

Trabajo Fin de Grado  
Ingeniería Electrónica, Robótica y Mecatrónica

Diseño electrónico de un sensor capacitivo para la  
medida de frecuencia respiratoria

Autor: Alejandro Jiménez Pallares

Tutores: Luis Javier Reina Tosina

David Naranjo Hernández

Dpto. Teoría de la Señal y Comunicaciones  
Escuela Técnica Superior de Ingeniería  
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2020





Trabajo Fin de Grado  
Ingeniería Electrónica, Robótica y Mecatrónica

# **Diseño electrónico de un sensor capacitivo para la medida de frecuencia respiratoria**

Autor:

Alejandro Jiménez Pallares

Tutores:

Luis Javier Reina Tosina

Catedrático de Universidad

David Naranjo Hernández

Doctor

Dpto. de Teoría de la Señal y Comunicaciones

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2020



Trabajo Fin de Grado: Diseño electrónico de un sensor capacitivo para la medida de frecuencia respiratoria

Autor: Alejandro Jiménez Pallares

Tutores: Luis Javier Reina Tosina  
David Naranjo Hernández

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2020

El Secretario del Tribunal



# Agradecimientos

---

Quiero dar las gracias a mis padres por el apoyo incondicional y la oportunidad que me han dado para poder conseguir mis objetivos. A mis amigos que han estado en las buenas y en las malas, empujándome y apoyándome para no tirar la toalla en esta etapa. Y sobre todo dar las gracias a Ester, mi compañera de vida, por ser el pilar fundamental en el que me he apoyado para alcanzar esta meta, alguien que me ha enseñado que, creyendo en mi mismo, y con esfuerzo, puedo conseguir lo que me proponga.

Por último, agradecer a mis tutores la oportunidad, su ayuda y su trabajo.

# Resumen

---

La correcta monitorización respiratoria es de fundamental importancia a la hora de diagnosticar enfermedades respiratorias, como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) o la apnea del sueño. Un buen control de la frecuencia respiratoria reduce considerablemente el riesgo de padecer este tipo de enfermedades. En la actualidad, las técnicas que se utilizan para la monitorización son obstructivas e incómodas para los pacientes. Por tanto, surge la necesidad de diseñar un dispositivo que mida, de manera no obstructiva y cómoda, la frecuencia respiratoria en tiempo real.

Partiendo del prototipo del chaleco elástico inteligente diseñado previamente por el Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Sevilla, en este proyecto se ha diseñado y miniaturizado un módulo de sensorización capacitiva capaz de medir la frecuencia respiratoria. Haciendo uso de la tecnología capacitiva basada en el oscilador de Colpitts se ha elaborado el circuito esquemático y la placa de circuito impreso, quedando un sistema modular cuadrado de  $4\text{ cm}^2$ . Este diseño se ha llevado a cabo con la herramienta de diseño electrónico KiCad.

Teniendo en cuenta las dificultades debidas a la pandemia de la COVID-19 durante 2020 y su impacto sobre el acceso a recursos de laboratorio, para la validación del diseño, se han realizado una serie de simulaciones para analizar las prestaciones de sensibilidad del módulo, así como su correcto funcionamiento.

Para finalizar, se ha elaborado una hoja de datos técnica para facilitar el uso del módulo y como futura referencia para el desarrollo de aplicaciones basadas en el sensor.

# Abstract

---

The correct monitoring of respiratory rate is essential to diagnose respiratory diseases such as chronic obstructive pulmonary disease (COPD) or sleep apnea. A good control of the respiratory rate considerably reduces the risk of suffering from this type of disease. Currently, the techniques used for monitoring are obstructive and uncomfortable for patients. Therefore, the need arises to design a device that measures, in a non-obstructive and comfortable way, the respiratory rate in real time.

Starting from the prototype of the smart elastic vest previously designed by the Biomedical Engineering Group of the University of Seville, in this project a capacitive sensorization module capable of measuring respiratory rate has been designed and miniaturized. Using the capacitive technology based on the Colpitts oscillator, the schematic circuit and the printed circuit board have been elaborated, leaving a square modular system of  $4\text{ cm}^2$ . This design has been carried out with KiCad electronic design automation tool.

Considering the difficulties associated to the COVID-19 pandemic during 2020 and its impact on the availability of laboratory resources, for the validation of the design, a set of simulations have been carried out to analyze the sensitivity performance of the module, as well as its correct operation.

Finally, a technical datasheet has been prepared to facilitate the use of the module and for future reference of the development of applications based on the sensor.

# Índice

---

<b>Agradecimientos</b>	<b>vii</b>
<b>Resumen</b>	<b>viii</b>
<b>Abstract</b>	<b>ix</b>
<b>Índice</b>	<b>x</b>
<b>Índice de Tablas</b>	<b>xi</b>
<b>Índice de Figuras</b>	<b>xii</b>
<b>Notación</b>	<b>xiii</b>
<b>1 Introducción</b>	<b>1</b>
1.1 <i>Estado del arte</i>	1
1.2 <i>Hipótesis</i>	2
1.3 <i>Objetivo</i>	3
1.4 <i>Estructura del proyecto</i>	3
<b>2 Materiales y métodos</b>	<b>4</b>
2.1 <i>Sensores</i>	4
2.1.1 <i>Sensores capacitivos</i>	4
2.1.2 <i>Osciladores</i>	5
2.2 <i>Software de diseño</i>	8
2.3 <i>Chaleco inteligente para sensorización biomédica</i>	9
2.3.1 <i>Hardware</i>	9
2.3.2 <i>Módulo sensorización capacitiva</i>	10
<b>3 Diseño esquemático del módulo</b>	<b>12</b>
3.1 <i>Componentes electrónicos</i>	12
3.2 <i>Circuito esquemático</i>	18
<b>4 Diseño de la placa de circuito impreso</b>	<b>20</b>
4.1 <i>Esquemático</i>	20
4.2 <i>PCB</i>	22
<b>5 Resultados en simulación</b>	<b>26</b>
5.1 <i>Simulación del circuito oscilador</i>	27
5.2 <i>Simulación circuito oscilador variando C3</i>	29
5.3 <i>Simulación del circuito oscilador añadiendo el amplificador operacional</i>	30
<b>6 Conclusiones</b>	<b>32</b>
<b>Referencias</b>	<b>33</b>
<b>Anexo A</b>	<b>36</b>
<b>Anexo B</b>	<b>38</b>
<b>Anexo C</b>	<b>41</b>

# ÍNDICE DE TABLAS

---

Tabla 3-1. Características de la bobina ELJFB271JF.	13
Tabla 4-1. Asignación de la huella a los símbolos de los componentes en KiCad.	22
Tabla 4-2. Reglas de diseño	24
Tabla 5-1. Variación de la sensibilidad del oscilador con C3 a 120 pF.	28
Tabla 5-2. Variación de la sensibilidad del oscilador con C3 a 240 pF.	30
Tabla 5-3. Variación de la sensibilidad del oscilador quitando C3.	30

# ÍNDICE DE FIGURAS

---

Figura 1-1. Dispositivo de monitorización respiratoria MonBaby	2
Figura 2-1. Esquema de un oscilador	5
Figura 2-2. Circuito del tanque oscilador Colpitts.	7
Figura 2-3. Circuito oscilador Colpitts básico.	7
Figura 2-4. Logo de KiCad.	8
Figura 2-5. Prototipo de chaleco inteligente.	10
Figura 2-6. Sistema de electrodos.	11
Figura 2-7. Circuito oscilador Colpitts adaptado al módulo de sensorización capacitiva.	11
Figura 3-1. Dimensiones de la bobina ELJFB271JF	13
Figura 3-2. Transistor MMBT2222A.	14
Figura 3-3. Dimensiones del transistor MMBT2222A.	15
Figura 3-4. Dimensiones del amplificador OPA365_0.	16
Figura 3-5. Dimensiones del MOSFET IRLML6402PBF.	17
Figura 3-6. Conectores de pin.	17
Figura 3-7. Circuito esquemático del módulo sensor capacitivo.	19
Figura 4-1. Módulo sensor capacitivo.	20
Figura 4-2. Símbolo del transistor MMBT2222A.	21
Figura 4-3. Símbolo del Mosfet IRLML6402PBF.	21
Figura 4-4. Símbolo del amplificador operacional	21
Figura 4-5. Posición inicial de los componentes en el módulo.	23
Figura 4-6. Posición definitiva de los componentes en el módulo.	23
Figura 4-7. Módulo del sensor capacitivo enrutado.	24
Figura 4-8. PCB del módulo sensor capacitivo: parte frontal.	25
Figura 4-9. PCB del módulo sensor capacitivo: parte trasera.	25
Figura 5-1. Esquema del oscilador.	26
Figura 5-2. Tensión a la salida del oscilador.	27
Figura 5-3. Gráfico de sensibilidad del oscilador con C3 a 120 pF.	29
Figura 5-4. Esquema del oscilador añadiendo el amplificador operacional.	31
Figura 5-5. Comparación de la señal de salida del oscilador con el amplificador operacional.	31

# NOTACIÓN

---

PSG	Polisomnografía
EEG	Electroencefalograma
PLG	Poligrafía
TMV	Test de mantenimiento de la vigilia
SAHS	Síndrome de apnea-hipoapnea del sueño
Ca	Corriente alterna
Cc	Corriente continua
L	Bobina
C	Condensador
A	Ganancia
B	Beta
RC	Resistencias y condensadores
LC	Bobinas y condensadores
kHz	Kilohercios
MHz	Megahercios
°	Grados
f	Frecuencia de oscilación
R <sub>1,2</sub>	Resistencia 1,2
L <sub>1,2</sub>	Bobina 1,2
C <sub>1,2</sub>	Condensador 1,2
RFC	Radiofrecuencia
Ω	Ohmios
K Ω	Kilo ohmios
M Ω	Mega ohmios
PCB	Placa de circuito impreso (printed circuit board)
Q	Factor de calidad
RoSH	Restriction of hazardous substances
°C	Grados centígrados
I <sub>b</sub>	Corriente de base
I <sub>c-e</sub>	Corriente colector-emisor
NPN	Negative positive negative
V	Voltios
mA	Miliamperios
CMOS	Complimentary Metal Oxide Semiconductor
CAD	Convertidor analógico digital
dB	Decibelios
mm	Milímetros



# 1 INTRODUCCIÓN

---

## 1.1 Estado del arte

Los trastornos respiratorios son cada vez más comunes entre la población [1]. Enfermedades respiratorias como la Enfermedad Pulmonar Obstructiva (EPOC) está cuantificada como la sexta causa principal de muerte y se espera que aumente en los próximos años [2]. Los sistemas de salud, junto con los dispositivos de sensores inteligentes que permiten la monitorización en tiempo real de los parámetros clínicos relevantes en hogar, se consideran un enfoque prometedor para la prevención y el tratamiento de las enfermedades respiratorias [4,5]. El propósito de estos sistemas no se centra solo en monitorizar y registrar variables fisiológicas como la frecuencia respiratoria, la presión arterial, la saturación de oxígeno en sangre, etc., sino motivar a los pacientes a adoptar sus propios cuidados, mejorar su calidad de vida y bajar la tasa de reingreso hospitalario, así como la salvaguarda de la seguridad del paciente y el establecimiento de un sistema para abordar situaciones no deseadas [6,7,8].

Aunque la frecuencia respiratoria es un signo vital de especial importancia en el contexto de la monitorización y seguimiento de las enfermedades respiratorias, especialmente para evitar situaciones peligrosas en pacientes críticos, todavía se considera como el signo vital más desatendido [9]. Sin embargo, podría indicar una variedad de condiciones patológicas en enfermedades respiratorias, como EPOC o apnea del sueño, pero también en trastornos cardiovasculares y metabólicos [10]. La frecuencia respiratoria se utiliza para anticipar eventos peligrosos como un paro cardíaco [11], clasificar a los pacientes en unidades de cuidados intensivos [12] y predecir complicaciones en pacientes con enfermedades cardiopulmonares [13]. Es un parámetro fundamental para el seguimiento de los pacientes que salen de una operación y para la detección de eventos de apnea o hipopnea en patologías relacionadas con los trastornos del sueño [14].

Hoy en día, la espirometría y la capnografía son las técnicas habituales para la monitorización de la frecuencia respiratoria, pero representan una experiencia incómoda para el sujeto, perturbando la respiración natural; por lo tanto, no son adecuados para aplicaciones a largo plazo.

Para la monitorización respiratoria continua, se han propuesto numerosas tecnologías de sensorización: el procesamiento de la información capturada por un acelerómetro se puede utilizar para derivar la frecuencia respiratoria de los movimientos de la caja torácica. Spire [15] y MonBaby (ver figura 1-1) [16] son ejemplos de dispositivos comerciales basados en acelerómetros.



Figura 1-1. Dispositivo de monitorización respiratoria MonBaby.

Otra forma de estimar la frecuencia respiratoria es mediante sensores [17]. Las variaciones de capacidad eléctrica entre dos hilos conductores integrados en una prenda elástica se emplean para obtener el patrón respiratorio [18]. Otras propuestas se basan en el uso de tecnología de radar, que registran la temperatura mediante termistores junto a la boca/nariz [19]. Cabe destacar la técnica de oscilación forzada, la cual es una herramienta prometedora para evaluar futuras exacerbaciones en pacientes con EPOC.

Sin embargo, mucho de los desarrollos propuestos tiene el inconveniente de la ubicación especial del sensor, muchas veces incómodo, o que requieren de un procesamiento de señal complejo que impacta severamente la vida útil de la batería. Además, no tienen una precisión comparable a la obtenidas por métodos obstructivos (espirometría y capnografía), incluso en experimentos en reposo [20].

En este contexto, el Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Sevilla ha diseñado un chaleco inteligente para sensorización biomédica. Esta prenda elástica incorpora el hardware necesario para la sensorización del patrón respiratorio de los pacientes y su evaluación. Se aplica la tecnología de la sensorización capacitiva basada en el oscilador Colpitts. El chaleco inteligente posee un módulo de sensorización respiratorio, un módulo de sensorización de actividad física, un módulo de procesamiento para realizar el preprocesado de las señales de los módulos anteriores y el módulo de comunicaciones para realizar una comunicación bidireccional con el chaleco inteligente. El prototipo de laboratorio de este chaleco está realizado con componentes de bajo coste, no es un método obstructivo y es muy fácil de usar por los pacientes.

Este proyecto se centra en la optimización en tamaño y diseño del módulo de sensorización capacitiva empleado en el chaleco inteligente transformando un prototipo de laboratorio realizado con componentes discretos en un prototipo evolucionado implementado sobre una placa de circuito impreso y que pueda ofrecer garantías de cara a la fase de validación en un entorno controlado.

## 1.2 Hipótesis

Habiéndose justificado la importancia de la monitorización de la frecuencia respiratoria y basándonos en los resultados experimentales obtenidos con el chaleco inteligente de sensorización biomédica por el Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Sevilla, nos hace pensar que es factible el desarrollo de un módulo de sensorización capacitiva con la intención de desacoplar esta etapa del resto

del sistema, proporcionando ventajas en su uso e implementación.

### 1.3 Objetivo

El objetivo del proyecto es el diseño y desarrollo de un módulo miniaturizado para desacoplar la etapa de sensorización capacitiva, partiendo de un prototipo diseñado previamente por el Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Sevilla para el chaleco elástico inteligente de sensorización biomédica.

La mejora del módulo de sensorización capacitiva proporciona un diseño más robusto, un tamaño compacto del propio módulo, un tamaño optimizado de las pistas para eliminar efectos parásitos y un diseño adecuado para su uso en otras aplicaciones.

Se estudiará la tecnología necesaria y los componentes electrónicos adecuados para desarrollar, a través del software de KiCad, el circuito esquemático y el circuito impreso en la placa.

Finalmente, se analizarán mediante simulación las prestaciones de sensibilidad del sistema desarrollado para evaluar cómo se comporta el circuito ante diferentes configuraciones, dadas las limitaciones para el acceso a los recursos de laboratorio debidas a la pandemia COVID-19.

Para facilitar el posterior uso a los usuarios que se inicien en la implementación del módulo, se elaborará una hoja de datos técnicos que defina las prestaciones del sistema.

### 1.4 Estructura del proyecto

Para facilitar la lectura de este proyecto, se ha dividido en los capítulos que se resumen a continuación:

- Capítulo 1. Introducción: Capítulo de introducción donde se expone la importancia de la monitorización respiratoria y su problemática, así como diferentes investigaciones para su mejora. También se exponen la motivación y los objetivos principales de este proyecto.
- Capítulo 2. Materiales y métodos: En este capítulo se describen los principios físicos en los que se basa la tecnología utilizada, así como el programa usado para la simulación del módulo de sensor capacitivo. Además de realizar una descripción del prototipo de chaleco inteligente creado por el Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Sevilla.
- Capítulo 3. Diseño esquemático del módulo: En este capítulo se describen los diferentes componentes utilizados para la realización del circuito esquemático.
- Capítulo 4. Diseño de la placa de circuito impreso: En este capítulo se muestra el diseño de la placa con el programa KiCad. Se describen los procesos seguidos para conseguir un sistema modular y de tamaño reducido.
- Capítulo 5. Resultados en simulación: Se describen en este apartado las simulaciones realizadas para obtener la sensibilidad del módulo. Se han realizado pruebas para distintas configuraciones para analizar la variación de la sensibilidad.
- Capítulo 6. Conclusiones: Para finalizar el proyecto se detallan las conclusiones del sistema creado.

## 2 MATERIALES Y MÉTODOS

---

Para la monitorización no intrusiva del patrón respiratorio se ha empleado la tecnología de sensorización capacitiva debido a su alta sensibilidad. Para ello, en el chaleco inteligente dos electrodos están dispuestos uno frente al otro colocados en el pecho del paciente sin estar en contacto directo con el mismo, ya que están acoplados en los bolsillos del chaleco elástico. El primer electrodo se encuentra en la parte frontal, en el pecho, y el segundo en paralelo, en la zona de la espalda. En la respiración, los electrodos captan la expansión-contracción del torax y de esta manera se calcula la frecuencia de respiración.

Para entender las bases tecnológicas de este chaleco, y así poder abordar la mejora de su módulo de sensorización capacitiva, se estudiarán los sensores capacitivos y los osciladores, centrándonos en el oscilador de Colpitts, tecnología en la cual se basa este proyecto para medir la capacidad corporal y, por tanto, obtener, la frecuencia respiratoria. También se presentará el software utilizado para el diseño del layout del módulo.

### 2.1 Sensores

Denominamos sensor a un dispositivo que es capaz de convertir una magnitud física (presión, temperatura, caudal) en una señal eléctrica. La señal eléctrica se debe acondicionar (amplificar, eliminar ruido, linealizar, etc.) para adaptarla a las necesidades del equipo que debe leer la señal.

Según el tipo de señal de salida tenemos los sensores analógicos, en los cuales la salida es un valor de tensión o corriente comprendida en un rango de valores, o los sensores digitales, en los cuales la salida toma dos valores únicamente, todo o nada.

En nuestro caso, para la medida del ritmo respiratorio se ha elegido la tecnología de sensorización capacitiva debido a su bajo coste, componentes electrónicos estandarizados y que no requiere contacto con el paciente para medir la frecuencia respiratoria [21].

#### 2.1.1 Sensores capacitivos

Los sensores de proximidad capacitivos son dispositivos sin contacto que pueden detectar la presencia o ausencia de prácticamente cualquier objeto, independientemente del material. Utilizan la propiedad eléctrica de la capacitancia y el cambio de capacitancia basado en un cambio en el campo eléctrico alrededor de la cara activa del sensor [21]. En nuestro caso, los dos electrodos situados en paralelo van a captar el movimiento del torax del paciente al inspirar-espigar, detectando ese cambio en el campo eléctrico.

#### Principio de funcionamiento

Un sensor capacitivo actúa como un simple condensador. Una placa metálica en la cara de detección del sensor está conectada eléctricamente a un circuito oscilador interno y el objetivo a detectar actúa

como la segunda placa del condensador. A diferencia de un sensor inductivo que produce un campo electromagnético, un sensor capacitivo produce un campo electrostático.

La capacidad externa entre el objetivo y las placas del sensor forman parte de la capacidad de retroalimentación en el circuito del oscilador. A medida que el objetivo se acerca a los sensores, las oscilaciones aumentan hasta que alcanzan un umbral y activan la salida. En el chaleco inteligente la respiración del paciente implica que los dos electrodos, situados en la parte frontal y trasera del tórax, se alejen y se acerquen, lo que conlleva una variación de la capacidad de salida.

Esta capacidad puede ser medida de múltiples formas, la más común es mediante un oscilador.

### 2.1.2 Osciladores

Un oscilador es un circuito electrónico que genera una señal periódica sin tener ninguna señal periódica a la entrada. Las formas de onda pueden ser cuadradas, senoidales, triangulares, entre otras. Los osciladores se clasifican en armónicos, cuando la salida es sinusoidal, o de relajación, cuando forma una onda cuadrada. La frecuencia se puede ajustar con condensadores o bobinas. Se llama oscilador porque la salida generada es una señal que oscila entre diferentes valores [22].

#### Principio de funcionamiento

Un oscilador típico sería un circuito electrónico capaz de generar una señal de corriente alterna a su salida. Básicamente, convierten el flujo de corriente unidireccional de una fuente de corriente continua (cc) en una forma de onda alterna que es de la frecuencia deseada. Las características de las señales alternas generadas, como la frecuencia, la tensión, etc. dependen del circuito oscilador que las genere, es decir, de los componentes electrónicos del circuito.

El principio de funcionamiento de los osciladores se basa en la retroalimentación positiva, que consiste en sumar la señal de salida a la de entrada (ver figura 2-1). El amplificador suministra la energía necesaria al oscilador y el circuito de realimentación mantiene la oscilación.

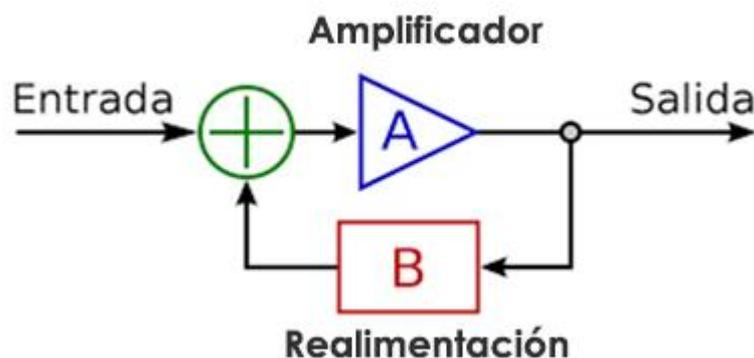


Figura 2-1. Esquema de un oscilador.

Podemos imaginar un oscilador como un circuito amplificador, por ejemplo un transistor, que se suministra a sí mismo la señal de salida.

Existen dos condiciones necesarias para que un circuito lineal oscile: la condición de arranque y la

condición de mantenimiento. Estas condiciones se conocen como criterio de Barkhausen [22].

Se establece que si  $A$  es la ganancia del elemento de amplificación en el circuito y  $\beta(j\omega)$  es la función de transferencia del lazo de retroalimentación, por lo que el módulo  $|\beta A|$  es la ganancia de bucle alrededor del bucle de retroalimentación del circuito, el circuito sostendrá oscilaciones a frecuencias para las que:

1. La ganancia del bucle es igual a la unidad en magnitud absoluta:

$$|\beta A| = 1.$$

2. El desplazamiento de fase alrededor del bucle es cero o un múltiplo entero de  $2\pi$ :

$$\arg(\beta A) = 2\pi n, n \in (0, 1, 2, \dots)$$

### Tipos de osciladores

Existen dos grupos de osciladores según el rango de frecuencia que generan:

1. Los osciladores RC son aquellos que están compuestos por redes de resistencias y condensadores que aprovechan el desfase introducido por la red, retroalimentan una señal en fase con la entrada y provocan de esta manera la oscilación del amplificador que es la retroalimentación positiva. Este grupo de osciladores trabajan a baja frecuencia.
2. Los osciladores LC son aquellos en los cuales su retroalimentación se encuentra compuesta por bobinas y condensadores, cuya frecuencia de resonancia establecerá la frecuencia de salida del oscilador. Este grupo de osciladores sirve para trabajar a frecuencias altas. En este proyecto nos vamos a centrar en este grupo y los veremos en más detalle a continuación.

### Oscilador LC

Los osciladores RC están limitados en la generación de señales de alta frecuencia, de ahí la necesidad de estudiar alternativas, como los osciladores LC, los cuales son circuitos resonantes LC que se caracterizan porque incluyen un circuito resonante, también denominado circuito tanque.

Una de las características de estos circuitos es que la frecuencia de oscilación puede ser fácilmente ajustada, cambiando sólo el valor de la bobina o el condensador, pudiendo trabajar en un rango de frecuencias que va desde unos 100 kHz hasta cientos de MHz.

El funcionamiento es similar a los osciladores RC, solo que en estos se combina una red LC que proporciona un desplazamiento de  $-180^\circ$  para mantener la oscilación. El circuito resonante es una red LC en paralelo que funciona a una determinada frecuencia de resonancia, y que es capaz de almacenar energía eléctrica y magnética. Las bobinas intercambian su energía con los condensadores generando una señal senoidal, aunque si no fuera por el amplificador realimentado positivamente, que también compone el oscilador, la señal generada iría amortiguándose; por eso es fundamental la función del amplificador [23].

La frecuencia de oscilación viene dada por:

$$f = 1/(2\pi\sqrt{LC})$$

Los osciladores más usados son el de Hartley y el de Colpitts. Este proyecto se centra en el oscilador de Colpitts porque es el empleado en el prototipo previo, debido a que es muy estable a la hora de proporcionar la frecuencia de oscilación.

### Oscilador Colpitts

El diseño del oscilador Colpitts utiliza dos condensadores de derivación central en serie con un inductor paralelo para formar el circuito LC en la retroalimentación, como se puede ver en la figura 2-2. La configuración básica del oscilador Colpitts se asemeja a la del oscilador Hartley, con la diferencia del circuito resonante [24].

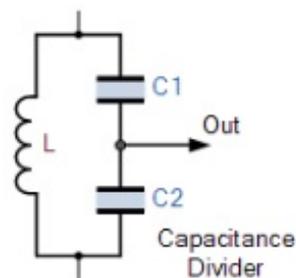


Figura 2-2. Circuito del tanque oscilador Colpitts.

La ventaja de este tipo de configuración de circuito capacitivo es que, con menos inductancia propia y mutua dentro del circuito tanque, se mejora la estabilidad de frecuencia del oscilador con un diseño más simplificado. Cabe destacar que la frecuencia de oscilación es la misma que la frecuencia de resonancia.

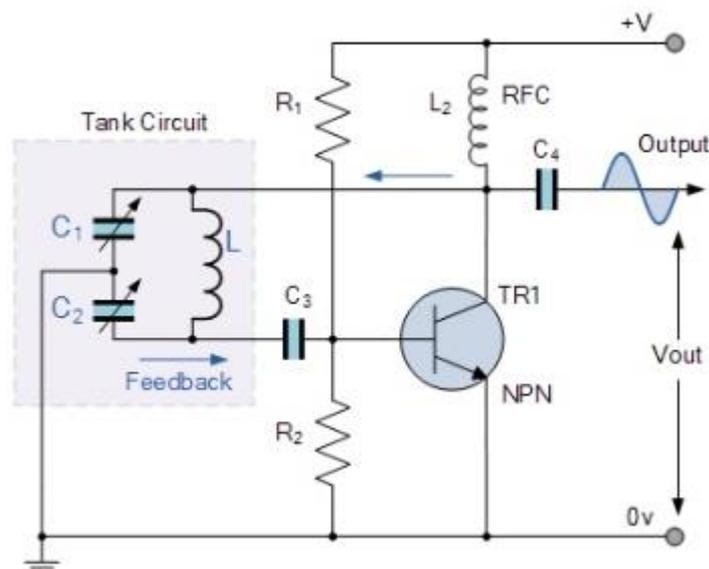


Figura 2-3. Circuito oscilador Colpitts básico.

Con referencia a la figura 2-3, el terminal emisor del transistor está conectado efectivamente a la unión de los dos condensadores, C1 y C2, que están conectados en serie y actúan como un simple divisor de voltaje. Cuando se aplica en primer lugar la fuente de alimentación, los condensadores C1 y C2 se cargan y luego se descargan a través de la bobina L. Las oscilaciones a través de los condensadores se aplican a la unión base-emisor y aparecen amplificadas en la salida del colector.

C1 y C2 determinan la cantidad de retroalimentación en el oscilador. El voltaje a través de C1 es el mismo que el voltaje de salida de los osciladores,  $V_{out}$ , y el voltaje a través de C2 es el voltaje de retroalimentación de los osciladores. Entonces el voltaje a través de C1 será mucho mayor que el de C2 [24].

La frecuencia de oscilación para un oscilador Colpitts está determinada por la frecuencia de resonancia del circuito del tanque LC y se expresa como:

$$f_r = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC_T}} ; \text{ siendo } C_T = \frac{C_1 C_2}{C_1 + C_2}$$

## 2.2 Software de diseño

Hace relativamente poco contratar la fabricación de una placa de circuito impreso (PCB) era un proceso costoso y las herramientas utilizadas eran exclusivamente comerciales y con costes de licencia bastante elevados.

En la actualidad existen numerosos paquetes de software para de diseño de placas que son bastante fiables y robustos al alcance de todos, siendo muchos de software libre. KiCad es el programa que se ha empleado en este proyecto porque es una solución abierta y suficientemente completa.

KiCad (véase la figura 2-4) es una herramienta de software de código abierto para la creación de diagramas esquemáticos electrónicos e ilustraciones de PCB. KiCad está compuesto por un amplio conjunto de herramientas:

- Administrador de proyectos: KiCad.
- Editor de esquemáticos: Eeschema.
- Entorno de diseño de los circuitos impresos: Pcbnew.
- Visualizador de archivos Gerber: Gerbview.
- Herramienta para convertir imágenes en footprints: Bitmap2component.



Figura 2-4. Logo de KiCad.

Dentro del programa se pueden encontrar muchas librerías de componentes (tanto huellas como símbolos) y además el programa permite crear y agregar diseños propios de componentes personalizados u otros componentes que no se puedan encontrar en sus librerías.

El propósito con esta herramienta es elaborar el circuito esquemático del sistema con los diferentes módulos que forman parte del sensor capacitivo, generar la placa de circuito impreso y, posteriormente, mediante simulación, se obtendrán las especificaciones de sensibilidad y se verificará el correcto funcionamiento del módulo de sensor capacitivo. Este diseño se puede ver en detalle en los capítulos 3 y 4.

## 2.3 Chaleco inteligente para sensorización biomédica

Según se ha adelantado en la introducción, entre las aportaciones científico-tecnológicas en la monitorización respiratoria se puede destacar el trabajo realizado por el Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Sevilla, consistente en un chaleco que integra diferentes módulos.

Para tener una visión global del chaleco, se describen, en la siguiente sección, sus distintos componentes más en detalle, así como su principio de funcionamiento.

### 2.3.1 Hardware

El chaleco se ha construido de una manera modular. Esto facilita el trabajo a la hora de añadir nuevos módulos o implementar nuevas tecnologías en el chaleco. Los diferentes módulos que ahora posee este chaleco son:

- Módulo de sensorización de actividad física: es el encargado de monitorizar la actividad física del paciente a través de un acelerómetro.
- Módulo de procesamiento: procesa la información obtenida de los módulos de sensorización, tanto el respiratorio como el de actividad física.
- Módulo de comunicaciones: se encarga de gestionar las comunicaciones bidireccionales entre el chaleco y los dispositivos portátiles.
- Módulo de sensorización respiratorio: se encarga de captar la frecuencia respiratoria. La tecnología usada está basada en el oscilador de Colpitts con dos electrodos textiles situados en la parte delantera y trasera del torso.

Todos estos módulos se acoplan en una prenda elástica que facilita la adaptación a cualquier usuario. Este prototipo de chaleco lo podemos ver en la figura 2-5.



Figura 2-5. Prototipo de chaleco inteligente.

### 2.3.2 Módulo sensorización capacitiva

Como ya se ha comentado previamente, el módulo de sensorización capacitiva cumple con el objetivo de medir el ritmo respiratorio. Los datos que se obtienen de dicho módulo se corresponden con la frecuencia del oscilador de Colpitts, que depende de la capacidad eléctrica del paciente,  $C_{body}$ . El cuerpo humano está basado en una solución electrolítica conductora de agua, cuya permitividad es  $\epsilon=80$ . El aire con permitividad de  $\epsilon=1$ , cambia la permitividad del pecho al respirar. Debido a que la deformación sufrida en los electrodos dispuestos en paralelo es tan pequeña se puede aproximar a una superficie plana, aunque el pecho no lo sea. Esto quiere decir que podemos aproximar la capacidad de los electrodos,  $C_{body}$ , como la capacidad entre dos placas paralelas. En la fórmula siguiente se tiene en cuenta el área de los electrodos,  $A$ , la distancia entre los electrodos,  $D$ ,  $\epsilon_{r,chest}$  es la permitividad del pecho y  $\epsilon_0$  es la permitividad en vacío [25].

$$C_{body} = \epsilon_{r,chest} \epsilon_0 \frac{A}{D}$$

La variación de distancia entre los electrodos,  $\Delta D$ , está relacionada con un decremento de la capacidad del cuerpo,  $C_{body}$ , con esta fórmula:

$$\Delta C_{body} = -\frac{C_{body}}{D} * \Delta D$$

Esto implica que, con la respiración del paciente, al inspirar y espirar, la capacidad irá variando. Siendo mínima cuando la separación entre los electrodos es máxima y en el instante de mínima separación la capacitancia es máxima. Se puede observar en la figura 2-6 la configuración de los electrodos.

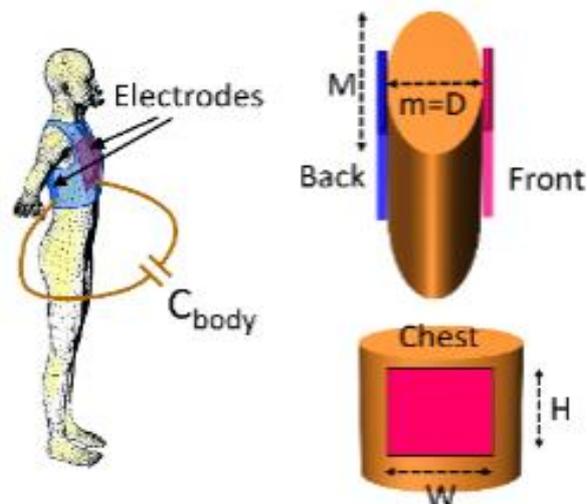


Figura 2-6. Sistema de electrodos.

La capacidad del pecho se puede medir con precisión con un oscilador LC, en este caso el oscilador de Colpitts, como ya se ha visto anteriormente. Su funcionamiento, como podemos observar en la figura 2-7, es debido a que el condensador, que almacena carga eléctrica, intercambia energía con la bobina, que almacena energía en forma de campo magnético. Se genera una señal senoidal con este intercambio de energía mantenida gracias a un transistor bipolar que retroalimenta y amplifica dicha onda. El valor de la frecuencia de oscilación depende del valor de las capacidades eléctricas y de la bobina. Finalmente, un amplificador operacional convierte la señal senoidal en una señal cuadrada. Al convertir la señal de salida en una onda cuadrada se evitan pérdidas si la señal del oscilador disminuye [25].

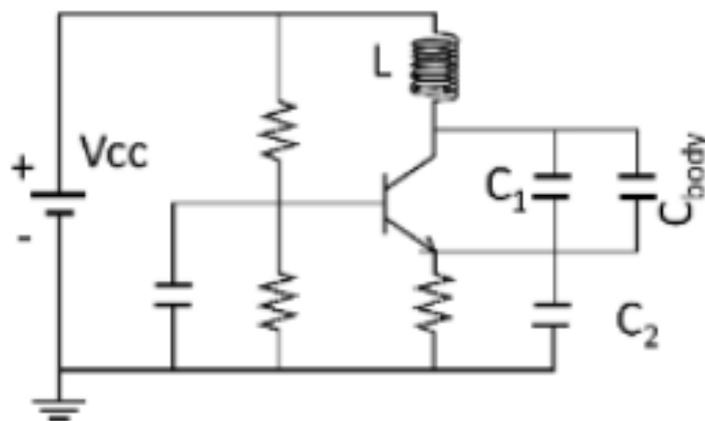


Figura 2-7. Circuito oscilador Colpitts adaptado al módulo de sensorización capacitiva.

Finalmente, en este proyecto se va a actuar sobre el módulo de sensorización capacitiva haciendo que de un prototipo de laboratorio realizado con componentes discretos se obtenga un prototipo más profesional que pueda implementarse sobre una placa de circuito impreso, que ofrezca garantías de cara a la fase de validación en un entorno controlado.

# 3 DISEÑO ESQUEMÁTICO DEL MÓDULO

---

Tras el estudio de las bases tecnológicas del proyecto, y teniendo en cuenta la importancia de desarrollar un módulo fiable y de bajo coste para su implementación en distintas aplicaciones, en este capítulo se van a detallar los componentes electrónicos necesarios para la construcción del circuito esquemático, como siempre basado en el prototipo previo diseñado por el Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Sevilla. Se necesitan componentes de tamaño reducido y que aporten las características necesarias para cumplir los objetivos puestos en este trabajo, tamaño modular reducido y una buena sensibilidad para la medida de la frecuencia respiratoria.

## 3.1 Componentes electrónicos

A continuación, se van enumeran los diferentes componentes que componen el módulo de sensorización capacitiva.

### 1. Resistencias

Las resistencias se emplean para polarizar el transistor que amplifica la señal retroalimentada en el oscilador.

En este proyecto se necesitan:

- 1 resistencia de  $1K \Omega$
- 1 resistencia de  $4K \Omega$
- 1 resistencia de  $200 \Omega$
- 1 resistencia de  $1M \Omega$

### 2. Condensadores

Los condensadores son parte íntegra del oscilador y también en el bucle de realimentación a la entrada del circuito oscilador.

Se utilizan para filtrar señales. Como se pueden cargar y descargar muy rápidamente, cuando el voltaje caiga, el condensador entregará su energía y compensará esta caída de tensión, generando una señal mucho más estable.

Se van a necesitar:

- 1 condensador de  $2.2 \mu F$
- 2 condensadores de  $100 nF$

- 1 condensador de 120 pF

### 3. Bobina ELJFB271JF

Se emplea este inductor ya que es adecuado para radiofrecuencias, además de tener un tamaño adecuado para nuestro propósito.

- **Características**

Este inductor es apto para soldadura por reflujo, adecuado para montajes, su chip inductor está moldeado con resina y garantiza RoSH (restricción de ciertas Sustancias Peligrosas). La temperatura de operación es entre  $-20$  y  $85$  °C. Las características más técnicas de la bobina se resumen en la tabla 3-1, donde se puede apreciar que tiene una tolerancia (J) adecuada para frecuencias altas [26].

Nombre	Inductancia			Q		SRF (MHz) min.	$R_{dc}$ ( $\Omega$ ) max.	Corriente DC (mA) max.
	( $\mu$ H)	Tolerancia (%)	Test Frec. (MHz)	Min.	Test Frec (MHz)			
ELJ-FB271JF	270	J : $\pm 5$ %	0.1	40	0.76	4.1	14	80

Tabla 3-1. Características de la Bobina ELJFB271JF.

- **Encapsulado**

El chip inductor ELJFB271JF es de un tamaño bastante reducido (véase la figura 3-1), lo cual facilita la miniaturización del sensor capacitivo.

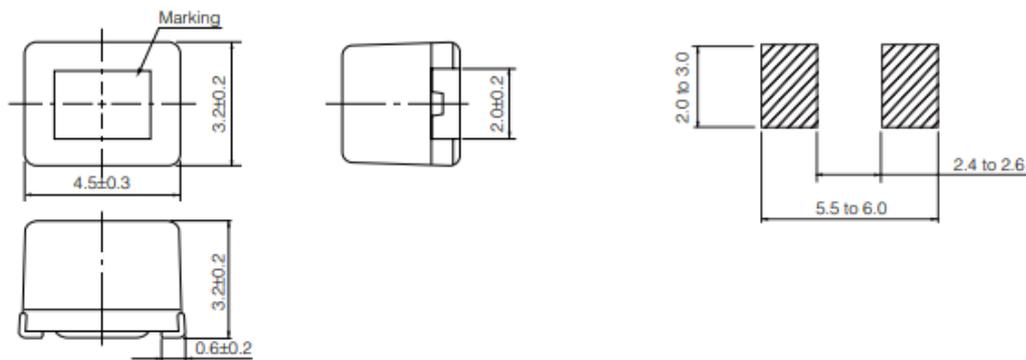


Figura 3-1. Dimensiones de la bobina ELJFB271JF.

#### 4. Transistor MMBT2222A

El MMBT2222A de Fairchild (figura 3-2) es un transistor de propósito general NPN. Este transistor es empleado para hacer funcionar el oscilador mediante la retroalimentación.

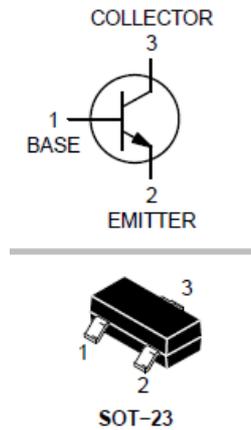


Figura 3-2. Transistor MMBT2222A.

- **Características**

Este dispositivo es apto para aplicaciones de conmutación y amplificación de potencia media.

- Tensión de colector a emisor ( $V_{ce}$ ) de 40V
- Tensión de saturación de colector a emisor de 1V a una corriente de colector de 500mA
- Disipación de potencia de 350mW
- Corriente de colector DC de 1A
- Ganancia de corriente de CD de 35 con  $I_c=10mA$
- Rango de temperatura de unión en funcionamiento de  $-55^{\circ}C$  a  $150^{\circ}C$

- **Encapsulado**

Este transistor viene en un empaquetado SOT-23 [27], con unas dimensiones adecuadas para este proyecto como se puede apreciar en la figura 3-3.

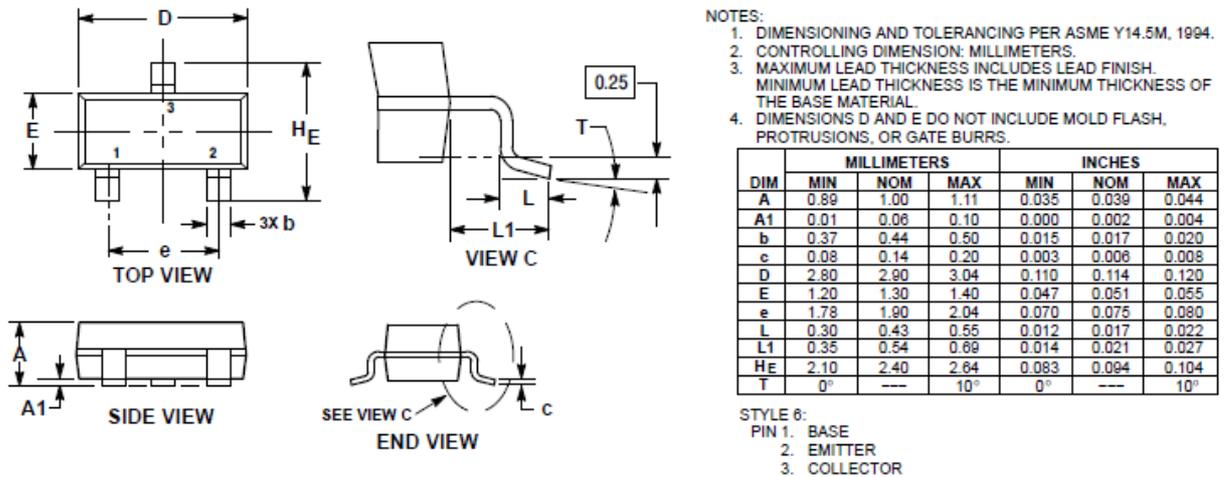


Figura 3-3. Dimensiones del transistor MMBT2222A.

## 5. Amplificador operacional OPA365

En este proyecto, el amplificador operacional se utiliza para tener una medida de la señal oscilatoria sin afectar a la propia señal de oscilación, es decir, desacoplar el sistema para la medida de la frecuencia de oscilación de forma externa.

La entrada o salida de riel a riel, el bajo nivel de ruido y operaciones de alta velocidad hacen que este dispositivo sea ideal para conducir convertidores de muestreo analógico-digital (CAD). Entre sus especificaciones se incluyen una excelente relación de rechazo en modo común, no tiene distorsión cruzada (Crossover Distortion) en la etapa de entrada, tiene alta impedancia de entrada y oscilación de entrada y salida de riel a riel [28].

### • Características

Este amplificador operacional trabaja con un voltaje mínimo de 2.2 V y máximo de 5.5 V. Con una temperatura de operación de  $-40^{\circ}\text{C}$  a  $150^{\circ}\text{C}$ . La ganancia en bucle abierto es de 100 dB para temperatura de  $25^{\circ}\text{C}$ .

### • Encapsulado

Este amplificador operacional viene en un encapsulado SOIC-8 como se muestra en la figura 3-4.

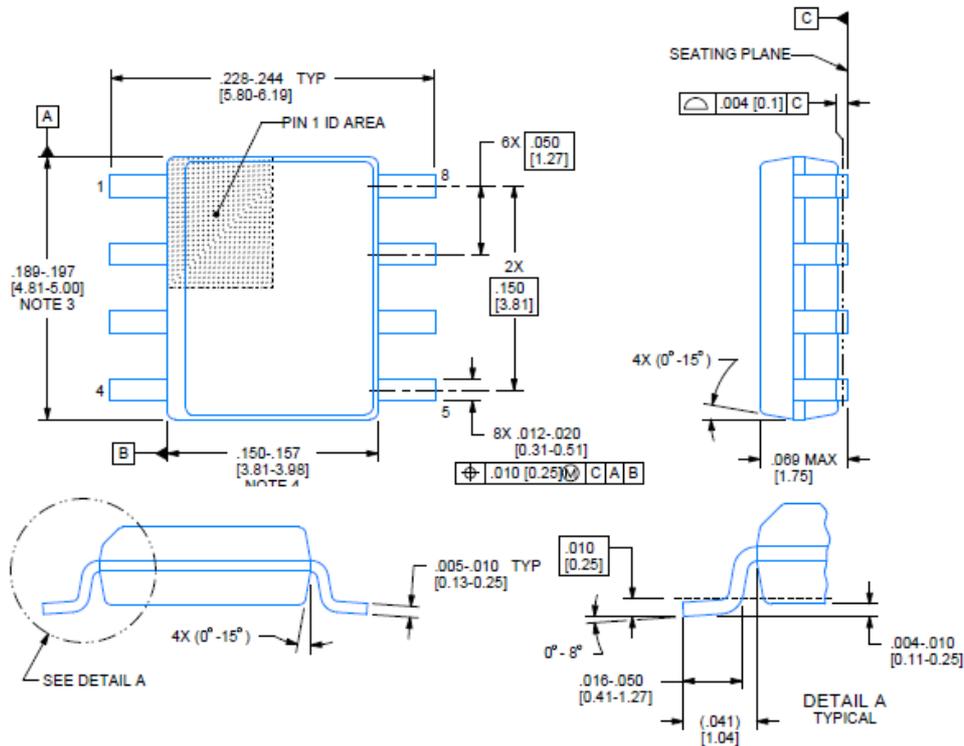


Figura 3-4. Dimensiones del amplificador OPA365.

## 6. MOSFET IRLML6402PBF

En este proyecto, el IRLM será el encargado de encender y apagar el circuito, para habilitar la señal de entrada.

La principal ventaja de utilizar este tipo de transistores es que los MOSFET usan baja potencia para llevar a cabo su propósito y tienen muy pocas pérdidas, además de su fiabilidad siendo tan pequeño.

### • Características

Este MOSFET de canal P utiliza técnicas avanzadas de procesamiento para lograr una resistencia extremadamente baja. Esto, combinado con la rápida velocidad de conmutación y el diseño resistente nos proporciona un dispositivo eficiente y fiable.

### • Encapsulado

Como podemos apreciar en la figura 3-5, es un dispositivo con una huella bastante pequeña, útil para aplicaciones donde el espacio de la placa es reducido, sin verse afectados los problemas por disipación de calor y resistencia térmica [29].

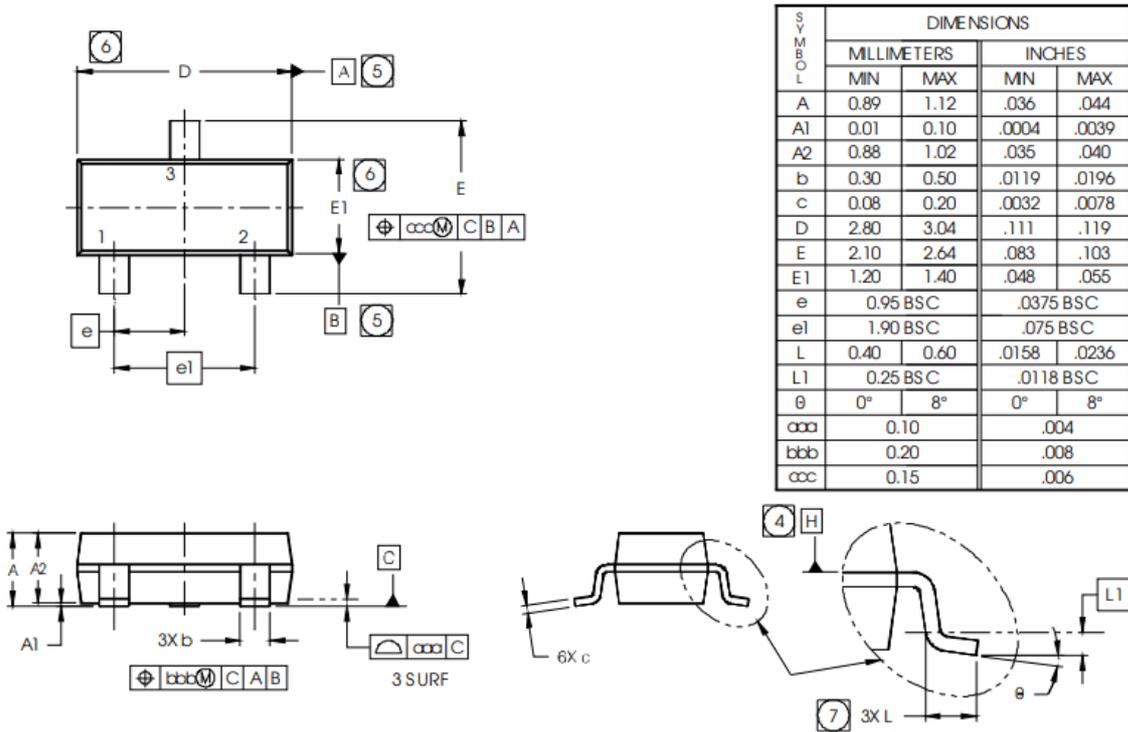


Figura 3-5. Dimensiones del MOSFET IRLML6402PBF.

### 7. Conectores

El módulo incorpora unos conectores (figura 3-6) para que sea fácilmente integrable en otros circuitos y aplicaciones. Se verá más adelante cómo se posicionan para que esto sea posible.

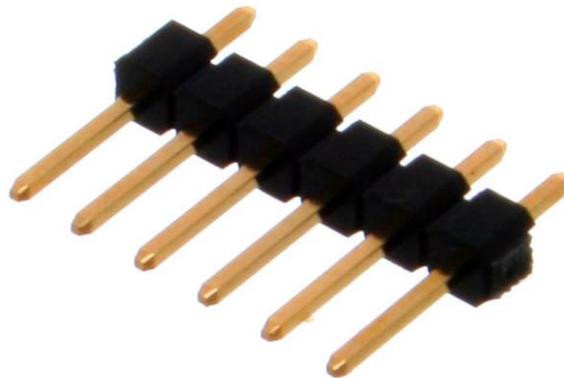


Figura 3-6. Conectores de pin.

## 3.2 Circuito esquemático

Con los componentes seleccionados en el apartado anterior, y haciendo uso del programa de diseño KiCad, se obtiene el esquemático del circuito del módulo de sensorización capacitiva con el que se va a trabajar posteriormente para diseñar la placa de circuito impreso. En este esquemático, mostrado en la figura 3-7, se pueden diferenciar las de tres partes que componen este circuito. Por un lado, se encuentra el oscilador, que permite determinar la frecuencia respiratoria a partir de las variaciones en la frecuencia de oscilación generadas por el oscilador de Colpitts, con el que se genera una señal periódica a la salida y se asegura eficacia y buena sensibilidad del sensor. Por otro lado, el módulo de amplificación contiene al amplificador operacional OPA365, que es el encargado de aislar el módulo de sensor capacitivo de cualquier equipo que conectemos externamente, sin variar las prestaciones del oscilador. Finalmente, la parte del interruptor contiene el mosfet IRLML6402PBF, que es el encargado de habilitar o inhabilitar el funcionamiento del circuito.

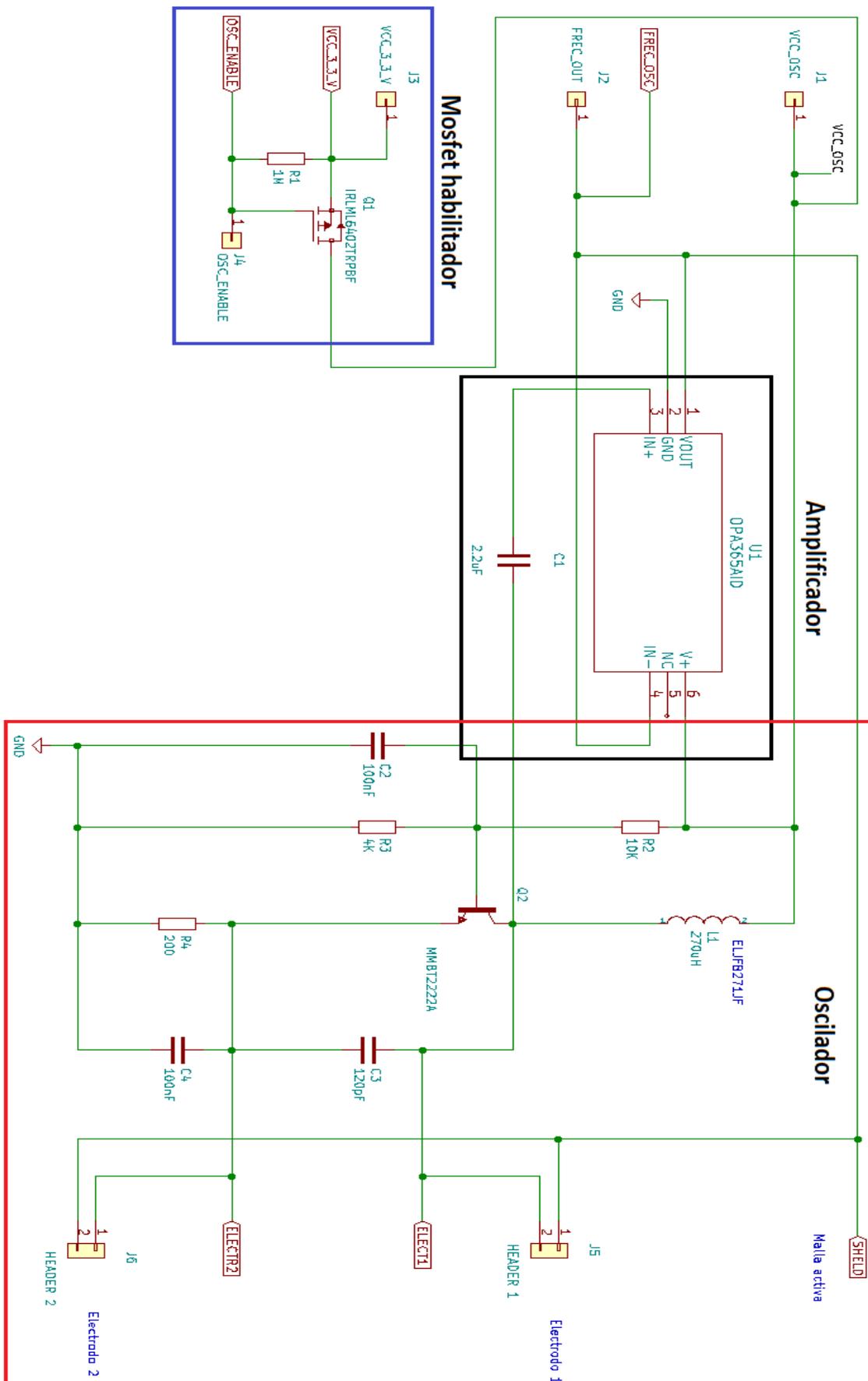


Figura 3-7. Circuito esquemático del módulo sensor capacitivo.

# 4 DISEÑO DE LA PLACA DE CIRCUITO IMPRESO

---

En este apartado se describen los pasos seguidos para el desarrollo de la placa de circuito impreso usando el programa antes mencionado, KiCad.

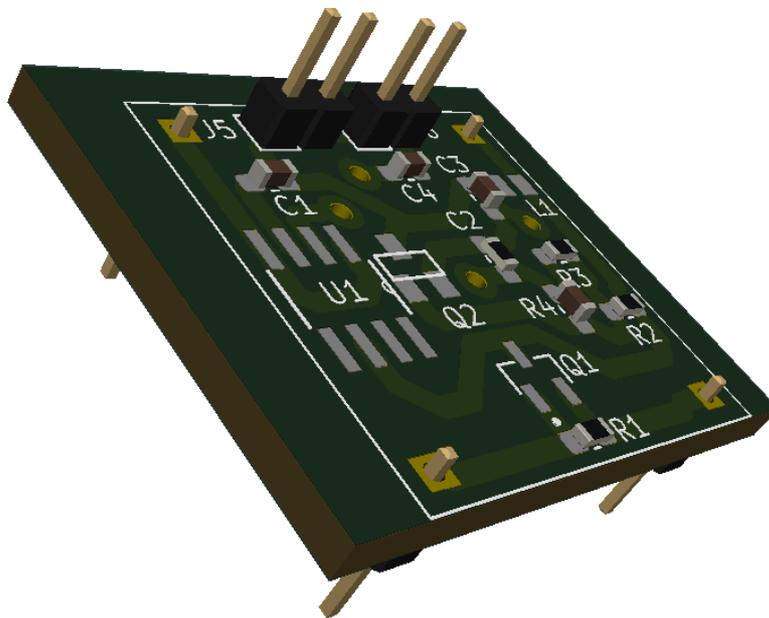


Figura 4-1. Módulo sensor capacitivo.

## 4.1 Esquemático

Una vez seleccionados los componentes necesarios en el circuito que contendrá el módulo, se trasladan al software de diseño de la PCB (placa de circuito impreso, figura 4-1).

Los símbolos del transistor, el MOSFET y el amplificador operacional no se encuentran en la librería de KiCad debido a que son componentes muy específicos los que se utilizan en el chaleco inteligente de sensorización biomédica. Por tanto, es necesario crearlos desde cero o bien importarlos de librerías de otros programas de diseño de PCBs. En las figuras 4-2, 4-3 y 4-4 se puede ver en detalle los símbolos de estos componentes específicos generados en este proyecto.

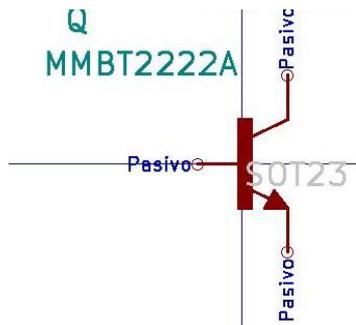


Figura 4-2. Símbolo del transistor MMBT2222A.

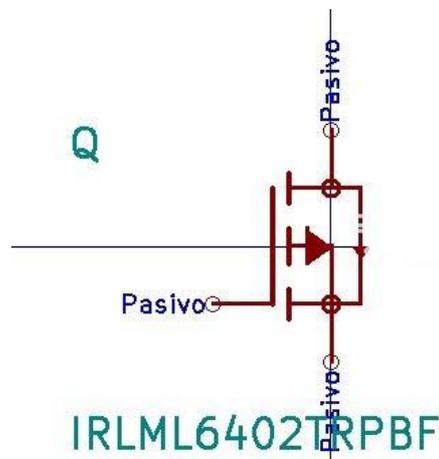


Figura 4-3. Símbolo del MOSFET IRLML6402PBF.

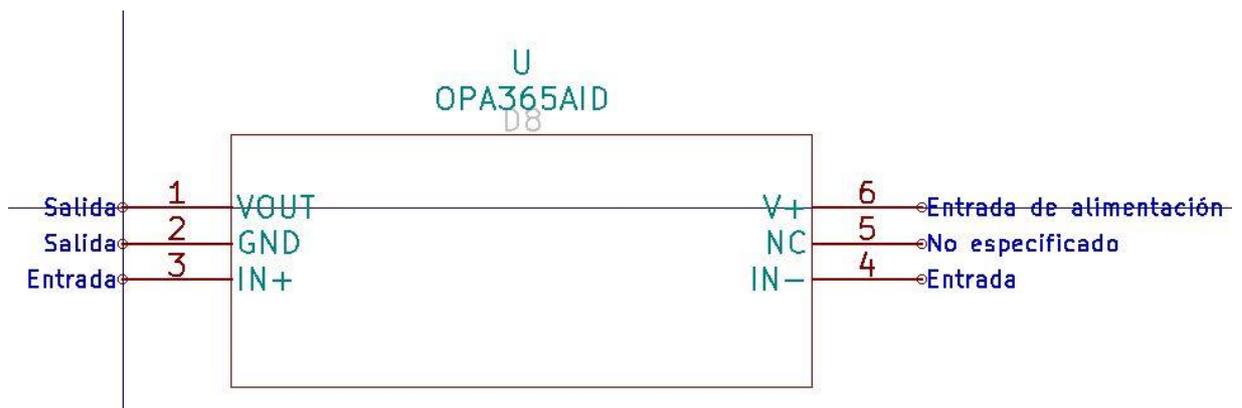


Figura 4-4. Símbolo del amplificador operacional.

Finalmente, se obtiene el circuito esquemático ya presentado en el capítulo anterior.

El paso previo al diseño del PCB es asociar los símbolos de los componentes usados en el esquemático con la forma física de los componentes en la placa del circuito (ver tabla 4-1), lo que comúnmente llamamos las huellas (o footprints).

Para este proyecto se han elegido las resistencias y los condensadores SMD (tecnología de montaje superficial) 0603, debido a su tamaño adecuado para nuestra finalidad de miniaturizar el módulo del sensor capacitivo.

Symbol : Footprint Assignments		
1	C1 -	2.2uF : Capacitor_SMD:C_0603_1608Metric_Pad1.05x0.95mm_HandSolder
2	C2 -	100nF : Capacitor_SMD:C_0603_1608Metric_Pad1.05x0.95mm_HandSolder
3	C3 -	120pF : Capacitor_SMD:C_0603_1608Metric_Pad1.05x0.95mm_HandSolder
4	C4 -	100nF : Capacitor_SMD:C_0603_1608Metric_Pad1.05x0.95mm_HandSolder
5	J1 -	VCC_OSC : Connector_PinHeader_2.00mm:PinHeader_1x01_P2.00mm_Vertical
6	J2 -	FREC_OUT : Connector_PinHeader_2.00mm:PinHeader_1x01_P2.00mm_Vertical
7	J3 -	VCC_3_3_V : Connector_PinHeader_2.00mm:PinHeader_1x01_P2.00mm_Vertical
8	J4 -	OSC_ENABLE : Connector_PinHeader_2.00mm:PinHeader_1x01_P2.00mm_Vertical
9	J5 -	HEADER 1 : Connector_PinHeader_2.00mm:PinHeader_1x02_P2.00mm_Vertical
10	J6 -	HEADER 2 : Connector_PinHeader_2.00mm:PinHeader_1x02_P2.00mm_Vertical
11	L1 -	270uH : Footprints:ELJFB271JF
12	Q1 -	IRLML6402TRPBF : IRLML6402TRPBF:SOT95P237X112-3N
13	Q2 -	MMBT2222A : MMBT2222A:SOT23
14	R1 -	1M : Resistor_SMD:R_0603_1608Metric_Pad1.05x0.95mm_HandSolder
15	R2 -	10K : Resistor_SMD:R_0603_1608Metric_Pad1.05x0.95mm_HandSolder
16	R3 -	4K : Resistor_SMD:R_0603_1608Metric_Pad1.05x0.95mm_HandSolder
17	R4 -	200 : Resistor_SMD:R_0603_1608Metric_Pad1.05x0.95mm_HandSolder
18	U1 -	OPA365AID : OPA365AIDR:SOIC127P600X175-8N

Tabla 4-1. Asignación de la huella a los símbolos de los componentes en KiCad.

En este punto se genera el listado de redes, cuyo archivo contiene toda la información añadida al circuito: la información de los componentes existentes, cómo se conectan esos componentes entre sí y la asociación entre los símbolos de los componentes y las huellas, útil para importar este circuito en cualquier otro software de diseño de PCB.

## 4.2 PCB

Como se indica en los objetivos del proyecto, una de las finalidades es obtener un módulo con un tamaño reducido y compacto. Se busca en este proyecto un módulo de  $4 \text{ cm}^2$ , es decir, un cuadrado de 2 cm por lado.

En la figura 4-5 se puede observar el diseño inicial del layout, sin tener en cuenta las medidas definidas previamente.

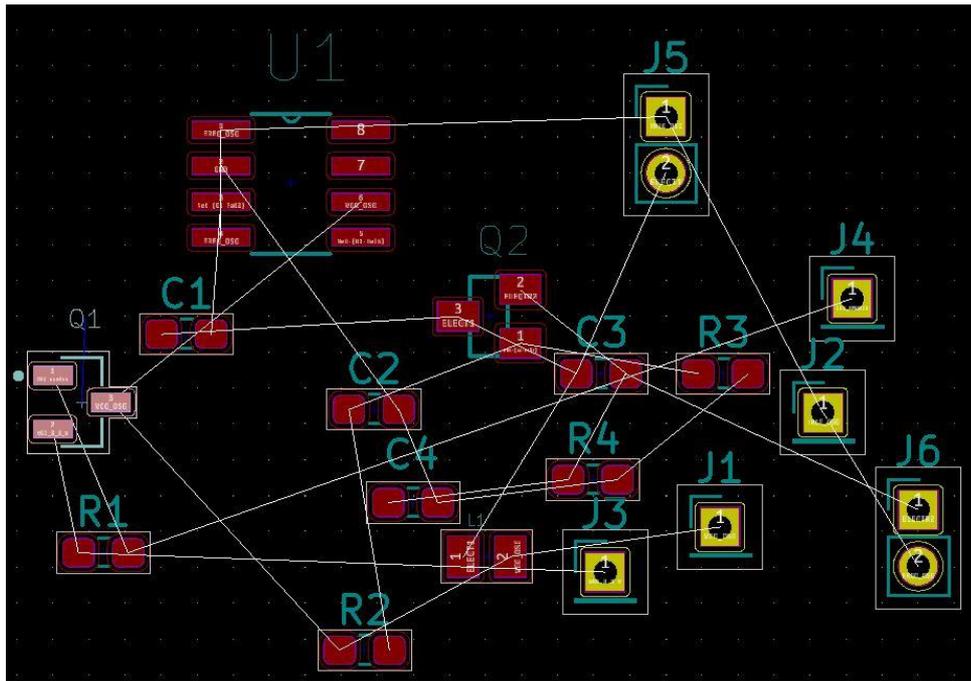


Figura 4-5. Posición inicial de los componentes en el módulo.

Tras varias pruebas se consigue el diseño final del módulo, presentado en la figura 4-6. En este diseño se puede apreciar como los conectores J1, J2, J3 y J4 están colocados en la parte trasera de la placa, con la finalidad de tener un dispositivo modular, fácilmente trasladable a otros sistemas.

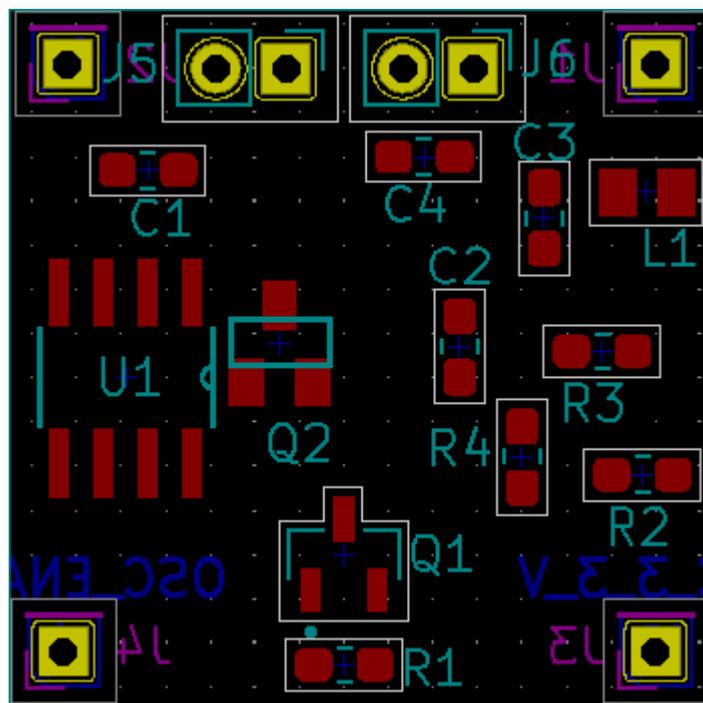


Figura 4-6. Posición definitiva de los componentes en el módulo.

Uno de los problemas que han surgido a la hora de enrutar los componentes es el tamaño de las pistas de cobre, ya que tienen que ser lo suficientemente grandes para reducir ruidos y efectos parásitos, pero

con la restricción de tener un tamaño bastante reducido, 4 cm<sup>2</sup>.

En la tabla 4-2 se pueden ver los tamaños elegidos para este proyecto para que cumplan con las especificaciones previamente comentadas.

Clases de red				
Nombre	Margen	Ancho de pista	Diámetro Vía	Tdro vía
Default	0,25 mm	1 mm	2 mm	0,9 mm

Tabla 4-2. Reglas de diseño.

La separación mínima entre pistas (margen) depende de la tensión que soporten dichas pistas. Para este proyecto la separación entre pistas de 0,25 mm es suficiente. El ancho de pista debe ser suficiente para soportar la corriente máxima que vaya a atravesar la pista. En nuestro caso, con un ancho de pista entre 1 mm y 2 mm será más que suficiente para evitar ruidos electromagnéticos e interferencias. Por las limitaciones de espacio se ha fijado en 1 mm. Las vías se utilizan para transferir una traza o red entre las diferentes capas de una PCB. Se han cambiado los parámetros estándares de un diámetro de 0.8 mm y un diámetro de perforación de 0.4 mm por otros más adecuados para este proyecto como son un diámetro de vía de 2 mm y el taladro de 0.9 mm.

Se puede observar la placa ya enrutada en la figura 4-7. Al ser un tamaño reducido, para que los componentes queden de manera ordenada y los conectores en la posición adecuada se han usado varias vías.

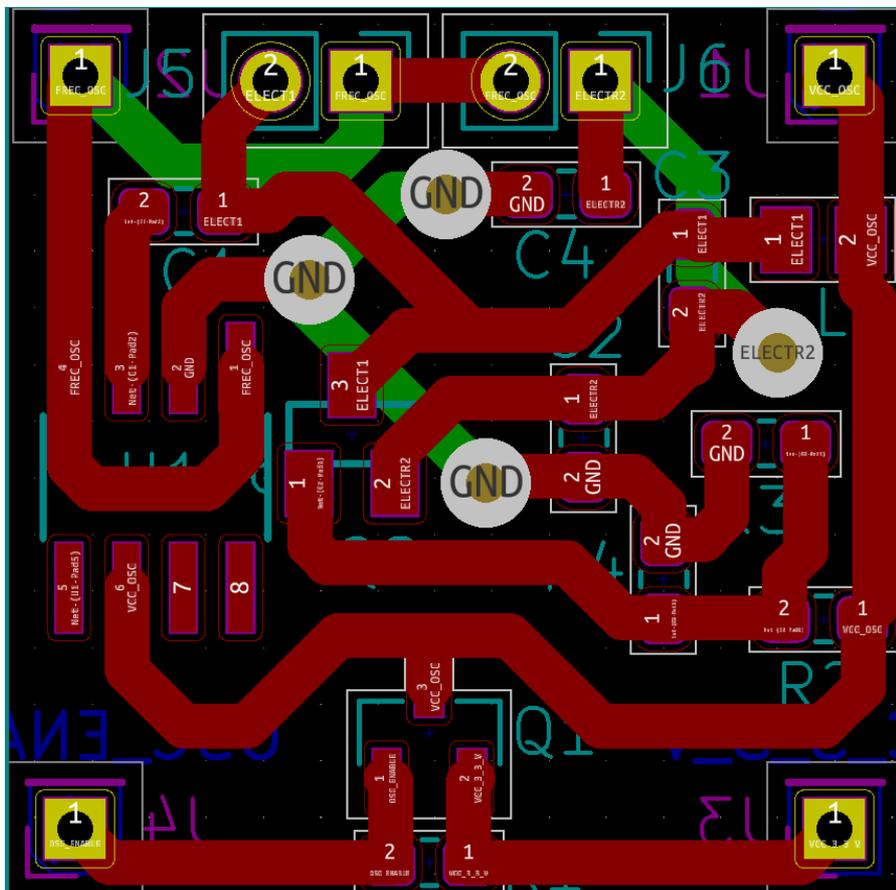


Figura 4-7. Módulo del sensor capacitivo enrutado.

Una vez finalizado el proceso de enrutado, el diseño de la placa estará finalizado y lista para ser fabricada.

Se puede observar en el modelo 3D de la figura 4-8 y 4-9 como hemos adaptado el diseño para que pueda ser acoplado mediante los cuatro conectores de la parte trasera. A los conectores de la parte frontal se conectan los cables de los electrodos y la malla de dichos cables.

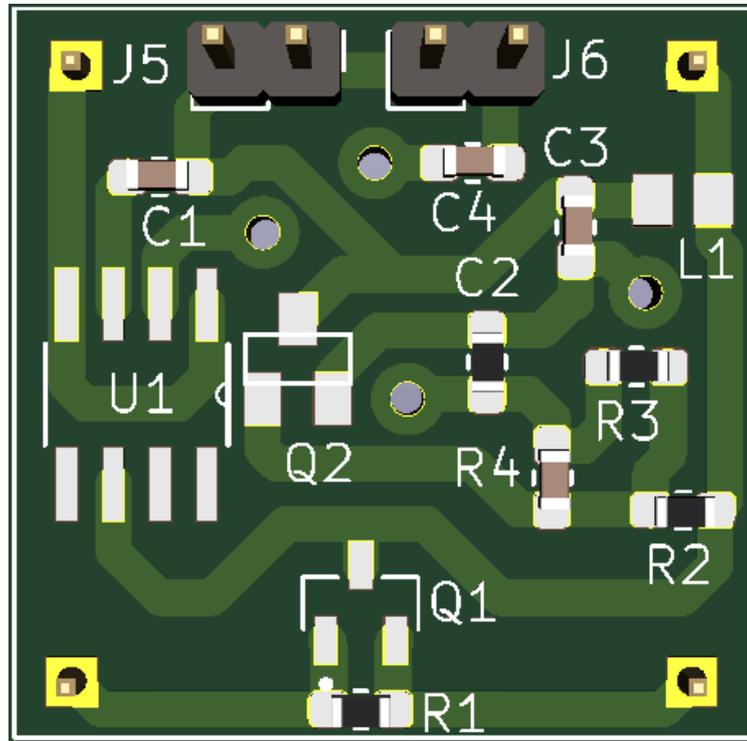


Figura 4-8. PCB del módulo sensor capacitivo: parte frontal.

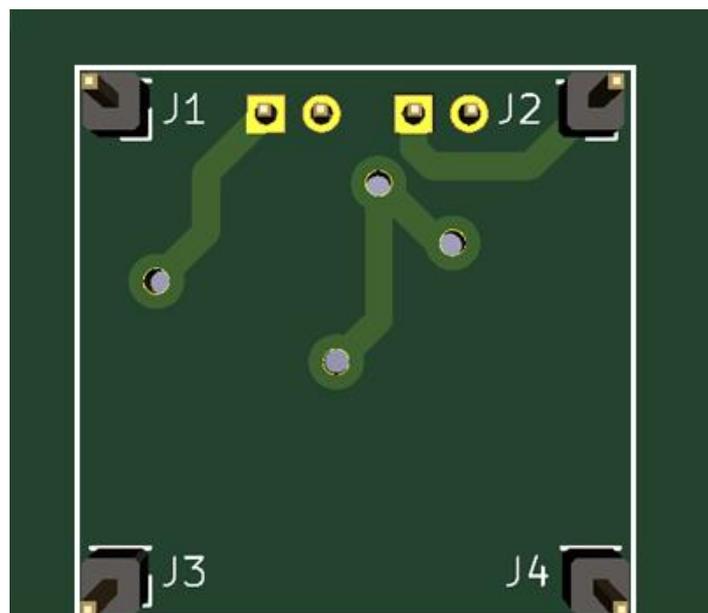


Figura 4-9. PCB del módulo sensor capacitivo: parte trasera.

# 5 RESULTADOS EN SIMULACIÓN

Teniendo en cuenta las limitaciones en el acceso a los recursos de laboratorio debidas a la pandemia COVID-19, al no haber sido posible la validación experimental del diseño realizado, se ha optado por analizar las prestaciones de sensibilidad del módulo de sensor capacitivo mediante simulación. En el contexto de este proyecto se define la sensibilidad como la variación detectada en la frecuencia de oscilación en hercios (Hz) como consecuencia de una variación de 10 pF en la capacidad del cuerpo, en nuestro caso la capacidad Cbody.

En primer lugar, se ha realizado un análisis de la sensibilidad en función del valor de la capacidad del cuerpo, es decir, cambiando el valor de Cbody. Finalmente, se analiza como afecta la capacidad C3 a la sensibilidad del sistema, que veremos en la siguiente sección. La figura 5-1 muestra la configuración del circuito esquemático necesaria para estos análisis, mostrando el módulo del oscilador y desacoplando la parte del amplificador y el interruptor. Posteriormente, en este capítulo se verá el efecto del amplificador como seguidor de tensión.

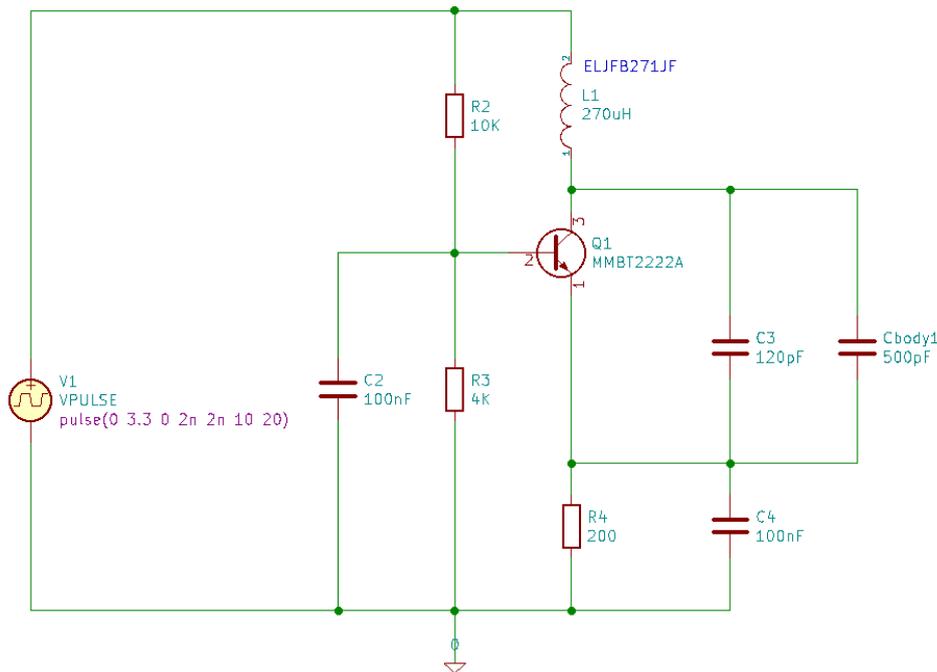


Figura 5-1. Esquema del oscilador.

El programa usado para simular es el propio KiCad con la herramienta de simulación que trae incorporada. La simulación muestra la salida de la señal de oscilación necesaria para el posterior cálculo de la sensibilidad, como se puede apreciar en la figura 5-2.

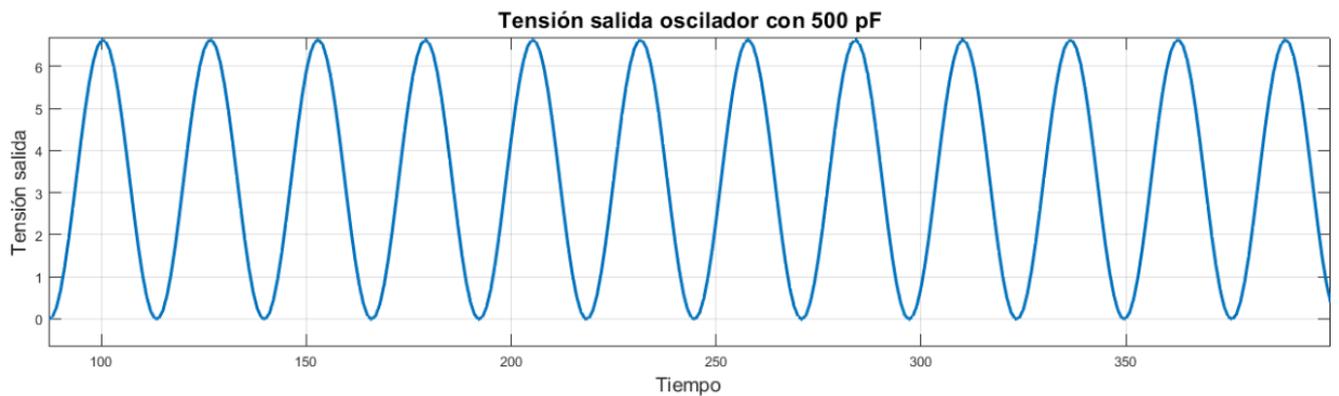


Figura 5-2. Tensión a la salida del oscilador.

Cabe destacar que todos los resultados obtenidos en estas simulaciones se tomarán en cuenta para elaborar una hoja técnica del módulo de sensor capacitivo, la cual complementará el trabajo presentado en esta memoria.

## 5.1 Simulación del circuito oscilador

Esta es la configuración estándar del circuito que se está estudiando. La prueba consistirá en analizar la sensibilidad del oscilador variando  $C_{body}$  desde 50 pF hasta 1000 pF en variaciones de 50 pF. Para calcular la sensibilidad a 50 pF será necesario simular en 50 pF y 60 pF, calculando entonces la sensibilidad, para calcular la sensibilidad a 100 pF será necesario simular a 100 pF y 110 pF y calcular entonces la sensibilidad y así hasta  $C_{body}$  igual a 1000 pF.

Para el cálculo de la sensibilidad se ha usado la herramienta Matlab y se ha desarrollado un procedimiento en un fichero capaz de manipular de manera correcta los archivos .csv que genera la simulación en KiCad y otro procedimiento en otro fichero para calcular la sensibilidad una vez que se tienen los archivos de .csv listos para su correcta lectura. Estos archivos irán anexados a la memoria del proyecto para su visualización.

Este es un ejemplo de resultados obtenidos en una de las simulaciones una vez procesados los datos en Matlab, donde se observan parámetros como la capacidad analizada, datos de la muestra obtenida a través de KiCad como el periodo de muestreo, tiempo de simulación y el número de muestras tomadas. Además, se calcula la resolución como frecuencia de muestreo entre el número de muestras y al hacer la FFT (Fast Fourier Transformation) de la señal original se obtiene el valor de la frecuencia máxima en ambas señales, permitiendo así calcular la sensibilidad como la diferencia entre ambas frecuencias máximas. Estos datos los podemos ver en detalle en el análisis que se muestra a continuación.

Ficheros analizados:

500pF\_100n\_10m

510pF\_100n\_10m

Capacidad 1 = 500 pF

Capacidad 2 = 510 pF

Periodo de muestreo = 100 ns

Tiempo de simulación = 10ms

Número de muestras = 100001

Frecuencia de muestreo = 10000000.00 Hz

Resolución = 100.00 Hz

Frecuencia del máximo con 500 pF = 384096.16 Hz

Frecuencia del máximo con 510 pF = 381196.19 Hz

Sensibilidad del oscilador = 2899.97 Hz / 10 pF

En la tabla 5-1 se puede observar cómo varía la sensibilidad para diferentes capacidades de Cbody. En ella se puede comprobar como a medida que aumenta el valor de la capacidad la sensibilidad disminuye, aunque no hay un patrón lineal. Para capacidades corporales bajas la sensibilidad aumenta considerablemente, siendo muy elevada en la capacidad más baja analizada, 50 pF.

Rango Capacidad (pF)	Sensibilidad (Hz/10pF)
50-60	35105.90
100-110	12769.10
150-160	9408.47
200-210	7499.93
250-260	6099.94
300-310	5199.95
350-360	4399.96
400-410	3799.96
450-460	3399.97
500-510	2899.97
550-560	2599.97
600-610	2399.98
650-660	2199.98
700-710	1999.98
750-760	1799.98
800-810	1699.98
850-860	1599.98
900-910	1399.99
950-960	1399.99
1000-1010	1199.99

Tabla 5-1. Variación de la sensibilidad del oscilador con C3 a 120 pF.

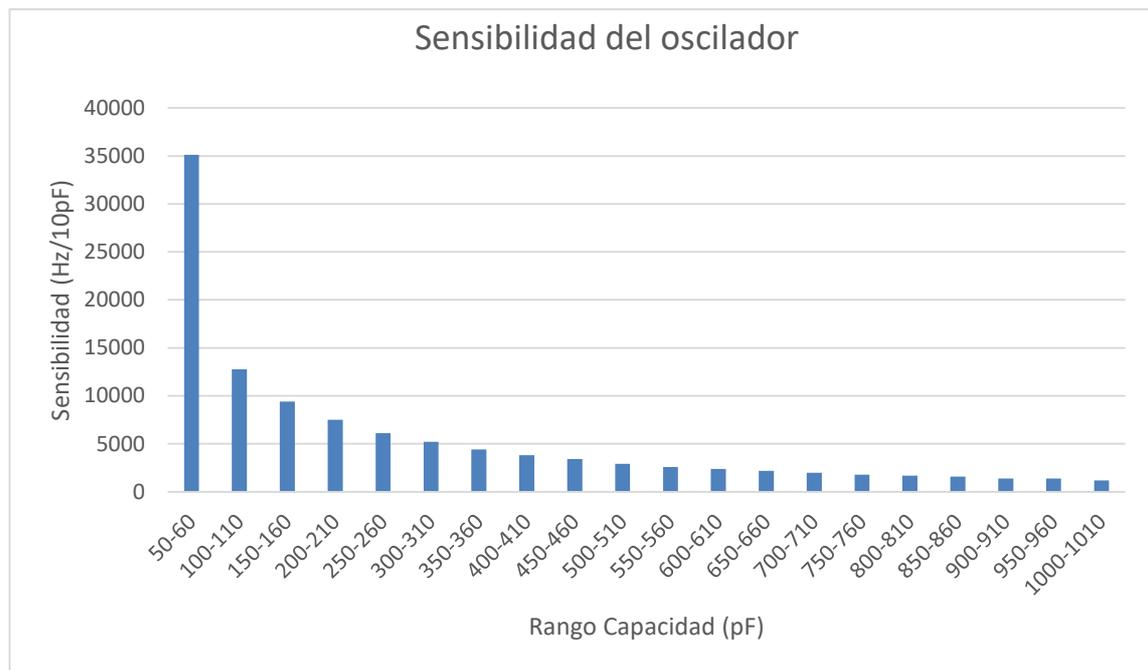


Figura 5-3. Gráfico de sensibilidad del oscilador con C3 a 120 pF.

## 5.2 Simulación circuito oscilador variando C3

Para analizar la influencia del condensador C3 en el circuito se ha repetido el análisis de sensibilidad para dos configuraciones de la capacidad C3. La primera, aumentando la capacidad a 240 pF, correspondiente al doble de la capacidad inicial. La segunda configuración es eliminando la capacidad C3 del diseño del oscilador.

En el siguiente ejemplo se observa el cálculo de la sensibilidad con la configuración de C3 a 240 pF.

Ficheros analizados:

500pF\_100n\_10m

510pF\_100n\_10m

Capacidad 1 = 500 pF

Capacidad 2 = 510 pF

Periodo de muestreo = 100 ns

Tiempo de simulación = 10ms

Número de muestras = 100001

Frecuencia de muestreo = 10000000.00 Hz

Resolución = 100.00 Hz

Frecuencia del máximo con 500 pF = 352696.47 Hz

Frecuencia del máximo con 510 pF = 350396.50 Hz

Sensibilidad del oscilador = 2299.98 Hz / 10 pF

Se puede observar que aumentando la capacidad de C3 la sensibilidad empeora, sobre todo en valores de capacidad más pequeñas. Si se compara con el ejemplo de la sección anterior, se puede observar como es notoria esta disminución de la sensibilidad. La salida de la señal oscilatoria no presenta cambios relevantes. Esto se puede apreciar en la tabla 5-2, en la cual se han volcado los datos obtenidos para diferentes capacidades.

Rango Capacidad (pF)	Sensibilidad (Hz/10pF)
50-60	8699.91
500-510	2299.98
1000-1010	1099.99

Tabla 5-2. Variación de la sensibilidad del oscilador con C3 a 240 pF.

Analizando la configuración en la que se elimina C3, se observa en la tabla 5-3 como la sensibilidad aumenta significativamente, sobretodo en capacidades corporales bajas. Por consiguiente, no se considera necesario incluir la capacidad C3 en el circuito.

Rango Capacidad (pF)	Sensibilidad (Hz/10pF)
50-60	111084.95
100-110	35299.65
250-260	8590.34
500-510	3999.96
1000-1010	1499.99

Tabla 5-3. Variación de la sensibilidad del oscilador quitando C3.

### 5.3 Simulación del circuito oscilador añadiendo el amplificador operacional

El módulo de sensorización capacitiva incorpora un amplificador operacional en el esquema de seguidor de tensión para desacoplar la etapa de oscilación del exterior, para asegurar que la lectura de la frecuencia de oscilación por parte de un circuito externo no afecte a la etapa de sensorización.

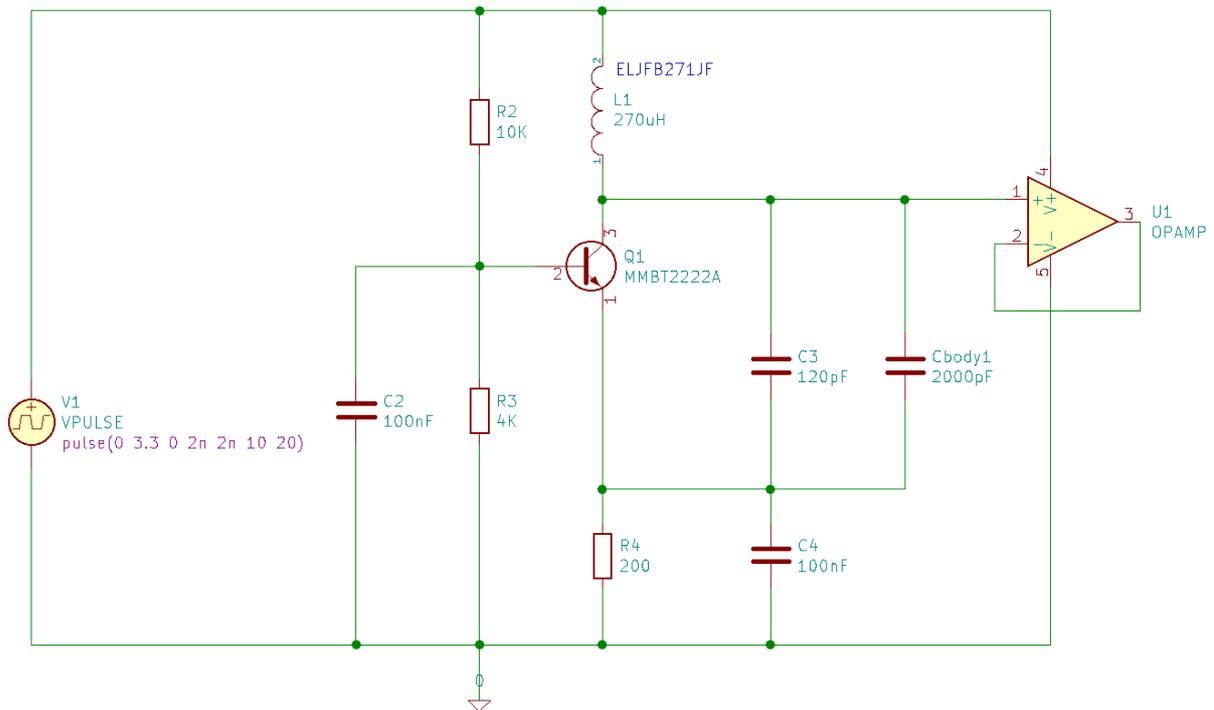


Figura 5-4. Esquema del oscilador añadiendo el amplificador operacional.

Mediante simulación del circuito presentado en la figura 5-4 se ha comprobado que la incorporación del amplificador operacional no afecta a la frecuencia de oscilación, como se puede apreciar en la figura 5-5.

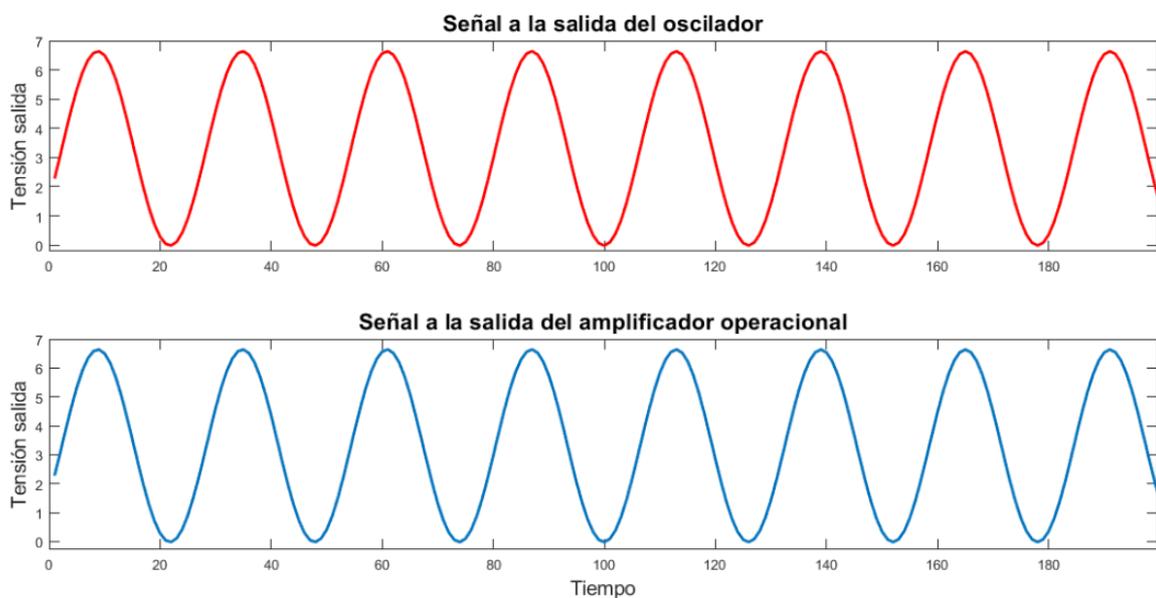


Figura 5-5. Comparación de la señal de salida del oscilador con el amplificador operacional.

## 6 CONCLUSIONES

---

La necesidad de mejorar las técnicas existentes de monitorización respiratoria, tanto para prevenir como para tratar enfermedades respiratorias, animan a colectivos como el Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Sevilla a trabajar en un prototipo de chaleco elástico inteligente capaz de medir, de manera no intrusiva, la frecuencia respiratoria en tiempo real.

En este proyecto, se ha diseñado un módulo de sensor capacitivo capaz de medir la frecuencia respiratoria con el fin de desacoplar la etapa de sensorización capacitiva del resto del diseño del chaleco inteligente, convirtiéndolo así en un componente aislado y fácilmente implementable en cualquier otra aplicación, además de en este propio chaleco.

La tecnología que emplea el módulo para la medición de frecuencia respiratoria es la sensorización capacitiva basada en osciladores LC, más concretamente en el oscilador de Colpitts. Se ha elegido esta tecnología debido a su alta fiabilidad en la medición de la frecuencia de oscilación, dato fundamental en la medida de la frecuencia respiratoria.

Una vez configurado el circuito y elegido los componentes necesarios, se ha diseñado, en KiCad, el layout del módulo. La placa de circuito impreso muestra la configuración de los componentes electrónicos obtenida para cumplir con las especificaciones propuestas en los objetivos del proyecto, consiguiendo un tamaño de pistas de cobre adecuado para evitar interferencias y ruidos electromagnéticos. Los cuatro pines en la parte trasera del módulo facilitan su implementación en otras aplicaciones y proporcionan estabilidad a la hora de fijarlo en cualquier otro sistema.

En el propio programa de KiCad, con su función de simulación, se ha realizado un estudio de la sensibilidad del módulo de sensorización capacitiva, siendo este un parámetro fundamental en la detección fiable y segura del ritmo respiratorio. Aunque no de manera lineal, pero se aprecia que la sensibilidad aumenta con capacidades más bajas de  $C_{body}$ . Cabe recordar  $C_{body}$  está emulando la capacidad corporal existente entre los dos electrodos que están enfrentados entre sí en el chaleco elástico inteligente. Habiendo visto distintas configuraciones del circuito oscilador, se llega a la conclusión de que se obtiene mayor sensibilidad al optar por una configuración del circuito sin el condensador  $C3$ , ya que a mayor valor de  $C3$ , la sensibilidad es peor. Al añadir el amplificador operacional obtenemos un sistema de oscilación desacoplado y sin variar las prestaciones del mismo.

La hoja de datos técnica, que se encuentra en el anexo C, muestra una guía de usuario básica para entender el funcionamiento del módulo, su configuración y sus prestaciones de sensibilidad.

En definitiva, el módulo se ha diseñado con componentes simples, de bajo coste y fáciles de conseguir, siendo una solución asequible, portátil y fiable para la monitorización de la frecuencia respiratoria en tiempo real.

# REFERENCIAS

---

- [1] Man, W.C.; Kemp, P.; Moxham, J.; Polkey, M. Skeletal muscle dysfunction in COPD: Clinical and laboratory observations. *Clin. Sci.* 2009, 117, 251–264.
- [2] ZuWallack, R. The nonpharmacologic treatment of chronic obstructive pulmonary disease: Advances in our understanding of pulmonary rehabilitation. *Proc. Am. Thorac. Soc.* 2007, 4, 549–553.
- [3] Ries, A.; Bauldoff, G.; Carlin, B.; Casaburi, R.; Emery, C.; Mahler, D.; Make, B.; Rochester, C.; ZuWallack, R.; Herrerias, C. Pulmonary rehabilitation: Joint ACCP/AACVPR Evidence-Based Clinical Practice Guidelines. *Chest* 2007, 131, 4S–42S.
- [4] Johnston, C.; Maxwell, L.; Alison, J. Establishing and delivering pulmonary rehabilitation in rural and remote settings: The opinions, attitudes and concerns of health care professionals. *Aust. J. Rural Health.* 2016, 24, 106–114.
- [5] Mohammadi, F.; Jowkar, Z.; Khankeh, H.; Tafti, S. Effect of home-based nursing pulmonary rehabilitation on patients with chronic obstructive pulmonary disease: A randomised clinical trial. *Br. J. Community Nurs.* 2013, 18, 398–403.
- [6] Ambrosino, N.; Makhabah, D.; Sutanto, Y.S. Tele-medicine in respiratory diseases. *Multidiscip. Respir. Med.* 2017, 12, 1–5.
- [7] Noury, N.; Perriot, B.; Noury, N.; Argod, J.; Pepin, J.L. Monitoring physical activities of COPD patients with a network of sensors. *IRBM* 2014, 35, 329–333.
- [8] Cao, Z.; Zhu, R.; Que, R.Y. A wireless portable system with microsensors for monitoring respiratory diseases. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2012, 59, 3110–3116.
- [9] Kundu, S.; Kumagai, S.; Sasaki, M. A wearable capacitive sensor for monitoring human respiratory rate. *Jpn. J. Appl. Phys.* 2013, 52.
- [10] Lapi, S.; Lavorini, F.; Borgioli, G.; Calzolari, M.; Masotti, L.; Pistolesi, M.; Fontana, G.A. Respiratory rate assessments using a dual-accelerometer device. *Respir. Physiol. Neurobiol.* 2014, 191, 60–66.
- [11] Fieselmann, J.; Hendryx, M.; Helms, C.; Wakefield, D. Respiratory rate predicts cardiopulmonary arrest for internal medicine inpatients. *J. Gen. Intern. Med.* 1993, 8, 354–360.
- [12] Steichen, O.; Gateau, G.; Bouvard, E. Respiratory rate: The neglected vital sign. *Med. J. Aust.* 2008, 189, 531–532.

- [13] Churpek, M.; Yuen, T.; Park, S.; Meltzer, D.; Hall, J.; Edelson, D. Derivation of a cardiac arrest prediction model using ward vital signs. *Crit. Care Med.* 2012, 40, 2102–2108.
- [14] Strauss, R.; Ewig, S.; Richter, K.; König, T.; Heller, G.; Bauer, T. The prognostic significance of respiratory rate in patients with pneumonia: A retrospective analysis of data from 705,928 hospitalized patients in Germany from 2010–2012. *Deutsches Arzteblatt Int.* 2014, 111, 503–508.
- [15] Spire, Inc. Spire Stone Web Page. Available online: <https://www.spire.io> (último acceso el 27 noviembre de 2020).
- [16] MonDevices. MonBaby Web Page. Available online: <https://monbaby.com> (último acceso el 27 noviembre de 2020).
- [17] Nizami, S.; Bekele, A.; Hozayen, M.; Greenwood, K.; Harrold, J.; Green, J. Comparing time and frequency domain estimation of neonatal respiratory rate using pressure-sensitive mats. In *Proceedings of the 2017 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications, MeMeA 2017, Rochester, MN, USA, 7–10 May 2017*; pp. 239–244.
- [18] Agcayazi, T.; Yokus, M.; Gordon, M.; Ghosh, T.; Bozkurt, A. A stitched textile-based capacitive respiration sensor. In *Proceedings of the IEEE Sensors, Glasgow, UK, 29 October–1 November 2017*; pp. 1–3.
- [19] Sifuentes, E.; Cota-Ruiz, J.; González-Landaeta, R. Respiratory rate detection by a time-based measurement system. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica.* 2016, 37, 91–99.
- [20] Ghasemzadeh, H.; Ostadabbas, S.; Guenterberg, E.; Pantelopoulos, A. Wireless medical-embedded systems: A review of signal-processing techniques for classification. *IEEE Sens. J.* 2013, 13, 423–437.
- [21] Jack Moermond. What is a capacitive sensor? <https://automation-insights.blog/2017/06/07/what-is-a-capacitive-sensor/> (último acceso el 10 septiembre de 2020)
- [22] Javier Vela. Trabajo Fin de Grado. Diseño y test de sistemas de acondicionamiento electrónico para sensores basados en magnetoimpedancia. Pamplona. 2001.
- [23] Federico Miyara. *Osciladores Senoidales*. Universidad Nacional de Rosario. Departamento de electrónica. Segunda edición. 2004.
- [24] Lindberg, Erik & Murali, K & Tamasevicius, Arunas. *THE COLPITTS OSCILLATOR FAMILY*. 2008.
- [25] David Naranjo-Hernández. Smart Vest for Respiratory Rate Monitoring of COPD Patients Based on Non-Contact Capacitive Sensing. 3 July 2018.
- [26] Panasonic. Datasheet Chip Inductors. ELJFB271JF. <https://industrial.panasonic.com/cdbs/www-data/pdf/AGA0000/AGA0000C50.pdf> (último acceso el 25 septiembre de 2020)

- 
- [27] ON Semiconductors.Datasheet MMBT2222A NPN switching transistor. <https://www.onsemi.com/pub/Collateral/MMBT2222LT1-D.PDF>. September 2008 (último acceso el 25 septiembre de 2020)
- [28] Texas Instrument. OPAx365 Zero Crossover, Low-Distortion, High CMRR, RRI/O, Single Suplly Operational Amplifier. <https://ti.com/lit/ds/symlink/opa365.pdf>. June 2006 (último acceso el 26 septiembre de 2020)
- [29] International Rectifier. IRLML6402TRPBF. <https://www.infineon.com/dgdl/irlml6402pbf.pdf> April 2014 (último acceso el 20 septiembre de 2020)

# ANEXO A

---

## extrae\_datos\_simulacion.m

```
clc
clear all
close all

fichero='500pF_100n_10m';

file=sprintf('%s.csv',fichero);

fid = fopen(file, 'r');
linea = fscanf(fid, '%s\n');
fclose(fid);

N=max(size(linea));
for ii=1:1:N
    if linea(ii)==','
        linea(ii)='.';
    elseif linea(ii)==';'
        linea(ii)=',';
    end
end

ii=1;
ij=0;
dato='';
indice_fila=0;
indice_columna=0;
num_fases=100;
fase_actual=1;
num_ii_por_fase=floor(N/num_fases);
while ii<=N
    if ii>=num_ii_por_fase*fase_actual
        texto=sprintf('Fase %d de %d',fase_actual,num_fases);
        disp(texto)
        fase_actual=fase_actual+1;
    end
    while (linea(ii)~=',')&&(ii<=N)
        ij=ij+1;
        dato=sprintf('%s%c',dato,linea(ii));
        ii=ii+1;
    end
    num=str2double(dato);
    if isnan(num)
        indice_fila=indice_fila+1;
        indice_columna=0;
    else
        indice_columna=indice_columna+1;
        matriz(indice_fila,indice_columna)=num;
    end
    ii=ii+1;
    ij=0;
    dato='';
end
```

```
end
```

```
file_out=sprintf('%s.mat',fichero);  
save(file_out,'matriz');
```

# ANEXO B

---

## calculosensibilidad.m

```
%%Lectura de los datos y visualizacion de las senales

clear all
close all

disp(' ')
disp('-----')
disp(' ')

opcion_muestreo=2;
opcion_capacidad=2;
opcion_simulacion=5;

incremento_capacidad=10;

if opcion_muestreo==1
    muestreo_en_ns=10;
elseif opcion_muestreo==2
    muestreo_en_ns=100;
elseif opcion_muestreo==3
    muestreo_en_ns=50;
end

if opcion_capacidad==1
    capacidad=100;
elseif opcion_capacidad==2
    capacidad=500;
end

if opcion_simulacion==1
    tiempo_simulacion='150u';
elseif opcion_simulacion==2
    tiempo_simulacion='300u';
elseif opcion_simulacion==3
    tiempo_simulacion='500u';
elseif opcion_simulacion==4
    tiempo_simulacion='2m';
elseif opcion_simulacion==5
    tiempo_simulacion='10m';
end
disp('Ficheros analizados:')
fichero1=sprintf('%d pF %d ns %s',capacidad,muestreo_en_ns,tiempo_simulacion);
fichero2=sprintf('%d pF %d ns %s',capacidad+incremento_capacidad,muestreo_en_ns,
tiempo_simulacion);
disp(fichero1)
disp(fichero2)
disp(' ')
fprintf('Capacidad 1 = %d pF\n',capacidad);
fprintf('Capacidad 2 = %d pF\n',capacidad+incremento_capacidad);
fprintf('Periodo de muestreo = %d ns\n',muestreo_en_ns);
fprintf('Tiempo de simulación = %ss\n',tiempo_simulacion);
```

```

load(fichero1)
signal1=matriz(2,:);
fprintf('Número de muestras = %d\n',max(size(signal1)));
disp(' ')

clear matriz
load(fichero2)
signal2=matriz(2,:);

figure(1)
hold on
zoom on
subplot(2,1,1);
plot(signal1);
subplot(2,1,2);
plot(signal2);

Periodo_de_muestreo=muestreo_en_ns*1e-9;

%%Calculo de la FFT para la primera señal Cbody1
%%Esto es lo que te dice la guía de MATLAB
Fs1=1/Periodo_de_muestreo;
Ts1=1/Fs1; %periodo de muestreo
L1=length(signal1);
Y1=fft(signal1);
P2 = abs(Y1/L1);
Lmedio=floor(L1/2);
P1 = P2(1:Lmedio+1);
P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
f1 = Fs1*(0:Lmedio)/L1;
P1(1)=0; %PARA ELIMINAR LA COMPONENTE DE CONTINUA
%Dibujamos la fft1
figure (2)
plot(f1,P1)
texto=sprintf('FFT a %d pF',capacidad);
title(texto)
xlabel('f1 (Hz)')
ylabel('|P1(f)|')
%Calculamos el punto máximo de la fft1 F1 = find(P1 == max(P1));
maximol = max(max(P1));
index1=find(P1==maximol);
F1 = f1(index1);

Frecuencia_de_muestreo=1/Periodo_de_muestreo;
fprintf('Frecuencia de muestreo = %.2f Hz\n',Frecuencia_de_muestreo);
Resolution=Frecuencia_de_muestreo/L1;
fprintf('Resolución = %.2f Hz\n',Resolution);

%%Calculo de la FFT para la primera señal Cbody2
%%Esto es lo que te dice la guía de MATLAB
Fs2=Fs1; %frecuencia de muestreo
Ts2=1/Fs2; %periodo de muestreo
L2=length(signal2); %Longitud de la señal
Y2=fft(signal2);
P4 = abs(Y2/L2);
Lmedio=floor(L2/2);
P3 = P4(1:Lmedio+1);
P3(2:end-1) = 2*P3(2:end-1);
f2 = Fs2*(0:Lmedio)/L2;
P3(1)=0; %PARA ELIMINAR LA COMPONENTE DE CONTINUA

```

```

%Dibujamos la fft2
figure (3)
plot(f2,P3)
texto=sprintf('FFT %d pF',capacidad+incremento_capacidad);
title(texto)
xlabel('f2 (Hz)')
ylabel('|P3(f)|')
%Calculamos el punto maximo de la fft2
maximo2 = max(max(P3));
index2=find(P3==maximo2);
F2 = f2(index2);

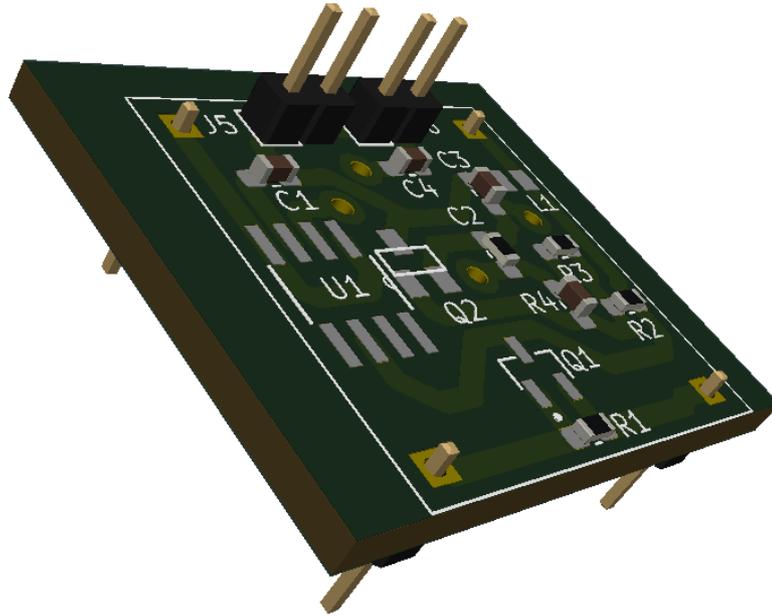
fprintf('Frecuencia del máximo con %d pF = %.2f Hz\n',capacidad,F1);
fprintf('Frecuencia del máximo con %d pF = %.2f
Hz\n',capacidad+incremento_capacidad,F2);

%la idea es sacar el máximo de cada fft y hacer la fórmula de
sensibilidad = (F1-F2);
fprintf('Sensibilidad del oscilador = %.2f Hz / 10 pF\n',sensibilidad);

disp(' ')
disp('-----')
disp(' ')

```

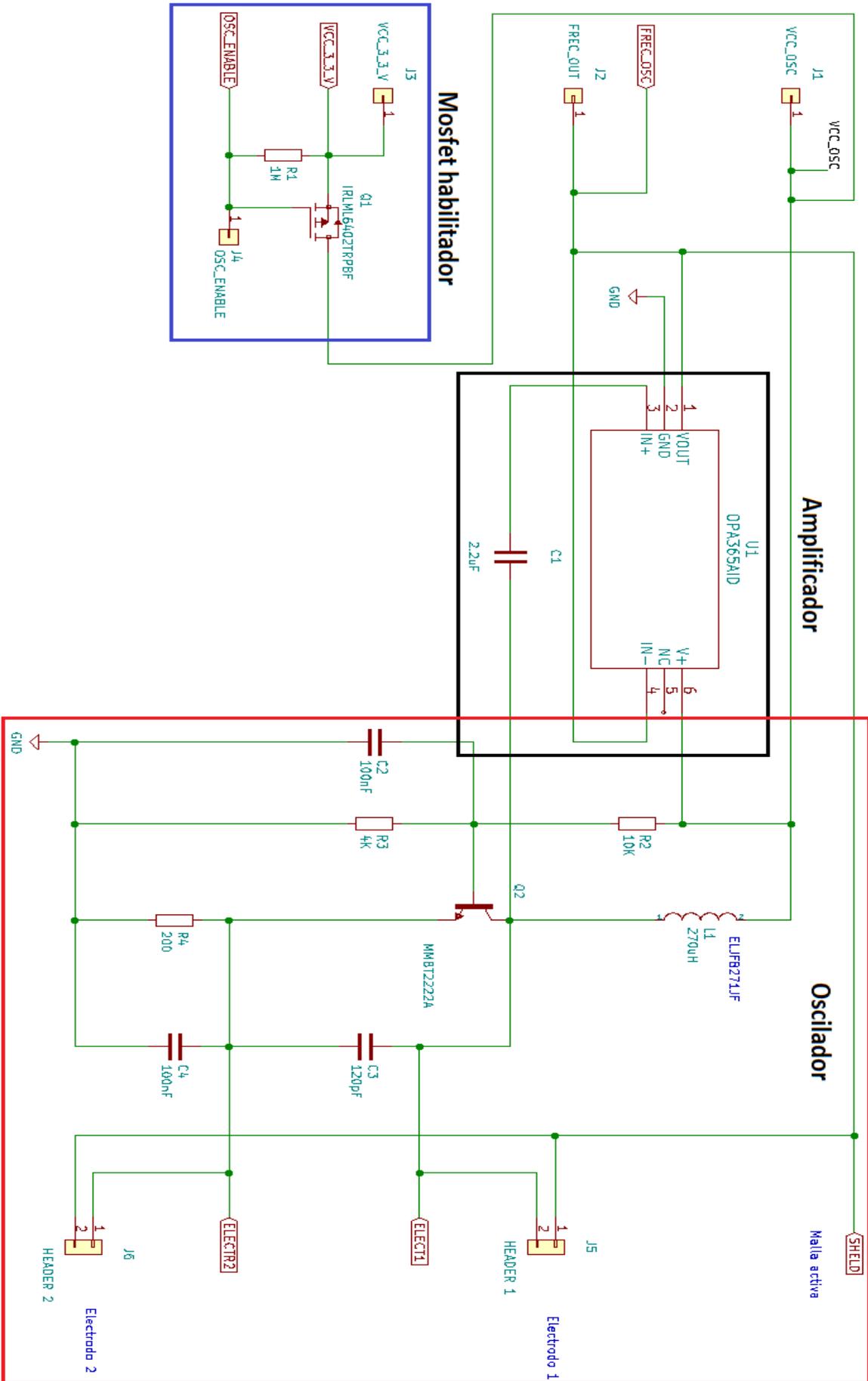
## Hoja técnica del módulo de sensor capacitivo



Este módulo contiene un circuito de componentes embebidos para la medida de la capacidad mediante un oscilador de Colpitts, en el cual se genera una frecuencia de oscilación que está directamente relacionada con el valor de la capacidad corporal,  $C_{body}$ . Este módulo es empleado en un chaleco elástico inteligente, el cual contiene el hardware necesario para medir la frecuencia respiratoria.

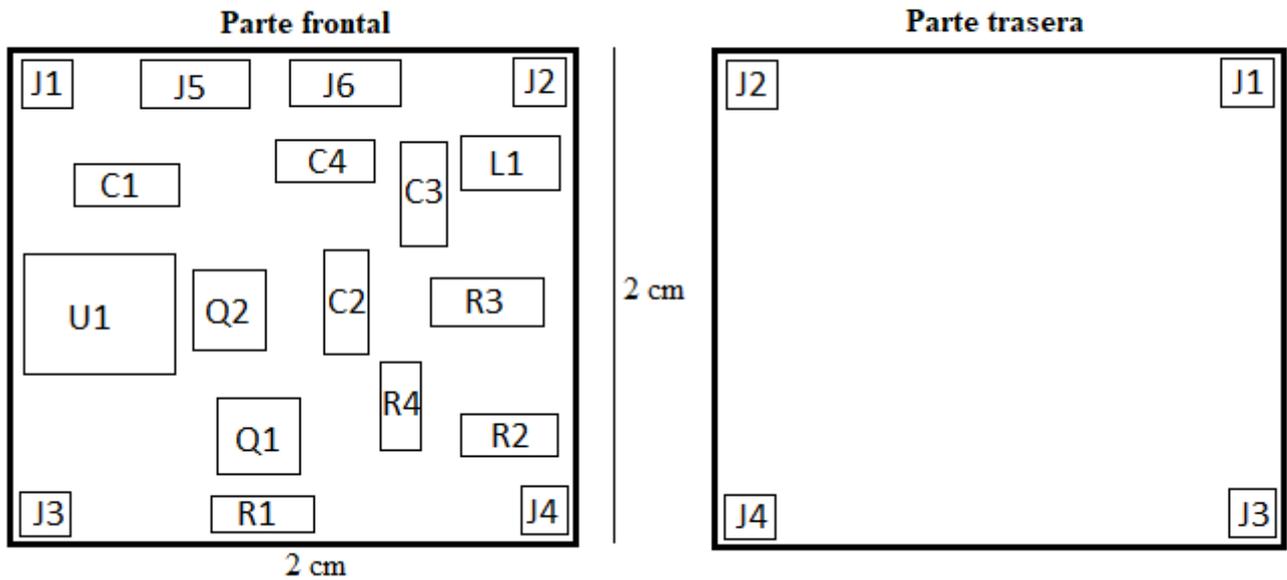
El módulo de sensorización capacitiva trata de tres partes diferenciadas. Por un lado, se encuentra el oscilador, que es el encargado de la medición de la frecuencia de oscilación relacionada con el valor de la capacidad mediante el esquema del oscilador de Colpitts, con el que se genera una señal periódica a la salida y se asegura eficacia y buena sensibilidad del sensor. Por otro lado, el módulo de amplificación contiene al amplificador operacional OPA365, que es el encargado de aislar el módulo de sensor capacitivo de cualquier equipo que conectemos externamente, sin variar las prestaciones del oscilador. Finalmente, la parte del interruptor contiene el mosfet IRLML6402PBF, que es el encargado de habilitar o inhabilitar el funcionamiento del circuito.

A continuación, se observa el circuito completo, diferenciando las tres partes mencionadas y los diferentes componentes que contiene.



El tamaño del módulo es de 2x2 cm, un tamaño adecuado para su implementación en espacios

reducidos. La configuración de los pines y los componentes se pueden ver a continuación, junto a una tabla describiendo la nomenclatura y el valor de cada uno de los componentes.



Componente	Numeración	Valor
Condensador	C1	2.2 uF
	C2	100 nF
	C3	120 pF
	C4	100 nF
Resistencia	R1	1 MΩ
	R2	100 KΩ
	R3	4 KΩ
	R4	200 Ω
Conector 1x1	J1	/
	J2	/
	J3	/
	J4	/
Conector 1x2	J5	/
	J6	/
Operacional OPA365_0	U1	/
Chip inductor ELJFB271JF	L1	270 uH
Mosfet IRLML6402TRPbF	Q1	/
Transistor MMBT2222A	Q2	/

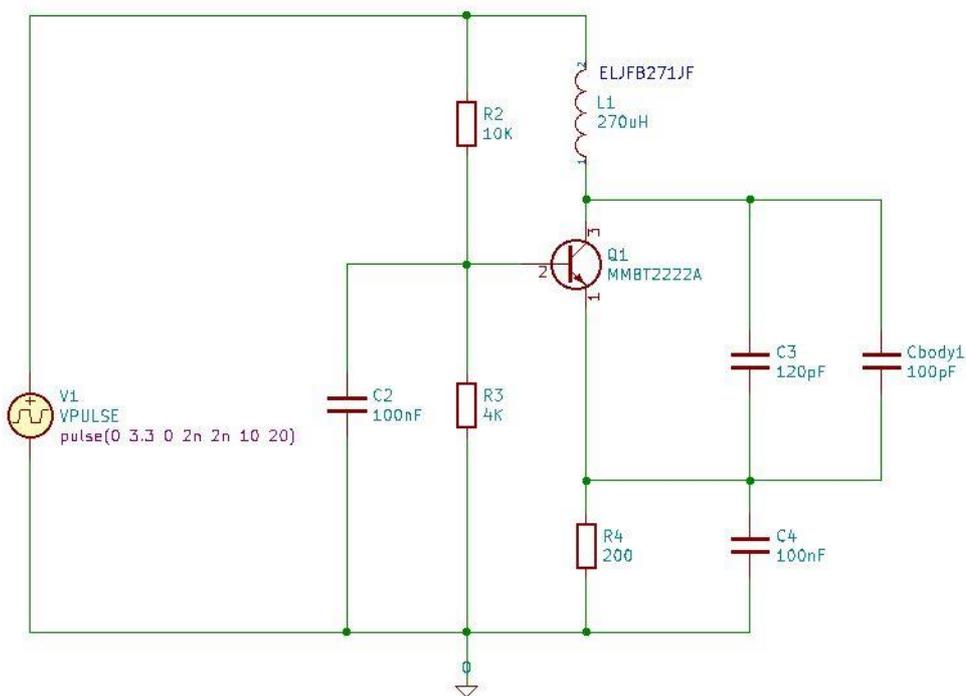
Componentes módulo sensor capacitivo

Como se puede apreciar en el circuito esquemático, los conectores J1, J2, J3 y J4 son las entradas y salidas del módulo. J5 y J6 son los conectores para los electrodos colocados en la parte frontal y trasera del chaleco elástico.

Conector	Función
J1	Tensión de oscilación
J2	Salida frecuencia de oscilación
J3	Tensión de entrada
J4	Señal de activación
J5	Conexión electrodo 1
J6	Conexión electrodo 2

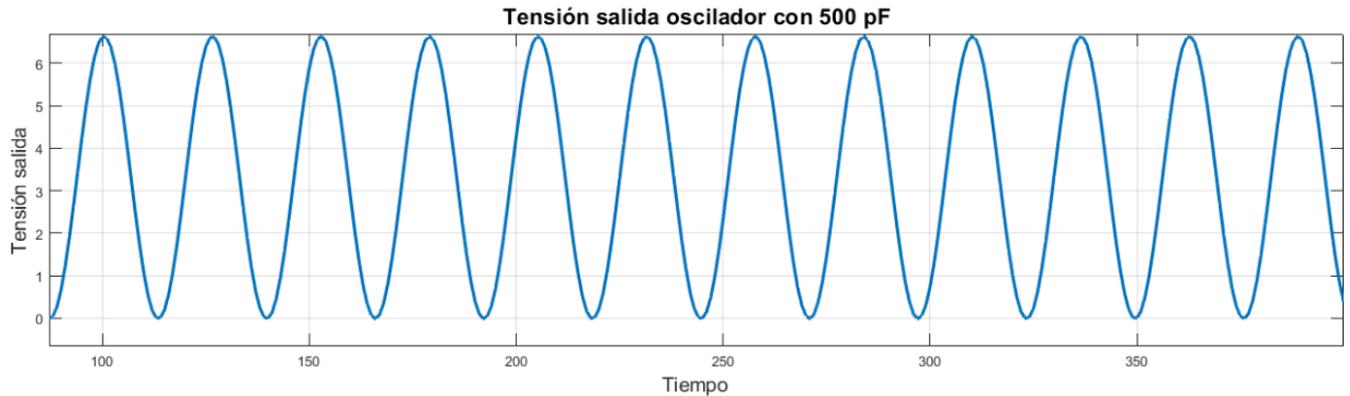
### Conectores módulo sensor capacitivo

Al desacoplar el módulo del interruptor y de amplificación se obtiene el siguiente circuito esquemático, propio de un oscilador de Colpitts.



Circuito esquemático oscilador

Se puede observar un ejemplo de la señal de salida del oscilador con una capacidad corporal de 100 pF, justo como se aprecia en el circuito esquemático anterior.



Tensión salida oscilador a 500 pF de capacidad corporal

Se muestran, a continuación, los resultados obtenidos para diferentes configuraciones del oscilador. En concreto, la sensibilidad del circuito para diferentes valores de capacidad del cuerpo humano y la variación de sensibilidad para configuraciones de la capacidad C3 diferentes. En el contexto de esta hoja técnica, se define la sensibilidad como la variación detectada en la frecuencia de oscilación en hercios (Hz) como consecuencia de una variación de 10 pF en la capacidad del cuerpo, en nuestro caso la capacidad Cbody.

La capacidad del cuerpo humano es la capacidad vista por los electrodos situados en el chaleco inteligente. Esta capacidad es medida a través de los pines J5 y J6.

### **Capacidad C3 a 120 pF**

Sensibilidad obtenida cuando al variar la capacidad corporal cuando C3 es igual a 120 pF.

Rango Capacidad (pF)	Sensibilidad (Hz/10pF)
50-60	35105.90
100-110	12769.10
150-160	9408.47
200-210	7499.93
250-260	6099.94
300-310	5199.95
350-360	4399.96
400-410	3799.96
450-460	3399.97
500-510	2899.97
550-560	2599.97
600-610	2399.98
650-660	2199.98
700-710	1999.98
750-760	1799.98
800-810	1699.98
850-860	1599.98
900-910	1399.99
950-960	1399.99
1000-1010	1199.99

### **Capacidad C3 a 240 pF**

Sensibilidad obtenida para diferentes valores de  $C_{body}$  cuando la capacidad de C3 es 240 pF, coincidiendo con el doble de la anterior.

<b>Rango Capacidad (pF)</b>	<b>Sensibilidad (Hz/10pF)</b>
50-60	8699.91
500-510	2299.98
1000-1010	1099.99

### **Capacidad C3 a 240 pF**

Sensibilidad obtenida al quitar del circuito la capacidad C3 para diferentes valores de capacidad corporal.

<b>Rango Capacidad (pF)</b>	<b>Sensibilidad (Hz/10pF)</b>
50-60	111084.95
100-110	35299.65
250-260	8590.34
500-510	3999.96
1000-1010	1499.99