



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA  
SUPERIOR INGENIEROS  
INDUSTRIALES VALENCIA

Curso Académico:

## AGRADECIMIENTOS

“A Javier y a Yiyao, por toda su paciencia y ayuda,  
A Jesús y Hugo, por el apoyo y la compañía,  
A mi familia y amigos, por su apoyo y ánimos incondicionales.”



## RESUMEN

El presente documento es un Trabajo de Fin de Grado que trata sobre el desarrollo de un sistema de monitorización de contracciones musculares en base a un sensor de presión en superficie. Para ello, en el proyecto se ha diseñado un circuito compuesto por 3 etapas que permite acondicionar la señal procedente del sensor de presión con posibilidad de eliminar la presión basal de contacto. Se ha desarrollado un sistema de monitorización de las contracciones musculares basado en la tarjeta de adquisición de datos USB 6001 y se ha creado un interfaz de usuario sencillo y fácil de usar en Labview para la adquisición, representación gráfica y almacenamiento de datos. Para su validación, se ha utilizado el sistema desarrollado para la monitorización de contracciones musculares en bíceps en distintos sujetos. Resultados experimentales muestran que el sistema desarrollado en el presente proyecto es un sistema de bajo coste que podría utilizarse para la monitorización de contracciones musculares en una amplia gama de aplicaciones de la medicina, i.e, en el ámbito de la anestesiología, rehabilitación y/o deportivo.



## **ABSTRACT**

This document is a Final Bachelor Thesis (TFG) that deals with the development of a system for monitoring muscle contractions based on a surface pressure sensor. To this end, it has been designed a circuit consisting of 3 stages. It allows the conditioning of the signal from the pressure sensor and it offers the possibility of eliminating basal contact pressure. It has been developed a monitoring system of muscle contractions based on the USB 6001 data acquisition card. It has been created a simple and easy interface to use on LabView for the acquisition, plotting and data storage. For its validation, it has been used the system developed for monitoring biceps muscle contractions in different subjects. Experimental results show that the system developed in this project is a low cost system that could be used for monitoring muscle contractions in a wide range of applications in medicine, ie, in the field of anesthesiology, rehabilitation and/or sports.



# ÍNDICE

## DOCUMENTOS CONTENIDOS EN EL TFG

- Memoria
- Presupuesto
- Anexos

## ÍNDICE DE LA MEMORIA

<b>1 Objeto del Proyecto</b> .....	<b>1</b>
<b>2 Antecedentes</b> .....	<b>1</b>
2.1 Contracciones Musculares .....	2
2.1.1 Clasificación.....	2
2.1.2 Factores influyentes.....	3
2.2 Instrumentos de Medida.....	5
2.2.1 Dinamómetros .....	5
2.2.2 Sensor de desplazamiento .....	6
2.2.3 Acelerómetros.....	7
2.2.4 Sensor de presión.....	7
<b>3 Desarrollo del Sistema de Medida</b> .....	<b>8</b>
3.1 Sensor.....	8
3.1.1 Diferencia con respecto a las galgas extensiométricas.....	10
3.1.2 Características del FSR .....	11
3.1.3 Consideraciones sobre el FSR.....	13
3.2 Circuito de Acondicionamiento.....	14
3.2.1 Conversión de magnitud: impedancia variable-tensión variable .....	15
3.2.1.1 Alternativa 1: Divisor de tensión .....	15
3.2.1.2 Alternativa 2: Inversor.....	16
3.2.1.3 Alternativa escogida .....	17
3.2.1.4 Elección de los componentes .....	18
3.2.1.5 Dimensionado de $R_G$ .....	18
3.2.1.6 Caracterización y testeo de la primera etapa del circuito de acondicionamiento .....	20
3.2.2 Eliminación de la presión basal de contacto .....	22



3.2.2.1 Alternativa 1: Compensación del offset .....	22
3.2.2.2 Alternativa 2: Sample & Hold + Amplificador Diferencial .....	23
3.2.2.3 Alternativa escogida .....	24
3.2.2.4 Selección de los componentes .....	24
3.2.2.5 Validación .....	26
3.2.3 Filtrado de la señal .....	27
3.2.3.1 Validación del filtro .....	29
3.2.4 Montaje en Placa Board .....	30
3.3 Adquisición de datos .....	33
3.3.1 Alternativas .....	33
3.3.1.1 Arduino .....	34
3.3.1.2 Tarjeta de adquisición .....	34
3.3.1.3 Sistema inalámbrico de adquisición .....	35
3.3.1.4 Osciloscopio digital .....	35
3.3.2 Alternativa escogida .....	36
3.3.2.1 Consideraciones sobre la Tarjeta de Adquisición de Datos .....	37
3.4 Monitorización .....	37
3.4.1 Alternativa escogida .....	38
3.4.2 Desarrollo de la interfaz de usuario .....	38
<b>4 Conclusión .....</b>	<b>40</b>
<b>Bibliografía .....</b>	<b>41</b>

### ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

<b>1 Introducción .....</b>	<b>1</b>
<b>2 Presupuesto Parcial .....</b>	<b>1</b>
<b>3 Presupuesto Total .....</b>	<b>2</b>

### ÍNDICE DE LOS ANEXOS

<b>Anexo 1: Protocolo de Medidas .....</b>	<b>1</b>
1 Protocolo test estático .....	1
2 Protocolo test dinámico .....	2
<b>Anexo 2: Criterio de Calibración .....</b>	<b>3</b>



ESCUELA TÉCNICA  
SUPERIOR INGENIEROS  
INDUSTRIALES VALENCIA

Desarrollo de un sistema para la monitorización de contracción  
muscular en base a un sensor de presión en superficie



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA

# MEMORIA



## 1 OBJETO DEL PROYECTO

El objeto de este proyecto consiste en la monitorización de presiones superficiales ejercidas durante las contracciones musculares mediante un sensor de presión. Para ello se pretende diseñar un circuito de acondicionamiento que permita acceder a los datos obtenidos por dicho sensor. Posteriormente, se trabajarán estos datos para conocer la presión basal de contacto y la presión que es capaz de ejercer el músculo en una contracción sobre el sensor. Finalmente el proyecto se centrará en la comunicación con el usuario, creando una interfaz en el que pueda ver los resultados de una manera práctica y sencilla.

Aunque los resultados sean cuantificables, el proyecto se centrará más en un punto de vista cualitativo de la señal de presión que se adquiera. Se pretende que los resultados obtenidos y monitorizados se usen para determinar frecuencias, duraciones, intensidades relativas de contracciones y poder establecer comparaciones, o incluso su evolución a lo largo del tiempo.

A pesar de que la aplicación final del proyecto no entra en los límites del mismo, se considera que puede ser de gran utilidad en el campo de la medicina, como podría ser en el ámbito de la anestesiología, pues es de gran utilidad conocer el grado de relajación muscular; en el de la rehabilitación, para observar la recuperación progresiva del estado de los músculos; o incluso en el deportivo, como herramienta para controlar el desarrollo de estos.

El desarrollo del sistema de monitorización de contracciones está pensado para un músculo genérico del cuerpo. Sin embargo, para testear el sensor, se ha resuelto que el trabajar y validar sobre el bíceps, ya que es de fácil accesibilidad, de movilidad voluntaria y en el que se puede conseguir un pico de fuerza máxima al contraerse cuyo valor sea relativamente alto.

## 2 ANTECEDENTES

La fuerza muscular es un tema de gran interés para profesionales de distintos campos como pueden ser biomecánicos, médicos, entrenadores, ingenieros, fisiólogos, etc. Cada uno se preocupa de una manera distinta, según sus respectivos puntos de vista, para conocerla con más profundidad. Ya sea por el conocimiento per se, por su aplicación en la medicina o para incrementar su rendimiento.

A continuación se desarrollarán a grandes rasgos el qué y el cómo de la fuerza muscular, es decir, qué son las contracciones musculares y cuáles son los medios de los que se disponen hoy en día para conocerlas y medirlas.



## 2.1 Contracciones Musculares

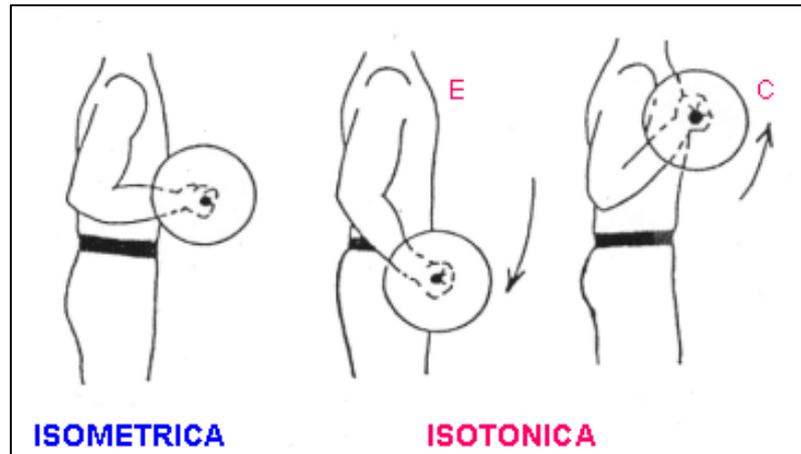
La importancia de conocer el funcionamiento de las contracciones musculares reside en saber qué condicionantes acotarán el estudio o cuáles serían los procedimientos o músculos más óptimos para este fin. Son definidas<sup>1</sup> como el “acortamiento o tensión de un músculo que se produce al recibir un estímulo nervioso y que permite realizar una función, ya sea dinámica o estática.”

### 2.1.1 Clasificación

La clasificación más general que se podría hacer sería en voluntarias e involuntarias, entre las cuales únicamente serán las voluntarias objeto de este estudio. A su vez, las contracciones musculares se dividen<sup>2</sup> en:

- Contracción isométrica o estática: el músculo se contrae pero no cambia de longitud externamente. Se produce cuando la fuerza producida no vence a la de resistencia si no que llegan a un equilibrio, es decir, existe tensión pero no se produce movimiento. Sería la que se ejercería para acarrear algo en brazos.
- Contracción isotónica o dinámica: el músculo realiza un ciclo de acortamiento-estiramiento cambiando así su longitud. Es la que ocurre, por ejemplo, en una sesión de levantamiento de pesas o al agacharse y levantarse. Se distinguen dos fases:
  - Contracción concéntrica: las fuerzas que se producen vencen a la resistencia y el músculo se acorta mientras se contrae.
  - Contracción excéntrica: la fuerza de la resistencia vence al músculo y este se alarga mientras mantiene la tensión, actuando como freno.

No obstante, estas contracciones no son exclusivas. En muchas ocasiones, para que un grupo muscular pueda contraerse dinámicamente, es necesario que otros músculos se contraigan isométricamente, confiriendo la rigidez y estabilidad necesarias a las articulaciones que intervienen en el movimiento.



**Figura 2.1:** Tipos de contracciones.

- **Contracción isocinética:** son de velocidad e intensidad constante durante todo el movimiento y pueden ser concéntricas o excéntricas. En este caso el músculo puede mantener un máximo rendimiento durante toda la amplitud del movimiento. Un caso en el que se observarían estas contracciones podría ser en alguien nadando.

### 2.1.2 Factores influyentes

Entre los diferentes factores<sup>3</sup> que afectan a la fuerza máxima que se ejerce al realizar una contracción cabe resaltar tres, la amplitud y la velocidad de la misma y el sujeto. Para que los resultados sean fiables habrá que tener ambos factores en cuenta y han de estar predeterminados en el protocolo a seguir.

Con respecto a la amplitud, lo influyente es la posición inicial y el tipo de contracción que se vaya a realizar. Por ejemplo, en una contracción concéntrica no se alcanza la misma fuerza máxima partiendo de un ángulo menor al máximo arco de movimiento que puede abarcar la articulación, ya que el momento que origina es menor. O para medir una contracción isométrica, se tendría que determinar hasta qué amplitud se ha de llegar para obtener una fuerza máxima óptima.

En lo referente a la velocidad de contracción o velocidad de acortamiento, esta afecta sustancialmente a la tensión que adquiere el músculo. Existen dos situaciones dependiendo de la contracción que se realice:

-C. **Concéntrica:** cuanto más rápido se realice el movimiento menor será la capacidad del músculo para generar tensión, es decir, que a mayor velocidad menor tensión.

-C. **Excéntrica:** este tipo de contracción tiene una tensión alta inicialmente y a medida que va aumentando la velocidad, ésta disminuye.

Como último condicionante a señalar se encuentra el sujeto que esté ejerciendo la contracción. Cada persona tiene una constitución, edad y sexo característico que influyen de manera determinante en la máxima fuerza que puede llegar a ejercer. En lo que a la constitución respecta, entrarían en juego el músculo que tiene por naturaleza y cómo lo mantiene, es decir, si hace algún tipo de entrenamiento que aumente su rendimiento y capacidad o no.

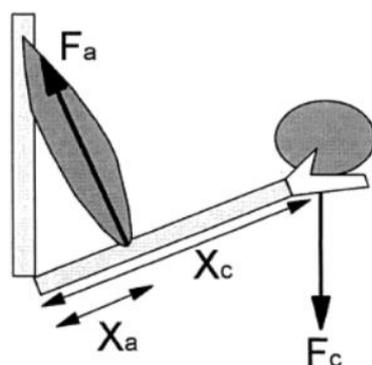
La evolución de la fuerza muscular según el sexo y la edad podría resumirse de la siguiente manera:

-Hombres: Su fuerza muscular tiende a aumentar desde los 2 a los 19 años, se mantiene hasta los 30 y luego empieza a descender a no ser que a medida que van envejeciendo continúen con ejercicios de resistencia.

-Mujeres: Crece la fuerza uniformemente hasta los 20 y se mantiene unos 10 años, momento en el que empieza a decrecer, a no ser que, igual que en el caso del hombre, se ejercite.

En comparación<sup>4</sup>, la mujer es aproximadamente igual de fuerte que el hombre en una proporción del 52% en la parte superior del cuerpo y un 66% en la inferior. Esto es debido a que los músculos de las mujeres son más pequeños que los de los hombres y las fibras musculares de estos son más largas.

Para tener una noción sobre la fuerza máxima que podría alcanzar una contracción, se han consultado distintos estudios<sup>5</sup> que concretan que dicha fuerza en el bíceps es de unos 1750 N en un hombre adulto y, de acuerdo a lo referido en el apartado anterior, unos 910 N en una mujer, ambos sin entrenamiento. Es conocido que la ventaja mecánica del brazo del hombre es de 0,12. Ésta es la relación entre la fuerza ejercida por el músculo ( $F_a$ ) y la fuerza sostenida en la mano ( $F_c$ ) por actuar como una palanca entre ambas, como se puede ver en el esquema de la *Figura 2.2*. De esta manera, esas fuerzas equivaldrían a que el hombre soportara una fuerza en la mano de unos 20 kg y las mujeres de unos 11 kg.



**Figura 2.2:** Palanca del brazo.

$$V.M. = \frac{F_c}{F_a} = \frac{X_a}{X_c} \quad (1)$$

## 2.2 Instrumentos de Medida

La medición de la fuerza ejercida por una contracción muscular es un hecho que se remonta al s.XVII. Los primeros pasos en este campo fueron dados por Isaac Newton, que inventó el dinamómetro tradicional basado en la ley de Hooke y que es el pionero en dichas medidas.

Con el paso del tiempo y el avance tecnológico, los dispositivos con dicha finalidad han ido evolucionando y perfeccionándose hasta llegar a ser los que se usan en la actualidad. Al ser uno de los objetos del proyecto la obtención del tono muscular y la medición de las contracciones musculares, se han de tener en cuenta aquellos dispositivos que lleven a cabo alguna de estas funciones en la actualidad. A continuación se señalan algunos de ellos<sup>6</sup>.

### 2.2.1 Dinamómetros

Como se ha introducido anteriormente, un dinamómetro es un instrumento utilizado para medir fuerzas o para pesar objetos y su funcionamiento se basa en la ley de Hooke (2), que dice que “La deformación de un material elástico es directamente proporcional a la fuerza aplicada”

$$\epsilon = \frac{\delta}{L} = \frac{F}{AE} \quad (2)$$

Donde  $\epsilon$  es la deformación del material,  $\delta$  el alargamiento,  $L$  la longitud original,  $E$  el módulo de Young y  $A$  la sección transversal de la pieza estirada.

No obstante, poca es la utilidad el dinamómetro creado por Newton en su momento para el objeto del proyecto en cuestión. Hoy en día, gracias a las últimas tecnologías, este dispositivo ha ido evolucionando hasta llegar al dinamómetro isocinético, cuyo aspecto es el que aparece en la *Figura 2.3*. El método isocinético<sup>7</sup> es capaz de obtener y procesar en datos cuantitativos la capacidad muscular mediante un sistema de evaluación que combina la tecnología informática y robótica. Está formado por un goniómetro, que medirá el arco de movimiento; un taquímetro, que indicará la velocidad del mismo, y un dinamómetro, capaz de ofrecer el valor del momento de fuerza de cada instante. Estos datos, después de ser analizados y relacionados entre sí por el sistema informático, conformarán los datos resultantes.

Actualmente, es el sistema más adecuado para evaluar de forma objetiva la fuerza muscular, en términos de parámetros físicos (momento de fuerza, trabajo y potencia). Estos no son únicamente un medio de reeducación y entrenamiento muscular, sino también un sistema adecuado para la evaluación y el diagnóstico en el campo de la biomecánica.

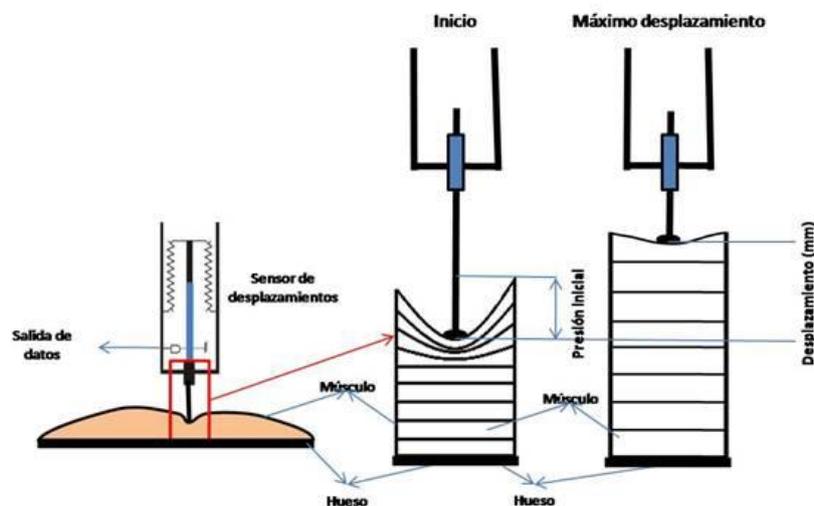


*Figura 2.3: Dinamómetro isocinético.*

### 2.2.2 Sensor de desplazamiento

La tensiomiografía<sup>8</sup> es un método que se utiliza para evaluar el tono muscular a través del análisis de las características mecánicas y de la capacidad contráctil de los músculos superficiales. Esto se realiza mediante la medición del desplazamiento radial de las fibras transversales del vientre muscular, en función del tiempo en que se produce la contracción.

Para ello se sirve de un sensor de desplazamiento colocado perpendicularmente en el seno de músculo a medir, véase *Figura 2.4*, y dos electrodos dispuestos estratégicamente. A través de los electrodos se aplica una corriente eléctrica bipolar, haciendo de electroestimulador, y provocando así la contracción que medirá el sensor, obteniendo así una relación entre la magnitud física y la magnitud eléctrica que será la que se emplea en los equipos de automatización o adquisición estándar.

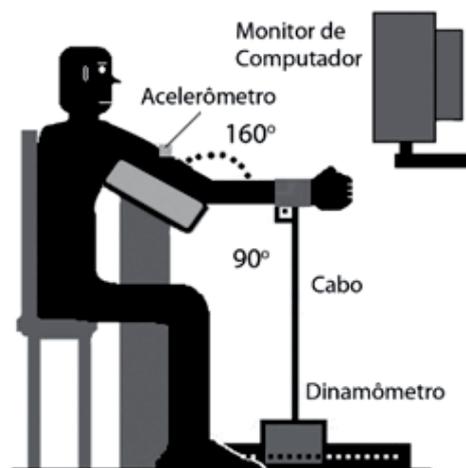


*Figura 2.4: Sensor de desplazamiento.*

### 2.2.3 Acelerómetro

La mecanomiografía<sup>9</sup> es el registro de las oscilaciones mecánicas en la superficie de la piel, generadas por la contracción de los músculos situados debajo de ella. Entre los diversos tipos de sensores que se han probado para este método, los acelerómetros se han utilizado ampliamente para el registro de las vibraciones musculares. Este es un dispositivo capaz de generar una señal eléctrica a partir de la variación de una medida como la aceleración, o en este caso, la vibración.

La elección de este tipo de sensor se debe a que son dispositivos muy livianos, característica que los hacen más convenientes para el registro en músculos pequeños, ya que la medición de la vibración no se ve afectada por el peso del sensor. Además, poseen las ventajas adicionales de que la calidad de la señal registrada es menos dependiente del acoplamiento sensor-piel y es posible su reutilización.



*Figura 2.5: Acelerómetro.*

### 2.2.4 Sensor de presión

Los sensores de presión son aquellos que transforman una presión en otra magnitud eléctrica, que será empleada en equipos de automatización o adquisición estándar. Dentro de los sensores de presión, se distinguen 3 tipos<sup>10</sup>:

-Flexibles: o de doblaje, son aquellos cuya resistencia varía al ser doblado (únicamente hacia uno de los lados del sensor). Su aplicación se encuentra principalmente en guantes y movimientos de robots.

-Sensibles a la fuerza: utiliza las propiedades de la impedancia para medir la fuerza o presión aplicada sobre él. Consta de una película delgada en la que se encuentra un material que opone resistencia ante un voltaje y otra película con un grupo de contactos en forma de interruptores. Al aplicar fuerza sobre el sensor, se ponen en contacto ambas capas, se establece una conexión entre los contactos y por lo tanto la conductividad incrementa.

-“Membrane Potentiometer”: son tiras muy delgadas que actúan como potenciómetros variables. Al presionar en un punto de su superficie, la resistencia cambia linealmente, lo que permite calcular la posición relativa del punto que se está presionando en la tira.

Aunque actualmente su aplicación en el campo de las contracciones no esté muy extendida, es probable que en un futuro no muy lejano se le encuentre una finalidad práctica. Con este proyecto se pretende resaltar las características de este tipo de sensores, concretamente de los sensibles a la fuerza, para demostrar su potencial en las distintas posibles aplicaciones expuestas en el objeto del proyecto.

### 3 DESARROLLO DEL SISTEMA DE MEDIDA

A continuación se exponen y definen los pasos a seguir en la implementación del sistema de medida, desde la calibración del sensor hasta la monitorización de los resultados. Estos seguirían el siguiente diagrama de bloques:



**Figura 3.1:** Diagrama de bloques de las etapas del sistema de medida.

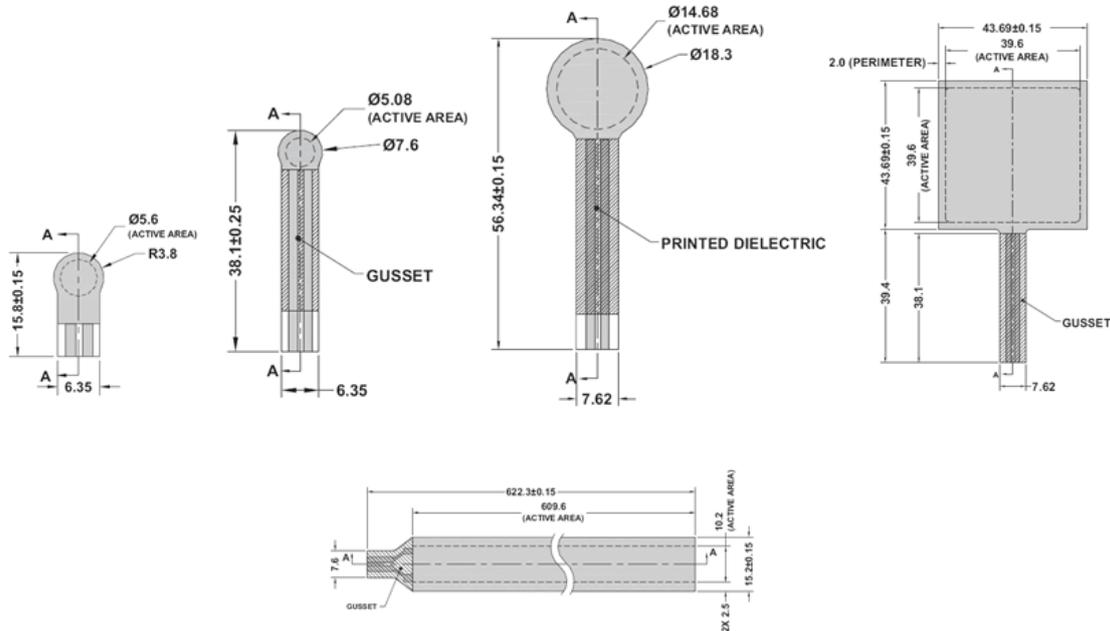
En el primer bloque, el sensor es el encargado de captar la presión superficial que ejerce la contracción sobre el mismo y convertirla en una magnitud eléctrica equivalente. Éste se conecta a un circuito de acondicionamiento que convierte esta señal eléctrica en una tensión de salida variable en función de la amplitud de la contracción muscular y la adecúa a las preferencias y necesidades del proyecto. La función del bloque de la tarjeta de adquisición de datos es convertir la señal analógica en una digital, para que los resultados puedan ser tratados informáticamente y mostrados en pantalla en el bloque de monitorización.

#### 3.1 Sensor

Respecto a los dispositivos de medida introducidos anteriormente, el proyecto se centra en los sensores de presión. Dentro de estos, se han elegido los FSR (*Force Sensing Resistors*), que se caracterizan por ser unos dispositivos de película de polímero capaces de medir fuerzas estáticas o dinámicas, o en este caso presiones, que sean aplicadas en su superficie. Esto ocurre gracias a la variación de su resistencia eléctrica como respuesta al valor de la fuerza aplicada, disminuyendo dicha resistencia cuando aumenta esta última.

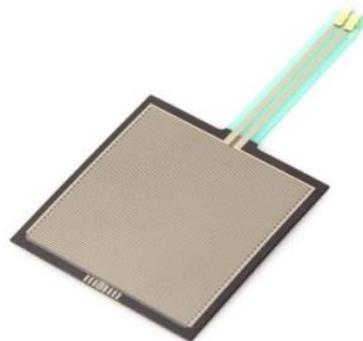
Interlink Electronics ha diseñado distintos tipos de sensores FSR que comprenden la familia FSR 400 que aparece en la *Figura 3.2*. Todos tienen características similares que se relatarán más adelante, pero se caracterizan fundamentalmente por estar optimizadas para el control táctil de

dispositivos electrónicos, tales como motores eléctricos, sistemas médicos y otras aplicaciones industriales y robóticas. Sin embargo, su forma varía, variando consigo su superficie activa, de manera que se pueda elegir el sensor más acorde a la aplicación requerida.



**Figura 3.2:** Familia FSR 400

Para el objeto del proyecto se ha decidido por la elección del FSR 406, mostrado en la *Figura 3.3*. Éste tiene una superficie activa cuadrada de  $39,6\text{mm}^2$ , que es mayor que las de los tres FSR circulares, lo que maximiza la presión captada por el sensor. Aunque el sensor alargado tenga un área activa mayor que la del elegido, su forma no permite colocarse en el brazo en la posición adecuada, ya que la fuerza máxima se sitúa en el seno del músculo y únicamente cubriría una pequeña franja del mismo. Por todo ello se considera que el 406 es el óptimo para el objeto del proyecto.



**Figura 3.3:** Sensor de presión FSR 406.

### 3.1.1 Diferencia con respecto a las galgas extensiométricas

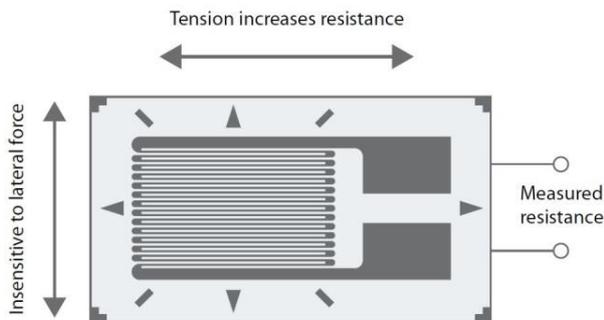
Antes de continuar con la descripción del sensor es importante establecer las diferencias entre éste y un sensor de galgas extensiométricas o una célula de carga, ya que pueden llegar a confundirse en una primera instancia.

Una galga extensiométrica es un sensor resistivo que mide la deformación, presión, carga, par, posición, etc. Está basado en el efecto piezorresistivo, por el que en algunos materiales varía el valor nominal de su resistencia cuando se les somete a ciertos esfuerzos, deformándose en dirección de los ejes mecánicos. Es decir, resistencias variables por la deformación, estando relacionadas de la siguiente manera:

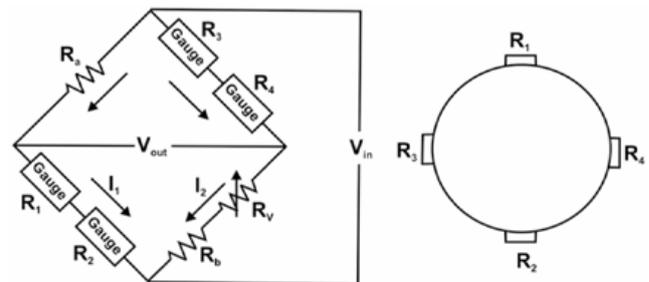
$$R_{\varepsilon} = R_o(1 + K\varepsilon) \quad (3)$$

Donde  $R_{\varepsilon}$  es la resistencia variable de la galga,  $R_o$  su resistencia nominal,  $K$  un factor conocido como constante de galga y  $\varepsilon = \frac{dL}{L}$ , que es la variación de la longitud.

Por otra parte, entre las posibles células de carga<sup>11</sup> que existen, como pueden ser las hidráulicas o las neumáticas, las extensiométricas serán las de interés. Éstas son transductores conformados por la conexión de varias galgas extensiométricas, colocadas generalmente en una configuración de puente de Wheatstone, que permite obtener un voltaje proporcional a la deformación que sufren los sensores producto de la fuerza aplicada a ellos.



**Figura 3.4:** Galga extensiométrica

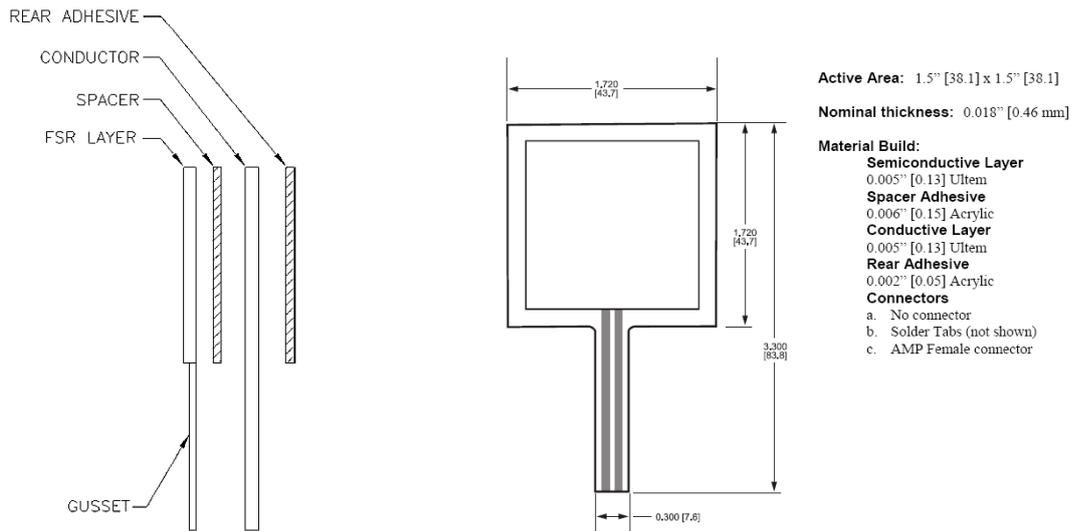


**Figura 3.5:** Célula de carga

Se puede concluir este razonamiento señalando que la diferencia reside en la respuesta del sensor ante la fuerza. En el caso de la célula o la galga, la fuerza provoca una deformación longitudinal que se traduce en un cambio de la resistencia del sensor; mientras que el FSR detecta la presión física y esto es lo origina el cambio de la resistencia del mismo.

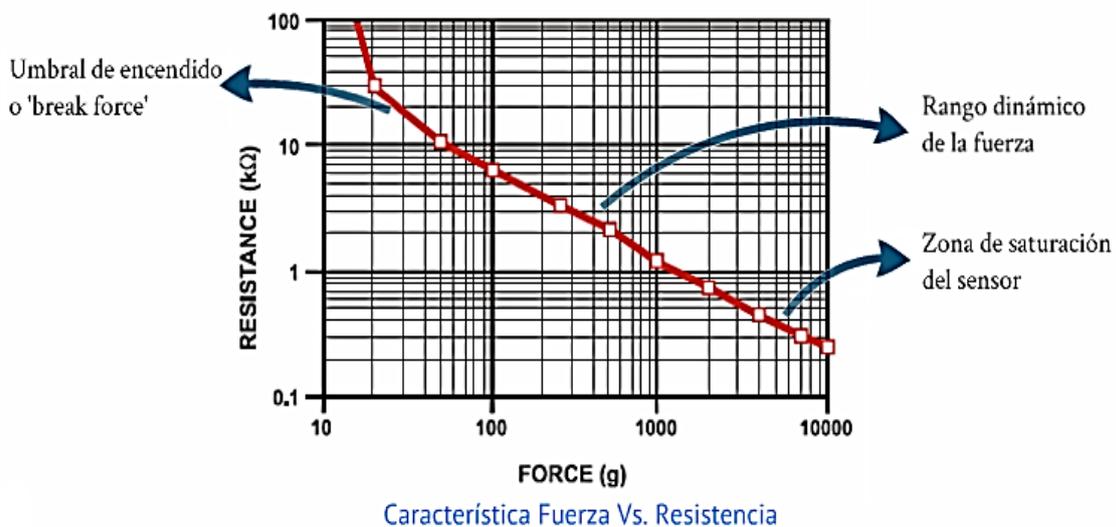
### 3.1.2 Características del FSR

Como ya se ha adelantado, el FSR es un sensor de presión cuya resistencia disminuye al aplicarle una fuerza en su superficie sensible. En la *Figura 3.6* se muestra un esquema del sensor en el que se puede ver que está formado por cuatro capas distintas: el adhesivo posterior, para unirlo a la superficie que se desee; una capa conductora; un espaciador adhesivo entre la capa anterior y la principal.



*Figura 3.6: Esquema de composición del FSR 406.*

Es en esta capa donde se encuentra la resistencia sensible a la fuerza. Ésta inicialmente, sin ningún tipo de interacción con el entorno, tiene un valor superior a 10MΩ. A continuación, en la *Figura 3.7* se presenta la curva de comportamiento proporcionada por los fabricantes<sup>12</sup>.



*Figura 3.7: Curva característica del sensor.*

Al inicio de la curva se ve claramente una zona que va desde los 100KΩ hasta los 10KΩ, la cual es conocida como Fuerza de Arranque o “Break Force”<sup>13</sup>, en la que se produce un cambio brusco de la resistencia y donde la impedancia del sensor no presenta una respuesta potencial con la fuerza. Ésta está determinada por la configuración del sensor, es decir, por la superficie, el grosor y la flexibilidad del revestimiento; la forma y el tamaño de objeto que actúa sobre el sensor y el espacio entre los elementos conductores. Dicha Fuerza de Arranque crece al aumentar el área y la rigidez del revestimiento, el tamaño del objeto a medir y el grosor del espaciador.

A esta zona le sigue el tramo útil de medida en el que la curva de comportamiento es la de una función potencial y sigue una relación lineal con la fuerza cuando se trabaja en escala logarítmica.

$$\log R_{FSR} = -\alpha \cdot \log F + B \quad (4)$$

$$R_{FSR} = K \cdot F^{-\alpha} \quad (5)$$

Donde  $R_{FSR}$  es la resistencia;  $F$  la fuerza;  $\alpha$  es el exponente de la función potencial;  $B$  es el término independiente y  $K$  es una constante que resulta al despejar y cuyo valor es de  $K = 10^B$ . Si  $\alpha$  tuviese un valor aproximado a 1, se podría afirmar con bastante exactitud que la resistencia es inversamente proporcional a la fuerza, lo que permitiría tener una respuesta lineal. Si esto ocurriese, en términos de presión la expresión final quedaría:

$$R_{FSR} = K \cdot (P \cdot A)^{-1} \quad (6)$$

Siendo  $P$  la presión sobre el sensor y  $A$  el área del mismo, de un valor de  $A = 1451,61 \text{ mm}^2$ .

Por último, cabe señalar que por encima de una fuerza límite, existe una zona de saturación en la que la resistencia del sensor ha llegado a su límite y ya no puede disminuir más.

Con respecto a sus características generales, son destacables unas cuantas que pueden ser útiles a lo largo de la obtención de medidas. En la hoja de especificaciones adjuntada al final del trabajo, los fabricantes indican que su sensibilidad, que abarca desde los 0.1N a los 1000N. Su precisión va desde el  $\pm 5\%$  al  $\pm 25\%$  aproximadamente, dependiendo de la consistencia de la medida y de su calibración, por lo que no son muy precisos, y su resolución es del  $\pm 0.5\%$ . El rango de temperatura a la que puede trabajar sin problemas comprende desde los  $-30^\circ\text{C}$  hasta los  $70^\circ\text{C}$  y su tiempo de vida supera los 10 millones de actuaciones.

Feature	Condition	Value*	Notes
Actuation Force		0.1 Newtons	
Force Sensitivity Range		0.1 - 10.0 <sup>2</sup> Newtons	
Force Repeatability <sup>3</sup>	(Single part)	± 2%	
Force Resolution <sup>3</sup>		continuous	
Force Repeatability <sup>3</sup>	(Part to Part)	±6%	
Non-Actuated Resistance		10M W	
Size		43.69 x 43.69mm	
Thickness Range		0.2 - 1.25 mm	
Stand-Off Resistance		>10M ohms	Unloaded, unbent
Switch Travel	(Typical)	0.05 mm	Depends on design
Hysteresis <sup>3</sup>		+10%	$(R_{F+} - R_{F-})/R_{F+}$
Device Rise Time		<3 microseconds	measured w/steel ball
Long Term Drift		<5% per log <sub>10</sub> (time)	35 days test, 1kg load
Temp Operating Range	(Recommended)	-30 - +70 °C	
Number of Actuations	(Life time)	10 Million tested	Without failure

**Tabla 1:** Tabla de características del FSR 406

### 3.1.3 Consideraciones sobre el FSR

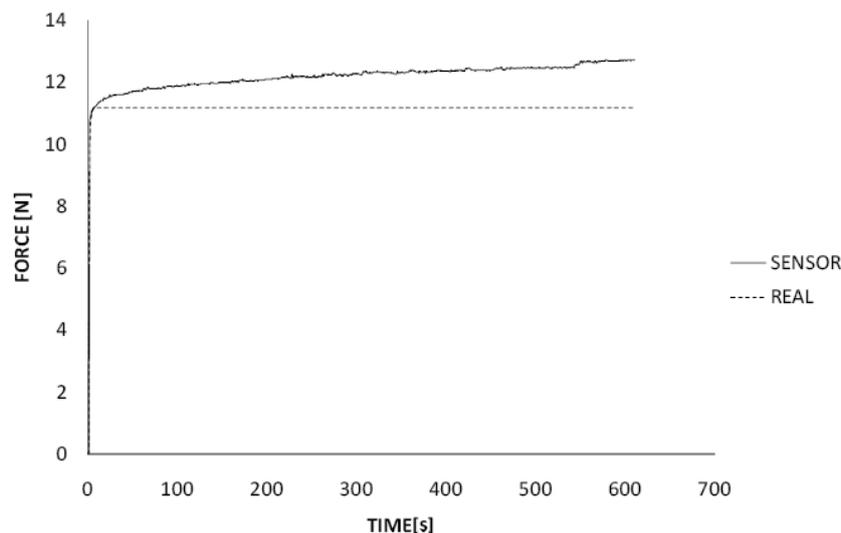
Al tomar medidas con el sensor se han de tener en cuenta una serie de circunstancias<sup>14</sup> que limitan al sensor y por lo tanto, al trabajo con el mismo. Esto ayudará a que las medidas sean lo más fiables posible.

En primer lugar se han de tener las fuerzas bien distribuidas sobre todo el área sensible, de esta manera las medidas que se puedan obtener son independientes del área en el que se aplique la fuerza. En este respecto, la disminución del valor resistivo del sensor depende de la fuerza por área, por lo que si una fuerza fuese aplicada puntualmente sobre el sensor su resistencia descendería drásticamente en comparación con la misma fuerza correctamente distribuida. Para conseguir esto, lo ideal sería colocar un pequeño elastómero o algo similar que ejerza de contacto entre la fuerza y el sensor, minimizando así el error de distribución de fuerzas.

Es importante que esta pieza que hace de unión coincida con la mayor exactitud posible con el área sensible. En primer lugar porque la distribución será más exacta y en segundo, porque cuando se aplica la fuerza fuera de dicho área la medida sale alterada. Así mismo, se trabajará con presiones, por lo que tener un área constante nos facilitará las relaciones con respecto a la fuerza.

En lo referente a la cola o lengüeta del sensor, es primordial que no se tuerza ni se doble, ya que podría romper sus circuitos impresos o añadir una tensión incorrecta a la medida.

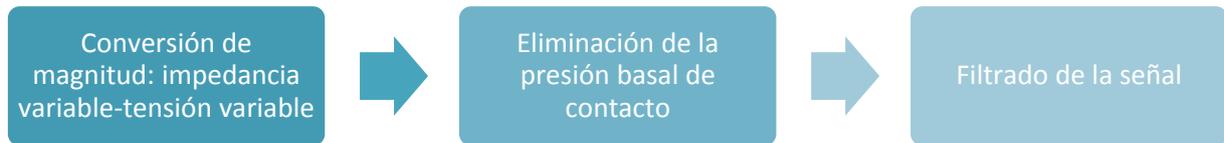
Por último, es importante tener en consideración el fenómeno de la fluencia, ya que la resistencia del sensor continúa disminuyendo con el tiempo indefinidamente para una determinada fuerza estática (ver Figura 3.8). Estudios previos de otros autores han determinado que ésta se hace presente en las medidas estáticas, donde vemos que cuanto mayor es la fuerza que se aplica mayor es la fluencia a la que está sometida el sensor. Es por ello que se ha de tener en cuenta, para evitar medidas erróneas dentro de lo posible.



**Figura 3.8:** Evidencia de la fluencia en una medida estática del sensor.

### 3.2 Circuito de Acondicionamiento

Una vez que se obtenga la variación de impedancia del sensor en función de la presión, ésta ha de ser tratada para su posterior visualización en el PC. Para ello se ha diseñado un circuito de acondicionamiento, cuyo objeto es el proporcionar una tensión de salida variable con la presión además de eliminar la presión basal de contacto para obtener únicamente la presión ejercida por la contracción y por último se pasará por un filtrado para eliminar los ruidos de alta frecuencia.



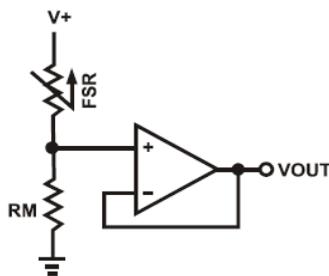
**Figura 3.9:** Diagrama de bloques de las etapas del circuito de acondicionamiento.

### 3.2.1 Conversión de magnitud: impedancia variable-tensión variable

Son varios los circuitos que se podrían elegir para realizar la conversión de esta señal a voltaje. Al ser un sensor resistivo, los métodos de acondicionamiento más comunes son el divisor de tensión, el puente de Wheatstone y circuitos amplificadores como el inversor. En el puente de Wheatstone se utiliza una rama idéntica al valor de la resistencia del sensor en reposo para realizar el ajuste de cero. No obstante, la variación de la impedancia del sensor en función de la presión basal de contacto supone un problema para la elección de dicha resistencia, por lo que se ha decidido realizar el autocero en la siguiente etapa del circuito mediante otras técnicas y optar por alguna de las otras opciones presentadas.

#### 3.2.1.1 Alternativa 1: Divisor de tensión.

En la ficha técnica del sensor, los fabricantes proponen un divisor de tensión como circuito de conversión, que podría tener la siguiente forma:



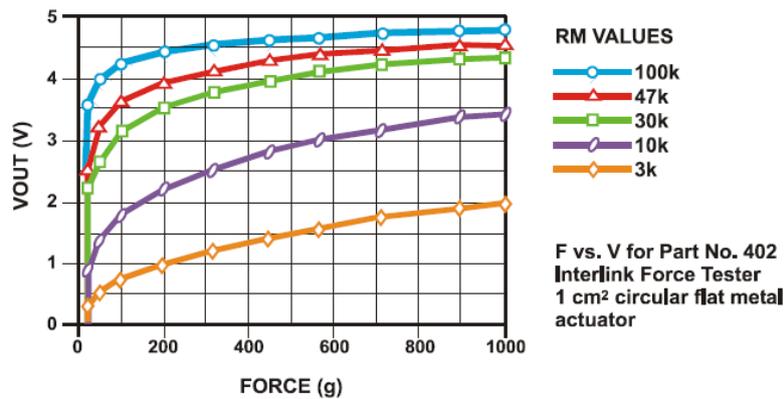
$$V_{out} = \frac{R_M}{R_M + R_{FSR}} \cdot V^+ \quad (7)$$

**Figura 3.10:** Divisor de tensión

Aunando las ecuaciones (6) y (7), se obtendría la tensión de salida del divisor de tensión en función de la fuerza, o acordemente al proyecto y siendo  $K_1 = K/A$ , en función de la presión.

$$V_{out} = \frac{R_M}{R_M + K_1 \cdot P^{-1}} \cdot V^+ = \frac{R_M \cdot P}{R_M \cdot P + K_1} \cdot V^+ \quad (8)$$

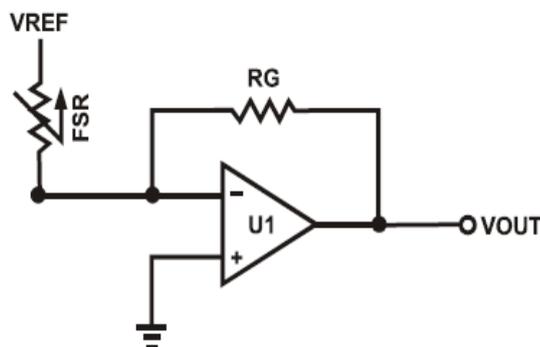
Con esta configuración, la tensión de salida aumenta al incrementar la presión aplicada hasta un valor en el que la tensión no crece más y se vuelve constante. Esto depende de la resistencia  $R_M$ , que se elige con el objetivo de maximizar el rango de sensibilidad de la fuerza y de limitar la corriente cuando las presiones aplicadas sean grandes y por lo tanto, la  $R_{FSR}$  pequeña. El amplificador operacional trabaja como amplificador seguidor para la adaptación de impedancias entre el divisor resistivo y las siguientes etapas de acondicionamiento o adquisición/visualización. Para una tensión de entrada de 5V, en la *Figura 3.11* se ve cómo quedarían las curvas características en función del valor de la resistencia, medidas con el sensor FSR 400 circular.



*Figura 3.11: Curvas características del divisor para varias resistencias*

### 3.2.1.2 Alternativa 2: Inversor.

Otra opción de conversor de presión-tensión sería un inversor, en el que la tensión de salida es inversa a la de la entrada en polaridad y proporcional a ella según la ganancia que se quiera dar al amplificador.



$$V_{out} = -\frac{R_G}{R_{FSR}} \cdot V_{REF} \quad (9)$$

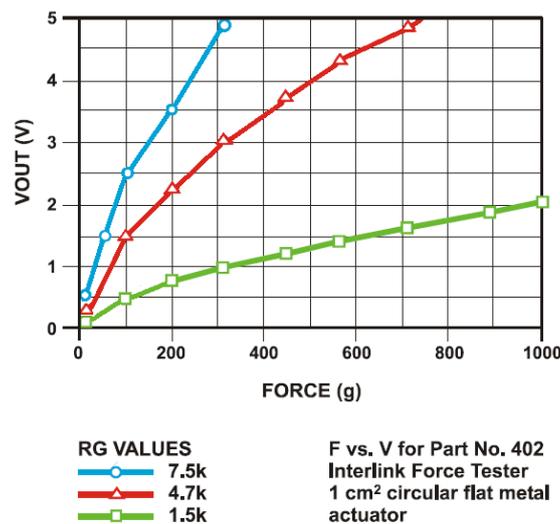
*Figura 3.12: Circuito amplificador inversor.*

Relacionando las ecuaciones (6) y (9) entre sí, se obtendría la tensión de salida del inversor en función de la presión, siendo  $K_2 = R_G \cdot V_{REF} \cdot A/K$ .

$$V_{out} = -\frac{R_G}{K \cdot P^{-1}} \cdot V_{REF} = -K_2 \cdot P \quad (10)$$

Con esta configuración, la tensión de salida será inversamente proporcional a la presión. Tendrá un valor en reposo de aproximadamente 0 V por la alta impedancia de la  $R_{FSR}$  e irá aumentando conforme se la vaya aplicando presión, en mayor o menor proporción según el valor de  $R_G$  escogido. Con las resistencias intercambiadas, el circuito saturaría en reposo y la tensión de salida iría disminuyendo a medida que aumenta la presión. Se considera que por practicidad la primera sería la más adecuada de implementar.

La curva característica con una tensión de entrada de -5V, para un sensor FSR 400 circular y comparando con varias resistencias  $R_G$  quedaría de la siguiente manera, como se muestra en la *Figura 3.13*. Como ya se ha dicho, el valor de esta resistencia sólo afectaría a la ganancia, así que se ha de escoger según convenga por cuestiones de claridad y saturación.



**Figura 3.13:** Curvas características del inversor para varias resistencias

### 3.2.1.3 Alternativa escogida

Con la implementación de estos circuitos se busca obtener la manera de relacionar la presión que capta el sensor con una tensión que se pueda monitorizar. Observando las ecuaciones que quedan al relacionar dichos parámetros en ambos circuitos, es de gran interés que ésta presente una función lineal. En el divisor de tensión se puede apreciar esta linealidad a bajos valores de presión, mientras que a valores altos se vuelve más constante. Por otra parte, en el inversor la tensión de salida es siempre proporcional a la presión, por lo que es lineal en siempre que se cumpla la ecuación (6).

Considerando que el objeto del proyecto abarca a los músculos en general, es de suponer que el rango de presiones que puedan ejercer sobre el sensor será muy variado. Es por ello que se ha decidido que la mejor alternativa para nuestra finalidad es el inversor, ya que los resultados del divisor de tensiones para las altas presiones no serían relevantes. Además, la linealidad del inversor permite trabajar en un rango más pequeño y extrapolarlo al total.

### 3.2.1.4 Elección de los componentes

Antes de proceder al diseño de la siguiente etapa, se ha implementado el circuito escogido en el apartado anterior y se han de realizar una serie de tests para validarlo. El circuito inversor estará formado por un regulador de tensión, un amplificador operacional y la resistencia  $R_G$ .

La función del regulador es la de mantener una tensión constante. El circuito se alimenta con  $\pm 15V$ , pero para obtener  $-5V$  exactos de  $V_{REF}$ , y conseguir que la tensión de salida sea positiva, se decide colocar un regulador de tensión previo al sensor. La serie más extendida de reguladores integrados<sup>15</sup> es la 78xx para tensiones positivas y 79xx para las negativas, es por ello que se ha escogido el LM7905.

Con respecto a la elección del operacional se han comparado distintos modelos que se tenían disponibles. Una de las características que son necesarias es la alta impedancia del operacional, ya que ha de ser mayor que la del sensor, que como ya se ha comentado al hablar del sensor es mayor de  $10M\Omega$  en reposo. Así mismo, interesa que su tensión de offset no sea muy elevada para no introducir mucho error a la señal. En la siguiente tabla comparativa se recogen varias características de distintos operacionales:

	LM741	OP27	uA741M	RC4558
Input offset voltage	6mV	25 $\mu$ V	5mV	6mV
Input bias current	200nA	35nA	500nA	200nA
Input resistance	2M $\Omega$	6G $\Omega$	2M $\Omega$	5M $\Omega$
Input voltage range	$\pm 13V$	$\pm 12,3V$	$\pm 13V$	$\pm 14V$

**Tabla 2:** Características de operacionales.

Finalmente, el amplificador operacional escogido para esta fase del circuito ha sido un OP27, en base a su alta impedancia de entrada, de unos  $6G\Omega$ , mayor que los  $10M\Omega$ , y también presenta una tensión e intensidad de entrada de offset muy bajas, lo que es beneficioso para el sistema de medida. Al amplificador se le han añadido los condensadores de desacoplo recomendados por el fabricante<sup>16</sup>, de  $100nF$  cada uno, para estabilizar la tensión de alimentación.

### 3.2.1.5 Dimensionado de $R_G$

En lo relativo a la elección de la  $R_G$  adecuada para el circuito elegido se han de tener en cuenta unas consideraciones previas que afectan al rango de valores que este parámetro pueda adoptar.

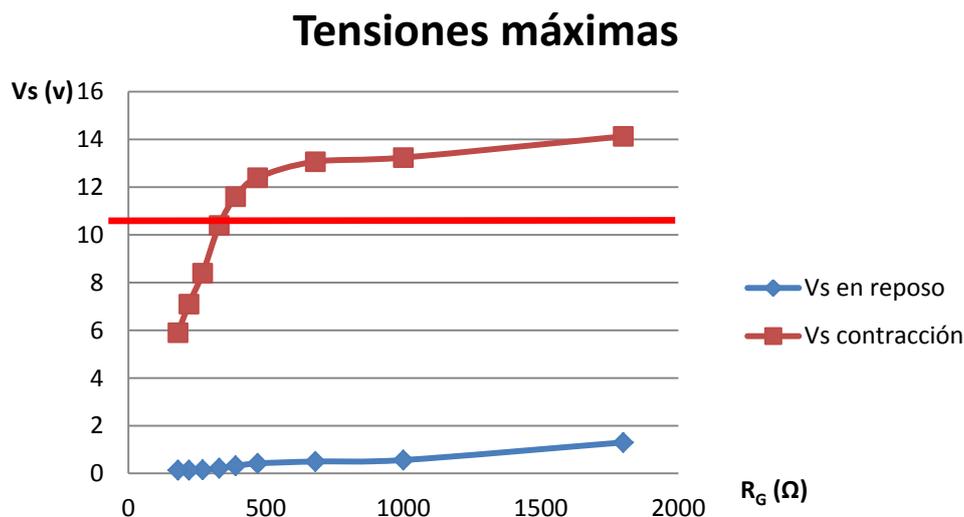
Como ya se concretará más adelante, la adquisición de los datos provenientes del sensor se realizará mediante una tarjeta de adquisición de datos. Ésta tiene un rango de entrada de  $\pm 10V$ , por lo que si se obtuviese una tensión de salida de mayor valor, saturaría y sería un dato inservible.

Para acotar el rango de posibles medidas se ha decidido comenzar por un test dinámico a priori, ya que no se tiene un valor de referencia todavía. Éste se realizará con ayuda de un voltímetro, pues únicamente se quiere un valor orientativo.

Siguiendo el procedimiento para medidas dinámicas explicado en el anexo 1, se decide comenzar con un valor de  $R_G = 1,8k\Omega$  e ir disminuyendo progresivamente el valor hasta obtener una solución válida del proyecto. Los resultados quedan recogidos en la siguiente tabla y mostrados en el gráfico de la *Figura 3.14*.

$R_G (\Omega)$	Vs en reposo (V)	Vs contracción (V)
1800	1,3	14,13
1000	0,56	13,24
680	0,5	13,07
470	0,42	12,4
390	0,32	11,6
330	0,22	10,4
270	0,15	8,4
220	0,14	7,1
180	0,14	5,9

**Tabla 3:** Rango de tensiones de salida en función de las resistencias.



**Figura 3.14:** Rango de tensiones de salida máximas alcanzadas en un voluntario en función de la  $R_G$ .

Se puede apreciar cómo la tensión de salida va aumentando a medida que aumenta la resistencia. Por el condicionante que nos impone la tarjeta de adquisición de datos, las resistencias que proporcionan medidas por encima de +10V y por debajo de -10V no han de tenerse en cuenta.

Eso deja como válidas las resistencias de impedancias menores a  $270\Omega$ , ésta incluida aunque con poco margen. Dentro de este rango, cuanto mayor sea la resistencia, más amplificada estará la señal por lo que su precisión será mejor. Para el testeo del circuito se ha decidido colocar una  $R_G = 180\Omega$ , que tenga un margen para no saturar la tensión de salida y que tenga buena precisión.

### 3.2.1.6 Caracterización y testeo de la primera etapa del circuito de acondicionamiento

Una vez diseñada la primera parte del circuito de acondicionamiento se procede a su testeo y caracterización para comprobar su correcto funcionamiento. Se realizará en dos fases, la primera será la de caracterización, en la que se realizará una calibración estática con presiones conocidas y otra posterior de testeo, con contracciones musculares de distintos sujetos.

#### A. Calibración

Para establecer la relación del valor medido por el sensor con un valor real y válido, ha de calibrarse el sensor. Para ello, se realizará un test estático, con el sensor en reposo sobre una superficie lisa, que relacionará la tensión de salida con una serie presiones ejercidas con unas pesas calibradas. De esta manera, al final se obtendrán unas presiones superficiales equivalentes a las ejercidas por las pesas sobre el sensor.

Realizando las medidas con una  $R_G = 178,4\Omega$ , y como dicta el primer punto del anexo 1, se han aunado todos los resultados siguiendo un criterio de calibración explicado en el anexo 2 y se ha obtenido la siguiente línea de tendencia de la tensión de salida con respecto a la presión aplicada por las pesas en el sensor:

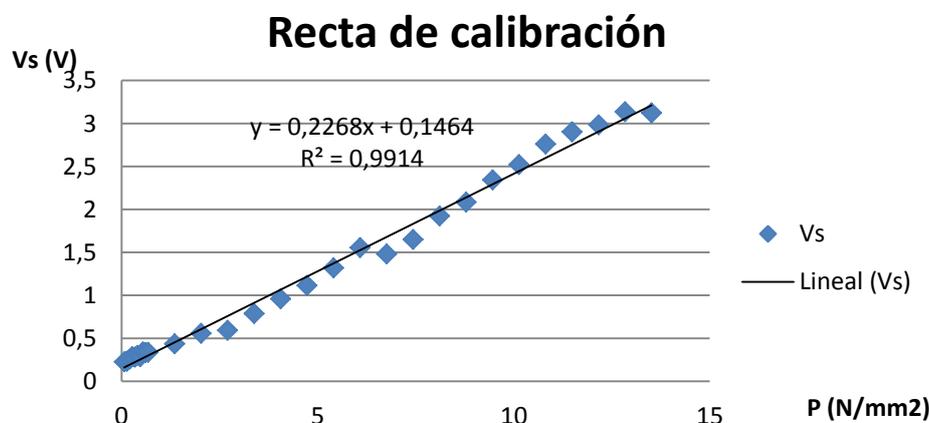


Figura 3.15: Curva de calibración de la tensión de salida del circuito inversor y la presión conocida.

Se puede apreciar que los datos experimentales se aproximan a una línea recta cuya ecuación es:

$$y = 0,2268x + 0,1464 \quad (11)$$

Al tener un coeficiente de correlación de  $R^2 = 0,9914$  se puede afirmar que la tensión de salida es proporcional a la presión aplicada equivalente a la ejercida por las pesas calibradas. La principal ventaja de esta tendencia es la posibilidad de extrapolar el resultado a mayores presiones sin la necesidad de trabajar con ellas durante la calibración.

En la ecuación se observa que con la elección y montaje de los distintos componentes del circuito se ha conseguido una sensibilidad de  $0,2268 \text{ V}/(\text{N}/\text{mm}^2)$ . Así mismo, el término independiente de la ecuación señala que las medidas no comienzan en el origen, debido a que la resistencia del sensor no es infinita. Estas bajas presiones corresponden a la Fuerza de Arranque del sensor comentada en la curva característica del mismo.

### **B. Testeo**

Con el fin de comprobar si el circuito diseñado es válido para distintos sujetos, se realizará un testeo que ayudará a acotar el rango de tensiones de salida y que además dará una idea de sobre qué valores ronda la presión ejercida en el sensor por una contracción de un hombre o una mujer.

En los antecedentes se ha señalado la dependencia de la fuerza para con características del sujeto como el sexo, la edad y la constitución. Sin embargo, son desconocidos los posibles valores que pueden surgir en el estudio. Por ello, para tener un referente de magnitud real se han realizado pruebas a 16 personas midiendo la tensión de salida que equivaldría a la presión superficial captada por el sensor al realizar una contracción máxima.

Para este fin se ha decidido elegir una población definida y reducida, aunque podría ser una cuestión interesante la de salirse de la población y hacer un estudio más completo según las distintas características de las personas. En este caso se han escogido un total de 8 chicos y 8 chicas, de entre 20 y 26 años, edades en las que se supone que la fuerza que se puede alcanzar es relativamente alta en comparación a otras más tempranas o tardías.

En la siguiente tabla quedan registradas las tensiones máximas alcanzadas por cada persona para la resistencia de  $R_G = 117,8\Omega$ , por lo que el rango irá desde aproximadamente 0 V al máximo valor:

Chicos	Vs (V)
Sujeto 1	5,622
Sujeto 2	7,188
Sujeto 3	6,162
Sujeto 4	6,232
Sujeto 5	7,493
Sujeto 6	7,932

Chicas	Vs (V)
Sujeto 1	4,619
Sujeto 2	5,778
Sujeto 3	3,703
Sujeto 4	5,248
Sujeto 5	5,090
Sujeto 6	5,210

Sujeto 7	6,570
Sujeto 8	7,540

Sujeto 7	5,920
Sujeto 8	5,015

Promedio	6,842
Vs máxima	7,932

Promedio	5,073
Vs máxima	5,920

**Tabla 4:** Tensiones máximas de la contracción alcanzadas en distintos voluntarios.

Se comprueba así que la selección de esta resistencia se adecua bastante bien a los requerimientos del proyecto. Como ya se ha dicho antes, si se aumentase la resistencia mejoraría su sensibilidad. Pero si  $R_G$  tuviese una impedancia de  $220\Omega$ , que es la siguiente de mayor valor normalizada, la tensión máxima de salida que se conseguiría sería de unos 14,8 V en algunos sujetos, lo que se sale del rango viable y saturaría tanto el sistema como la tarjeta de adquisición.

### 3.2.2 Eliminación de la presión basal de contacto

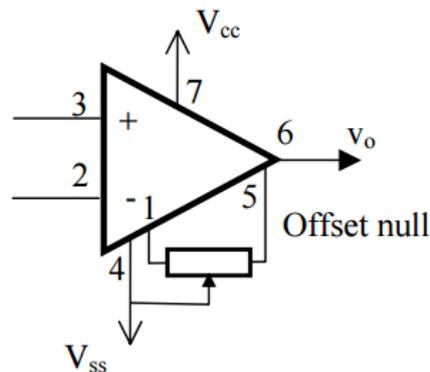
En el apartado previo se ha diseñado un circuito inversor para convertir la impedancia variable del sensor en una tensión de salida variable. No obstante, se puede observar que existe una tensión de offset a la salida del amplificador inversor que depende de la presión basal de contacto. Es decir, aparece una tensión cuando aún no se ha realizado ninguna presión, debida al contacto del sensor con la piel y a la posición en la que se encuentre el músculo. Está presente durante toda la medición, por lo que la tensión de salida obtenida no equivale exactamente a la presión que hace la contracción sobre el sensor, sino que es la suma de ésta y la de contacto inicial.

Al ser una tensión que está siempre presente y nos modifica la tensión final que queremos obtener, se ha decidido tratarla como si fuera una tensión residual u offset y que el usuario tenga la posibilidad de eliminarla. Teniendo esta consideración en cuenta, se ha resuelto a añadir una etapa al circuito para este fin. A continuación se explican varias alternativas que se suelen aplicar para la eliminación del offset y que podrían servir para el proyecto.

#### 3.2.2.1 Alternativa 1: Compensación del offset

La compensación del error de offset<sup>17</sup> puede realizarse de varias maneras, sobre todo dependiendo del amplificador operacional se utilice y/o de la configuración del circuito elegida. Las técnicas de compensación se dividen en dos tipos:

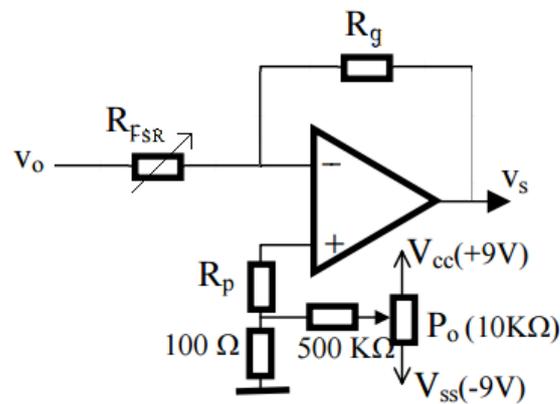
- Técnica de compensación interna del error de offset: es la que utilizan aquellos amplificadores operacionales que tienen terminales de anulación de offset, como es el caso del AD741 o el TL081, entre otros. Esta tensión se compensa gracias a la conexión de un potenciómetro conectado a dichos terminales. Primero se ha de conocer el valor del offset dando al sistema una entrada nula y luego se ajustaría con el potenciómetro.



**Figura 3.16:** Amplificador operacional con compensación interna del offset.

- Técnica de compensación externa del error de offset: esta técnica consiste en la conexión externa, en uno de los terminales de entrada del amplificador, de un circuito que genere una tensión de salida de igual magnitud que la del offset pero de sentido contrario. De esta manera se cancelarían sus efectos y desaparecería.

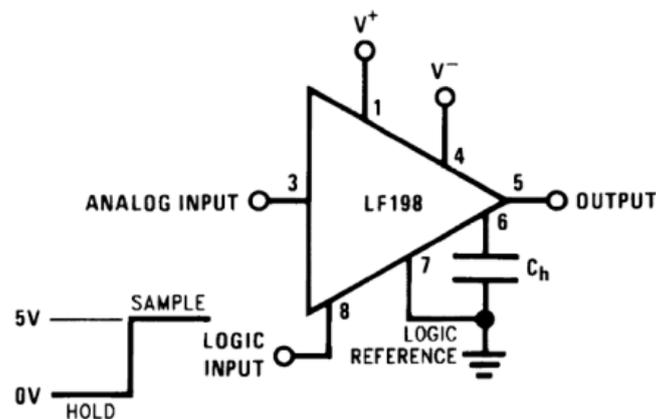
Si el amplificador operacional actuase como inversor, la compensación debería estar conectada al terminal positivo,  $V_{cc}$  en la *Figura 3.17*. Por el contrario, si su configuración fuese de no inversor, habría de conectarse al  $V_{ss}$ .



**Figura 3.17:** Amplificador operacional con compensación externa del offset.

### 3.2.2.2 Alternativa 2: Sample & Hold + Amplificador Diferencial

Los circuitos Sample and Hold<sup>18</sup>, o de muestreo y retención, se utilizan para muestrear una señal analógica en un instante y retener este valor el tiempo que sea necesario. Comúnmente, se suele utilizar un condensador para mantenerlo. Las órdenes de muestreo y retención están determinadas por una señal lógica de control (ver *Figura 3.18*) Cuando la señal está a nivel alto, el condensador se está cargando hasta que pasa a estar a nivel bajo, momento en el que el condensador mantendrá el último valor de entrada.



**Figura 3.18:** Circuito Sample & Hold

Este circuito como tal no elimina el offset de la señal, simplemente lo mantendría. Para hacer la corrección precisa, habría que añadir otra etapa que se encargara de restar la señal original y el offset, como puede ser un amplificador diferencial.

### 3.2.2.3 Alternativa escogida

La principal diferencia entre ambas opciones reside en la utilidad que se le quiera dar al offset o en este caso a la tensión basal de contacto. Mediante la compensación se obtiene la señal de salida con dicha tensión ya eliminada, mientras que en el sample and hold ésta se guarda de manera que el usuario podría darle uso si lo quisiera.

Por otro lado, al depender la tensión basal de contacto de la presión de contacto, ésta podría ser variable, por lo que las técnicas de compensación, tanto externa como interna, no resulta ser adecuada para el proyecto.

Es importante también que la comodidad del usuario se introduzca en los criterios de selección. El ajuste del compensador se realiza de forma manual con un potenciómetro, mientras que en el sample and hold se realiza mediante un pulsador, lo que es mucho más práctico y cómodo.

En base a estas consideraciones, se ha decidido que la alternativa del sample and hold es la más cómoda y acorde con el objeto del estudio.

### 3.2.2.4 Selección de componentes

Para su implementación, se busca un circuito integrado sample and hold con una tensión de offset baja para no introducir error en la medida y con un tiempo de adquisición relativamente alta, para que lleve a cabo su función con un pulso normal del pulsador y que el usuario no tenga que mantenerlo pulsado. Se han contemplado las siguientes alternativas:

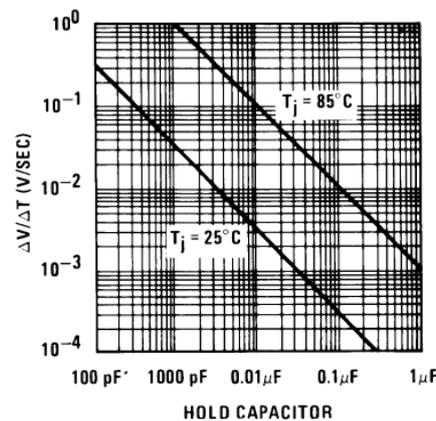
Modelo	LF298M	LF398AN	AD783JRZ	SMP04ES7
Nº Amplificadores	1	1	1	4
Tiempo de adquisición	4µs	20µs	250ns	3,5µs
Tensión de offset	3mV	2mV	50mV	2,5mV
Precio/unidad	3,11 €	2,58 €	22,40 €	9,07 €
Caída de tensión	0,08mV/s	0,08mV/s	20mV/s	2mV/s

**Tabla 5:** Características de circuitos sample and hold

Finalmente se ha optado por el circuito LF398AN, cuya baja tensión de offset y precio lo posicionan por delante de los demás. Aunque no tenga un tiempo de adquisición tan breve como los demás, es suficiente para nuestra aplicación. Como ya se ha comentado, la lógica del circuito estará asociada a un pulsador.

Para guardar la tensión basal de contacto es necesario hacer uso de un condensador con la suficiente capacidad como para mantener la tensión el tiempo necesario según su aplicación. Se ha estimado que el tiempo que debería aguantar dicha tensión es de unos 10 minutos como mínimo, para poder tomar las medidas necesarias sin tener que poner a 0 V la señal cada poco tiempo.

Para poder limitar la tensión de caída por debajo de 0,01V durante 10 minutos se necesitaría un  $\frac{\Delta V}{\Delta T}$  inferior al  $1.67 \cdot 10^{-5}$ . Según la relación de caída de voltaje proporcionada en la hoja de características<sup>19</sup> del LF398AN mostrada en la *Figura 3.19*, será necesario un condensador de 1µF.



**Figura 3.19:** Caída de tensión del condensador del LF398

La siguiente fase sería la del amplificador diferencial, que se encargaría de restarle la tensión inicial por la presión de contacto,  $V_O$ , a la total generada por la contracción,  $V_{TOTAL}$ , y estando esta diferencia relacionada con la ganancia  $G$  del mismo de la siguiente forma:

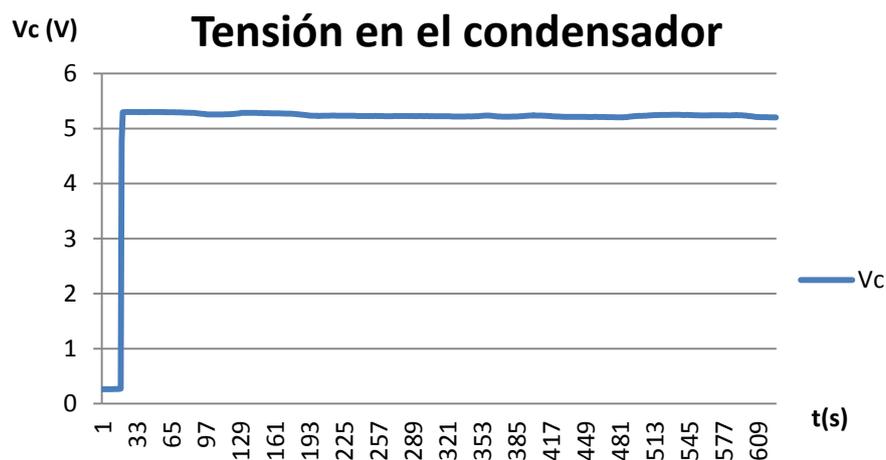
$$V_S = G \cdot (V_{TOTAL} - V_O) \quad (12)$$

La elección del amplificador se basará principalmente en la ganancia del mismo, ya que interesa que sea  $G = 1$  para simplificar la operación y evitar que la diferencia de tensiones amplificada, ya que la tensión producida durante una contracción es en voltios, por lo que ya viene amplificada. No se recomienda una amplificación adicional porque podría ocasionar saturaciones del sistema. Por ello se ha escogido el amplificador diferencial AMP03, que tiene ganancia unitaria, una tensión de offset de  $750\mu\text{V}$  y un precio por debajo de la media en comparación a los operacionales de estas características<sup>20</sup>.

### 3.2.2.5 Validación

Una vez implementada la etapa de eliminación de la tensión inicial, se ha realizado un testeo para comprobar su correcto funcionamiento. Para ello, se han realizado dos pruebas.

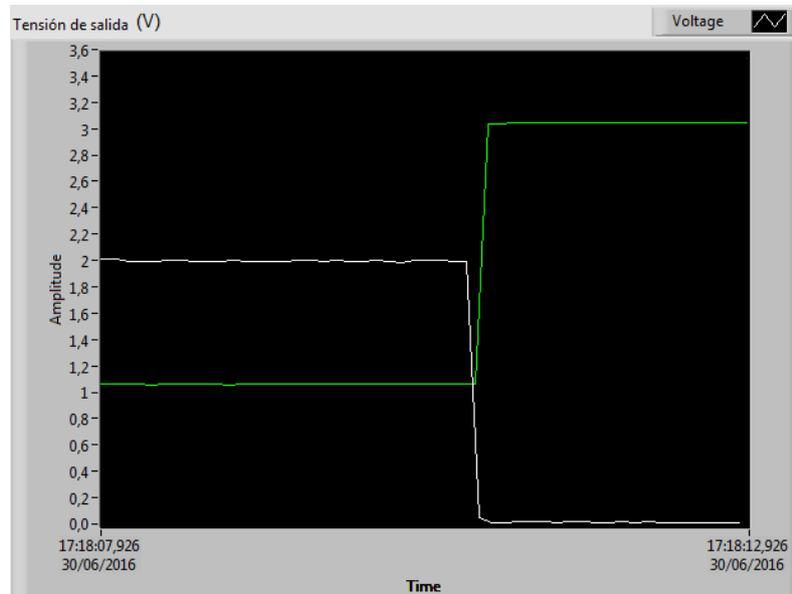
La primera consiste en validar que la elección del condensador ha sido la adecuada. Para ello, con ayuda de un generador de tensiones se ha alimentado el sample and hold con una tensión de 5 V, se ha pulsado el pulsador conectado a su parte lógica y se ha medido la tensión del condensador a lo largo de los 10 minutos requeridos, quedando la gráfica de la *Figura 3.20*.



**Figura 3.20:** Evolución del condensador a lo largo de 10 minutos.

Se observa cómo crece la tensión cuando se pulsa el pulsador y luego se mantiene constante tras haber almacenado los 5 V que tenía a su entrada. Una vez guardada la tensión, ésta fluctúa levemente ya que el condensador tiende a descargarse pero debido a la influencia del circuito interno del sample and hold se realimenta un poco. Con esto, la máxima caída de tensión que se produce en el condensador en los 10 minutos es de  $0,08\text{V}$ , que se considera un valor aceptable, ya que no introducirá mucho error en la medida, menor del 2%.

En segundo lugar, se comprueba el correcto funcionamiento del conjunto. Para ello, se ha cargado el condensador inicialmente con 1 V y posteriormente se alimenta el circuito con una tensión de 3 V. De esta manera, se puede comprobar al comienzo de la *Figura 3.21* cómo la tensión de salida es de los 2 V esperados según la ecuación (10), siendo la línea verde la tensión en el condensador y la blanca la tensión de salida.



**Figura 3.21:** Diferencia de tensiones al pulsar el pulsador. La línea verde representa la tensión en el condensador y la blanca la tensión de salida.

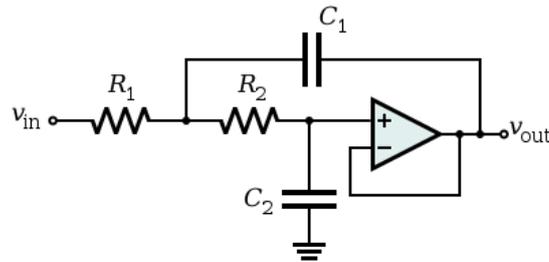
Así mismo, al apretar el pulsador, se aprecia cómo el condensador se carga con los 3 V que tiene a la entrada, lo que hace que la tensión de salida sea nula y demostrando el correcto funcionamiento de esta etapa.

### 3.2.3 Filtrado de la señal

En los apartados anteriores, se ha diseñado un circuito inversor que convierte la impedancia variable del sensor en una tensión de salida variable en función de la presión, y una segunda etapa que permite eliminar la presión basal de contacto cuando el usuario pulse el pulsador. En esta etapa se diseñará un filtro paso bajo para eliminar los ruidos de alta frecuencia. Específicamente se diseñará un filtro paso bajo de segundo orden del tipo Sallen-Key. La elección de esta opción se basa en que al estar trabajando con contracciones, por lo que el ancho de banda de interés va desde 0 Hz la frecuencia de corte estimada a continuación.

Para la caracterización de sus componentes se han realizado varias medidas del mayor número de contracciones por minuto que se pueden ejercer, ya que sería el caso donde la señal sería de mayor frecuencia. Los resultados adquiridos señalan que se puede alcanzar hasta un máximo de unas 3 contracciones por segundo, lo que equivaldría a una señal de frecuencia de unos 3,3 Hz.

Para darle cierto margen a la medida se considera la posibilidad de que se realicen 5 contracciones por segundo, lo que supondría una señal de periodo 0,2s y de unos 5 Hz de frecuencia. Aunque la señal que se pretende adquirir tiene una frecuencia de repetición de unos 5 Hz, su energía puede distribuir un rango de espectro mucho más amplio. Se estima que la energía de la señal se distribuye principalmente por debajo de 10 Hz, por lo que se diseña un filtro paso bajo con frecuencia de corte en 10 Hz para reducir el ruido.



**Figura 3.22:** Filtro de paso bajo Sallen Key

Para diseñar los valores de los componentes del filtro se ha hecho uso de una herramienta de cálculo<sup>21</sup> especializada en ello. Al ser un filtro de segundo orden, tendrá una atenuación de unos -6 dB aproximadamente, por lo que se ha de diseñar el circuito para una frecuencia de corte de 15 Hz, de manera que se obtenga una frecuencia de corte real de -3 dB en 9 Hz.

Se busca tener una respuesta subamortiguada para evitar sobreoscilaciones en la banda pasante, por lo que se fija que el factor de amortiguamiento sea  $\xi = 1$ . La función de transferencia del filtro Sallen-Key mostrado en la figura 3.22 viene dado por la frecuencia de corte (14) y el factor de calidad (15) siguen las siguientes ecuaciones:

$$G(s) = \frac{V_s(s)}{V_o(s)} = \frac{(2\pi f_c)^2}{s^2 + 2\xi(2\pi f_c)s + (2\pi f_c)^2} \quad (13)$$

Donde la frecuencia de corte y el factor de calidad están determinados por:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}} \quad (14)$$

$$Q = \frac{1}{2\xi} \quad (15)$$

Se obtienen los valores  $R_1 = 33k\Omega$ ,  $R_2 = 33k\Omega$ ,  $C_1 = 330nF$  y  $C_2 = 330nF$ , siendo la función de transferencia de

$$G(s) = \frac{8432,26}{s^2 + 183,65s + 8432,25}$$

y un polo de 14,615 Hz a unos -6dB.

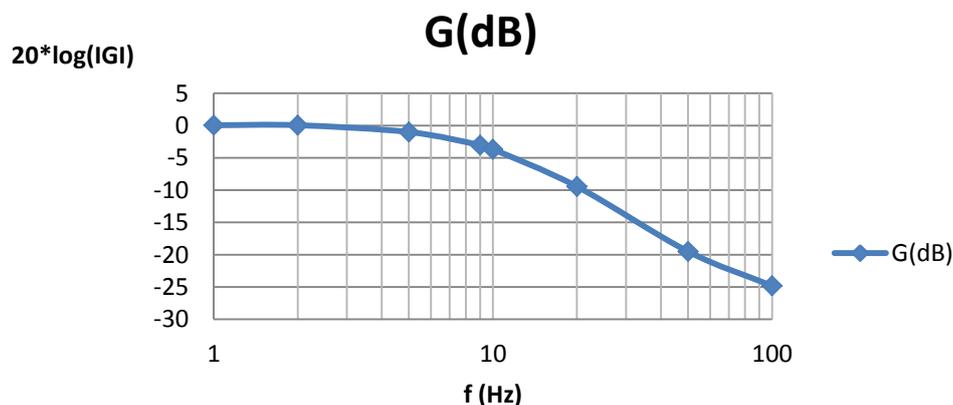
### 3.2.3.1 Validación del filtro

Una vez implementado el filtro, se testea para comprobar que cumple con los requerimientos preestablecidos. Para ello se ha obtenido un Diagrama de Bode real del filtro que muestre su curva de funcionamiento con ayuda de un generador de funciones. Se ha fijado la tensión de entrada del filtro a señal senoidal de 1 V pico a ( $V_{epp}=1V$ ) y se ha realizado un barrido de frecuencias para determinar la ganancia real del filtro a distintas frecuencias. Se recogen en la siguiente tabla las mediciones:

Vepp (V)	f (Hz)	Vspp (V)	G	$20 \cdot \log( G )$ dB
1,038	1	1,044	1,00578035	0,05005991
1,038	2	1,044	1,00578035	0,05005991
1,038	5	0,925	0,8911368	-1,00111243
1,038	9	0,732	0,70520231	-3,03372548
1,038	10	0,68	0,65510597	-3,66840566
1,038	20	0,35	0,3371869	-9,44258613
1,038	50	0,11	0,10597303	-19,496093
1,038	100	0,06	0,05780347	-24,8161076

**Tabla 6:** Ganancias en función de la frecuencia.

Que representando gráficamente el  $20 \cdot \log(|G|)$  en función de la frecuencia queda el siguiente diagrama de Bode:



**Figura 3.23:** Diagrama de Bode del filtro paso bajo implementado.

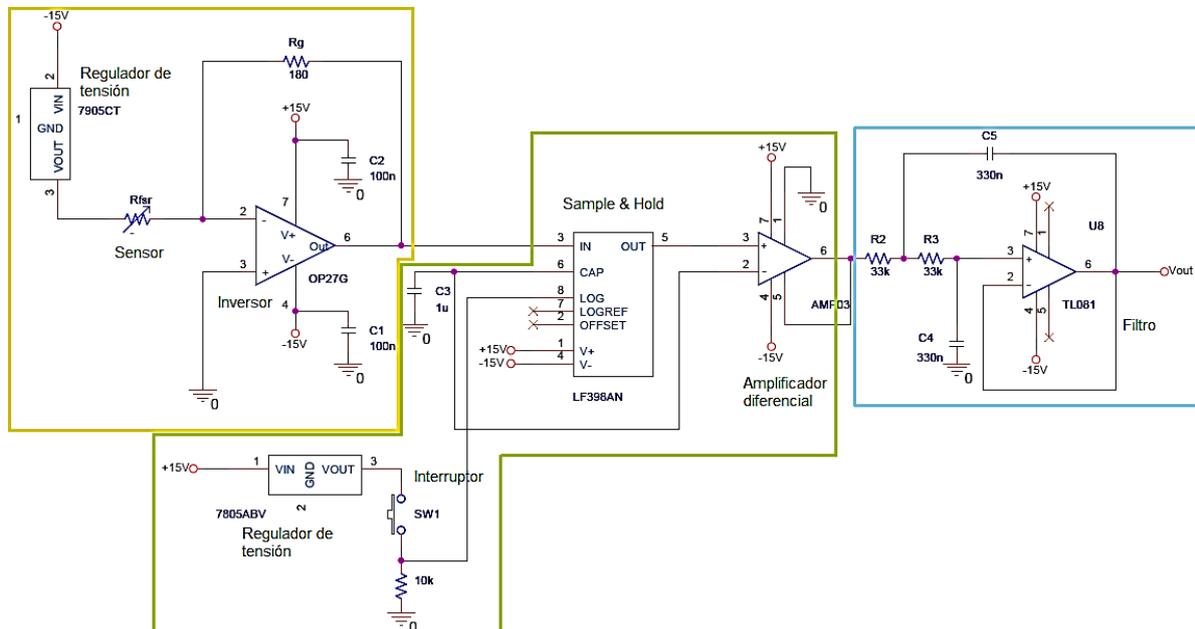
Según los datos obtenidos y sabiendo que la frecuencia real de corte se encuentra a  $-3\text{dB}$ , este filtro proporciona una frecuencia real de corte de unos 9Hz. Puesto que ya se le había dado cierto margen a la hora de calcular, se considera que esta frecuencia de corte es correcta para el objeto del circuito. Éste permitirá eliminar el ruido proveniente de la red y otros ruidos de alta frecuencia.

### 3.2.4 Montaje en Placa Board

Tras el diseño y validación de cada una de las tres etapas que componen el circuito, se procede a la validación del correcto funcionamiento del circuito completo.

En la *Figura 3.24* se muestra el circuito de acondicionamiento para la medida de las contracciones musculares diseñado en este proyecto. Dicho circuito se compone de 3 etapas:

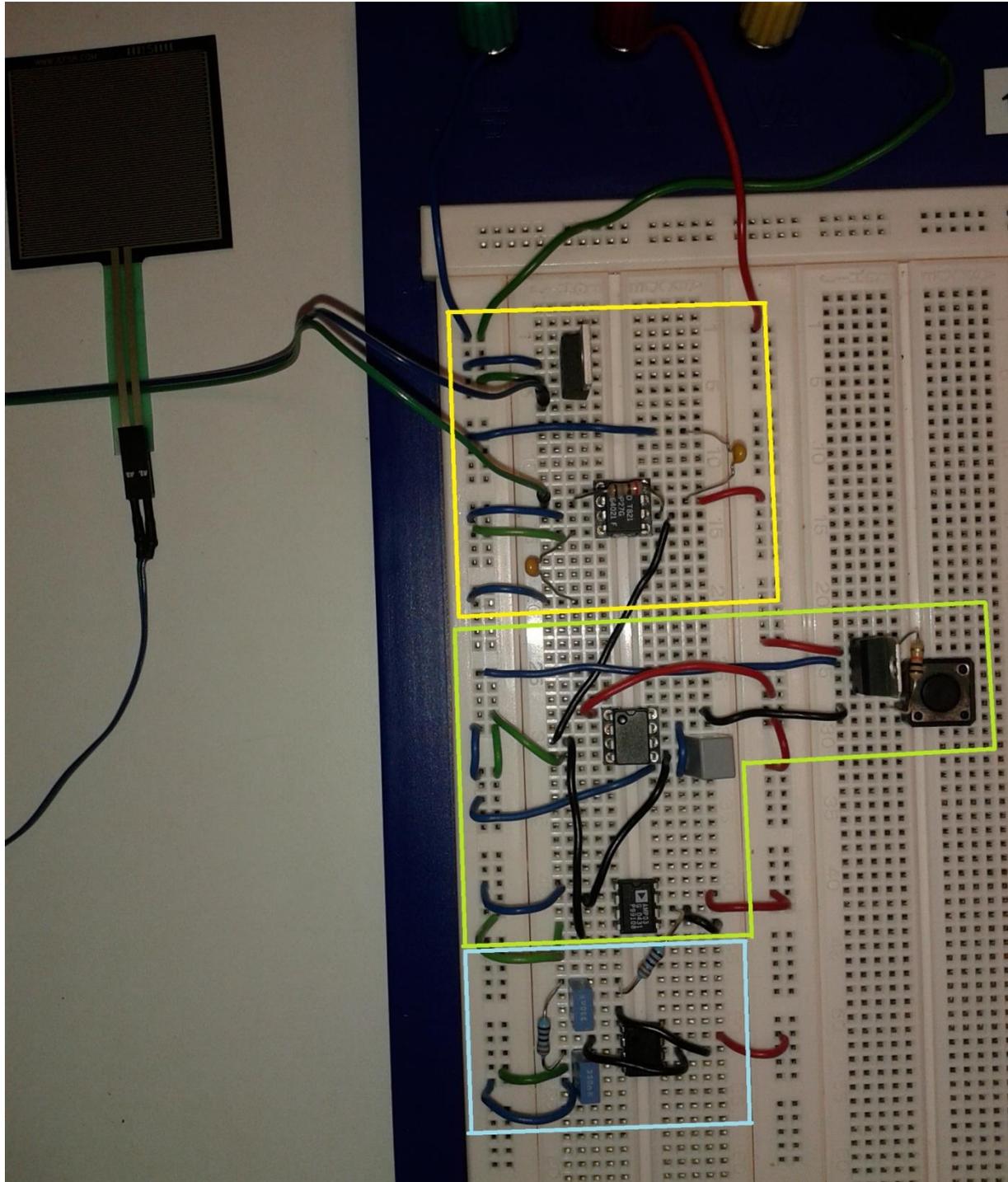
- Primera etapa (recuadro amarillo): Conversión de la señal de la  $R_{FSR}$  a tensión.
- Segunda etapa (recuadro verde): Eliminación de la presión basal de contacto.
- Tercera etapa (recuadro azul): Filtrado de la señal.



**Figura 3.24:** Esquema del circuito de acondicionamiento para la medida de contracciones musculares.

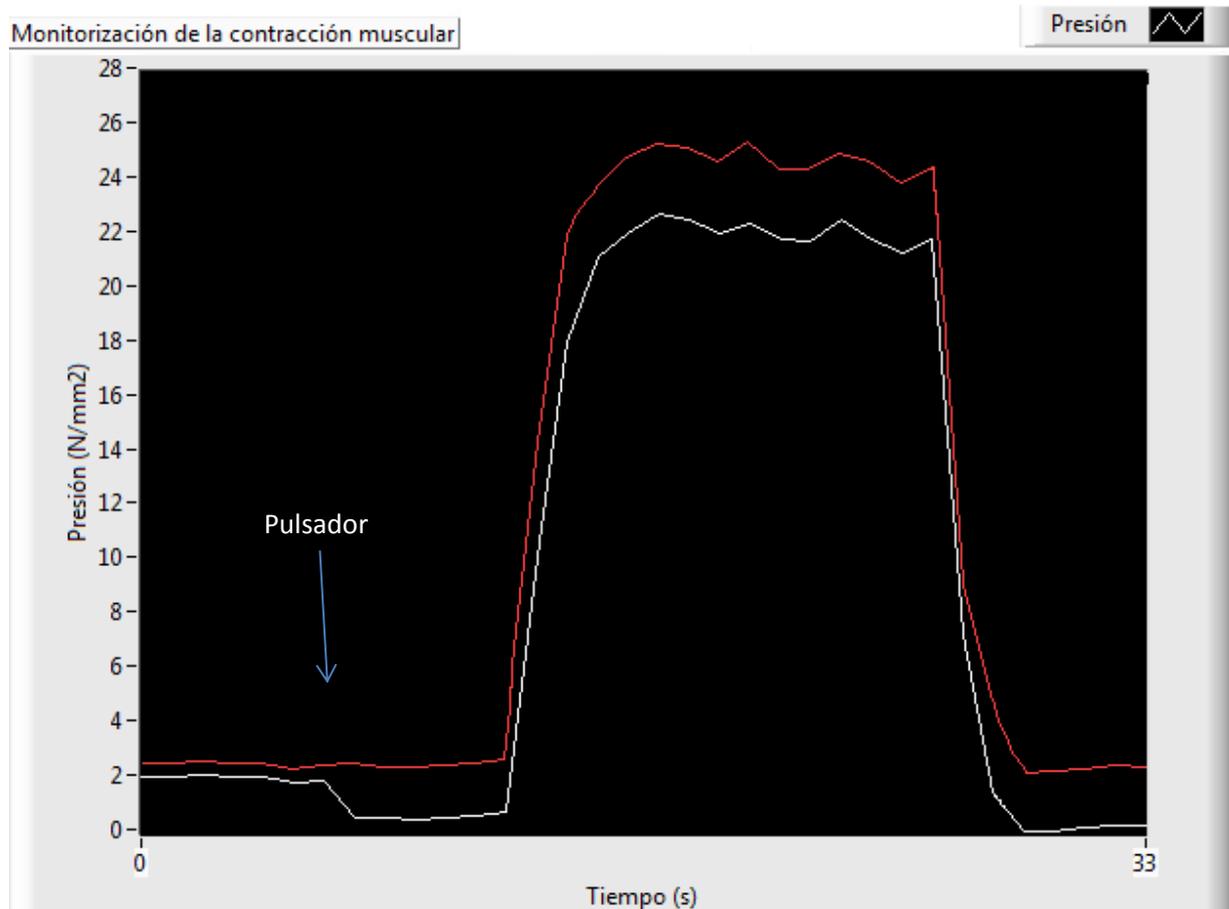
El circuito de acondicionamiento mostrado en la *Figura 3.24* se ha implementado en la placa Board. Para ello, se ha utilizado el siguiente criterio de colores de los cables (ver la *Figura 3.25*)

- Cable rojo: alimentación positiva de +15V.
- Cable verde: alimentación negativa de -15V.
- Cable azul: conexión a masa.
- Cable negro: conexión entre los componentes.



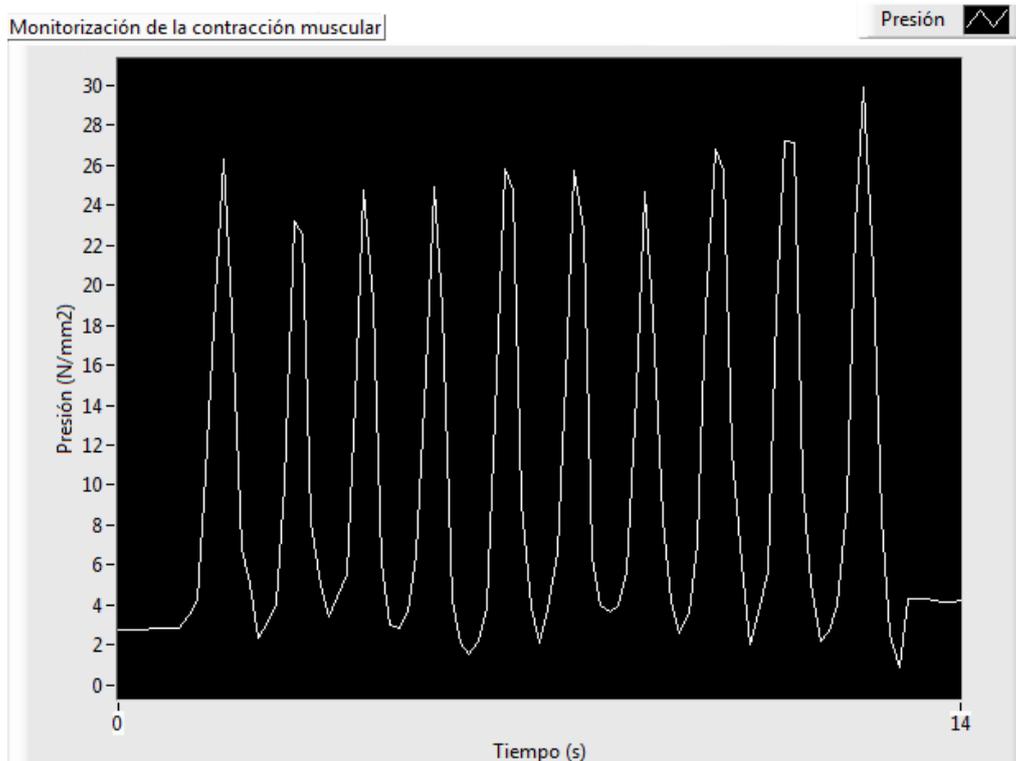
*Figura 3.25: Montaje del circuito en Placa Board.*

Para la comprobación final del sistema se han realizado una serie de pruebas, en base a distintos tipos de contracciones, y verificar así su correcto funcionamiento. En primer lugar se ha testeado con lo que equivaldría a una contracción isométrica. Se ha procedido a la colocación del sensor en el brazo y se le ha pedido al sujeto que ejerciese la máxima contracción posible dos veces, una sin eliminar la presión basal de contacto y otra eliminando la misma, obteniéndose una gráfica comparativa de la evolución de ambas en la *Figura 4.1*.



**Figura 4.1:** Registro de contracciones muscular en bíceps durante una contracción isométrica máxima, con (línea blanca) y sin (línea roja) eliminación de la presión basal de contacto.

En segundo lugar se ha procedido con una prueba basada en contracciones isotónicas, donde se puede observar la velocidad a la que el usuario es capaz de ejercer las contracciones así como la evolución de las mismas.



**Figura 4.2:** Registro de contracciones musculares en bíceps durante una contracción isotónica. En ella se puede observar una frecuencia de 1 contracción/s

Ambas verifican el correcto funcionamiento del sistema de medida, pues cumplen con las especificaciones de diseño, es decir, la conversión de la presión en tensión y ésta en la presión equivalente tras la calibración, la eliminación de la presión basal de contacto y la atenuación del ruido.

### 3.3 Adquisición de datos

Una vez acondicionada la señal procedente del sensor de presión, se procede al diseño del bloque de adquisición los datos para el tratamiento digital de la información y así como la visualización de las contracciones musculares en el PC. Para ello se utilizará un sistema de adquisición de datos.

El sistema de adquisición de datos lo conformarían el sensor, un hardware de medidas y un equipo de software controlador.

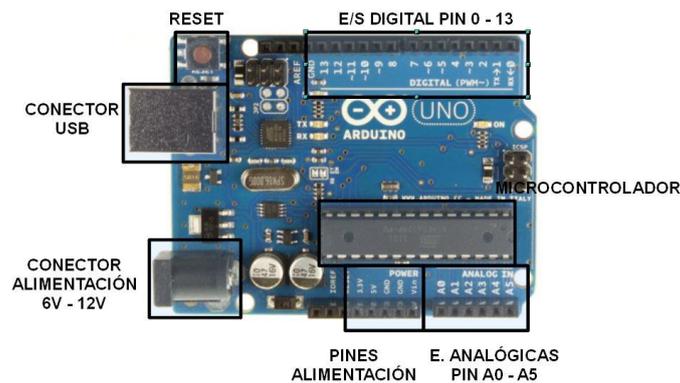
#### 3.3.1 Alternativas

Al disponer ya del sensor, se barajarán a continuación varias alternativas del hardware y software que permitan obtener y trabajar con los datos recibidos del mismo.

### 3.3.1.1 Arduino

Arduino es una plataforma de hardware y software libres, flexibles y fáciles de usar mediante código abierto. Está formado por un microcontrolador, un entorno de desarrollo y una salida de USB para conectar al ordenador. Interactúa con el entorno recibiendo información de entradas desde una variedad de sensores y generando señales mediante luces, motores y otros dispositivos.

El microcontrolador de la placa se programa usando el Arduino Programming Language (basado en Wiring) y el Arduino Development Environment (basado en Processing), que son lenguajes de programación bastante cercanos al lenguaje C. Hay distintos tipos de placas según las especificaciones que quiera el usuario.



**Figura 3.26:** Arduino Uno.

### 3.3.1.2 Tarjeta de adquisición

Las tarjetas de adquisición de datos son unos dispositivos que miden distintos parámetros físicos analógicos y los convierten en valores digitales capaces de ser manipulados por un ordenador. Le transfieren los datos al mismo mediante una conexión bus y éste ha de tener un software controlador para trabajar los datos y un interfaz de comunicación de los mismos al usuario. El propio fabricante suele proporcionar el software necesario para poder adquirir de forma muy intuitiva, casi plug&play.

A la hora de seleccionar la tarjeta idónea para el proyecto se han de tener en cuenta varios criterios de selección:

- Tipo de sistema operativo del ordenador.
- Tipo de conector
- Número de canales E/S
- Resolución requerida
- Frecuencia de muestreo
- Error de medida permitido
- Niveles de entrada



**Figura 3.27:** Tarjeta USB



### **3.3.1.3 Sistema inalámbrico de adquisición**

Este sistema es parecido al anterior pero se presenta como alternativa cuando las mediciones se hacen en un lugar diferente al que se encuentra el ordenador o cuando el cableado puede presentar un problema por distancia o por la integración de los mismos.

Es posible encontrar varios dispositivos con diferentes tipos de conexión inalámbrica, como puede ser el Bluetooth; Ethernet, que envía los datos obtenidos a través de internet; Wifi; infrarrojos; etc.

Entre estas opciones, la más adecuada para la aplicación sería el Bluetooth, ya que es una tecnología inalámbrica que opera en la banda ISM (Open Unlicensed Industrial, Scientific and Medical) de 2.4 GHz de bajo coste y de bajo consumo para interconectar diferentes dispositivos electrónicos (PDA, móviles, PC, manos libres...) para eliminar gran cantidad de cables que unen los equipos. En función de la clase de dispositivo, podría alcanzar sin problemas a decenas de metros e incluso a centenas de metros.

La versión más extendida de Bluetooth es la versión 2.0+EDR, cuya tasa de transferencia de datos alcanza a unos 3 Mb/s lo cual es suficiente para esta aplicación y el consumo es de aproximadamente es de unos 40 mA. El bajo consumo es uno de los principales ventajas frente al Wifi (centenas de mA). El uso de Ethernet es innecesario, ya que en general el monitor estará delante del sujeto.

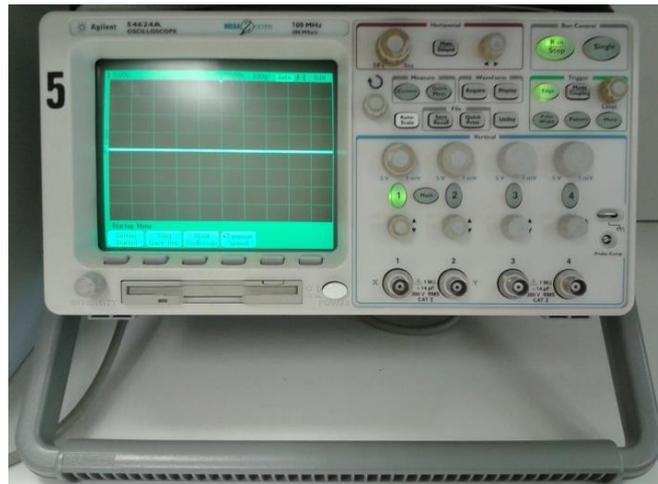
Por otro lado, la tecnología Bluetooth también presenta ciertas ventajas frente a la tecnología infrarrojo para la transmisión de datos a corto alcance dado que no requiere una visión directa entre el emisor y el receptor.

En el mercado, existe una amplia gama de módulos Bluetooth de bajo coste y muy fáciles de trabajar con ellos. No obstante, es necesario disponer de conocimientos básicos de programación de microcontroladores para poder adquirir las señales de entradas analógicas y que a su vez sirve de interfaz con módulo Bluetooth para su transmisión inalámbrica de datos al PC.

### **3.3.1.4 Osciloscopio digital**

El osciloscopio es un dispositivo que permite la visualización de señales eléctricas capaces de variar en el tiempo en un monitor. Las representa gráficamente en un eje de coordenadas en el que el eje X representa el tiempo y el eje Y la amplitud de la señal. Actualmente los osciloscopios digitales están sustituyendo a los analógicos, entre otras razones por la facilidad de transferir los datos a un ordenador o pantalla LCD.

Además de incorporar todas las prestaciones de un osciloscopio analógico, el digital añade otras nuevas como son la medida de valores de pico, el valor eficaz, los flancos de señal y otros intervalos; la captura de transitorios y cálculos avanzados como el del espectro de la señal.



*Figura 3.28: Osciloscopio digital.*

### 3.3.2 Alternativa escogida

Ante las distintas alternativas propuestas, se ha de elegir cuál podría adecuarse mejor a las circunstancias que rodean al proyecto.

En primer lugar, el sistema inalámbrico de adquisición de datos supone una ventaja competitiva a nivel práctico, ya que al trabajar con sujetos, la eliminación de los cables ayudaría a la comodidad de las medidas. No obstante, es necesario el diseño del software en el microcontrolador para la comunicación mediante Bluetooth, lo cual aumentaría la complejidad del proyecto.

Por otra parte, el Arduino se presenta como una opción buena y práctica, ya que los datos se pueden adquirir y monitorizar muy fácilmente y no suele ser una tecnología cara. No obstante, para su uso es necesario conocer lenguajes de programación y aunque hoy en día toda la información necesaria para aprender esté disponible, se pretende que personas de otros ámbitos que no suelen tratar con estos lenguajes puedan utilizarlo. Es por ello que se desestima esta alternativa.

Esto deja las últimas alternativas, el osciloscopio y la tarjeta de adquisición de datos. Ya se ha explicado cómo con ambas es posible pasar los datos al ordenador para su trabajo y monitorización. Sin embargo, desde un punto de vista de cara al usuario, el osciloscopio no se presenta como la mejor opción.

Por una parte, la tarjeta de adquisición de datos es mucho más intuitiva siempre que se sepan interpretar correctamente los datos y se cree un interfaz de usuario que los muestre como se quiere. Por otro lado, el osciloscopio es mucho más caro y más voluminoso, por lo que si se quisiesen hacer medidas con la ayuda de distintos ordenadores el traslado del sistema de medida sería más farragoso.



Es por ello que se ha decidido utilizar una tarjeta de adquisición de datos como dispositivo para obtener la señal del circuito, convertirla a digital y enviarla al ordenador para su trabajo y posterior monitorización.

### **3.3.2.1 Consideraciones sobre la Tarjeta de Adquisición de Datos**

Como ya se ha introducido previamente en el apartado de “Tarjeta de Adquisición”, es necesario tener en cuenta los criterios de selección mencionados anteriormente para elegir una tarjeta de adquisición de datos adecuado al proyecto.

Para la elección de la tarjeta de adquisición a usar en nuestro proyecto, se ha decidido que será de conexión USB, pues es la más común y compatible, pudiendo ser accesible para un mayor número de personas. Así mismo, ha de ser compatible con el sistema operativo de Windows y con LabVIEW, ya que será el interfaz de comunicación con el usuario.

Entre las alternativas encontradas en las webs de electrónica, se ha optado por la tarjeta de adquisición USB-6001 de *National Instruments*. Además de cumplir con las especificaciones anteriores, tiene 8 entradas analógicas de 14 bits de resolución y una velocidad de muestreo de 20kS/s. Como puntos a favor, es ligero, energizado por bus para fácil portabilidad y muy sencillo de usar.

Al tener el proceso una dinámica muy lenta no se requieren altas prestaciones en cuanto a la velocidad de adquisición ni tampoco una alta resolución, ya que no es una aplicación de alta precisión. Si se quisiera una resolución o velocidad de adquisición mayores, se considerarían los modelos USB-6002 y USB-6003. Sin embargo, el USB-6001 cumple con los requerimientos del proyecto y es más rentable desde un punto de vista económico.

## **3.4 Monitorización**

La última etapa del sistema de medida sería la monitorización de la señal para mostrarla al usuario por pantalla. A pesar de ser una parte relativamente sencilla dentro del conjunto del proyecto, el interfaz con el usuario es bastante importante debido a que en muchos casos es lo único del sistema de medida con lo que el usuario interactúa, a parte del sensor. Es por ello que ha de ser sencilla y fácil de usar.

Las interfaces gráficas de comunicación con el usuario permiten crear un entorno donde gráficos y otros tipos de elementos informan al usuario del proceso que se está llevando a cabo. Del mismo modo, el usuario puede introducir especificaciones al programa por medio de los mismos.

Otra característica fundamental de estos programas es la posibilidad de cambiar los elementos del hardware por elementos software, configurando el programa para que realice internamente las etapas pertinentes sin la necesidad de ser implementadas.

Existen diferentes softwares de interfaz gráfico como lo son el LabVIEW, el LabWindows, ambos de NI, el Simulink de MathWorks o el VisualState de IAR Systems.

### 3.4.1 Alternativa escogida

Al disponer de una tarjeta de adquisición de datos de National Instruments se ha optado por elegir el software de la misma compañía, lo que asegura un grado absoluto de compatibilidad y gran versatilidad. Entre las distintas opciones que la misma compañía ofrece para este fin, se ha elegido el LabVIEW ya que al estar basado en lenguaje G, es mucho más intuitivo y cómodo para el usuario, al contrario que el LabWindows que está basado en C.

Entre las muchas ventajas de este software cabe destacar su buena integración de las tarjetas de adquisición, su compatibilidad con diferentes sistemas operativos como Windows, Mac OS, etc., y la capacidad de guardar, presentar y compartir los resultados de las medidas usando cualquier tipo de archivo o formato de reportes, tales como ASCII, binary, datalog, ZIP, and XML.

### 3.4.2 Desarrollo de la interfaz de usuario

El objeto de la interfaz de usuario básicamente es la monitorización de una contracción muscular en el PC. Como ya se explicó con anterioridad, esta monitorización se enfoca desde un punto de vista cualitativo, aunque también podría tratarse cuantitativamente si se quisiese, por lo que el elemento principal de la interfaz será un gráfico que muestre la evolución del mismo con respecto al tiempo.

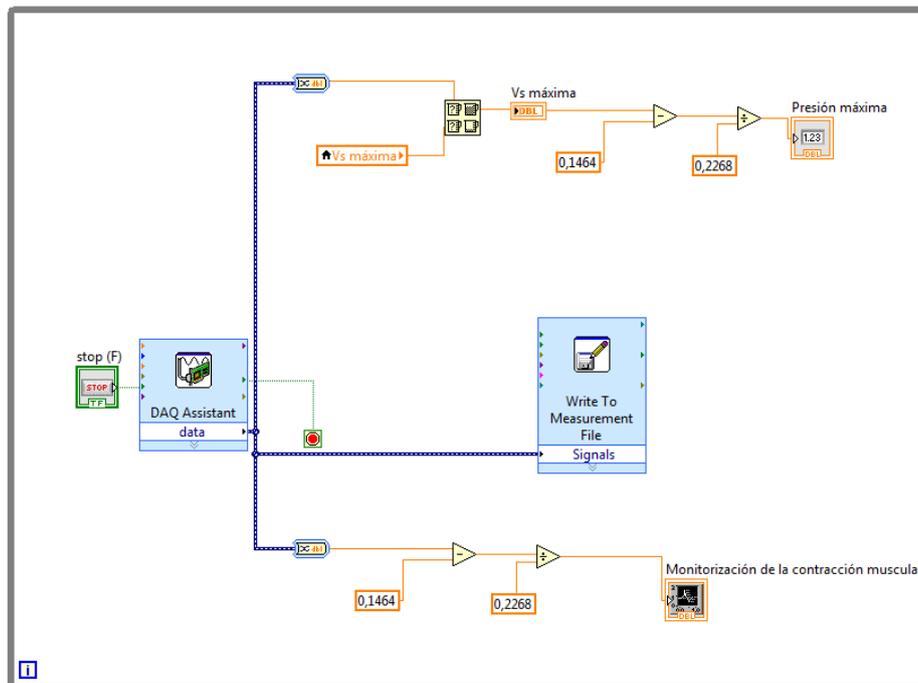
El resto de elementos de la interfaz variará conforme a los requerimientos de la aplicación para la que se esté diseñando el sistema de medida. Más adelante se expondrán algunos ejemplos de diferentes posibles aplicaciones y sus elementos de la interfaz asociados.

No obstante, se ha diseñado un interfaz sencillo que cumplen con los requisitos básicos del presente proyecto. Se ha de buscar la simplicidad y la sencillez, de manera que sea intuitivo para el usuario. En las siguientes imágenes se muestra dicho interfaz y el diagrama de bloques asociado al mismo.

En la *Figura 3.29* se muestra el interfaz creado. En la parte central aparece la gráfica donde se verá reflejada la tensión generada por la contracción en función del tiempo. A su derecha, se han situado dos indicadores de los valores máximos alcanzados durante la contracción de la tensión de salida y su presión equivalente de acuerdo a la recta de calibración calculada anteriormente. Por último, se ha situado en la parte inferior un botón grande para finalizar el proceso de monitorización cuando el usuario lo desee.



**Figura 3.29:** Interfaz de usuario para mostrar los resultados en LabVIEW.



**Figura 3.30:** Diagrama de bloques asociado al interfaz de usuario en LabVIEW.



Primero, se ha configurado la tarjeta de adquisición para la adquisición continua de datos a una frecuencia de muestreo de 10 Hz en paquetes de 10 datos, que es suficiente para comprender una contracción. Del array de datos adquiridos, se determina el valor máximo de una contracción muscular, y se calcula la presión máxima equivalente. Así mismo, el programa también representa gráficamente y almacena los datos en un fichero xml.

Como ya se ha indicado, este interfaz es simplemente una idea base. Según la aplicación final, los elementos podrían cambiar de acuerdo a las preferencias del usuario o a los requerimientos de la aplicación.

#### 4 CONCLUSIÓN

Con el presente proyecto se ha desarrollado un sistema (hardware+software) para la monitorización de contracciones musculares mediante un sensor de presión. Para ello, se ha diseñado un circuito de acondicionamiento del sensor de presión que se componen de tres etapas: conversor de impedancia variable a la tensión de salida variable en función de la presión; eliminación de la presión basal de contacto y reducción de ruidos de alta frecuencia.

A partir de las distintas validaciones y testeos de las distintas etapas del circuito de acondicionamiento, se ha podido comprobar que la tensión de salida es linealmente proporcional a la presión ejercida por el sensor y que mediante los componentes del circuito escogidos se obtenga una sensibilidad de  $0,2268 \text{ V}/(\text{N}/\text{mm}^2)$ .

Las posibles aplicaciones del sistema dependerán del ámbito de aplicación y de los requerimientos del sujeto. Se concluye este proyecto con la exposición de algunas opciones de aplicación que pueden llevarse a cabo con ayuda de las herramientas que se han utilizado a lo largo del mismo:

- La aparición en la gráfica del interfaz de las tensiones medias o máximas alcanzadas, para que el sujeto tenga valores visuales de referencia de hasta dónde alcanza su contracción.
- En el ámbito de la rehabilitación, se podría establecer en la gráfica una tensión escalonada de manera que el sujeto deba ir aumentando la fuerza progresivamente para alcanzar estos valores fijados.
- Se puede conocer la intensidad relativa y duración de las contracciones máximas, así como el trabajo realizado durante dichas contracciones mediante el cálculo del área de debajo de la curva.



## BIBLIOGRAFÍA

- [1]. Doctissimo. *Diccionario Médico* <http://salud.doctissimo.es/diccionario-medico/contraccion-muscular.html>
- [2]. A. Merí Vived. *Fundamentos de Fisiología de la Actividad Física y el Deporte*. Buenos Aires; Madrid: Médica Panamericana; 2005.
- [3]. M. Lynn Palmer, Marcia E.Epler. *Fundamentos de las técnicas de evaluación musculoesquelética*. Barcelona: Paidotribo; 2002.
- [4]. Miller AE, MacDougall JD, Tarnopolsky MA, Sale DG. *Gender differences in strength and muscle fiber characteristics*. Canadá. 1993. <http://link.springer.com/article/10.1007%2FBF00235103>
- [5]. M. Aguilar Gutiérrez. *Biomecánica: La Física y la Fisiología*. Madrid; 2000. <https://books.google.es/books?id=k3nPlvZnY7gC&printsec=frontcover&hl=es#v=onepage&q&f=false>
- [6]. Larregina, M. *La evaluación del desequilibrio de fuerzas entre cuádriceps e isquiotibiales bajo el análisis de la acción del golpe al balón de fútbol en deportistas jóvenes*. Tesis para la obtención del grado de Especialista en Programación y Evaluación del Ejercicio. La Plata. 2011
- [7]. F. Huesa Jiménez, J. García Díaz y J. Vargas Montes. *Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación*. Sevilla. 2005; 39(6): 288-96 [http://apps.elsevier.es/watermark/ctl\\_servlet?f=10&pident\\_articulo=13082200&pident\\_usuario=0&pcontactid=&pident\\_revista=120&ty=16&accion=L&origen=zonadelectura&web=www.elsevier.es&lan=es&fichero=120v39n06a13082200pdf001.pdf](http://apps.elsevier.es/watermark/ctl_servlet?f=10&pident_articulo=13082200&pident_usuario=0&pcontactid=&pident_revista=120&ty=16&accion=L&origen=zonadelectura&web=www.elsevier.es&lan=es&fichero=120v39n06a13082200pdf001.pdf)
- [8]. Rodríguez-Matoso, D.; Rodríguez-Ruiz, D.; Quiroga, M.E.; Sarmiento, S.; De Saa, Y. y García-Manso, J.M.. *Tensiomiografía, utilidad y metodología en la evaluación muscular*. 2010. Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte vol. 10 (40) pp. 620-629. <http://cdeporte.rediris.es/revista/revista40/artcaracterísticas186.htm>
- [9]. G. Benavidez, L. Vasques, A. Cherniz, C. Bonell. *Registro y caracterización de la señal de mecanomiografía registrada mediante sensores de aceleración*. En: XIX Congreso Argentino de Bioingeniería VIII Jornadas de Ingeniería Clínica, At Tucumán, Argentina; 2013 [https://www.researchgate.net/publication/259591775\\_Registro\\_y\\_caracterizacion\\_de\\_la\\_señal\\_de\\_mecanomiografía\\_registrada\\_mediante\\_sensores\\_de\\_aceleracion](https://www.researchgate.net/publication/259591775_Registro_y_caracterizacion_de_la_señal_de_mecanomiografía_registrada_mediante_sensores_de_aceleracion)



- [10]. C. Bonilla, C. Guzmán, J. Mesías. *Sensor de presión FSR*. SlideShare; 2012.  
<http://es.slideshare.net/camilabon/sensor-de-presin-fsr>
- [11]. Omega. *Célula de carga*. <http://es.omega.com/prodinfo/celulas-de-carga.html#>
- [12]. FSR                      400                      Series                      Data                      Sheet  
[https://www.interlinkelectronics.com/datasheets/Datasheet\\_FSR.pdf](https://www.interlinkelectronics.com/datasheets/Datasheet_FSR.pdf)
- [13]. Interlink Electronics. *FSR Integration Guide & Evaluation Parts Catalog With Suggested Electrical Interfaces*
- [14]. J.A. Flórez, A.Velásquez. *Calibration of force sensing resistors (fsr) for static and dynamic applications*. EAFIT University, Colombia. 2010
- [15]. LM79XX                      Series                      3-Terminal                      Negative                      Regulators  
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm7915.pdf>
- [16]. OP27 Data Sheet <http://web.mit.edu/6.301/www/OP27c.pdf>
- [17]. M. Granda Miguel, E. Mediavilla Bolado. *Instrumentación electrónica: transductores y acondicionadores de señal*. Santander, Universidad Cantabria; 2015.
- [18]. *Circuitos de muestreo y retención*. UTFSM.  
<http://www.elo.jmc.utfsm.cl/sriquelme/apuntes/sample%20and%20hold/samplehold.pdf>
- [19]. LFX98x Data Sheet <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lf398-n.pdf>
- [20]. AMPO3                      Data                      Sheet                      <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AMP03.pdf>
- [21]. OKAWA Electric Design <http://sim.okawa-denshi.jp/en/Fkeisan.htm>



ESCUELA TÉCNICA  
SUPERIOR INGENIEROS  
INDUSTRIALES VALENCIA

Desarrollo de un sistema para la monitorización de contracción  
muscular en base a un sensor de presión en superficie



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA

# PRESUPUESTO



## 1. INTRODUCCIÓN

En el siguiente documento se detalla el presupuesto necesario para llevar a cabo el proyecto. Éste se estructura en dos partes, el presupuesto parcial, donde se desglosa el precio de las distintas unidades de intervención y el presupuesto total, donde se obtiene el valor final del mismo a partir del valor total de las unidades que lo conforman.

## 2. PRESUPUESTO PARCIAL

El presupuesto parcial se divide a su vez en tres partes. En la primera se recogen los precios de los distintos componentes que conforman el circuito, así como la mano de obra necesaria para su montaje. La segunda abarca el precio del diseño del circuito, valorando el tiempo invertido en ello. Y por último, la tercera hace referencia al uso que se les ha dado a los equipos de medida del laboratorio, por lo que se les ha aplicado un porcentaje de amortización que equivaldría a su desgaste o deterioro durante su utilización.

Cantidad	Concepto	Precio unitario (€)	Precio total (€)
<b>COMPONENTES DEL CIRCUITO</b>			
	<b><u>Resistencias</u></b>		
1 ud.	Sensor FSR	27,8	27,8
1 ud.	Resistencia carbón 180Ω tol. 5%	0,025	0,025
1 ud.	Resistencia carbón 10kΩ tol. 5%	0,025	0,025
2 uds.	Resistencia carbón 33kΩ tol. 1%	0,035	0,07
	<b><u>Condensadores</u></b>		
2 uds.	Condensador cerámico multicapa 100nF/50V	0,13	0,26
2 uds.	Condensador MKT encapsulado 330nF/275 VAC	0,47	0,94
1 ud.	Condensador MKT encapsulado 1μF/100 V	0,21	0,21
	<b><u>Circuitos integrados</u></b>		
1 ud.	OP27G Analog Devices	3,08	3,08
1 ud.	LF398AN Texas Instruments	2,44	2,44
1 ud.	AMP03 Analog Devices	6,89	6,89
1 ud.	TL081 Texas Instruments	0,47	0,47
1 ud.	7905CT Fairchild Semiconductor	0,51	0,51
1 ud.	7805ABV STMicroelectronics	0,50	0,50

	<b><u>Interruptores</u></b>		
1 ud.	Pulsador CI	0,57	0,57
	<b><u>Varios</u></b>		
1 ud.	Módulo Placa Board prototipo	24,27	24,27
3 h.	Mano de obra de montaje del circuito	20	60
		<b>SUBTOTAL I</b>	<b>128,06 €</b>

Cantidad	Concepto	Precio unitario (€)	Precio total (€)
<b>DISEÑO DEL CIRCUITO</b>			
30 h.	Mano de obra diseño del circuito	40	1200
		<b>SUBTOTAL II</b>	<b>1.200 €</b>

Cantidad	Concepto	Precio unitario (€)	Precio total amort. (€)
<b>EQUIPOS DE MEDIDA AUXILIARES</b>			
	<b><u>Equipos</u></b>		
1 ud.	Fuente de alimentación	154,6	1,25
1 ud.	Multímetro digital	58,03	1,10
1 ud.	Tarjeta de adquisición de datos USB-6001	187,2	3,54
1 ud.	Ordenador	500	5,45
1 ud.	Licencia de LabVIEW	1015,20	5,76
		<b>SUBTOTAL III</b>	<b>17,10€</b>

### 3. PRESUPUESTO TOTAL

El presupuesto total recoge la suma de los subtotales de las unidades del presupuesto parcial y les añade los porcentajes propios de IVA, un 21%, y de los Costes Indirectos, que son todas aquellas herramientas auxiliares que se han ido usando para la elaboración del proyecto pero que no se pueden valorizar. Suelen equivaler a un 2% del importe total.

La suma a la que asciende el proyecto es la del prototipo. Si se decidiese producir para su comercialización el precio disminuiría considerablemente, ya que el precio de diseño sólo sería de entrada y la adquisición de los componentes, al hacerla en grandes cantidades se abarataría



Concepto	Precio total
Componentes del circuito	128,06 €
Diseño del circuito	1.200 €
Amortización de equipos de medida auxiliares	17,10 €
<b>IMPORTE</b>	<b>1.345,16 €</b>
<b>C.I (2%)</b>	<b>26,90 €</b>
<b>IVA (21%)</b>	<b>282,48 €</b>
<b>TOTAL</b>	<b>1.654,54 €</b>



ESCUELA TÉCNICA  
SUPERIOR INGENIEROS  
INDUSTRIALES VALENCIA

Desarrollo de un sistema para la monitorización de contracción  
muscular en base a un sensor de presión en superficie



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA

# ANEXOS

## ANEXO 1: PROTOCOLOS DE MEDIDAS

### 1. Protocolo test estático

El protocolo a seguir en el test estático para la calibración es el siguiente:

1. Fijar bien el sensor a una superficie plana e intentar evitar cualquier desplazamiento del sensor o vibraciones sobre el mismo.
2. Colocar una superficie sobre el área sensible que la abarque en su totalidad para conseguir una distribución de fuerzas equitativa.
3. Colocar la pesa de menos valor bien centrada.
4. Esperar 30 segundos, retirarla y esperar 10 segundos. La finalidad de esto último es evitar deformaciones residuales en nuestro sensor.
5. Desde los 10g a los 100g ir colocando 10g más que en la medida anterior y repetir el punto 3. Desde los 100g hasta los 2 kg ir aumentando de 100 en 100 los gramos, ya que las pesas calibradas abarcan hasta este valor máximo.
6. Durante todo el test se mide la tensión de salida. Para ello se utiliza la tarjeta de adquisición de datos y por medio de LabVIEW se van almacenando en un fichero xml.

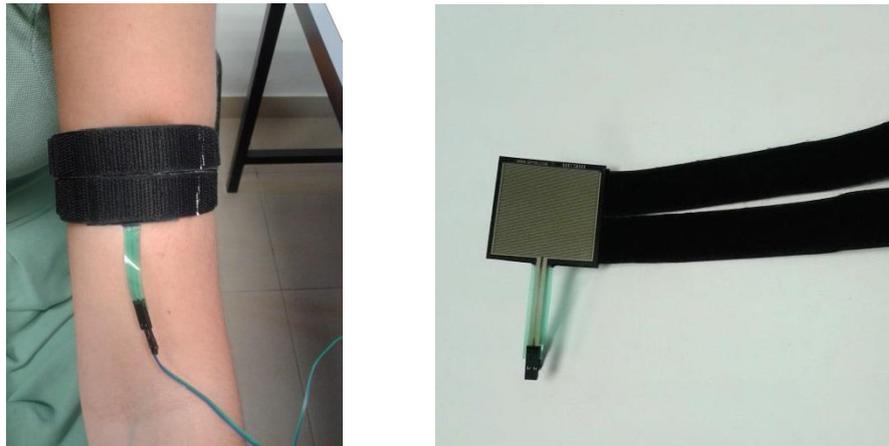


**Figura A.1.1:** Calibración del sensor mediante test estático

## 2. Protocolo test dinámico

El protocolo a seguir en todos los tests dinámicos es:

1. Colocación del sensor en el músculo objeto de estudio. El sensor ha de estar ajustado de manera que haga un buen contacto con la piel en todo momento. Para una mayor facilidad de colocación del sensor, se ha incorporado en el sensor de presión dos cintas de velcro (ver *Figura 3.13 izquierda*) para que el sensor podría ser de múltiples uso.



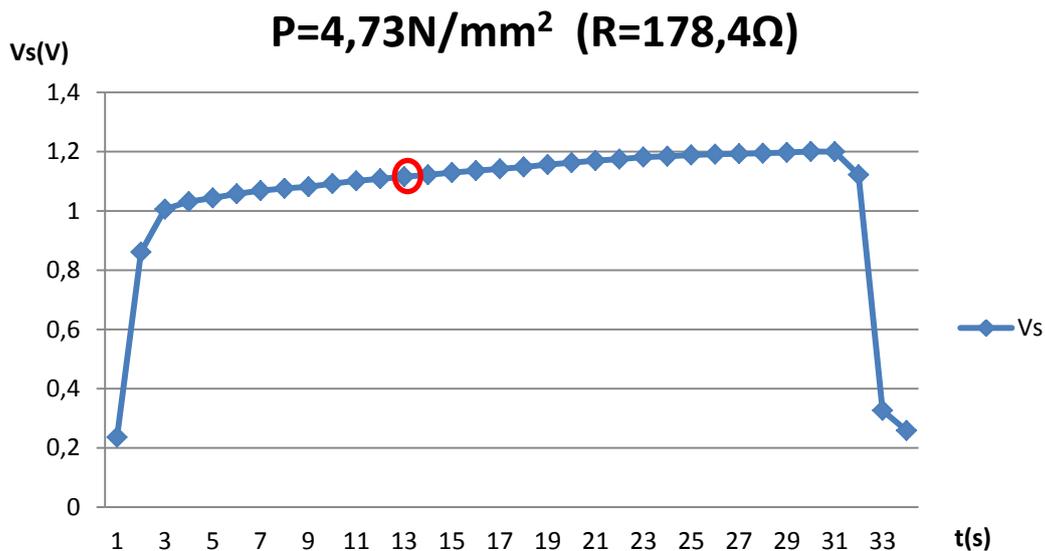
**Figura A.1.2:** Izquierda: Sensor de presión FSR406 con velcro. Derecha: Sensor de presión FSR406 colocado en el bíceps para las medidas dinámicas.

2. Colocar el brazo en posición vertical y relajado a un lado del torso.
3. Doblar el brazo 90° intentando contraer el bíceps lo máximo posible durante 10 segundos. Debe evitarse la ayuda con el otro brazo para no añadir error en la medida.
4. Volver a relajar el brazo en posición vertical a un costado.
5. Durante todo el test se mide la tensión de salida. Para ello se utiliza la tarjeta de adquisición de datos y por medio de LabVIEW se van almacenando en un fichero xml.

## ANEXO 2: CRITERIO DE CALIBRACIÓN

Como ya se ha introducido en la memoria, estudios previos de otros autores han determinado que la fluencia se hace presente en las medidas estáticas del sensor. Ésta hace que el valor de la impedancia del sensor no deje de disminuir con el tiempo cuando se le aplican presiones grandes. Es por ello que hay que tomar alguna medida para evitar el acumular mucho error por esta causa. Al no ser la calibración un objetivo principal en el proyecto, sino más bien un medio para conseguir su fin, no se centrará ningún punto en la corrección de este fenómeno como tal.

En su lugar, se ha establecido un criterio de tiempo para tomar los datos con el fin de reducir el error por la fluencia. Mediante la tarjeta de adquisición de datos se han ido haciendo medidas a una frecuencia de 1Hz y han sido guardados en un fichero. En todas las medidas con las distintas pesas se ha tomado el valor correspondiente al segundo 13 desde el inicio de la curva que generaban, como la de la *Figura 3.15*. Se ha considerado que este tiempo es el suficiente para que se haya estabilizado la señal pero que no haya acumulado aún mucho error por la fluencia.



**Figura A.2.1:** Tensión de salida ante un escalón de presión de  $0\text{ N/mm}^2$  a  $4,73\text{N/mm}^2$  en el tiempo.



**ESCUELA TÉCNICA  
SUPERIOR INGENIEROS  
INDUSTRIALES VALENCIA**

Desarrollo de un sistema para la monitorización de contracción  
muscular en base a un sensor de presión en superficie



**UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA**