. AD620	7,190 €	1	7,190 €
E22	Ud	Amp. Op. OP27	3,270 €	1	3,270 €
E23	Ud	Amp. Op. Dual TL082	0,736 €	1	0,736 €
E24	Ud	Amp. Op. Quad OP470	9,390 €	1	9,390 €
E25	Ud	Regulador 7806	0,370 €	1	0,370 €
E26	Ud	Inversor MAX1044	3,080 €	1	3,080 €
E27	Ud	Conv. Aislado JCD0405D05	15,300 €	1	15,300 €
E29	Ud	Pot 200 kΩ multivuelta 1/2W	1,700 €	2	3,400 €
E33	Ud	Bloque 2 terminales atornillables	0,561 €	1	0,561 €
E34	Ud	Conector BNC Coax	1,200 €	1	1,200 €
E35	Ud	Zócalo DIP8	0,767 €	4	3,068 €
E36	Ud	Zócalo DIP14	1,590 €	1	1,590 €
E37	Ud	Zócalo DIP16	1,610 €	1	1,610 €
E40	Ud	Conector electrodo FRI TD-987XX	6,667 €	3	20,001 €
MANO DE OBRA Y MAQUINARIA					
D3	h	Departamento soldadura	10,10 €	2	20,200 €
D5	h	Operario	9,10 €	0,1	0,910 €
MEDIOS AUXILIARES					
AUX	%	Medios auxiliares sobre los costes directos	2%	113,969 €	2,279 €
Total de ejecución material:					116,248 €

Precios Descompuestos

Ref	Ud	Descripción	Precio	Cantidad	Parcial
W3	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de EMG			
MATERIALES					
E13	Ud	Condensador película 68 nF 5% 100 V	0,126 €	6	0,756 €
E14	Ud	Condensador película 100 nF 5% 63 V	0,098 €	1	0,098 €
E15	Ud	Condensador película 1 µF 5% 63 V	0,330 €	2	0,660 €
E17	Ud	Condensador Elec. 10 µF 20% 25 V	0,099 €	3	0,296 €
E18	Ud	Condensador Elec. 100 µF 20% 25 V	0,180 €	1	0,180 €
E1	Ud	Resistencia 1 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	1	0,050 €
E2	Ud	Resistencia 1.8 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	2	0,100 €
E3	Ud	Resistencia 4.7 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	2	0,100 €
E4	Ud	Resistencia 10 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	4	0,200 €
E5	Ud	Resistencia 15 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	2	0,100 €
E6	Ud	Resistencia 27 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	2	0,100 €
E8	Ud	Resistencia 47 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	4	0,200 €
E9	Ud	Resistencia 150 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	2	0,100 €
E11	Ud	Resistencia 1 MΩ 5% 1/4 W	0,050 €	2	0,100 €
E20	Ud	Amp. Aislamiento ISO124	17,530 €	1	17,530 €
E21	Ud	Amp. Instr. AD620	7,190 €	1	7,190 €
E22	Ud	Amp. Op. OP27	3,270 €	1	3,270 €
E23	Ud	Amp. Op. Dual TL082	0,736 €	1	0,736 €
E24	Ud	Amp. Op. Quad OP470	9,390 €	1	9,390 €
E25	Ud	Regulador 7806	0,370 €	1	0,370 €
E26	Ud	Inversor MAX1044	3,080 €	1	3,080 €
E27	Ud	Conv. Aislado JCD0405D05	15,300 €	1	15,300 €
E29	Ud	Pot 200 kΩ multivuelta 1/2W	1,700 €	2	3,400 €
E33	Ud	Bloque 2 terminales atornillables	0,561 €	1	0,561 €
E34	Ud	Conector BNC Coax	1,200 €	1	1,200 €
E35	Ud	Zócalo DIP8	0,767 €	4	3,068 €
E36	Ud	Zócalo DIP14	1,590 €	1	1,590 €
E37	Ud	Zócalo DIP16	1,610 €	1	1,610 €
E40	Ud	Conector electrodo FRI TD-987XX	6,667 €	3	20,001 €
MANO DE OBRA Y MAQUINARIA					
D3	h	Departamento soldadura	10,10 €	2	20,200 €
D5	h	Operario	9,10 €	0,1	0,910 €
MEDIOS AUXILIARES					
AUX	%	Medios auxiliares sobre los costes directos	2%	112,445 €	2,249 €
Total de ejecución material:					114,694 €

Precios Descompuestos

Ref	Ud	Descripción	Precio	Cantidad	Parcial
W4	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de EOG			
MATERIALES					
E1	Ud	Resistencia 1 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	2	0,100 €
E2	Ud	Resistencia 1.8 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	4	0,200 €
E4	Ud	Resistencia 10 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	7	0,350 €
E5	Ud	Resistencia 15 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	2	0,100 €
E6	Ud	Resistencia 27 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	2	0,100 €
E7	Ud	Resistencia 39 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	4	0,200 €
E8	Ud	Resistencia 47 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	8	0,400 €
E11	Ud	Resistencia 1 MΩ 5% 1/4 W	0,050 €	2	0,100 €
E12	Ud	Condensador película 47 nF 5% 100 V	0,108 €	8	0,864 €
E14	Ud	Condensador película 100 nF 5% 63 V	0,098 €	5	0,489 €
E17	Ud	Condensador Elec. 10 μF 20% 25 V	0,099 €	3	0,296 €
E18	Ud	Condensador Elec. 100 μF 20% 25 V	0,180 €	1	0,180 €
E20	Ud	Amp. Aislamiento ISO124	17,530 €	2	35,060 €
E21	Ud	Amp. Instr. AD620	7,190 €	2	14,380 €
E22	Ud	Amp. Op. OP27	3,270 €	1	3,270 €
E24	Ud	Amp. Op. Quad OP470	9,390 €	2	18,780 €
E25	Ud	Regulador 7806	0,370 €	1	0,370 €
E26	Ud	Inversor MAX1044	3,080 €	1	3,080 €
E27	Ud	Conv. Aislado JCD0405D05	15,300 €	1	15,300 €
E29	Ud	Pot 200 kΩ multivuelta 1/2W	1,700 €	4	6,800 €
E33	Ud	Bloque 2 terminales atornillables	0,561 €	1	0,561 €
E34	Ud	Conector BNC Coax	1,200 €	2	2,400 €
E35	Ud	Zócalo DIP8	0,767 €	4	3,068 €
E36	Ud	Zócalo DIP14	1,590 €	2	3,180 €
E37	Ud	Zócalo DIP16	1,610 €	2	3,220 €
E40	Ud	Conector electrodo FRI TD-987XX	6,667 €	5	33,335 €
MANO DE OBRA Y MAQUINARIA					
D3	h	Departamento soldadura	10,10 €	2,5	25,250 €
D5	h	Operario	9,10 €	0,1	0,910 €
MEDIOS AUXILIARES					
AUX	%	Medios auxiliares sobre los costes directos	2%	172,342 €	3,447 €
Total de ejecución material:					175,789 €

Precios Descompuestos

Ref	Ud	Descripción	Precio	Cantidad	Parcial
W5	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de Placa Configurable			
MATERIALES					
E1	Ud	Resistencia 1 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	1	0,050 €
E4	Ud	Resistencia 10 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	1	0,050 €
E8	Ud	Resistencia 47 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	4	0,200 €
E13	Ud	Condensador película 68 nF 5% 100 V	0,126 €	4	0,504 €
E17	Ud	Condensador Elec. 10 μF 20% 25 V	0,099 €	2	0,197 €
E19	Ud	Condensador Elec. 1000 μF 20% 25 V	0,481 €	2	0,962 €
E20	Ud	Amp. Aislamiento ISO124	17,530 €	1	17,530 €
E21	Ud	Amp. Instr. AD620	7,190 €	1	7,190 €
E22	Ud	Amp. Op. OP27	3,270 €	5	16,350 €
E26	Ud	Inversor MAX1044	3,080 €	1	3,080 €
E28	Ud	Pot 10 kΩ multivuelta 1/2W	1,820 €	1	1,820 €
E29	Ud	Pot 200 kΩ multivuelta 1/2W	1,700 €	2	3,400 €
E30	Ud	Pin zócalo hembra	0,171 €	28	4,788 €
E31	Ud	Pin macho	0,064 €	11	0,699 €
E32	Ud	Conector banana	0,773 €	3	2,319 €
E33	Ud	Bloque 2 terminales atornillables	0,561 €	1	0,561 €
E34	Ud	Conector BNC Coax	1,200 €	1	1,200 €
E35	Ud	Zócalo DIP8	0,767 €	7	5,369 €
E37	Ud	Zócalo DIP16	1,610 €	1	1,610 €
E38	Ud	Jumper header	0,110 €	7	0,770 €
E39	Ud	Selector rotatorio	9,790 €	1	9,790 €
E40	Ud	Conector electrodo FRI TD-987XX	6,667 €	3	20,001 €
MANO DE OBRA Y MAQUINARIA					
D3	h	Departamento soldadura	10,10 €	2	20,200 €
D5	h	Operario	9,10 €	0,1	0,910 €
MEDIOS AUXILIARES					
AUX	%	Medios auxiliares sobre los costes directos	2%	119,550 €	2,391 €
Total de ejecución material:					121,940 €

Precios Descompuestos

Ref	Ud	Descripción	Precio	Cantidad	Parcial
W6	Ud	Soldadura y colocación de componentes para Placa Configurable			
MATERIALES					
E41	Ud	PCB Placa Configurable impresa en empresa externa	16,000 €	1	16,000 €
E1	Ud	Resistencia 1 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	1	0,050 €
E4	Ud	Resistencia 10 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	1	0,050 €
E8	Ud	Resistencia 47 kΩ 5% 1/4 W	0,050 €	4	0,200 €
E13	Ud	Condensador película 68 nF 5% 100 V	0,126 €	4	0,504 €
E17	Ud	Condensador Elec. 10 μF 20% 25 V	0,099 €	2	0,197 €
E19	Ud	Condensador Elec. 1000 μF 20% 25 V	0,481 €	2	0,962 €
E20	Ud	Amp. Aislamiento ISO124	17,530 €	1	17,530 €
E21	Ud	Amp. Instr. AD620	7,190 €	1	7,190 €
E22	Ud	Amp. Op. OP27	3,270 €	5	16,350 €
E26	Ud	Inversor MAX1044	3,080 €	1	3,080 €
E28	Ud	Pot 10 kΩ multivuelta 1/2W	1,820 €	1	1,820 €
E29	Ud	Pot 200 kΩ multivuelta 1/2W	1,700 €	2	3,400 €
E30	Ud	Pin zócalo hembra	0,171 €	28	4,788 €
E31	Ud	Pin macho	0,064 €	11	0,699 €
E32	Ud	Conector banana	0,773 €	3	2,319 €
E33	Ud	Bloque 2 terminales atornillables	0,561 €	1	0,561 €
E34	Ud	Conector BNC Coax	1,200 €	1	1,200 €
E35	Ud	Zócalo DIP8	0,767 €	7	5,369 €
E37	Ud	Zócalo DIP16	1,610 €	1	1,610 €
E38	Ud	Jumper header	0,110 €	7	0,770 €
E39	Ud	Selector rotatorio	9,790 €	1	9,790 €
E40	Ud	Conector electrodo FRI TD-987XX	6,667 €	3	20,001 €
MANO DE OBRA Y MAQUINARIA					
D3	h	Departamento soldadura	10,10 €	2	20,200 €
D5	h	Operario	9,10 €	0,1	0,910 €
MEDIOS AUXILIARES					
AUX	%	Medios auxiliares sobre los costes directos	2%	135,550 €	2,711 €
Total de ejecución material:					138,260 €

Ref	Ud	Descripción	Precio	Cantidad	Parcial
W7	Ud	Desarrollo de software para sistema de muestreo portátil con interfaz gráfica en Labview			
MATERIALES					
MANO DE OBRA Y MAQUINARIA					
D4	h	Departamento de software	25 €	20	500 €
MEDIOS AUXILIARES					
AUX	%	Medios auxiliares sobre los costes directos	2%	500 €	10 €
Total de ejecución material:					510 €

Precios Unitarios

Relación de precio de las unidades en concepto y unidad

Ref	Ud	Descripción	Precio
W1	Ud	PCB de 160x100 mm revelada, atacada, troquelada y lista para soldadura	14,97 €
W2	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de ECG	116,25 €
W3	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de EMG	114,69 €
W4	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de EOG	175,79 €
W5	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de Placa Configurable	121,94 €
W6	Ud	Soldadura y colocación de componentes para Placa Configurable	138,26 €
W7	Ud	Desarrollo de software para sistema de muestreo portátil con interfaz gráfica en Labview	510 €

Precios de Mediciones

Conjunto de operaciones realizado sobre cada unidad para obtener la cantidad requerida en la ejecución

Ref	Ud	Descripción	Cantidad	Total
W1	Ud	PCB de 160x100 mm revelada, atacada, troquelada y lista para soldadura	4	4
W2	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de ECG	1	1
W3	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de EMG	1	1
W4	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de EOG	1	1
W5	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de Placa Configurable	1	1
W6	Ud	Soldadura y colocación de componentes para Placa Configurable	10	10
W7	Ud	Desarrollo de software para sistema de muestreo portátil con interfaz gráfica en Labview	1	1

Valoración del Presupuesto

Suma del producto de los precios unitarios por las mediciones

Ref	Ud	Descripción	Precio	Cantidad	Total
W1	Ud	PCB de 160x100 mm revelada, atacada, troquelada y lista para soldadura	14,97 €	4	59,87 €
W2	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de ECG	116,25 €	1	116,25 €
W3	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de EMG	114,69 €	1	114,69 €
W4	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de EOG	175,79 €	1	175,79 €
W5	Ud	Soldadura y colocación de componentes para el prototipo de Placa Configurable	121,94 €	1	121,94 €
W6	Ud	Soldadura y colocación de componentes para Placa Configurable	138,26 €	10	1.382,60 €
W7	Ud	Desarrollo de software para sistema de muestreo portátil con interfaz gráfica en Labview	510 €	1	510,00 €
TOTAL PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN MATERIAL					2.481,15 €

Valencia, 7 de Julio de 2016

Diseño e implementación de un sistema modular y configurable para la captación de distintas señales bioeléctricas

Capítulo IV: Planos

Índice

Placa Configurable:

Top Copper	162
Bottom Copper	163
Serigrafía	164
Taladro	165

Placa ECG:

Top Copper	166
Bottom Copper	167
Serigrafía	168
Taladro	169

Placa EMG:

Top Copper	170
Bottom Copper	171
Serigrafía	172
Taladro	173

Placa EOG:

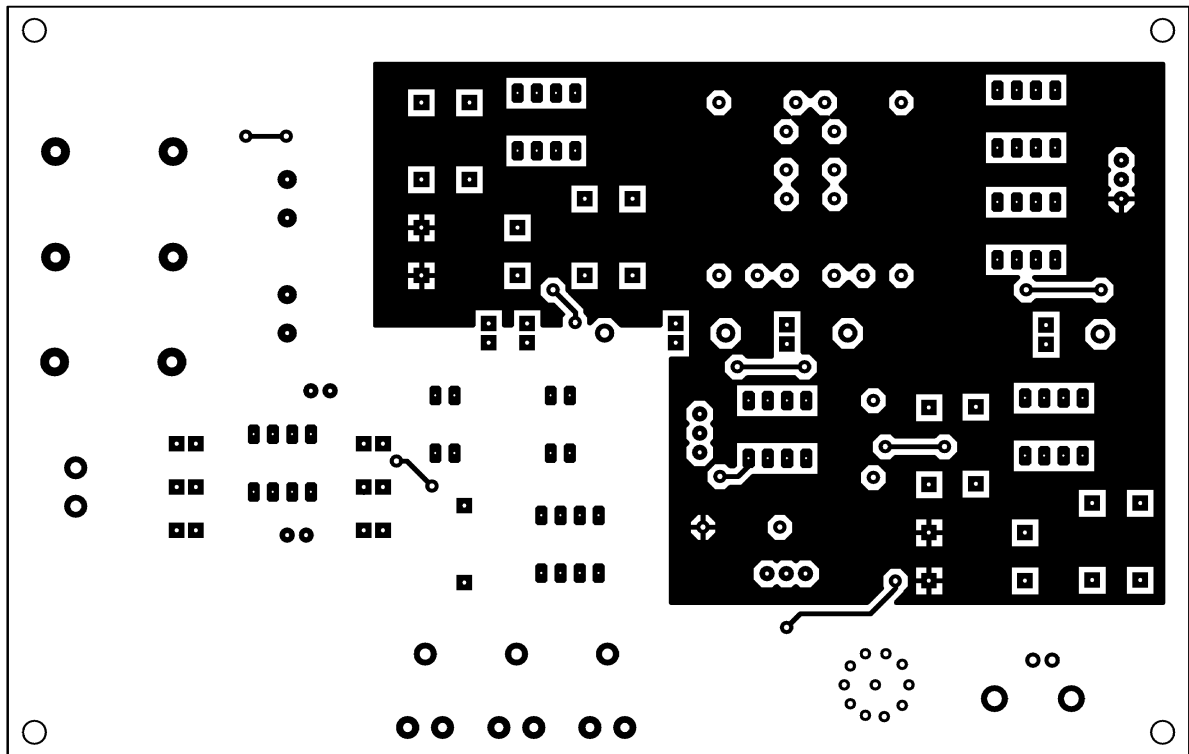
Top Copper	174
Bottom Copper	175
Serigrafía	176
Taladro	177

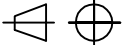
Circuito Placa Configurable	178
-----------------------------------	-----

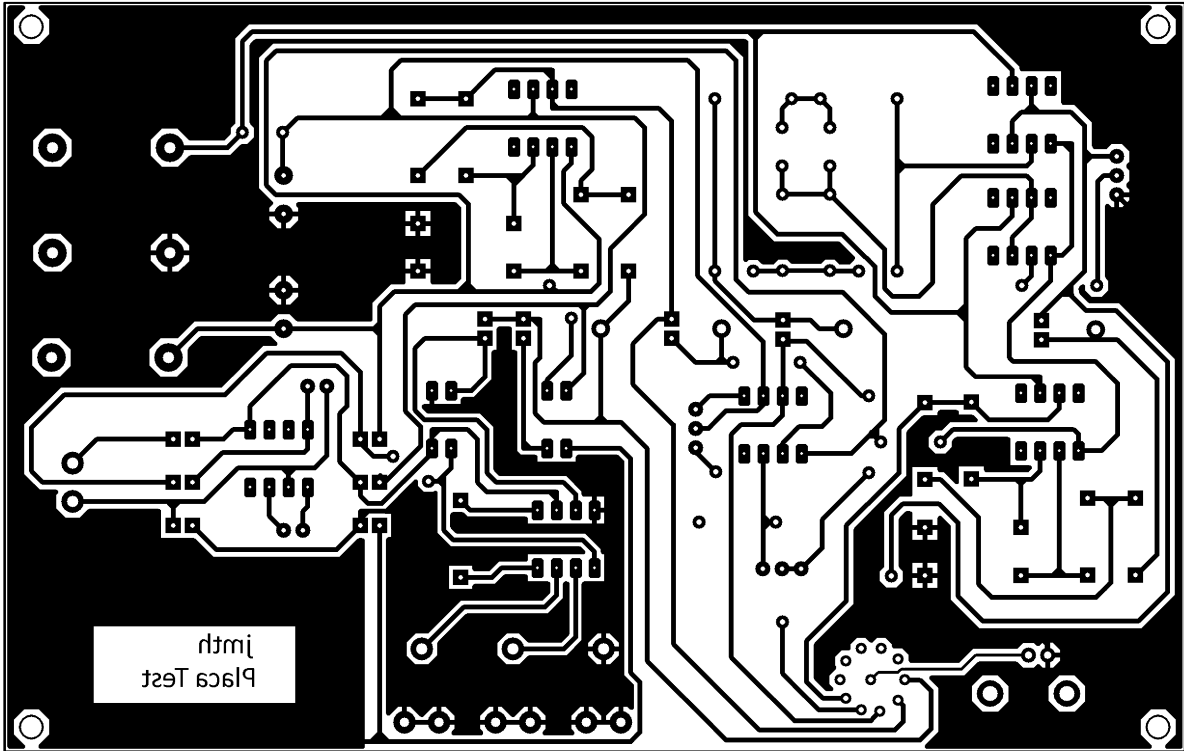
Circuito Placa ECG.....	179
-------------------------	-----

Circuito Placa EMG	180
--------------------------	-----

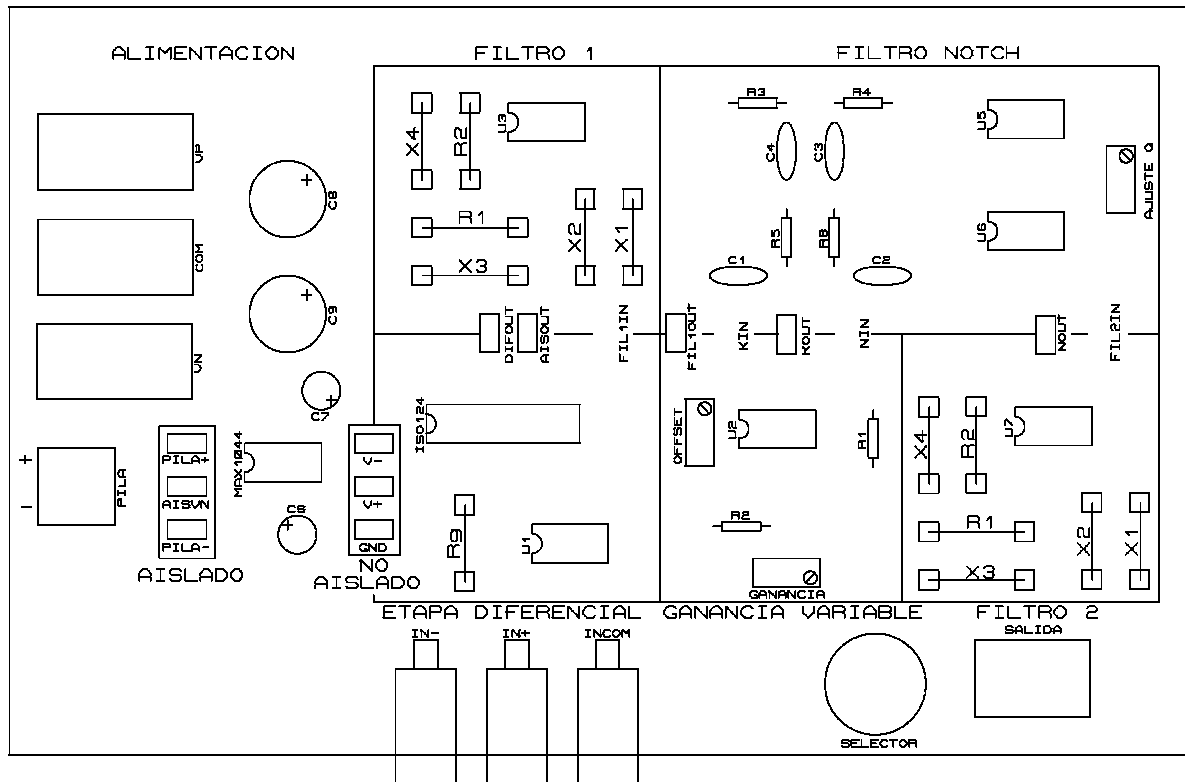
Circuito Placa EOG	181
--------------------------	-----



SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:		
	1:1		Top Copper Placa Configurable		
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:	Autor:
Dibujado:				162	José Manuel Terrés Haro
Número:					

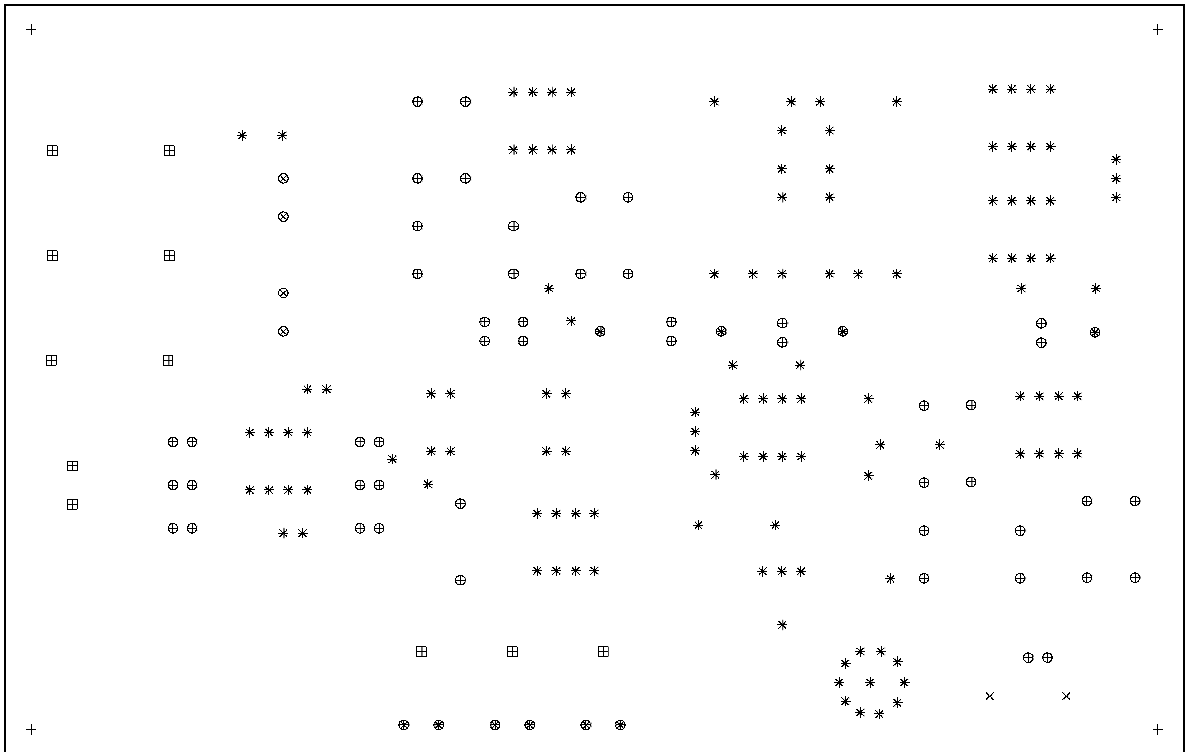


SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:		
⊕ ⊖	1:1		Bottom Copper Placa Configurable		
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:	Autor:
Dibujado:				163	José Manuel Terrés Haro
Número:					



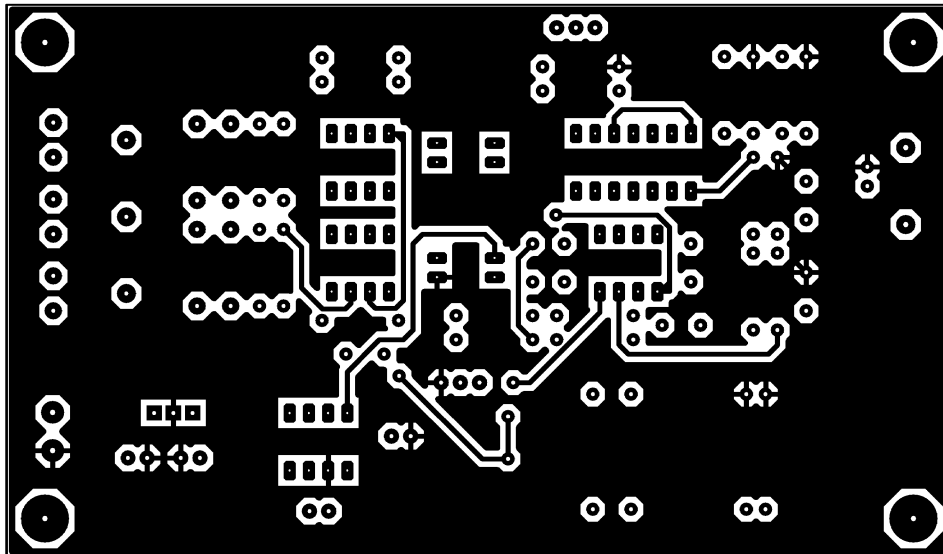
Referencia de componentes		
Referencia	Tipo	Valor
C1-C4	Capacitors	47nF
C5-C6	Capacitors	1000uF
C7-C8	Capacitors	10uF
R1	Resistors	10k
R2	Resistors	1k
R3-R6	Resistors	68k
U1	Integrated Circuits	AD620
U2,U3,U5-U7	Integrated Circuits	OP27
AISOUT,AISVN,DIFOUT,FIL1OUT,GND,KOUT,NOUT,PILA+,PILA-,V+,V-	Miscellaneous	Pin macho
AJUSTE Q,GANANCIA	Miscellaneous	Pot. 200K
COM,VN,VP	Miscellaneous	T-BANANA
IN+,IN-,INCOM	Miscellaneous	TD-987XX
ISO124	Miscellaneous	ISO124
J1-J20,J23-J28	Miscellaneous	Pin hembra
MAX1044	Miscellaneous	MAX1044
OFFSET	Miscellaneous	Pot. 10K
PILA	Miscellaneous	TBLOCK-I2
SALIDA	Miscellaneous	BNC
SELECTOR	Miscellaneous	SELECTOR

SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:	
	1:1		Serigrafía Placa Configurable	
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:
Dibujado:				Autor:
Número:			164	José Manuel Terrés Haro

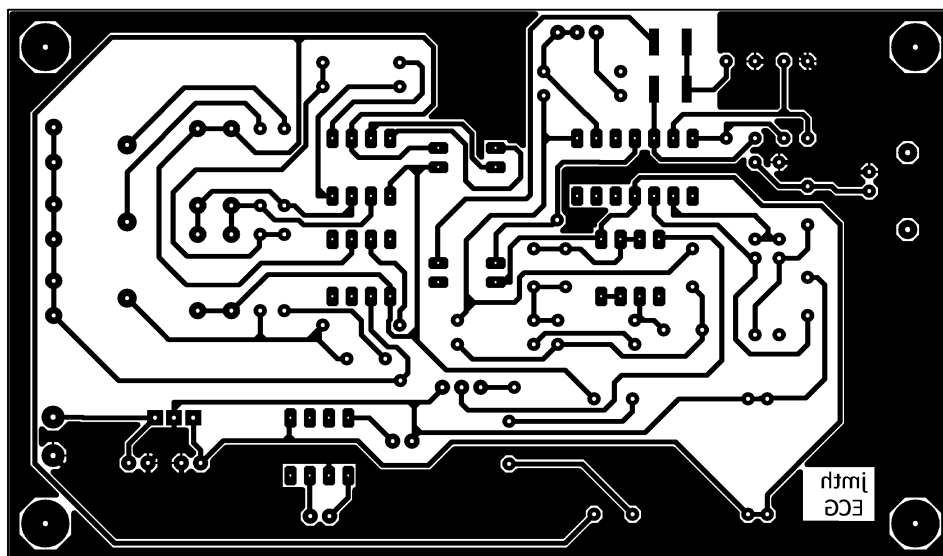


Taladros		
Símbolo	Diámetro	Número
+	0.112 in	4
×	2 mm	2
✳	30 th	123
⊕	40 th	50
⊗	45 th	4
⊗	50 th	10
⊞	60 th	11

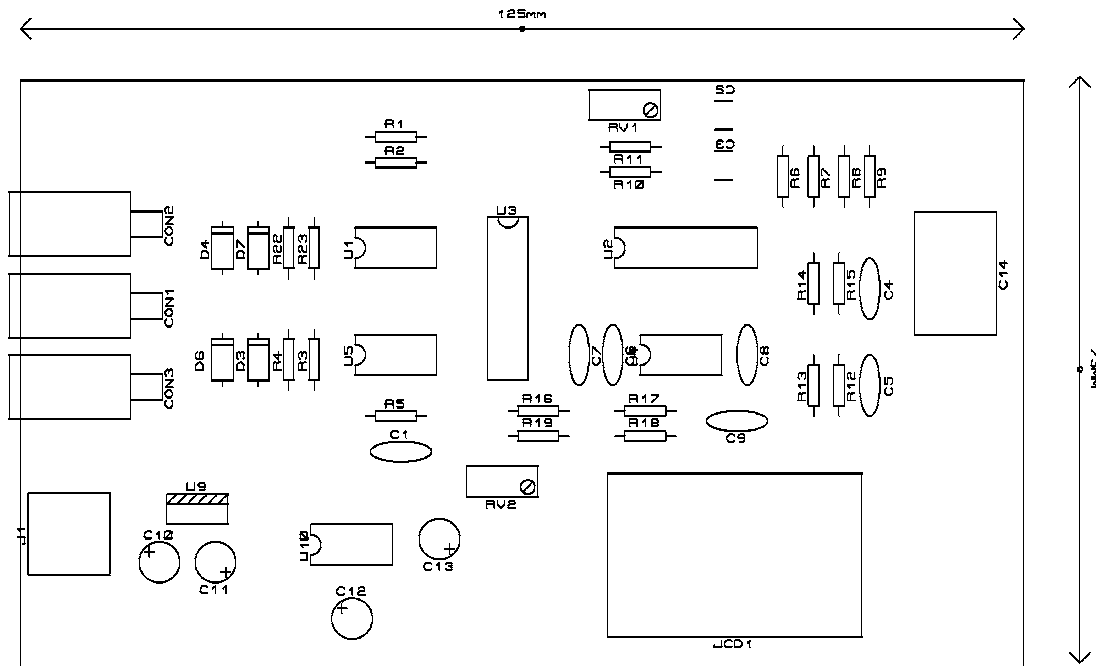
SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:		
	1:1		Taladro Placa Configurable		
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:	Autor:
Dibujado:				165	José Manuel Terrés Haro
Número:					



SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:		
⊕ ⊖	1:1		Top Copper ECG		
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:	Autor:
Dibujado:				166	José Manuel Terrés Haro
Número:					

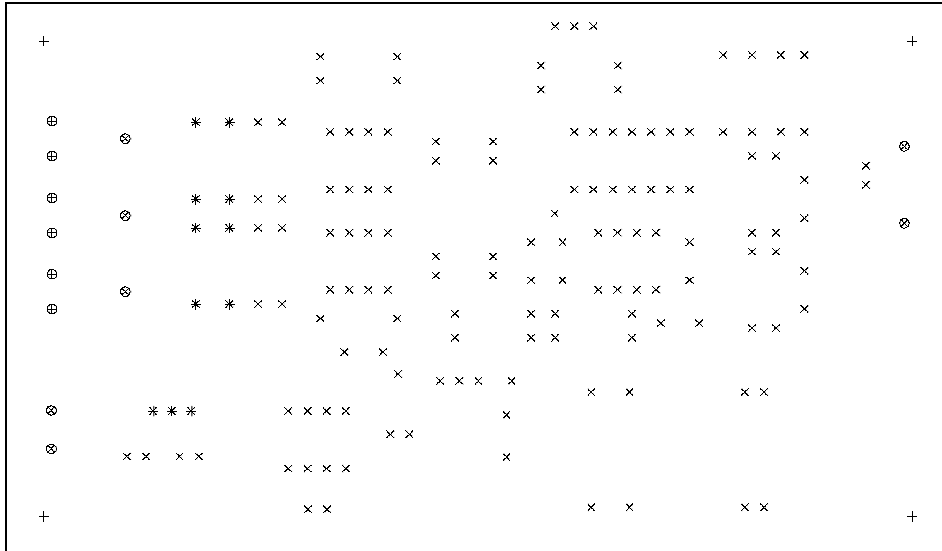


SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:		
⊕ ⊖	1:1		Bottom Copper ECG		
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:	Autor:
Dibujado:				167	José Manuel Terrés Haro
Número:					



Referencia de componentes		
Referencia	Tipo	Valor
C1,C4-C5	Capacitors	100nF
C2-C3	Capacitors	10u
C6-C9	Capacitors	47nF
C10,C12-C13	Capacitors	10uF
C11	Capacitors	100uF
C14	Miscellaneous	BNC
R1-R2	Resistors	1.8k
R3,R10,R12-R13,R22-R23	Resistors	10k
R4-R5	Resistors	1M
R6-R7	Resistors	330k
R8,R14	Resistors	15k
R9,R15	Resistors	27k
R11	Resistors	1k
R16-R19	Resistors	68k
U1	Integrated Circuits	AD620
U2	Integrated Circuits	OP470GP
U3	Integrated Circuits	ISO124
U4	Integrated Circuits	TL082
U5	Integrated Circuits	OP27A
U9	Integrated Circuits	7806
U10	Integrated Circuits	MAX1044
D3-D4,D6-D7	Diodes	1N4007
CON1-CON3	Miscellaneous	FRI TD-987XX
J1	Miscellaneous	TBLOCK-I2
JCD1	Miscellaneous	JCD0405D05
RV1-RV2	Miscellaneous	200K

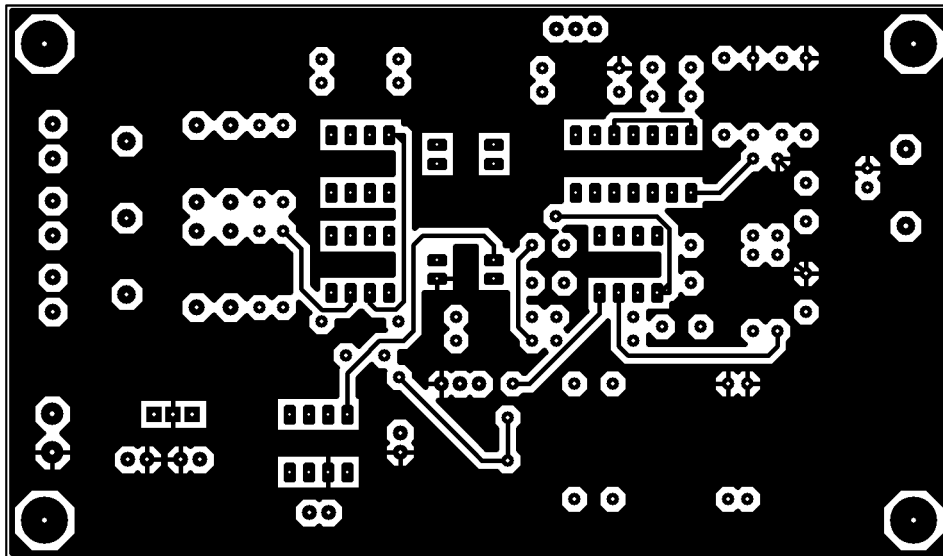
SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:	
	1:1		Serigrafía ECG	
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:
Dibujado:				Autor:
Número:			168	José Manuel Terrés Haro

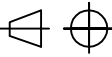


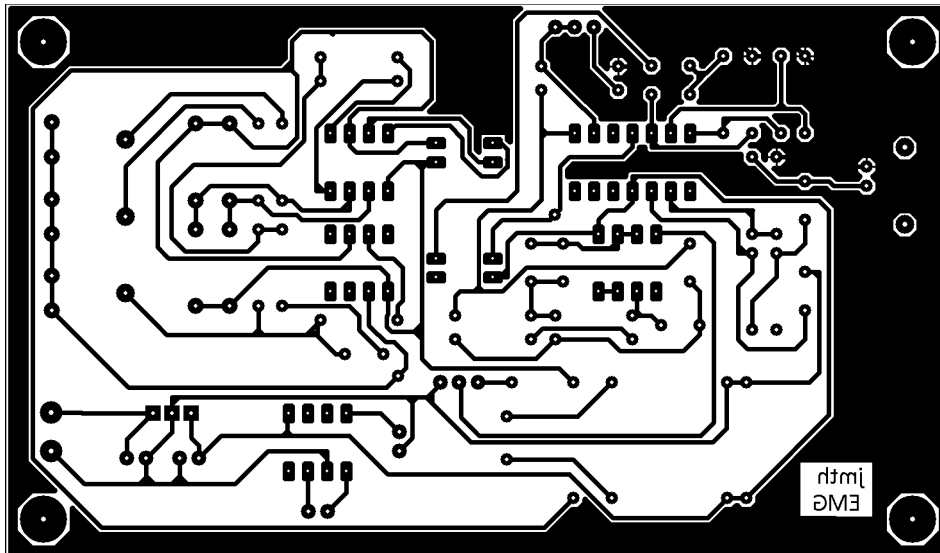
Taladros

Símbolo	Diámetro	Número
+	3 mm	4
X	30 th	139
*	40 th	11
⊕	50 th	6
⊗	60 th	7

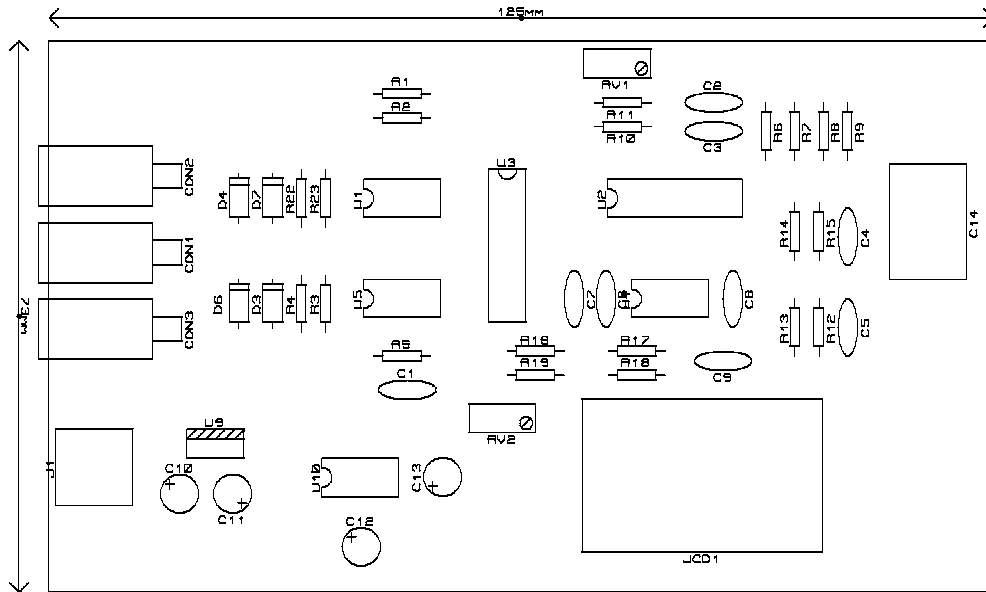
SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:		
	1:1		Taladro ECG		
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:	Autor: José Manuel Terrés Haro
Dibujado:				169	
Número:					



SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:		
	1:1		Top Copper EMG		
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:	Autor:
Dibujado:				170	José Manuel Terrés Haro
Número:					

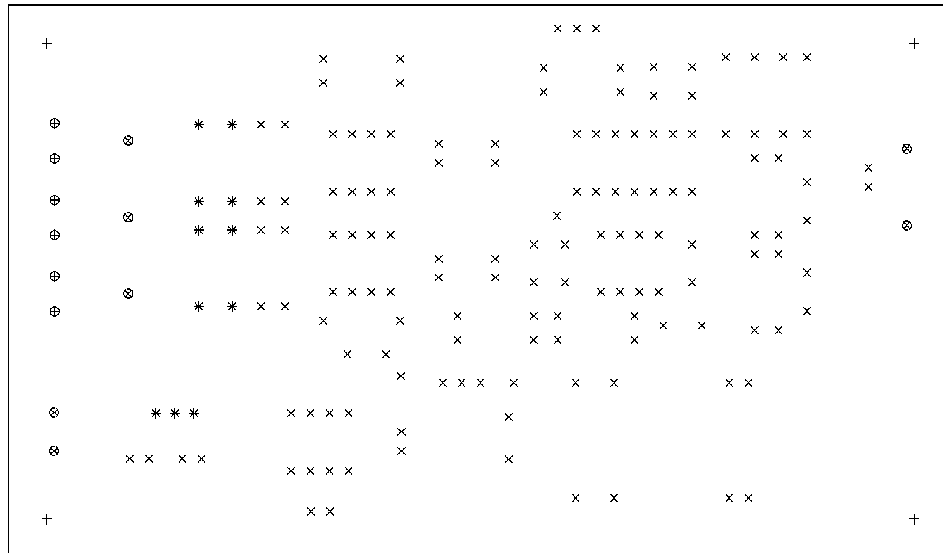


SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:		
⊕ ⊖	1:1		Bottom Copper EMG		
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:	Autor:
Dibujado:				171	José Manuel Terrés Haro
Número:					



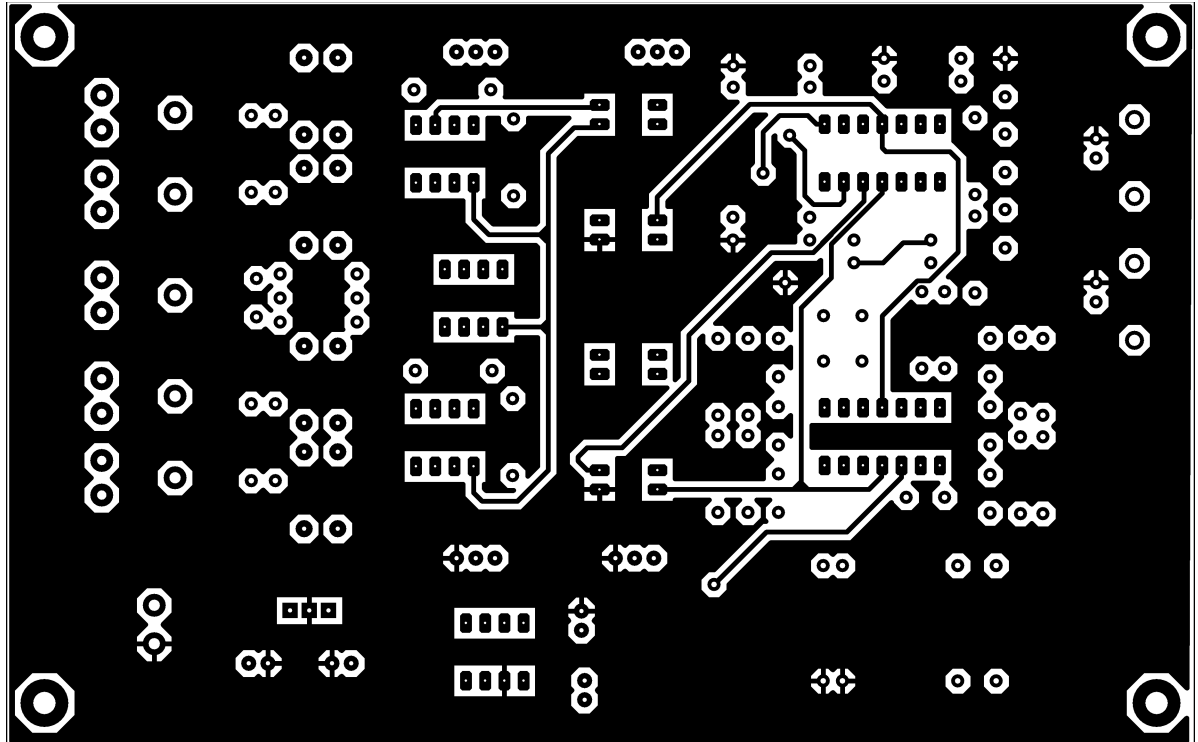
	A	B	C
1	Referencia de componentes		
2	Referencia	Tipo	Valor
3	C1	Capacitors	100nF
4	C2-C3	Capacitors	1uF
5	C4-C5	Capacitors	68nF
6	C6-C9	Capacitors	47nF
7	C10,C12-C13	Capacitors	10uF
8	C11	Capacitors	100uF
9	C14	Miscellaneous	BNC
10	R1-R2	Resistors	1.8k
11	R3,R10,R22-R23	Resistors	10k
12	R4-R5	Resistors	1M
13	R6-R7	Resistors	150k
14	R8,R14	Resistors	15k
15	R9,R15	Resistors	27k
16	R11	Resistors	1k
17	R12-R13	Resistors	4.7k
18	R16-R19	Resistors	68k
19	U1	Integrated Circuits	AD620
20	U2	Integrated Circuits	OP470GP
21	U3	Integrated Circuits	ISO124
22	U4	Integrated Circuits	TL082
23	U5	Integrated Circuits	OP27A
24	U9	Integrated Circuits	7806
25	U10	Integrated Circuits	MAX1044
26	D3-D4,D6-D7	Diodes	1N4007
27	CON1-CON3	Miscellaneous	FRI TD-987XX
28	J1	Miscellaneous	TBLOCK-I2
29	JCD1	Miscellaneous	JCD0405D05
30	RV1-RV2	Miscellaneous	200K

SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:	
	1:1		Serigrafía EMG	
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:
Dibujado:				Autor:
Número:			172	José Manuel Terrés Haro

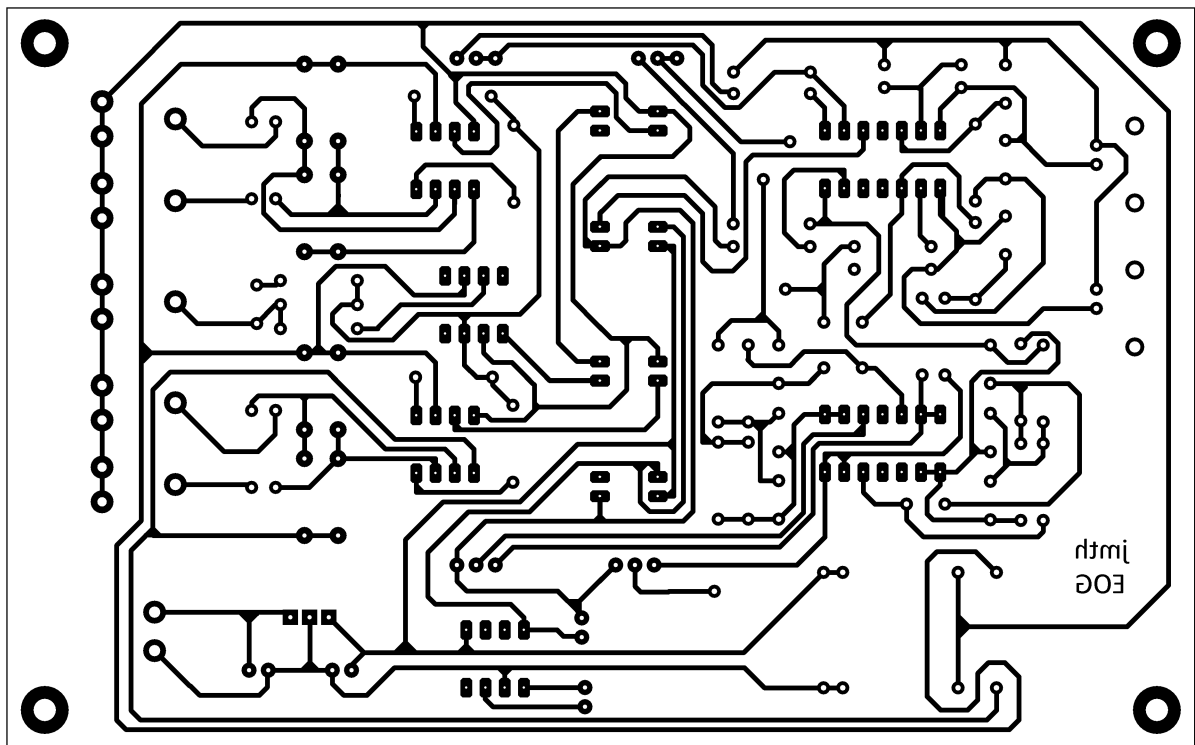


Taladros		
Símbolo	Diámetro	Número
+	3 mm	4
X	30 th	143
*	40 th	11
⊕	50 th	6
⊗	60 th	7

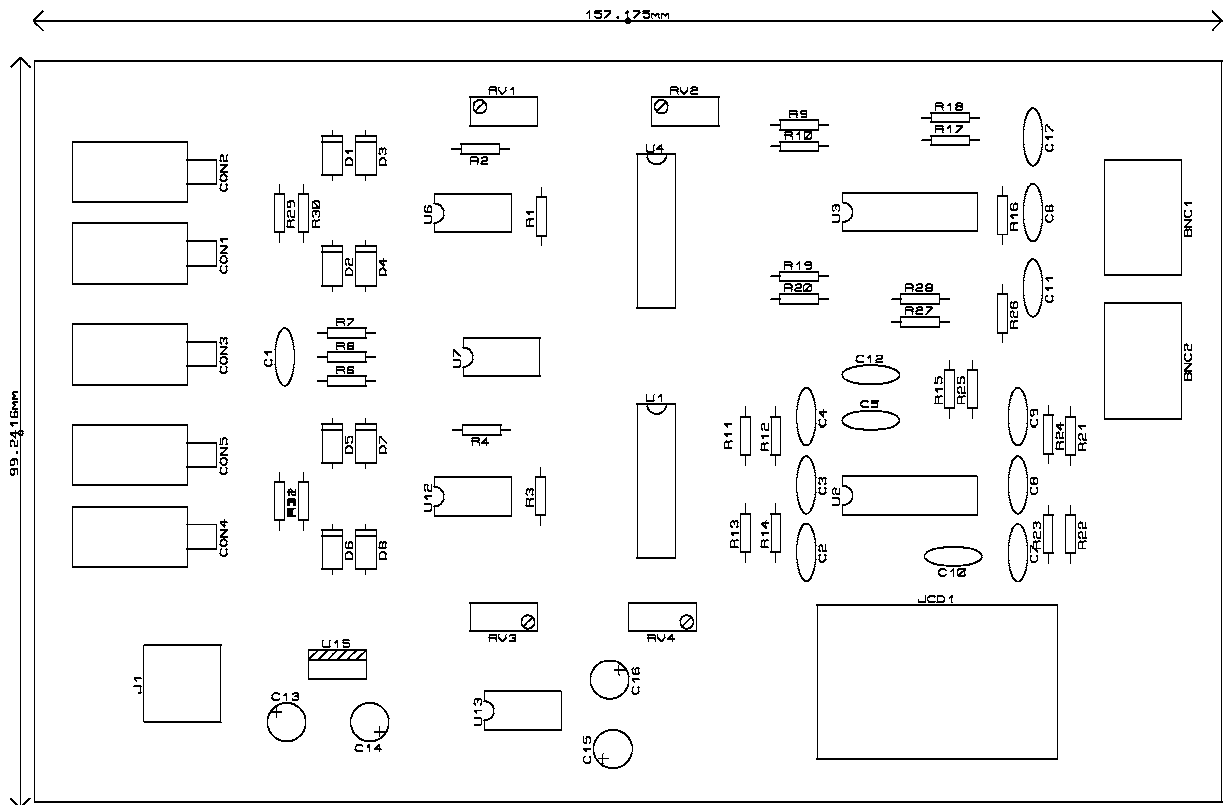
SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:		
	1:1		Taladro EMG		
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:	Autor:
Dibujado:				173	José Manuel Terrés Haro
Número:					



SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:		
⊕ ⊖	1:1		Top Copper EOG		
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:	Autor:
Dibujado:				174	José Manuel Terrés Haro
Número:					

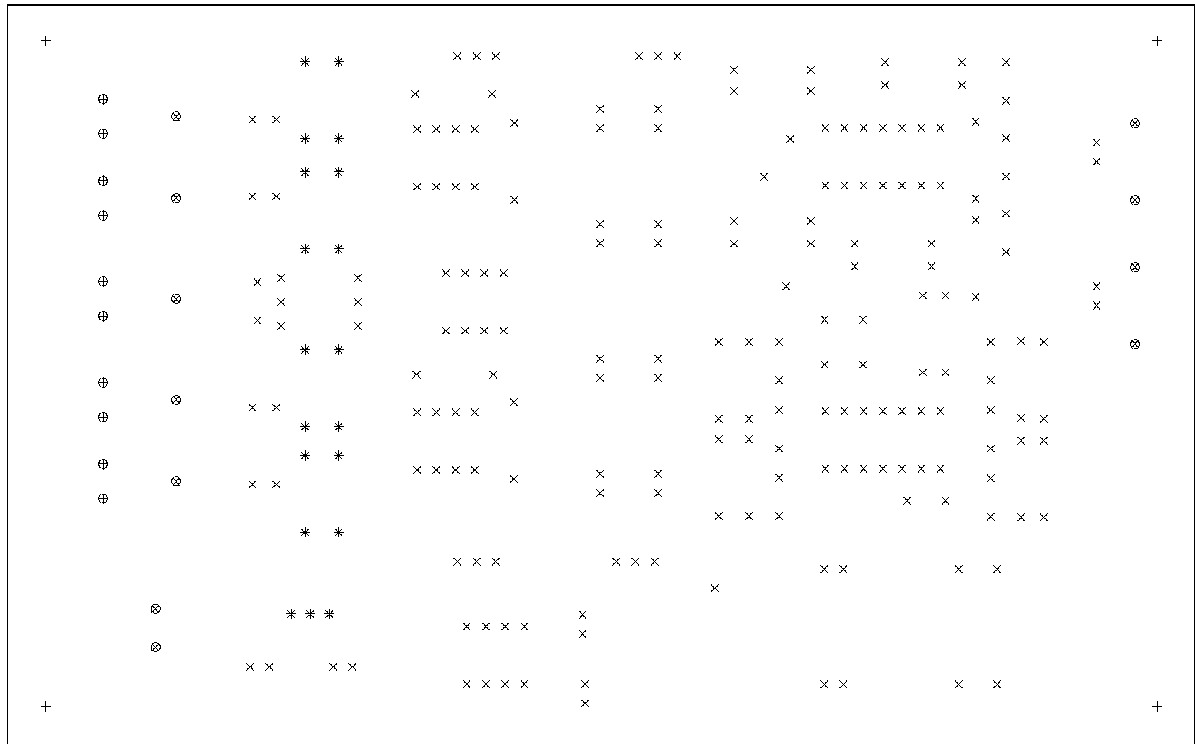


SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:		
	1:1		Bottom Copper EOG		
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:	Autor:
Dibujado:				175	José Manuel Terrés Haro
Número:					



Referencia de componentes		
Referencia	Tipo	Valor
C1,C6,C11-C12,C17	Capacitors	100nF
C2-C5,C7-C10	Capacitors	47nF
C13,C15-C16	Capacitors	10uF
C14	Capacitors	100uF
R1-R4	Resistors	1.8k
R6,R8	Resistors	1M
R7,R10,R19,R29-R32	Resistors	10k
R9,R20	Resistors	1k
R11-R14,R21-R24	Resistors	68k
R15-R16,R25-R26	Resistors	39k
R17,R27	Resistors	15k
R18,R28	Resistors	27k
U1,U4	Integrated Circuits	ISO124
U2	Integrated Circuits	TL084
U3	Integrated Circuits	OP470GP
U6,U12	Integrated Circuits	AD620
U7	Integrated Circuits	OP27A
U13	Integrated Circuits	MAX1044
U15	Integrated Circuits	7806
D1-D8	Diodes	1N4007
BNC1-BNC2	Miscellaneous	BNC
CON1-CON5	Miscellaneous	FRI TD987XX
J1	Miscellaneous	TBLOCK-I2
JCD1	Miscellaneous	JCD0405D05
RV1-RV4	Miscellaneous	200K

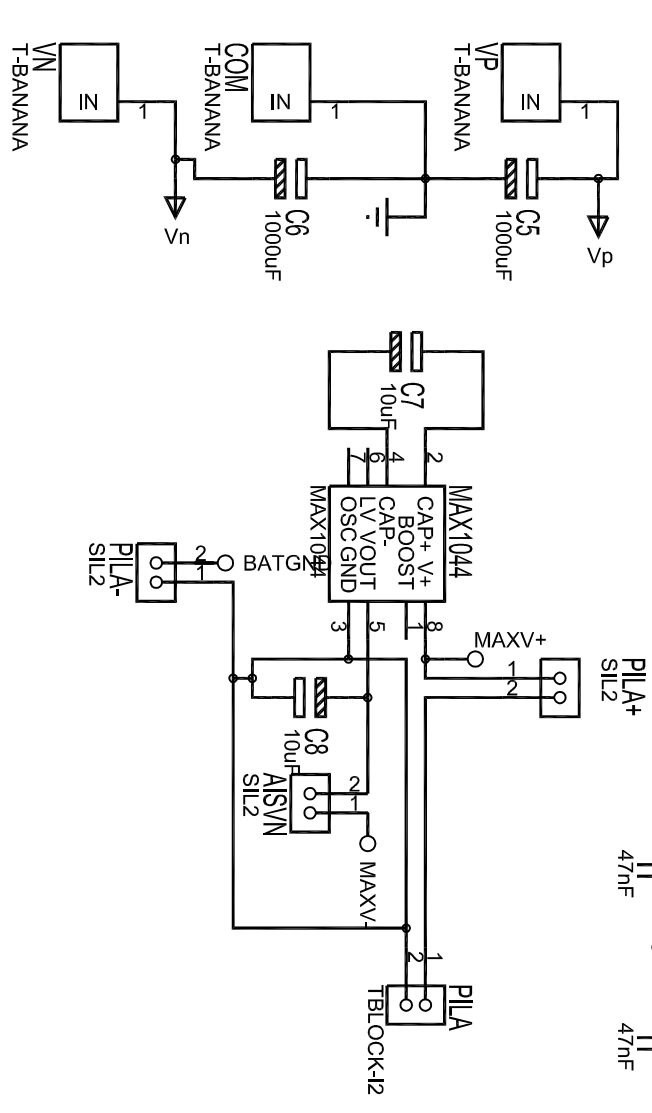
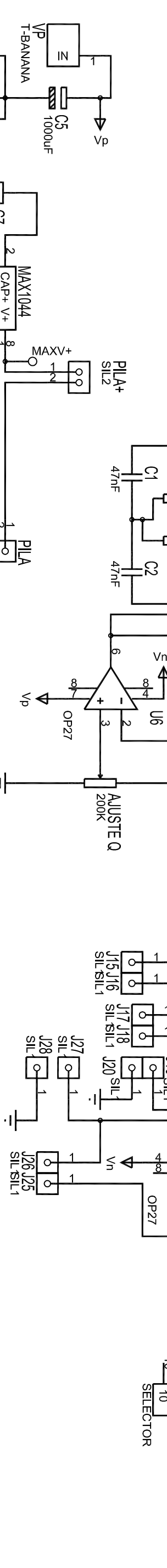
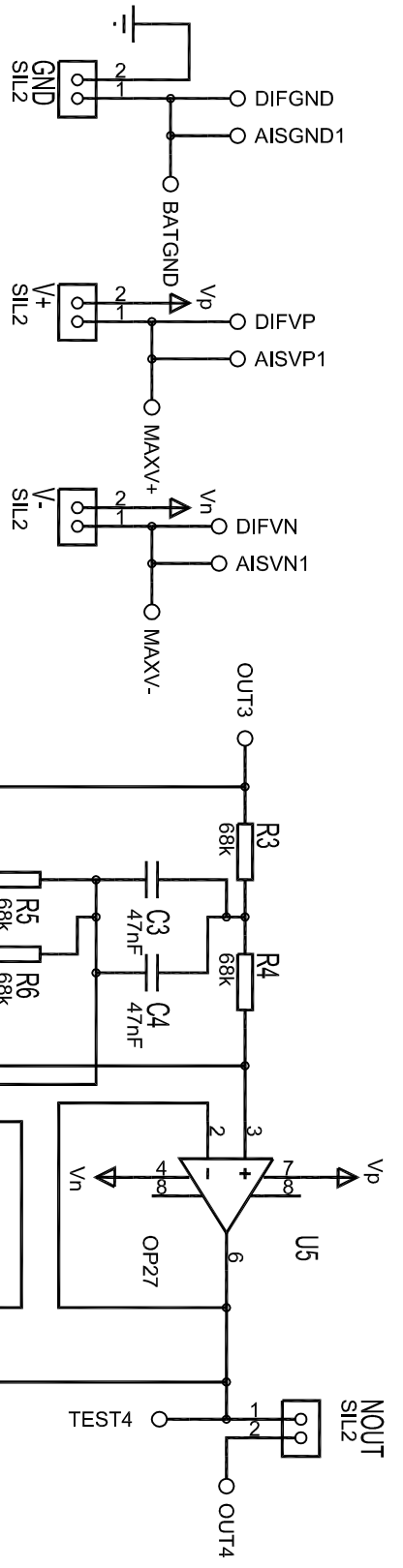
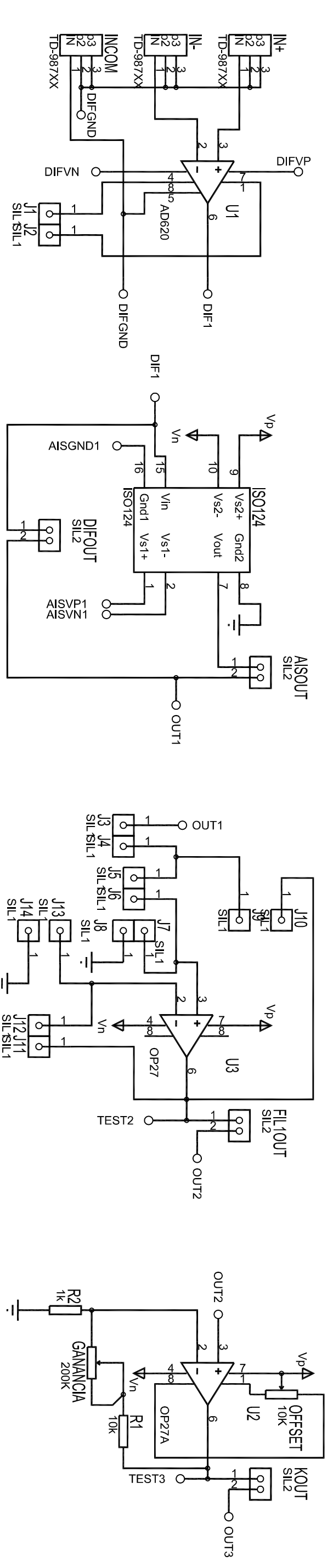
SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:		
	1:1		Serigrafía EOG		
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:	Autor:
Dibujado:				176	José Manuel Terrés Haro
Número:					



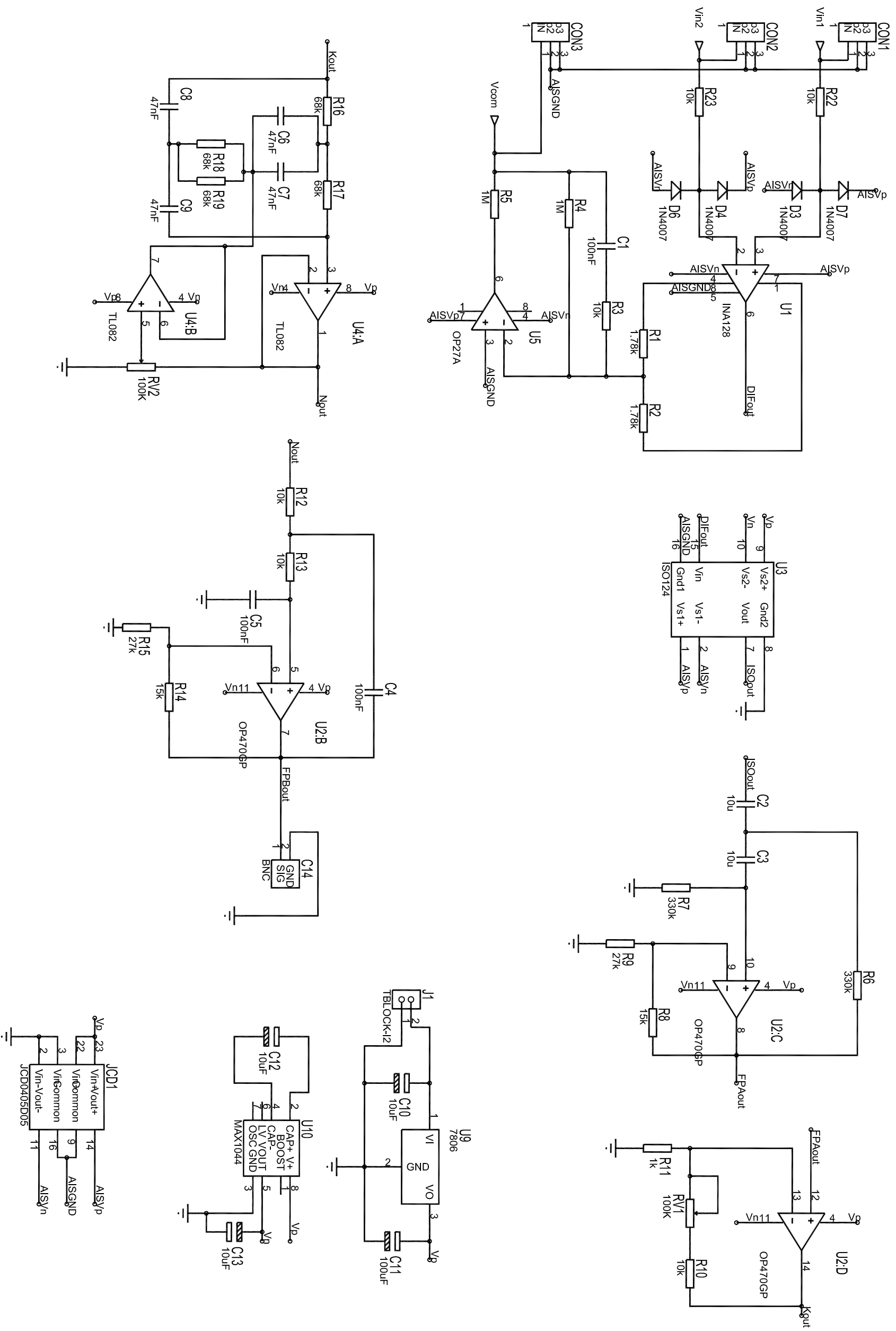
Taladros

Símbolo	Diámetro	Número
+	3 mm	4
×	30 th	200
*	40 th	19
⊕	50 th	10
⊗	60 th	11

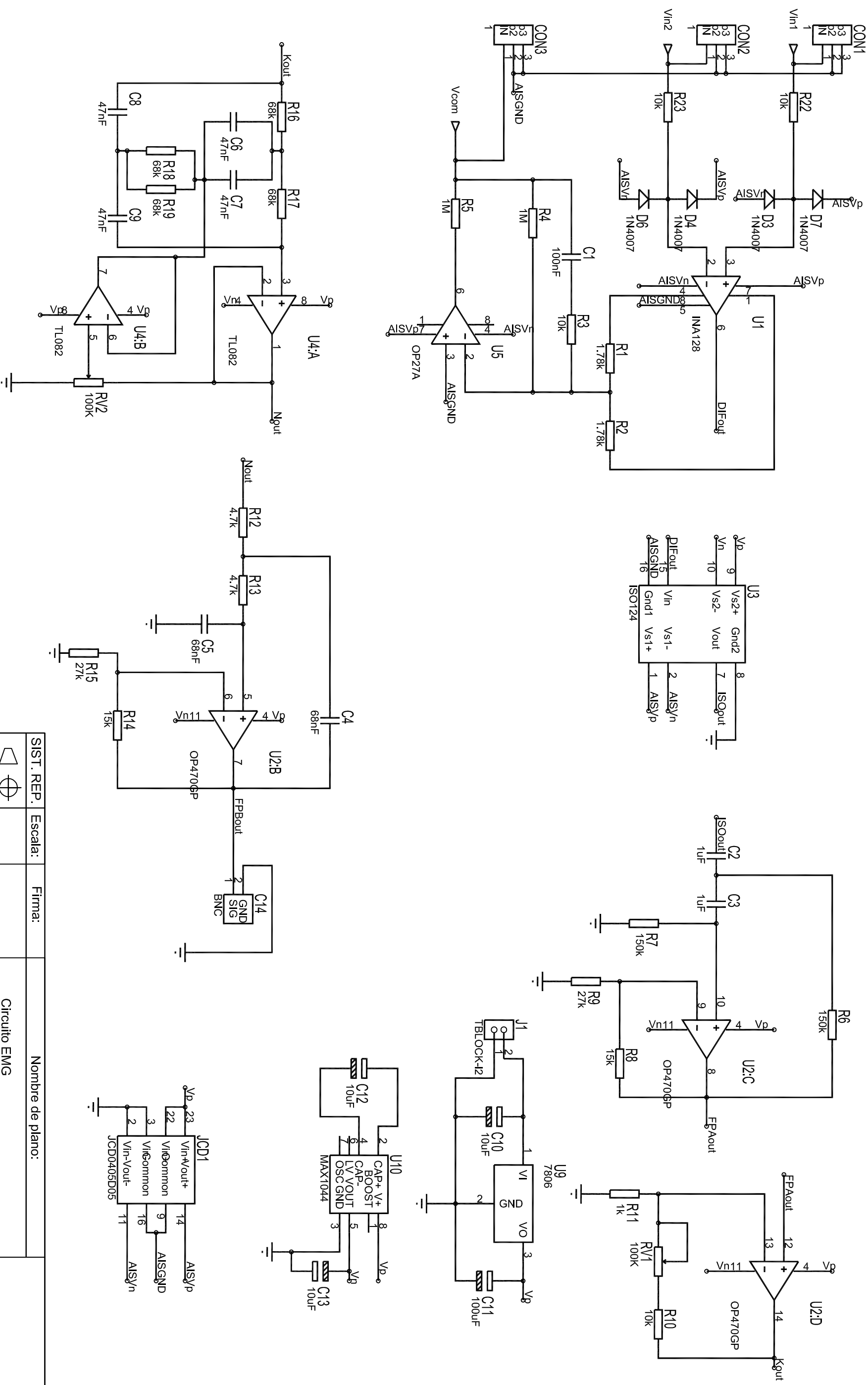
SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:		
	1:1		Taladro EOG		
Revision:		Fecha:	07/07/2016	Nº Página:	Autor: José Manuel Terrés Haro
Dibujado:				177	
Número:					



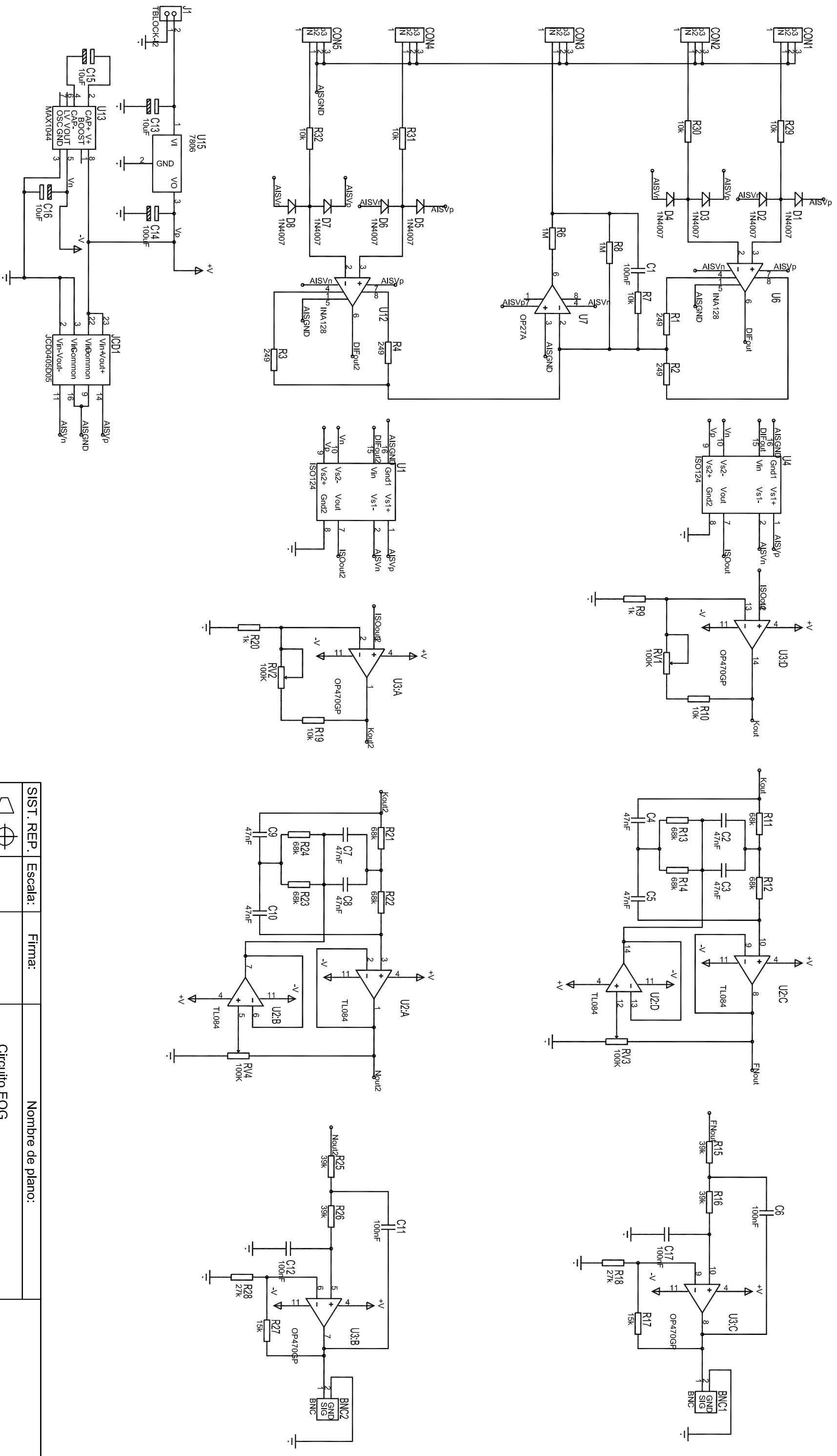
SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:	
			Circuito configurable	
Revision:	Fecha:	Nº Página:	Autor:	
Dibujado:	07/07/2015	178	Jose Manuel Terrés Haro	
Número:				




SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:	
			Circuito ECG	
Revision:	Fecha:	Nº Página:	Autor:	
Dibujado:	07/07/2015	179	Jose Manuel Terrés Haro	
Número:				



SIST. REP.	Escala:	Firma:	Nombre de plano:	
			Circuito EMG	
Revision:	Fecha:	Nº Página:	Autor:	
Dibujado:	07/07/2015	180	Jose Manuel Terrés Haro	
Número:				



SIST. REP.		Escala:		Firma:		Nombre de plano:	
						Circuito EOG	
Revision:		Fecha:		Nº Página:		Autor:	
Dibujado:		07/07/2015		181		Jose Manuel Terrés Haro	
Número:							