



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

Curso Académico:

AGRADECIMIENTOS

En orden inverso a la implicación directa en la realización del trabajo, quiero agradecerles en primer lugar a mis padres todo su amor. Sin ellos, ni el trabajo, ni la carrera habrían sido posibles. En segundo lugar, agradecer a mi mejor amigo los divertidos momentos que hemos compartido durante la redacción de sendos TFG's. Y cómo no, a mi novia, que ha estado ahí hasta el último momento ayudándome cuando más lo necesitaba.

Mis últimas gracias son para el técnico matutino del Departamento de electrónica, que se portó excelentemente conmigo y me enseñó muchas cosas; para mi cotutor, que ha colaborado en la parte software del sistema explicándomelo todo para que lo entendiera bien; y por supuesto, para mi tutor. Con él he compartido una gran experiencia de mi vida: el diseño y desarrollo de un circuito de medida. Ha sido emocionante, y agobiante en ocasiones, pero estoy muy orgulloso, satisfecho. Él me presentó además a las Meigas de la electrónica.

RESUMEN

La bioimpedancia es la oposición que ejerce un tejido biológico al paso de corriente eléctrica. La medida de ella constituye una herramienta muy útil a la hora de diagnosticar enfermedades a partir de la composición de una zona del cuerpo. Además, es posible determinar la frecuencia respiratoria si la medición se realiza en el tórax, detectando su expansión y relajación al respirar. Así pues, para el desarrollo de un sistema que mida bioimpedancia es necesario primero el diseño teórico, que establezca las especificaciones y las etapas necesarias para originar la señal deseada. Las dos etapas más importantes son la de inyección de corriente al cuerpo a distintas frecuencias (20 khz, 50 khz y 100 kHz) y la adquisición de la señal. Después del diseño teórico ha de procederse al diseño de la placa de circuito impreso con el programa Eagle y a su fabricación, atravesando distintas fases. Por último, una vez se comprueba el correcto funcionamiento, se realizan las medidas sobre el tórax, filtrando la señal obtenida con Matlab de forma que se elimine el ruido.

Palabras clave: bioimpedancia, diseño teórico, frecuencia respiratoria, inyección de corriente, amplificación, filtro.

ABSTRACT

Bioimpedance is the opposition that has a biological tissue to the flow of electric current. Its measure is very useful in diagnosing disease from the composition of an area of the body. Furthermore, it is possible to determine the respiratory rate if the measurement is made on the chest so it's possible to determine its expansion and relaxation. Thus, to develop a system that measures bioimpedance it's necessary a theoretical design first, setting out the specifications and the steps needed to get the desired signal. The two most important steps are the current injection to the body at different frequencies (20 kHz, 50 kHz and 100 kHz) and signal acquisition. After the theoretical design it must proceed to design printed circuit board with Eagle program and to manufacture, through different phases. Finally, once the correct operation is checked, the measurements are performed on the chest and the obtained signal is filtered with Matlab to eliminate the noise.

Key words: Bioimpedance, theoretical design, respiratory rate, current injection, amplification, filter.

ÍNDICE

MEMORIA	11
1. CAPÍTULO 1º. INTRODUCCIÓN TEÓRICA	13
1.1. Medida de bioimpedancia.....	16
1.2. Aplicaciones de la medida de bioimpedancia	17
1.3. Bioimpedancia para la monitorización y el diagnóstico de enfermedades	19
2. CAPÍTULO 2º. OBJETIVOS Y CONSIDERACIONES.....	20
2.1. Objetivos	20
2.2. Características de la señal	20
2.3. Los electrodos.....	21
2.4. Problemática de la señal: interferencias y ruido	22
2.5. Requisitos de seguridad	23
3. CAPÍTULO 3º. DISEÑO DEL CIRCUITO DE MEDIDA	25
3.1. Especificaciones	25
3.2. Montaje en placa de pruebas	27
3.3. Etapas.....	29
3.3.1 Alimentación.....	29
3.3.2 Inyección de corriente	30
3.3.3 Adquisición de señal	37
3.3.4 Controlador de interfaz periférico	44
4. CAPÍTULO 4º. FABRICACIÓN DEL CIRCUITO DE MEDIDA	46
4.1. Diseño del circuito con <i>Eagle</i>	46
4.2. Fabricación de la placa de circuito impreso	50
4.2.1. Obtención de clichés	51
4.2.2. Transferencia del diseño a la placa: procedimiento fotográfico	51
4.2.3. Taladrado	54
4.2.4. Soldadura de componentes	54
5. CAPÍTULO 5º. RESULTADOS Y CONCLUSIONES.....	56
5.1. Salida de las distintas etapas.....	56
5.1.1. Adquisición de señal.....	57
5.1.2. Inyección de corriente.....	58
5.2. Resultado final: medida en zona torácica	59
5.3. Conclusiones.....	62
6. CAPÍTULO 6º. BIBLIOGRAFÍA	64
7. CAPÍTULO 7º. ÍNDICE FIGURAS Y TABLAS	66
PLANOS.....	69
PLIEGO DE CONDICIONES	75
PRESUPUESTO	79

MEMORIA

1. CAPÍTULO 1º. INTRODUCCIÓN TEÓRICA

La bioimpedancia es la respuesta eléctrica de tejido biológico al paso de corriente. Esta respuesta puede variar en función de la frecuencia y de la gran diversidad tisular, considerando la histología de las distintas capas subyacentes. La impedancia (Z) como concepto eléctrico general consiste en el grado de obstrucción o bloqueo de un flujo de corriente alterna, dependiente pues, de la frecuencia de la misma. Sus valores se expresan en el dominio complejo; de este modo, se compone de resistencia (parte real, R) y reactancia (parte imaginaria, X). La justificación matemática básicamente argumenta que la señal sinusoidal del voltaje se mantiene en fase si la corriente alterna circula solo a través de una resistencia, mientras que se produce un desfase si la circulación ocurre por un condensador (figura 1).

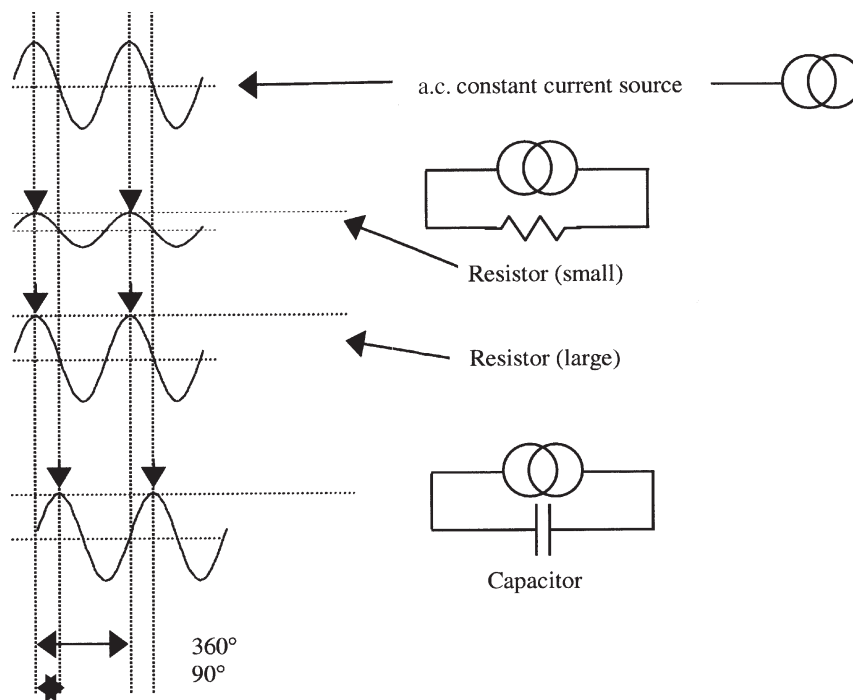


Figura 1. Respuesta sinusoidal del voltaje al paso de corriente alterna por resistencia y por condensador. El paso por resistencia modifica la amplitud del voltaje pero a través del condensador, varía la fase. En concreto, se produce un desfase de 90 grados. [5]

Por eso, se ha convenido la expresión del valor como conjunto de parte real y parte imaginaria desfasada (1). Normalmente la resistencia y la reactancia se representan en un sistema de coordenadas en el que también se visualiza el módulo o amplitud total. Las unidades de ambas en el sistema internacional de unidades son los ohmios (Ω).

$$Z=R+jK \tag{1}$$

Esta representación es conocida como la impedancia compleja ya que el sistema reproduce el plano

complejo (figura 2).

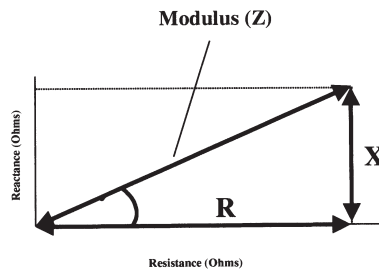


Figura 2. Representación de la impedancia en el plano complejo. [5]

Se definen pues, su módulo (2) y su fase (3)

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2} \quad (2)$$

$$\varphi = \tan^{-1}\left(\frac{X}{R}\right) \quad (3)$$

Dos de las magnitudes más importantes en la medida de bioimpedancia son la resistencia y la capacidad. En primer lugar, la resistencia viene determinada por las características del material (ρ), la longitud (L) y el área del objeto (A) o tejido medido (4). Se trata del grado de oposición al flujo de electrones o al flujo de iones entre las células si se parte de solución acuosa o tejido biológico. Así pues, se debe mencionar que la resistencia constituye una de las tres magnitudes que regulan el flujo de electricidad. Estas se relacionan a partir de la ley de Ohm simplificada: el voltaje (V) o tensión eléctrica es el producto de la corriente por la resistencia, siendo la corriente (I) el movimiento de cargas por unidad de tiempo y el voltaje, el trabajo realizado por una carga de un extremo a otro. Como se ha comentado, la corriente en este contexto es alterna; no directa, cambiando periódicamente las cargas el sentido de su flujo.

$$R = \rho \left(\frac{L}{A}\right) \quad (4)$$

En segundo lugar, la reactancia está relacionada con la variación del voltaje a través del objeto, siendo inversamente proporcional a la frecuencia (f) y a la capacidad (C) eléctrica (5). La capacidad eléctrica equivale a las cargas eléctricas o energía almacenadas por el objeto. Es decir, el cociente entre el incremento diferencial del voltaje con respecto al tiempo y la corriente (6). En cada ciclo de la corriente alterna, la carga se acumula y a continuación se produce la descarga rápidamente. De hecho, si la frecuencia aplicada es mayor, las cargas pasan todavía más deprisa. Esta es la razón de no usar corriente directa, la cual no es capaz de atravesar el condensador.

$$X = \frac{1}{2\pi f C} \quad (5)$$

$$C = \left(\frac{dV(t)}{dt}\right) / I(t) \quad (6)$$

La estructura y comportamiento de las células puede entenderse como un circuito eléctrico. Así, uno

de los modelos más sencillos las describe como un conjunto de tres componentes: dos resistencias y un condensador. Una de las resistencias simula el espacio extracelular y la otra, el intracelular. El condensador, por último, equivale a la membrana. Ambos medios, el intracelular y el extracelular, están repletos de iones que confieren gran conductividad. En cambio, la capacidad de membrana representa su propiedad aislante; el flujo de corriente es bloqueado por su organización lipídica (figura 3).

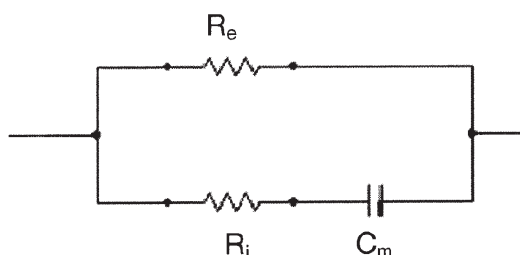


Figura 3. Modelo eléctrico básico de una célula. R_e , resistencia extracelular; R_i , resistencia intracelular; C_m , capacidad de la membrana. [5]

Si la frecuencia de la corriente inyectada es baja toda ella fluirá por el espacio extracelular, pero si la frecuencia es alta la corriente es capaz de atravesar la membrana y discurrir por el interior celular. Por tanto, a bajas frecuencias la impedancia resultante se refiere prácticamente al medio extracelular y tendrá mayoritariamente componente resistiva. No obstante, al aumentar las frecuencias y ponerse en contacto la corriente con los iones del medio interno a través de la capacidad de la membrana, la conducción eléctrica tiene lugar en más puntos del tejido, tanto tejido intercelular como las propias células. Así, la impedancia global es menor; la componente resistiva disminuye (figura 4). Aproximadamente un 20% es tejido extracelular y un 80% tejido intracelular. En la figura 5 se puede observar de forma esquemática lo explicado.

Reactance of 1nF capacitor over 50–1000 kHz

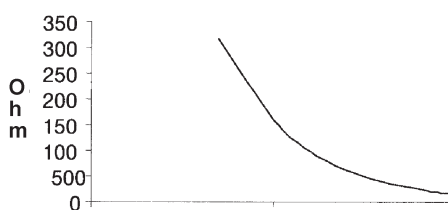


Figura 4. Gráfica de la evolución de la impedancia o de su componente resistiva. [5]

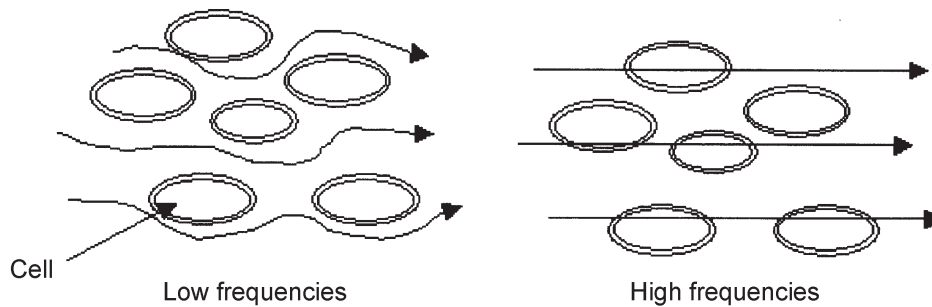


Figura 5. Esquema del comportamiento de la corriente en su paso por tejido biológico a distintas frecuencias. A la izquierda, la corriente a bajas frecuencias representada por las flechas fluye entre las células por el espacio extracelular únicamente. A la derecha, la corriente a altas frecuencias ya es capaz de atravesar la membrana celular. [5]

1.1. Medida de bioimpedancia

La medida de bioimpedancia en el cuerpo humano puede realizarse para el cuerpo entero o para los cinco segmentos heterogéneos que lo conforman según la clasificación habitual en este tipo de medidas. Véase figura 6:

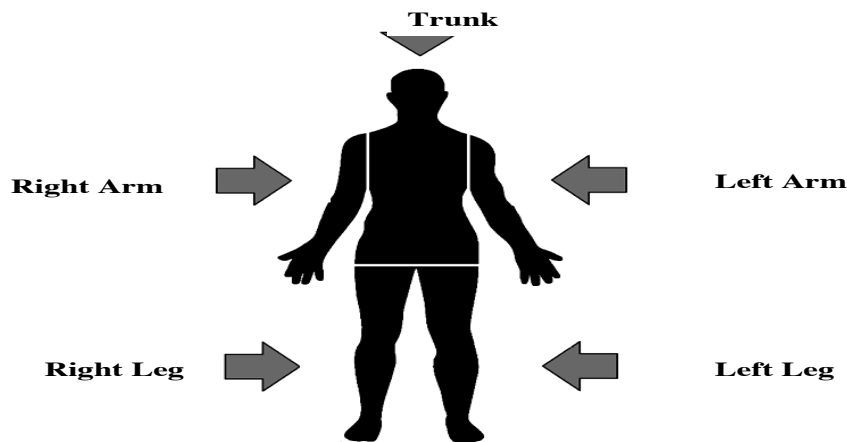


Figura 6. División del cuerpo en cinco segmentos. Miembros superiores (brazo derecho e izquierdo), miembros inferiores (pierna derecha e izquierda) y tronco. [4]

Así, cada una de estas partes está compuesta de grasa corporal y masa libre de grasa. La grasa corporal actúa como aislante, al contrario que la masa libre de grasa, que sí permite el paso de corriente eléctrica debido a los electrolitos disueltos contenidos. Esta última a su vez se divide en minerales óseos y en masa celular corporal, formada por proteínas y la llamada agua corporal total. El agua corporal total supone el 73% de la masa libre de grasa y se clasifica en fluido extracelular y fluido intracelular.

Teniendo en cuenta pues, la composición global del cuerpo humano, la bioimpedancia se puede obtener midiendo el cuerpo en su totalidad o por segmentos y por otro lado, aplicando una única o

múltiples frecuencias. Complementariamente se usa el análisis por espectroscopía y en menor medida, el análisis vectorial en tiempo real. En concreto, en el análisis multifrecuencia (comúnmente conocido con las siglas MF-BIA), su objetivo es evaluar tanto el fluido extracelular como el agua corporal total cuando se los expone a bajas y a altas frecuencias.

1.2. Aplicaciones de la medida de bioimpedancia

Una aplicación bastante común de la medida de bioimpedancia es la neumografía de corriente constante. Es decir, monitorizar el ritmo respiratorio o la frecuencia respiratoria midiendo los cambios de la impedancia en la zona del tórax. El fundamento básico establece una relación entre la impedancia eléctrica y el volumen respiratorio. La técnica consiste en hacer pasar una corriente alterna por el tórax, siendo la amplitud del valor de pico a pico proporcional a las variaciones en la amplitud de la impedancia. Para ello existen dos métodos que se diferencian en el uso de dos o cuatro electrodos. En el más sencillo, el de dos electrodos, la corriente fluye hacia el cuerpo y regresa por dos cables conductores. En estos mismos cables se coloca un medidor de voltaje; un voltímetro de corriente alterna. Por otra parte, el montaje de cuatro electrodos introduce, a parte de los electrodos de inyección y retorno de corriente, dos electrodos más entre los que se posiciona el voltímetro. El esquema se representa la figura 7:

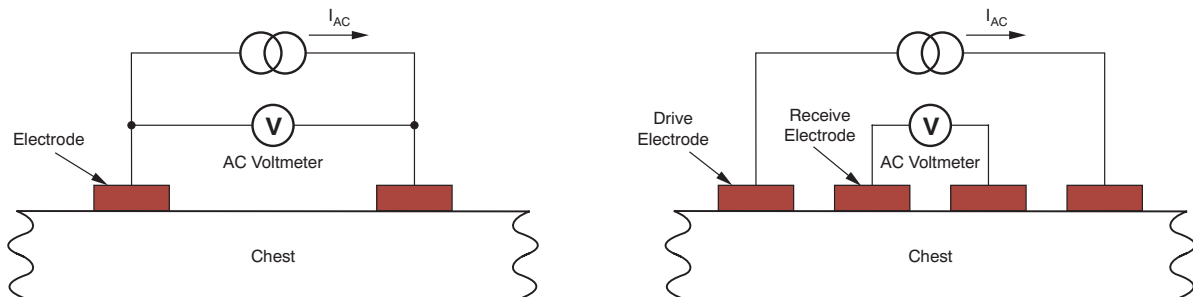


Figura 7. Dos montajes para la medida de bioimpedancia en neumografía. A la izquierda, montaje de dos electrodos: IAC (corriente alterna), AC Voltmeter (voltímetro de corriente alterna). A la derecha, montaje con cuatro electrodos: dos, de accionamiento y dos, de recepción. [1]

En ambos se inyecta al cuerpo una corriente alterna de alta frecuencia a través de los electrodos de accionamiento (inyección y retorno), la cual provoca una diferencia de potencial entre los dos electrodos. Concretamente, entre dos puntos cualesquiera de la superficie que los separa. Así, la relación o cociente entre la diferencia de potencial y la corriente circulante por el tórax equivale a la resistencia o impedancia. Sin embargo, en el caso del montaje con dos electrodos, se originan algunos errores debidos principalmente a los voltajes no lineales que aparecen con el flujo de la corriente a través de la interfaz electrodo-piel. Esto es conocido con el nombre de impedancia de polarización. Por otro lado, la medición con cuatro electrodos provee al sistema de una mayor precisión. El motivo es simple: la separación física entre la inyección de corriente y la medida de voltaje. Sin embargo, presenta el inconveniente de necesitar dos electrodos más. Aun así, es el método más utilizado.

En relación con la impedancia medida en la zona torácica, el comportamiento está determinado por dos componentes: un valor aproximadamente constante y otro variable. De hecho, a la cantidad básica medida en este tipo de neumografía se le llama cambio en la impedancia eléctrica transtorácica. El valor constante se puede denominar impedancia de línea base y suele encontrarse alrededor de los 500Ω . En cuanto a la parte variable, se la conoce como impedancia respiratoria (ΔR). Por añadidura, se deben mencionar el efecto causante de los cambios en la resistencia de la cavidad torácica: el incremento del volumen gaseoso con respecto al volumen de líquido durante la inspiración; los pulmones se llenan de aire y la cavidad se expande. Entonces se produce un descenso en la conductividad.

En resumen, estos dos efectos conjuntamente provocan el aumento de la impedancia; esta experimenta cambios proporcionalmente con las variaciones de la geometría de la cavidad torácica debidas a la respiración. Así pues, los efectos están estrechamente relacionados con el volumen de aire respirado. Cuando la componente variable de la impedancia genera la señal de voltaje variable, previa inyección de corriente, es posible determinar la frecuencia respiratoria. La relación es prácticamente lineal. En otras palabras, los cambios en la impedancia se corresponden con cambios en el voltaje, de donde se puede obtener el ratio de respiración. Valores habituales, aun dependiendo en gran medida de la magnitud de la corriente inyectada, oscilan entre $0,1 \Omega$ y 1Ω . El sistema de medida se puede esquematizar pues, de la siguiente forma (figura 8).

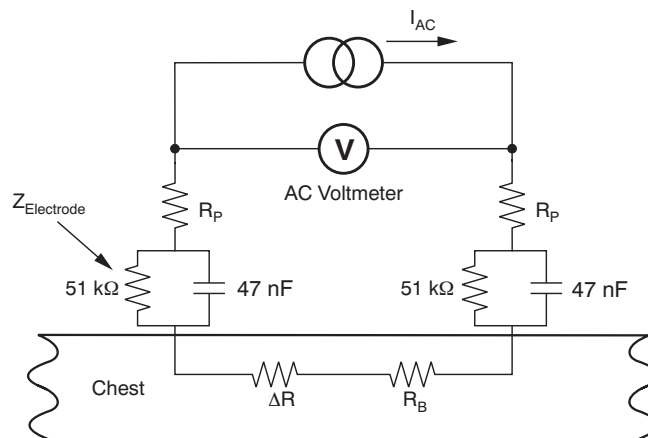


Figura 8. Modelo eléctrico de circuito respiratorio. R_P representa las resistencias de los cables que se conectan a los electrodos, los mismos electrodos se modelan como una resistencia en paralelo (por ejemplo, de $51 \text{ k}\Omega$) con un condensador (por ejemplo, de 47 nF) y la zona torácica engloba la resistencia de línea base (R_B) y la componente variable (ΔR). Todos los valores se han extraído de la norma ANSI/AAMI EC13:2002. [1]

En cuanto a la corriente que se inyecta, han de considerarse un par de cuestiones. En primer lugar, según el estándar establecido por la norma ANSI/AAMI ES1-1993, es posible imponer una corriente de hasta $100 \mu\text{A}$ si se parte de frecuencias mayores a 10 kHz . Consecuentemente, por debajo de esos 10 kHz no es necesario superar la corriente citada. En segundo lugar, han de evitarse efectos fisiológicos no deseados o bien, modificaciones en los valores de impedancia por la interfaz entre la piel y el electrodo. Por último, se tendría que descartar la posibilidad de una estimulación del sujeto

en que se realiza la medición (apartado 2.4). Por todo lo anterior, resulta más conveniente elegir frecuencias elevadas. Es importante también considerar la estabilidad de los valores de impedancia a altas frecuencias; usualmente se emplean frecuencias comprendidas entre 50 kHz y 100 kHz. Mayores de 100 kHz resultan poco prácticas por limitaciones de tipo hardware.

1.3. Bioimpedancia para la monitorización y el diagnóstico de enfermedades

Aunque uno de los usos más extendidos de la medida de bioimpedancia en el cuidado de la salud sea la estimación de la grasa corporal o la masa libre de grasa, existen otros métodos que también sirven para estos propósitos como las técnicas basadas en el índice de masa corporal, el análisis de los pliegues de la piel o las medidas de grasa sumergida en agua. Por tanto, la bioimpedancia debe de aportar algo más; es capaz de determinar los fluidos corporales que están presentes, siendo consecuentemente muy útil a la hora de pronosticar enfermedades. Los parámetros de variaciones anormales en fluidos corporales o de pérdidas de masa muscular son los más útiles para evaluar el buen funcionamiento del cuerpo. De hecho, muchos estudios [4] los han empleado para analizar los desórdenes en diferentes tipos de enfermedades.

Así, resulta provechoso hacerse una idea de distintos ejemplos de diagnóstico de enfermedades, comentados en la tabla 1, gracias a la medida de bioimpedancia y a sus parámetros relacionados.

Sistema o aparato	Enfermedad	Relación con la bioimpedancia
Respiratorio	Cáncer pulmonar	Decrece el componente de reactancia
Respiratorio	Edema pulmonar	Resistividad a la mitad
Circulatorio	Acumulación de fluido después de cirugía cardiaca	Incremento significativo de la impedancia en el segmento del tronco
Circulatorio	Hiponatremia y estado volémico	Evaluación del agua corporal total
Nervioso	Alzheimer	Disminución de la masa celular corporal
Nervioso	Anorexia nerviosa	Incremento gradual de la masa celular corporal y disminución del fluido extracelular
Urinario	Hemodiálisis crónica	Aumento del líquido extracelular con respecto al peso en pacientes hipertensos
Digestivo	Gastrointestinal	Entre otros, incremento de fluido extracelular y decremento de la reactancia

Tabla 1. Tabla que relaciona diferentes enfermedades con los parámetros que las identifican al realizar medidas de bioimpedancia.

2. CAPÍTULO 2º. OBJETIVOS Y CONSIDERACIONES

2.1. Objetivos

El objetivo del trabajo es el desarrollo de un sistema de bajo coste capaz de medir bioimpedancia, comenzando desde su diseño teórico, fabricación de la placa de circuito impreso y posterior análisis de la señal obtenida. Concretamente, se trata de evaluar el circuito en la zona torácica con el fin de detectar el ritmo respiratorio.

Justificación tecnológica y médica. La bioimpedancia sirve para diagnosticar enfermedades muy diversas determinando la composición corporal, por lo que todo avance en los sistemas de medida es realmente útil para la mejora de la salud de las personas. En relación con la detección del ritmo respiratorio, si el circuito es capaz de identificar los cambios entre inspiración y espiración constituye una herramienta capaz de advertir de un comportamiento inadecuado o que supone un riesgo prolongarlo.

Justificación académica. Los conocimientos adquiridos en el trabajo provienen de ámbitos distintos. Por un lado, se profundiza sobre una variable, la bioimpedancia, que implica, para entenderla, conceptos de medicina y de ingeniería. También se amplía y se asienta notablemente conocimiento de electrónica. Por otro lado, se aprende el manejo de un programa de diseño de circuitos y consecuentemente, se necesitan saber los pasos, adquiriendo destreza manual, para la fabricación de una placa de circuito impreso. Por último e íntimamente relacionado con lo anterior, se desarrolla la capacidad de pensar y tomar decisiones en situaciones inesperadas, además de ser paciente y constante en el trabajo diario.

2.2. Características de la señal

A pesar de que la impedancia es una magnitud compleja, con parte imaginaria, para su análisis acorde con el objetivo específico del trabajo solo será necesario su módulo. De este modo los valores obtenidos serán valores reales expresados en ohmios o múltiplos de este. Como se explica en la introducción, la zona torácica en reposo mide alrededor de 500Ω y la impedancia durante la respiración provoca fluctuaciones de $0,1 \Omega$ en este valor, por tanto se espera una señal oscilante que permita detectar el ritmo respiratorio.

Al cuerpo se le inyecta una corriente alterna a tres frecuencias distintas (20 kHz, 50 kHz y 100 kHz) y al medir la señal alterna resultante, mediante un detector de picos, se genera otra señal que sigue el valor de los picos de la anterior. Así pues, si se detiene la respiración y el movimiento en el tórax, la señal obtenida será constante. En cambio, al inspirar y espirar esta se volverá oscilante a una frecuencia equivalente a la del ratio respiratorio: entre 60 y 100 latidos por segundo [] o expresado

en hercios, entre 0,6 Hz y 1 Hz. No obstante, esta señal obtenida no es directamente la señal de bioimpedancia. Lo que mide el circuito es voltaje, potencial o tensión eléctrica (figura 9). En una etapa posterior pues, una vez registrado el voltaje en un ordenador, se procesará y se traducirá en impedancia. Esta es el resultado del cociente entre la tensión medida y la corriente inyectada (100 μA).

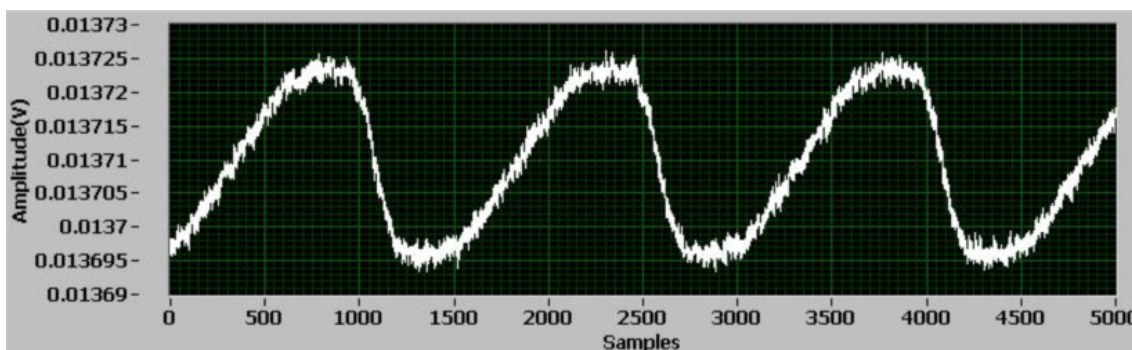


Figura 9. Voltaje de salida en función del tiempo del sistema de medida característico de la zona torácica. Dividido entre la corriente inyectada se obtiene la señal de bioimpedancia como tal. [1]

2.3. Los electrodos

Un electrodo es básicamente un metal, material isoeléctrico o un material conductor en general que contacta con el cuerpo. Esta interfaz conductor-piel es causa de reacciones de oxidación-reducción que a su vez provocan desplazamientos de cargas. En el cuerpo la conductividad eléctrica se produce a partir de iones (portadores de carga), con lo cual, al colocar un electrodo se ha de convertir esta corriente iónica a corriente eléctrica (flujo de electrones). La interfaz o interacción entre electrones y iones pues, condiciona el rendimiento de los electrodos.

El desplazamiento de cargas de la interfaz conductor-solución origina un cambio local en la concentración de iones, modificando así el potencial eléctrico de la parte más próxima de la solución o también llamada, electrolito. Esta modificación constituye el potencial de media celda, mas no permanece constante si existe flujo de corriente. Al paso de corriente ocurre el efecto de polarización del electrodo. Esta polarización no es más que una alteración en la distribución de cargas; diferencia entre potencial de media celda y potencial producto del paso de corriente. Se distinguen entonces, los electrodos perfectamente polarizados y los no polarizados. Los primeros no permiten el paso de corriente por la interfaz electrodo electrolito y son bastante sensibles a artefactos de movimiento. Los no polarizados son de uso más generalizado, permitiendo el paso de corriente sin cambios en la distribución de carga [6].

Para una medida correcta de bioimpedancia pues, es importante considerar el tipo de electrodos que se van a utilizar, su ubicación, y la mínima tensión a lo largo de los cables conectores correspondientes. La mayor sensibilidad se obtiene con un posicionamiento sobre el octavo espacio intercostal, aunque a causa de efectos de no linealidad, lo más habitual es colocar los electrodos en niveles superiores, como el cuarto espacio intercostal (figura 10).

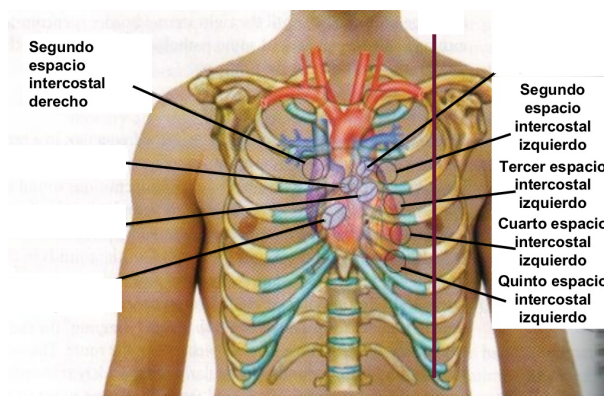


Figura 10. Localización en el cuerpo del segundo, tercero, cuarto y quinto espacio intercostal [18]

El tipo de electrodos más usados son los de plata-cloruro de plata (Ag-AgCl), no polarizables. Su estructura base es de plata y se recubre con AgCl, una sustancia iónica, con textura de gel. Están recubiertos pues, con gel electrolítico, lo cual reduce el efecto de polarización y disminuyen los artefactos por movimientos (figura 11). Por último, se puede conocer bien su potencial de corriente continua y reducir la brecha o el espacio entre ellos y la piel.



Figura 11. Electrodo de Ag-AgCl. Cara de conexión al cable, a la izquierda. Cara de contacto con la piel, a la derecha.

2.4. Problemática de la señal: interferencias y ruido

Aspectos importantes a tener en cuenta cuando se analizan señales producidas por el cuerpo son el ruido y las interferencias, condicionando el diseño del circuito de medida. En cuanto al ruido, este está íntimamente relacionado con el contacto entre los electrodos y la piel. El ruido es en términos generales aquella señal no deseada que se acopla y se suma a la que se quiere medir, originándose en el propio circuito.

En primer lugar, los amplificadores operacionales gastados ya introducen al circuito su propio ruido interno, por ejemplo, en determinadas condiciones provocan oscilaciones indebidas en la señal de salida (explicado en el apartado del diseño teórico). El movimiento, en segundo lugar, como se ha mencionado en el apartado anterior, ocasiona artefactos que afectan directamente al potencial de

offset de los electrodos y a la impedancia entre ellos y la piel. Para reducirlos y alcanzar una precisión mayor se pueden establecer una serie de requisitos:

- Impedancia de línea base baja, gracias al gel electrolítico
- Impedancia de entrada alta en la entrada de los amplificadores
- Buena adhesión
- Elevada estabilidad física
- Que el electrodo sea delgado y flexible
- Un tamaño que abarque área de contacto óptima (más de 4 cm² aproximadamente)
- Electrodo con bajo potencial de media celda; no polarizables (Ag-AgCl)

Además, no solamente el movimiento de los electrodos genera modificaciones en la señal. También ocurren movimientos de estructuras corporales involuntarios o voluntarios del sujeto de medida. Sin embargo, en este trabajo se pretende precisamente aprovechar el proceso respiratorio como fuente de medida; generar la señal a partir de la respiración.

Por otro lado, se pueden sumar señales a la de bioimpedancia provenientes del exterior. Es decir, generadas de manera independiente del sistema de medida, por factores externos. Esto es llamado interferencia. Los factores externos generalmente suelen ser:

- Interferencias originadas en otros equipos de alrededor, como ordenadores o cualquier otro sistema que se encuentre en el lugar donde se realiza la medición. Si se tratase de un ambiente hospitalario, se considerarían los equipos médicos.
- Interferencias inductivas de los cables de los electrodos. Al enrollar o trenzar los cables se estaría evitando o minimizando la corriente inducida por dos cables conductores como resultado del campo magnético generado entre ellos.
- Interferencias capacitivas por la red eléctrica, las cuales se acoplan al sistema en mayor o menor grado en función también del lugar de medida. La frecuencia de la señal sinusoidal de la red eléctrica en el continente europeo es de 50 Hz por lo que, convendrá diseñar un filtro para tratar de eliminarla.

2.5. Requisitos de seguridad

Naturalmente ha de considerarse la seguridad del sujeto que se somete a la medida de bioimpedancia porque se le inyecta una corriente eléctrica, y dependiendo de su magnitud puede provocar efectos peligrosos en el organismo. En la tabla 2 se recogen estos efectos. Al hablar de percepción de la corriente, quiere decir que esta es percibida. Se siente, sin dolor, el paso de corriente si sus valores son bajos. En cambio, al aumentar excesiva y mantenidamente, la actividad eléctrica del corazón varía de forma peligrosa.

Valores de corriente (mA)	Efectos de la corriente en el cuerpo
Entre 0,5 y 5	Percepción
Superior a 10	Contracciones involuntarias
Superior a 20	Parálisis respiratoria
Entre 80 y 400	Fibrilación ventricular

Tabla 2. Efectos de la corriente en el cuerpo en función de su magnitud.

Es razonable pues, no excederse en la seguridad si se va a efectuar una medida con el circuito de este trabajo; la corriente inyectada no debe alcanzar ni tan siquiera 0,1 mA. De todos modos, todos los dispositivos médicos que hacen pasar corriente por el cuerpo se rigen por unas determinadas normas de seguridad. En primer lugar, para evitar paso de corrientes no deseadas, es obligatorio el uso de un amplificador y una fuente de alimentación aislados. Se consigue así separar eléctricamente al sujeto de los equipos que estén conectados al amplificador y fuente. En segundo lugar, las normas de seguridad distinguen y establecen requisitos distintos para los dispositivos que aplican corriente directamente sobre el corazón (llamados de tipo *cardiac floating*) y los que la aplican sobre la superficie del cuerpo, la piel (*body floating*).

3. CAPÍTULO 3º. DISEÑO DEL CIRCUITO DE MEDIDA

3.1. Especificaciones

Las especificaciones para el diseño teórico del circuito de medida de bioimpedancia de bajo coste son las siguientes:

- Alimentación con baterías a +15 V y -15V, junto con masa
- Voltaje de referencia de 10 V para la conversión digital-analógica
- Entradas al oscilador controlado por voltaje acotadas por un rango: entre 0 V y 3 V
- Obtención de voltaje oscilante mediante el oscilador controlado por tensión
- Filtro paso alto con frecuencia de corte de 100 Hz
- Corriente de salida de 100 μ A: para impedancia torácica de 500 Ω , voltaje de salida de 50 mV
- Amplificador de instrumentación como primer paso en la etapa de recepción. Ganancia unidad
- Filtro paso-banda entre 10 kHz y 200 kHz con ganancia 50
- Rectificador con ganancia unidad
- Detector de picos con constante de tiempo de 0,1 s

Estas especificaciones pueden esquematizarse en un diagrama de bloques (figura 12). Se observa pues, en primer lugar el cuerpo humano como objeto de medida. A partir de él, por un lado, en la rama inferior o etapa de adquisición de señal, esta se transfiere por una serie de subetapas que la van modificando hasta alcanzar la deseada. Las subetapas incluyen el amplificador de instrumentación, el filtro paso banda, el rectificador y el detector de picos. Al final la señal ha de enviarse a un ordenador para su posterior procesamiento digital. Este envío se realiza a través de un controlador de interfaz gráfico (PIC) y de forma inalámbrica por *Bluetooth*.

Por otro lado, en la rama superior se observan las subetapas de inyección de corriente. El sentido es contrario a la etapa inferior. Se comienza programando una señal digital en el ordenador y de nuevo por *Bluetooth* se envía al PIC, el cual traslada la señal una serie de otras cuatro subetapas hasta llegar al cuerpo humano. Las subetapas son un convertidor digital-analógico, un oscilador controlado por voltaje, un filtro paso-alto y un convertidor de voltaje-corriente. Así, se consigue inyectar en el cuerpo la corriente apropiada de 100 μ A con una frecuencia controlada. Por añadidura, el circuito necesita de una tensión de alimentación para su funcionamiento.

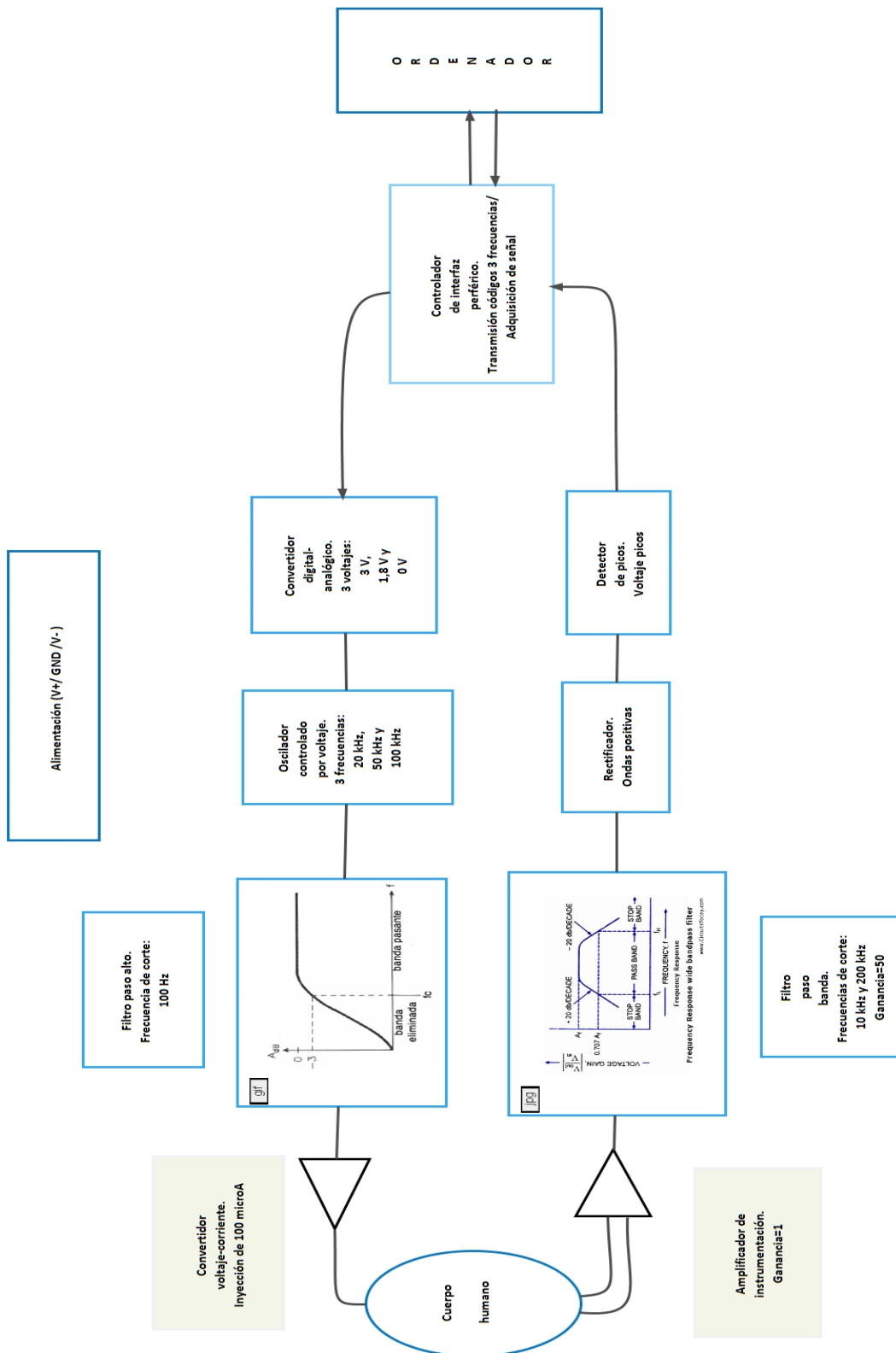


Figura 12. Diagrama de bloques del circuito de medida.

3.2. Montaje en placa de pruebas

Una fase previa al desarrollo de la placa de circuito impreso es el montaje de este en una placa de pruebas para así testar las señales de cada etapa y comprobar que se corresponden con lo esperado según el diseño teórico del circuito. Una placa de pruebas, también llamada *protoboard*, permite montar el circuito de forma reversible; todos los componentes, cables, pines, etc se pueden colocar y quitar fácilmente (figura 13). Ha de conocerse pues, el funcionamiento de la placa (qué filas o columnas de agujeros están cortocircuitados y cuáles no) y realizar correctamente las conexiones.

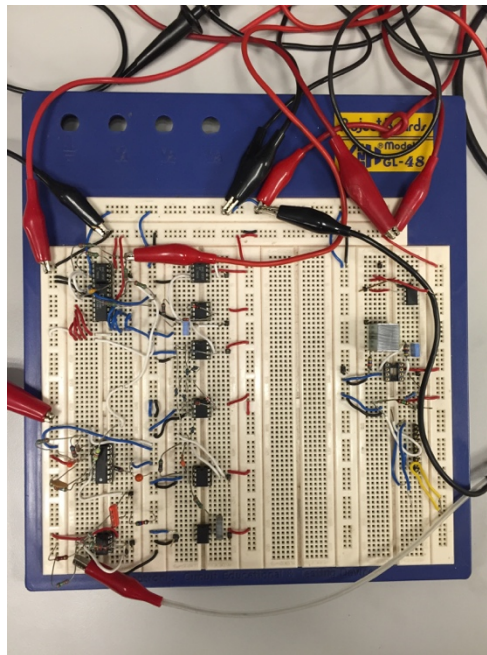


Figura 13. Fotografía del circuito de medida de bioimpedancia montado en placa de pruebas.

La explicación del esquema de cada etapa irá acompañada en el siguiente apartado de una fotografía del voltaje de salida mostrado en la pantalla del osciloscopio. En el montaje en *protoboard* es necesario una fuente de alimentación a +15 V, masa y -15V (figura 14), el osciloscopio (figura 15) y un generador de funciones (figura 16) que simula la señal corporal (figura 17) para las tres frecuencias de uso: 20 kHz, 50 kHz y 100 kHz. Esta señal, para que sea lo más parecida posible a la fisiológica, con las características de un generador de funciones de uso general en laboratorio de electrónica, se puede elegir que sea sinusoidal y que tenga una amplitud o voltaje de pico a pico mínimo aproximadamente de 150 mV (como se ha comentado en la Introducción, el voltaje esperado es de unos 50 mV).

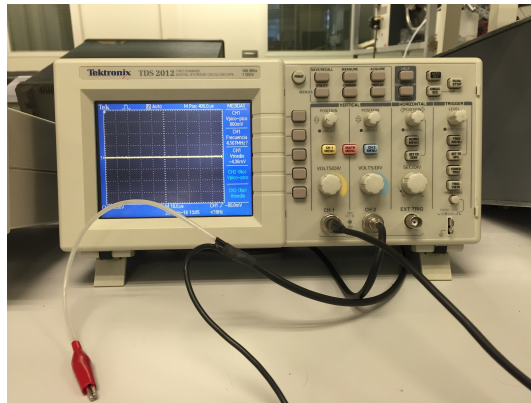


Figura 14. Osciloscopio

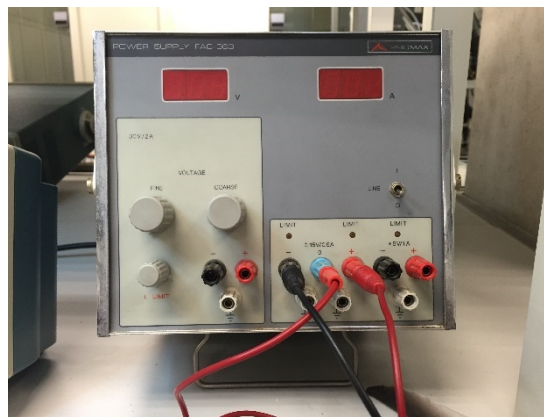


Figura 15. Fuente de alimentación.

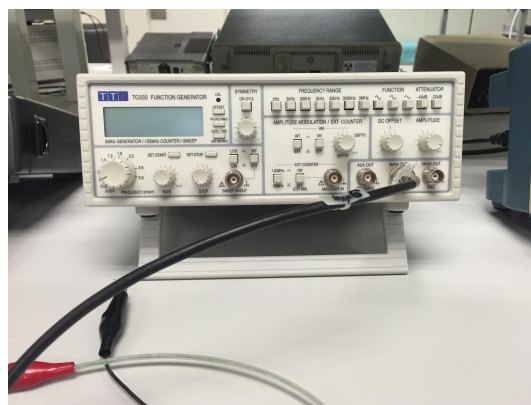


Figura 14. Generador de funciones.

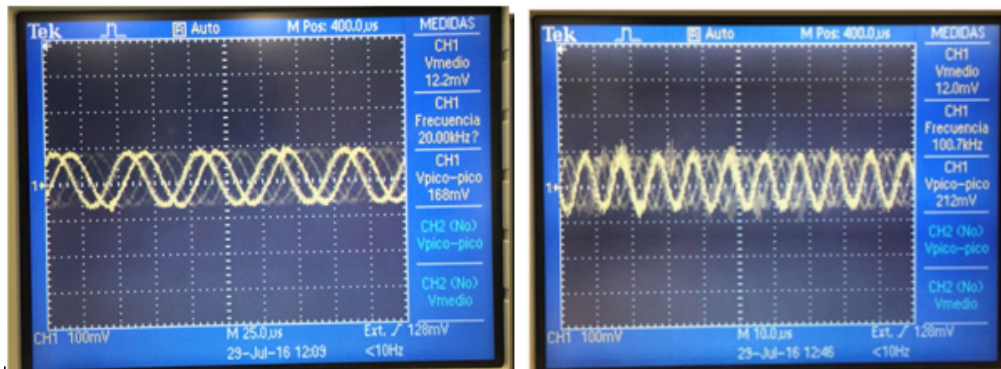


Figura 15. Vista en el osciloscopio del voltaje sinusoidal a 20 kHz (izquierda y a 100 kHz (derecha) obtenido a partir del generador de funciones.

3.3. Etapas

En este punto, se procede a explicar las características eléctricas más en detalle de cada etapa, justificando en cada caso la elección de los componentes empleados para la obtención final de la señal deseada. Además, se incluyen fotografías de la señal obtenida con el osciloscopio.

3.3.1 Alimentación

Como todo circuito eléctrico, es imprescindible una fuente de alimentación que provea de voltaje a todos los componentes del mismo. De este modo, el circuito consta de tres entradas que recogen y distribuyen a partir de una pila de 12 V (o bien, a falta de ella, una fuente de alimentación externa) el voltaje positivo ($V_+ = 15\text{ V}$), el voltaje negativo ($V_- = -15\text{ V}$) y el punto intermedio o masa ($\text{GND} = 0\text{ V}$).

Es recomendable también conectar dos condensadores de desacoplo entre V_+ y GND y entre V_- y GND. La razón se basa en intentar eliminar o reducir las interferencias que se puedan acoplar o el ruido generado por los componentes, como los amplificadores operacionales, convirtiéndolas en masa a partir de determinada frecuencia. Por otra parte, supone una ventaja al compensar las caídas de tensión no deseadas originadas en los cables a causa de posibles variaciones de corriente consumida por la fuente de alimentación (figura 18).

Los componentes del circuito reciben pues, la alimentación por tres entradas, en el caso, por ejemplo, de los amplificadores. Estas entradas se simbolizan de una determinada manera (figura 19).

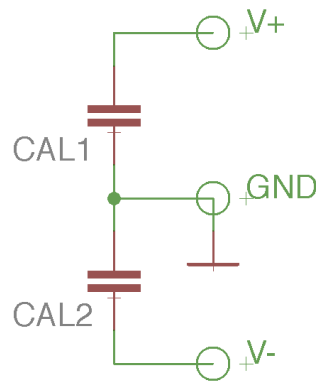


Figura 16. Esquema de la alimentación.



Figura 17. Símbolos de la alimentación en los componentes del circuito. De izquierda a derecha: V-, GND y V+.

3.3.2 Inyección de corriente

En esta rama o circuito de inyección de corriente, al contrario que en la anterior, se persigue generar una corriente determinada, de 100 μA y alterna a tres frecuencias distintas (20 kHz, 50 kHz y 100 kHz) como se menciona en la especificaciones. Por tanto, se trata de un circuito de salida hacia el cuerpo humano.

3.3.2.1 Convertidor digital-analógico (DAC)

En primer lugar, el convertidor digital-analógico se encarga de lograr un voltaje continuo que se corresponderá con una frecuencia en la etapa próxima. Así, a partir de una entrada digital binaria con ocho bits de longitud, se consigue dicho voltaje de salida. La entrada binaria puede o bien programarse desde el controlador de interfaz periférico o bien en la placa de pruebas; con voltaje positivo si se desea un bit de valor 1 o voltaje a masa si el bit vale 0. Según el documento de características del convertidor DAC08, además del mismo convertidor son requeridos una serie de componentes adicionales para su funcionamiento (ver figura 20). A continuación se enumeran estos componentes y sus valores:

- Voltaje de referencia (VREF): 10 V
- Amplificador operacional (AO1)
- 1 condensador (CC): 10 nF
- Resistencias (RC1) y (RC2):
 - $R_{C1.1}=R_{C1.2}=R_{C1.3}=5100 \Omega$
 - $R_{C2}=10 \text{ k}\Omega$

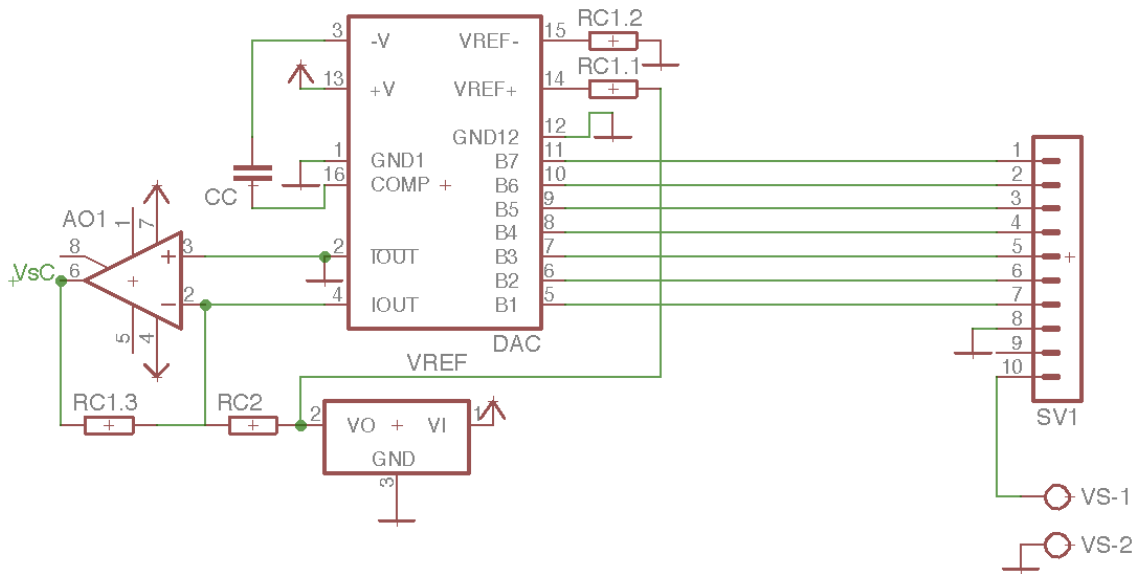


Figura 18. Esquema eléctrico del convertidor digital-analógico

La correspondencia de las entradas binarias con el valor del voltaje de salida ($V_{sC}=E_o$), se puede observar en la tabla 3, siendo las tres frecuencias de salida de la etapa siguiente, en cuyo apartado se justifican los valores, como sigue:

- Para 20 kHz: 11001100
- Para 50 kHz: 10101111
- Para 100 kHz: 01111111

	B1	B2	B3	B4	B5	B6	B7	B8	E_o
POS. FULL RANGE	1	1	1	1	1	1	1	1	+4.960
ZERO SCALE	1	0	0	0	1	0	0	0	0.000
NEG. FULL SCALE +1LSB	0	0	0	0	0	0	0	1	-4.960
NEG. FULL SCALE	0	0	0	0	0	0	0	0	-5.000

Tabla 3. Voltaje de salida (E_o) del DAC en función de la entrada binaria. Rango de voltaje limitado; entre +5 V y -5 V aproximadamente. [13]

Y por otro lado, el voltaje en el osciloscopio aparece en la figura 21.

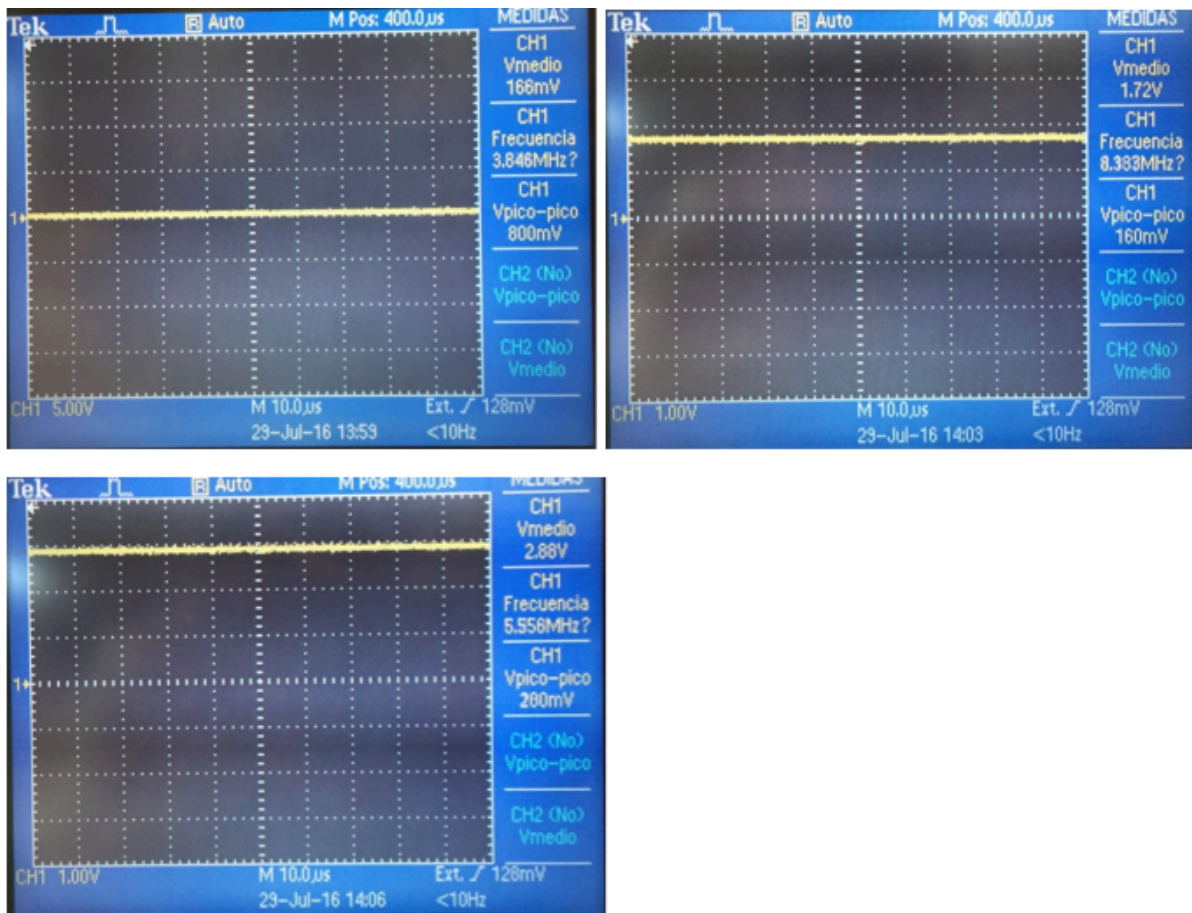


Figura 19. Vista en el osciloscopio de la salida del convertidor analógico digital a 20 kHz (superior izquierda), 50 kHz (superior derecha) y a 100 kHz (inferior izquierda).

3.3.2.2 Oscilador controlado por tensión (VCO)

En esta etapa el objetivo es generar a partir de la tensión continua de salida del DAC un voltaje oscilante. En concreto, tres voltajes diferentes, cada uno con una de las tres frecuencias de uso en el circuito de medida. El oscilador está compuesto por un lado del propio componente oscilador, el XR 2206 y por otro, de seis resistencias y tres condensadores (figura 22). Sus valores son:

- $R_{01}=4,7 \text{ k}\Omega$
- $R_{02}=18 \text{ k}\Omega$
- $R_{03}=200 \Omega$
- $R_{04.1}=R_{04.2}=R_{05}=5,1 \text{ k}\Omega$
- $C_{01}=2,7 \text{ nF}$
- $C_{02.1}=C_{02.2}= 1 \mu\text{F}$

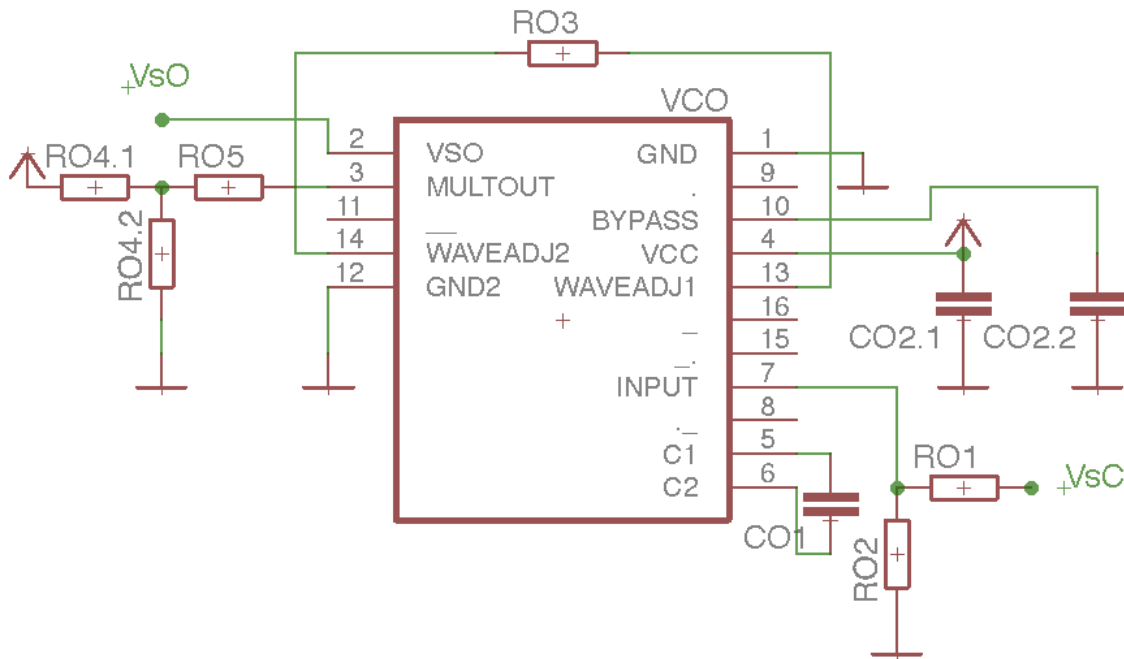


Figura 20. Esquema eléctrico del oscilador controlado por tensión

Las ecuaciones que rigen el funcionamiento del oscilador relacionan a la frecuencia (f_0) con las resistencias y voltaje de entrada (R_{01} , R_{02} y V_{sC}), el condensador C_{01} de la forma siguiente:

$$f_0 = \left(\frac{1}{R_{02}C_{01}} \right) \left[1 + \left(\frac{R_{02}}{R_{01}} \right) \left(\frac{1-V_{sC}}{3} \right) \right] \quad (7)$$

Considerando que el voltaje de entrada está limitado máximo a 3 V y mínimo a 0 V, se pueden elegir estos valores de los extremos para las frecuencias mayor y menor (3 V para 20 kHz y 0 V para 100 kHz). Las ecuaciones pues, para estas frecuencias se simplifican:

$$f_{0V} = \left(\frac{1}{R_{02}C_{01}} \right) \left(1 + \frac{R_{02}}{R_{01}} \right) \quad (8)$$

$$f_{3V} = \frac{1}{R_{02}C_{01}} \quad (9)$$

Entonces, a partir de las condiciones que aparecen en la hoja de características del oscilador y probando diversas combinaciones de valores de componentes, se consigue establecer el voltaje necesario y aproximado para la frecuencia intermedia, los 50 kHz. En resumen, la correspondencia queda reflejada en la tabla 4.

Voltaje salida DAC (V)	Frecuencia de salida del VCO (kHz)
3	20
1,88	50
0	100

Tabla 4. Relación entre el voltaje de salida del DAC con la frecuencia generada en el VC.

3.3.2.3 Filtro paso alto

En esta etapa se pretende precisar la señal de salida del oscilador (V_{sO}), eliminando frecuencias que eliminen la corriente continua. Como filtro paso alto, las frecuencias eliminadas son las que están por debajo de una determinada frecuencia de corte (f_{CFA}). El filtro se compone únicamente de una resistencia (R_{FA}) y un condensador (C_{FA}). Ver figura 23.

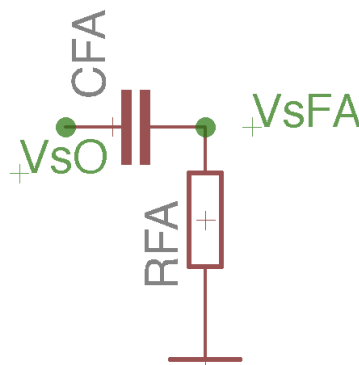


Figura 21. Esquema eléctrico del filtro paso alto

La justificación teórica de este filtro se basa en la proporcionalidad inversa entre la frecuencia de corte y el valor de sus dos componentes. Un valor adecuado de f_{CFA} sería:

$$f_{CFA}=100 \text{ Hz}$$

Y fijando un valor común para el condensador, se obtiene el valor de la resistencia:

$$C_{FA}=27 \text{ nF}$$

$$R_{FA}=56 \text{ k}\Omega$$

El comportamiento general en frecuencia de la función de transferencia (A_{FA}), como se ha explicado con el filtro paso banda, se observa en la figura 24:

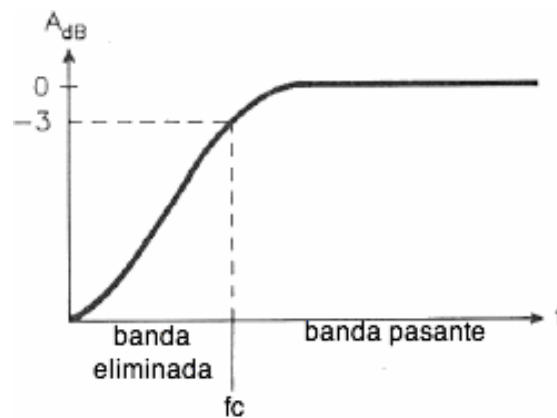


Figura 22. Respuesta en frecuencia de un filtro paso alto. En eje de ordenadas, $A_{dB} = pRC / (1 + pRC)$ en decibelios y en eje de abscisas, la frecuencia angular en escala logarítmica. [11]

En cuanto a la señal de voltaje de salida, se puede observar ya un voltaje oscilante filtrado (figura 25), para las tres frecuencias de uso, como resultado del DAC seguido del oscilador.

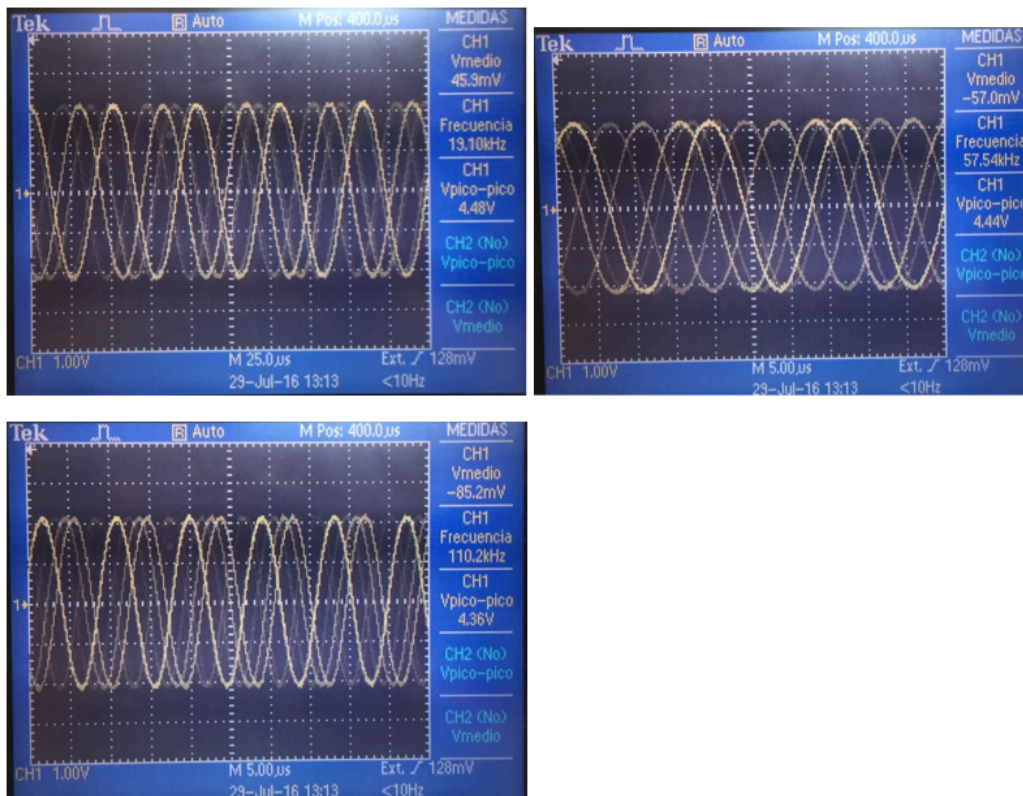


Figura 23. Vista en el osciloscopio de la salida del filtro paso alto a 20 kHz (superior izquierda), 50 kHz (superior derecha) y a 100 kHz (inferior izquierda).

3.3.2.4 Convertidor tensión-corriente

En la etapa final del circuito de inyección de corriente se recoge el voltaje filtrado (V_{sFA}) y se utiliza como voltaje de entrada para producir la corriente de salida o de inyección (I_s) que se desea inyectar, 100 μA . Su estructura consta de un amplificador operacional (AO2), cuatro resistencias y un condensador (ver figura 26). Los valores de estos son:

$$R_{11}=R_{12}=1 \text{ k}\Omega$$

$$R_3=R_4=45 \text{ k}\Omega$$

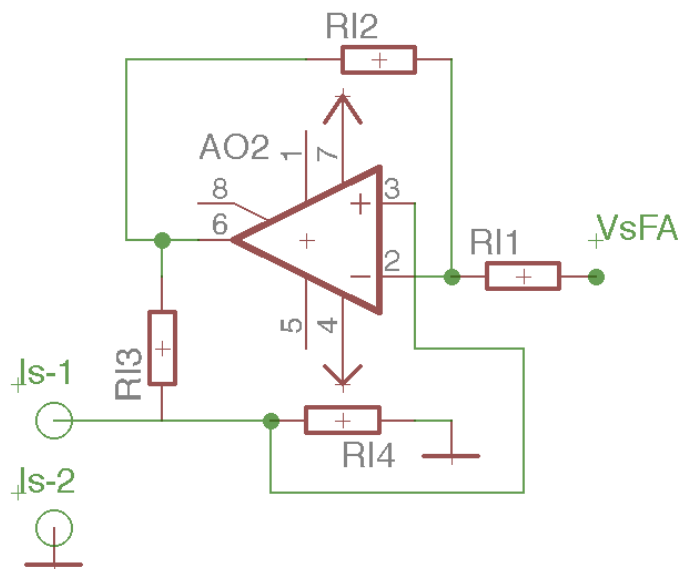


Figura 24. Esquema eléctrico del convertidor de tensión en corriente

El cuerpo o, a modo de simulación del mismo, una resistencia de carga recibiría la corriente a través del punto de tensión de entrada positiva del amplificador (pata nº 3) e iría, por el otro extremo, conectado a masa para que la corriente circulase. Así, se trata de volver independiente la salida del convertidor de la resistencia de carga; cualquier valor de esta no afectaría a la corriente del amplificador de transductancia (otro nombre con que se conoce al convertidor).

Por otra parte, como resulta sencillo para hacer comprobaciones con el osciloscopio, se puede trabajar con el voltaje de salida en vez de la corriente (recuérdese la ley de Ohm simplificada: $V=IR$). La corriente de inyección pues, no varía con la resistencia de carga (R_l) pero sí viene determinado, obviamente, por el voltaje de entrada (V_{sFA}) proveniente del filtro paso alto. La siguiente ecuación muestran la relación:

$$I_s = \left(\frac{-1}{R_3}\right) V_{sFA} = \left(\frac{-1}{R_4}\right) V_{sFA} \quad (10)$$

Suponiendo una resistencia de carga de 500Ω equivalente a la zona torácica en reposo, V_s debe valer 50 mV pico a pico para mantener a $I_s=100\ \mu\text{A}$. Por tanto, ha de evaluarse el valor pico a pico de V_{FA} para lograr la I_s deseada. Este valor se observa en el osciloscopio (figura 27).

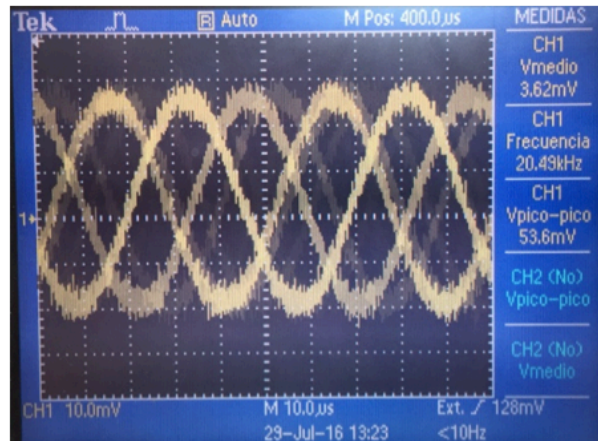


Figura 25. Vista en el osciloscopio de la salida del convertidor de voltaje a corriente a 20 kHz (superior izquierda), 50 kHz (superior derecha) y a 100 kHz (inferior izquierda).

3.3.3 Adquisición de señal

La rama o el circuito de adquisición de señal se encarga de recoger la señal que el cuerpo genera e ir modificándola hasta obtener la señal de impedancia adecuada para analizar. Funciona pues, como recepción de la señal corporal y oscilante.

3.3.3.1 Amplificador de instrumentación

El objetivo de esta amplificación es recibir directamente la señal o voltaje corporal y procesarlo para visualizarlo de forma más nítida. Es decir, el componente empleado, el amplificador de instrumentación (AI), es capaz de incrementar la amplitud de la señal y mejorando su calidad. De hecho, es muy habitual su uso en adquisición de señales bioeléctricas por su precisión y cuidado; este tipo de señales suelen ser de muy baja amplitud y susceptibles de errores por ruidos e interferencias.

El funcionamiento es el siguiente (figura 28): el voltaje oscilante generado en el cuerpo (VE-3) y (VE-4) se recoge a través de las entradas de voltaje diferencial <3> y <2> y se obtiene la salida por <6>. La ganancia, que equivale a la relación o cociente entre el voltaje de salida (V_{SA}) y el voltaje de entrada (V_e), se regula con una resistencia (RA). Para este circuito de medida de bioimpedancia, el

amplificador sencillamente se requiere por la mejora de la calidad de la señal y no es necesario amplificar. Por lo tanto, la ganancia en teoría ha de valer uno.

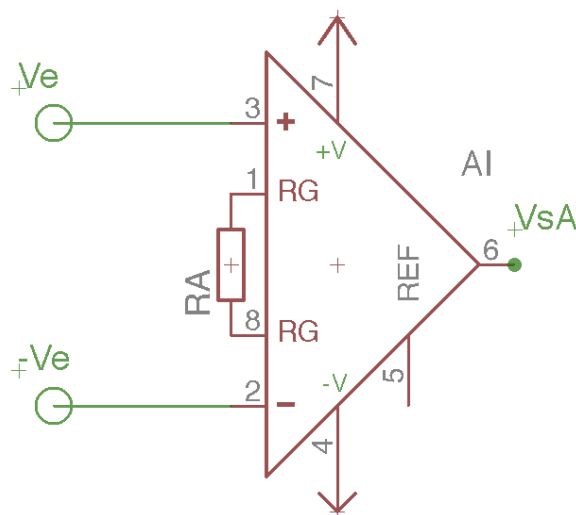


Figura 26. Esquema eléctrico del amplificador de instrumentación

La ecuación de la ganancia es:

$$G_A = \frac{50000\Omega}{R_A + 1} \quad (11)$$

Sin embargo, no es posible una ganancia unidad exacta. Así que se aproxima mediante una resistencia de valor elevado:

$$R_A = 680 \text{ k}\Omega$$

$$G_A = 1,074$$

La señal de salida, a causa de posibles interferencias, es ligeramente menos ruidosa y ha sido amplificada en mayor cantidad que lo calculado con la ganancia (figura 29). Como ejemplo explicativo, la señal a 50 kHz del generador de funciones tenía un voltaje de pico a pico de 248 mV mientras que la del amplificador de instrumentación tiene un voltaje de pico a pico de 448 mV, cuando ambos deberían coincidir. La ganancia pues, adquiere un valor cercano al doble de la unidad. Por último, el valor medio también se reduce alrededor de 500 mV.

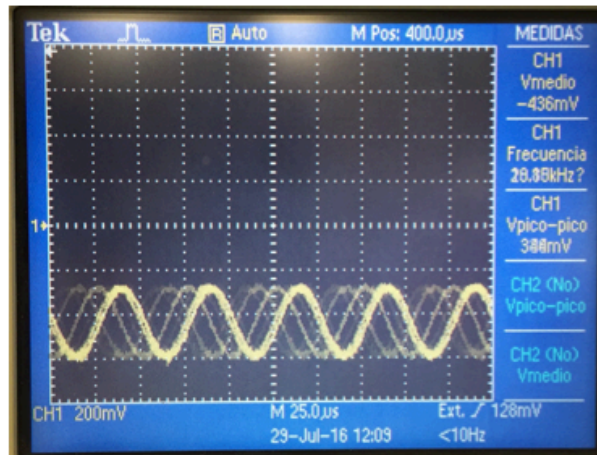


Figura 27. Vista en el osciloscopio de la salida del amplificador de instrumentación a 20 kHz (superior izquierda), 50 kHz (superior derecha) y a 100 kHz (inferior izquierda).

3.3.3.2 Filtro paso banda

En esta etapa se pretende principalmente eliminar interferencias que afectarían a la calidad de la señal. En otras palabras, se quiere acotar el rango de frecuencias de forma que la respuesta del filtro se genere abarcando solo las tres frecuencias de medida del circuito prácticamente. Así, como frecuencia mínima se permitirían 10 kHz y como frecuencia máxima, hasta 200 kHz.

En este caso, se ha optado por un filtro paso banda de primer orden cuyo circuito equivalente se compone de un amplificador operacional (AO3); dos resistencias, (R_{F1}) y (R_{F2}); y dos condensadores, (C_{F1}) y (C_{F2}). Véase figura 30.

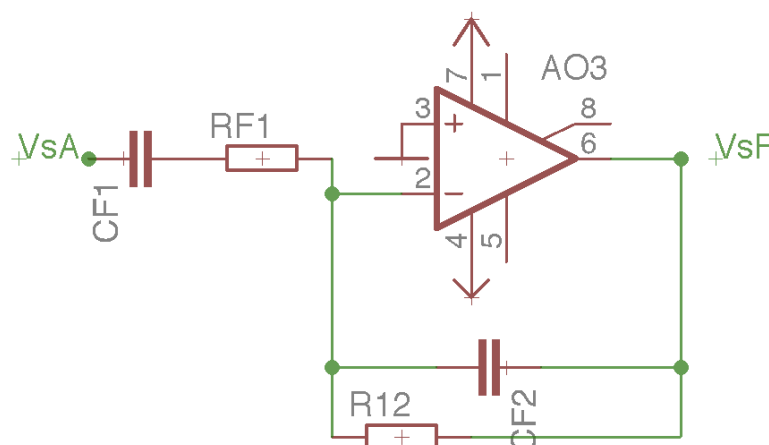


Figura 28. Esquema eléctrico del filtro paso banda

Como la precisión de las frecuencias mínima y máxima no ha de ser excesiva, no supone un inconveniente elegir un filtro de primer orden, ya que este es más sencillo aunque no tan preciso como los de orden superior. Las frecuencias de los extremos se denominan frecuencia de corte inferior (F_{ci}) y frecuencia de corte superior (F_{cs}) y su relación con los valores de los componentes es la que sigue:

$$F_{ci} = \frac{1}{2\pi R_{F1} C_{F1}} = 10 \text{ KHz} \quad (12)$$

$$F_{cs} = \frac{1}{2\pi R_{F2} C_{F2}} = 200 \text{ KHZ} \quad (13)$$

También es posible regular la ganancia del filtro paso banda (G_F). Su expresión, en la banda de paso (rango de frecuencias permitidas), es:

$$G_F = \left| \frac{-R_{F2}}{R_{F1}} \right| = \frac{R_{F2}}{R_{F1}} \quad (14)$$

Como muchas frecuencias incluidas en el voltaje de salida del amplificador de instrumentación son eliminadas por el filtro, es adecuado amplificar la señal, por ejemplo, con una ganancia aproximada de 50. Esto determinará los valores de las resistencias (valores normalizados):

$$R_{F1} = 100 \Omega$$

$$R_{F2} = 5100 \Omega$$

Con las cuales, la ganancia será:

$$G_F = 5100 \Omega / 100 \Omega = 51$$

Se obtienen con estos valores, por tanto, los valores de los condensadores (aproximando a valores normalizados):

$$C_{F1} = \frac{1}{2\pi R_{F1} F_{ci}} = 159,2 \text{ nF} \rightarrow C_{F1} = 150 \text{ nF} \quad (15)$$

$$C_{F2} = \frac{1}{2\pi R_{F2} F_{cs}} = 159,2 \text{ pF} \rightarrow C_{F2} = 150 \text{ pF} \quad (16)$$

Por último, a modo de explicación teórica del filtrado, la relación de transferencia del filtro paso banda de primer orden, es decir, la relación entre el voltaje de salida (V_{sF}) y el voltaje de entrada (V_{sA}), se expresa como:

$$\frac{V_{sF}}{V_{sA}} = \frac{-R_{F2} C_{F1} p}{[(1+R_{F1} C_{F1} p)(1+R_{F2} C_{F1} p)]} \quad (17)$$

Siendo p el operador derivada o diferencial:

$$p = \frac{d}{dt} \quad (18)$$

La función de transferencia se muestra gráficamente en función de la frecuencia representando el eje de ordenadas a V_S/V_E en decibelios (dB):

$$A=20 \log \left(\frac{V_S}{V_E} \right) \text{ dB} \quad (19)$$

El eje de abscisas representa el logaritmo de la frecuencia angular ($\omega=2\pi F$). En la figura 31 se observa un comportamiento general del filtrado paso banda.

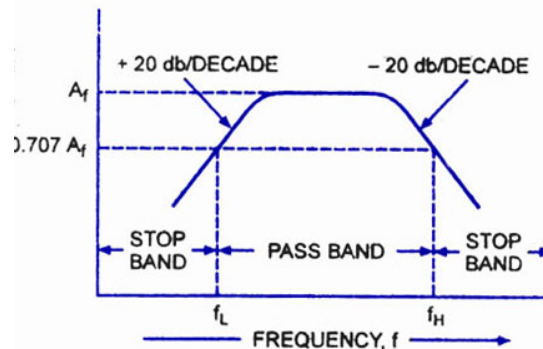


Figura 29. Respuesta en frecuencia de un filtro paso banda de primer orden. $f_L=F_{ci}$ y $f_H=F_{cs}$

Por último, la señal de salida se observa en la figura 32. Se puede ver menos ruidosa y ya con un valor medio centrado, cercano a los 0 V.

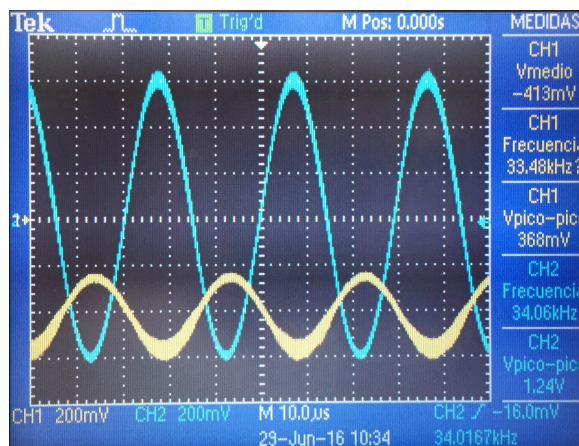


Figura 30. Vista en el osciloscopio de la salida del filtro paso banda (en azul). Comparación con salida de la etapa anterior en amarillo; el amplificador de instrumentación.

3.3.3.3 Rectificador

A continuación del filtrado de la señal, se procede a la rectificación. Para ello es necesario, como se ve en la figura 33, el uso de estos componentes: dos amplificadores operacionales (AO4) y (AO5), seis resistencias (RR) y dos diodos IN48 (DR). El primer operacional además de las resistencias (RR1) y los

diodos se corresponden con una primera parte llamada rectificador de media onda. Inmediatamente después, la otra parte, formada por (OP5) y (RR2) actúa como sumador restador.

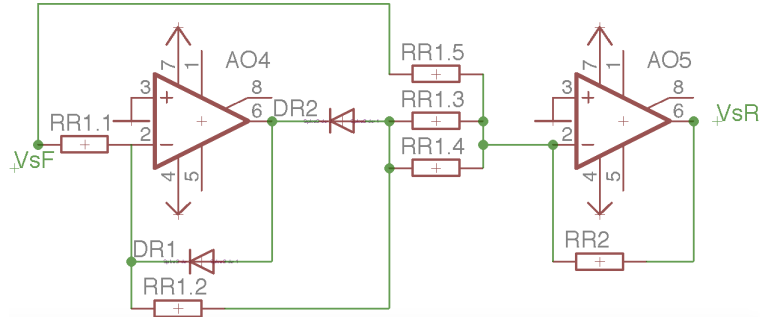


Figura 31. Esquema eléctrico del rectificado.

La función de transferencia del rectificador, que se corresponde con la ganancia (G_R), es como sigue:

$$G_R = \frac{V_{sR}}{V_{sF}} = \frac{-R_{R2}}{R_{R2}} + \frac{R_{R2}}{\left(\frac{R_{R1}}{2}\right)} = \frac{R_{R2}}{R_{R1}} \quad (20)$$

Como la amplificación ya se hizo en el filtrado, en esta etapa no es necesario, así que se igualan los valores para todas las resistencias (ganancia unidad):

$$R_{R1.1} = R_{R1.2} = R_{R1.3} = R_{R1.4} = R_{R1.5} = R_{R2} = 1 \text{ k}\Omega$$

En cuanto a la señal de salida en la placa de pruebas, se obtiene una voltaje oscilante con ondas únicamente de valores positivos; la parte negativa de las ondas del filtrado paso banda se ha convertido en positiva (figura 34).

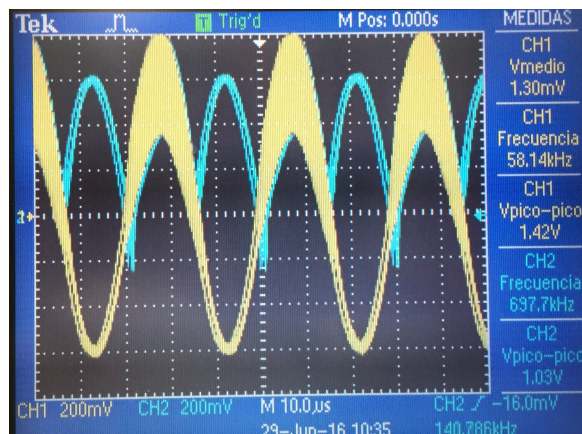


Figura 32. Vista en el osciloscopio de la salida del rectificador (en azul). Comparación con salida de la etapa anterior en amarillo; el filtro paso banda.

3.3.3.4 Detector de picos

El detector de picos se ocupa, como indica su nombre, de encontrar el voltaje máximo de las ondas positivas del rectificador y generar un voltaje continuo del mismo valor que ese voltaje máximo. Los componentes que se necesitan para su circuito son dos amplificadores operacionales (AO6) y (AO7), dos diodos (DD), una resistencia (RD) y un condensador (CD) (ver figura 35).

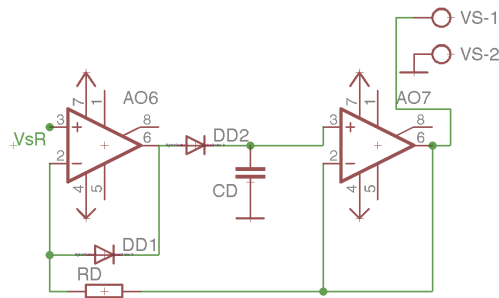


Figura 33. Esquema eléctrico del detector de picos.

El condensador es el encargado de almacenar el voltaje de un pico mayor durante tiempo indefinido hasta que aparece otro pico y el condensador se vuelve a cargar con este valor. Así, a la parte final del detector de picos, formada por el segundo operacional, se la conoce como amplificador seguidor y únicamente sirve para mantener el almacenamiento del condensador indefinidamente. Es decir, impide que el condensador se descargue antes de encontrar otro pico. El voltaje de entrada al seguidor es idéntico al de salida; no lo modifica.

Sin ahondar en exceso sobre el funcionamiento eléctrico de un detector de picos, tiene importancia la variable llamada constante de tiempo τ , expresada en segundos. Esta implica una mayor o menor rapidez de descarga del condensador y viene determinada por el valor del condensador y un resistencia en paralelo que en este caso no ha hecho falta colocar:

$$\tau = RC_D$$

Cuanto más pequeña sea τ más rápidamente se produce la descarga y viceversa. Para el circuito de medida de bioimpedancia, no se usa la resistencia en paralelo porque con las conexiones del propio circuito ya se cuenta con una resistencia elevada (cercana a $M\Omega$). Un valor de τ de 0,1 s es aceptable, con lo que el condensador valdrá:

$$C_D = \frac{0,1s}{1.000.000 \Omega} = 100 \text{ nF} \quad (21)$$

La otra resistencia del circuito vale:

$$R_D = 10 \text{ k}\Omega$$

Por último, la señal de salida adquiere la siguiente forma (figura 36):

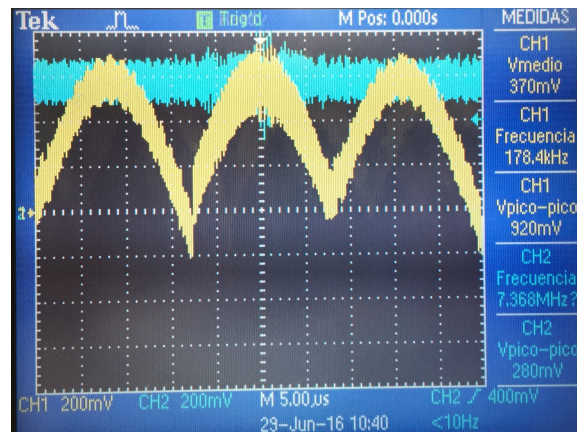


Figura 34. Vista en el osciloscopio de la salida del detector de picos (en azul). Comparación con salida de la etapa anterior en amarillo; el rectificador.

3.3.4 Controlador de interfaz periférico

Una vez analizadas las distintas etapas que han de recorrerse tanto para la adquisición de la señal corporal como para la inyección de corriente, finalmente, el último bloque fundamental en el circuito de medida de bioimpedancia es, no ya el propio controlador de interfaz periférico (PIC) sino una placa de circuito impreso externa, programada por el PIC y diseñada especialmente para este trabajo (véase figura 37). Con la placa programada, es posible, como se ha comentado en la etapa del DAC, transmitir por *Bluetooth* desde el ordenador los códigos por separado en lenguaje hexadecimal de las tres frecuencias de uso, de tal manera que se traduzcan a binario y el DAC pueda generar los tres voltajes necesarios. A su vez, la placa programada recoge la señal medida y la envía de nuevo al ordenador, donde es representada y almacenada. Una consideración final imprescindible es la pérdida del bit menos significativo (el octavo). Debido a las características de la placa, este se envía a masa, así que se pierde resolución (el bit menos significativo). La correspondencia definitiva quedaría como sigue:

- $CC_{\text{hex}}=1100110_{\text{b}}$ (correspondiente a 3 V de salida del DAC y a 20 kHz del VCO)
- $AF_{\text{hex}}=1010111_{\text{b}}$ (correspondiente a 1,8 V de salida del DAC y a 50 kHz del VCO)
- $7F_{\text{hex}}=0111111_{\text{b}}$ (correspondiente a 0 V de salida del DAC y a 100 kHz del VCO)

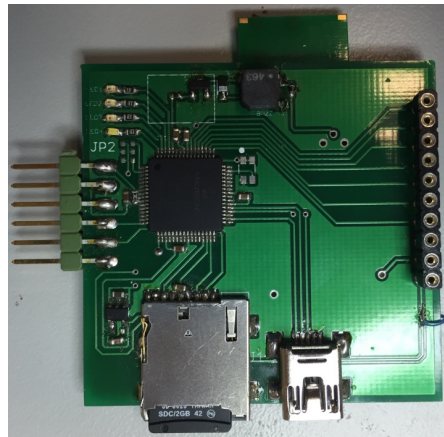


Figura 35. Placa de circuito impreso externa al sistema de medida que transmite la señal al sistema y al ordenador de forma inalámbrica. A la izquierda, pines para conectar con el PIC. A la derecha, columna de conexiones para la transmisión de señal (recepción del convertidor de tensión a corriente y emisión al DAC).

El programa con que se emiten los códigos y se recibe la señal se llama SLOW (*Simple Input/Output Window*), a partir del cual se pueden guardar y procesar para su análisis los datos del voltaje en Excel, Matlab, etcétera. El programa con que se emiten los códigos y se recibe la señal se llama SLOW (*Simple Input/Output Window*), a partir del cual se pueden guardar y procesar para su análisis los datos del voltaje en Excel, Matlab, etcétera. La placa puede contener un convertidor de 16 bits de resolución, por lo que el procesado es adecuado si se pretende medir variaciones de máximo 1 ohmio. Además, la frecuencia de muestreo del voltaje de salida es de 50 Hz.

Por otro lado, el PIC en sí es un controlador comercial con múltiples aplicaciones (figura 38). Este, cuando la placa externa ya ha sido programada, ya no es necesario su uso. Sencillamente contiene el programa.



Figura 36. Controlador de interfaz periférico usado para la programación de la placa externa al circuito de medida de bioimpedancia.

4. CAPÍTULO 4º. FABRICACIÓN DEL CIRCUITO DE MEDIDA

Posteriormente al diseño teórico y a la comprobación de las etapas del sistema en la placa de pruebas, se procede a la elaboración y fabricación de la placa de circuito impreso. El proceso se divide en dos partes: una fase previa de diseño del circuito y otra en la que el circuito se construye físicamente. Si bien ya existen procedimientos automatizados mecánicos para el desarrollo de placas notablemente más rápidos y eficaces, en este apartado del trabajo se explican, con un nivel de detalle suficiente, los pasos a seguir si se desea fabricar el prototipo en el laboratorio.

4.1. Diseño del circuito con Eagle

Eagle (Easily Applicable Graphical Layout Editor) es un programa de diseño de esquemas de circuitos y de placas de circuito impreso de uso bastante extendido que además, una vez se adquieren los conocimientos básicos, resulta sencillo de utilizar. Para la elaboración del sistema de medida de bioimpedancia es suficiente tanto la versión gratuita para un mes como la versión libre, descargables a través de su página web. En ella se encuentran además, guías de uso, tutoriales, etcétera.

Lo primero que ha de hacerse es crear un nuevo proyecto y diferenciar bien la ventana de trabajo llamada “esquemático” y la llamada “cuadro” o *board*. El cuadro se genera en el momento en que se dibuja algo sobre el esquemático y almacena todos los cambios que se realicen. Así, sobre el esquemático se puede añadir una gran variedad de símbolos de componentes electrónicos y, muy importante también, se efectúan las conexiones entre ellos. En otras palabras, se trazan las rutas entre componentes, lo cual queda reflejado en el cuadro. Entonces, en este, con las conexiones ya marcadas, se dibujan las pistas. El tamaño y la distribución de las mismas estarán condicionados por las dimensiones de la placa.

Durante el diseño en el esquemático pues, han de manejarse una serie de herramientas que permiten, entre otras funciones, girar el componente, cambiarle el nombre, copiarlo en otro sitio o definir las conexiones (figura 39). Una función especialmente importante es la elección de componente. Con ella se procede a la búsqueda a través de las librerías integradas en *Eagle*, las cuales contienen muchos de los modelos tanto europeos como norteamericanos de resistencias, alimentaciones, amplificadores operacionales, convertidores, etcétera (ver figura 40). Posiblemente, sin embargo, se necesite algún componente que no se encuentre en las librerías. Se puede solucionar sencillamente descargando y agregando al programa la librería deseada. En el circuito de bioimpedancia resulta útil descargarse la librería *Microbuilder* por ejemplo, para las alimentaciones.



Figura 37. Fragmento de la barra de herramientas del esquemático de Eagle. Los cuatro símbolos superiores indican, de izquierda a derecha, mover, copiar, imagen especular del componente seleccionado y rotar.

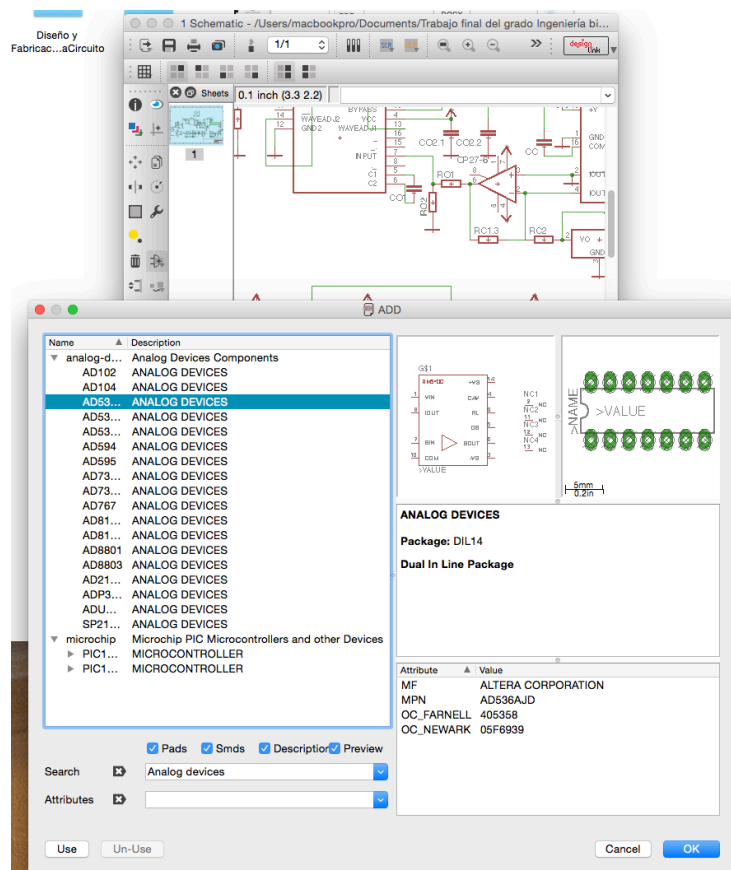


Figura 38. Opción de búsqueda de componentes en Eagle

Por otro lado, es conveniente ser cuidadoso con la organización del esquema del circuito. Los componentes deben estar suficientemente separados entre sí de modo que las líneas trazadas para conectarlos queden ordenadas. Además, todos los componentes de una etapa del circuito deberían estar juntos, en definitiva, procurando que la visualización y la comprensión resulten sencillas. Otra

forma de mejorar el esquemático es nombrar con un código determinado a los componentes, pudiendo así identificarlos rápidamente. En el trabajo se ha optado por seguidamente a la letra mayúscula del componente, especificar con un subíndice la inicial del nombre de la etapa. Por último, se realiza el enmarcado. Véase en la figura 41 el resultado final del esquemático.

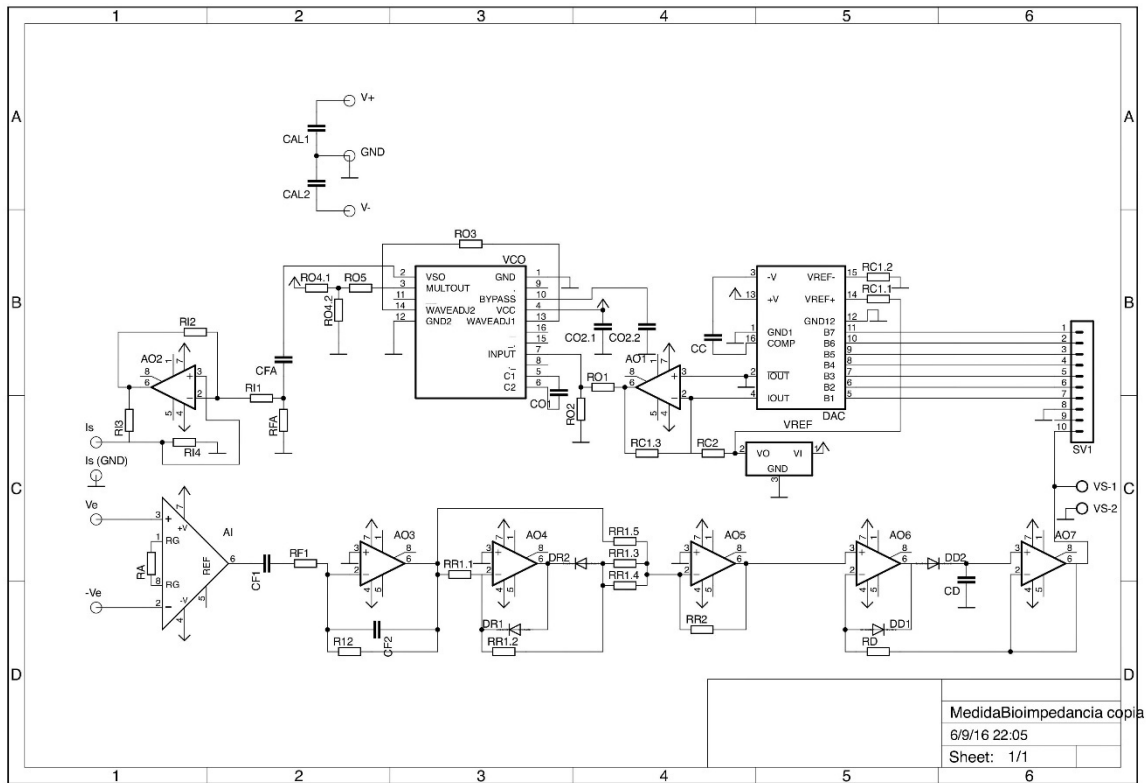


Figura 39. Esquemático de Eagle completo

A continuación o paralelamente a la elaboración del esquemático ha de prepararse el cuadro. Aquí, la manera de diseñar es distinta; en el cuadro todo debe ser colocado exactamente en el lugar que se desee que aparezca una vez la placa haya sido impresa. Es decir, la colocación de los componentes y el trazado de las pistas de conexión ocurre es a tamaño real, respetándose las formas y los tamaños. Por tanto, han de considerarse una serie de cuestiones. En primer lugar, no es posible modificar las conexiones establecidas en el esquemático ni eliminar componentes; solamente se deben colocar adecuadamente todos ellos dentro del área definida como la placa. Las dimensiones de esta son las mínimas que ofrecen las versiones gratuitas de *Eagle*: 80 x 100 mm.

La placa consta de dos lados o caras; la cara de arriba (*top*) y la de abajo (*bottom*). En la de arriba es donde se colocan los componentes mientras que la de abajo podría en ocasiones no utilizarse. En el circuito de medida sí se requiere el uso de ambas: pistas para la alimentación, masa y componentes en la superior y pistas de conexiones entre componentes, en la inferior. El motivo radica en la mayor facilidad de soldadura de las patas de los componentes por abajo si estos se encuentran arriba, como más adelante se explicará. Por comodidad además, y por sentido del orden, la distribución de todos los elementos se establece de manera coherente. Por tanto, han de respetarse distancias equitativas

y posicionamientos más o menos uniformes. Los amplificadores, que son los componentes más grandes, condicionan al resto y deben colocarse primeramente. A continuación, las resistencias, condensadores y diodos, de menor tamaño, se van poniendo siguiendo un criterio de horizontalidad o verticalidad cuando sea posible (ver figura 42).

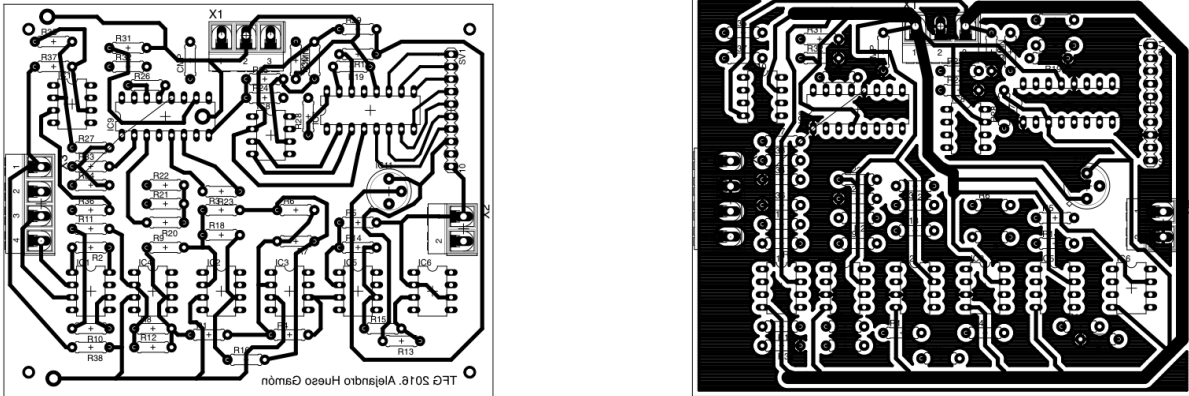


Figura 40. Cuadro de Eagle que muestra la silueta o forma de los componentes.

Para ayudar a la visualización del cuadro el programa permite superponer, en colores distintos, las pistas de la cara *top* y *down* y también, se pueden mostrar cuando se desee los nombres de los componentes o la silueta que estos presentarían si ya estuviesen colocados (ver figura 43). Por último, otra consideración importante es el tamaño de las pistas, el ancho. Al imprimir la placa físicamente las pistas, ni tampoco las patas de los componentes, no deben quedar excesivamente finas porque el riesgo de que estas se rompiesen o se dañasen sería más elevado. Así pues, conviene prevenir en ese sentido, si la fabricación de la placa va a ser con métodos tradicionales, y modificarlo manualmente en el programa (ver figura 44).

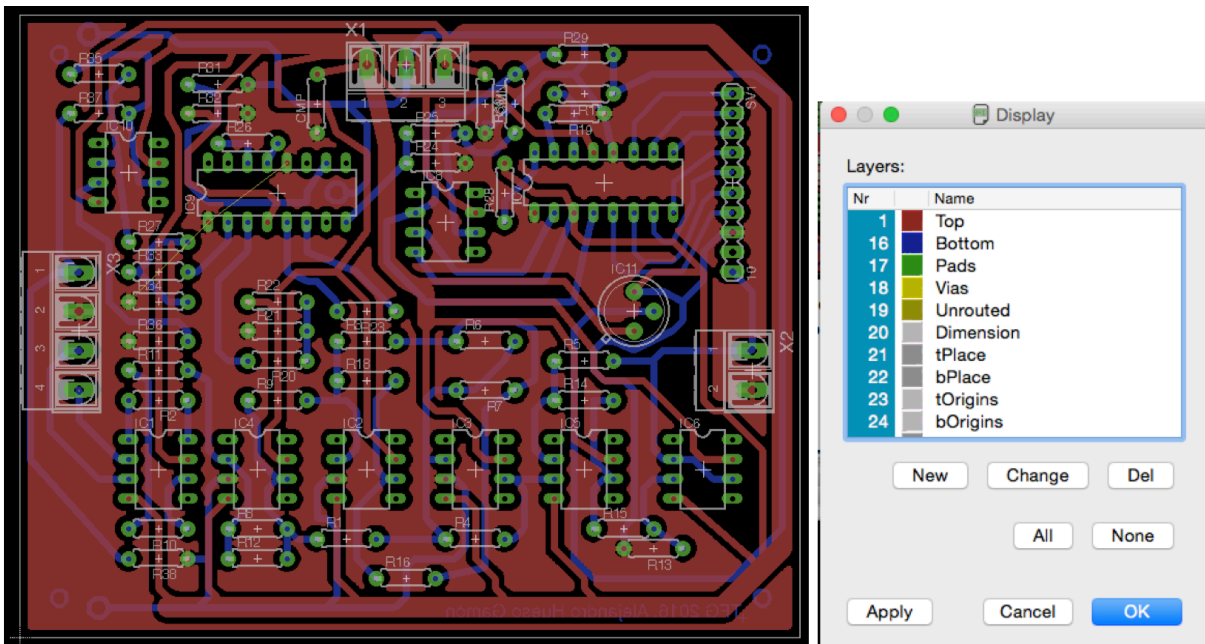


Figura 41. Superposición de las pistas de la cara de arriba y de la cara de abajo en el cuadro de Eagle/ Herramienta de vistas de capas, para visualizar más o menos información sobre los componentes o las pistas.

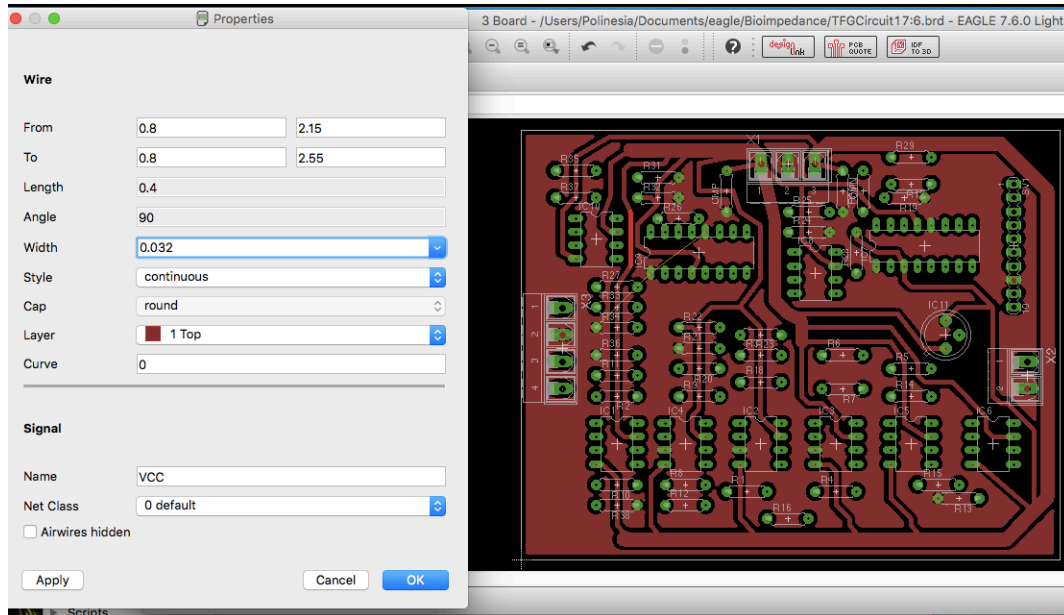


Figura 42. Valores de anchura de las pistas en el cuadro de Eagle (izquierda). Vista del plano de masa (derecha).

En cuanto a las conexiones con masa, otra prevención sería efectuarlas mediante un plano de masa. Este simplemente consiste en, en vez de trazar pistas, rellenar el espacio entre las pistas de las alimentaciones, dotando de mayor superficie y de este modo, menor resistencia, a las conexiones con masa.

Contrariamente a lo deseado, el plano de masa no siempre alcanza a todos los elementos, así que han de trazarse pistas alternativas en la cara de abajo. Por añadidura, también existen determinadas conexiones que, a causa de la dificultad de encontrar una ruta libre por la superficie de la placa, deben realizarse por la cara opuesta.

4.2. Fabricación de la placa de circuito impreso

El proceso de fabricación de la placa es el paso siguiente al diseño con Eagle. Se puede dividir en cuatro fases: previamente, la obtención de los clichés con el dibujo del circuito. A continuación, el procedimiento fotográfico. Y finalmente, el taladrado seguido de la soldadura. Aunque conceptualmente resulte sencillo, sobre todo las últimas fases requieren de un trabajo manual donde se pone en evidencia la necesidad de experiencia para desarrollar habilidad. Una vez terminado todo, la placa de circuito impreso ya puede someterse a pruebas de medida de bioimpedancia.

4.2.1. Obtención de clichés

Con el diseño completado en *Eagle* lo primero que ha de hacerse es la impresión en impresora láser y en papel transparente de las pistas tanto de la cara de arriba como de la de abajo. Así, aquello que se imprima aparecerá en la placa, por lo que solamente pueden mostrarse las pistas y las patas de los componentes. Estas aparecen en negro y a escala real. Véase figura 45.

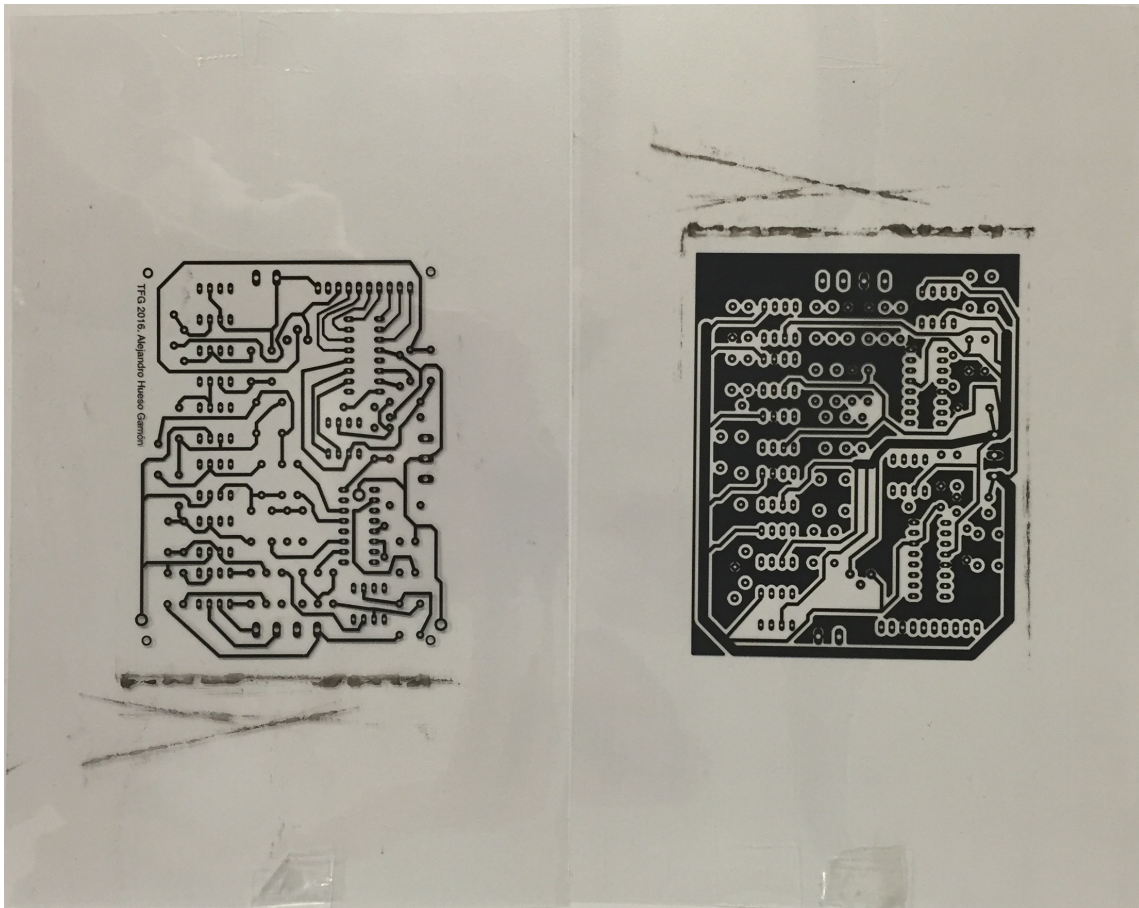


Figura 43. Clichés fotográficos de la cara inferior (izquierda) y la cara superior (derecha) para la placa de circuito impreso.

4.2.2. Transferencia del diseño a la placa: procedimiento fotográfico

Una placa de circuito impreso se compone de la base o sustrato sólido, también llamado soporte aislante. Por encima, se cubre con una fina capa de cobre, de alrededor de $35\ \mu\text{m}$ y si solamente se recubre una cara, el sustrato es de baquelita. Por el contrario, si el recubrimiento se ha efectuado por las dos caras (llamadas caras de componentes y de soldadura) el material de la base es fibra de vidrio. Así se conforma, con la unión del sustrato y el cobre, una placa virgen. Para que la placa quede completa o entera es necesario recubrir con una película de resina fotosensible (ver figura 46).

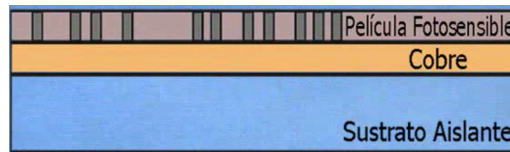


Figura 44. Capas de una placa de circuito impreso []

Existen diversos métodos de grabado sobre placas de circuito impreso. Unos son completamente manuales, como los que gastan rotulador indeleble o transferibles para dibujar las pistas sobre la placa y otros, como los mecánicos; los transferibles térmicos, que necesitan calor; o los fotográficos, que emplean la luz. Este último es el utilizado para el trabajo y se explica a continuación.

3.3.4.1 Insolado

La insoladora es un sistema de aspecto similar a un escáner que genera luz ultravioleta de tipo A. Así, los tubos generadores se encuentran en la parte inferior cubiertos de un vidrio donde se colocará la placa. La parte superior en cambio es una tapa que impide que la luz se esparza (ver figura 47). Antes de proceder al insolado, la placa cortada a medida (80 x 10 mm) debe envolverse con los clichés haciendo coincidir cuidadosamente cada cara con la parte del circuito en el cliché, de manera que se ajusten correctamente. De un extremo a otro quedaría de esta forma: cliché de la cara *top*, placa y cliché de la cara *down*.

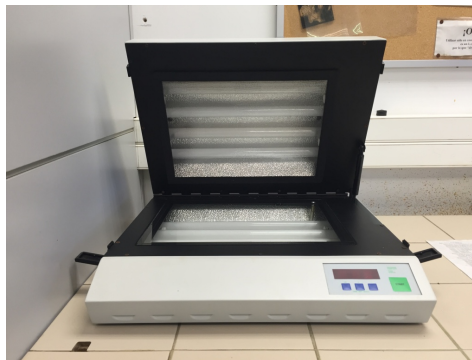


Figura 45. Insoladora

Para insolar, como el aparato solo emite las ondas desde el inferior, las dos caras deben hacerse por separado, secuencialmente. El proceso dura unos minutos, en función de la potencia de los tubos. Además, es importante evitar el movimiento de los clichés ya que las moléculas de la resina fotosensible se descomponen con las ondas. Por tanto, las zonas no sensibilizadas (que han sido tapadas por las pistas del cliché) protegerán al cobre del ataque químico. También conviene que entre los clichés y la placa haya un contacto perfecto puesto que de lo contrario, se produce dispersión de ondas electromagnéticas, volviendo más finas las pistas.

3.3.4.2 Revelado

El objetivo del revelado es eliminar la resina fotosensible descompuesta por la luz ultravioleta en la insolación, grabando sobre la placa solamente las pistas o zonas conductoras que deben permanecer en la fase siguiente de atacado químico. El revelado pues, se lleva a cabo de la siguiente manera. La placa ha de sumergirse en una disolución con hidróxido de sodio o sosa (NaOH) al 10% hasta que adquiera o se aprecie bien el color característico del cobre de debajo de la resina. Hay que considerar el factor del tiempo para que, por exceso, no se elimine también la resina de las pistas (que había sido protegida de la luz ultravioleta) y, por defecto, se descomponga la resina de las otras zonas no conductoras. Además, se han de evitar rozamientos de la placa con el recipiente en que se sumerge, no dañando las pistas, y finalmente, con agua y jabón debe lavarse para así comprobar que el revelado ha tenido su efecto. Véase figura 48.



Figura 46. Recipientes para el revelado, el atacado químico y el lavado de la placa.

3.3.4.3 Atacado químico

El último paso del método fotográfico consiste en eliminar de la placa de circuito impreso el cobre sobrante de las zonas no conductoras. Aunque la disolución más rápida utilizada es de ácido clorhídrico con agua oxigenada, se ha optado por la de cloruro de hierro (FeCl_2). Esta es más lenta y menos corrosiva pero no obliga a tomar tantas precauciones como la otra. Una vez realizado el atacado y el último lavado, la placa ya tiene grabado en cobre el diseño. Véase figura 49.

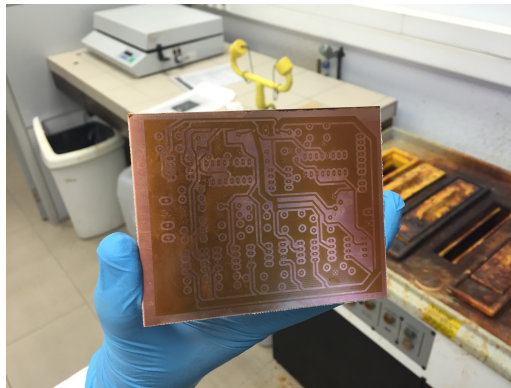


Figura 47. Resultado de atacado químico de la placa

4.2.3. Taladrado

Con el diseño grabado en la placa se procede mediante la taladradora, con brocas de entre 0,5 mm y 1,5 mm de diámetro, a agujerear los espacios para la colocación de las patas de los componentes (ver figura 50)



Figura 48. Proceso de taladrado de la placa

4.2.4. Soldadura de componentes

La soldadura constituye la fase final del proceso de fabricación del placa. Y aunque se trate simplemente de fijar los componentes a ella, requiere habilidad en el manejo del soldador. El soldador es un utensilio alargado acabado en punta metálica que desprende calor gracias al efecto térmico del paso de la corriente a través de una resistencia (ver figura 51). Con este se consigue fundir un metal de bajo punto de fusión, una aleación de estaño con plomo, permitiendo así que la pata del componente quede rodeada de estaño. Al alejar el soldador, el metal se solidifica y deja

anclado ya al componente. Los amplificadores, el DAC y el VCO, en cambio, es posible no soldarlos directamente, sino unas plataformas llamadas zócalos con el mismo número de patas, que permiten quitarlos y ponerlos cuando se desee.

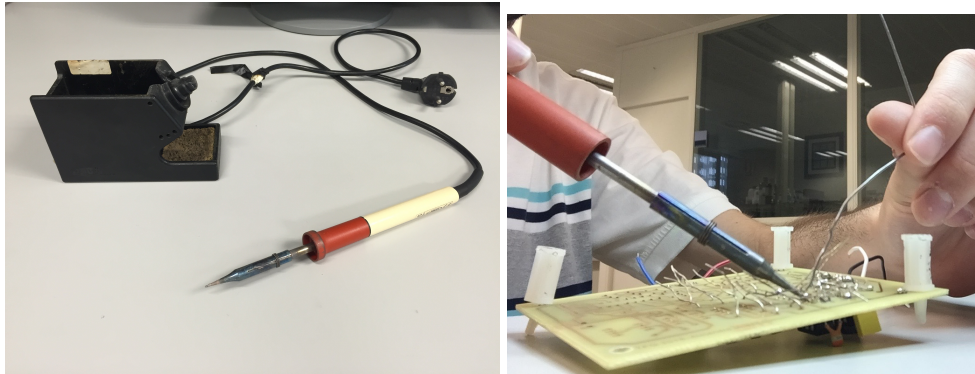


Figura 49. Soldador de 26 vatios de potencia. / Proceso de soldadura

Un problema notable en el proceso de soldadura es la conocida como soldadura blanda. Se trata de una unión que no se ha hecho correctamente y no conecta la pata del componente con la pista. Cada etapa del circuito es recomendable soldarla por separado y comprobar que efectivamente funciona. Si no hay conexión, ha de revisarse la soldadura y volver a efectuarla. Esto supone un trabajo minucioso que quizás se prolongue más de lo previsto.

Si es dificultoso soldar o aparecen a menudo blandas, la causa más probable sea no haber eliminado por completo la resina fotosensible posteriormente al atacado químico. Es cierto que la resina protege al cobre y evita que se oxide, lo cual a largo plazo es preferible. En una placa de prueba para un par de meses empero, puede resultar ventajoso quitarla. Por añadidura, si algún componente deja de funcionar y se necesita quitarlo, con ayuda de un insuflador y el soldador se desoldaría. Finalmente, en la figura 52 se muestra la placa de circuito impreso terminada.

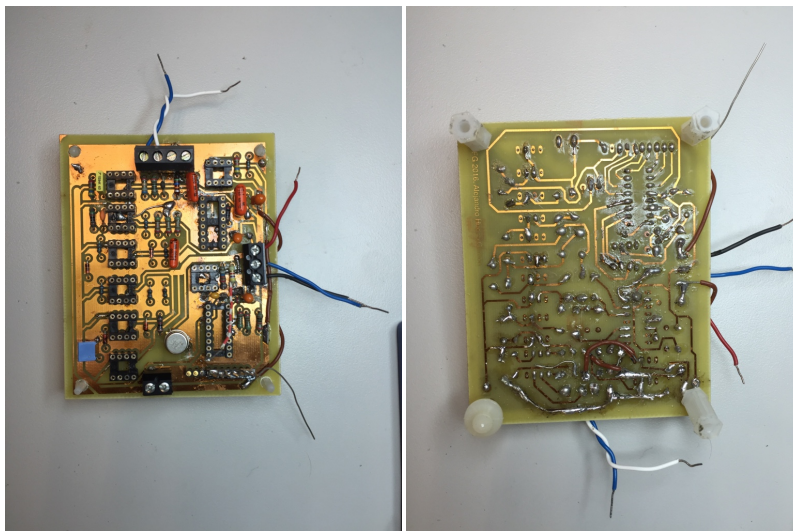


Figura 50. Placa de circuito impreso. A la izquierda, cara Top. A la derecha, cara Down.

5. CAPÍTULO 5º. RESULTADOS Y CONCLUSIONES

La parte final del trabajo consiste en corroborar los resultados obtenidos en la pruebas, siguiendo las especificaciones del diseño teórico, ahora ya en la placa de circuito impreso. Primeramente, se comprueba que las señales de salida de cada etapa son similares con la *protoboard*. A continuación, se simulará al cuerpo como una resistencia únicamente, observando qué tensión-corriente se inyecta. Y por último, la señal de salida del detector de picos se visualizará de forma que se aprecie la oscilación de la bioimpedancia consecuencia de la respiración.

5.1. Salida de las distintas etapas

En este apartado, se visualizan las señales de las distintas etapas del sistema de medida en la propia placa de circuito impreso (figura 53). Se trata de un repaso de los pasos necesarios para inyectar la corriente y obtener la señal de bioimpedancia.

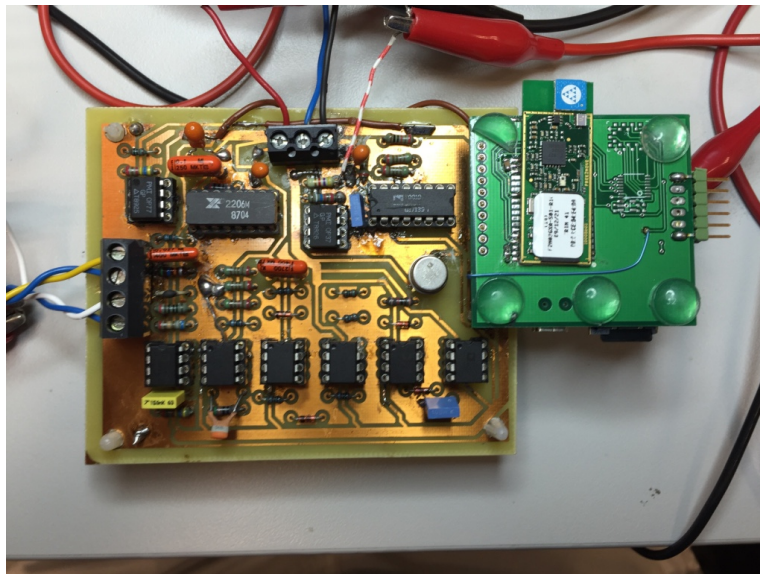


Figura 51. Circuito de medida: placa de circuito impreso junto con placa del controlador de interfaz periférico.

5.1.1. Adquisición de señal

En las figuras 54, 55 y 56 se observan las salidas de las etapas de adquisición explicadas en el capítulo anterior. Se comprueba así, que la placa funciona correctamente; según lo previsto durante el diseño. La voltaje de entrada, que simula el que se obtendría del cuerpo, se genera de nuevo con el generador de funciones (0,14 V de pico a pico).

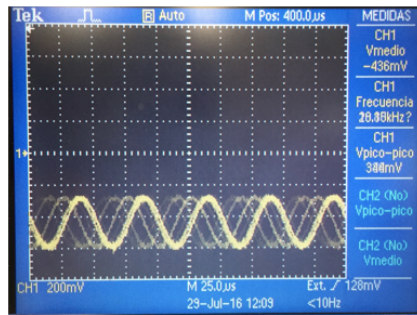


Figura 52. Voltaje de salida del amplificador de instrumentación en el osciloscopio a 20 kHz.

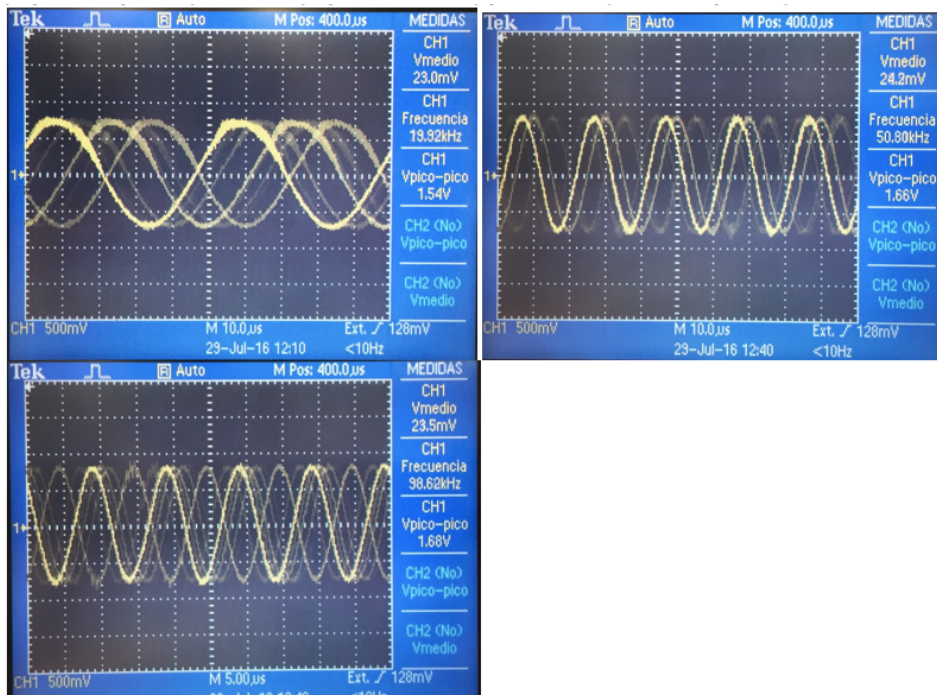


Figura 53. Voltaje de salida del filtro paso banda en el osciloscopio. A 20 kHz (superior izquierda), a 50 kHz (superior derecha) y a 100 kHz (inferior izquierda).

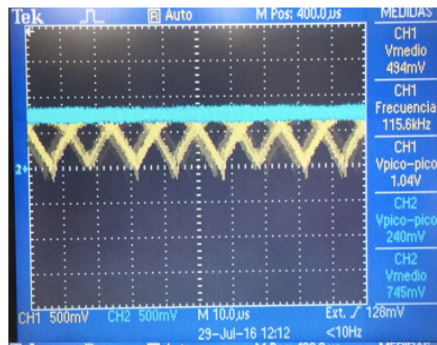


Figura 54. Voltaje de salida del rectificador (amarillo) y el detector de picos (azul) en el osciloscopio a 100 kHz.

5.1.2. Inyección de corriente

Paralelamente a la adquisición de señal, se observa en este apartado (figura 57), de forma coherente con el diseño teórico, el voltaje oscilante de salida para las etapa final de la inyección de corriente. Con SLOW y la placa del PIC por tanto se programan las tres entradas digitales correspondientes a las tres frecuencias para el convertidor analógico-digital, el cual originará el voltaje necesario para las siguientes etapas.

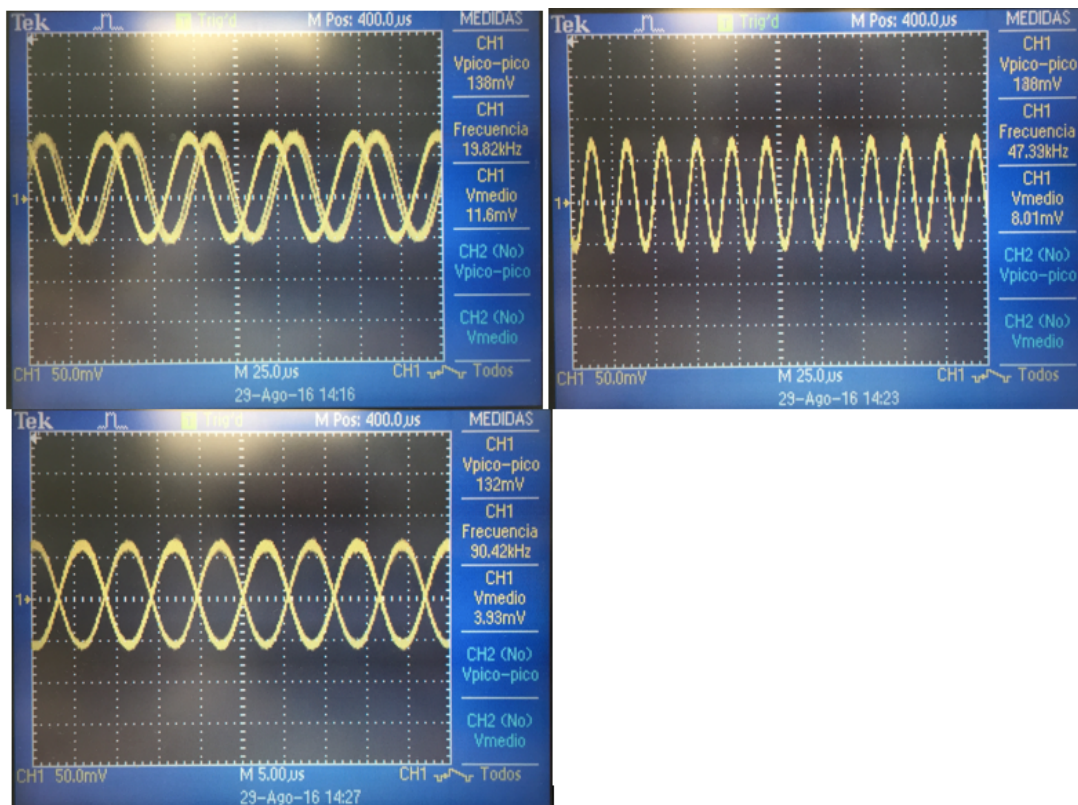


Figura 55. Voltaje de salida del convertidor de tensión-corriente en el osciloscopio. A 20 kHz (superior izquierda), a 50 kHz (superior derecha) y a 100 kHz (inferior izquierda).

Como en el diseño teórico, se ha optado por simular al cuerpo con una resistencia. Sin embargo, en este caso, de 1200Ω . De este modo, calculando el cociente entre el voltaje de pico a pico (alrededor de 135 mV) y la resistencia, se obtiene la corriente aproximada de $100 \mu\text{A}$. Se ha conseguido entonces, una corriente cercana a los $100 \mu\text{A}$ especificados que se mantenga independientemente del valor de resistencia de la superficie a la que se inyecte. El valor de pico a pico de salida será el que varíe.

5.2. Resultado final: medida en zona torácica

Para la medición final de la bioimpedancia se procede de la siguiente manera. En primer lugar, ha de prepararse el sistema; la placa de circuito impreso conectada a la placa del PIC y a la vez por *Bluetooth*, al ordenador. Después, los cuatro electrodos (dos, de inyección de corriente y dos, de adquisición de señal) se colocan sobre el pecho procurando que contacten con la piel de la manera más estable posible (figura 58). El contacto mejora si los electrodos utilizados son específicos para bioimpedancia, con una superficie mayor (figura 59).

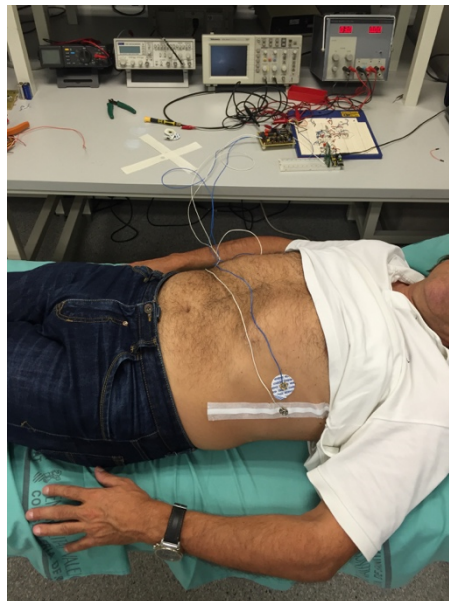


Figura 56. Sistema de medida en zona torácica de bioimpedancia



Figura 57. Colocación de los cuatro electrodos para bioimpedancia

A continuación, se realizan las medidas adquiriendo datos con el programa SLOW durante un minuto aproximadamente. Se trata pues, de inspirar y espirar lenta y marcadamente para ayudar al sistema a que capte las variaciones y poder procesar la señal digitalmente. Esta fase por tanto de procesamiento se inicia con la representación de la señal, en este caso, en el software de cálculo técnico Matlab.

Se toma la señal (figura 60) en un periodo, por ejemplo, de alrededor de 20 segundos y se intenta detectar la frecuencia respiratoria mediante filtrado digital. Como se observa en la figura 60 se obtiene una señal muy ruidosa en la cual no se consigue determinar claramente la oscilación provocada por la respiración. Para intentar detectarla, se aplica, como primera solución un filtro paso bajo que elimine ruido y permite el paso de la baja frecuencia respiratoria.

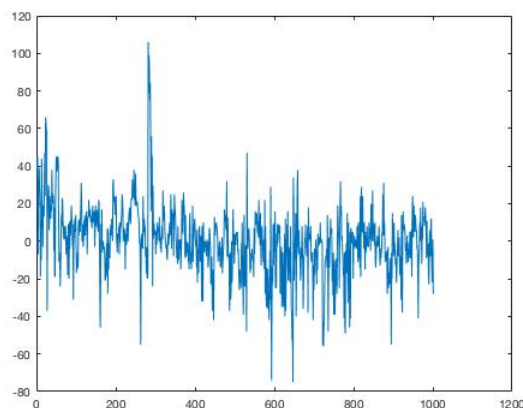


Figura 58. Señal medida de bioimpedancia. El eje de ordenadas representa un valor entre el rango de valores de 16 bits (65536 valores). El eje de abscisas representa el número de muestras.

El filtro paso bajo se implementa en Matlab con el código siguiente (para frecuencia de corte de 0,05 Hz) y se obtiene la señal mostrada en la figura 61. En ella se observa más ruido con 0,1 Hz porque se dejan más frecuencias sin filtrar.

```
d=fdesign.lowpass('Fp,Fst,Ap,Ast',0.01,0.05,1,80); %Se utiliza la función fdesign para implementar el
filtro.%
%Fp (frecuencia banda paso), Fst (frecuencia de corte), Ap (Rizado) y Ast (Atenuación).%
Hd=design(d,'equiripple');
fvtool(Hd); %Se visualiza la respuesta en frecuencia del filtro paso bajo diseñado.%

y=filter(Hd,x) %Se aplica el filtro a la señal de bioimpedancia x y se obtiene la filtrada y.%
plot(y) %Se visualiza el resultado%

%Se aplica la transformada de Fourier a x e y para analizar el espectro en frecuencias%
%y determinar si realmente se produce el filtrado.%
freq=0:(2*pi)/1001:pi;
xdft=fft(x);
ydft=fft(y);

figure
plot(freq/pi,abs(xdft(1:length(x)/2+1)))
hold on
plot(freq/pi,abs(ydft(1:length(y)/2+1)))
legend('Original signal', 'Filtered Signal')
ylabel('Magnitud')
xlabel('Normalized frequency')
```

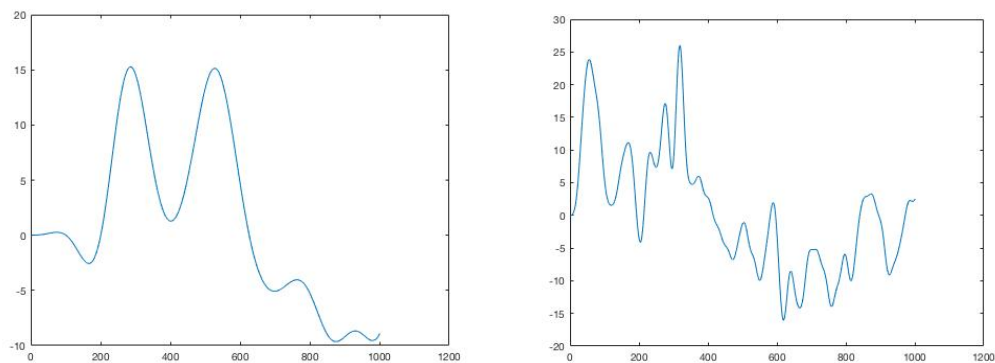


Figura 59. Señal de bioimpedancia filtrada (filtro paso bajo). Izquierda: frecuencia de corte 0,05 Hz. Derecha: frecuencia de corte 0,1 Hz.

Como el resultado no es óptimo y no se consigue establecer de forma clara la señal respiratoria, la siguiente opción es un probar un filtrado de media móvil. El código es el descrito a continuación y la señal obtenida, la de la figura 62.

```
windowSize=20; %Se define el tamaño de la ventana para englobar
%un mayor o menor número de datos en las iteraciones.%
```

```
b=(1/windowSize)*ones(1,windowSize)%Se definen los parámetros a y b del filtro considerando su
%función de transferencia característica%
a=1
```

```
y=filter(b,a,x) %Se aplica el filtro a x, la señal de bioimpedancia.%
plot(y) %Se visualiza el resultado del filtrado, y.%
```

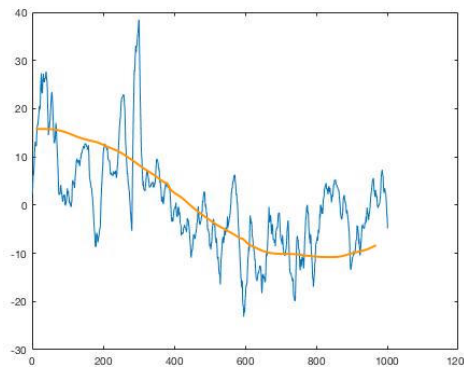


Figura 60. Señal de bioimpedancia filtrada (filtro media móvil).

Esta señal sigue siendo ruidosa, como la original, pero en cambio sí permite apreciar una tendencia de frecuencia respiratoria. La línea naranja trazada en la figura 62 muestra precisamente esta tendencia, con la parte primera de valores superiores equivalentes a la inspiración y la parte segunda de valores inferiores equivalentes a la espiración. Así pues, si el periodo de tiempo es de 20 s y la señal representa prácticamente una respiración, la frecuencia respiratoria sería de 0,05 Hz.

5.3. Conclusiones

El trabajo ha sido un éxito en cuanto a que se ha alcanzado su propósito más importante; el diseño de un sistema capaz de medir bioimpedancia. Todas las etapas cumplen sus especificaciones y por tanto, el circuito funciona de acuerdo a su diseño. No obstante, los resultados no son satisfactorios si se considera que la bioimpedancia en el tórax no es posible relacionarla con la respiración. Es necesario pues, extender la investigación y profundizar en el análisis y filtrado de la señal. El camino

está marcado: optimizar el uso del filtro paso bajo y el de media móvil, así como la utilización de algún otro o el estudio del espectro en frecuencias, para lograr una visualización clara de la frecuencia respiratoria.

Por otro lado, paralelamente al cumplimiento de los objetivos, el trabajo ha supuesto un aprendizaje del diseño de una placa de circuito impreso de principio a fin, adquiriendo destreza en el uso de un programa de diseño de circuitos y en la soldadura, taladrado, etc. También se han reforzado conocimientos teóricos sobre electrónica y sobre programación. Y por último, su redacción ha mejorado la capacidad de organización y síntesis, por tratarse de un proceso de desarrollo complejo.

Finalmente, han de mencionarse las prácticas de tres meses realizadas para la empresa Nuubo. Esta empresa se interesaba por la caracterización de un sistema propio de medida de bioimpedancia. Se trataba pues de hacer una serie de medidas a diferentes frecuencias para comprobar el funcionamiento correcto. Resulta por tanto muy útil esta toma de contacto con un sistema desarrollado por profesionales cuyo objetivo es el mismo que el de este trabajo.

6. CAPÍTULO 6º. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Yang, V. Aroul, P. y Wen, K. "Impedance measurement with the AFE4300". *Texas Instruments. Application report*, 2013. [En línea] Accedido en agosto 2016. Disponible en <http://www.ti.com/lit/an/sbaa202/sbaa202.pdf>
- [2] Bashford, Curtis, "Development of a multi-lead trans-thoracic impedance pneumograph for heart rate variability studies". *New Jersey's Science & Technology University*, 1995. [En línea] Accedido en junio 2016. Disponible en <http://archives.njit.edu/vol01/etd/1990s/1995/njit-etd1995-014/njit-etd1995-014.pdf>
- [3] Saiz Vivó, Javier. "Design and development of an ECG acquisition system for sport activities". *Universidad Politécnica de Valencia*, 2015.
- [4] Sami F. Khalil, Mas S. Mohktar y Fatimah Ibrahim, "The Theory and Fundamentals of Bioimpedance Analysis in Clinical Status Monitoring and Diagnosis of Diseases". *Sensors*, 2014. [En línea] Accedido en julio 2016. Disponible en <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4118362/pdf/sensors-14-10895.pdf>
- [5] Holder, D, "Appendix A. "Brief introduction to bioimpedance". London's global university, 2010. [En línea] Accedido en agosto 2016. Disponible en https://www.ucl.ac.uk/medphys/research/eit/pubs/bioimpedance_overview.pdf
- [6] Giovannini, Adriano, "Diseño y desarrollo de un sistema de adquisición de señales fisiológicas para su aplicación en deportistas". *Universidad Politécnica de Valencia. Universidad de Valencia*, 2014.
- [7] Vignolo Barchiesi, Juan, "Capacitores de desacoplo". *LABSEI-Notas técnicas*, 2008. [En línea] Accedido en agosto 2016. Disponible en <http://labs.eie.ucv.cl/labsei/NotasTécnicas/Desacoplo/desacoplo.htm>
- [8] Circuits today, "Band pass filter". *Circuits today. Latest electronic circuits*, 2011. [En línea] Accedido en agosto 2016. Disponible en <http://www.circuitstoday.com/band-pass-filters>
- [9] F. Driscoll, Frederick, "Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales". *Pearson Educación*, 7-3.1, p. 196, 1999. [En línea] Accedido en agosto 2016. Disponible en <https://books.google.es/books?id=vGqE52oO2BQC&pg=PA195&lpg=PA195&dq=detector+picos+seguidor&source=bl&ots=139HrT4TMv&sig=bLns8Xk-lpq7qxO9wBMixorJ958&hl=es&sa=X&ved=0ahUKewigv4u5oc3OAhXJrRoKHYynAvcQ6AEIHjAA#v=onepage&q&f=false>
- [10] Roldán Aranda, A, "Tema 1 F. Amplificadores operacionales. Rectificador". *Universidad de Granada*, 2009. [En línea] Accedido en agosto 2016. Disponible en http://electronica.ugr.es/~amroldan/asignaturas/curso08-09/ftc/temas/Tema_01F_AO_Rectificador.pdf
- [11] SRTV, "2.1.1 Tipos de filtros". *Sistemas de radio y televisión-SRTV*, 2012. [En línea] Accedido en agosto 2016. Disponible en <https://srtv-2011-2012.wikispaces.com/2.1.1+Tipos+de+filtros>

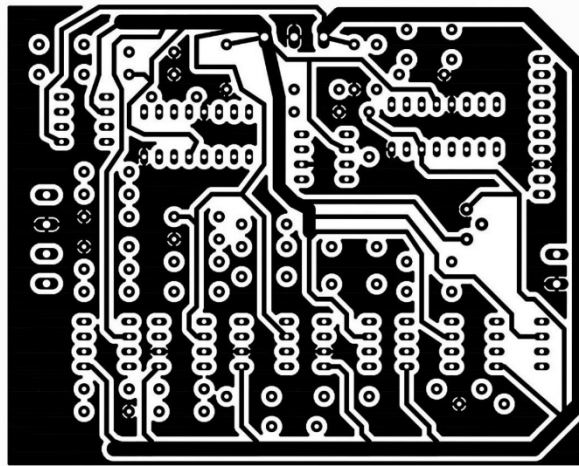
- [12] The Mathworks, Inc, “fdesign.lowpass”. *The Mathworks, Inc*, 2016. [En línea] Accedido en septiembre 2016. Disponible en <http://es.mathworks.com/help/signal/ref/fdesign.lowpass.html>
- [13] Analog Devices, Inc, “8-Bit, High Speed, Multiplying D/A Converter. Universal Digital Logic Interface. DAC 08”. *Analog Devices, Inc*, 2004.
[En línea] Accedido en junio 2016. Disponible en <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/DAC08.pdf>
- [14] Analog Devices, Inc, “Low Noise, Precision Operational Amplifier. OP27”. *Analog Devices, Inc*, 2015.
[En línea] Accedido en junio 2016. Disponible en <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/OP27.pdf>
- [15] Analog Devices, Inc, “High Accuracy Instrumentation Amplifier. AMP02”. *Analog Devices, Inc*, 2002. [En línea] Accedido en junio 2016. Disponible en <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AMP02.pdf>
- [16] EXAR Corporation, “Monolithic Function Generator. XR2206”. *EXAR Corporation*, 1997.
[En línea] Accedido en junio 2016. Disponible en <http://www.uni-kl.de/elektronik-lager/416623>
- [17] Analog Devices, Inc, “High precisión 10 V IC refernce. AD581”. *Analog Devices, Inc*, 2009.
[En línea] Accedido en julio 2016. Disponible en <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD581.pdf>
- [18] López Díaz, Joe, “ Aparato cardiovascular”. *Linkedin Corporation*, 2007. [En línea] Accedido en agosto 2016. Disponible en <http://es.slideshare.net/jjcustodio/aparato-cardiovascular1>

7. CAPÍTULO 7º. ÍNDICE FIGURAS Y TABLAS

FIGURA 1. RESPUESTA SINUSOIDAL DEL VOLTAJE AL PASO DE CORRIENTE ALTERNA POR RESISTENCIA Y POR CONDENSADOR. EL PASO POR RESISTENCIA MODIFICA LA AMPLITUD DEL VOLTAJE PERO A TRAVÉS DEL CONDENSADOR, VARÍA LA FASE. EN CONCRETO, SE PRODUCE UN DESFASE DE 90 GRADOS. [].....	13
FIGURA 2. REPRESENTACIÓN DE LA IMPEDANCIA EN EL PLANO COMPLEJO. [].....	14
FIGURA 3. MODELO ELÉCTRICO BÁSICO DE UNA CÉLULA. RE, RESISTENCIA EXTRACELULAR; Ri, RESISTENCIA INTRACELULAR; Cm, CAPACIDAD DE LA MEMBRANA. []	15
FIGURA 4. GRÁFICA DE LA EVOLUCIÓN DE LA IMPEDANCIA O DE SU COMPONENTE RESISTIVA. []	15
FIGURA 5. ESQUEMA DEL COMPORTAMIENTO DE LA CORRIENTE EN SU PASO POR TEJIDO BIOLÓGICO A DISTINTAS FRECUENCIAS. A LA IZQUIERDA, LA CORRIENTE A BAJAS FRECUENCIAS REPRESENTADA POR LAS FLECHAS FLUYE ENTRE LAS CÉLULAS POR EL ESPACIO EXTRACELULAR ÚNICAMENTE. A LA DERECHA, LA CORRIENTE A ALTAS FRECUENCIAS YA ES CAPAZ DE ATRAVESAR LA MEMBRANA CELULAR. [].....	16
FIGURA 6.. DIVISIÓN DEL CUERPO EN CINCO SEGMENTOS. MIEMBROS SUPERIORES (BRAZO DERECHO E IZQUIERDO), MIEMBROS INFERIORES (PIERNA DERECHA E IZQUIERDA) Y TRONCO. [].....	16
FIGURA 7. DOS MONTAJES PARA LA MEDIDA DE BIOIMPEDANCIA EN NEUMOGRAFÍA. A LA IZQUIERDA, MONTAJE DE DOS ELECTRODOS: IAC (CORRIENTE ALTERNA), AC VOLTIMETER (VOLTÍMETRO DE CORRIENTE ALTERNA). A LA DERECHA, MONTAJE CON CUATRO ELECTRODOS: DOS, DE ACCIONAMIENTO Y DOS, DE RECEPCIÓN. EN INGLÉS. [].....	17
FIGURA 8. MODELO ELÉCTRICO DE CIRCUITO RESPIRATORIO. RP REPRESENTA LAS RESISTENCIAS DE LOS CABLES QUE SE CONECTAN A LOS ELECTRODOS, LOS MISMOS ELECTRODOS SE MODELAN COMO UNA RESISTENCIA EN PARALELO (POR EJEMPLO, DE 51 KΩ) CON UN CONDENSADOR (POR EJEMPLO, DE 47 nF) Y LA ZONA TORÁCICA ENGLOBA LA RESISTENCIA DE LÍNEA BASE (Rb) Y LA COMPONENTE VARIABLE (ΔR). TODOS LOS VALORES SE HAN EXTRAÍDO DE LA NORMA ANSI/AAMI EC13:2002. []	18
FIGURA 9. VOLTAJE DE SALIDA EN FUNCIÓN DEL TIEMPO DEL SISTEMA DE MEDIDA CARACTERÍSTICO DE LA ZONA TORÁCICA. DIVIDIDO ENTRE LA CORRIENTE INYECTADA SE OBTIENE LA SEÑAL DE BIOIMPEDANCIA COMO TAL. []	21
FIGURA 10. LOCALIZACIÓN EN EL CUERPO DEL SEGUNDO, TERCERO, CUARTO Y QUINTO ESPACIO INTERCOSTAL	22
FIGURA 11. ELECTRODO DE Ag-AgCl. CARA DE CONEXIÓN AL CABLE, A LA IZQUIERDA. CARA DE CONTACTO CON LA PIEL, A LA DERECHA.	22
FIGURA 12. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL CIRCUITO DE MEDIDA.	26
FIGURA 13. FOTOGRAFÍA DEL CIRCUITO DE MEDIDA DE BIOIMPEDANCIA MONTADO EN PLACA DE PRUEBAS.	27
FIGURA 14. FUENTE DE ALIMENTACIÓN.	28
FIGURA 15. OSCILOSCOPIO	28
FIGURA 16. GENERADOR DE FUNCIONES.	28
FIGURA 17. VISTA EN EL OSCILOSCOPIO DEL VOLTAJE SINUSOIDAL A 20 KHz (SUPERIOR IZQUIERDA), 50 KHz (SUPERIOR DERECHA) Y A 100 KHz (INFERIOR IZQUIERDA) OBTENIDO A PARTIR DEL GENERADOR DE FUNCIONES.	29
FIGURA 18. ESQUEMA DE LA ALIMENTACIÓN.	30
FIGURA 19. SÍMBOLOS DE LA ALIMENTACIÓN EN LOS COMPONENTES DEL CIRCUITO. DE IZQUIERDA A DERECHA: V-, GND Y V+.	30
FIGURA 20. ESQUEMA ELÉCTRICO DEL CONVERTIDOR DIGITAL-ANALÓGICO	31
FIGURA 21. VISTA EN EL OSCILOSCOPIO DE LA SALIDA DEL CONVERTIDOR ANALÓGICO DIGITAL A 20 KHz (SUPERIOR IZQUIERDA), 50 KHz (SUPERIOR DERECHA) Y A 100 KHz (INFERIOR IZQUIERDA).	32
FIGURA 22. ESQUEMA ELÉCTRICO DEL OSCILADOR CONTROLADO POR TENSIÓN	33
FIGURA 23. ESQUEMA ELÉCTRICO DEL FILTRO PASO ALTO	34
FIGURA 24. RESPUESTA EN FRECUENCIA DE UN FILTRO PASO ALTO. EN EJE DE ORDENADAS, AFA=PRC/(1+PRC) EN DECIBELIOS Y EN EJE DE ABCISAS, LA FRECUENCIA ANGULAR EN ESCALA LOGARÍTMICA.	35
FIGURA 25. VISTA EN EL OSCILOSCOPIO DE LA SALIDA DEL FILTRO PASO ALTO A 20 KHz (SUPERIOR IZQUIERDA), 50 KHz (SUPERIOR DERECHA) Y A 100 KHz (INFERIOR IZQUIERDA).	35
FIGURA 26. ESQUEMA ELÉCTRICO DEL CONVERTIDOR DE TENSIÓN EN CORRIENTE	36
FIGURA 27. VISTA EN EL OSCILOSCOPIO DE LA SALIDA DEL CONVERTIDOR DE VOLTAJE A CORRIENTE A 20 KHz (SUPERIOR IZQUIERDA), 50 KHz (SUPERIOR DERECHA) Y A 100 KHz (INFERIOR IZQUIERDA).	37
FIGURA 28. ESQUEMA ELÉCTRICO DEL AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN	38
FIGURA 29. VISTA EN EL OSCILOSCOPIO DE LA SALIDA DEL AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN A 20 KHz (SUPERIOR IZQUIERDA), 50 KHz (SUPERIOR DERECHA) Y A 100 KHz (INFERIOR IZQUIERDA).	39
FIGURA 30. ESQUEMA ELÉCTRICO DEL FILTRO PASO BANDA	39

FIGURA 31. RESPUESTA EN FRECUENCIA DE UN FILTRO PASO BANDA DE PRIMER ORDEN. $f_L=f_{ci}$ Y $f_H=f_{cs}$	41
FIGURA 32. VISTA EN EL OSCILOSCOPIO DE LA SALIDA DEL FILTRO PASO BANDA (EN AZUL). COMPARACIÓN CON SALIDA DE LA ETAPA ANTERIOR EN AMARILLO; EL AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN.	41
FIGURA 33. ESQUEMA ELÉCTRICO DEL RECTIFICADO.	42
FIGURA 34. VISTA EN EL OSCILOSCOPIO DE LA SALIDA DEL RECTIFICADOR (EN AZUL). COMPARACIÓN CON SALIDA DE LA ETAPA ANTERIOR EN AMARILLO; EL FILTRO PASO BANDA.	42
FIGURA 35. ESQUEMA ELÉCTRICO DEL DETECTOR DE PICOS.	43
FIGURA 36. VISTA EN EL OSCILOSCOPIO DE LA SALIDA DEL DETECTOR DE PICOS (EN AZUL). COMPARACIÓN CON SALIDA DE LA ETAPA ANTERIOR EN AMARILLO; EL RECTIFICADOR.	44
FIGURA 37. PLACA DE CIRCUITO IMPRESO EXTERNA AL SISTEMA DE MEDIDA QUE TRANSMITE LA SEÑAL AL SISTEMA Y AL ORDENADOR DE FORMA INALÁMBRICA. A LA IZQUIERDA, PINES PARA CONECTAR CON EL PIC. A LA DERECHA, COLUMNA DE CONEXIONES PARA LA TRANSMISIÓN DE SEÑAL (RECEPCIÓN DEL CONVERTIDOR DE TENSIÓN A CORRIENTE Y EMISIÓN AL DAC).	45
FIGURA 38. CONTROLADOR DE INTERFAZ PERIFÉRICO USADO PARA LA PROGRAMACIÓN DE LA PLACA EXTERNA AL CIRCUITO DE MEDIDA DE BIOIMPEDANCIA.	45
FIGURA 39. FRAGMENTO DE LA BARRA DE HERRAMIENTAS DEL ESQUEMÁTICO DE EAGLE. LOS CUATRO SÍMBOLOS SUPERIORES INDICAN, DE IZQUIERDA A DERECHA, MOVER, COPIAR, IMAGEN ESPECULAR DEL COMPONENTE SELECCIONADO Y ROTAR.	47
FIGURA 40. OPCIÓN DE BÚSQUEDA DE COMPONENTES EN EAGLE	47
FIGURA 41. ESQUEMÁTICO DE EAGLE COMPLETO	48
FIGURA 42. CUADRO DE EAGLE QUE MUESTRA LA SILUETA O FORMA DE LOS COMPONENTES.	49
FIGURA 43. SUPERPOSICIÓN DE LAS PISTAS DE LA CARA DE ARRIBA Y DE LA CARA DE ABAJO EN EL CUADRO DE EAGLE/ HERRAMIENTA DE VISTAS DE CAPAS, PARA VISUALIZAR MÁS O MENOS INFORMACIÓN SOBRE LOS COMPONENTES O LAS PISTAS.	50
FIGURA 44. VALORES DE ANCHURA DE LAS PISTAS EN EL CUADRO DE EAGLE (IZQUIERDA). VISTA DEL PLANO DE MASA (DERECHA). 50	
FIGURA 45. CLICHÉS FOTOGRÁFICOS DE LA CARA INFERIOR (IZQUIERDA) Y LA CARA SUPERIOR (DERECHA) PARA LA PLACA DE CIRCUITO IMPRESO.	51
FIGURA 46. CAPAS DE UNA PLACA DE CIRCUITO IMPRESO []	52
FIGURA 47. INSOLADORA.....	52
FIGURA 48. RECIPIENTES PARA EL REVELADO, EL ATACADO QUÍMICO Y EL LAVADO DE LA PLACA.	53
FIGURA 49. RESULTADO DE ATACADO QUÍMICO DE LA PLACA	54
FIGURA 50. PROCESO DE TALADRADO DE LA PLACA.....	54
FIGURA 51. SOLDADOR DE 26 VATIOS DE POTENCIA. / PROCESO DE SOLDADURA.....	55
FIGURA 52. PLACA DE CIRCUITO IMPRESO. A LA IZQUIERDA, CARA TOP. A LA DERECHA, CARA DOWN.	55
FIGURA 53. CIRCUITO DE MEDIDA: PLACA DE CIRCUITO IMPRESO JUNTO CON PLACA DEL CONTROLADOR DE INTERFAZ PERIFÉRICO. 56	
FIGURA 54. VOLTAJE DE SALIDA DEL AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN EN EL OSCILOSCOPIO. A 20 KHz (SUPERIOR IZQUIERDA), A 50 KHz (SUPERIOR DERECHA) Y A 100 KHz (INFERIOR IZQUIERDA).	57
FIGURA 55. VOLTAJE DE SALIDA DEL FILTRO PASO BANDA EN EL OSCILOSCOPIO. A 20 KHz (SUPERIOR IZQUIERDA), A 50 KHz (SUPERIOR DERECHA) Y A 100 KHz (INFERIOR IZQUIERDA).	57
FIGURA 56. VOLTAJE DE SALIDA DEL RECTIFICADOR (AMARILLO) Y EL DETECTOR DE PICOS (AZUL) EN EL OSCILOSCOPIO. A 20 KHz (SUPERIOR IZQUIERDA), A 50 KHz (SUPERIOR DERECHA) Y A 100 KHz (INFERIOR IZQUIERDA).	58
FIGURA 57. VOLTAJE DE SALIDA DEL CONVERTIDOR DE TENSIÓN-CORRIENTE EN EL OSCILOSCOPIO. A 20 KHz (SUPERIOR IZQUIERDA), A 50 KHz (SUPERIOR DERECHA) Y A 100 KHz (INFERIOR IZQUIERDA).	58
FIGURA 58. SISTEMA DE MEDIDA EN ZONA TORÁCICA DE BIOIMPEDANCIA	59
FIGURA 59. COLOCACIÓN DE LOS CUATRO ELECTRODOS PARA BIOIMPEDANCIA	60
FIGURA 60. SEÑAL MEDIDA DE BIOIMPEDANCIA. EL EJE DE ORDENADAS REPRESENTA UN VALOR ENTRE EL RANGO DE VALORES DE 16 BITS (65536 VALORES). EL EJE DE ABCISAS REPRESENTA EL NÚMERO DE MUESTRAS.	60
FIGURA 61. SEÑAL DE BIOIMPEDANCIA FILTRADA (FILTRO PASO BAJO).	61
FIGURA 62. SEÑAL DE BIOIMPEDANCIA FILTRADA (FILTRO MEDIA MÓVIL).	62
TABLA 1. TABLA QUE RELACIONA DIFERENTES ENFERMEDADES CON LOS PARÁMETROS QUE LAS IDENTIFICAN AL REALIZAR MEDIDAS DE BIOIMPEDANCIA.....	19
TABLA 2. EFECTOS DE LA CORRIENTE EN EL CUERPO EN FUNCIÓN DE SU MAGNITUD.	24
TABLA 3. VOLTAJE DE SALIDA (E_o) DEL DAC EN FUNCIÓN DE LA ENTRADA BINARIA. RANGO DE VOLTAJE LIMITADO; ENTRE +5 V Y -5 V APROXIMADAMENTE.....	31
TABLA 4. RELACIÓN ENTRE EL VOLTAJE DE SALIDA DEL DAC CON LA FRECUENCIA GENERADA EN EL VC.	34

PLANOS



TRABAJO FINAL DE GRADO EN INGENIERÍA EN
BIOMÉDICA



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

Alejandro Hueso Gamón
Autor trabajo

Proyecto:

DISEÑO, DESARROLLO Y CARACTERIZACIÓN DE UN SISTEMA DE BAJO COSTE PARA LA MEDIDA DE BIOIMPEDANCIA

Fecha:

Septiembre 2016

Escala:

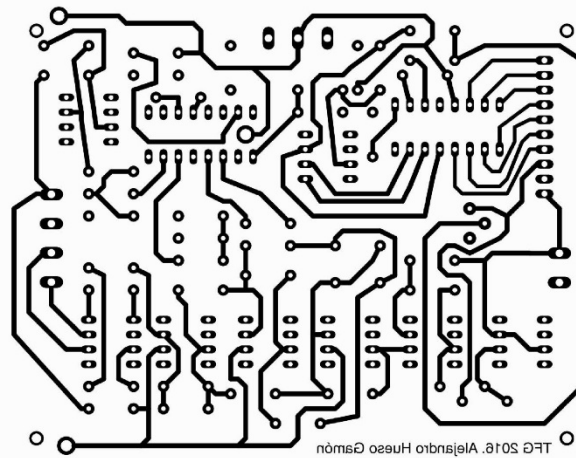
1/1

Plano:

Placa. Cara superior

Nº Plano:

2



TRABAJO FINAL DE GRADO EN INGENIERÍA EN
BIOMÉDICA



UNIVERSITAT
POLITÀCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

Alejandro Hueso Gamón
Autor trabajo

Proyecto:

DISEÑO, DESARROLLO Y CARACTERIZACIÓN DE UN SISTEMA DE BAJO COSTE PARA LA MEDIDA DE BIOIMPEDANCIA

Fecha:

Septiembre 2016

Escala:

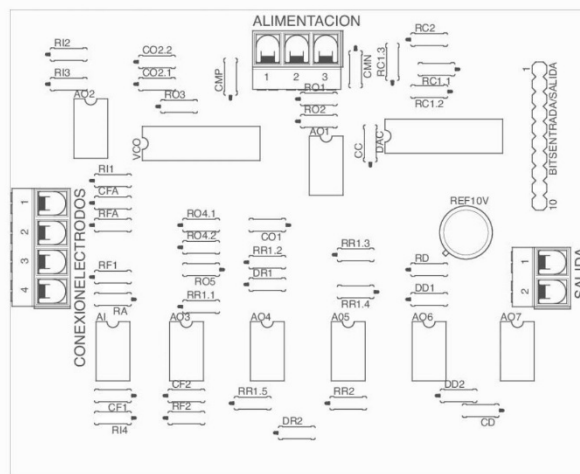
1/1

Plano:

Placa. Cara inferior

Nº Plano:

3



TRABAJO FINAL DE GRADO EN INGENIERÍA EN
BIOMÉDICA



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

Alejandro Hueso Gamón
Autor trabajo

Proyecto:

DISEÑO, DESARROLLO Y CARACTERIZACIÓN DE UN SISTEMA DE BAJO COSTE PARA LA MEDIDA DE BIOIMPEDANCIA

Fecha:

Septiembre 2016

Plano:

Componentes

Escala:

1/1

Nº Plano:

4

PLIEGO DE CONDICIONES

La Asociación española de normalización y certificación (AENOR) establece las condiciones necesarias de seguridad, funcionamiento, reparación, etcétera de los equipos médicos en varias de sus normas:

- UNE-EN 60601. Equipos electromédicos. Requisitos generales para la seguridad básica y funcionamiento esencial.
- UNE-EN 62366. Dispositivos médicos. Aplicación de la ingeniería de aptitud de uso a los dispositivos médicos.
- UNE-EN 62353. Equipos electromédicos. Ensayos recurrentes y ensayos después de reparación del equipo electromédico.
- UNE-EN 62304. Software de dispositivos médicos. Procesos del ciclo de vida del software.

Teniendo más presente la primera (UNE-EN 60601) para la realización del trabajo, por tratarse del desarrollo de un circuito que mide una señal fisiológica, se pueden destacar tres requisitos básicos. En primer lugar, el nivel de ruido de voltaje de salida ha de ser inferior a $50 \mu\text{V}$. En segundo lugar, la frecuencia más baja de corte, o la mínima frecuencia, es de $0,05 \text{ Hz}$. Por último, el voltaje de offset de continua debe encontrarse entre -300 mV y 300 mV para señales que superen los 6 mV .

Por otro lado, además de la normativa, durante la fabricación de la placa de circuito impreso se usan, bajo la supervisión de personal técnico especializado, una serie de equipos y material que cuentan con sus propias especificaciones técnicas. Estos equipos son, como se explica en el apartado de fabricación en la memoria, la insoladora, los recipientes o pilas así como los productos utilizados para el revelado y el ataque químico, la taladradora y el soldador. Las especificaciones se recogen en manuales que están disponibles en el laboratorio. Estas abarcan también cuestiones relacionadas con la seguridad personal y medioambiental. En el laboratorio de electrónica a la vez, donde se caracteriza la placa, se consideran los requisitos de los equipos que trabajan con señales: generador de funciones, polímetro, osciloscopio o fuente de alimentación.

PRESUPUESTO

TRABAJO FINAL DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

Diseño, desarrollo y caracterización de un sistema de bajo coste para la medida de bioimpedancia

Este presupuesto presenta de forma aproximada los costes de los componentes empleados en el desarrollo de la placa de circuito impreso así como una estimación de las horas empleadas en cada fase de la elaboración, tanto de la placa como del trabajo en sí. Por otro lado, las fuentes consultadas son las principales casa comerciales de venta de componentes electrónicos: Farnell, Mauser y RS. En cuanto al precio por hora de la mano de obra, se corresponde al publicado para un ingeniero biomédico en el Colegio oficial de ingenieros industriales de la Comunidad valenciana.

Listado de componentes						
Nº	Descripción	Valor	Cantidad	Coste (€)	Unidad	Coste total (€)
1	Convertidor analógico-digital	DAC08	1	1,09		1,09
2	Oscilador controlado por tensión	XR2206	1	3,38		3,38
3	Referencia de tensión de 10 V	AD581	1	17,1		17,1
4	Amplificador de instrumentación	AMP02	1	9,5		9,5
5	Amplificador operacional	OP27	7	3,12		21,84
6	Zócalos 8 patas		8	1,06		8,48
7	Zócalos 16 patas		2	0,637		1,274
8	Tira 10 pines		1	0,4		0,4
9	Regleta 4 conexiones		1	0,35		0,35
10	Regleta 3 conexiones		1	0,35		0,35
11	Regleta 2 conexiones		1	0,28		0,28
12	Soporte placa		4	1		4
13	Placa virgen 100 x 80 mm		1	1,65		1,65
14	Condensador	150 pF	1	0,64		0,64
15	Condensador	2,7 nF	1	0,64		0,64
16	Condensador	27 nF	1	0,64		0,64
17	Condensador	10 nF	1	0,64		0,64
18	Condensador	100 nF	1	0,64		0,64
19	Condensador	150 nF	1	0,64		0,64
20	Condensador	1 µF	4	0,64		2,56
21	Resistencia	100 Ω	1	0,25		0,25
22	Resistencia	200 Ω	1	0,25		0,25
23	Resistencia	1 kΩ	8	0,25		2
24	Resistencia	4,7 kΩ	1	0,25		0,25
25	Resistencia	5,1 kΩ	3	0,25		0,75
26	Resistencia	10 kΩ	2	0,25		0,5
27	Resistencia	18 kΩ	1	0,25		0,25
28	Resistencia	51,1 kΩ	1	0,25		0,25
29	Resistencia	46,4 kΩ	2	0,25		0,5
30	Resistencia	56 kΩ	1	0,25		0,25
31	Resistencia	680 kΩ	1	0,25		0,25
32	Diodo	1N4148	4	0,01		0,04
Total						81,634

TRABAJO FINAL DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

Diseño, desarrollo y caracterización de un sistema de bajo coste para la medida de bioimpedancia

Mano de obra			
Descripción	Horas dedicadas	Precio (€)/ Hora	Importe total (€)
Diseño teórico	25	40	1000
Diseño circuito en Eagle	45	40	1800
Impresión de placa	5	40	200
Soldadura/Taladrado/Caracterización	100	40	4000
Escritura del documento	100	40	4000
Mediciones y procesado señal	25	40	1000
		Coste total	12000

