



**Universidad de Valladolid**



**ESCUELA DE INGENIERÍAS  
INDUSTRIALES**

**UNIVERSIDAD DE VALLADOLID**

**ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES**

**Grado en Ingeniería Electrónica Industrial y Automática**

**Estudio y caracterización de elastómeros  
resistivos para su aplicación a un guante  
sensorizado inteligente.**

**Autor:**

**García Herrero, Cristian**

**Tutor(es):**

**González Sánchez, José Luis**

**Santos, Lidia**

**Departamento de Ing. de sistemas  
y Automática**

**Valladolid, septiembre de 2021.**



*Dedicado a mi papá, siempre estarás conmigo.*

*Esto es gracias a ti.*



# RESUMEN

La tecnología cada vez se encuentra más presente en nuestra vida cotidiana, en este TFG explicaremos que es la tecnología wearable, como son los elastómeros en general y desarrollaremos como se encuentra el mercado de los guantes sensorizados y contaremos algo sobre su historia.

La realización de este TFG se centra en el estudio de un elastómero resistivo mediante diferentes pruebas y experimentos para conseguir obtener información suficiente que nos indique si fuese posible aplicar este tipo de sensor a un guante inteligente.

## PALABRAS CLAVE

Elastómero

Elastómero resistivo

Sensor

Wearable

Guante

Experimento



## ABSTRACT

Technology is increasingly present in our daily lives, in this TFG we will explain what is wearable technology, how are elastomers in general and we will develop how is the market for sensorized gloves and we will tell something about its history.

The realization of this TFG focuses on the study of a resistive elastomer through different tests and experiments to obtain sufficient information to indicate whether it would be possible to apply this type of sensor to a smart glove.

## KEYWORDS

Elastomer

Resistive elastomer

Sensor

Wearable

Glove

Experiment





# INDICE DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS.....	9
1.1. INTRODUCCIÓN.....	10
1.2. OBJETIVOS .....	10
1.3. ESTRUCTURA DEL TRABAJO.....	11
2. ESTADO DEL ARTE.....	13
2.1. GUANTES SENSORIZADOS.....	16
3. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA Y RECURSOS EMPLEADOS.....	23
3.1. INTRODUCCIÓN A LA TECNOLOGÍA “WEARABLE” .....	23
3.1.1. VENTAJAS E INCONVENIENTES.....	24
3.2. LOS ELASTÓMEROS .....	25
3.2.1. ELASTÓMEROS RESISTIVOS .....	28
3.3. MATERIALES UTILIZADOS .....	29
4. DESARROLLO EXPERIMENTAL .....	33
4.1. FASE 1.....	34
4.1.1. APROXIMACIÓN.....	34
4.2. FASE 2.....	39
4.2.1. ESTACIÓN DE EXPERIMENTACIÓN.....	39
4.2.2. EXPERIMENTOS .....	42
5. RESULTADOS.....	57
6. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS .....	59
7. BIBLIOGRAFÍA.....	61
ANEXOS .....	65
PROGRAMACIÓN ARDUINO .....	65
EXPERIMENTO CONTINUO .....	65
EXPERIMENTO ESCALONADO .....	69
HISTÉRESIS .....	74

VARIACIÓN DE FRECUENCIAS .....	78
PROGRAMACIÓN MATLAB.....	82
DATASHEET .....	84





# 1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Hoy en día basta con mirar unos años atrás para comprobar que nos encontramos en una etapa importante en la historia de la humanidad, donde sociedad y tecnología avanzan a pasos agigantados para la mejora continua de nuestro día a día.

Bien es cierto que no siempre llueve a gusto de todos y no es grato para todo el mundo encontrarnos rodeados de tecnología continuamente, pues cada día es más complicado encontrarse en un ambiente en el que no exista ningún dispositivo inteligente.

La aparición de la inteligencia artificial hace pensar a muchas personas que nuestro mundo podría convertirse en una de nuestras peores pesadillas cuando nuestras propias creaciones se vuelvan en nuestra contra. No digo que esto no pueda llegar a ocurrir, solo creo que todos los avances que científicos e ingenieros consiguen en su gran mayoría tienen el propósito de mejorar la vida de las personas.

Cada vez es más frecuente la utilización de cirugía con robots que nos ayudan a ser mucho más precisos que una mano humana, drones para salvamento y acceso a zonas muy complicadas sin tener que arriesgar más vidas de las necesarias o simples sensores que pueden ayudar a saber si la saturación de O<sub>2</sub> de algún familiar enfermo desde el propio salón de tu casa.

Considero que la tecnología actual está por y para nosotros, para mejorar la calidad de vida y el bienestar de nuestra sociedad, por ello tenemos que hacer todo lo que esté a nuestro alcance para seguir mejorando de la manera más segura y precisa posible.

## **1.1. INTRODUCCIÓN**

La motivación principal de este TFG es la investigación de cara a aplicaciones que puedan ser utilizadas en la medicina más avanzada para poder solventar y ayudar a la comunidad médica a llevar un mejor registro de la evolución del paciente mejorando su recuperación.

Más en concreto, se centrará en la investigación de guantes sensorizados e inteligentes para su empleo en diferentes entornos médicos. Dentro de este campo se encuentra la cirugía HALS (Hand Assisted Laparoscopic Surgery), una práctica que se encuentra a medio camino entre la cirugía abierta y la cirugía laparoscópica. La ventaja de este tipo de cirugías combinando las manos del cirujano con la robótica colaborativa reside en evitar realizar incisiones grandes en el paciente, lo que mejora su recuperación y manteniendo el sentido del tacto del cirujano a través de un guante sensorizado encargado de reconocer los gestos de la mano para realizar movimientos con el robot colaborativo.

En este caso se centrará en aquellos que se hayan desarrollado para el seguimiento de rehabilitación de pacientes con algún tipo de dificultad en el movimiento de las manos. En los últimos años se destaca el diseño de prototipos de exoesqueletos para la rehabilitación de manos donde se tiene en cuenta tanto la rehabilitación de las manos debido a lesiones físicas, como aquellas que implican problemas cerebrovasculares o neuronales.

Utilizando terapias tipo espejo con un guante sensorizado colocado en la mano sana y el exoesqueleto en la mano dañada, se pueden llegar a conseguir grandes avances. La realización de este TFG se enfoca al estudio de este tipo de guantes para medir el progreso de mejora que han tenido los pacientes en una terapia de rehabilitación.

Se comprobará mediante experimentación si el sensor que vamos a estudiar es válido para este tipo de aplicaciones o no son tan útiles como se podría pensar.

## **1.2. OBJETIVOS**

El objetivo principal del desarrollo de este TFG busca comprobar mediante la realización de varios experimentos si un elastómero resistivo es válido para su aplicación en un guante inteligente que se desarrollará a posteriori de este estudio.

Cada uno de los experimentos proporcionará una información diferente del propio sensor. Se obtendrán conclusiones al respecto para que, en el caso de ser adecuado para la aplicación en un guante inteligente se tengan en cuenta todos los resultados obtenidos en el desarrollo de este TFG.

Se investigarán diferentes tipos de guantes sensorizados, obteniendo referencias de los mismos y de los sensores que utilizaban en cada uno de ellos.

Los experimentos se basarán en el estiramiento y contracción del propio sensor, donde mediremos la variación de la resistencia mediante un Arduino y se tratarán los datos con MATLAB.

### **1.3. ESTRUCTURA DEL TRABAJO**

Se parte de una estructura sencilla en la que se estudiarán los temas necesarios para situar el porqué de la realización de los experimentos.

En primer lugar, se desarrollará el estado del arte, en el que se hablará sobre cómo avanza la tecnología de los dispositivos wearables en varios sectores de nuestra sociedad y de su utilidad en estos momentos. Seguido a ello, se realiza un estudio sobre los distintos guantes sensorizados que han sido desarrollados a lo largo de la historia, como ha sido su evolución y cuáles son los más punteros actualmente. Se hace hincapié en los guantes que son utilizados con medicina y tratamientos de rehabilitación.

Se realiza una breve introducción a la tecnología wearable justificando sus ventajas y sus inconvenientes, también sobre los elastómeros en general y elastómeros resistivos. Se da una breve explicación de los materiales que han sido utilizados para componer la estación de medición.

Para concluir se presentan los 5 experimentos que hemos realizado y que hemos dividido en 2 fases:

- Fase 1: constituye una fase de aproximación manual para comprender como puede funcionar a grandes rasgos el elastómero como resistencia.
- Fase 2: se explica el funcionamiento de la maqueta, así como todos los experimentos realizados en ella.

Se presentan los resultados de los experimentos, conclusión sobre el TFG y líneas futuras del mismo.



## 2. ESTADO DEL ARTE

En la actualidad el avance de la tecnología hace que los dispositivos wearables se extiendan hacia varios sectores de nuestra sociedad, tanto para la sociedad de consumo como para un ámbito más específico.

### ➤ Sector del bienestar y deporte.

La capacidad de conectividad inalámbrica permite que uno de los usos más dados en este tipo de dispositivos sea la realización de deportes al aire libre, pues nos dan una información muy valiosa tanto de los km que hemos realizado, velocidad y tiempos, lo que puede proporcionarnos una mayor información para mejorar respecto a las marcas registradas en días anteriores.

Por otra parte, este tipo de objetos también resultan muy útiles de cara a personas que compiten de manera profesional, ya que teniendo un registro de sus datos en tiempo real, pueden conocer que partes de su entrenamiento son la que pueden mejorar para obtener unos mejores resultados.



*Ilustración 1: Pulsera inteligente*

Algunos de los deportes donde más se utilizan son en el atletismo, natación o ciclismo.

### ➤ Sector del trabajo y seguridad laboral.

En cuanto al sector de la seguridad en el trabajo, estos objetos están orientados hacia profesiones donde el propio trabajador puede sufrir algún tipo de peligro o contratiempo. De esta manera se consigue tener información en tiempo real de la

persona en sí, pudiendo anticiparse a varias situaciones de peligro por ejemplo en cuerpos especiales del ejército o del propio cuerpo de bomberos.

En este aspecto no son tantas las empresas que ofrecen este tipo de servicios, ya que se centran en la investigación, desarrollo y mejora continua de estos dispositivos, no tanto como empresas más comerciales que buscan más una venta mayor, aunque su calidad sea menor.

➤ **Sector de la moda.**

Probablemente sea el sector en el que más desapercibido pasa el uso de este tipo de elementos, sin embargo, cuando llevamos un reloj inteligente lleva un diseño integrado que también podríamos considerar como moda.

Poco a poco se van incluyendo materiales inteligentes en la ropa que hacen que mejoren sus prestaciones. A nivel “inteligente” podemos destacar fibras que pueden cambiar de color o prendas que llevan sensores incorporados para algún fin en específico. De algún modo también podríamos considerar ropa inteligente a aquellas prendas a las que se les aplican tratamientos hidrofóbicos, evitando que se manchen o mojen las mismas, aunque no cuadrarían dentro de este grupo, ya que podemos considerar que es una tecnología avanzada, pero no lleva intrínseco ningún tipo de sensor ni procesador.

➤ **Sector de la medicina y la salud.**

Los dispositivos utilizados en esta rama deben de ser muy precisos y fiables, pues los datos que se generan a partir de los mismos pueden determinar cuál es el diagnóstico del paciente y por tanto poner en juego su salud y en muchos casos su vida.

Está demostrado que este tipo de objetos han mejorado en gran medida la calidad del bienestar y salud de los pacientes, ya que suponen un gran aliado para los profesionales del sector médico, pues les permite recaudar datos sobre los mismos en tiempo real, o monitorear al paciente durante un periodo largo de tiempo, aumentando las probabilidades de aplicar un tratamiento acertado.

Algunos ejemplos de estos dispositivos pueden ser los siguientes:

- **Ropa sensorizada:** más allá de lo útil que puede resultar en cuanto al contaje de calorías quemadas durante el ejercicio, existe ropa diseñada específicamente para realizar un seguimiento inteligente de diferentes mediciones corporales, tales como la monitorización de la respiración, electrocardiogramas, medición de la temperatura corporal o incluso la medición de la calidad del sueño.
- **Pulseras inteligentes:** hoy en día podríamos decir casi con total seguridad que estos dispositivos son los más populares entre los consumidores. Aunque no obtengamos prestaciones tan amplias como ciertos tipos de ropa sensorial, son capaces de contar los pasos que damos, medir las pulsaciones o incluso registrar la velocidad a la que estamos corriendo.
- **Sensores adheridos al cuerpo:** un paso más allá de la ropa sensorizada encontramos los sensores adheridos directamente en la piel de la persona, estos llegan a tener funciones tales como controlar la hidratación, calidad de sueño, flujo de aire y demás constantes vitales. Este tipo de sensores podrían estar indicados para todas aquellas personas en un proceso de recuperación de alguna enfermedad, como por ejemplo del propio COVID-19, donde podríamos ver si el flujo de aire de unos pulmones afectados por esta enfermedad mejora con los tratamientos que los doctores apliquen, teniendo un mejor control sobre la recuperación del paciente.

Dentro del grupo de ropa sensorizada podríamos incluir a los guantes sensorizados o inteligentes, con las diferentes variantes de sensores que se han ido desarrollando para los mismos.

## 2.1. GANTES SENSORIZADOS

Los guantes sensorizados son dispositivos electrónicos que llevan incorporados varios sensores encargados de recoger los movimientos de los movimientos de las articulaciones de las manos.

Pueden ser utilizados para que ciertos tipos de gestos lleven a realizar algún tipo de función por ejemplo en otro dispositivo como un ordenador, videojuegos, realidad virtual aumentada o en la gran mayoría de casos con fines relacionados con la medicina.

El desarrollo de los guantes sensorizados comenzó alrededor de los años 70, cuando en 1977 Daniel Dandin y Thomas DeFanti desarrollan **Sayre Glove**, un guante diseñado a partir de un trabajo de Richard Sayre, de ahí el nombre en su honor. El guante utilizaba sensores con fibra óptica por los cuales se conducía una fuente de luz, situando una especie de fotocélula en el otro extremo. Al realizar la flexión de los dedos se producía una variación de la luz que llega al sensor variando así su intensidad.



*Ilustración 2: Sayre Glove.*

Alrededor del año 1983 se patenta **Digital Entry Data Glove** por Dr. Gary Grimes con la intención de reducir y sustituir los elementos periféricos de los ordenadores. Se incluyeron varios sensores de flexión tacto e inercia.

Sin embargo, no fue hasta 1987 cuando Thom Zimmerman comercializó el primer guante de realidad virtual.



*Ilustración 3: Digital Entry Data Glove.*

En 1989 se lanza **Power Glove**, un producto más barato debido a que utiliza materiales más sencillos. Este guante tenía licencia oficial de Nintendo, aunque estos no participasen en la elaboración del mismo. Fue diseñado por Samuel Cooper Davis, Mattel y PAX.



*Ilustración 4: Power Glove.*

Al ser uno de los primeros mecanismos de realidad virtual del mercado, ganó mucha popularidad, sin embargo duró poco debido a que sus controles eran muy complicados e imprecisos al mismo tiempo.

CyberGolve Systems desarrolla una amplia variedad de guantes sensorizados de última generación, desde guantes conectados a una armadura que transmite los movimientos con fuerzas reales (**Cyber Force**).



*Ilustración 5: Cyber Force.*

Guantes que permiten manipular objetos en 3D desarrollados dentro de una computadora (**Cyber Grasp**).



*Ilustración 6: Cyber Grasp.*

Guantes con pequeños estimuladores vibrotáctiles en cada dedo y en la palma del sistema (**Cyber Touch**).



*Ilustración 7: Cyber Touch.*

Guantes que capturan movimientos con hasta 22 mediciones diferentes para capturar diferentes ángulos utilizando una tecnología con flexión resistiva para transformar con gran precisión movimiento de las manos y los dedos en datos digitales en tiempo real (*Cyber Glove II y Cyber Glove III*).



*Ilustración 8: Cyber Glove III.*

La continua evolución de los guantes inteligentes sensorizados hace que hoy en día se puedan utilizar en múltiples campos, desde el entretenimiento hasta la medicina.

Otro tipo de guantes es el fabricado por **5DT**, compuesto por sensores flexibles, comercializado en 2 variantes:

- 5 sensores: en esta variante, la más sencilla de las 2, utilizan un sensor por cada dedo de la mano, será suficiente para utilizar en ciertas aplicaciones, pero no podrá capturar muchos movimientos que podamos realizar con la mano, pues más bien se centra en los dedos.

- 14 sensores: en este caso tenemos 2 sensores por cada dedo, aumentando la precisión respecto al modelo anterior pues tenemos una mayor capacidad de medición. Además 4 sensores uniendo los dedos entre sí, lo que nos permite conocer mucho más a fondo la posición en la que se encuentra la mano y no solo los dedos.

Además de todos los sensores permite la opción de incluir bien un kit para una interfaz serie o bien un kit inalámbrico.

El guante de 14 sensores de 5DT nos da una gran versatilidad, es por ello que se propone la utilización de este guante en el artículo desarrollado por mis dos tutores Lidia Santos y José Luis González “(2015) *Guante de datos sensorizado para uso en cirugía laparoscópica asistida por la mano (HALS)*”

La cirugía HALS (*Hand Asisted Laparoscopic Surgery*) permite que el cirujano mediante el guante inteligente compuesto por 14 sensores pueda realizar gestos que el robot colaborativo comprenda, generando así un canal de comunicación preciso y bastante complejo.

Al igual que en cirugía, este tipo de guantes pueden ser utilizados en la rehabilitación de pacientes que han sufrido algún tipo de accidente físico en la mano o tienen alguna enfermedad neurológica que no les permite tener una movilidad completa.

En este segundo caso, existen por ejemplo enfermedades como la hemiplejía donde se paraliza la mitad del cuerpo completa o solo una parte. Las terapias utilizadas para la rehabilitación o mejora de los pacientes que sufren estas enfermedades suelen ser las terapias tipo espejo, donde el guante sensorizado se coloca en la mano sana y un exoesqueleto es colocado en la mano insana, generando movimientos con el guante sensorizado se transmiten hacia el esqueleto para que se mueva la mano insana, haciendo que el cerebro sea capaz de reactivar las zonas que envían las órdenes de movimiento hacia esa zona.

Para comprobar cuanto se ha conseguido avanzar en la terapia se utilizará otro guante sensorizado que pretende medir la apertura de la mano para compararla con los días de terapia anteriores y ver si su movilidad ha mejorado.



En este aspecto, buscamos experimentar con un elastómero resistivo para aplicar a un guante inteligente de este tipo que en principio sería utilizado para terapias de recuperación con personas que sufren hemiplejía.



# 3. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA Y RECURSOS EMPLEADOS

En este apartado se realiza una introducción a la tecnología wearable así como un breve repaso sobre los elastómeros en general.

Es necesario también explicar todos los materiales que han sido utilizados para lograr el desarrollo de este TFG, por ello se incluye también un apartado que recoge toda esta información.

## 3.1. INTRODUCCIÓN A LA TECNOLOGÍA “WEARABLE”

El término “wearable” cuyo significado se podría traducir como “objeto llevable o ponible”, hace referencia a todo aquel objeto o prenda que puedes llevar de una manera relativamente cómoda en alguna parte del cuerpo.

Los dispositivos asociados a esta tecnología (“wearable technology”) suelen denominarse “wearable devices”. Hoy en día están muy extendidos entre un gran porcentaje de la población.

La ventaja de estos dispositivos, al menos los más comerciales y de uso recreativo, radica en que al llevar consigo ciertos tipos de sensores, conseguimos obtener información que puede procesarse fácilmente desde el propio dispositivo o desde un Smartphone, dándonos información que en muchas ocasiones puede resultarnos muy útil, gracias a una de las características más importantes de la mayoría de estos objetos: la capacidad de conectividad inalámbrica.

Aunque esta tecnología está experimentando un gran auge en los últimos años en el mercado de consumo, no es el único sector en el que esto se está aplicando, de hecho será el ámbito donde más ha tardado en consolidarse, pues ya lo está en el ámbito industrial y militar, así como en el médico desde hace tiempo.

### 3.1.1. VENTAJAS E INCONVENIENTES

Algunas de las ventajas y desventajas de esta tecnología podrían ser:

#### ➤ Ventajas:

- Esta tecnología permite desarrollar dispositivos médicos que sirven de apoyo para el tratamiento enfermedades, mejorando en gran medida la recuperación de los pacientes.
- Los dispositivos permiten almacenar información de manera sencilla, bien sea en una memoria integrada o en la nube para después ser procesada en alguna aplicación o similar.
- Emiten una radiación menor que otros dispositivos.
- Aplicación a múltiples campos. La cantidad de aplicaciones posibles y la mejora tecnológica continua, hace que encuentre cada vez más nichos de mercado y más competencia, lo que redundará en la aparición de cada vez mejores productos.
- Los dispositivos con múltiples sensores llevan a obtener una información mucho más completa lo que permite conseguir conclusiones mucho más precisas sobre los datos tomados.
- Normalmente se diseñan de manera que se obtenga un dispositivo fácil de llevar y poco pesado.
- Muchos de estos dispositivos se pueden combinar con diferentes tipos de ropa, ya que cada vez más se tiende a realizar un diseño de producto más atractivo.
- Se pueden configurar al gusto del usuario la gran mayoría de ellos, excluyendo aquellos dispositivos que se utilizan con fines que no son exclusivamente comerciales (médicos, sobre todo).

#### ➤ Inconvenientes:

- Muchas personas rechazan este tipo de avances por propio desconocimiento, como si el uso de estos fuese a suponer algo negativo en el desarrollo de sus vidas.
- En ocasiones se deriva de su utilización problemas directos de dependencia que pueden suponer en muchas ocasiones algún problema psicológico.

- Este tipo de dispositivos generan una gran cantidad de datos de carácter personal que generan cierta desconfianza en algunos de sus usuarios.
- Se genera una falta de confianza en este dispositivo en el momento que este no responde como se esperaría, ya sea porque alguno de sus sensores está leyendo mal los datos o se está produciendo algún tipo de error.
- No utilizar un dispositivo de manera constante cuando este está pensado para ese tipo de mediciones, genera duda en el consumidor sobre si este funciona de manera adecuada.
- Muchos dispositivos tienen un precio demasiado elevado, por tanto, no es accesible para todo el mundo.
- La duración de la batería sigue siendo un problema hoy en día, ya que vivimos las 24h del día conectados a algunos de estos dispositivos.

### **3.2. LOS ELASTÓMEROS**

Los elastómeros o cauchos, son un conjunto de materiales formados por polímeros unidos entre sí mediante enlaces químicos formando en su conjunto una especie de estructura reticulada. Las moléculas de polímeros no tienen ningún orden, se enrollan entre sí formando un gran ovillo, sin embargo cuando ejercemos una fuerza sobre el elastómero los polímeros son forzados a alinearse en la dirección en la que se está ejerciendo la fuerza, en ese momento el material se vuelve más ordenado formando una red más cristalina. Una de las propiedades más características de estos materiales es la elasticidad, pueden ser estirados muchas veces y recuperar tras un tiempo de reposo su estado original sin ningún tipo de deformación permanente.

En este grupo de materiales podemos encontrar el polisopreno (caucho natural), polibutadieno y poliuretano.

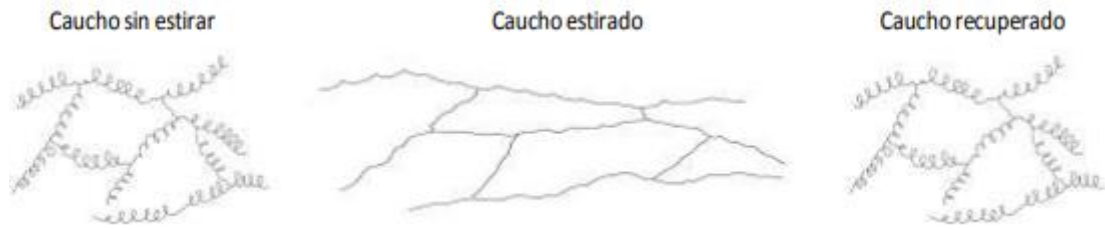


Ilustración 9: Estiramiento y recuperación de moléculas de caucho.

El polisopreno (látex de caucho natural) que se extrae directamente del árbol *Hevea brasiliensis* entre otros no tiene gran utilidad al natural, ya que al calentarse se vuelve pegajoso y cuando se enfría se endurece volviéndose quebradizo, por este motivo se utilizan diferentes aditivos que hacen que este material adquiera unas características mucho más útiles.

El proceso de vulcanización o entrecruzamiento hace que se formen puentes en el elastómero uniendo así todas las cadenas de caucho dando como resultado una estructura mucho mayor.



Ilustración 10: Extracción de látex del *Hevea brasiliensis*.

El caucho vulcanizado se produce mediante este proceso, uniendo azufre con caucho natural se da lugar a un material que resiste mucho más los cambios de temperatura y no es pegajoso, con lo cual es mucho más manejable.

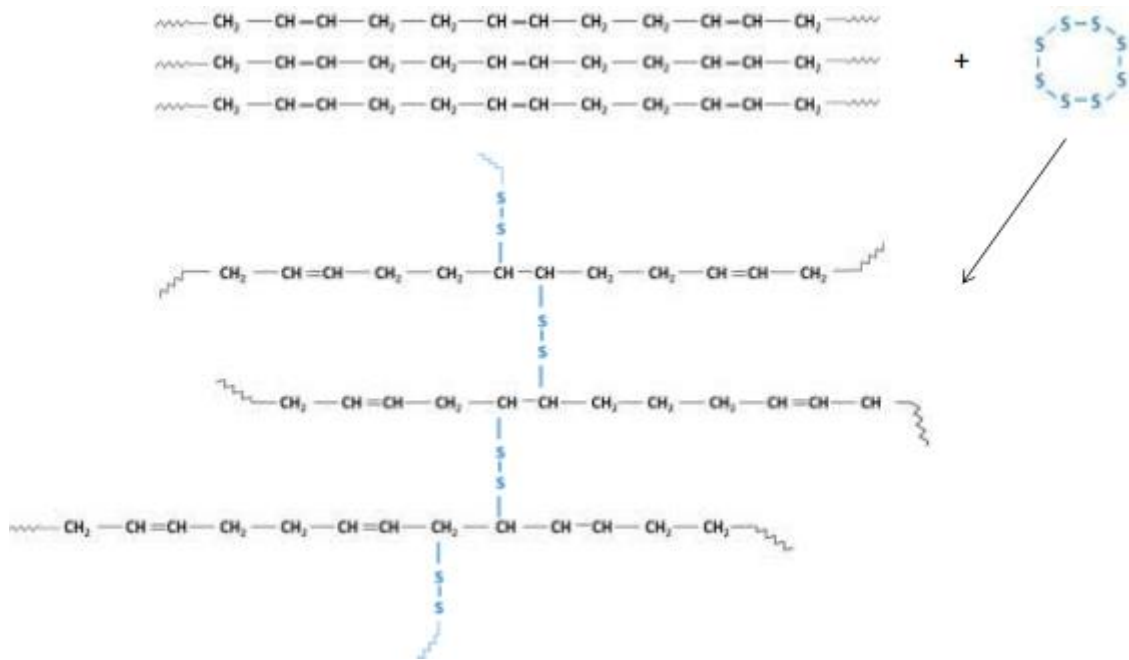


Ilustración 11: Representación esquemática del proceso de formación del caucho vulcanizado

Se produce así una única molécula de caucho entrecruzado, haciendo que las moléculas poliméricas se mantengan unidas entre sí, por tanto, cuando calentamos este material no se funde pues no se da el flujo de las diferentes cadenas poliméricas. Como las moléculas se encuentran unidas entre sí es considerado un material polimérico de red entrecruzada.

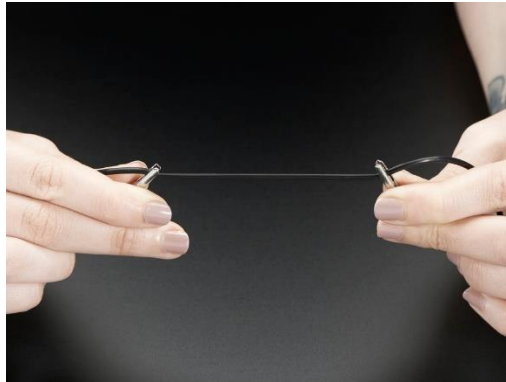
Normalmente los estos polímeros son moldeados antes de aplicarles el tratamiento, pues una vez que son entrecruzados por lo general a altas temperaturas, no se puede modificar su forma. Como es el calor el que provoca el entrecruzamiento permanente, este tipo de material recibe el nombre de “termoestable” y las uniones se forman mediante enlaces covalentes creados en el proceso de vulcanización.

A diferencia de los “termoestables”, los “termoplásticos” se les puede volver a dar forma una vez han sido moldeados por el simple hecho de que no son entrecruzados, son copolímeros (plástico + caucho), sus uniones están formadas por dipolos débiles o mediante puentes de hidrógeno.

El grado de entrecruzamiento entre los polímeros es un factor crítico para que el material adquiera propiedades elásticas.

### 3.2.1. ELASTÓMEROS RESISTIVOS

Podemos considerar que un elastómero resistivo es todo aquel que cuando se hace pasar una corriente a través de él y es sometido a algún tipo de esfuerzo, varía su resistencia.



*Ilustración 12: Elastómero utilizado. Conductive Rubber Cord.*

La variación de esta resistencia nos puede proporcionar una información bastante valiosa sobre ciertos movimientos, como por ejemplo una contracción muscular, un movimiento angular o un estiramiento.



### 3.3. MATERIALES UTILIZADOS

#### ➤ CONDUCTIVE RUBBER CORD STRECH SENSOR

Se trata del sensor en el que se centra el desarrollo de este TFG. Es un elastómero resistivo, un conductor que varía su resistencia en función de su deformación.



*Ilustración 13: Conductive rubber cord stretch sensor.*

El cable tiene 2mm de diámetro en su estado de reposo. Según el fabricante ([9] *Adafruit*) en su página web, en un estado relajado el conductor tiene una resistencia de 140-160 ohmios por centímetro aproximadamente y esta aumenta según se estira el sensor.

Cuando la fuerza ejercida cesa, la goma comienza a encogerse, tardando entre 1-2 minutos en volver a su estado original.

No es un sensor lineal, el fabricante ([9] *Adafruit*) advierte que la resistencia puede variar de un lote a otro y no es demasiado preciso. Debido a esta imprecisión o no linealidad se hace necesario obtener un procedimiento que nos permita obtener las características completas sobre cada tipo de sensor para que estos pudiesen ser empleados en un guante sensorizado.

➤ **ARDUINO MEGA ADK**



*Ilustración 14: Arduino MEGA ADK.*

Este Arduino es una modificación del Arduino Mega 2560 para adecuar su uso con la Android Open Accessory Development Kit (ADK).

- Microcontrolador: ATmega2560
- Alimentación: 5V
- Entrada: 7-12V
- Límites (máx.): 5.5-16V
- Pines digitales: 54 (14 con PWM)
- Pines analógicos: 16
- Corriente por pin: 40 mA
- Corriente sobre pin 3,3V: 50 mA
- Memoria Flash (programa): 256 KB (8 KB usados para el bootloader)
- SRAM: 8 KB
- EEPROM: 4 KB
- Reloj: 16 MHz

Se utilizará este dispositivo tanto para la toma de mediciones del sensor, como para controlar el giro y la dirección de un motor paso a paso por medio de un driver de potencia.

## ➤ FUENTE DE ALIMENTACIÓN

Para alimentar el motor paso a paso a través de un driver de potencia, se utiliza una fuente de alimentación que nos proporciona hasta 20V.



*Ilustración 15: Fuente de alimentación PE1542 PHILIPS.*

Se probó la alimentación del motor mediante baterías, pero no era la mejor idea ya que se calentaban muy rápido y no nos proporcionaban la intensidad necesaria para que el motor actuase de forma correcta.

## ➤ DRIVER DE POTENCIA

El driver de potencia es el encargado de suministrar la potencia que necesita el motor para moverse y realizar el torque suficiente para que este tire del elastómero.



*Ilustración 16: Driver GSM2.*

Esta tarjeta se utiliza porque no es posible alimentar el motor directamente a través del Arduino, además siempre es recomendable separar las etapas de potencia de las de control debido al ruido que pueden introducir en estas últimas.

➤ **MOTOR PASO A PASO**

Se trata de un motor bipolar de 200 pasos por vuelta que permite girar el mismo en ambos sentidos.



*Ilustración 17: Motor paso a paso bipolar.*

Al contar con 6 pines que alimentan el motor, se puede hacer que este gire como un paso a paso normal con sus dos bobinas o utilizando la mitad de sus bobinados, para eso sirven los 2 pines adicionales, sin embargo, en este caso nos sirve perfectamente con los 4 pines principales.

La alimentación de este se puede realizar entre 9V y 24V, conectando todos los pines a la tarjeta de potencia.

Con un potenciómetro y el propio Arduino, se consigue controlar desde un punto externo la frecuencia a la que gira el motor.

## 4. DESARROLLO EXPERIMENTAL

El desarrollo experimental de este TFG se centra en la realización de varias pruebas de las que se extraerán conclusiones para poder determinar si el sensor es adecuado para la aplicación del guante sensorizado inteligente.

Como se ha comentado en el planteamiento, se pasa por 2 fases de experimentación diferentes, mejorando el modo en el que se toman y tratan los datos. En estas dos fases se busca relacionar la diferencia de longitud del elastómero con su propia resistencia.

La primera fase (fase 1) se realiza manualmente, mientras que la segunda y última fase (fase 2) se procede a controlar de un motor paso a paso.

El valor leído mediante el puerto serie de Arduino estará comprendido entre 0 y 1023, donde 1023 sería la tensión a la que se trabaja (en este caso 5V). Para obtener el valor de la resistencia se aplica las siguientes ecuaciones con un divisor de tensión:

$$Velas = \frac{Vtrabajo}{1023} * Lectura$$

$$Relas = \frac{R1 * Velas}{Vtrabajo - Velas}$$

De esta manera conseguimos obtener el valor de la resistencia con Arduino.

## 4.1. FASE 1

### 4.1.1. APROXIMACIÓN

Buscando la manera más simple de tomar datos, se utilizará Arduino montado en la siguiente maqueta con un alambre para ayudarnos en el trabajo manual.

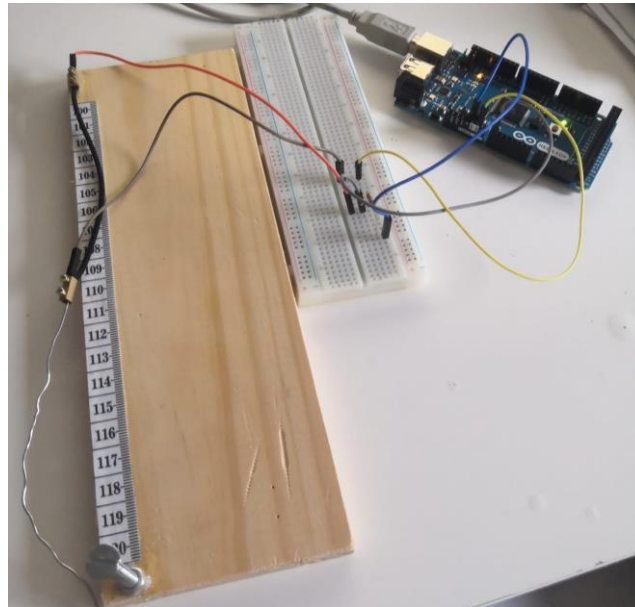


Ilustración 18: Maqueta 1º fase

Para esta primera fase, se realiza un divisor de tensión con una resistencia de  $220\Omega$  junto con el elastómero para poder medir la variación que experimenta este último al estirar manualmente. El esquema del montaje sería el siguiente:

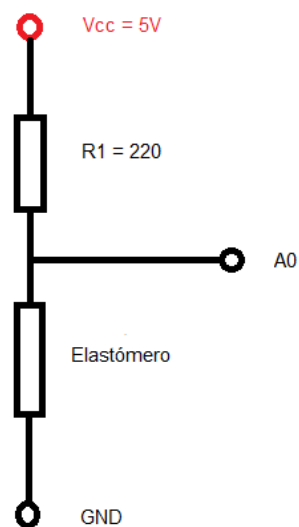


Ilustración 19: Esquema montaje

Como el experimento se realiza de forma manual, se toman valores cada 1 cm al no tener la exactitud necesaria para tomar valores en cada uno de los puntos.

El modo de proceder trata de mantener el elastómero fijo en un punto mientras se estabiliza, tomando el valor que corresponda y uniendo los puntos después mediante una recta obteniendo una función aproximada.

La longitud del elastómero escogida en este caso es de 12cm y se realizan varias tomas del mismo modo.

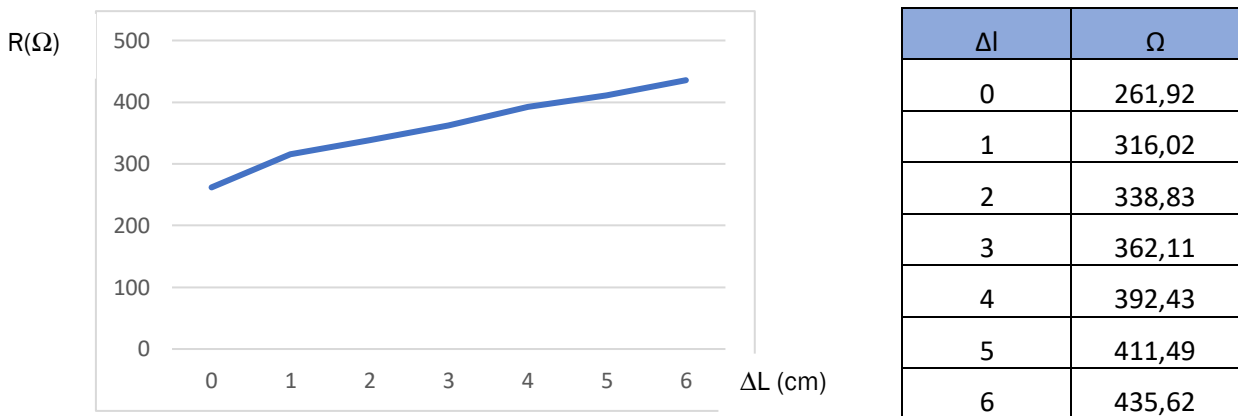


Ilustración 20: Primera toma

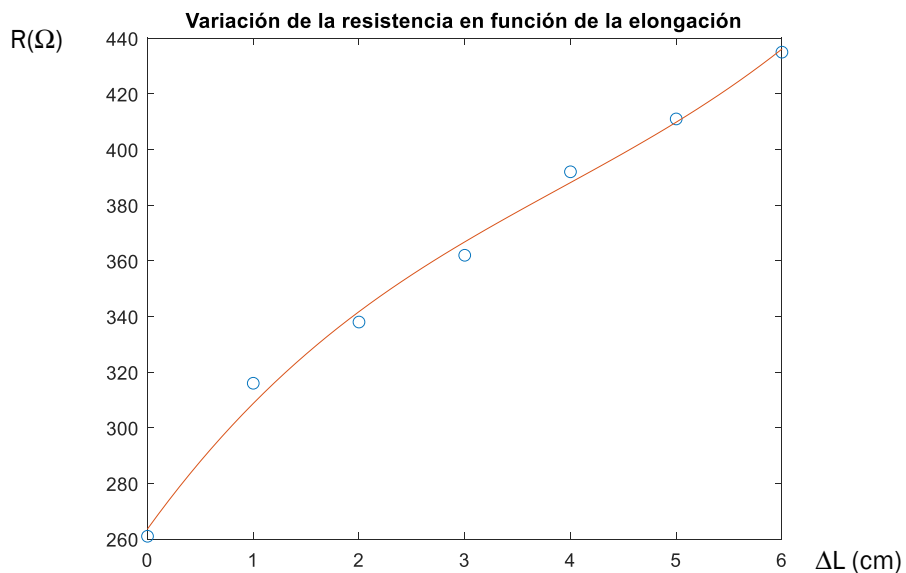


Ilustración 21: Interpolación Matlab 1° toma

Se obtiene la siguiente función mediante una interpolación de 3º grado con los 6 datos tomados:

$$y = 0.6944 x^3 - 8.131x^2 + 52.5317x + 263.6429$$

Partiendo del reposo del elastómero, se aumenta 1cm la longitud y se espera un cierto intervalo de tiempo para que se estabilice la señal. Sin embargo, la señal no termina de estabilizarse, va disminuyendo una vez que lo mantienes en un punto fijo.

Esto hace pensar que o bien la toma de datos ha sido realizada de manera errónea, o bien que la manera de tomar los mismos no es la más adecuada. De todos modos, esto se tiene una ligera idea de cómo se comportará el sensor.

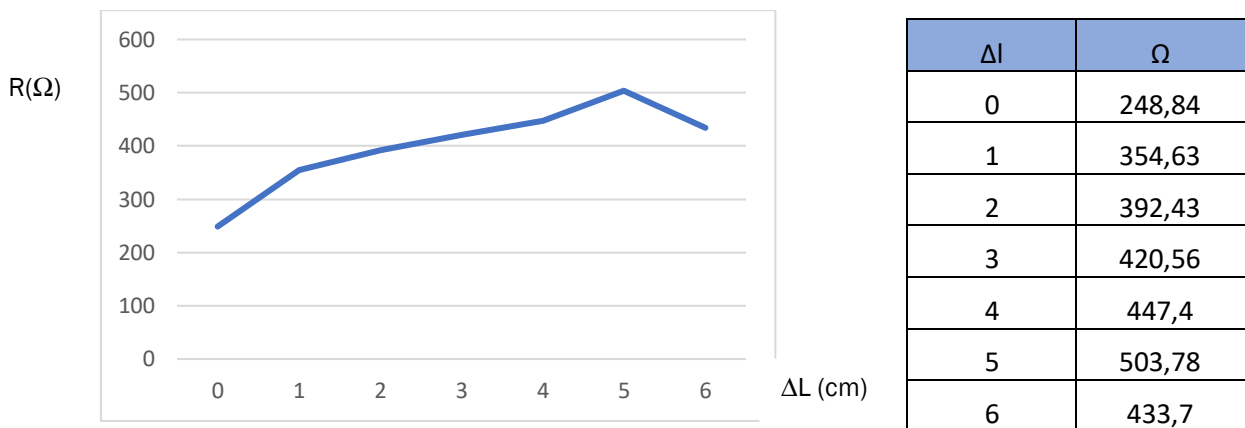


Ilustración 22: Segunda toma

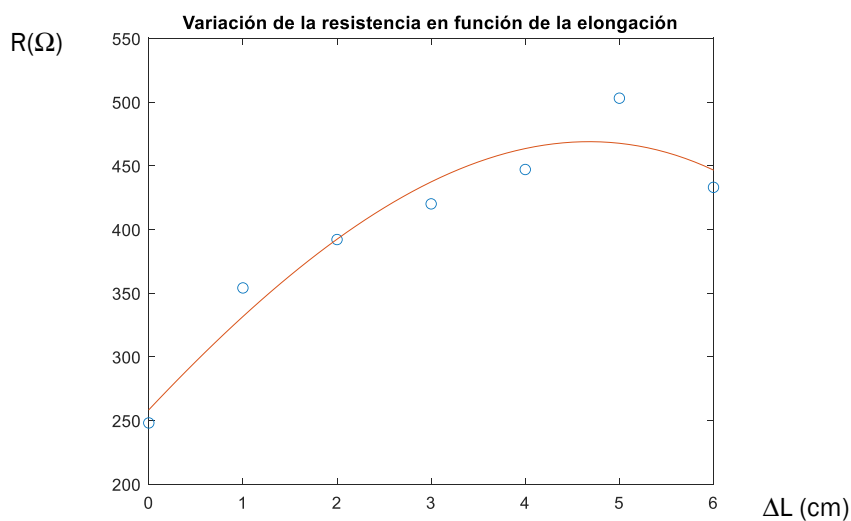


Ilustración 23: Interpolación Matlab 2º toma

$$y = -0.5278x^3 - 4.6786x^2 + 78.4444x + 258.3095$$



Cuando se estira hasta 6 cm parece que la resistencia en lugar de aumentar disminuye. Quizás entre en una zona plástica e irregular, donde no se debería entrar, ya que ahí se podría perder la capacidad para medir coherentemente.

En este caso se comprueba como en el último dato que tomamos  $\Delta l = 6\text{cm}$  no se encuentra algo lógico como en el caso anterior, donde aumenta la resistencia conforme aumenta la longitud de estiramiento.

A partir de esta toma, podría determinarse que estirar el elastómero a un 50% de su longitud en reposo se estaría generando una serie de datos erróneos, por lo que no sería recomendable llegar hasta ese punto.

De todos modos, esto no afectaría en gran medida a la aplicación para la que se quiere dar uso a este sensor, ya que al flexionar los dedos de la mano se consigue estirar 6cm el elastómero. Sería bueno que fuese considerado para otro tipo de aplicaciones en las que se necesite una mayor longitud, en cuyo caso lo más probable es que se utilizase otro tipo de sensor.

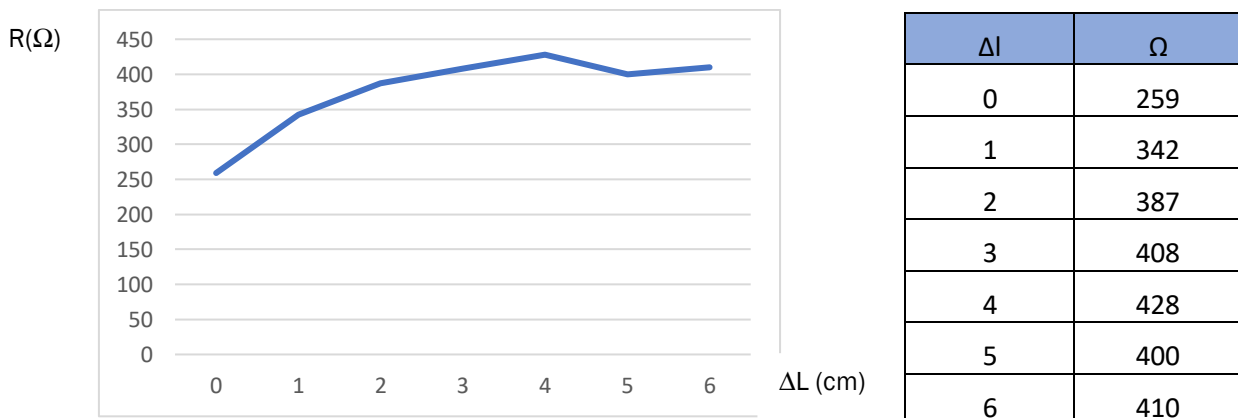
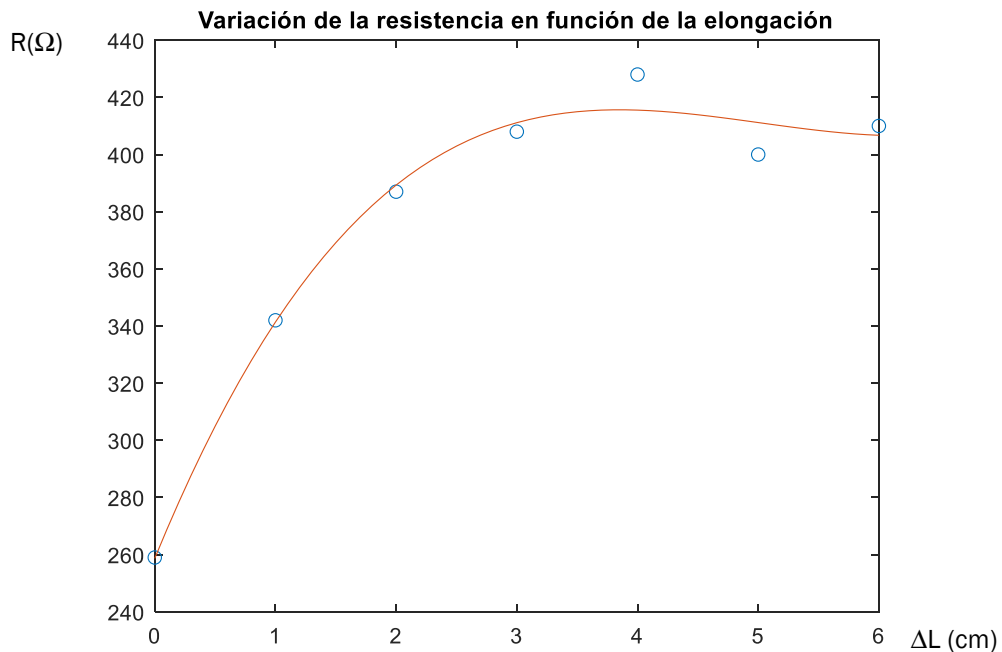


Ilustración 24: Tercera toma

Para comprobar si cambia de alguna manera los datos del sensor, justo después de la segunda toma sin dejar que pase más de un minuto de reposo, se realiza el tercer estiramiento.

Se puede observar que al no dejar tiempo suficiente entre una toma y otra, el error que antes nos estaba ocurriendo en el cm 6, ahora nos ocurre en el 4 y la tendencia es a crecer de manera más rápida que en el primer y segundo caso, con

lo cual se puede determinar que sí que podría afectar no dejar espacio suficiente de recuperación, aunque quizás pueda estar dentro de unos límites aceptables.



$$y = 1.4444 x^3 - 21.7143x^2 + 102.9603x + 258.69$$

Lo que es seguro que llevaría a error son las últimas dos tomas en este caso, ya que podría confundirse el valor de  $\Delta l = 5\text{cm}$  con el de  $\Delta l = 3\text{cm}$ , obteniendo una información errónea al traducir esos datos.

Como conclusión a esta primera fase de experimentación, por muy simple que parezca, se obtiene la siguiente información:

- ➔ La resistencia aumenta conforme aumenta la variación de longitud del elastómero.
- ➔ No es muy acertado utilizar este sensor cuando nos excedemos de un 40% de su longitud, pues nos puede llevar a error.
- ➔ Superar el porcentaje anterior podría llevar a confundir datos muy pequeños con otros mayores, dejando de tener sentido su aplicación en esos casos.

## 4.2. FASE 2

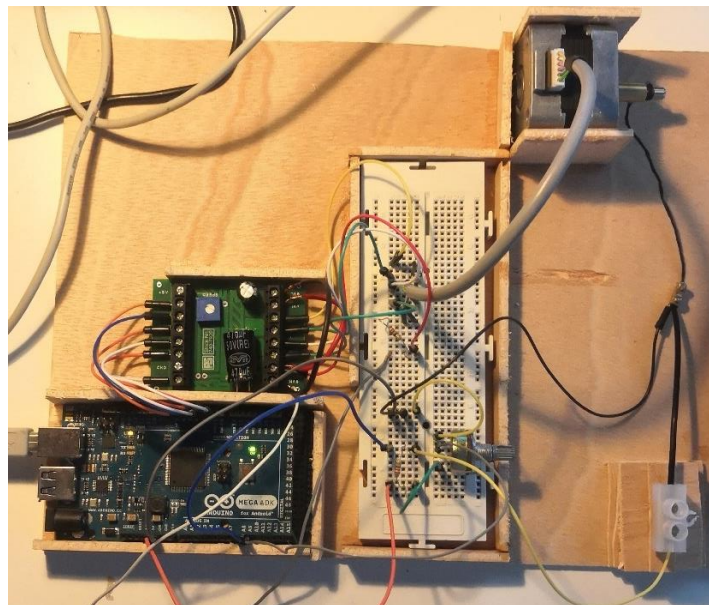
### 4.2.1. ESTACIÓN DE EXPERIMENTACIÓN

Como se ha explicado anteriormente, la fase 2 no se va a realizar de manera manual, pues ya no buscamos una aproximación de los datos, sino que estos sean lo más fiables posibles.

Para esto se ha decidido montar en una estación de madera los distintos elementos que la componen para trabajar de manera más cómoda rápida y fiable. La maqueta se compone por los siguientes elementos:

- Fuente de alimentación
- Arduino MEGA ADK
- Driver de potencia GSM2
- Protoboard
- Resistencias
- Potenciómetro
- Motor paso a paso bipolar
- Elastómero resistivo (sensor a estudiar)

Todos estos componentes junto con una tabla de madera, una sierra y bastante superglue, se forma la siguiente estación:



*Ilustración 25: Estación de experimentación.*

La utilización de un driver de potencia es necesaria debido a que se alimenta el motor paso a paso a 17V, para que tenga potencia suficiente de tracción al tirar del elastómero.

Para el conexionado de Arduino, con la tarjeta de potencia y el motor, se acude al siguiente esquema:

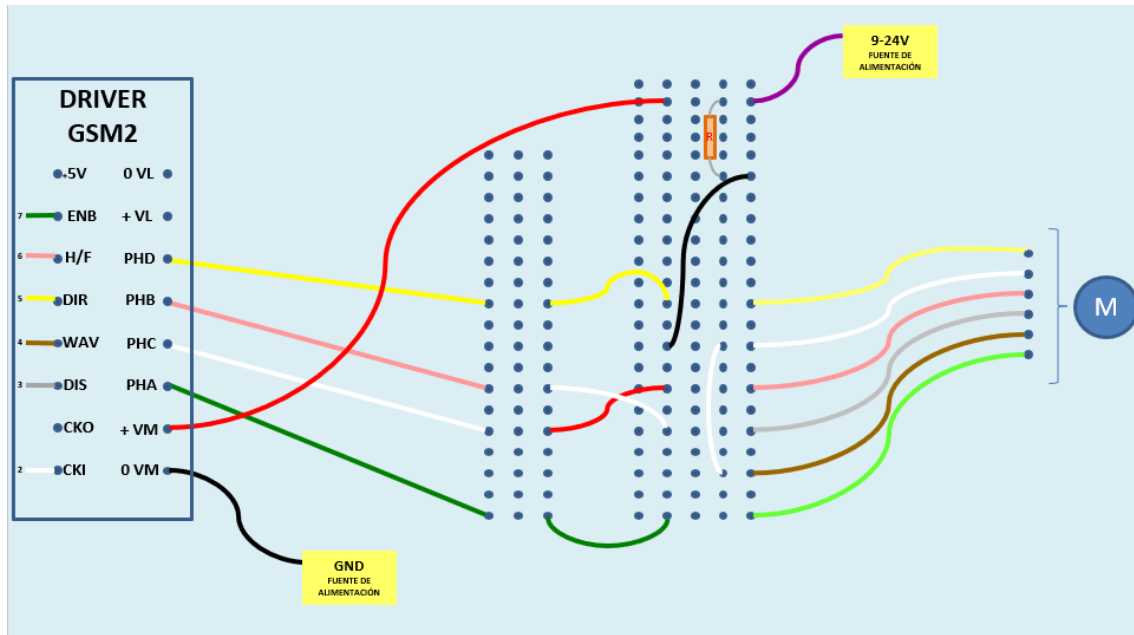


Ilustración 26: Esquema de conexiones estación.

Los puntos de la izquierda de la imagen son las salidas y entradas de la tarjeta de potencia del motor. A continuación, son descritas las entradas utilizadas:

- **ENB:** es la entrada de habilitación de la tarjeta (enable). Siempre que esta entrada no se encuentre activa, el motor no podrá realizar ningún tipo de movimiento.
- **H/F:** half step/full step (medio paso/paso completo). El motor cuenta con 6 cables, cuando normalmente un motor bipolar paso a paso cuenta con cuatro. Bien, estos 2 cables adicionales conectan con la mitad de cada uno de los dos bobinados, permitiendo así utilizar los bobinados completos (full step) o medios bobinados (half step). Cuando se encuentra a 0, se tendrá full step en el motor (modo en el que se trabaja).
- **DIR:** simplemente indica la dirección de giro del motor. Si la entrada se encuentra activa el motor gira hacia la derecha, si está inactiva hacia la izquierda.

- **WAV:** cuando esta señal se encuentra inactiva, el motor entra en modo onda, velocidad gradual.
- **DIS:** es la contraria a ENB, disable. Para que el motor esté en marcha esta señal siempre tiene que estar desactivada o bien activarla cuando se quiera que el motor pare.
- **CKI:** la entrada más importante de esta tarjeta es la encargada de controlar el número de pasos del motor. Siempre que se envíe un pulso a esta entrada, siempre que se cumplan el resto de las condiciones, el motor avanzará un paso. Controlando la frecuencia a la que enviamos estos pulsos, podemos controlar la velocidad a la que se mueve el motor.

Para encontrar una mayor información al respecto de esta tarjeta, consultar el datasheet que se encuentra adjunto en el anexo de este documento.

Para tener cierto control sobre el giro del motor, se incluye un potenciómetro cuyo valor es recogido a través de un pin analógico de Arduino. Será utilizado tanto para controlar cuando queremos que arranque o pare el motor o para modificar la frecuencia de este.

Cuando el motor gira una vuelta completa significa que ha generado 200 pasos, el radio de giro que se debe tener en cuenta a la hora de conocer cuánto hemos estirado el elastómero es de 0.4cm. Para conocer los cm que se avanzan con el giro del motor, necesitamos conocer cuánto avanzamos por cada paso que da el motor:

$$Perímetro = \pi * D = 0.4\pi$$

$$Pulso = \frac{0.4\pi}{200} = \frac{\pi}{500} \text{ cm}$$

## 4.2.2. EXPERIMENTOS

### 4.2.2.1. EXPERIMENTO CONTINUO

Para la realización de este experimento se ha decidido realizar una elongación en primer lugar de 2 cm, enviando pulsos al motor con una frecuencia de 16Hz o lo que es lo mismo, 1 pulso cada 0,625s.

El elastómero utilizado en este caso es de 11cm. Se fija un punto cuando el elastómero se encuentre tenso en su comienzo y se marca el mismo como punto de origen, ya que tomar medidas sin tener la tensión adecuada puede llevar a errores.

Se hacen 8 tomas estirando el sensor y 8 contrayendo, únicamente son representados 4 por visualización.

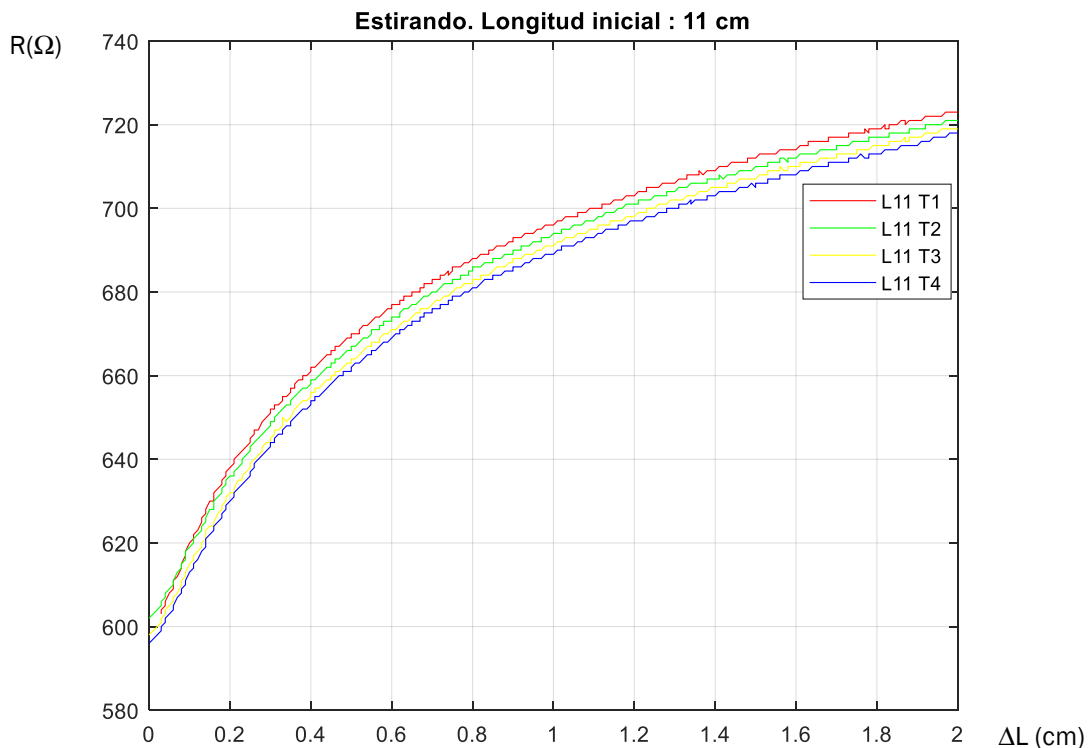


Ilustración 27: Estiramiento

Se puede ver que en este caso conforme hacemos las tomas de datos, la curva baja un poco. Esto podría ser motivo de haber realizado los experimentos de manera continuada o puede que sea pura coincidencia, ya que en el caso de la contracción esto no vemos que ocurra.

Se ve claramente que la curva que forma la resistencia en función de la elongación no es lineal, sin embargo, parte de las curvas podrían llegar a considerarse como tal.

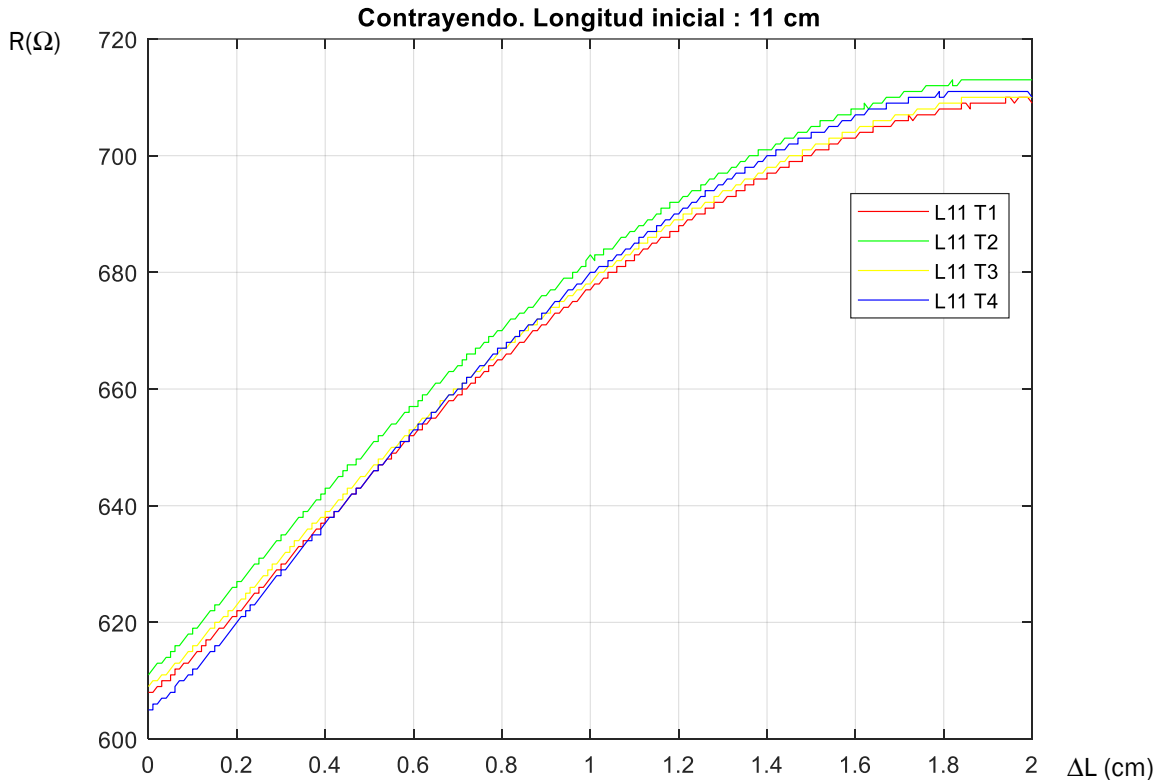


Ilustración 28: Contracción.

El punto de origen en la contracción es situado en los 2cm, es decir, el elastómero tendría en este caso una longitud total de 13cm.

Se intuye por la leve diferencia entre las curvas de estiramiento y contracción que podría existir histéresis en el sensor, caso que trataremos más adelante.

Dentro de lo que cabe la resistencia no varía de forma brusca y se mantiene dentro de unos márgenes aceptables. La curva media de todas las curvas será similar a las que ya hemos graficado, pero a partir de estas se podría determinar el margen de error que se obtendría escogiendo varios puntos al azar.

Calcular el error relativo y absoluto siempre es una buena idea para ver cuánto nos estamos alejando de la media de los datos que hemos tomado.

$$E_{abs} = R_{medida} - R_{media}$$

$$Erel(\%) = \frac{Eabs}{Rmedia} * 100$$

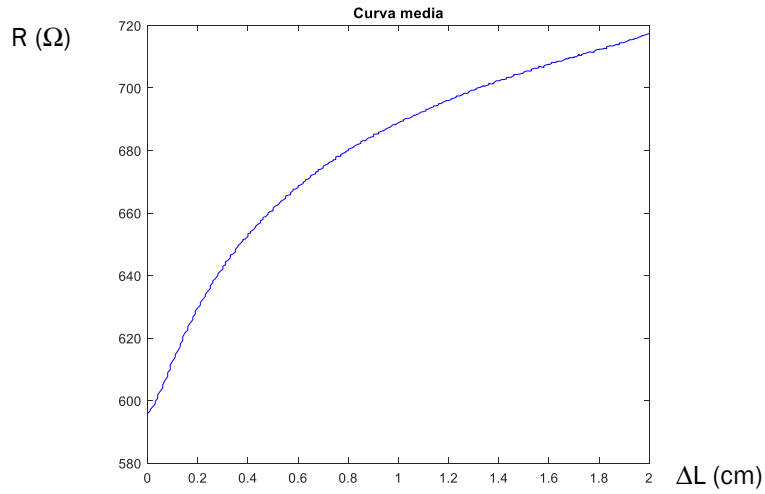


Ilustración 29: Curva media estiramiento.

En el caso de las curvas de estiramiento, realizando el error relativo de cada uno de los datos tomados, se escoge el máximo de cada una de las curvas. Después entre estos mismos se vuelve a escoger el máximo, obteniendo un error relativo total de:

$$Erel(\%) = 1.07\%$$

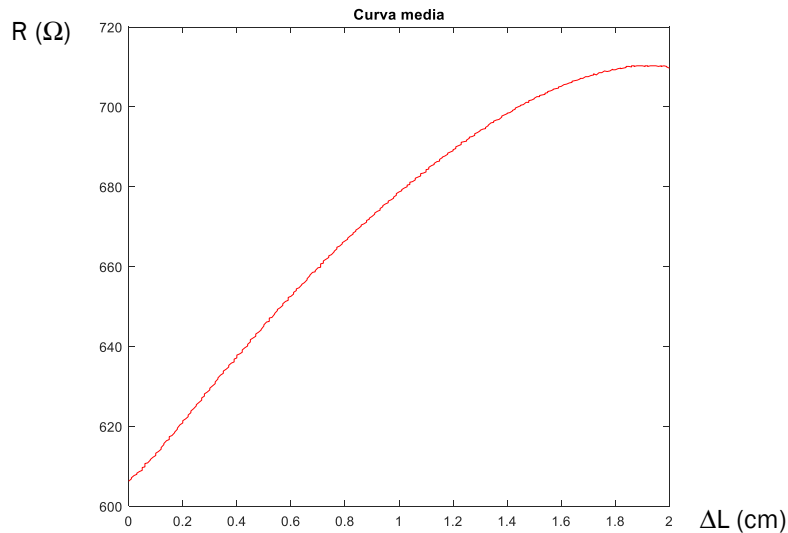


Ilustración 30: Curva media contracción.

Siguiendo la metodología de las curvas de estiramiento, con el mismo procedimiento se obtiene lo siguiente:



$$E_{rel}(\%) = \pm 0.93\%$$

El error relativo es mayor cuando estiramos el elastómero que cuando lo contraemos. Tomando un dato al azar de cada una de las curvas, podemos ver la diferencia que podemos encontrar en principio como máximo para ese punto:

$\Delta$ Longitud: 1cm

- Estiramiento:  
Resistencia media:  $688.86\Omega \pm 1.07\% * (688.86\Omega) = 688.86\Omega \pm 7.3708\Omega$
- Contracción:  
Resistencia media:  $678.71\Omega \pm 0.93\% * (678.71\Omega) = 678.71\Omega \pm 6.312 \Omega$

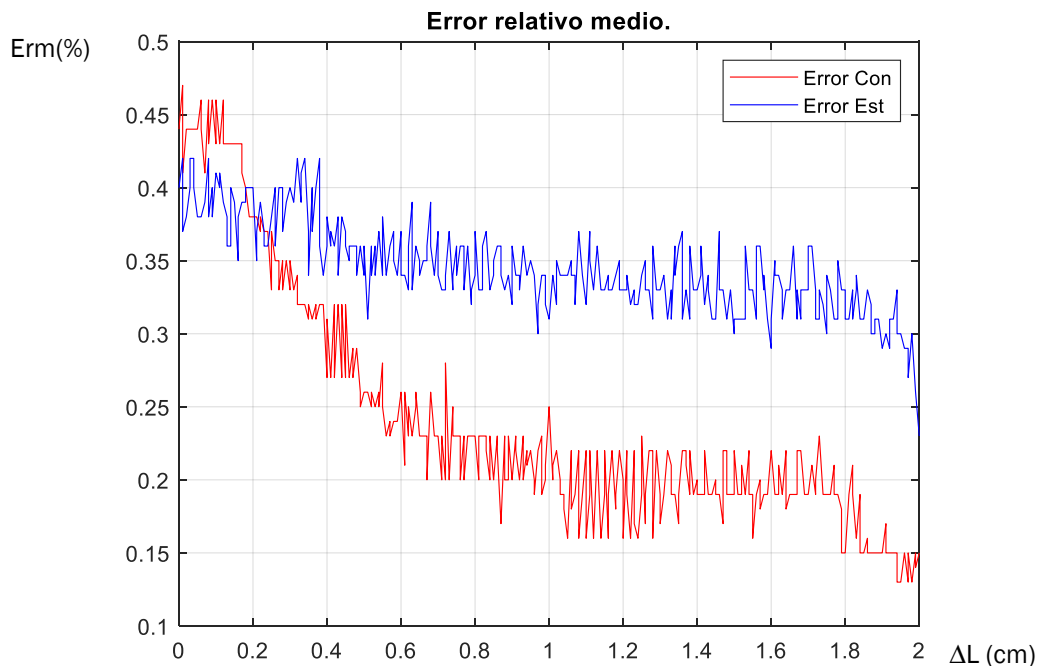


Ilustración 31: Error relativo medio.

El inconveniente principal de utilizar el error relativo en este caso resulta que cuanto mayor sea el valor de la resistencia, mayor será la variación que se pueda experimentar teóricamente aplicando el error relativo. Sin embargo, de este modo se asegura que ese error es el máximo porcentaje que se puede tener, ya que es el máximo error de todos los datos con respecto a la media.

Además del error relativo, se puede estudiar la desviación típica o estándar para cada uno de los puntos tomados en una longitud determinada.

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_1^N (xi - X)^2}{N}}$$

Aplicando la desviación estándar, se obtiene información sobre la dispersión media de una variable.

- N: número de tomas que han sido realizadas sobre una misma longitud, en nuestro caso serán 8.
- xi: valor del dato que se toma.
- X: media aritmética.

Se coge la máxima desviación típica entre todos los datos tomados:

$$\sigma_{estir} = 3.15$$

$$\sigma_{estir} = 3.25$$

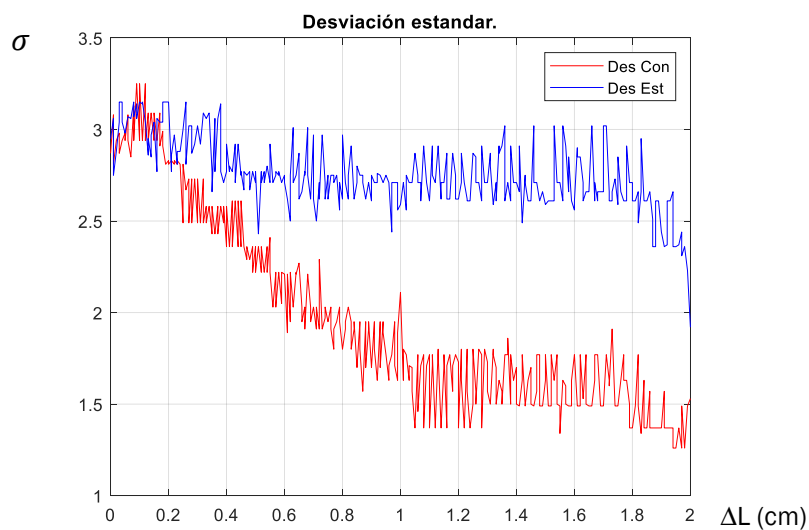


Ilustración 32: Desviación estándar.

En ambos casos la desviación típica aumenta conforme la resistencia es más pequeña, es decir, en el inicio del estiramiento y en el final de la contracción se tiene una mayor desviación que en los casos contrarios.

Como conclusión a este experimento, se obtiene un mayor error relativo y desviación típica cuando se realiza el estiramiento que cuando se contrae el elastómero. Las gráficas por otra parte nos dicen claramente que se trabaja de forma más segura con un cierto estiramiento inicial, en este caso se puede ver

tanto en las gráficas de la desviación como las del error que se acertará más cuando superamos 1cm de variación de la longitud del sensor, dato a tener bastante en cuenta de cara a la utilización del sensor en el guante inteligente.

#### 4.2.2.2. EXPERIMENTO ESCALONADO

El procedimiento de este segundo experimento en la estación de medición trata de modificar la longitud del elastómero y mantener durante un cierto tiempo para comprobar cómo se comporta. Se envían pulsos al motor con una frecuencia de 16Hz o lo que es lo mismo, 1 pulso cada 0,0625s, cada vez que se mueve el motor.

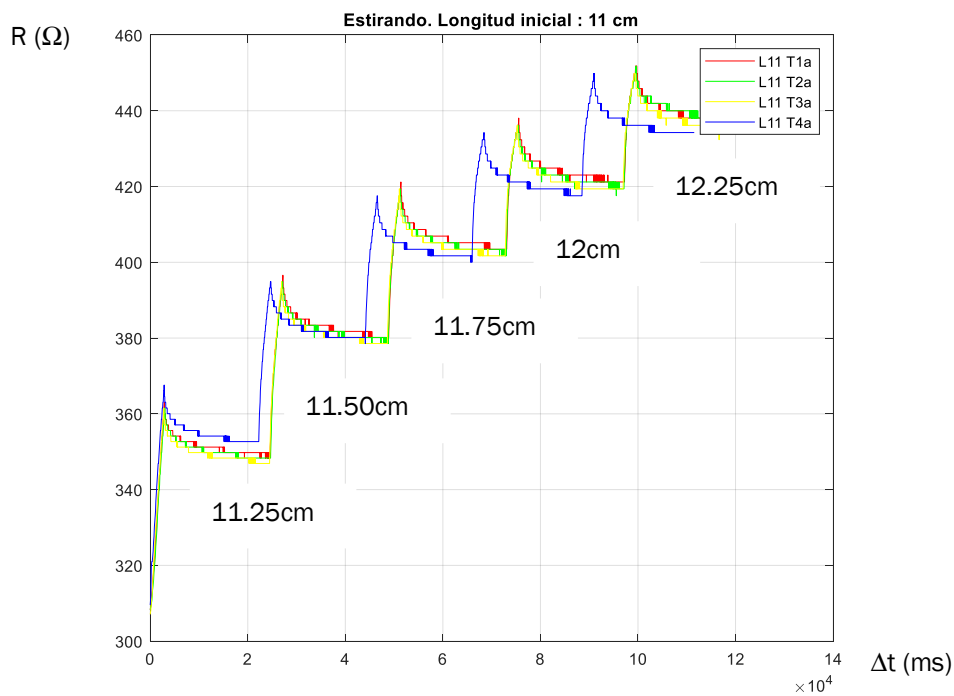


Ilustración 33: Estiramiento escalón.

Lo que se busca en este experimento es ver cómo se comporta el elastómero cuando, después de modificar su posición se mantiene estático.

Tanto para el caso de estiramiento como el de contracción se realizan 4 tomas de datos. Primero se capturan los datos de estiramiento y acto seguido los de contracción.

En cada uno de los escalones representados en las gráficas se aumenta o disminuye la longitud del elastómero 0.25cm en 5 escalones diferentes, lo que quiere decir que se llega a un total de 1.25cm de variación. En cada uno de los puntos donde se detiene el elastomero, mantenemos la posición unos 20s.

Los datos tomados en el estiramiento generan un pico en el valor de la resistencia bastante grande en comparación con el valor que finalmente acaba tomando.

Podría llegar a ser este tan grande que se confundiese con el valor del siguiente escalón.

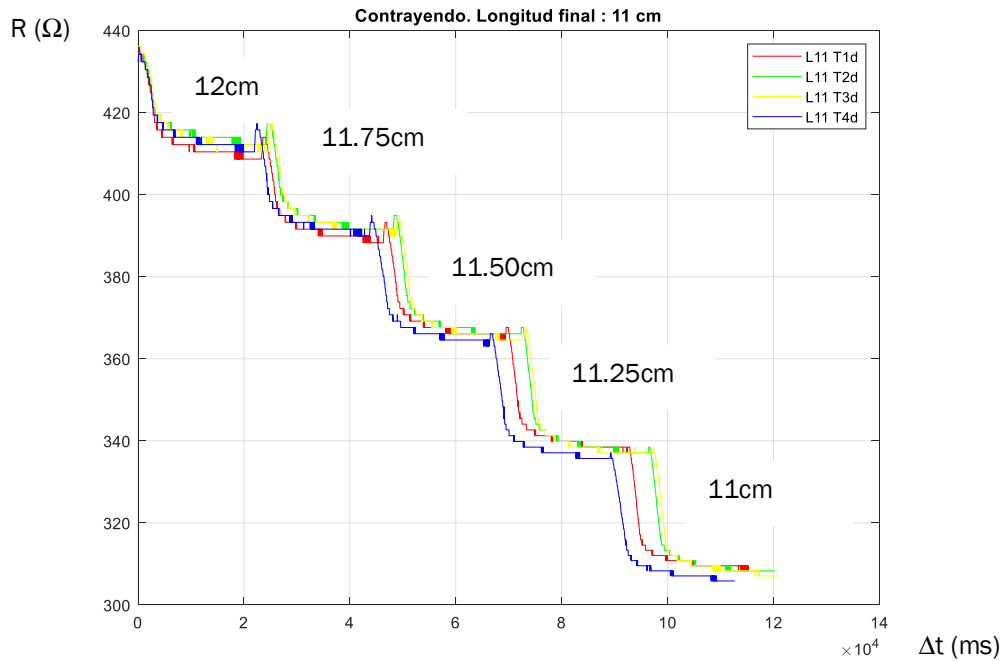


Ilustración 34: Contracción escalón.

En el caso de la contracción vemos que también se generan picos, pero no son tan grandes como en el caso anterior. La explicación a esto es que la fuerza que ejerce el elastómero en el caso del estiramiento es contraria a la fuerza que realiza el motor, sin embargo al contraer, ambas fuerzas van en la misma dirección haciendo que la caída sea más suave.

Comparando los datos del estiramiento con la contracción en la ilustración 35 se puede comprobar que los valores en el mismo punto no son iguales, una razón más junto con la del experimento anterior para cerciorar que existe histéresis.

Según las gráficas parece que los 20s no son suficientes para que la resistencia se estabilice, por ello se puede intuir que la aplicación de este material deberá ser para fines que no necesiten una velocidad de respuesta muy rápida.

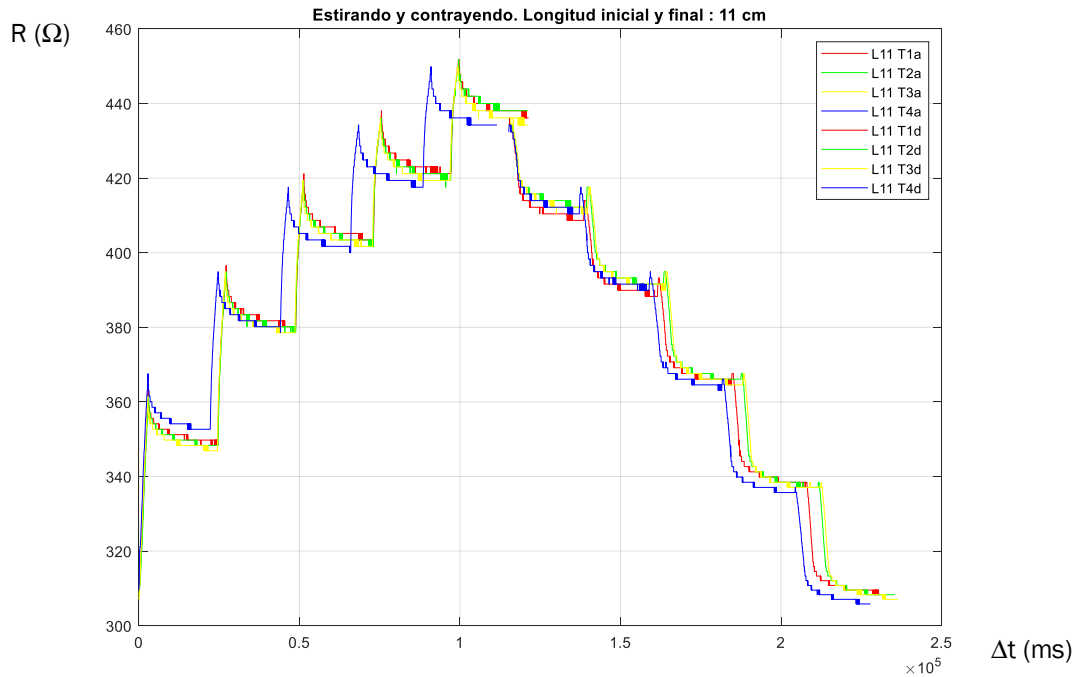


Ilustración 35: Estirando y contrayendo escalón.

Para observar más detenidamente el tiempo que puede llegar a tardar en estabilizarse se puede observar la siguiente gráfica:

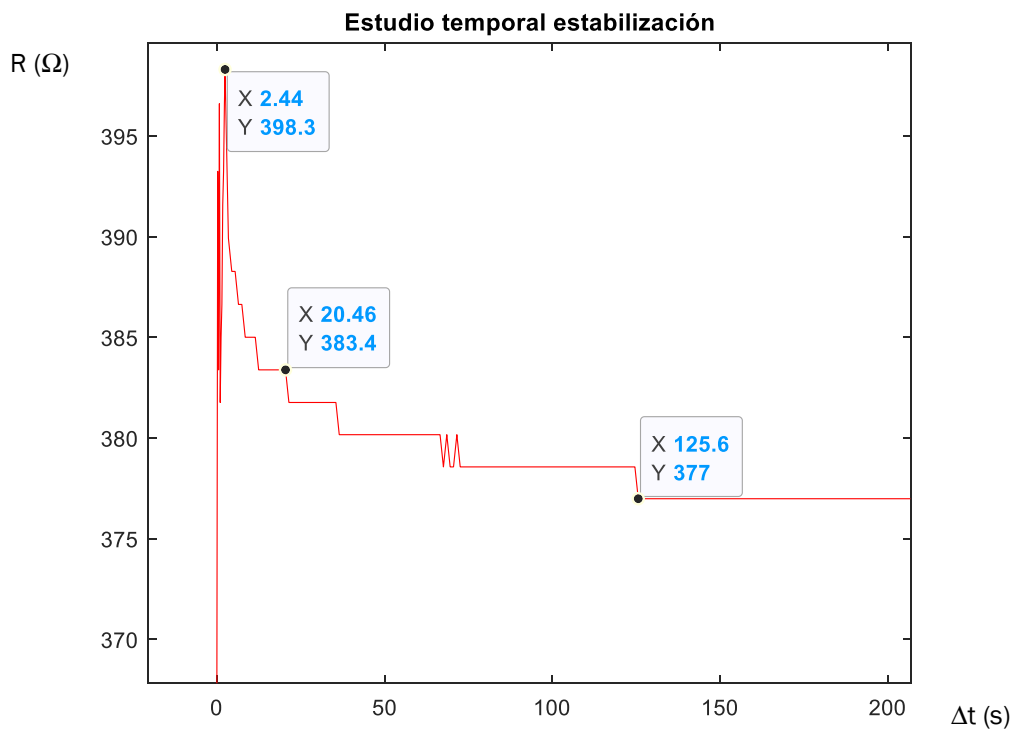


Ilustración 36: Estudio temporal estabilización.

Se extraen estos datos partiendo de la posición de 11,25cm y se realiza un salto que aumenta la longitud hasta 11,5cm. Se obtiene un pico máximo por valor de  $398.3\Omega$  a los 2.44s de realizar el movimiento, estabilizándose 2 minutos después sobre  $377\Omega$

Se comprueba claramente que tarda más de 20s en estabilizarse, se puede ver mejor en la siguiente ilustración:

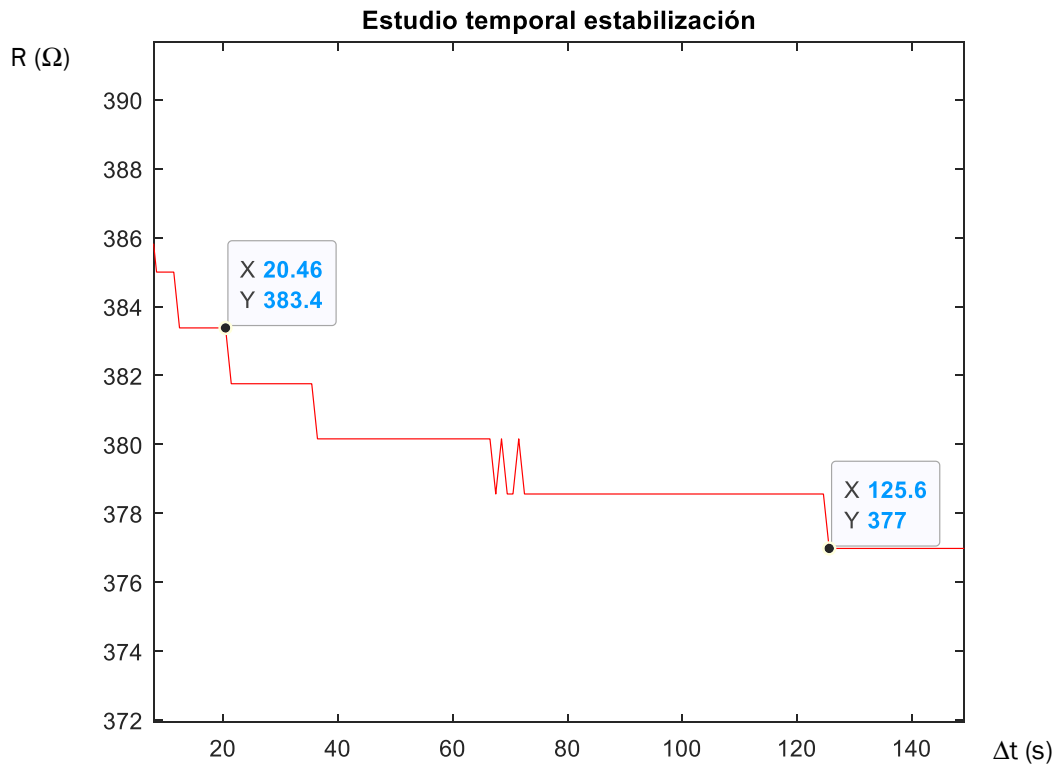


Ilustración 37: Detalle estabilización.

Si se diese por válido que con 20s es suficiente para que se estabilice el sistema, se estaría cometiendo un error en este caso de  $6.4\Omega$ , algo que no es muy recomendable, pues podría sumarse al error relativo que se calculó en el experimento anterior y tener aún un mayor error acumulado.

Por ello es necesario esperar al menos 125s, algo más de 2 minutos para que el sensor termine por estabilizarse y se obtenga un dato correcto.

En resumen, no se debería utilizar este tipo de sensor para movimientos o experimentos demasiado rápidos, pues necesita bastante tiempo para estabilizarse.

#### 4.2.2.3. HISTERESIS

Como bien se ha deducido en los experimentos anteriores, todo indicaba que los valores de estiramiento y contracción pasando por el mismo punto en cuanto a longitud se refiere con la misma frecuencia del motor no coinciden.

Para comprobarlo se realiza un experimento que consiste en partir de un punto en concreto, el mismo desde el que se han realizado el resto de los experimentos, estirando hasta conseguir una variación de 1.4cm y justo en el momento en el que se llega al punto final sin esperar a que este recupere, se fuerza la contracción hasta el punto inicial

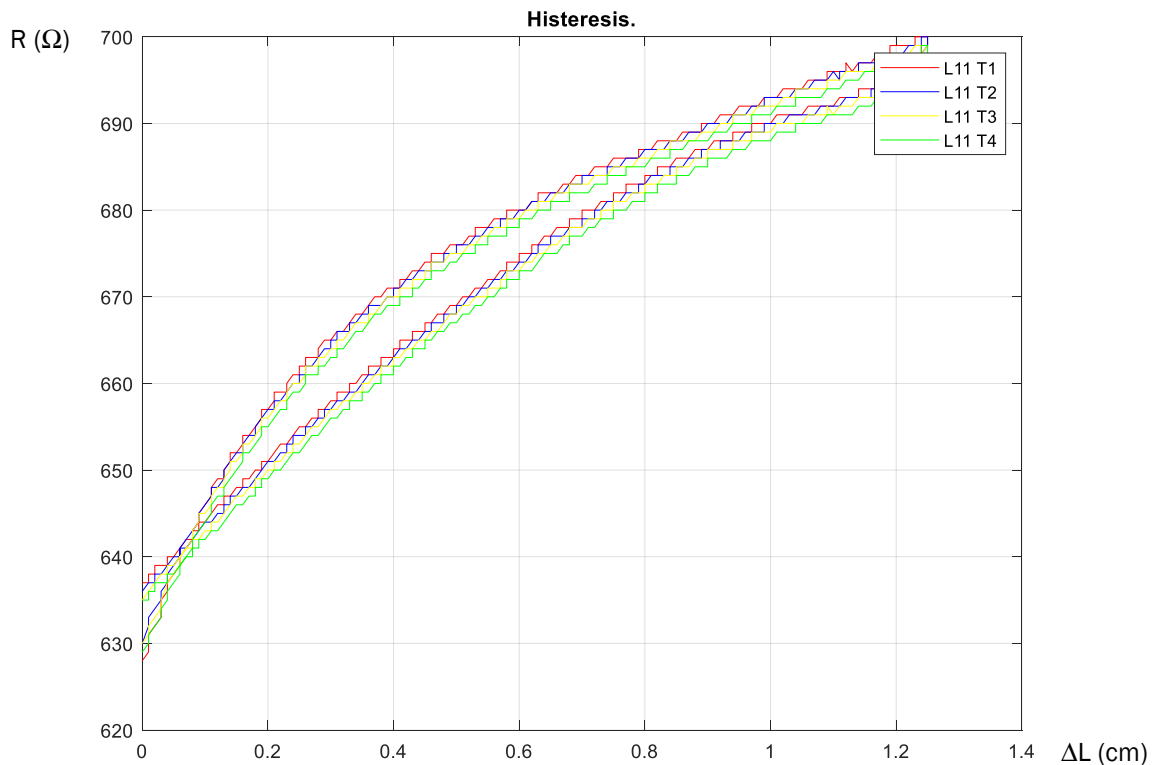


Ilustración 38: Histéresis datos tomados.

La ilustración 38 sirve para comprobar que el elastómero sigue el mismo patrón de funcionamiento para los diferentes datos tomados.

Para distinguir la contracción del estiramiento, se escogen los datos tomados en la primera toma y se plasman en una figura aparte.



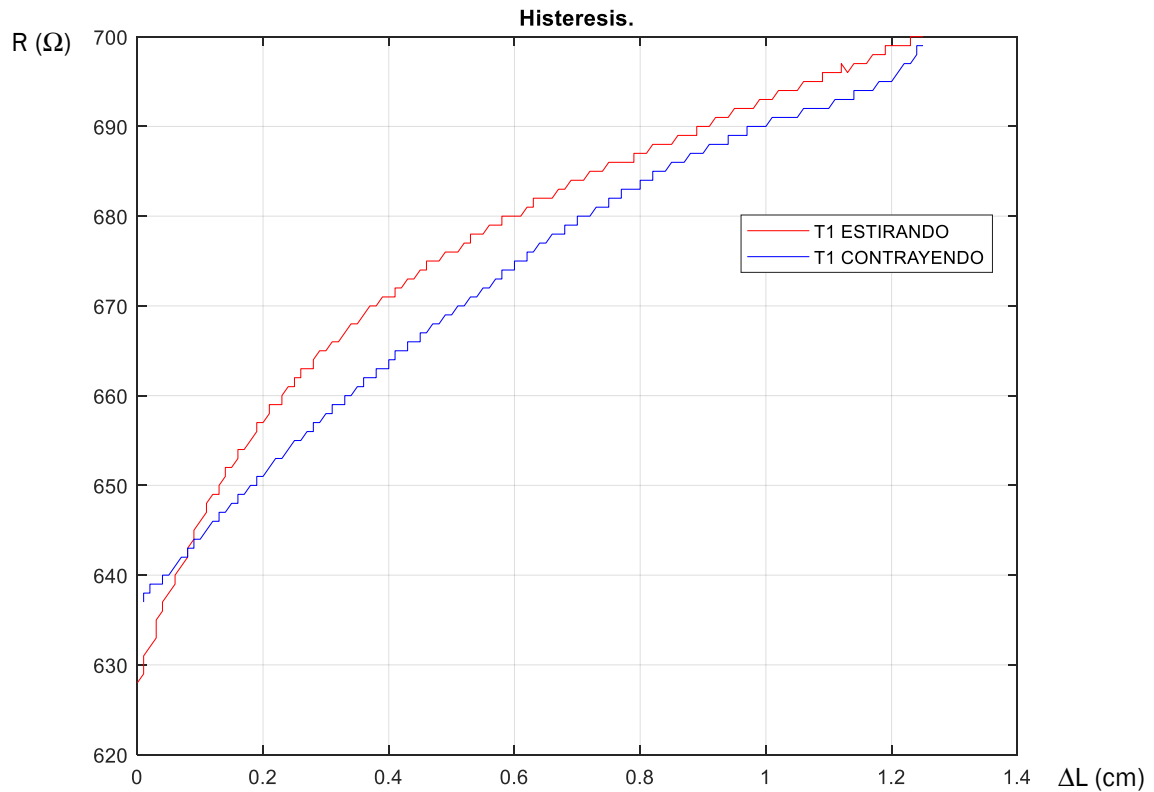


Ilustración 39: Histéresis T1.

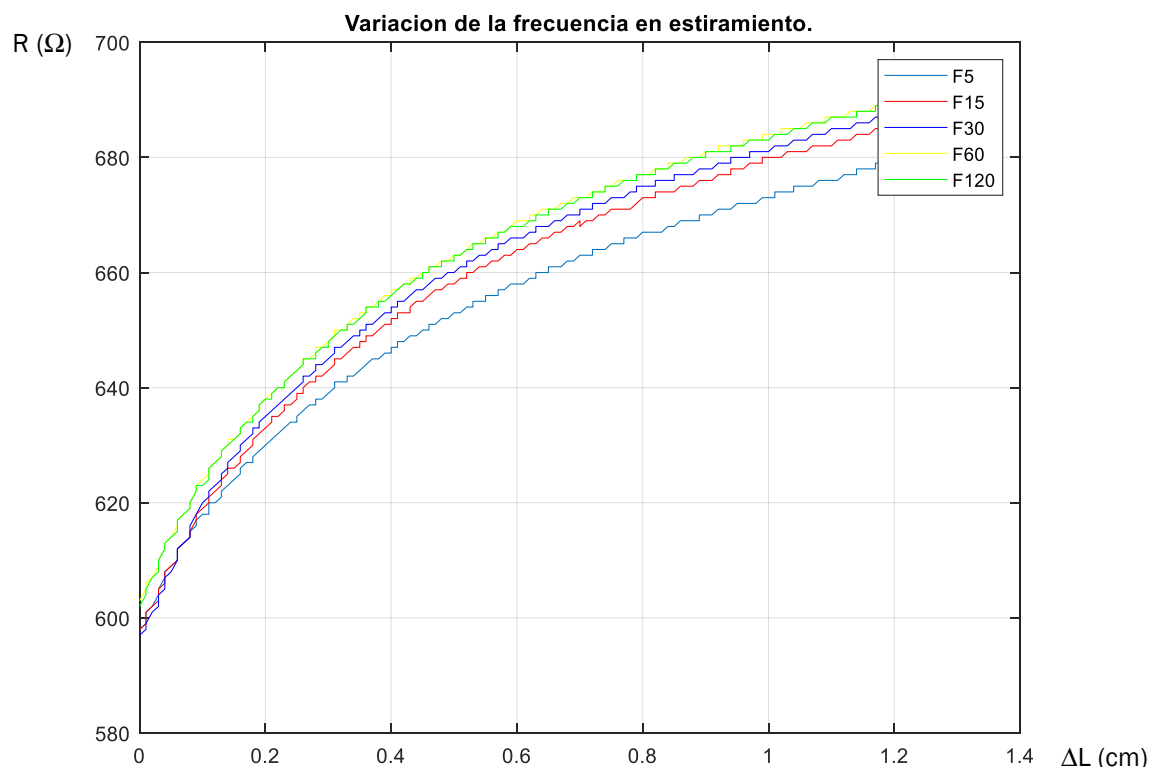
Se puede ver que hay una diferencia entre el comportamiento del sensor y el valor de la resistencia entre las dos acciones, aunque de alguna manera son curvas similares.

Lo más recomendable observando los datos que arrojan las gráficas sería separar la contracción y el estiramiento a la hora de utilizar el sensor para una aplicación real, es decir, detectar dentro del propio programa de tratamiento de datos si el sensor se encuentra en contracción o en estiramiento y aplicar así una función diferente para cada uno de los casos.

#### 4.2.2.4. VARIACIÓN DE LA FRECUENCIA

Se realizan algunas modificaciones en el programa anterior variando la frecuencia a la que se hace girar el motor para comprobar si existe alguna relación entre la velocidad a la que se modifica la longitud del sensor o es indiferente.

Partiendo de un punto inicial común para las diferentes frecuencias, en el caso de el estiramiento comienza en los 11cm, en el caso de la contracción en 12.4cm.



*Ilustración 40: Variación de la frecuencia estirando.*

Las frecuencias que se utilizan son las siguientes:

- 120Hz: cada 0.0083s se genera un paso.
- 60Hz: cada 0.016s se genera un paso.
- 30Hz: cada 0.03s se genera un paso.
- 15Hz: cada 0.06s se genera un paso.
- 5Hz: cada 0.2s se genera un paso.

La variación de la frecuencia funciona de la misma manera tanto en el estiramiento como en la contracción.

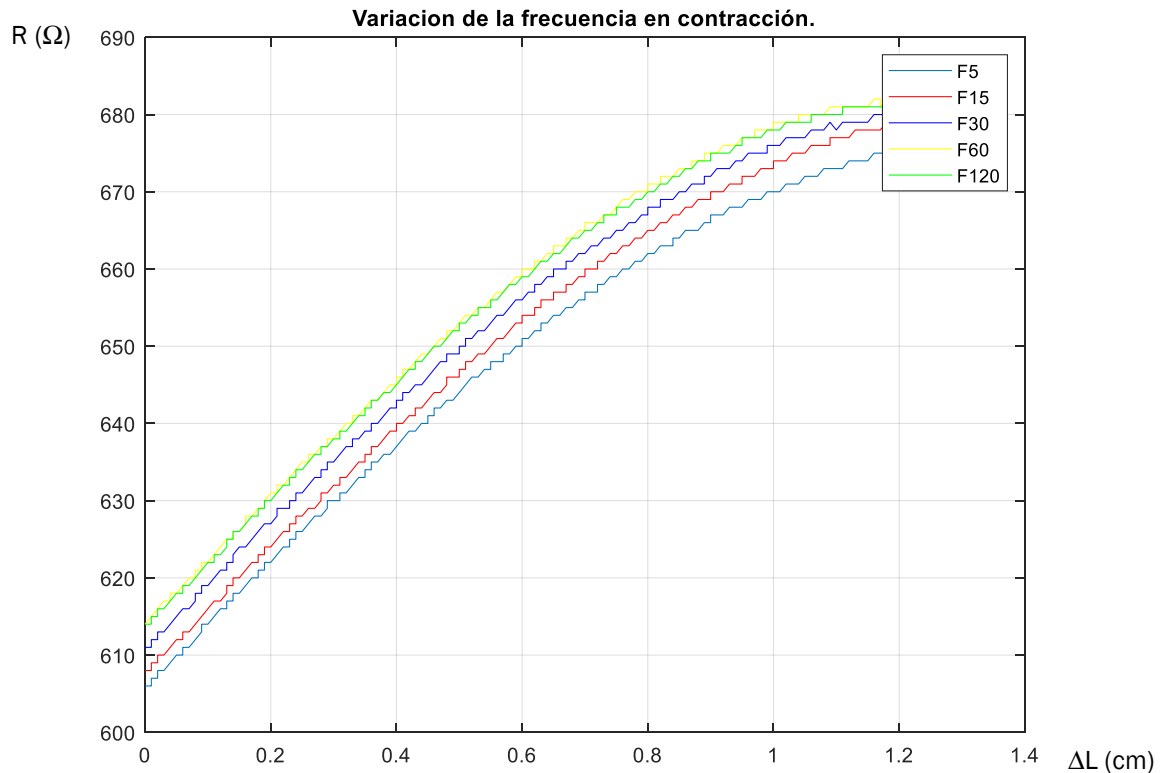


Ilustración 41: Variación de la frecuencia contrayendo.

En ambas gráficas se puede ver como la resistencia aumenta ligeramente conforme aumenta la frecuencia a la que se mueve el sensor. Partiendo de un mismo punto de origen se llega a puntos finales diferentes, aunque no con un valor muy distinto.

Con el motor utilizado y la resistencia del elastómero no se ha conseguido realizar tomas a frecuencias más altas, sin embargo se puede intuir que conforme aumente la velocidad a la que estiramos y contraemos el sensor la diferencia será cada vez menor entre las siguientes frecuencias.

Sería recomendable al igual que en el caso anterior tenerlo en cuenta a la hora del tratamiento de datos en una aplicación, conocer a la velocidad a la que se está estirando o encogiendo el sensor para aplicar un tipo de grafica u otro.



## 5. RESULTADOS

1. Del primer experimento realizado en la estación, se obtiene que es mucho más seguro trabajar con el sensor con un cierto grado de estiramiento para reducir el error y la desviación de los datos, del mismo modo que en el experimento manual se observa que si se llega hasta los 6cm de estiramiento, obtenemos resultados poco fiables.  
Con lo cual, en el caso de este sensor en concreto, lo más recomendable será trabajar entre 1cm y 4cm de variación.
2. La resistencia del sensor tarda cierto tiempo en estabilizarse con lo que no sería lo mejor utilizarlo para aplicaciones que requieran un tiempo rápido de respuesta. Para este caso sería ideal ya que la aplicación del guante se utilizará para movimientos lentos, no se necesita un tiempo rápido de respuesta, sino que se mantenga estable.
3. Se debe tener en cuenta al utilizar el sensor si se en cuenta en contracción o en estiramiento, de lo contrario los resultados podrían no ser aceptables.
4. La velocidad a la que se mueve el sensor también es importante, la variación no es muy grande, pero podría llevar a error si no se conoce la velocidad a la que se está moviendo.



## 6. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

Tras el estudio de los resultados obtenidos en los experimentos y teniendo en cuenta que la aplicación para la que se está estudiando no necesita velocidad de respuesta sino exactitud, podría ser válido utilizar este elastómero resistivo para dicha aplicación.

El problema que se puede encontrar con este tipo de sensores, al menos con el fabricante de estos elastómeros ([9] Adafruit) es que no todos se comportan del mismo modo, con lo cual habría que tener un procedimiento para obtener las características de cada uno de los sensores.

Además, el sensor tarda cierto tiempo en estabilizarse, con lo que es complicado obtener una gráfica exacta que relacione la elongación con el valor de la resistencia. Esto sumado al error relativo que se obtiene y a la desviación típica, resultaría impreciso dar una representación de la curva como tal, pues podría llevar a error.

Las líneas futuras que dejan abiertas estos experimentos serían la aplicación y montaje del guante inteligente con este tipo de sensores para que mediante las especificaciones que hemos obtenido en los resultados de este trabajo, poder comprobar de forma física si este sensor puede tener valor real para este tipo de aplicación.





## 7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Santos, L., González, J. L., Turiel, J. P., Fraile, J. C., & de la Fuente, E. (2015). Guante de datos sensorizado para uso en cirugía laparoscópica asistida por la mano (HALS). *Actas de las XXXVI Jornadas de Automática*, 2-4.
- [2] Sbernini, L., Pallotti, A., & Saggio, G. (2016). Evaluation of a Stretch Sensor for its inedited application in tracking hand finger movements. In *2016 IEEE International Symposium on Medical Measurem*
- [3] Bifulco, P., Esposito, D., Gargiulo, G. D., Savino, S., Niola, V., Iuppriello, L., & Cesarelli, M. (2017). A stretchable, conductive rubber sensor to detect muscle contraction for prosthetic hand contro
- [4] Santos, L., Carbonaro, N., Tognetti, A., González, J., de la Fuente, E., Fraile, J., & Pérez-Turiel, J. (2018). Dynamic Gesture Recognition Using a Smart Glove in Hand-Assisted Laparoscopic Surgery. *Technologies*, 6(1). <https://doi.org/10.3390/technologies6010008>
- [5] Diez, J., Badesa, F. J., & Sabater, J. M. (2014). Sistema robotico de tipo exoesqueleto para rehabilitacion de la mano. *Actas de Las XXXV Jornadas de Automática*.
- [6] Sánchez, B. A. D. L. C., Montiel, M. A., & González, E. L. (2018). Diseño y Construcción de un Prototipo de Exoesqueleto para Rehabilitación de Mano. *Sociedad Mexicana de Biomecanica*.
- [7] Zeltzer, D., & Sturman, D. J. (1994). A survey of glove-based input. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 14(1), 30-39.
- [8] Chen, E. S. (1991). *Interfacing the Mattel Power Glove to a personal computer and evaluating its capabilities as a three-dimensional position sensor (Doctoral dissertation, Massachusetts Institute of Technology)*.
- [9] Varón, D. J., Bou, S. F., Gimeno, R. B., & Sanoguera, D. G. (2012). Estudio, análisis y clasificación de elastómeros termoplásticos.
- [10] Tecnología de los plásticos. Visitado por última vez en junio 2021. Disponible en: <https://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/07/poliisopreno-caucho-natural-y-sintetico.html>

- [11] JardineríaOn. *Árbol de caucho (Hevea brasiliensis)*. Visitado por última vez en junio 2021. Disponible en: <https://www.jardineriaon.com/hevea-brasiliensis.html>
- [12] Adafruit. *Conductive Rubber Cord Stretch Sensor + extras!* Visitado por última vez en agosto 2021. Disponible en: <https://www.adafruit.com/product/519>
- [13] BricoGeek. *Arduino MEGA ADK*. Visitado por última vez en agosto 2021. Disponible en: <https://tienda.bricogeek.com/descatalogado/394-arduino-mega-adk.html>
- [14] Arduino.cc. *Arduino MEGA 2560*. Visitado por última vez en agosto 2021. Disponible: <https://store.arduino.cc/products/arduino-mega-2560-rev3?from=Main.ArduinoBoardADK>
- [15] *Electronic visualization laboratory. Sayre Glove (first wired data glove)*. Visitado por última vez en agosto 2021. Disponible: <https://www.evl.uic.edu/research/2162>
- [16] *Digital Data Entry Glove (1983)*. Visitado por última vez en agosto 2021. Disponible: <https://rauterberg.employee.id.tue.nl/presentations/HCI-history/tsld066.htm>
- [17] *Escuela politécnica nacional. Diseño y construcción de una mano robótica controlada mediante un guante sensorizado*. Visitado por última vez en agosto 2021. Disponible: <https://docplayer.es/78993496-Escuela-politecnica-nacional.html>
- [18] *CyberGlove Systems. Featured Hardware*. Visitado por última vez en agosto 2021. Disponible: <http://www.cyberglovesystems.com/>
- [19] *5DT. Data glove*. Visitado por última vez en agosto 2021. Disponible: <https://5dt.com/5dt-data-glove-ultra/>
- [20] *Matlab*. Visitado por última vez en agosto 2021. Disponible: <https://es.mathworks.com/products/matlab.html>
- [21] *Youtube. Control Motor Paso a Paso con Matlab y Arduino*. Visitado por última vez en julio 2021. Disponible: <https://www.youtube.com/watch?v=ttK1cS37kvg&t=219s>

[22] Youtube. Motores paso a paso con Arduino: control de motores paso a paso bipolares y unipolares. Visitado por última vez en julio 2021. Disponible: <https://www.youtube.com/watch?v=OqwrnUeSpYQ>



# ANEXOS

## PROGRAMACIÓN ARDUINO

### EXPERIMENTO CONTINUO

/\*

Stepper\_control.ino

Programmed by Cristian Garcia Herrero

Aug, 2021

\*/

```
#include <TimerOne.h> // Para trabajar con interrupciones temporizadas (timers)
```

```
// pin assignation (constants).
```

```
// give it a name:
```

```
const int CKI = 2; // Paso: frecuencia de paso (0:2000 Hz)
```

```
const int DIS = 3; // Disable (Paro = HIGH, Marcha = LOW : activa CKI cuando está LOW)
```

```
const int WAV = 4; // Wave: motor de velocidad gradual en modo onda cuando esta señal está LOW
```

```
const int DIR = 5; // Selección de dirección: izda: LOW, dcha: HIGH
```

```
const int H_F = 6; // Selección de secuencia de disparo: Half step: HIGH, Full step: LOW
```

```
const int ENB = 7; // Enable: CKI activada si está HIGH
```

```
int elastomero = 8;
```

```

int potenciometro = 9;

float longitud;

float lectura;

float lectura_pot;

// variables:

int CKI_freq = 50; // (Hz) frecuencia de paso

int Wave = LOW; // modo onda desactivado

int Direction = LOW; // dirección de giro a derecha (HIGH)

int modo_H_F = LOW; // LOW : Full step (paso completo

int Enable = HIGH; // LOW : CKI desactivado

int Disable = LOW; // HIGH : motor parado

int i = 0;

unsigned long previousTime = 0; // stores previous step time in microsec

unsigned long currentTime = 0; // stores actual time in microsec

unsigned long interval = 500; // stores interval-between-steps in microsec

int pulsos = 0;

int Npuls = 200;

int y = 0;

void setup() {

    pinMode(CKI, OUTPUT);

    pinMode(DIS, OUTPUT);

```

```

pinMode(WAV, OUTPUT);

pinMode(DIR, OUTPUT);

pinMode(H_F, OUTPUT);

pinMode(ENB, OUTPUT);

Serial.begin(9600);

}

void loop() {

lectura_pot = analogRead (potenciometro)

  if (lectura_pot > 600){

    CKI_freq = map(lectura_pot, 600, 1023, 0, 200);

    Direction = LOW;

    longitud = 2 - i*(3.1416/500);

  }

  else if (lectura_pot < 500){

    CKI_freq = map(lectura_pot, -5,500, 200,0);

    Direction = HIGH;

    longitud = i*(3.1416/500);

  }

  else CKI_freq = 0;

currentTime = micros();

digitalWrite(H_F, modo_H_F); // sets Half/Full step mode

digitalWrite(DIS, Disable); // sets Start/Stop

```

```

digitalWrite(WAV, Wave); // sets Wave step mode

digitalWrite(DIR, Direction); // sets Direction

digitalWrite(ENB, Enable); // sets CKI activation

interval = 1000000/CKI_freq;

if (currentTime - previousTime >= interval) {

    previousTime = currentTime; // stores actual time (reset time)

        digitalWrite(CKI,HIGH); // set a pulse on CKI (Motor goes on)

        delay(5);

        digitalWrite(CKI,LOW);

        lectura = analogRead(elastomero);

        Serial.print(CKI_freq);

        Serial.print(" ");

        Serial.print(longitud);

        Serial.print(" ");

        Serial.println(lectura);

        i++;

    }

if (i==319){

    delay(2000);

    i=0;

}

}

```



## EXPERIMENTO ESCALONADO

/\*

Stepper\_control.ino

Programmed by Cristian Garcia Herrero

Aug, 2021

\*/

#include <TimerOne.h> // Para trabajar con interrupciones temporizadas (timers)

const int CKI = 2; // Paso: frecuencia de paso (0:2000 Hz)

const int DIS = 3; // Disable (Paro = HIGH, Marcha = LOW : activa CKI cuando está LOW)

const int WAV = 4; // Wave: motor de velocidad gradual en modo onda cuando esta señal está LOW

const int DIR = 5; // Selección de dirección: izda: LOW, dcha: HIGH

const int H\_F = 6; // Selección de secuencia de disparo: Half step: HIGH, Full step: LOW

const int ENB = 7; // Enable: CKI activada si está HIGH

int elastomero = 8;

int potenciometro = 9;

float Vcc = 5;

float R1 = 220;

float Rela;

float Vela;

```

float longitud;

float lectura;

float lectura_pot;

bool go = true;

// variables:

int CKI_freq = 50; // (Hz) frecuencia de paso

int Wave = LOW; // modo onda desactivado

int Direction = LOW; // dirección de giro a derecha (HIGH)

int modo_H_F = LOW; // LOW : Full step (paso completo)

int Enable = HIGH; // LOW : CKI desactivado

int Disable = LOW; // HIGH : motor parado

int i = 0;

unsigned long previousTime = 0; // stores previous step time in microsec

unsigned long currentTime = 0; // stores actual time in microsec

unsigned long interval = 500; // stores interval-between-steps in microsec

int pulsos = 0;

int Npuls = 200;

int y = 0;

void setup() {

    pinMode(CKI, OUTPUT);

    pinMode(DIS, OUTPUT);

```

```

pinMode(WAV, OUTPUT);

pinMode(DIR, OUTPUT);

pinMode(H_F, OUTPUT);

pinMode(ENB, OUTPUT);

Serial.begin(9600);

}

void loop() {

lectura_pot = analogRead (potenciometro);

    if (lectura_pot > 600){

        CKI_freq = 16;

        Direction = LOW;

        longitud = 2 - i*(3.1416/500);

        go = true;

    }

    else if (lectura_pot < 500){

        CKI_freq = 16;

        Direction = HIGH;

        longitud = i*(3.1416/500);

        go = true;

    }

    else {

        CKI_freq = 0;

```

```

    go = false;

}

if (go == true){

currentTime = micros();

digitalWrite(H_F, modo_H_F); // sets Half/Full step mode

digitalWrite(DIS, Disable); // sets Start/Stop

digitalWrite(WAV, Wave); // sets Wave step mode

digitalWrite(DIR, Direction); // sets Direction

digitalWrite(ENB, Enable); // sets CKI activation

interval = 1000000/CKI_freq;

if (currentTime - previousTime >= interval) {

    previousTime = currentTime; // stores actual time (reset time)

        digitalWrite(CKI,HIGH); // set a pulse on CKI (Motor goes on)

        delay(5);

        digitalWrite(CKI,LOW);

        lectura = analogRead(elastomero);

        Vela = (Vcc/1023)*lectura;

        Rela = (R1*Vela)/(Vcc-Vela);

        Serial.print(CKI_freq);

        Serial.print(" ");

        Serial.print(millis());

        Serial.print(" ");

        Serial.println(Rela);

```

```

        i++;

    }

if (i==40){//0,25 cm 80 pulsos

for(int j = 0;j<=1100;j++){

    delay(0.01);

    lectura = analogRead(elastomero);

    Vela = (Vcc/1023)*lectura;

    Rela = (R1*Vela)/(Vcc-Vela);

    Serial.print(CKI_freq);

    Serial.print(" ");

    Serial.print(millis());

    Serial.print(" ");

    Serial.println(Rela);

}

i=0;

}

}

}

```

# HISTÉRESIS

/\*

Stepper\_control.ino

Programmed by Cristian Garcia Herrero

Aug, 2021

\*/

```
#include <TimerOne.h> // Para trabajar con interrupciones temporizadas (timers)
```

```
const int CKI = 2; // Paso: frecuencia de paso (0:2000 Hz)
```

```
const int DIS = 3; // Disable (Paro = HIGH, Marcha = LOW : activa CKI cuando está LOW)
```

```
const int WAV = 4; // Wave: motor de velocidad gradual en modo onda cuando esta señal está LOW
```

```
const int DIR = 5; // Selección de dirección: izda: LOW, dcha: HIGH
```

```
const int H_F = 6; // Selección de secuencia de disparo: Half step: HIGH, Full step: LOW
```

```
const int ENB = 7; // Enable: CKI activada si está HIGH
```

```
int elastomero = 8;
```

```
int potenciometro = 9;
```

```
float longitud;
```

```
float lectura;
```

```
float lectura_pot;
```

```

// variables:

int CKI_freq = 50; // (Hz) frecuencia de paso

int Wave = LOW; // modo onda desactivado

int Direction = HIGH; // dirección de giro a derecha (HIGH)

int modo_H_F = LOW; // LOW : Full step (paso completo)

int Enable = HIGH; // LOW : CKI desactivado

int Disable = LOW; // HIGH : motor parado

int i = 0;

int j = 0;

unsigned long previousTime = 0; // stores previous step time in microsec

unsigned long currentTime = 0; // stores actual time in microsec

unsigned long interval = 500; // stores interval-between-steps in microsec

int pulsos = 0;

int Npuls = 200;

int y = 0;

pinMode(CKI, OUTPUT);

pinMode(DIS, OUTPUT);

pinMode(WAV, OUTPUT);

pinMode(DIR, OUTPUT);

pinMode(H_F, OUTPUT);

pinMode(ENB, OUTPUT);

Serial.begin(9600);

```

```
}
```

```
void loop() {
```

```
lectura_pot = analogRead (potenciometro);
```

```
if (lectura_pot < 500){
```

```
//CKI_freq = map(lectura_pot, 0, 500, 200, 0);
```

```
CKI_freq = 16;
```

```
if (Direction == HIGH) longitud = i*(3.1416/500);
```

```
else longitud = 1.25 - i*(3.1416/500);
```

```
}
```

```
else CKI_freq = 0;
```

```
currentTime = micros();
```

```
digitalWrite(H_F, modo_H_F); // sets Half/Full step mode
```

```
digitalWrite(DIS, Disable); // sets Start/Stop
```

```
digitalWrite(WAV, Wave); // sets Wave step mode
```

```
digitalWrite(DIR, Direction); // sets Direction
```

```
digitalWrite(ENB, Enable); // sets CKI activation
```

```
interval = 1000000/CKI_freq;
```

```
if (currentTime - previousTime >= interval) {
```

```
previousTime = currentTime; // stores actual time (reset time)
```

```
digitalWrite(CKI,HIGH); // set a pulse on CKI (Motor goes on)
```

```
delay(5);
```

```
digitalWrite(CKI,LOW);
```



```
    lectura = analogRead(elastomero);

    Serial.print(CKI_freq);

    Serial.print(" ");

    Serial.print(longitud);

    Serial.print(" ");

    Serial.println(lectura);

    i++;

}

if (i==200){

    if (Direction == LOW) Direction =HIGH;

    else Direction = LOW;

    delay(2);

    i=0;

    j++;

}

if (j==2)

{

    delay(10000);

    j=0;

}

}
```

## VARIACIÓN DE FRECUENCIAS

/\*

Stepper\_control.ino

Programmed by Cristian Garcia Herrero

Aug, 2021

\*/

#include <TimerOne.h> // Para trabajar con interrupciones temporizadas (timers)

const int CKI = 2; // Paso: frecuencia de paso (0:2000 Hz)

const int DIS = 3; // Disable (Paro = HIGH, Marcha = LOW : activa CKI cuando está LOW)

const int WAV = 4; // Wave: motor de velocidad gradual en modo onda cuando esta señal está LOW

const int DIR = 5; // Selección de dirección: izda: LOW, dcha: HIGH

const int H\_F = 6; // Selección de secuencia de disparo: Half step: HIGH, Full step: LOW

const int ENB = 7; // Enable: CKI activada si está HIGH

int elastomero = 8;

int potenciometro = 9;

float longitud;

float lectura;

float lectura\_pot;

```

// variables:

int CKI_freq = 50; // (Hz) frecuencia de paso

int Wave = LOW; // modo onda desactivado

int Direction = LOW; // dirección de giro a derecha (HIGH)

int modo_H_F = LOW; // LOW : Full step (paso completo)

int Enable = HIGH; // LOW : CKI desactivado

int Disable = LOW; // HIGH : motor parado

int i = 0;

unsigned long previousTime = 0; // stores previous step time in microsec

unsigned long currentTime = 0; // stores actual time in microsec

unsigned long interval = 500; // stores interval-between-steps in microsec

int pulsos = 0;

int Npuls = 200;

int y = 0;

void setup() {

  pinMode(CKI, OUTPUT);

  pinMode(DIS, OUTPUT);

  pinMode(WAV, OUTPUT);

  pinMode(DIR, OUTPUT);

  pinMode(H_F, OUTPUT);

  pinMode(ENB, OUTPUT);

  Serial.begin(9600);

```

```

}

void loop() {

lectura_pot = analogRead (potenciometro);

    if (lectura_pot > 600){

        CKI_freq = 5;

        Direction = LOW;

        longitud = 1.25 - i*(3.1416/500);

    }

    else if (lectura_pot < 500){

        CKI_freq = 5;

        Direction = HIGH;

        longitud = i*(3.1416/500);

    }

    else CKI_freq = 0;

    currentTime = micros();

    digitalWrite(H_F, modo_H_F); // sets Half/Full step mode

    digitalWrite(DIS, Disable); // sets Start/Stop

    digitalWrite(WAV, Wave); // sets Wave step mode

    digitalWrite(DIR, Direction); // sets Direction

    digitalWrite(ENB, Enable); // sets CKI activation

    interval = 1000000/CKI_freq;

    if (currentTime - previousTime >= interval) {

        previousTime = currentTime; // stores actual time (reset time)
    }
}

```

```
digitalWrite(CKI,HIGH); // set a pulse on CKI (Motor goes on)

delay(5);

digitalWrite(CKI,LOW);

lectura = analogRead(elastomero);

Serial.print(CKI_freq);

Serial.print(" ");

Serial.print(longitud);

Serial.print(" ");

Serial.println(lectura);

i++;

}

if (i==200){

    delay(2000);

    i=0;

}

}
```

# PROGRAMACIÓN MATLAB

Destacamos que solo incluiremos uno de los programas de Matlab porque son todos prácticamente iguales, incluiremos el más complejo para que se vean todas las funciones que han sido utilizadas.

```
clear
close all
clc

%%

load('L11T1a.txt');
load('L11T2a.txt');
load('L11T3a.txt');
load('L11T4a.txt');

load('L11T1d.txt');
load('L11T2d.txt');
load('L11T3d.txt');
load('L11T4d.txt');

load('TProlong.txt');

%%

figure;

plot(L11T1a(:,2), L11T1a(:,3), 'r');
grid on
hold on;
title('Estirando. Longitud inicial : 11 cm');

plot(L11T2a(:,2), L11T2a(:,3), 'g');
plot(L11T3a(:,2), L11T3a(:,3), 'y');
plot(L11T4a(:,2), L11T4a(:,3), 'b');

legend('L11 T1a', 'L11 T2a', 'L11 T3a', 'L11 T4a');

%%

figure;

plot(L11T1d(:,2), L11T1d(:,3), 'r');
grid on
hold on;
title('Contrayendo. Longitud final : 11 cm');

plot(L11T2d(:,2), L11T2d(:,3), 'g');
plot(L11T3d(:,2), L11T3d(:,3), 'y');
plot(L11T4d(:,2), L11T4d(:,3), 'b');

legend('L11 T1d', 'L11 T2d', 'L11 T3d', 'L11 T4d');

%%
figure;
```

```

plot(L11T1a(:,2), L11T1a(:,3), 'r');
grid on
hold on;

plot(L11T2a(:,2), L11T2a(:,3), 'g');
plot(L11T3a(:,2), L11T3a(:,3), 'y');
plot(L11T4a(:,2), L11T4a(:,3), 'b');

MT4 = max(L11T1d(:, 2));

L11T1da = MT4 + L11T1d(:, 2);
L11T1db = L11T1d(:, 3);

plot(L11T1da, L11T1db, 'r');

L11T2da = MT4 + L11T2d(:, 2);
L11T2db = L11T2d(:, 3);

plot(L11T2da, L11T2db, 'g');

L11T3da = MT4 + L11T3d(:, 2);
L11T3db = L11T3d(:, 3);

plot(L11T3da, L11T3db, 'y');

L11T4da = MT4 + L11T4d(:, 2);
L11T4db = L11T4d(:, 3);

plot(L11T4da, L11T4db, 'b');

%ylim([400 600]);

legend('L11 T1a', 'L11 T2a', 'L11 T3a', 'L11 T4a', 'L11 T1d', 'L11
T2d', 'L11 T3d', 'L11 T4d');
title('Estirando y contrayendo. Longitud inicial y final : 11 cm');

% %%
%
figure;
plot(L11T1a(:,2), L11T1a(:,3), 'r');
title('Estirando. Toma a estudiar : 11 cm');
figure;
plot(L11T1d(:,2), L11T1d(:,3), 'b');
title('Contrayendo. Toma a estudiar : 11 cm');
%%

figure;

plot(TProlong(:,1), TProlong(:,2), 'r');
title('Estudio temporal estabilización');

```

### Garantía

Der Hersteller garantiza, daß dieses Produkt ein Jahr ab dem Zeitpunkt des Verkaufs an den Großhändler gerechnet frei von Material- oder Herstellungsfehlern ist. Während dieser Garantiefest ersetzt oder repariert der Hersteller (nach seiner Wahl) dieses Produkt oder seine defektes Teile ohne Berechnung der Arbeitszeit und verwendeten Teile gemäß den folgenden Bedingungen:

1. Der Kunde darf das Produkt nicht umbauen, anpassen, oder in anderer Weise verändern, sofern dies nicht in der Bedienungsanleitung angegeben ist
2. Diese Garantie bezieht sich nicht auf:
  - i) Wartungs- oder Verschleißteile.
  - ii) Vor-Ort-Service oder Transportkosten zum Händler.
  - iii) Schäden am Produkt durch a) Mißbrauch oder falsche Verwendung durch den Kunden, einschließlich Nichtbefolgen der Herstelleranweisungen in der Bedienungsanleitung oder b) Installation oder Verwendung des Produktes in unzulässiger Weise gemäß den technischen oder sicherheitsrelevanten Standards, die zum Zeitpunkt der Verwendung gültig sind.

RS Components haftet nicht für Verbindlichkeiten oder Schäden jedweder Art (ob auf Fahrsichtigkeit von RS Components zurückzuführen oder nicht), die sich aus der Nutzung irgendwelcher der in den technischen Veröffentlichungen von RS enthaltenen Informationen ergeben.



Código RS.

240-7920

### Descripción

La tarjeta controladora RSSM2 está diseñada para controlar un motor de velocidad gradual en modo monopolar (con o sin resistencias forzadas conectadas entre los elementos comunes del motor y +V. Utilizando las conexiones lógicas se puede seleccionar el modo completo, medio u onda, así como la dirección y la velocidad del reloj externo. (La velocidad también se puede obtener de un reloj ajustable incorporado). Una función de habilitación e inhabilitación de entrada permite implementar diversas opciones de control de marcha/paro. El motor de velocidad gradual debe tener cuatro fases y cinco, seis u ocho hilos.

La tarjeta RSSM2 tiene dos bloques de terminales y un potenciómetro de ajuste. El primer bloque se destina a la conexión del motor y de las fuentes de alimentación; el segundo se utiliza para conexión de la lógica. El potenciómetro de ajuste regula la velocidad del reloj de la tarjeta. Las entradas y salidas de lógica son generalmente TTL5V y CMOS (12 voltios máximo) compatibles y disponen de varias resistencias serie, elevadoras o reductoras (consulte las tablas). Las salidas de fase son MOSFET de drenaje abierto (fuente para 0 VM) con un diodo rápido entre el drenaje y +VM.

### Bloque de conectores uno

0VM 0V de motor (conectado internamente a 0VL)

+VM +V de motor, 9-40VCC plana \*\*\*#

PHA Fase A de bobinado de motor (hasta 2 amperios) #

PHB Fase B de bobinado de motor #

PHC Fase C de bobinado de motor #

PHD Fase D de bobinado de motor #

+VL +V de lógica/control, 9-24VCC\*

0VL 0V de lógica (conectado internamente a 0VM)

### Bloque de conectores dos

CKI Entrada de frecuencia de paso, 0-2000Hz (o medios pasos si está seleccionado).

CKO Salida, 20-600Hz aproximadamente, (regulado por el potenciómetro de ajuste de la tarjeta).

DIS Entrada, 'CKI' activada cuando está baja.

WAV Entrada, motor de velocidad gradual en modo onda cuando está alta.

DIR Intrada, dirección del moto (a la derecha cuando está baja).

H/F Entrada, selección de paso medio o de paso completo. Paso completo cuando está baja (también 'WAV' = baja).

ENB Entrada, 'CKI' activada cuando está alta.

+5V Salida, +5V hasta 20mA con la resistencia 180R de la tarjeta en serie (se puede utilizar para enlazar entradas altas).

### Notas

\* Puede ser la misma fuente de alimentación. (Los voltios del motor serán de 9-24Vcc máximo.)

\*\* El condensador de 470µF de la tarjeta es correcto para el aplanado de motores de baja intensidad.

# La tensión de descarga máxima del motor son +55 voltios de pico.

Entradas Las tensiones de señal se referencian como 'OVL' <1,5V = LOW > 3,5V = HIGH Max., entrada = 12VCC y Min., entrada = -0,6V

'ENB' se pone alta. El resto de las entradas se establecen en bajas si se dejan sin conectar. Impedancia de entrada aproximada de 10K) 'CKI' opera en el borde ascendente.

Salidas 'CKO' 0-5 Voltios onda cuadrada mediante la resistencia de 1K en serie.

'+5V' 5 voltios mediante la resistencia 180R.

PHA-PHD Orientación de fase. La dirección, etc. puede variar según los motores.

### Potencia

20mA la lógica +VL (más +5V salida)

Hasta 4 amperios motor +VM (dos bobinados de accionamiento)

(2 amperios por bobinado).

### Secuencia de medio paso\*

	PHA	PHC	PHB	PHD
1	ON	ON	OFF	OFF
2	OFF	ON	OFF	OFF
3	OFF	ON	ON	OFF
4	OFF	OFF	ON	OFF
5	OFF	OFF	ON	ON
6	OFF	OFF	OFF	ON
7	ON	OFF	OFF	ON
8	ON	OFF	OFF	OFF

### Secuencia de paso completo\*\*

	PHA	PHC	PHB	PHD
1	ON	ON	OFF	OFF
2	OFF	ON	ON	OFF
3	OFF	OFF	ON	ON
4	ON	OFF	OFF	ON

\*La secuencia de paso se invierte al cambiar 'DIR'

### Secuencia de paso de onda\*

	PHA	PHC	PHB	PHD
1	ON	OFF	OFF	OFF
2	OFF	OFF	ON	OFF
3	OFF	ON	OFF	OFF
4	ON	OFF	OFF	ON

\*La secuencia de paso se invierte al cambiar 'DIR'



## CKI, Habilitar y mostrar

CKI	ENB	DIS	
X	L	X	SIN EFECTO
X	X	H	SIN EFECTO
	H*	L*	SIN EFECTO
	H*	L*	PASO SIGUIENTE

## Selección de secuencia de paso

DIR	ONDA	H/F	
X	L*	H*	MEDIO
X	L*	L*	COMPLETO
X	H	X	ONDA
H	X	X	IZQUIERDA
L*	X	X	DERECHA

\* = 0 conectada

H = lógica alta

L = lógica baja

X = indiferente

## Conexión de uso de motor

Para aplicaciones de velocidad baja, el motor se puede conectar sencillamente entre los terminales de fase y +VM de la RSSM2 y después conectar la tensión correcta del motor (consultar la placa de características o los datos del fabricante) a los terminales +VM y 0VM. Se pueden utilizar de esta forma los motores con una corriente nominal de bobinado de hasta 2 amperios. Hay que tener en cuenta que un motor de velocidad gradual que funcione con la máxima corriente nominal se puede calentar mucho y necesita enfriarse. Tenga en cuenta que los diferentes fabricantes de motores dan las especificaciones de diversas formas distintas. Para obtener el mejor rendimiento, la fuente de alimentación del motor debería ser lo más plana posible (rectificación de onda completa). Se recomienda un condensador electrolítico grande con baja ESR.

Para aplicaciones con velocidades más elevadas se pueden añadir resistencias forzadas y componentes de descarga de bobinado. Las resistencias forzadas permiten utilizar más tensión en el motor. Esta tensión aparece (principalmente) a través del motor al inicio de cada paso 'venciendo' la inductancia del motor y 'forzando' la corriente hasta el bobinado. Los componentes de descarga restringen la corriente del bobinado al final del paso. Hay que tener en cuenta varios puntos. En primer lugar se necesita una fuente de alimentación de mayor tamaño. En segundo lugar, el tamaño y potencia de la resistencia forzada y los componentes de descarga. Podría ser conveniente utilizar un motor mayor funcionando a menos de la potencia total, ya que de esta forma la inductancia del bobinado inferior ayudará a la velocidad del paso. Esto no es un 'desperdicio', ya que en muchas aplicaciones para obtener el par de funcionamiento requerido, el par de mantenimiento será muy grande. (Además, el motor funcionando a menos velocidad no se calentará tanto.) Cuando utilice componentes de descarga de bobinado (situados entre el suministro de alimentación del motor, +V y +VM en la RSSM2) la tensión en +VM o en PHA-D no debe exceder en ningún momento de +55V de pico, con referencia a 0VM.

Para obtener más información, consulte las notas de aplicación del distribuidor y del motor. Los fabricantes también disponen de diversos ejemplos de trabajo disponibles. A continuación figura un cálculo básico de la resistencia forzada.

## Resistencia forzada para utilizar con un motor de velocidad gradual y accionamiento monopolar

1. Valor de la resistencia forzada (RF). Desde la ley de Ohm

$$RF = (V/IM) - RM \text{ (Ohmios)}$$

RM = resistencia del bobinado del motor. (véase abajo)

2. Valor de la resistencia forzada.

$$W = IM \times (V - VM) \text{ (vatios)}$$

3. VM = Valor de la tensión del motor (consulte la placa de características).

IM = Valor de la corriente del motor (consulte la placa de características).

$$\text{Por lo tanto } RM = VM/IM$$

## Ejemplo:

$$IM = 200mA \text{ (placa de características)}$$

$$= 0,2Amp$$

$$VM = 12 \text{ (placa de características)}$$

$$\text{Por lo tanto } RM = 12/0,2 = 60R$$

$$V \text{ (suministro de alimentación)} = 24 \text{ Voltios (por ejemplo)}$$

$$\text{Por lo tanto } RF = 24/0,2 - 60 = 60R$$

$$\text{Valor de } RF = 0,2 \times (24-12)$$

$$= 2,4 \text{ vatios}$$

Por lo tanto, utilice 2,5 vatios (¡que se calentará mucho!) o más. Resistencia de 4 vatios en 68R (valor siguiente más alto preferido)

## Rango de temperatura

5-35°C (>1 amperio por bobinado). 5-65°C (<1 amperio por bobinado).

## Tamaño

61mm x 46mm x 15mm de altura

**ADVERTENCIAS:** Desconecte la fuente de alimentación antes de conectar o desconectar cualquier bobinado, circuitería, motor, etc. a la tarjeta RSSM2. **DESCONECTAR EL MOTOR CUANDO HAY ALIMENTACIÓN, DESTRUIRÁ LA RSSM2.** La RSSM2 se calentará cuando haya conectadas corrientes altas en el motor. Los bobinados del motor pueden generar alta tensión.

## Garantía

El fabricante garantiza que este producto no tiene defectos de materiales ni de mano de obra durante un año después de la compra original. Durante este periodo de garantía, el fabricante reparará de forma gratuita piezas o mano de obra, o sustituirá (según crea conveniente) este producto o sus piezas defectuosas teniendo en cuenta las condiciones siguientes:

1. El cliente no alterará, adaptará, cambiará ni ajustará de ninguna forma este producto, a excepción de lo indicado en este manual.
2. Esta garantía no cubre:
  - i) El mantenimiento o el cambio de piezas debido al desgaste natural.
  - ii) El servicio en las instalaciones del cliente o el transporte hasta el distribuidor.
  - iii) Los daños sufridos por este producto como consecuencia de a) abuso o mal uso por parte del cliente, incluido no respetar las instrucciones del fabricante del manual del usuario, o b) la instalación o uso del producto de manera negligente o en discrepancia con las normas técnicas o de seguridad vigentes.

RS Components no será responsable de ningún daño o responsabilidad de cualquier naturaleza (cualesquiera que fuese su causa y tanto si hubiese mediado negligencia de RS Components como si no) que pudiese derivar del uso de cualquier información incluida en la documentación técnica de RS.