



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Diseño y desarrollo de un sensor capacitivo
para medir la frecuencia respiratoria

Autor/es

Marcos Ibáñez Rodilla

Director/es

Raúl Igual Catalán

Carlos T. Medrano Sánchez

Escuela Universitaria Politécnica de Teruel

2020





“Diseño y desarrollo de un sensor capacitivo para medir la frecuencia respiratoria”

Resumen

Las enfermedades respiratorias crónicas son cada vez más habituales y están en los primeros puestos de causa de mortalidad en el panorama mundial.

La monitorización respiratoria es cada vez más necesaria para la detección y tratamiento de estas enfermedades.

En este proyecto se hace una revisión de las tecnologías existentes. En base a las características, ventajas y disponibilidad de cada tecnología, se ha escogido la sensorización capacitiva basada en un circuito LM555 astable y una placa Arduino para la medida de la frecuencia respiratoria, desarrollando así un primer prototipo.

En conclusión, se puede comprobar que el sensor puede llegar a medir la frecuencia respiratoria con gran sensibilidad, y con un amplio rango de valores pudiendo así ser un sensor vestible para diversos pacientes, llegando a una primera aproximación para detectar y tratar las enfermedades pulmonares obstructivas crónicas.

Abstract

Chronic respiratory diseases are becoming increasingly common and they are among the leading causes of death on the global scene.

Respiratory monitoring is increasingly necessary for the detection and treatment of these diseases.

In this project, we will make a review of the existing technologies. Based on previous studies (characteristics, advantages, availability, etc.), we have chosen a capacitive sensor using an astable LM555 circuit and an Arduino platform for the measurement of the respiratory rate. Then, we have developed a first prototype.

In conclusion, the sensor can measure the respiratory rate with high sensitivity and a wide range of values. This would result in a wearable sensor for different types of patients. We have developed a first approach for the detection and treatment of chronic obstructive pulmonary diseases.



Índice

1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 Hipótesis	2
1.2 Objetivos.....	3
2. SISTEMAS DE MONITORIZACIÓN DEL RITMO RESPIRATORIO.....	4
2.1 Espirometría	4
2.2 Pletismografía corporal.....	5
2.3 Camas inteligentes.....	6
2.4 Nariz electrónica	7
2.5 Estudio de la voz	7
2.6 Dispositivos wearables	7
3. FUNDAMENTOS TÉORICOS.....	8
3.1 Instrumentación biomédica.....	8
3.2 Sensores.....	9
3.3 Sensores Capacitivos	10
3.3.1 Principio físico.....	10
3.3.2 Sensores capacitivos en la industria	13
3.3.3 Sensores capacitivos en la medicina	13
3.3.4 Sensores basados en osciladores	14
4. DISEÑO HARDWARE.....	16
4.1 Diseño	16
4.2 Realización	16
4.2.1 Descripción de los prototipos estudiados	16
4.2.2 Descripción general del prototipo utilizado	16
4.2.3 Descripción general del sensor.....	17
4.3 Implementación.....	17
4.3.1 LM555 astable	17
4.3.2 Diseño de la placa de circuito impreso	19
4.4 Comprobación del funcionamiento	22
4.5 Encapsulado.....	26
4.6 Materiales.....	29
5. RESULTADOS.....	32
6. CONCLUSIONES.....	35
7. BIBLIOGRAFIA.....	36



ANEXOS	39
ANEXO I. Índice de figuras	39
ANEXO II. Índice de tablas	40
ANEXO III. Código programa principal de Arduino	40
ANEXO IV. Código programa representación Matlab.....	45
ANEXO V. Datasheet LM555.....	45



1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades respiratorias se sitúan cada año en los primeros puestos del ranking de hospitalizaciones y muertes.

Las tres enfermedades más prevalentes son crónicas, estamos hablando de asma, enfermedad pulmonar crónica (EPOC) y apnea del sueño [1].

El asma es una de las principales enfermedades que padecen muchas personas y se caracteriza por ataques recurrentes de disnea y sibilancias. Durante estos ataques se produce un hinchamiento en el revestimiento de los bronquios disminuyéndose así su diámetro interno. La tasa de mortalidad del asma es baja comparada con otras enfermedades pulmonares [2].

La EPOC (enfermedad pulmonar obstructiva crónica) es también una de las enfermedades pulmonares más comunes. Se caracteriza por la reducción de flujo de aire. La EPOC puede presentarse como bronquitis crónica y el pulmón se destruye debido a aspirar humo del tabaco u otras sustancias peligrosas. Clínicamente se presenta con los síntomas de disnea y expectoración. Al contrario del asma, esta puede llegar a ser mortal en algunos casos y se considera que es la cuarta causa de muerte en los países más desarrollados durante los últimos veinte años [3].

Según un estudio en 2010 del GBD (Global Burden of Disease) actualmente hay una cantidad de 325.615.000 de personas que padecen algún tipo de EPOC. Afecta más a personas de entre 40 y 80 años y conforme avancen los años esta cantidad se verá aumentada debido al tabaquismo y a los ambientes de contaminación [4].

La apnea del sueño también es como las otras y esta se asocia a una mayor obesidad mórbida y afecta al 5% de la población adulta y a un 2 % a niños de 4 a 5 años.

Por todo esto, es tan importante la monitorización de la frecuencia respiratoria ya que incluye un método eficaz y esencial para la detección precoz de las enfermedades respiratorias. El parámetro clave es el ritmo respiratorio medido como respiraciones por minuto, ya que este se ve afectado debido a estas enfermedades.

La monitorización de los signos vitales adquiere una gran importancia en el diagnóstico y seguimiento de las enfermedades respiratorias, debido a la tendencia de envejecimiento de la población, y al aumento de este tipo de enfermedades.

Dada la importancia de estas enfermedades existen varias líneas en la investigación para sistemas que las monitoricen.



Algunos son los siguientes:

- Detección de frecuencia respiratoria mediante un sistema de medida basado en el tiempo, que convierte una señal modulada en el tiempo por un sensor resistivo en señales digitales y estima la frecuencia respiratoria [5],[6].
- Camas inteligentes que monitorean varios signos vitales de los pacientes por sensores capacitivos [7].
- Detección de la frecuencia respiratoria mediante el procesado digital del ECG [8].
- Medición por sensor de gas basado en el transductor ultrasónico capacitivo micromecánico (CMUT) usado en sensores vestibles [9].

Aunque se deberá hacer un seguimiento de todas estas enfermedades para su control y cuidados médicos, la mayoría de la gente no suele realizar los controles requeridos.

Del problema actual con las enfermedades respiratorias surge la necesidad de creación de un sensor de la frecuencia respiratoria que sea no invasivo y que pueda usarse en tiempo real. Así se podrá lograr un mejor seguimiento de los pacientes con estas patologías y repercutirá en mejoras en la calidad de vida de estos.

1.1 Hipótesis

Como se ha mencionado al final de la introducción, la monitorización de la frecuencia respiratoria es de vital importancia y forma parte de un método esencial para la detección de enfermedades respiratorias. Teniendo en cuenta la tecnología actual, es posible el desarrollo de un dispositivo poco invasivo, portable, fiable y económico que permita el control y seguimiento de estas enfermedades.

La monitorización por sensores capacitivos permite el seguimiento de la frecuencia respiratoria en tiempo real y de modo no obstructivo cumpliendo el estándar de fiabilidad.

Por ello, el uso de este tipo de sensores y tecnología es una buena solución para la monitorización de este tipo de enfermedades.



1.2 Objetivos

El objetivo principal de este proyecto es la fabricación, testeo y validación de un sistema wearable para la medida de la frecuencia respiratoria. El sistema se va a realizar mediante un sensor capacitivo. Se desarrollará como un primer prototipo para que sea económico y no invasivo pudiendo ser aplicado al diagnóstico y el seguimiento de diversas enfermedades respiratorias en un futuro.

Para la consecución de este objetivo se desarrollarán diversos apartados:

- Estudio bibliográfico y análisis de técnicas de la tecnología de sensorización capacitiva para obtener máxima sensibilidad y exactitud en los resultados obtenidos mediante este.
- Diseño e implementación de un dispositivo capacitivo vestible.
- Diseño del sistema de sujeción para este sensor.
- Validación en el laboratorio con personas.



2. SISTEMAS DE MONITORIZACIÓN DEL RITMO RESPIRATORIO

En este apartado se van a describir algunos de los diferentes sistemas de monitorización más utilizados actualmente para el diagnóstico, seguimiento y tratamiento en las enfermedades respiratorias.

2.1 Espirometría

Es la principal prueba y más accesible para la evaluación y el seguimiento de las enfermedades respiratorias. Evalúa las propiedades mecánicas del sistema respiratorio. Su uso es ya casi imprescindible en los exámenes médicos para la prevención de riesgos.

La prueba mide flujos y volúmenes de aire exhalado desde la inspiración máxima del paciente [10].

Existen dos formas de hacer una prueba de espirometría:

- Inspirar de forma rápida pero no forzada tratando de alcanzar toda la capacidad pulmonar, después colocarse la boquilla entre los dientes y realizar una expiración energética y continuada hasta alcanzar el volumen residual de nuestra capacidad.
- Colocar la boquilla entre los dientes y sellarla y hacer varios ciclos de respiración constante tras lo cual inspirar rápido pero no forzado, después se realizará una expiración forzada con la máxima rapidez y esfuerzo.

Tras la realización de la prueba el paciente puede sentir mareos o dificultades menores. Para tomar en cuenta los datos se debe realizar unos procedimientos para asegurar la veracidad de los resultados.

Esta es una prueba fiable pero no nos indica el tipo de enfermedad que se padece solamente no indica de que las funciones respiratorias están alteradas con patrones obstrutivos o restrictivos [11].



SoloStocks



Ilustración 1: Espírometro

2.2 Pletismografía corporal

Se trata de una prueba que mide el volumen residual funcional de los pulmones, es decir, el aire que éstos no pueden poner en funcionamiento. Además cuantifica la resistencia de las vías aéreas. Si hablábamos de que la espirometría es la prueba de oro para cierto tipo de enfermedades esta también lo es para detectar estos parámetros.

Es una prueba mecánica en la que se le debe indicar al paciente varios procedimientos, así como introducir su edad, peso, etnia y talla.

El procedimiento de realización de esta será el siguiente:

1. Se introducen todos los detalles del sujeto, se le detallan todas las partes de la prueba y se le introduce en la cámara.
2. Se cierra la cabina dando un minuto para la estabilización de la temperatura.
3. Se le indica al paciente que respire por una boquilla con las manos en las mejillas y que respire lentamente ,obteniendo de 3-10 respiraciones en volumen constante.

Tras las pruebas se pueden obtener diversos volúmenes, como el volumen de gas intratorácico (ITVG) o capacidad residual funcional (FRC), el volumen residual (RV), y la capacidad pulmonar total (TLC).

Con esta técnica también podemos cuantificar la resistencia total (RawTOT), la resistencia específica de la vía aérea (sRaw), que limita el acceso del aire



inspirado a los pulmones, la conductancia (Gaw) y la conductibilidad específica (sGaw), indicando la velocidad del flujo dentro de la vía aérea.

La medición del volumen pulmonar total es muy importante para poder diagnosticar patologías restrictivas en la respiración, como también es muy importante poder medir el valor de resistencia que tiene nuestro sistema respiratorio [10][12].



Ilustración 2: Pletismografía Corporal

2.3 Camas inteligentes

Las llamadas “camas inteligentes” son un paso en la medida de la frecuencia respiratoria no invasiva. Éstas trabajan con la capacidad de acoplamiento que se introduce al tumbarse el paciente, siendo el sensor altamente sensible. Un modo de aplicar este sistema consiste en el uso de un almohadilla metálica, esta contiene sensores capacitivos altamente sensibles que detectan las variaciones en la respiración, cuando el paciente respira el valor de la capacidad varia, a medida que se expanden los pulmones el valor de la capacitancia medida también disminuye [7].

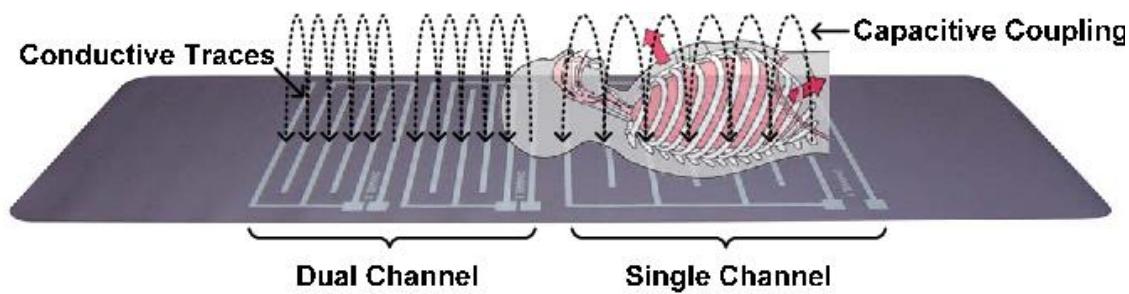


Ilustración 5: Cama Inteligente



2.4 Nariz electrónica

Se trata de un instrumento que contiene sensores químicos sensibles a las partículas volátiles presentes en la respiración humana, este crea unos patrones de reparación del paciente y se comparan con otros patrones.

Esta técnica es usada para determinar enfermedades se utiliza para detectar patógenos bacterianos vivos o invitro, detectar pacientes con cáncer de pulmón o identificar pacientes con asma y EPOC [13].

2.5 Estudio de la voz

Este estudio de la voz más concretamente es el estudio de los sonidos emitidos por los pulmones para detectar desordenes respiratorios.

Se captan los sonidos emitidos por el paciente y se comparan con patrones de ciertos desordenes para detectar si los padece. Para esto se sugieren metodologías de evaluación acústica basada en vectores acústicos, coeficientes Cepstrales en las Frecuencias de Mel (MFCC), modelos mezclados Gaussianos (GMM) y análisis discriminante lineal (LDA) [14].

Como se ha indicado este sería un método para la detección de ciertas enfermedades que llevan consigo manifestaciones de sonido al respirar, son así como sibilancias, asma y crepitancias para distinguirlos de patrones de respiración normales [15].

2.6 Dispositivos wearables

Las enfermedades respiratorias crónicas se pueden ver más a menudo cada día y con ello a más pacientes desplazándose a los hospitales para su diagnóstico y control. Por ello es muy importante la implementación de dispositivos wearables para el control de las enfermedades a tiempo real, esto es fundamental ya que así se conseguirá un control de la enfermedad y que los pacientes no tendrían que desplazarse a tantas pruebas a los hospitales dándoles así más libertad.



3. FUNDAMENTOS TÉORICOS

En este apartado se van a describir los principios físicos en los que se basan las tecnologías de monitorización de las enfermedades respiratorias, más concretamente nos centraremos en explicar los del sensor capacitivo.

Además de describir su funcionamiento, también se describen diferentes usos de este tipo de sensores.

3.1 Instrumentación biomédica

Un sistema de instrumentación es un conjunto de instrumentos/equipos usados para medir características físicas, más concretamente se encarga de utilizar elementos propios de la electrónica y de la instrumentación para medir diversas variables fisiológicas o biológicas del cuerpo humano y de representarlos en valores medibles.

La instrumentación biomédica abarca todos los instrumentos que tienen como fin el uso en la medicina en apartados como detección, medición, terapia, cirugía, etc.

Todos estos instrumentos tienen un esquema similar, lo que varía en cada uno de estos es la variable medida y el método de detectarla [16].

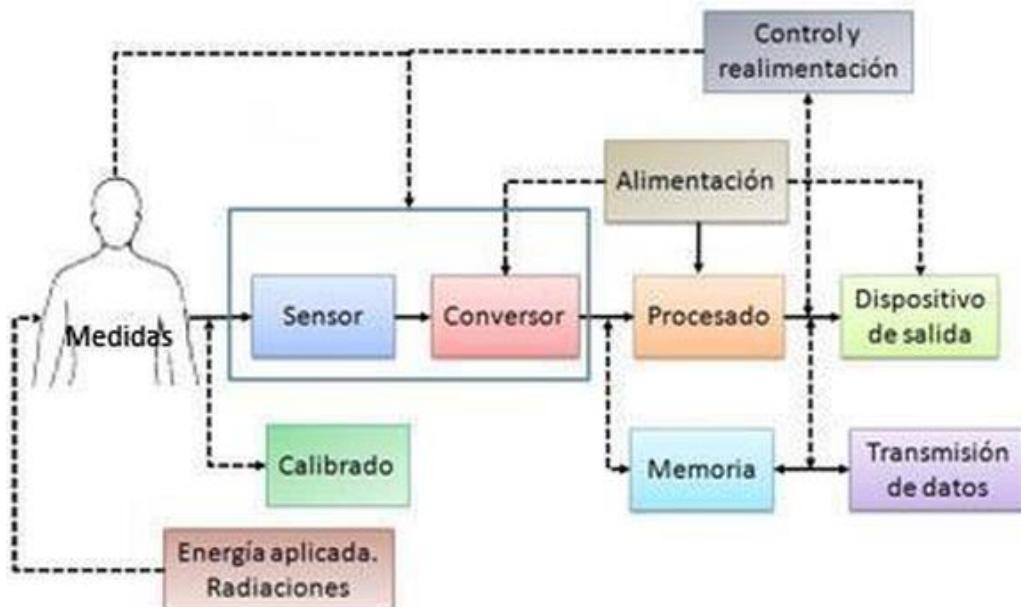


Ilustración 4: Esquema bloques de instrumentación biomédica



Los principales apartados de esta instrumentación son los siguientes:

- Medida: Magnitud física que el sistema mide, esta puede ser interna, puede medirse en la superficie del cuerpo, puede emanar del cuerpo o puede ser un tipo de muestra de tejido de este.
- Acondicionamiento de la señal: amplifica, filtra y adapta la impedancia del sensor, suele hacerse un promedio de la señal para evitar errores.
- Dispositivo de salida: Los resultados de la medida y el acondicionamiento se deben de mostrar de la forma más sencilla posible permitiendo así la interpretación de forma visual y sonora.

Debido a que los valores a medir son tejidos vivos y se aplica energía para hacerlo hay que tener en cuenta que se debe de tener especial cuidado a la hora de utilizarlos.

Para esto hay que tener en cuenta ciertas pautas. Se tendrá que asegurar que el valor medido no es alterado por el sensor. Hay que garantizar la seguridad del paciente para que no resulte herido en la medida. Por último, hay que tener la seguridad de la utilización de equipos fiables, robustos y que no sean difíciles de calibrar para adaptarlos a todos los pacientes [17].

3.2 Sensores

Los sensores son dispositivos que tienen la capacidad de detectar acciones o estímulos externos y dar una respuesta en función de estos.

Son dispositivos capaces de detectar magnitudes físicas o químicas y transformarlas en variables eléctricas medibles. Existen muchas variables medibles por estos, como pueden ser la temperatura, distancia, fuerza, movimiento, resistencia, capacidad, aceleración, etc.

Se pueden clasificar según varios criterios:

- Según el principio de funcionamiento, pueden ser activos o pasivos.
- Según el tipo de señal eléctrica que generan, pueden ser Digitales, Analógicos, Temporales.
- Según el rango de valores, pueden ser de tipo ON-OFF o de medida.
- Según el nivel de integración, pueden ser de tipo Discretos, Integrados o Inteligentes.
- Según el tipo de variable medida, pueden ser mecánicos, eléctricos, magnéticos, térmicos, acústicos, químicos, ópticos, etc.



3.3 Sensores Capacitivos

Es el tipo de sensor que va a ser usado para la implementación del proyecto y poder medir la frecuencia respiratoria. A continuación, se va a realizar una descripción del principio físico de estos y de los diferentes usos que se les pueden dar en diferentes sectores.

3.3.1 Principio físico

Principalmente un condensador es un elemento que tiene la capacidad de almacenar energía eléctrica entre dos placas metálicas llamadas electrodos. Estas dos placas están separadas por un material dieléctrico que puede ser aire (no tiene ningún otro componente entre las placas), u otro material aislante.

Estos sensores detectan un cambio en el campo eléctrico variando su capacidad lo que da un valor medible.

En los sensores de proximidad el campo eléctrico hace que las cargas dentro del material dieléctrico y en los electrodos se muevan.

El valor de la capacidad del condensador variara según:

- La constante dieléctrica: permite polarizar más o menos cada material, según esta sea alta o baja, será más fácil o difícil polarizar el material.
- Distancia entre las placas: según la distancia entre estas variará la intensidad del campo generado.
- Material dieléctrico colocado: según cual sea este, el valor de la constante dieléctrica variara, permitiendo así el cambio de la capacidad.

En el circuito cerrado el condensador tiende a equilibrarse en carga polarizándolo así, llegando a poder medir el flujo con el que se carga.



Pueden tener diferentes configuraciones, como son las siguientes:

➤ Condensador de placas paralelas:

La capacitancia de este tipo de condensadores varía según su geometría, es decir según el área y distancia de sus electrodos, estos serán los parámetros A y d .

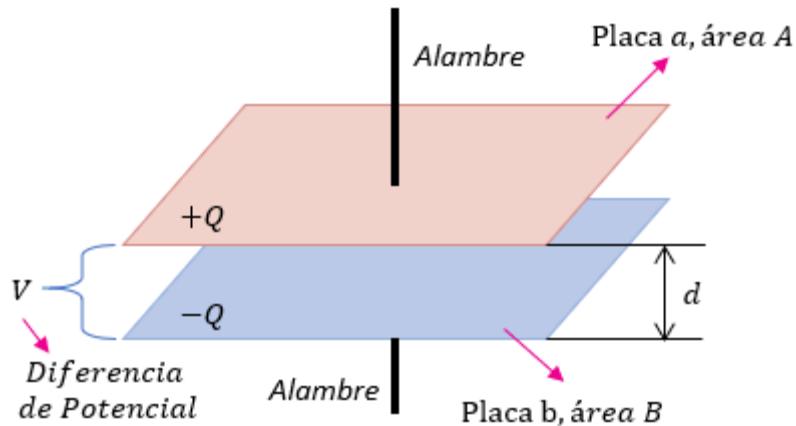


Ilustración 5: Condensador de placas paralelas

Cuando el valor que varía es la distancia entre los electrodos, tenemos que la capacidad resultante no es lineal, pero si lo será la impedancia de este, como se puede ver en las imágenes según varía la distancia de las placas y del dieléctrico.

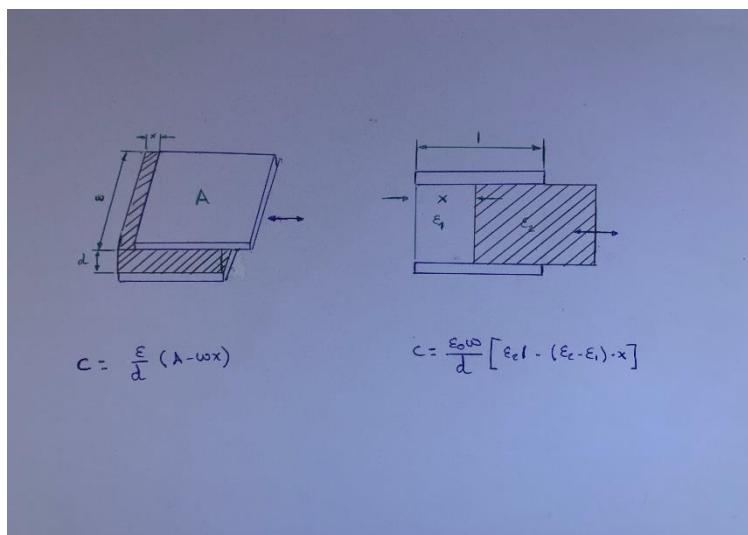


Ilustración 6: Condensador de placas paralelas con variaciones



➤ Condensador diferencial:

Estos son los formados por dos placas metálicas fijas y una móvil que se desplaza entre estas paralelamente, de forma que se crean dos condensadores variables experimentando el mismo cambio en su valor de capacidad pero de valores opuestos [18].

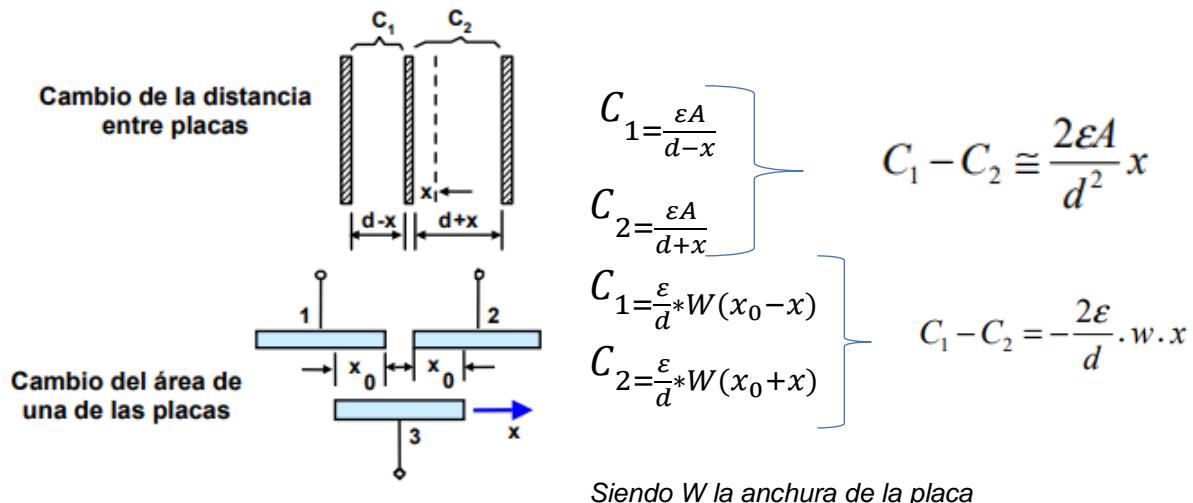


Ilustración 7: Condensador diferencial

➤ Electrodo de guarda:

Estos tipos de sensores llevan consigo varios problemas como pueden ser la dispersión de campo eléctrico en los bordes de los electrodos, aislamiento, capacidades parasitas. Como se puede observar se puede añadir un electrodo de guarda rodeando el electrodo nº3 y que se mueve con este con el mismo potencial protegiendo a este de todos los efectos negativos antes dichos [18].

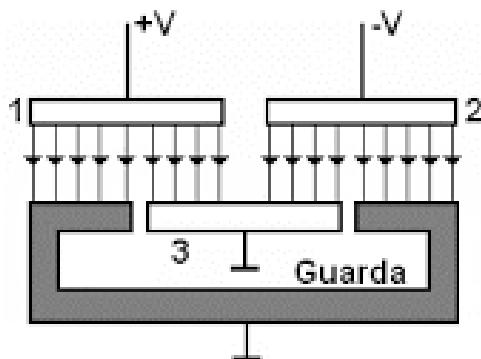


Ilustración 8: Condensador diferencial con electrodo de guarda



3.3.2 Sensores capacitivos en la industria

Los sensores capacitivos tienen una gran visibilidad en la industria, suelen detectar diversos tipos de materiales mediante el cambio en el campo en la zona de acción de estas, los metales pueden ser detectados a una gran distancia

Estos sensores tienen diversas formas según el tipo de aplicación que se le va a dar:

- Cilíndricos lisos, que es el estilo más frecuente y son de sensibilidad regulable.
- Cilíndricos roscados, de fácil montaje y sensibilidad fija.
- Cilíndricos de teflón, para detección en ambientes agresivos.
- Rectangulares planos, para detección en lugares estrechos.
- Tubulares, para detección de nivel de líquidos

Algunas aplicaciones de estos sensores son:

- Detección de nivel: En esta aplicación, cuando un objeto penetra en el campo eléctrico que hay entre las placas del sensor, varía el dieléctrico, variando consecuentemente el valor de la capacitancia. Se puede utilizar para control de nivel de líquidos o nivel de granos.
- Sensor de humedad: El principio de funcionamiento de esta aplicación es similar a la anterior. En esta ocasión el dieléctrico, por ejemplo el aire, cambia su permitividad con respecto a la humedad del ambiente.
- Detección de posición: Esta aplicación se basa en un condensador variable, en el cual una de las placas es móvil, pudiendo de esta manera tener mayor o menor superficie efectiva entre las dos placas, variando el valor de la capacitancia.

3.3.3 Sensores capacitivos en la medicina

Es una de las aplicaciones más importantes de los sensores capacitivos.

De los sensores capacitivos el que más presencia tienen en la medicina, mide la humedad del aire inspirado y con ayuda de una capa química, hace que la capacidad del instrumento varíe, con lo que detectaremos un cambio de esta. También suelen ser utilizados para la realización de ECG pudiendo obtener la frecuencia cardiaca, o en acelerómetros para la mejora de pacientes con movilidad reducida para su rehabilitación [19]. También se ha observado ventajas en el uso de sensores capacitivos para la transferencia y detección en la obtención de imágenes por ultrasonidos.



Muchos de los estudios realizados están de acuerdo en que el uso de sensores capacitivos en aplicaciones médicas está aumentando debido a las ventajas que tienen frente a otros debido a:

- Pequeño tamaño
- Elevada sensibilidad
- Reducido consumo eléctrico

3.3.4 Sensores basados en osciladores

Se dice que desde el punto teórico el sensor está formado por un oscilador y que el valor capacidad está formado por un electrodo interno y otro externo [20].

Es una tecnología muy usada dentro de los sensores capacitivos. Este tipo de sensores generan una señal cuya frecuencia depende de la bobina o el condensador del circuito. En nuestro caso interesa osciladores basados en condensadores, que es el parámetro utilizado para hacer la medición deseada.

Un oscilador en un circuito genera una señal periódica, la señal del oscilador queda caracterizada por una amplitud, frecuencia y forma de la onda, según sean sinusoidales o rectangulares se llamarán armónicos o de relajación.

Existen muchos tipos de osciladores, aunque el modelo genérico es el siguiente:

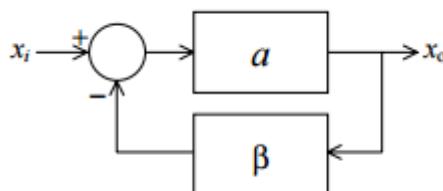


Ilustración 932: Modelo genérico de oscilador

El comportamiento del circuito se puede predecir con el modulo $|a\beta|$, y la fase $\theta_{a\beta}$ de la ganancia de lazo abierto.

Según el rango de frecuencias que obtengamos podremos decir que son:

- Generadores de baja frecuencia: Señales entre 1 Hz y 100 kHz. Este tipo de osciladores se suelen implementar con circuitos RC.
- Generadores de alta frecuencia: Señales por encima de los 100 kHz habitualmente usados para frecuencias de radio. Este tipo de osciladores se suelen implementar con circuitos LC y osciladores de cristal.



Como se ha indicado existen diferentes tipos y maneras de implementar los osciladores:

- Osciladores RC: Existen diferentes tipos como pueden ser los osciladores de rotación por fase que consiste en utilizar elementos inversores que provoquen la rotación de la fase, o los osciladores de puente de Wien, que son sencillos de implementar pero tienen el problema de la estabilidad de la frecuencia a su salida [21],[22].
- Osciladores de cristal: El principal componente de este es el cristal de cuarzo, convirtiendo las vibraciones mecánicas en voltaje a una frecuencia específica. Estos pueden ser:
 - ❖ El circuito oscilador serie que es un circuito básico en el cual está diseñado para que el cristal oscile en su frecuencia resonante natural.
 - ❖ El circuito oscilador paralelo que usa un cristal diseñado para operar con un valor específico de capacidad de carga.
 - ❖ Oscilador de Clapp a cristal en el cual se utiliza el cristal como elemento de realimentación determinante de la frecuencia de oscilación.
 - ❖ Oscilador de Pierce es un tipo de oscilador de Colpitts al cual se le ha remplazado el inductor por un cristal.
- Osciladores LC: Usados cuando los requerimientos son elevados ya que se consigue buena estabilidad y precisión así como frecuencias mayores de 100 kHz. Estos pueden ser:
 - ❖ Oscilador ideal LC, circuito formado por una bobina, un condensador , un interruptor y una fuente de tensión.

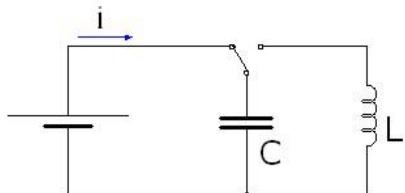


Ilustración 10: Oscilador ideal LC

- ❖ Oscilador de Harley, es un oscilador con una red de realimentación de tipo LC.
- ❖ Oscilador de Colpitts, formado por un transistor bipolar como etapa amplificadora, bobinas y condensadores como red de realimentación.



4. DISEÑO HARDWARE

4.1 Diseño

En esta parte del proyecto se va a realizar el diseño del sensor y de sus diferentes módulos que lo forman.

Se han empleado diferentes programas para realizar los diseños del circuito. Además, se ha utilizado un programa en Matlab que nos ayudara a obtener las gráficas del ritmo respiratorio a partir de los datos recogidos en las pruebas.

4.2 Realización

Se llevará a cabo el estudio y descripción de los diferentes prototipos estudiados y el escogido, así como la realización material de los diferentes módulos que forman el diseño.

4.2.1 Descripción de los prototipos estudiados

Se han valorado diferentes artículos científicos para la elección de la forma a usar para el desarrollo del sensor capacitivo. Algunos de estos son:

- “Textile-based Capacitance Sensor for a Wireless Wearable Breath Monitoring System” [23].
- “Capacitive Sensor for Respiration Monitoring” [24].
- “Simplified Structural Textile Respiration Sensor Based on Capacitive Pressure Sensing Method” [25].
- “Respiratory Monitoring System on the Basis of Capacitive Textile Force Sensors” [26].

4.2.2 Descripción general del prototipo utilizado

El prototipo escogido cumple diferentes criterios como:

- Dispositivo de bajo coste.
- Fácil instalación y manejo.
- Adaptado a cualquier usuario o paciente.
- Fiable y robusto.
- No invasivo.



Finalmente se ha seleccionado el prototipo de medida de la frecuencia dada por un circuito LM555 montado en configuración de circuito de astable ya que éste da una frecuencia variable según el valor del condensador “C2”. Este cambio de la frecuencia será medido por un Arduino nano, que guardará los datos en una tarjeta µSD. Posteriormente se podrán estudiar los valores en Excel o con Matlab, dibujando gráficas y sacando el valor de las respiraciones por minuto.

4.2.3 Descripción general del sensor

Se trata de un sensor vestible que va pegado al cuerpo del paciente y consta de dos electrodos separados por un dieléctrico que varía el valor de la capacidad de este en función de la presión ejercida en él.

Los dieléctricos estudiados se describen posteriormente.

4.3 Implementación

Se ha diseñado el circuito que está formado por el sensor, el circuito integrado LM555 encargado de proporcionar las señales al Arduino para procesarlas.

4.3.1 LM555 astable

Un circuito astable es aquel que no tiene ningún estado estable y va oscilando entre dos estados a un determinado tiempo. Este tiempo depende generalmente de la carga y descarga de condensadores.

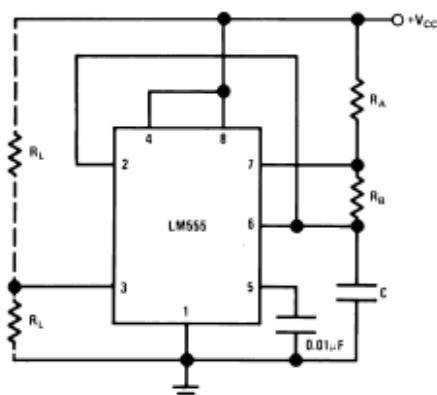


Ilustración 11: LM555 astable (datasheet del 555).

Para poder usar el LM555 como astable se requiere realizar una serie de cálculos para escoger las resistencias y condensadores.



El circuito a emplear para que funcione como astable es el siguiente:

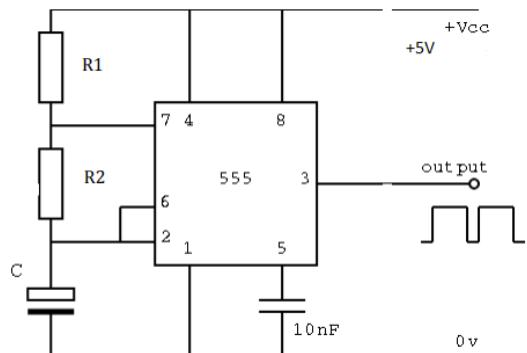


Ilustración 12: Circuito astable LM555

En la ilustración como astable, C es un condensador que determina la frecuencia de oscilación. En este circuito la salida es una señal rectangular y los periodos t1 tiempo en alto y t2 tiempo en nivel bajo dependen de los valores R1, R2 y C.

$$t_1 = \ln(2) * (R_1 + R_2) * C \quad \text{Siendo: } R1=10\text{ k}\Omega$$

$$t_2 \approx \ln(2) * (R_2) * C \quad R2=100\text{k}\Omega$$

Resultando el circuito final:

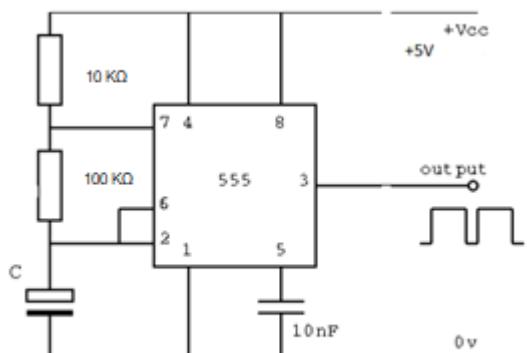


Ilustración 1344: Circuito astable LM555

La señal generada en el pin 3 (output) se llevará al pin digital 2 del Arduino nano. El programa se encargará de los cálculos en función de las respiraciones del paciente.



Se ha decidido colocar un condensador de 1 nF en paralelo con el sensor para que el valor que lea el Arduino nunca sea cero. Este circuito está montado en una protoboard para un primer prototipado. Se ha realizado un montaje con el programa Fritzing:

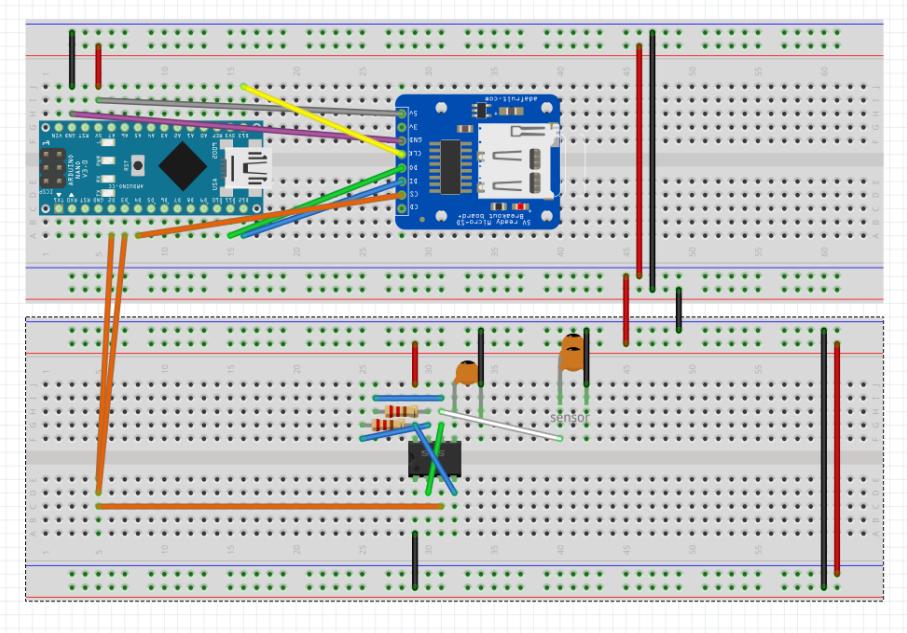


Ilustración 454: Cableado del prototipo hecho con Fritzing

4.3.2 Diseño de la placa de circuito impreso

Para completar el diseño se ha realizado una placa de circuito impreso mediante el programa Eagle.

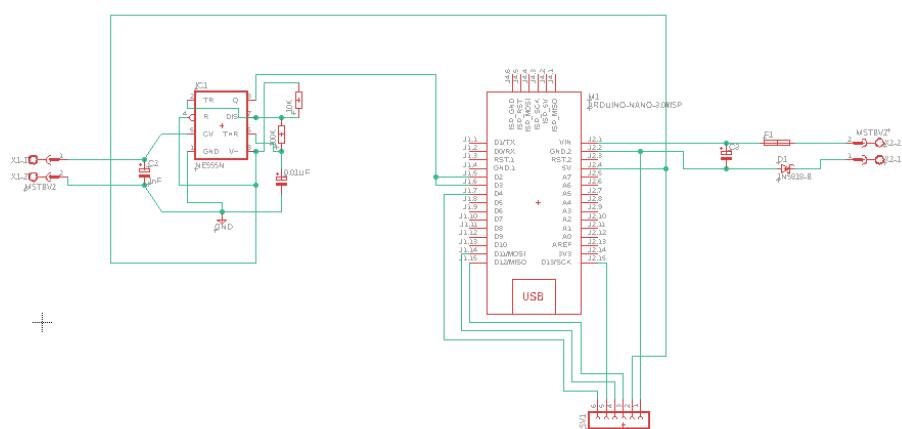


Ilustración 15: Esquema eléctrico hecho con Eagle

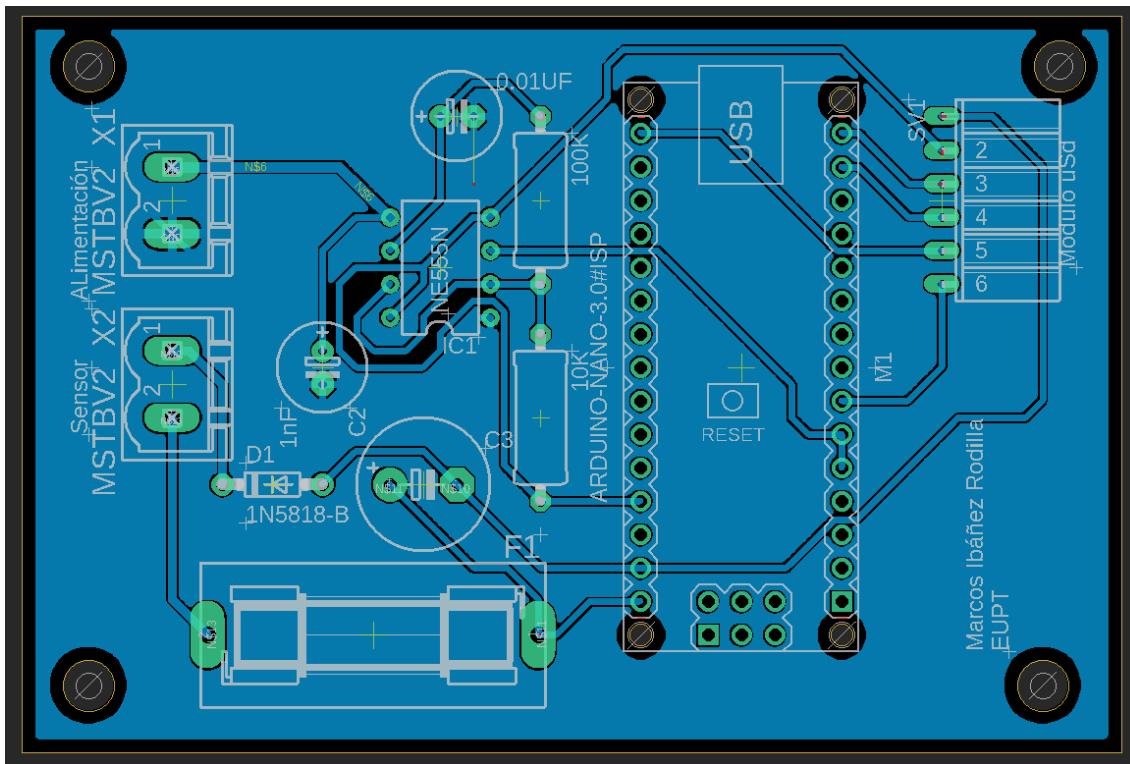
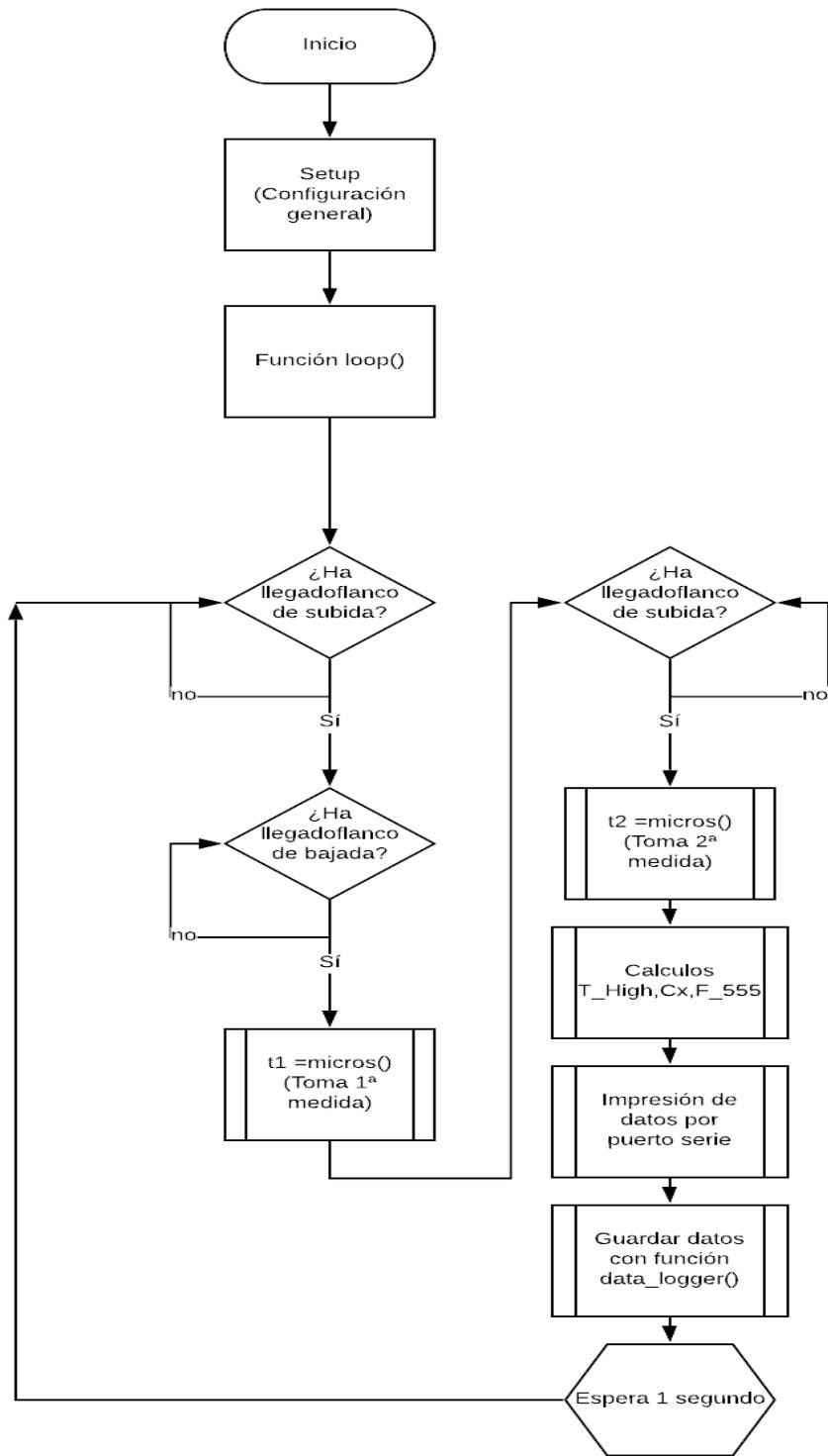


Ilustración 16: Diseño de pcb creado con Eagle



Se ha diseñado el programa de recogida de datos con la plataforma de “ARDUINO IDE” el cual seguirá el siguiente diagrama de flujo:





4.4 Comprobación del funcionamiento

Inicialmente se realizaron pruebas con diferentes dieléctricos para poder averiguar cuál de ellos es el más adecuado para hacer el sensor. Se tomó como posibles materiales dieléctricos tales como goma eva, goma espuma, goma espuma gruesa. También se realizó un sensor con hojas de aluminio plegadas y con material polietileno (papel film) entre cada capa de aluminio intermedio:

- Goma espuma fina:

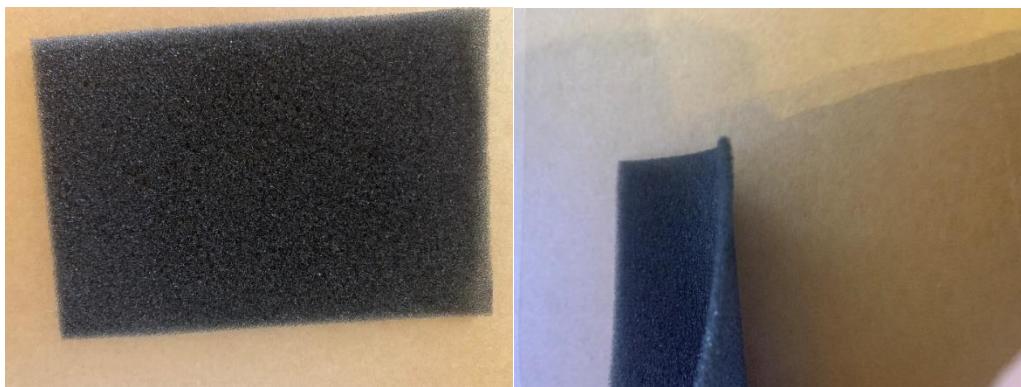


Ilustración 17: Goma espuma fina

- Goma espuma gruesa:

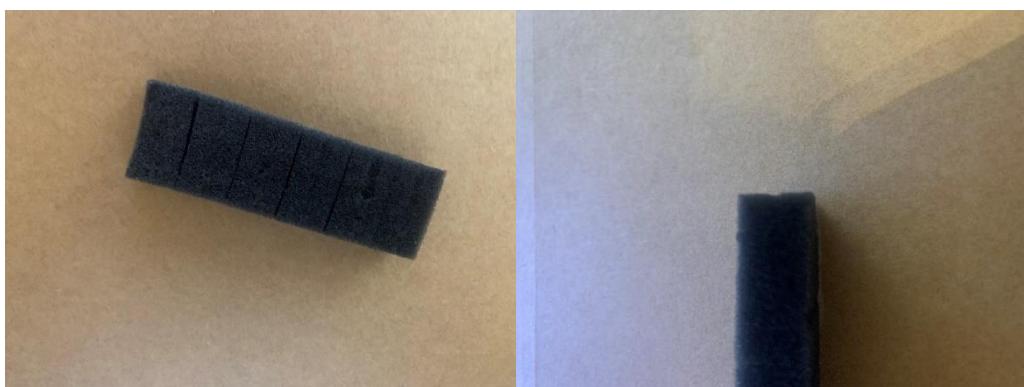


Ilustración 18: Goma espuma gruesa



- Goma eva:



Ilustración 19: Goma eva

- Condensador casero:

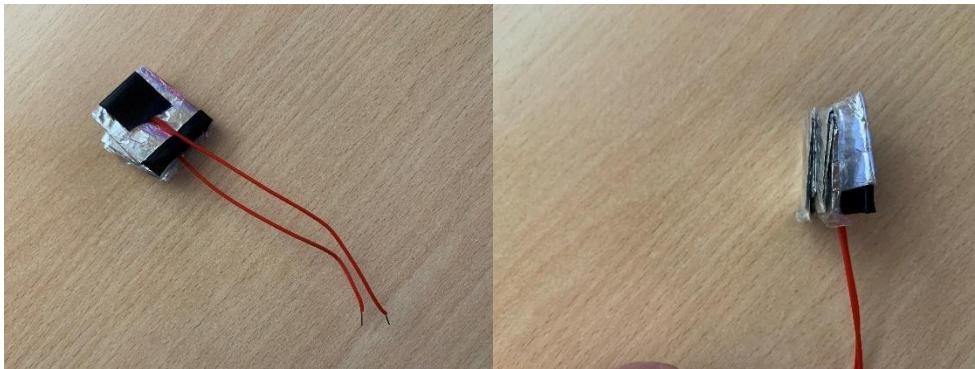


Ilustración 20: Condensador de hoja doblada casero



Tras esto se tuvo que hacer pruebas de capacidades con los distintos dieléctricos para averiguar cuál es el que daba el mejor valor de capacidad y con cuál variaba más al presionarlo:

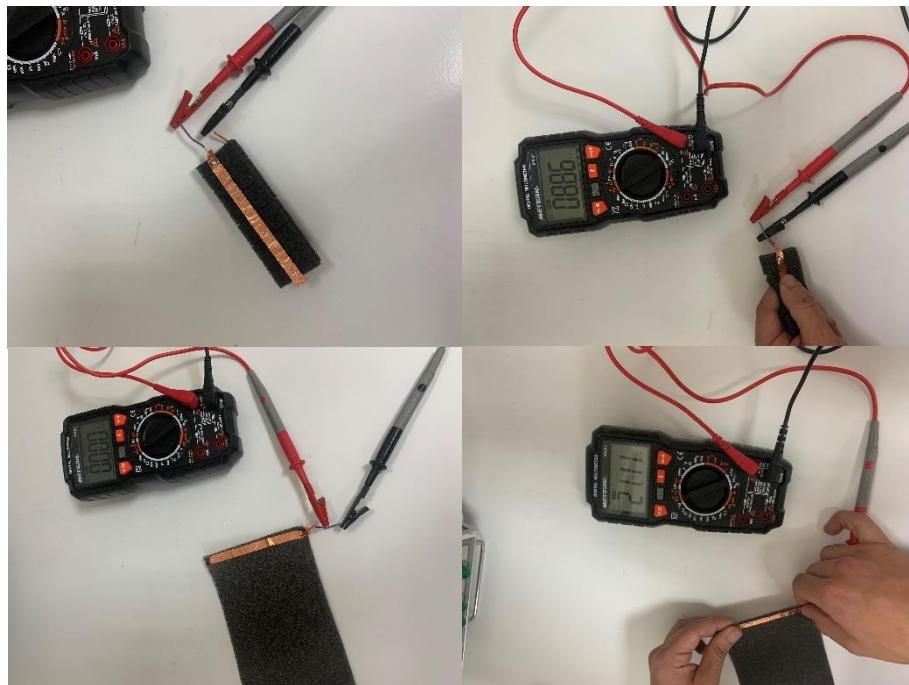


Ilustración 21: Pruebas iniciales

Con lo que se obtuvieron los siguientes datos:

	Goma eva	Goma espuma fina	Goma espuma gruesa
Inicial	0	0	0
Medida 1	12,68	20,64	8,86
Medida 2	14,01	21,25	7,5
Medida 3	13,38	21,045	8,84
Medida 4	13,36	21,111	8,56
Medida 5	13,05	22,02	7,7
Media	13,296	21,2132	8,292
Unidades	nF	nF	nF

Tabla 1: Datos iniciales de capacidad

Estos datos se han tomado con unos cables soldados a los electrodos y con un polímetro.

Con el condensador de hojas dobladas se han hecho pruebas aparte no documentadas, presionándolo y variando la distancia entre sus placas. Este sensor se ha construido a partir de una hoja de papel de aluminio y polietileno, y ha sido doblado para lograr un valor de capacidad mayor.



Finalmente se optó por la implementación con la goma eva como dieléctrico y se empezó a hacer las pruebas con la ayuda de un osciloscopio para poder ver el cambio en la onda de salida del LM555 al variar la presión en el sensor.

Se montó el siguiente circuito para comprobarlo:

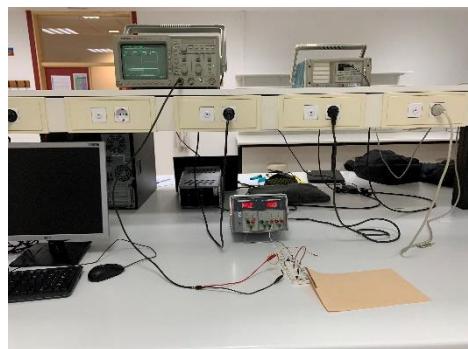
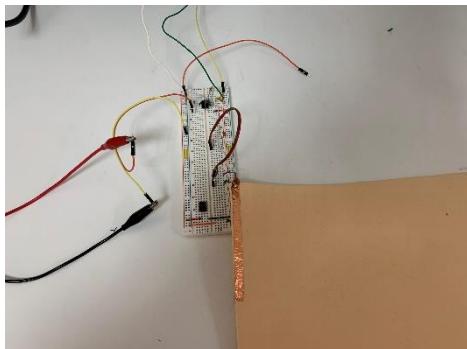


Ilustración 22: Circuito comprobación de la onda de salida

Con lo que pudimos observar que al variar la presión sobre el sensor la frecuencia de la salida del circuito variaba.

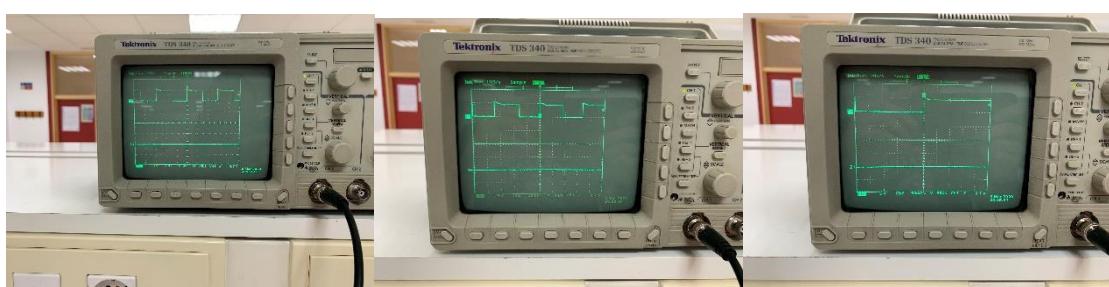


Ilustración 23: Salida del circuito LM555 en el osciloscopio

Tras las pruebas previas con el circuito astable, se colocó el Arduino nano en el circuito para medir de forma automática la frecuencia, conectando todos los componentes y resultando:

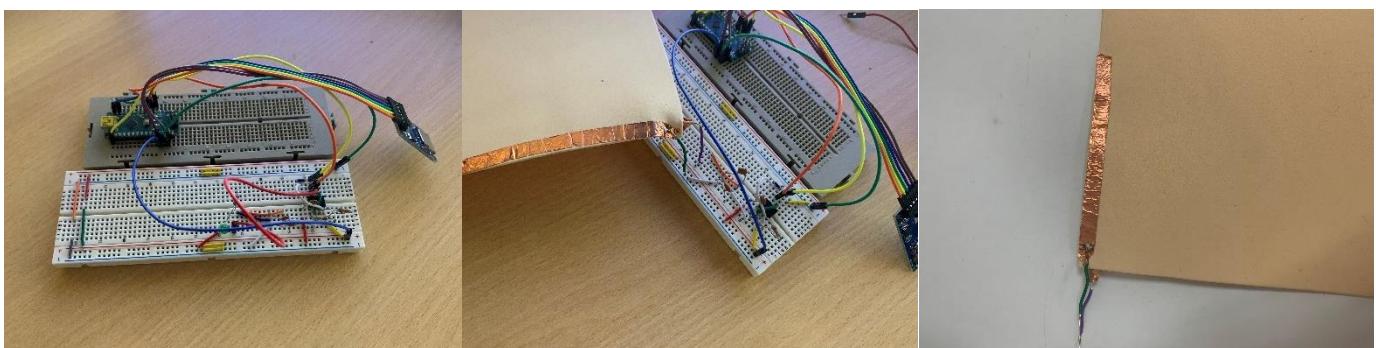


Ilustración 24: Circuito completo y sensor



4.5 Encapsulado

Para poder ponerlo en una cinta se ha diseñado con el programa FreeCad piezas en 3D de una caja para su posterior impresión en una impresora 3D usando el software Ultimate Cura.

Para este diseño se ha tomado en cuenta y se ha intentado replicar lo realizado en el siguiente artículo [27].

Esta caja se ha diseñado para poder poner el sensor y por acción mecánica poder hacer presión sobre este. El funcionamiento de ambas cajas es el mismo. Una placa que mediante el material elástico con el que se sujetó al cuerpo hace presión hacia dentro de la caja en el sensor, provocando en este una variación de la capacidad que determina la frecuencia del circuito. A continuación, se puede observar el diseño de esta “caja”:

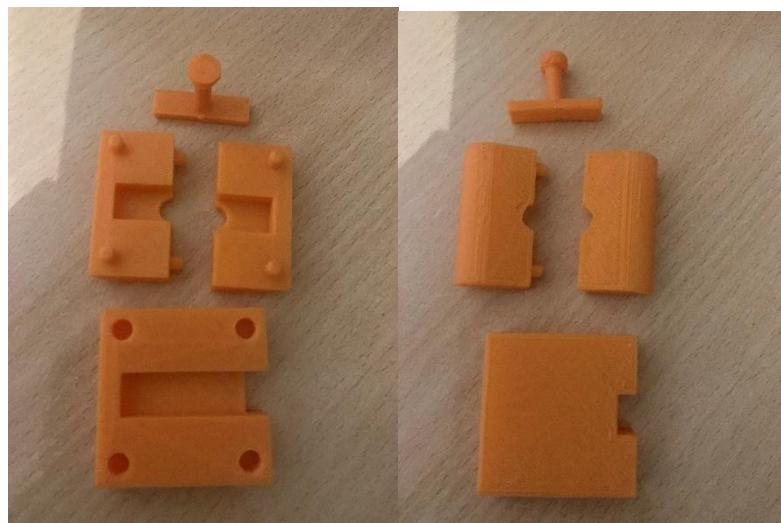


Ilustración 25: Diseño 3D

Posteriormente, la forma del sensor se adaptó a la caja:

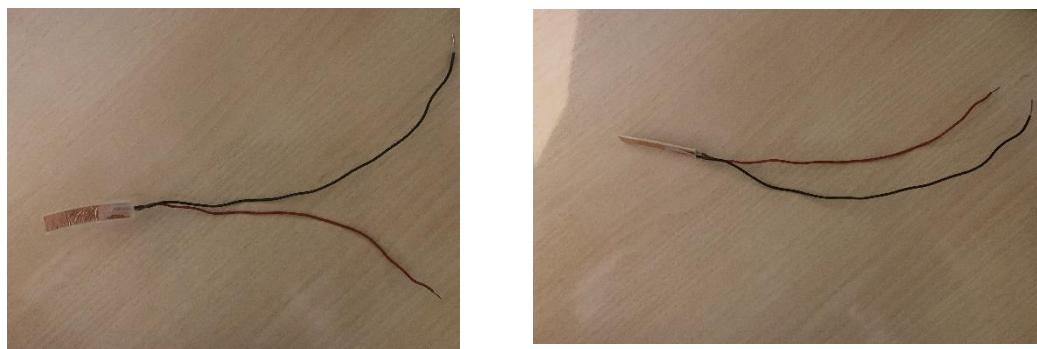


Ilustración 26: Sensor capacitivo adaptado al diseño



Montando todo junto de la siguiente forma:

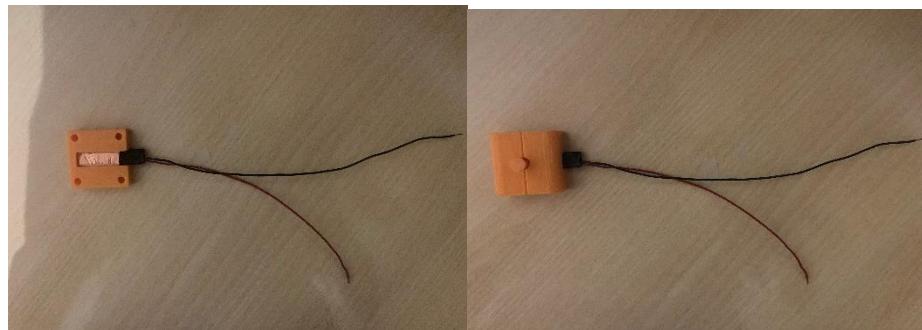


Ilustración 27: Montaje del sensor en la caja

Dando como resultado final el siguiente circuito para las primeras tomas de medidas de la frecuencia respiratoria.

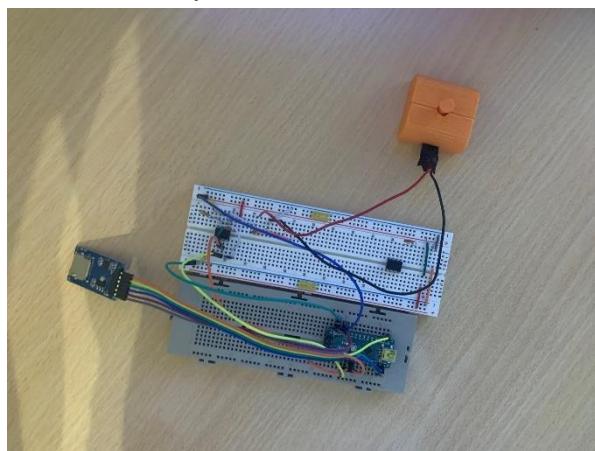


Ilustración 28: Circuito prototipo para las primeras medidas

Sin embargo, una vez que se tenía todo preparado para la actuación del sensor ya pegado al cuerpo humano, se detectó que no se conseguía variar la frecuencia de salida del circuito. Se ha comprobado que, si el sensor es presionado con los dedos, sí que hay cambio, como se ha mostrado en las pruebas de laboratorio. Pero con la presión ejercida por el mecanismo de la caja o con objetos de plástico sobre el sensor no hay cambio de frecuencia.

Por ello, al final se decidió tomar como el sensor el condensador de hojas dobladas casero, haciendo lo mismo que para el otro sensor, diseñándole piezas en 3D para su colocación en las personas.

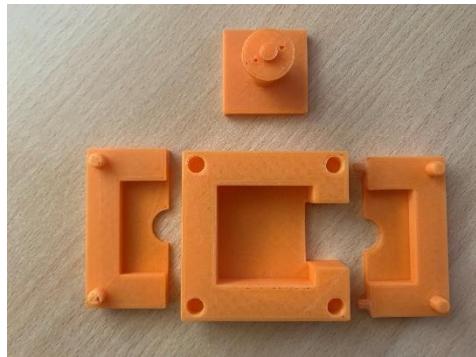


Ilustración 29: Diseño 3D para el 2º sensor

Finalmente se montó el siguiente circuito y se midieron las variaciones de frecuencia con el Arduino.

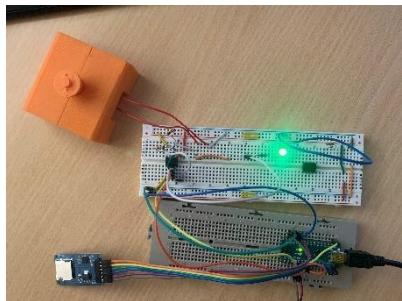


Ilustración 30: Circuito con el 2º sensor

El sensor se ha colocado en el cuerpo con una cinta elástica para hacer presión y que se puedan tomar los datos de la siguiente manera:



Ilustración 31: Cinta elástica junto con el sensor

Quedaría por terminar la implementación en la placa de circuito impreso. A fecha de presentación del TFG todavía no se ha hecho la soldadura de los componentes.



4.6 Materiales

A continuación, se van a describir los diferentes materiales, programas y equipos usados en la fabricación y desarrollo del sensor.

- **Programas:** Eagle, Arduino IDE, Matlab, Excel, FreeCad, Ultimate Cura
- **Resistencias:** R=1 X 10 kΩ y 1 X 100 kΩ
- **Condensadores:** C=2 x 1 nF y 1 x 0.01 µF
- **Circuito integrado:** LM555



Ilustración 32: LM555

- **Arduino nano**

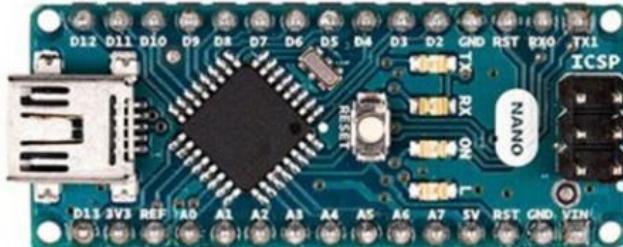


Ilustración 33: Arduino Nano

Especificaciones técnicas:

Microcontrolador	ATmega328
Arquitectura	AVR
Voltaje de operación	5 V
Memoria Flash	32 KB siendo 2 KB de bootloader
SRAM	2 KB
Velocidad del reloj	16MHz
Pines de E/S analógicas	8
Pines de E/S digitales	22
Voltaje de entrada	7 V
EEPROM	1 KB

Tabla 2: Especificaciones técnicas Arduino Nano



- **Modulo MicroSD**

El módulo ha sido escogido para el guardado de los datos del sensor.

- **Material conductor adhesivo**

Los electrodos del sensor se componen de un material conductor y adhesivo y son dispuestos enfrentados entre sí por delante del cuerpo. Se han usado tiras de cobre para hacerlos.



Ilustración 34: Cinta de cobre adhesiva

- **Papel de aluminio**

▪ **Conecotores:** 2 x Conecotores Phoenix MSTBV2 y 1 x Conector Ista

- **Fusible**

- **Diodo Schottky 1N5818-N**



- **Osciloscopio**

Se trata del osciloscopio que se encuentra en el laboratorio de la EUPT de Electrónica 2, el cual es el "Tektronik TDS 340" [28].

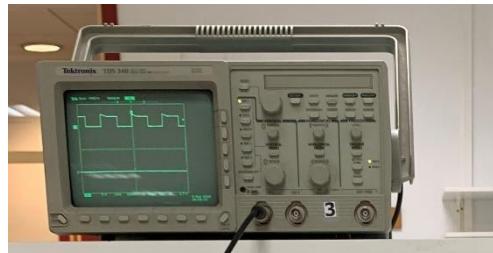


Ilustración 35: Osciloscopio Tektronik TDS 340

Especificaciones técnicas:

Señal de entrada	analógico, de señal mixta
Movilidad/instalación	Portátil
Número de canales	2
Ancho de banda	25 MHz and FULL
Consumo	65 watts
Sensibilidad	2mV/div to 10V/div

Tabla 3: Especificaciones técnicas osciloscopio



5. RESULTADOS

Las frecuencias respiratorias se han obtenido mediante inspección visual representando los datos con Matlab.

A partir de estas graficas se ha podido determinar la frecuencia respiratoria para las diferentes pruebas realizadas.

Se han obtenido los siguientes resultados y se han comparado con los tomados por un reloj digital (Apple Watch series 3). El reloj se puede configurar para marcar una pauta de respiración al usuario, (por ejemplo 7 respiraciones/min). Éste se tomará como el valor correcto con el que se comparar el valor medido.



Ilustración 36: Pautas del reloj para las respiraciones

Para dar por válidos los resultados, la cantidad de respiraciones realizadas por el usuario durante las pruebas y las tomadas por el sensor tendrán que ser iguales o lo más parecidas posibles.



Prueba con 4 resp/min:

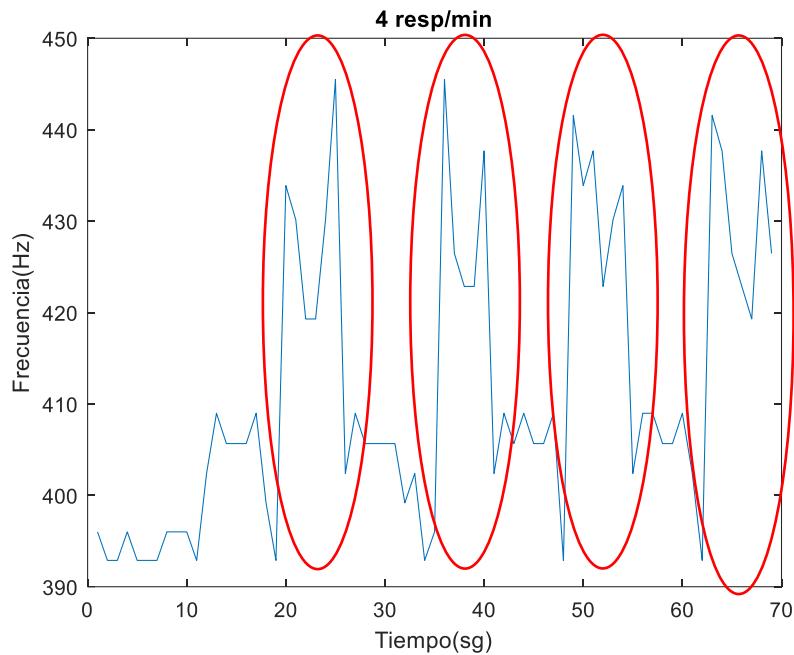


Ilustración 37: Gráfica recogida del sensor con 4 respiraciones por minuto

Prueba con 7 resp/min:

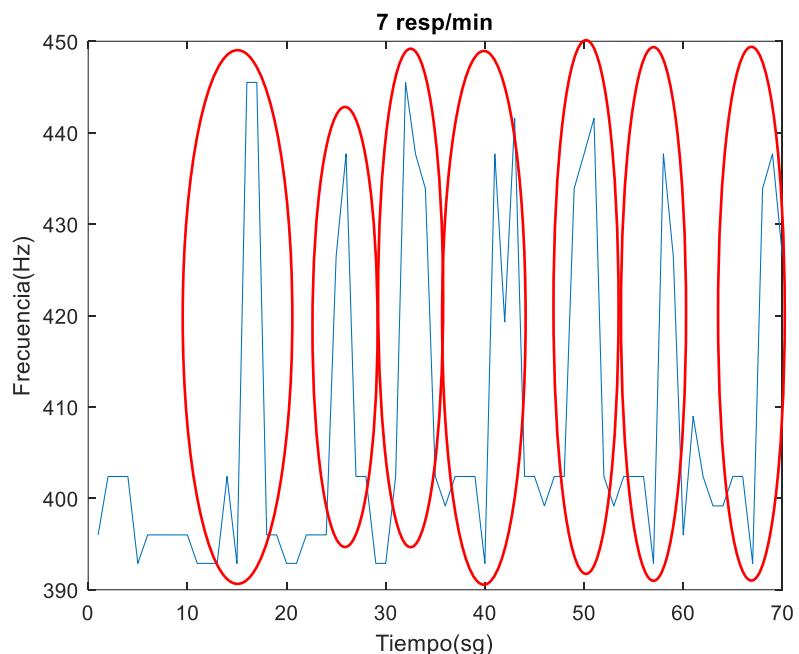


Ilustración 38: Gráfica recogida del sensor con 7 respiraciones por minuto



Prueba con 10 resp/min:

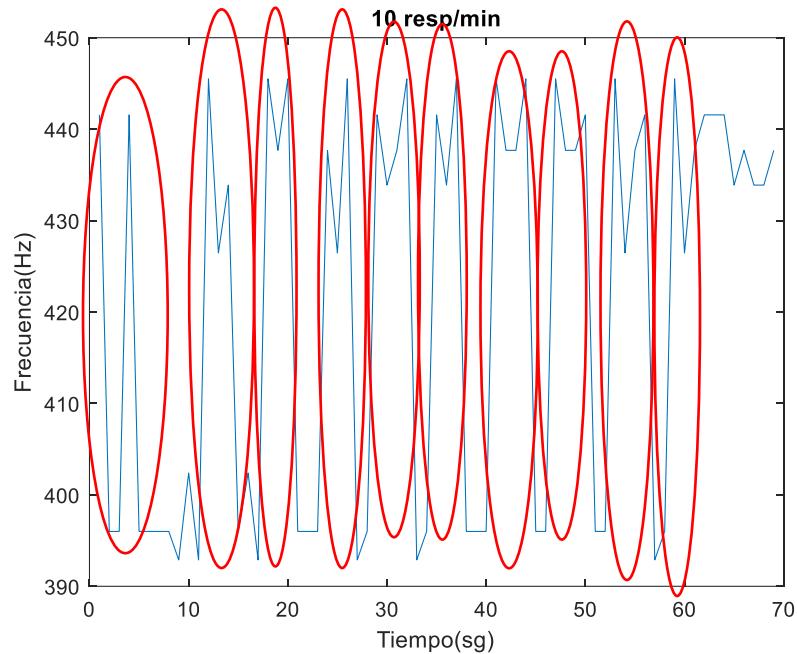


Ilustración 39: Gráfica recogida del sensor con 10 respiraciones por minuto

Como se puede observar la cantidad de periodos medidos es el número de respiraciones por minuto realizadas, por lo que podemos afirmar que el sensor funciona correctamente. No obstante, los picos no son limpios del todo y hay un margen claro de mejora en la señal antes de poder pasar a realizar una detección automática de picos/valles.



6.CONCLUSIONES

La importancia del cuidado de las enfermedades pulmonares crónicas hace fundamental que el estudio de diferentes formas de medida del ritmo respiratorio sea cada vez más necesario. Con esta idea se ha desarrollado el prototipo para que haga frente a esas necesidades.

En el proyecto se ha diseñado un dispositivo que ayuda a la sensorización y monitoreo de la frecuencia respiratoria.

Tras realizar un estudio bibliográfico de diferentes métodos ya existentes, se ha decidido realizar el proyecto a través de la oscilación de un circuito LM555 astable y un Arduino, siendo así un dispositivo de bajo coste. Se ha diseñado una carcasa mediante una impresora 3D para el sensor y así podemos asegurar la seguridad de las personas y que se trata de un sensor no invasivo.

Inicialmente se decidió optar por un sensor formado por dos electrodos separados con un dieléctrico como es la goma eva, haciendo que el mismo movimiento del cuerpo al respirar produzca una presión sobre el sensor variando la capacidad de este. Se ha confeccionado una cinta flexible y ajustable a medida para poder ser adaptada a diferentes usuarios con velcro.

Durante el desarrollo del sensor apareció el problema ya comentado en la memoria de que el sistema escogido no funcionaba correctamente tras hacer las pruebas pertinentes ya que con este no se conseguía variar la frecuencia haciéndole presión con la caja diseñada, por lo que se tuvo que diseñar el sensor de otro modo (condensador de hojas dobladas casero), teniendo que rehacer los diseños en 3D y volviendo a hacer pruebas. Queda por determinar todavía por qué el condensador basado en goma eva sólo cambiaba cuando se le presiona con los dedos, y su asociación con la capacidad del cuerpo humano.

Por último, se puede mencionar que la forma de transmisión de los datos se puede mejorar con un módulo Bluethooth haciendo así que estos se puedan transmitir directamente y en tiempo real a diferentes dispositivos como pueden ser ordenadores o dispositivos móviles, haciendo así aún más fácil la recogida y monitorización de los datos del paciente. La integración de la electrónica en una PCB, junto con una alimentación portátil (batería), todo dentro de un único dispositivo sería otro paso hacia un sistema realmente útil y usable.



7. BIBLIOGRAFIA

- [1] "Enfermedades del aparato respiratorio | Lista | Infosalus." <https://www.infosalus.com/enfermedades/aparato-respiratorio/> (accessed Apr. 01, 2020).
- [2] V. Lezana, J. C. Arancibia, and N. Pediatrica, "(No Title)," Accessed: 01-Apr-2020. [Online]. Available: <http://www.neumologia-pediatrica.cl>.
- [3] J. Pascual, "Antimigraniosos," in *Neurofarmacología Contemporánea*, vol. 30, no. 1, Elsevier, 2011, pp. 169–190.
- [4] M. Miravittles *et al.*, "Actualización," *Arch Bronconeumol*, vol. 50, no. 1, pp. 1–16, 2014, Accessed: 01-Apr-2020. [Online]. Available: www.archbronconeumol.org.
- [5] F. De la Torre, D. Morales, and C. Quiroz, "Gerontecnología: rapid review y tendencias mundiales / Gerontechnology: rapid review and global trends," *Rev. Mex. Ing. biomédica VO* - 36, vol. 36, no. 3, p. 171, 2015, doi: 10.17488/RMIB.36.3.3.
- [6] E. Sifuentes, J. Cota-Ruiz, and R. González-Landaeta, "Respiratory rate detection by a time-based measurement system," *Rev. Mex. Ing. Biomed.*, vol. 37, no. 2, pp. 91–99, May 2016, doi: 10.17488/RMIB.37.2.3.
- [7] A. Hart, K. Tallevi, D. Wickland, R. E. Kearney, and J. A. Cafazzo, "A contact-free respiration monitor for smart bed and ambulatory monitoring applications," in *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10*, 2010, vol. 2010, pp. 927–930, doi: 10.1109/IEMBS.2010.5627525.
- [8] "(PDF) Detección de la frecuencia respiratoria mediante procesado digital del ECG." https://www.researchgate.net/publication/303811624_Deteccion_de_la_frecuencia_respiratoria_mediante_procesado_digital_del_ECG (accessed Apr. 01, 2020).
- [9] M. M. Mahmud *et al.*, *A Low-Power Gas Sensor for Environmental Monitoring Using a Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer* .
- [10] V. M. McDonald and P. G. Gibson, "Asthma education," in *Clinical Asthma: Theory and Practice*, vol. 75, no. 2, CRC Press, 2014, pp. 127–137.
- [11] "Espirometría." Accessed: 16-Apr-2020. [Online]. Available: <http://aepap.org/grupos/grupo-de->.
- [12] I. De Mir Messa, O. Sardón Prado, H. Larramona, A. Salcedo Posadas, and J. R. Villa Asensi, "Body plethysmography (I): Standardisation and quality criteria," *An. Pediatr.*, vol. 83, no. 2, pp. 136.e1-136.e7, Aug. 2015, doi: 10.1016/j.anpedi.2014.10.029.
- [13] J. Luis Valera, B. Togores, and B. G. Cosio, "ARTICLE IN PRESS G Model Utilidad de la nariz electrónica para el diagnóstico de enfermedades de la vía respiratoria Use of the Electronic Nose for Diagnosing Respiratory Diseases," 2011, doi: 10.1016/j.arbres.2011.08.004.
- [14] "GMM y LDA aplicado a la detección de enfermedades pulmonares." http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-95322013000200002 (accessed Jun. 10, 2020).
- [15] M. A. San-Pablo-Juárez, E. Morales-Sánchez, F. Ireta-Moreno, R. Ávalos-Zúñiga, and J. J. González-Barbosa, "Method for measuring bone density through the electrical conductivity calculated by Electrical Impedance Tomography," *Rev. Mex. Ing. Biomed.*, vol. 38, no. 2, pp. 492–506, 2017, doi: 10.17488/RMIB.38.2.5.
- [16] biomédico, "CAPÍTULO I CONCEPTOS DE INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA 6 Figura 2. Diagrama de bloques del esquema general de un sistema de instrumentación."
- [17] "Instrumentación Biomédica - Apuntes de Electromedicina Xavier Pardell."



- <https://www.pardell.es/instrumentacion-biomedica.html> (accessed Apr. 21, 2020).
- [18] E. Mandado Pérez Antonio Murillo Roldan, "Sensores capacitivos TEMA 6 SENORES CAPACITIVOS SENORES Y ACONDICIONADORES."
 - [19] J. L. Varela-Benítez, J. O. Rivera-Delgado, J. H. Espina-Hernández, and J. M. De La Rosa-Vázquez, "Electrodo capacitivo de alta sensibilidad para la detección de biopotenciales eléctricos," *Rev. Mex. Ing. Biomed.*, vol. 36, no. 2, p. S183S, Jan. 2015, doi: 10.17488/RMIB.36.2.1pdf.
 - [20] "Sensor capacitivo - EcuRed." https://www.ecured.cu/Sensor_capacitivo#Funcionamiento (accessed Apr. 22, 2020).
 - [21] "Oscilador por corrimiento de fase en adelanto con Opamp." <https://wilaebaelectronica.blogspot.com/2017/10/oscilador-por-corrimiento-de-fase-en-adelanto.html> (accessed Jun. 02, 2020).
 - [22] "A-15 Dispositivos y Circuitos Electrónicos II Ingeniería Electrónica Osciladores Senoidales."
 - [23] C. M. Yang *et al.*, "Textile-based capacitive sensor for a wireless wearable breath monitoring system," *Dig. Tech. Pap. - IEEE Int. Conf. Consum. Electron.*, pp. 232–233, 2014, doi: 10.1109/ICCE.2014.6775985.
 - [24] J. Grlica, T. Martinovic, and H. Dzapo, "Capacitive sensor for respiration monitoring," *SAS 2015 - 2015 IEEE Sensors Appl. Symp. Proc.*, 2015, doi: 10.1109/SAS.2015.7133567.
 - [25] S. D. Min, Y. Yun, and H. Shin, "Simplified structural textile respiration sensor based on capacitive pressure sensing method," *IEEE Sens. J.*, vol. 14, no. 9, pp. 3245–3251, 2014, doi: 10.1109/JSEN.2014.2327991.
 - [26] T. Hoffmann, B. Eilebrecht, and S. Leonhardt, "Respiratory monitoring system on the basis of capacitive textile force sensors," *IEEE Sens. J.*, vol. 11, no. 5, pp. 1112–1119, 2011, doi: 10.1109/JSEN.2010.2082524.
 - [27] E. Vanegas, R. Igual, and I. Plaza, "SUPPLEMENTARY MATERIALS OF THE PAPER " Piezoresistive breathing sensing system with 3D-printed wearable casing ", " p. 3.
 - [28] I. Tektronix, "Service Manual Digital Real-Time Oscilloscopes," pp. 1–152, 1996, [Online]. Available: <https://www.tek.com/oscilloscope/tds380-manual/tds340a-tds360-tds380-service-manual>.
 - [29] "Espírometro Discovery-2." <https://www.solostocks.com.mx/venta-productos/otros-productos-medicina-salud/espirometro-discovery-2-1047515> (accessed Jun. 13, 2020).
 - [30] "Pletismógrafo corporal - Morgan Scientific - para adulto." <https://www.medicalexpo.es/prod/morgan-scientific/product-85227-686549.html> (accessed Jun. 13, 2020).
 - [31] "▷ Capactores o Condensadores - Ejercicios Resueltos 【 Paso a Paso 】 ." <https://www.fisimat.com.mx/capacitores-o-condensadores-ejercicios-resueltos/> (accessed Jun. 13, 2020).
 - [32] "mediciones industriales: 2.1.2. Condensador diferencial." <http://joseal-medicionesindustriales.blogspot.com/2008/06/21-sensores-capacitivos.html> (accessed Jun. 25, 2020).
 - [33] "Sistemas de medidas y teoria de Errores: Sensores Capacitivos e inductivos." <http://medicionesindustriales2007i.blogspot.com/2007/05/sensores-capacitivos-e-inductivos.html> (accessed Jun. 25, 2020).
 - [34] "INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA (DAIA) : OSCILADORES SINUSOIDALES." <http://ujat-daialing-electrica-electronica.blogspot.com/2016/03/osciladores-sinusoidales.html> (accessed Jun. 13, 2020).



- [35] “4.7. Circuitos osciladores.” http://e-educativa.catedu.es/44700165/aula/archivos/repositorio/3000/3079/html/47_circuitos_osciladores.html (accessed Jun. 13, 2020).
- [36] “LM555 Timer 1 Features 3 Description,” 2000. Accessed: 13-Jun-2020. [Online]. Available: www.ti.com.
- [37] “Foamy-Goma Eva 30x20 cm en 2 mm. Pack 10 colores Surtidos.” <https://mitiendadearte.com/goma-eva-300x200x2-mm.html> (accessed Jun. 13, 2020).
- [38] “Arduino Nano Arduino A000005 | BricoGeek.com.” <https://tienda.bricogeek.com/arduino/12-arduino-nano-8058333490342.html> (accessed Jun. 13, 2020).
- [39] “Cinta adhesiva de cobre Advance Tapes AT526, Acrílico termoestable, Antiestáticas, anch. 10mm, long. 33m | RS Components.” <https://es.rs-online.com/web/p/cintas-adhesivas-de-cobre/5425505/> (accessed Jun. 13, 2020).



ANEXOS

ANEXO I. Índice de figuras.

Ilustración 1: Espírometro [29]	5
Ilustración 2: Pletismograffía Corporal [30]	6
Ilustración 3: Cama Inteligente [7].....	6
Ilustración 4: Esquemas bloques de instrumentación biomédica [17].....	6
Ilustración 5: Condensador de placas paralelas [31].....	11
Ilustración 6: Condensador de placas paralelas con variaciones	11
Ilustración 7: Condensador diferencial [32].....	12
Ilustración 8: Condensador diferencial con electrodo de guarda [33].....	12
Ilustración 9: Modelo genérico de oscilador [34].....	14
Ilustración 10: Oscilador ideal LC [35].....	15
Ilustración 11: LM555 astable (datasheet del 555) [36].....	17
Ilustración 12: Circuito astable LM555.....	18
Ilustración 13: Circuito astable LM555.....	18
Ilustración 14: Cableado del prototipo hecho con Fritzing.....	19
Ilustración 15: Esquema eléctrico hecho con Eagle.....	19
Ilustración 16: Diseño de pcb creado con Eagle.....	20
Ilustración 17: Goma espuma fina.....	22
Ilustración 18: Goma espuma gruesa.....	22
Ilustración 19: Goma eva [37].....	23
Ilustración 20: Condensador de hoja doblada casero.....	23
Ilustración 21: Pruebas iniciales	24
Ilustración 22: Circuito comprobación de la onda de salida.....	25
Ilustración 23: Salida del circuito LM555 en el osciloscopio.....	25
Ilustración 24: Circuito completo y sensor.....	25
Ilustración 25: Diseño 3D.....	26
Ilustración 26: Sensor capacitivo adaptado al diseño.....	26
Ilustración 27: Montaje del sensor en la caja.....	27
Ilustración 28: Circuito prototipo para las primeras medidas.....	27
Ilustración 29: Diseño 3D para el 2º sensor.....	28
Ilustración 30: Circuito con el 2º sensor.....	28
Ilustración 31: Cinta elástica junto con el sensor.....	28
Ilustración 32: LM555 [36].....	29
Ilustración 33:Arduino Nano [38].....	29
Ilustración 34: Cinta de cobre adhesiva [39].....	30
Ilustración 35: Osciloscopio Tektronik TDS 340.....	31
Ilustración 36: Pautas del reloj para las respiraciones.....	32
Ilustración 37: Gráfica recogida del sensor con 4 respiraciones por minuto.....	33
Ilustración 38: Gráfica recogida del sensor con 7 respiraciones por minuto.....	33
Ilustración 39: Gráfica recogida del sensor con 10 respiraciones por minuto.....	34

ANEXO II. Índice de tablas.

Tabla 1:Datos iniciales de capacidad	24
Tabla 2:Especificaciones técnicas Arduino Nano.....	29
Tabla 3:Especificaciones técnicas osciloscopio.....	31

ANEXO III. Código programa principal de Arduino.

||||| Sensor capacitivo para la medición de la frecuencia respiratoria |||||
||||| Autor: Marcos Ibañez Rodilla |||||

LIBRARIES

```
#include <SD.h>
```

||||| VARIABLES |||||

/*-----(Variables for capacity measure)-----*/

```
float Ra = 10000;           //Circuit resistance 1  
float Rb = 100000;          //Circuit resistance 2  
  
float Cx = 0;               //Variable that save capacity measure.  
float Cx_nF=0;              //Variable that saves the capacity measure in nF  
  
float F_555 = 0;             //Output frequency of the frequency modulator (LM555)
```



```
int entrada = 2;           //Pin that detects de pulse
long t1 = 0;               //Variable that saves the rising edge
long t2 = 0;               //Variable that saves the falling edge
long T_High = 0;            //Variable that saves the High time of the pulse
long T_High_Sg = 0;          //Variable that saves the high timen in seconds
```

```
int n= 0;                  //Number of measures
```

```
/*-----(Variables SD)-----*/
```

```
const int chipSelect = 4;
```

```
File data;
```

```
||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||  
///           SETUP           ///  
||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||
```

```
void setup(){  
    Serial.begin(9600);  
    pinMode(entrada, INPUT);  
  
    Serial.print("Initializing SD card...");  
    /*-----(initialization of the SD card)-----*/  
  
    Serial.print("Initializing SD card...");  
    // make sure that the default chip select pin is set to  
    // output, even if you don't use it:
```



```
// see if the card is present and can be initialized:  
  
if (!SD.begin(chipSelect)) {  
    Serial.println("Card failed, or not present");  
  
    // don't do anything more:  
    return;  
}  
  
Serial.println("card initialized.");  
}//Setup end//
```

```
||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||  
/// Funciones ///  
||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||||
```

```
/*-----(Function that saves the data on the SD card and displays it by the serial  
monitor)-----*/  
  
void data_logger(int n_dat)  
{  
  
    data = SD.open("data.txt", FILE_WRITE); //Opens data  
  
    if (data) { // If the file is available, write to it:  
  
        /*-----(Saves values of Period-Capacity and Frequency)-----*/  
  
        data.print(F_555); //Breathing frequency  
        data.println();
```

```

while (data.available()) {
    Serial.write(data.read());
}

data.close(); //Close data file
}

else {Serial.println("Error opening data.txt");}
}

}//Data_logger end//



////////////////////////////// LOOP //////////////////////

void loop()
{
    while (digitalRead(entrada)==1);
    while (digitalRead(entrada) == 0);

    t1 = micros(); //First measure
    while (digitalRead(entrada)== 1);

    n++; //Measure number
    t2= micros(); //Second measure

    T_High= t2-t1; //High time of the output in usg
    T_High_Sg = T_High/10^6; //High time of the output in sg
    Cx = ((T_High_Sg)/(0.693*(Ra+Rb))); //Calculate the unknown capacity (in Farads)
    Cx_nF = Cx*100000000; //Capacity in nF
    F_555 = 1.44/((Ra+Rb)*Cx); //Calculate the frecuency of the circuit
    F_555=(F_555*100000)/2; //Calculates the frecuency of the circuit in Hz

    //Show all data by serial port
    Serial.print("n=");
}

```



```
Serial.println(n);
Serial.println(T_High);
Serial.println(T_High_Sg);
Serial.println(Cx);
Serial.println(Cx_nF);
Serial.print(F_555);
Serial.println(" Hz");

//Save data
data_logger(n);
delay(1000);

}//Loop End//

///////////
//End of the program      //
///////////
```



ANEXO IV. Código programa representación Matlab.

```
%%%%%  
%% Representación frecuencia respiratoria %%  
%% Autor: Marcos Ibáñez Rodilla %%  
%%  
%% Inicio  
  
clear all %%Borrar todo  
close all %%Cerrar todas las ventanas  
clc  
  
%% Representación datos  
Data = readmatrix('DATA.TXT');  
x = [1:length(Data)];  
plot(x,Data);  
xlabel ('Tiempo(sg)')  
ylabel ('Frecuencia(Hz)')  
title ('10 resp/min')
```

ANEXO V. Datasheet LM555.

Link Datasheet LM555:

https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm555.pdf?ts=1593082089246&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F