

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE

GRADO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y
AUTOMÁTICA INDUSTRIAL



"DESARROLLO DE UN EFECTOR FINAL
PARA ROBOTS DE REHABILITACIÓN
CON SENSOR DE FUERZA PRENSIL"

TRABAJO FIN DE GRADO

Abril -2026

AUTOR: Iván Bernal Ripoll

DIRECTOR/ES: Andrea Blanco Ivorra

David Martínez Pascual

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quisiera agradecer a mi familia por creer en mí y apoyarme durante todo este proceso, no solo en la universidad si no en toda mi vida académica, sin duda no lo habría logrado sin ellos. También a mis amigos más cercanos con los que he compartido mi vida y han sido mi forma de escape.

Me gustaría agradecer también a todos mis compañeros de clase con los que he compartido esta experiencia, haciendo que esta etapa haya sido más amena y divertida.

A mis tutores David y Andrea y al resto del equipo RAI por estar para cuando hacía falta y hacer que este TFG haya sido una experiencia increíble, gracias a todos de corazón.

A la memoria de mi abuelo.





RESUMEN

Hoy en día los ictus se posicionan como la principal causa de discapacidad en Europa, representando un importante problema para la salud pública. Aunque su incidencia es mayor en personas de edad avanzada, puede producirse también en población joven y adulta. De hecho, se ha observado que en los últimos años ha aumentado un 25% los casos de ictus en personas de entre 20 y 64 años, y según en Plan Europeo de Acción para el ictus 2018-2030, esta cifra seguirá aumentando.

Una de las secuelas que produce el ictus es la hemiplejía o hemiparesia, es decir, dejar de sentir o de poder mover partes del cuerpo. Los robots de rehabilitación juegan un papel fundamental en la recuperación del movimiento de las extremidades de los pacientes que han sufrido esta enfermedad. El presente TFG pretende desarrollar un efector final que se pueda incluir en los robots de rehabilitación de extremidades superiores para poder hacer una medición de la fuerza prensil del paciente.

Se ha realizado un diseño ergonómico y funcional, que se basa en unas galgas colocadas dentro del efector las cuales dan una medida de la fuerza prensil que ejerce el paciente. Estos datos serán procesados y monitorizados para observar los resultados obtenidos y confirmar que se cumple con los objetivos asignados.

Los resultados obtenidos en las pruebas de sensibilidad y resistencia indican que el efector final cumple la función para la que ha sido diseñado, y que por tanto podría incluirse en futuras aplicaciones en distintos robots de rehabilitación, pudiendo ser una parte fundamental de la recuperación de los pacientes. Se ha conseguido una gran sensibilidad de medida, así como una conversión directa a los kilos de fuerza que se ejerce, siendo útiles estos datos para conocer la mejora de los pacientes en cuanto a su fuerza prensil. También se ha conseguido que el efector sea robusto y resistente.



ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS.....	1
RESUMEN.....	3
ÍNDICE.....	5
ÍNDICE DE FIGURAS	7
1. INTRODUCCIÓN.....	9
1.1. ANTECEDENTES	10
1.2. OBJETIVOS.....	14
2. MATERIALES Y METODOS.....	16
2.1. PLATAFORMA ROBÓTICA DE REHABILITACIÓN	16
2.2. ELECTRÓNICA	19
2.2.1. PUENTE DE WHEATSTONE	21
2.2.2. AMPLIFICADOR HX711	26
2.2.3. MICROCONTROLADOR SEEED XIAO-nFR52840	27
2.3. REDISEÑO DEL EFECTOR FINAL	29
2.3.1. BASE DEL EFECTOR	31
2.3.2. GATILLO	33
2.3.3. NERVIO DE ALUMINIO	36
2.3.4. GALGAS	39
2.4. RECOGIDA DE DATOS.....	42
2.4.1. SEEED XIAO nRF52840 SENSE.....	42
2.4.2. ORDENADOR	43
3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	46
3.1. CALIBRACION DEL SISTEMA EN BANCO DE PRUEBAS	49
3.2. EVALUACIÓN EXPERIMENTAL DEL SISTEMA	54
4. CONCLUSIONES.....	57
5. TRABAJOS FUTUROS.....	58
BIBLIOGRAFÍA	59



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Tipos de robot de rehabilitación [10].	11
Figura 2: Inmotion Arm y Hand 60[11].	12
Figura 3: Inmotion Hand en detalle [11].	12
Figura 4: Robot Amadeo [12].	13
Figura 5: Robot Rubidium.	14
Figura 6: Robot Rubidium en la actualidad [7].	16
Figura 7: Primera versión del efector final, en forma de cilindro y esfera.	17
Figura 8: Segunda versión del efector final, gatillo con final de carrera.	19
Figura 9: Diagrama de la electrónica del proyecto.	20
Figura 10: Esquema de los componentes electrónicos utilizados.	20
Figura 11: Esquema del cableado de la electrónica.	21
Figura 12: Puente de Wheatstone con 1 galga.	22
Figura 13: Puente de Wheatstone con 2 galgas.	23
Figura 14: Puente de Wheatstone con 4 galgas.	24
Figura 15: Puente de Wheatstone, parte de arriba.	25
Figura 16: HX711 y conexionado.	26
Figura 17: Diagrama de bloques de la placa HX711 junto con conexión a célula de carga. [14]	27
Figura 18: Representación de IO de la Sseed Studio Xiao-nFR52840 Sense.	28
Figura 19: Microcontrolador Sseed Studio Xiao-nFR52840 Sense, foto real.	28
Figura 20: Partes del efector final y medidas.	30
Figura 21: Base, pieza inferior.	31
Figura 22: Base, pieza superior.	32
Figura 23: Nervio montado en la base.	33
Figura 24: Gatillo parte trasera.	34
Figura 25: Gatillo con nervio, parte delantera.	34
Figura 26: Deformación del efector aumentada.	35
Figura 27: Nervio de aluminio.	36
Figura 28: Magnitud y posición de la fuerza aplicada para la simulación.	37
Figura 29: Análisis desplazamiento Inventor.	38
Figura 30: Galga.	39
Figura 31: Representación de una célula de carga.	40
Figura 32: Representación de una célula de carga flexionada.	40
Figura 33: Ubicación de galgas en el nervio de aluminio.	41
Figura 34: Descripción del flujo de datos en la medida.	42
Figura 35: Estructura de los datos recogidos en Visual Studio Code.	45
Figura 36: Piezas de impresión 3D del modelo.	46
Figura 37: Nervio de aluminio mecanizado.	47
Figura 38: Puente de Wheatstone montado.	48
Figura 39: Modelo de efector final montado.	48
Figura 40: Banco de pruebas para pesos.	49
Figura 41: Banco de pruebas para la recta de calibración montado.	50
Figura 42: Representación gráfica de la medida de calibración obtenida con la pesa de 1950g.	51
Figura 43: Gráfica de la recta de calibración en un solo día.	52

Figura 44: Gráfica de la recta de calibración final.	53
Figura 45: Representación gráfica de la medida de un usuario.	55
Figura 46: Gráfica de fuerzas máximas.	56



1. INTRODUCCIÓN

La palabra ictus ha sido conocida siempre como apoplejía, una palabra griega que significa pérdida repentina de la capacidad de moverse o de sentir. Se trata de una enfermedad cerebrovascular, un síndrome clínico que se desarrolla rápidamente y hace referencia a aquellos pacientes que han tenido una hemorragia, embolia o una trombosis cerebral.

Las guías de la práctica clínica (GPC) recomiendan que la rehabilitación comience en la fase aguda del ictus, tan pronto como se haya establecido el diagnóstico y se haya asegurado el control vital de paciente. La rehabilitación permite conseguir una recuperación mayoritaria de las alteraciones que han sido afectadas y, enseñar compensaciones para así aumentar la autonomía y su participación social. Se ha demostrado que, cuando el tratamiento se empieza durante la primera semana, el grado de discapacidad es menor y la calidad de vida aumenta en comparación con los pacientes que la inician más tarde [1].

Hoy en día, la rehabilitación es la única forma de volver a restablecer la comunicación neurológica afectada, siendo de gran importancia que sea lo más intensiva y con la mayor frecuencia posible [2]. Aquí es donde los robots de rehabilitación toman una gran importancia, ya que gracias a estos dispositivos los pacientes pueden acceder a una rehabilitación continuada y adaptativa, ofreciendo soporte al personal clínico y favoreciendo una correcta evaluación del paciente [3]. Además, estos dispositivos están programados con juegos interactivos, lo cual ayuda en gran medida a que el paciente no pierda el interés o sienta aburrida la rehabilitación. [4].

Entre un 70% y un 85% de los ictus afectan a los brazos y manos, y persiste incluso entre los 3 y 6 meses posteriores, reduciendo la independencia [5]. Rehabilitar estas extremidades es fundamental para mejorar la calidad de vida de los pacientes, mejorando así la capacidad de desarrollar actividades de la vida cotidiana [6].

Muchos robots se centran en la rehabilitación activa del brazo, teniendo la capacidad de adquirir y monitorear los movimientos del paciente, así como de asistirlo en aquellos en los que tenga dificultades, como por ejemplo el robot Rubidium [7], visible en la Figura

5. Existen también algunos dispositivos orientados a la mano que se enfocan principalmente en asistir y monitorizar la movilidad, como el Inmotion Hand [8], visible en la Figura 3. Este robot está especializado en la rehabilitación del movimiento prensil, detectando la fuerza y asistiendo en el movimiento. Sin embargo, son escasos los sistemas que integran la rehabilitación del brazo con una evaluación específica de la fuerza prensil de la mano. Por este motivo, la motivación de este Trabajo de Fin de Grado (TFG) se centra en el desarrollo de un efector final capaz de medir de forma cuantitativa la fuerza prensil del paciente en un robot de rehabilitación de miembro superior, proporcionando así una herramienta que permita cuantificar los avances en la recuperación de la fuerza de la mano.

1.1. ANTECEDENTES

Desde 1990 se comenzó a usar robots en tareas de rehabilitación de pacientes, sobre todo en cuanto a la movilidad reducida adquirida. El empleo de los robots en terapias de rehabilitación dio paso a una nueva rama de la medicina, la terapia robótica, que consiste en el uso de estos dispositivos en el proceso de rehabilitación física y neurológica. Este tipo de robot está diseñado para asistir y complementar la terapia convencional realizada por fisioterapeutas u otros profesionales de la salud, con el objetivo de recuperar o mejorar las habilidades motoras, funcionales y cognitivas [9].

Los robots de rehabilitación pueden clasificarse según su tipo y morfología en robots de efector final y exoesqueletos, visibles en la Figura 1. En los robots de efector final, la interacción con el usuario se realiza a través de un único punto situado en el extremo del dispositivo, llamado efector final. En cambio, los exoesqueletos son estructuras que imitan la anatomía humana y asisten cada parte por separado, siendo coincidentes los ejes del robot con las articulaciones del paciente. Los robots de efector final destacan por su mayor sencillez, menor coste y mayor adaptación a distintos pacientes, por ello su uso está más extendido.

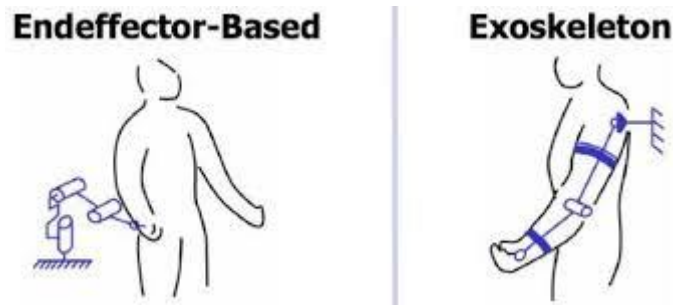


Figura 1: Tipos de robot de rehabilitación [10].

En la mayoría de los robots de rehabilitación de extremidades superiores, enfocados principalmente en el brazo, el efector final se limita a servir como punto de unión entre el robot y el paciente, sin ofrecer funcionalidades extra.

Existen robots que incluyen la rehabilitación de brazo y mano, tales como el robot InMotion, en su variante Arm y en su variante Hand. La primera variante fue una de las primeras en incorporar un sistema de detección de intención a los pacientes, el cual ayuda al paciente a realizar el movimiento que quiere hacer. La segunda variante es un módulo para el InMotion Arm el cual está diseñado para detectar el movimiento prensil de mano y la fuerza del paciente.



Figura 2: Inmotion Arm y Hand 60[11].

En la Figura 2 se puede ver el robot completo, en la Figura 3 se aprecia el Inmotion Hand en detalle, donde se puede apreciar que el robot está diseñado para que el paciente cierre la mano y el dispositivo detecte la intención del usuario de cerrar su mano.



Figura 3: Inmotion Hand en detalle [11].

Otro robot dedicado a la rehabilitación de la mano es el AMADEO, visible en la Figura 4, dedicado a medir individualmente el rango de movimiento de cada dedo en el sistema. Este robot en concreto puede medir la fuerza individual de cada dedo como función adicional.



Figura 4: Robot Amadeo [12].

Tras un examen de los modelos existentes, se ha concluido que existen pocos robots capaces de medir la fuerza prensil de la mano, y muchos de ellos están únicamente especializados en la rehabilitación de esta extremidad. Es por ello por lo que la motivación del presente Trabajo de Fin de Grado es combinar ambas cosas y dotar a un robot especializado en la rehabilitación de brazo la capacidad de medir la fuerza prensil. De esta forma se ofrece una rehabilitación más completa y la capacidad de medir la mejoría del paciente aumentando las capacidades de rehabilitación.

El Rubidium, Figura 5, es un robot de rehabilitación de brazo de tipo efector final, desarrollado por la spinoff iDRhA de la Universidad Miguel Hernández (UMH) [13], permite su integración con juegos serios que fomentan la motivación y entretenimiento durante la terapia. Este sistema es portátil y se puede instalar en la casa del paciente, siendo posible su seguimiento de forma remota por profesionales. Actualmente cuenta con un efector final intercambiable que permite adaptarse a distintas afecciones de la mano, pero no es capaz de medir la fuerza prensil del usuario. Surge entonces la propuesta de este Trabajo Fin de Grado, que pretende diseñar un efector final que pueda anclarse al Rubidium y que permita medir de forma objetiva la recuperación de la fuerza prensil del paciente.



Figura 5: Robot Rubidium.

1.2. OBJETIVOS

Este Trabajo de Fin de Grado surge con el objetivo de desarrollar un efector final sensorizado para el robot desarrollado por la spin-off iDRhA [13], Rubidium, aportando gran cantidad de datos relevantes desde el punto de vista clínico, como por ejemplo la diferencia de la fuerza prensil en diferentes posiciones del brazo. Este efector también aportará una nueva cualidad a los juegos de rehabilitación, haciéndolos aún más interactivos y amigables con los pacientes.

A continuación, se exponen los objetivos específicos establecidos para el desarrollo del actual Trabajo de Fin de Grado.

- **Se plantea el diseño de un efector final sensorizado**, capaz de medir la fuerza prensil ejercida por la mano del paciente.
- **Se pretende poder evaluar la fuerza prensil**, no solo conocer la intención del usuario, si no ser capaces de darle una magnitud a la fuerza. Esto permite hacer

una evaluación del paciente mucho más avanzado y que proporcione datos objetivos acerca del nivel de esfuerzo realizado por el paciente.

- Al poder medir una magnitud, **se quiere poder pasar esta magnitud a unidades conocidas como los Newton**, para así poder tener una claridad sobre la fuerza que el paciente tiene.
- El efector deberá poder anclarse de forma sencilla al efector final del Rubidium, y que el **diseño del anclaje sea fácilmente modificable** para su uso en posibles futuros dispositivos.

Para la realización de estos objetivos se llevará a cabo trabajos orientados al desarrollo del sistema, tales como el diseño 3D en el software Autodesk Inventor, impresión 3D y mecanizado de las piezas necesarias, fabricación de un puente de Wheatstone y conexión de todo el circuito electrónico. En cuanto a programación se realizará un programa para la toma y análisis de los datos en lenguaje Python en el entorno de programación de Visual Studio Code.

2. MATERIALES Y METODOS

En este apartado se van a exponer los materiales utilizados para el diseño y fabricación del nuevo efector final para el dispositivo Rubidium, abarcando tanto el punto de vista mecánico como el electrónico y la adquisición de datos. También se va a exponer las pruebas realizadas con el prototipo que han servido para validar el diseño desarrollado.

2.1. PLATAFORMA ROBÓTICA DE REHABILITACIÓN

En la rehabilitación motora de personas con daño cerebral, comenzar la rehabilitación lo antes posible es muy importante para que el paciente logre a largo plazo una recuperación máxima, pero igual de importante es que ésta sea continuada y diaria, así como adaptable a la evolución de cada persona.

La plataforma robótica de rehabilitación Rubidium, visible en la Figura 6, se crea ante la necesidad de intensificar las terapias en los centros clínicos, así como abre la posibilidad de hacer terapia en casa, lo que facilita la iniciación temprana de la rehabilitación y la posibilidad de realizarla con mayor frecuencia.



Figura 6: Robot Rubidium en la actualidad [7].

Gracias a este robot el personal clínico tiene la capacidad de atender a más personas en una misma sesión de rehabilitación, ya que el robot se encarga del trabajo de repetición de movimientos que normalmente forma parte del trabajo del terapeuta. Esta se lleva a cabo gracias a juegos interactivos en los que el robot indica al paciente una serie de movimientos que favorece la movilidad. Al usar juegos la rehabilitación se hace mucho

más amena y mantiene la motivación del paciente, favoreciendo así su continuidad y aumentando la frecuencia.

Actualmente el robot consta de un paralelogramo articulado, con una arquitectura cinemática similar a la de un doble SCARA que permite un rango articular en forma de semicírculo de 840mm de diámetro. El dispositivo se conecta a un ordenador en el que se puede acceder a los distintos juegos de los que dispone el dispositivo.

El robot ha sido validado en numerosas pruebas experimentales con pacientes, actualmente se encuentra en fase de certificación, pero se trata de un dispositivo que se pretende mejorar añadiendo nuevas funcionalidades al diseño. Una de estas mejoras es la que se recoge en el presente Trabajo de Fin de Grado, que aportará al robot la capacidad de medir la fuerza prensil del usuario.

Este efector final ha tenido dos versiones previas. La primera, Figura 7, se trata de un cilindro macizo el cual servía para transmitir el movimiento del brazo del usuario al robot. Esta versión también cuenta con otro efector en forma de semiesfera que sirve para pacientes que cuentan con poca movilidad articular en la mano y no pueden agarrar el efector en forma de cilindro.



Figura 7: Primera versión del efector final, en forma de cilindro y esfera.

En lo referente a la interacción con los juegos, en esta primera versión no se tenía medición de fuerza prensil. La acción de agarrar objetos se llevaba a cabo por tiempo o por objetivo. Es decir, había que permanecer un tiempo determinado encima del objeto a agarrar o simplemente cuando se llegaba a él y se soltaba de la misma manera.

Se desarrolló una segunda versión incorporando un gatillo que al apretarlo presiona un final de carrera utilizado para conocer la intención del usuario a agarrar objetos en los juegos. Ambas versiones son intercambiables por lo que el diseño efectuado deberá serlo también. Esto se verá más adelante en la sección correspondiente a la mecánica.

En la Figura 8 se puede visualizar la segunda versión. En ella se realizaba el agarre cuando el cursor estaba encima del objeto y el usuario presionaba el gatillo, se soltaba cuando se dejaba de presionar. Esta segunda versión es todo o nada, es decir, solo se puede detectar que se ha presionado el efector, no se puede darle una magnitud. Además, el muelle que crea la resistencia a ser presionado en el gatillo es el mismo para todos los pacientes por lo que no es ajustable a su espasticidad. En el nuevo efector se busca medir la fuerza prensil de la mano, dándole una magnitud, lo que permitirá hacer controles basados en la fuerza máxima que es capaz de hacer el paciente además de tener una medida continua. Esto no solo permitirá desarrollar nuevos modos de juego sino también llevar a cabo una evaluación de la capacidad funcional de la mano del paciente, la cual el Rubidium no dispone actualmente. Esto aportará también indicadores objetivos y comparables a lo largo del tiempo.



Figura 8: Segunda versión del efector final, gatillo con final de carrera.

2.2. ELECTRÓNICA

Esta sección describe la electrónica desarrollada en este proyecto. Se presentarán los diferentes elementos utilizados, entre los que se incluyen sensores, circuitería de acondicionamiento de la señal y procesador. Esta electrónica será la encargada de adquirir y acondicionar la señal proporcionada por una galga extensiométrica utilizada para medir la fuerza aplicada en el efector.

En la Figura 9 se muestra un diagrama de bloques en el que se indica el diagrama de la arquitectura del sistema de medida de la fuerza en el nuevo efector final propuesto, desde que se realiza la fuerza en el efector final hasta que se reciben esos datos en el ordenador, pasando por su medición, su adecuación y su envío. En la Figura 10 se puede observar

cada uno de los componentes implicados en el diagrama de flujo anterior, los cuales se describen en detalle en las siguientes secciones.

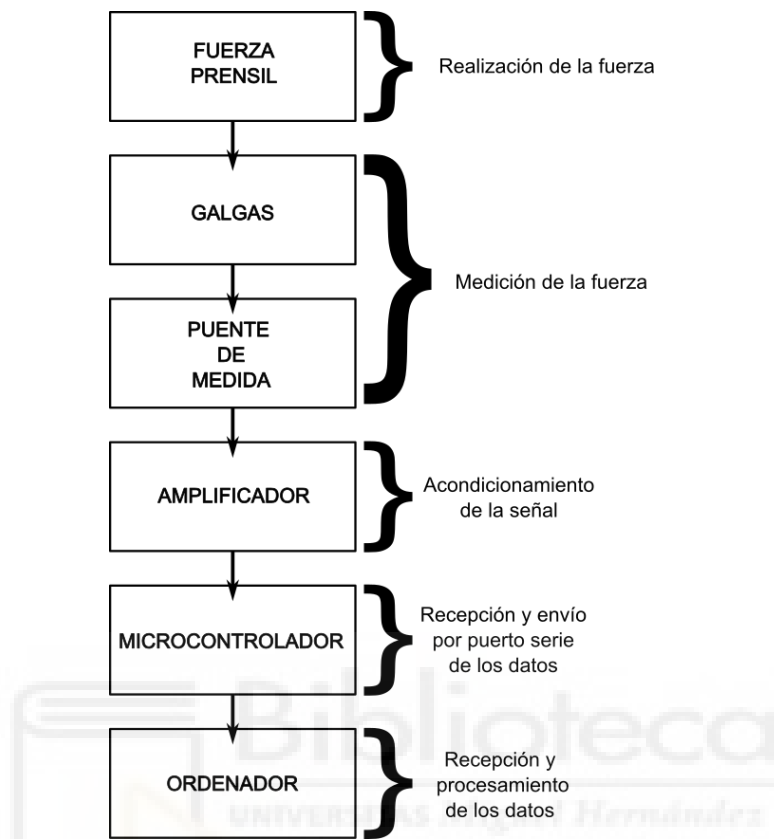


Figura 9: Diagrama de la electrónica del proyecto.

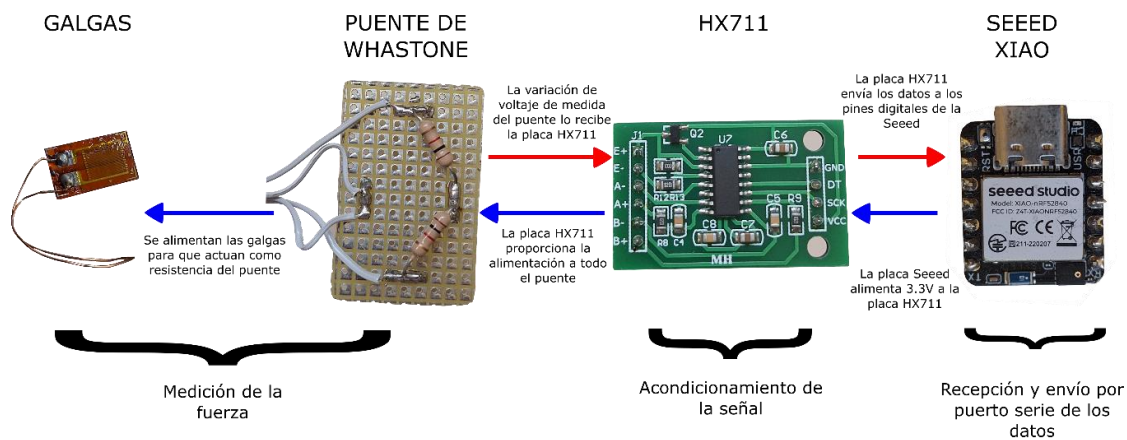


Figura 10: Esquema de los componentes electrónicos utilizados.

En la Figura 11 se indica el esquema de conexión física que se ha llevado a cabo entre los distintos componentes, incluyendo alimentación y envío de datos.

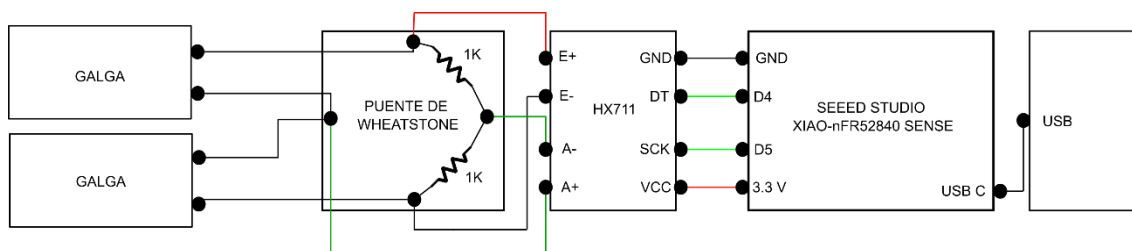


Figura 11: Esquema del cableado de la electrónica.

2.2.1. PUENTE DE WHEATSTONE

El puente de Wheatstone es la base para la medida de la deformación. Estos puentes pueden servir para determinar el valor absoluto de una resistencia mediante la comparación con otra conocida. En este caso se va a utilizar para determinar los cambios relativos en la resistencia de las galgas.

Los puentes de Wheatstone son ampliamente utilizados para medir las pequeñas variaciones de tensión que proceden de sensores, como por ejemplo las galgas. Existen tres tipos de puentes para conectar galgas en función de la necesidad que se tenga en cuanto a sensibilidad y a corrección de interferencias.

El puente de la Figura 12 se utiliza cuando solo se instala una galga en una viga empotrada en un extremo. La galga se coloca en el centro de la pieza con el objetivo de registrar el estiramiento del material. Este tipo es muy útil para hacer pruebas o prototipos por la sencillez y el bajo coste, pero como desventaja se tiene una baja sensibilidad y ausencia de compensación de temperatura y ruido.

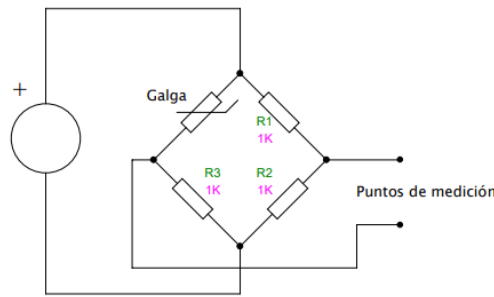


Figura 12: Puente de Wheatstone con 1 galga.

$$V_{out} = \frac{V_{in}}{4} k \quad (1)$$

En la ecuación 1, V_{out} es el voltaje que se va a obtener de salida, V_{in} el voltaje de alimentación y k el factor de galga, que significa la deformación que se produce en ella. Se puede ver cómo la sensibilidad del puente está dividida entre cuatro, lo que supone una pérdida importante de información.

$$V_{out} = V_{in} \left(\frac{R_0(1 + k\varepsilon + \alpha\Delta T)}{R_0(1 + k\varepsilon + \alpha\Delta T) + R_f} - \frac{1}{2} \right) \quad (2)$$

En cuanto a las compensaciones, en la ecuación 2, R es la resistencia final de la galga, R_0 la resistencia de esta en reposo, $k\varepsilon$ supone la deformación y $\alpha\Delta T$ es la variación por temperatura. Como en el puente solo se dispone de una galga, estas variaciones van a suponer directamente en la medida una variación como se puede observar en la ecuación 2, en la cual aparece la variación de la resistencia de la galga respecto de la temperatura.

Para corregir las variaciones de temperatura y el ruido se añade una galga más en serie con la otra, como se puede ver en la Figura 13, manteniendo las otras dos resistencias de valor constante. Este puente además de corregir variaciones también logra mucha más

sensibilidad que con una sola galga, pero el montaje es más complejo y costoso. No se logra la linealidad máxima, pero es suficiente para el caso del efector desarrollado.

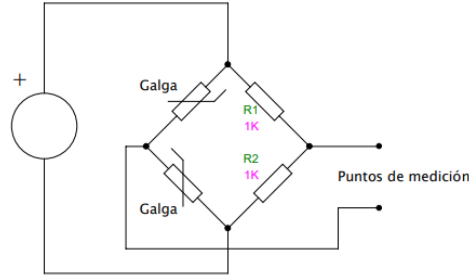


Figura 13: Puente de Wheatstone con 2 galgas.

$$V_{out} = V_{in} \left(\frac{R_0(1 + k\varepsilon_2 + \alpha\Delta T)}{R_f + R_0(1 + k\varepsilon_2 + \alpha\Delta T)} - \frac{R_0(1 + k\varepsilon_1 + \alpha\Delta T)}{R_f + R_0(1 + k\varepsilon_1 + \alpha\Delta T)} \right) \quad (3)$$

Si se linealiza la ecuación anterior suponiendo la misma temperatura en las dos galgas:

$$V_{out} \approx \frac{V_{in}}{2} k (\varepsilon_2 - \varepsilon_1) \quad (4)$$

En la ecuación 4 se puede apreciar que, en este puente con dos galgas, la sensibilidad está dividida entre dos, lo que supone que no se tiene todavía la sensibilidad máxima pero ya se ha conseguido el doble que en el puente de una sola galga.

En la ecuación 4 se aprecia que al linealizar la ecuación desaparece el factor de la temperatura por lo que se puede decir que el efecto de esta ha desaparecido, gracias a que como la temperatura afecta igual a ambas galgas, esto no va a producir un cambio en la medida entre galgas. Lo que si puede producir es un offset en la medida, es decir, que si

aumenta la temperatura el punto 0 variará, pero para el caso de este trabajo de Fin de Grado no es una variación tan grande como para suponer un problema.

En la Figura 14 se puede apreciar el puente más completo de todos con la máxima sensibilidad, la mejor compensación de temperatura y reducción de ruido y mayor linealidad. Como desventaja es el más caro y complejo de montar, ya que si el pegado de las galgas no es correcto habrá errores significativos en la lectura.

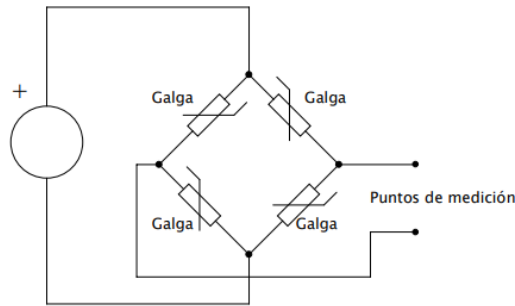


Figura 14: Puente de Wheatstone con 4 galgas.

$$V_{out} = V_{in} \left(\frac{\frac{R_0(1 + k\varepsilon_4 + \alpha\Delta T)}{R_0(1 + k\varepsilon_4 + \alpha\Delta T) + R_0(1 + k\varepsilon_3 + \alpha\Delta T)}}{\frac{R_0(1 + k\varepsilon_1 + \alpha\Delta T)}{R_0(1 + k\varepsilon_1 + \alpha\Delta T) + R_0(1 + k\varepsilon_2 + \alpha\Delta T)}} - \right) \quad (5)$$

Si se linealiza la ecuación 5 suponiendo la misma temperatura en todas las resistencias:

$$V_{out} \approx \frac{V_{in}}{4} (2k\varepsilon + 2k\varepsilon) = V_{in}k\varepsilon \quad (6)$$

Una vez linealizada la ecuación se puede apreciar como en este caso la sensibilidad es máxima, pues ya no aparece ninguna división y la sensibilidad es directamente

proporcional al voltaje de entrada al puente. También se puede apreciar que desaparece el efecto de la temperatura como en el caso del puente con dos galgas, pero además este puente también compensa el offset, ya que al aumentar la temperatura el punto 0 de medida aumentará proporcionalmente en ambos lados del puente, corrigiendo así este efecto.

En el caso de emplear una única galga, esta opción resulta poco adecuada, ya que no proporciona la sensibilidad necesaria y, además, es especialmente susceptible a las variaciones de temperatura. Por otro lado, la configuración de cuatro galgas requeriría su colocación en las cuatro caras del nervio de aluminio, algo inviable dado que el nervio tiene un grosor de tan solo 4 mm y, además, la colocación de estas debería ser muy precisa para un correcto funcionamiento. Por este motivo, la configuración más apropiada para esta aplicación es la de dos galgas (medio puente), puesto que ofrece una sensibilidad suficiente y, al mismo tiempo, compensa los efectos de la temperatura, el puente montado se puede observar en la Figura 15.

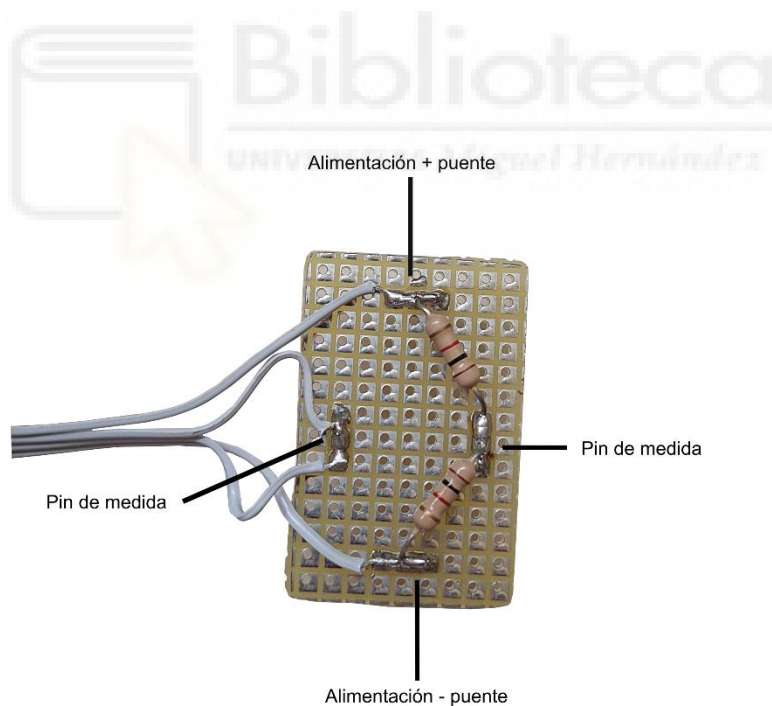


Figura 15: Puente de Wheatstone, parte de arriba.

2.2.2. AMPLIFICADOR HX711

Este módulo está diseñado para la medida y acondicionamiento de celdas de carga con una interfaz de comunicación serie síncrona específica para facilitar la integración de la medida de la célula de carga con cualquier microcontrolador, utilizado en sistemas de medición automatizada, procesos industriales o industria médica. Internamente posee la electrónica de acondicionamiento y conversión A/D y está específicamente diseñado para la medición de puentes de Wheatstone. Esta placa, internamente, contiene un amplificador de instrumentación, un tipo de amplificador diseñado para aumentar señales diferenciales muy pequeñas provenientes de sensores, rechazando al mismo tiempo el ruido y las interferencias.

La Figura 17 muestra un diagrama de bloques de la placa HX711 junto con el esquema de conexión típico para una célula de carga. Como se puede observar la célula de carga se conecta a la alimentación que proporciona la propia placa, y a su vez se conectan a los pines de medida en los nodos que no tienen alimentación. El primer bloque interno de la placa es un multiplexor, utilizado para los casos en que se quieran colocar dos células de carga. Esta señal pasa por un amplificador de ganancia variable y posteriormente a un conversor analógico-digital que transforma la señal en una palabra de 24bits. El último bloque se encarga de mandar esta señal digital mediante los pines DOUT y PD_SCK a la CPU, en nuestro caso una placa SEED Xiao-nFR52840 Sense.

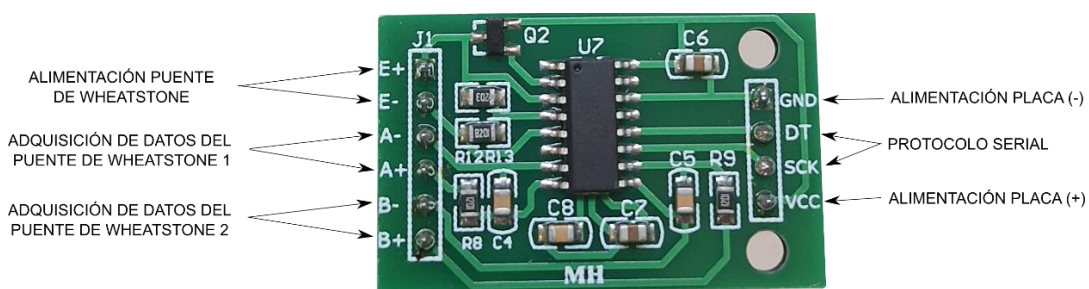


Figura 16: HX711 y conexionado.

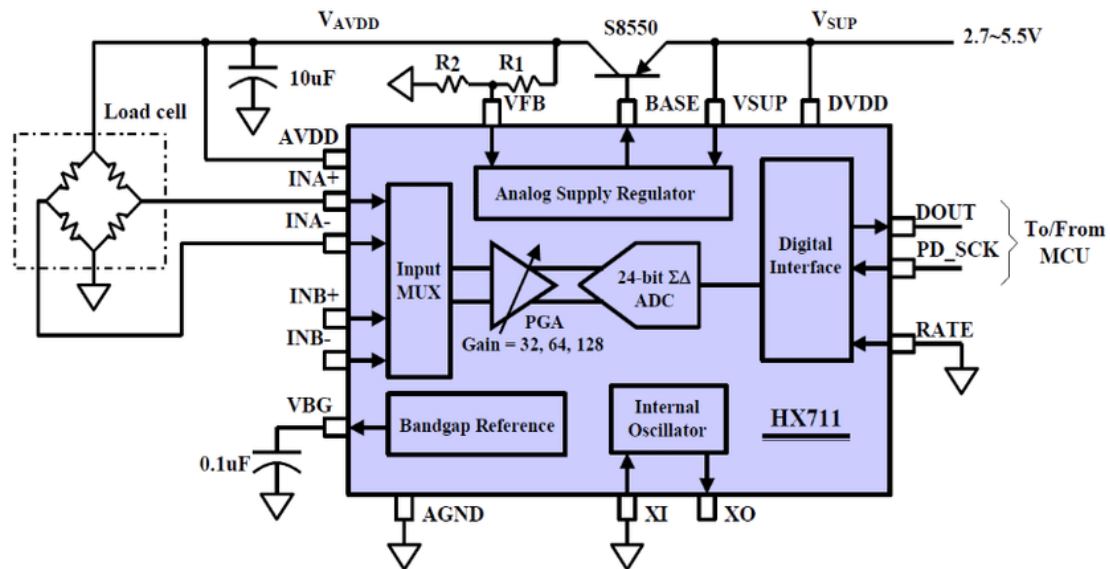


Figura 17: Diagrama de bloques de la placa HX711 junto con conexión a célula de carga. [14]

2.2.3. MICROCONTROLADOR SEEED XIAO-nFR52840

El microcontrolador que va a utilizarse es el Seeed Studio Xiao-nFR52840 Sense, la cual es una placa de desarrollo. Como puede verse en la Figura 18 y Figura 19 cuenta con un microcontrolador integrado junto a los elementos para su programación y operación, incluyendo memoria integrada, gestión de la alimentación con pines a 3.3V y a 5V para cargar baterías, micrófono, leds indicativos, interfaces de comunicación digital (SPI, UART), entradas y salidas analógicas y digitales (5 analógicas y 10 digitales). Dispone de conectividad inalámbrica Bluetooth y conector USB C para alimentar, programar y comunicarse con ella, una UART en los pines TX y RX y pines de comunicación síncrona propia de la placa. (DT y SCK) Estas características permiten una integración sencilla con sensores, actuadores o módulos externos.

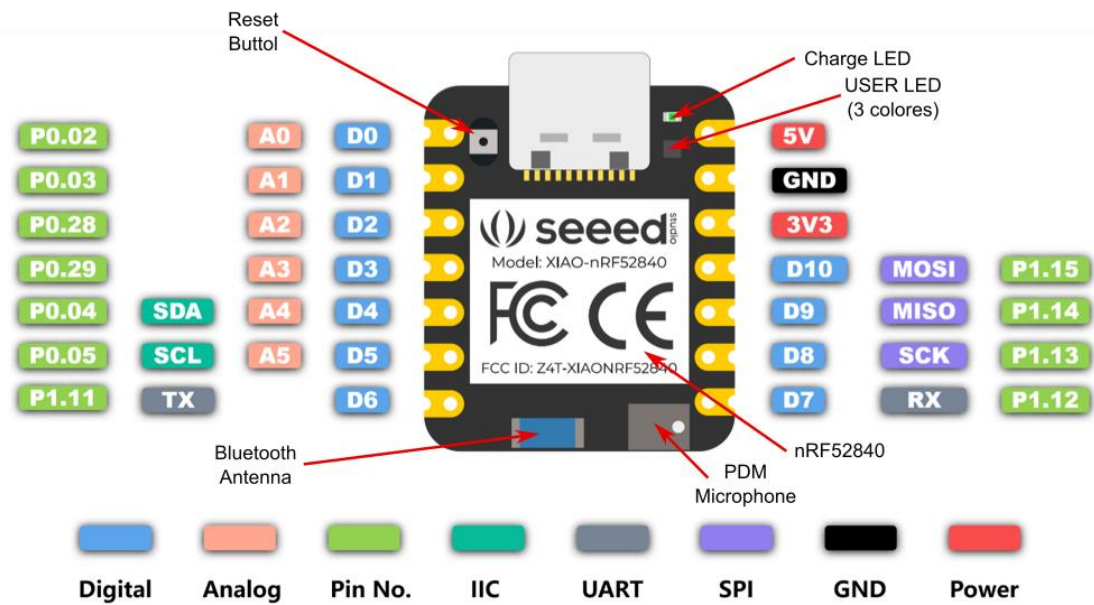


Figura 18: Representación de IO de la SaaS Studio Xiao-nRF52840 Sense.



Figura 19: Microcontrolador SaaS Studio Xiao-nRF52840 Sense, foto real.

En cuanto a la conexión entre la placa SaaS Studio Xiao-nRF52840 Sense y el módulo HX711, como se puede apreciar en la Figura 11, se han utilizado los siguientes pines:

- 3.3V: alimentación del módulo HX711.
- 0V: alimentación del módulo HX711.
- DT (Data Out): pin de datos digitales, encargado de recibir los datos desde la placa HX711.

- SCK (Serial Clock): pin utilizado para sincronizar la lectura de datos desde el conversor HX711.

Esta placa actúa como elemento central de procesamiento del sistema. Una vez recibe los datos digitalizados procedentes del módulo HX711, la placa se encarga de interpretarlos y realizar las operaciones necesarias para su posterior transmisión. Gracias a su interfaz de comunicación USB, se pueden enviar los datos por el puerto serie al ordenador.

La programación de la placa se realiza mediante el entorno de desarrollo Arduino IDE, lo que permite aprovechar la amplia compatibilidad y facilidad de la plataforma. Para la integración del proyecto a la placa se tienen en cuenta algunos cambios en el lenguaje de programación y se incluyen las librerías específicas de la placa SEEED Xiao-nFR52840 Sense para poder gestionarla correctamente. Además, la placa cuenta con capacidades de depuración (debug), lo que permite monitorizar el funcionamiento del código en tiempo real, detectar errores y verificar la correcta ejecución de los programas, facilitando la identificación de los errores.

2.3. REDISEÑO DEL EFECTOR FINAL

Esta sección se va a dedicar a la descripción de la mecánica que implementa el efector final, donde se detallará el proceso de diseño desde su fase conceptual hasta la fabricación del prototipo final. En la Figura 20 se muestra una sección del diseño con sus diferentes partes numeradas.

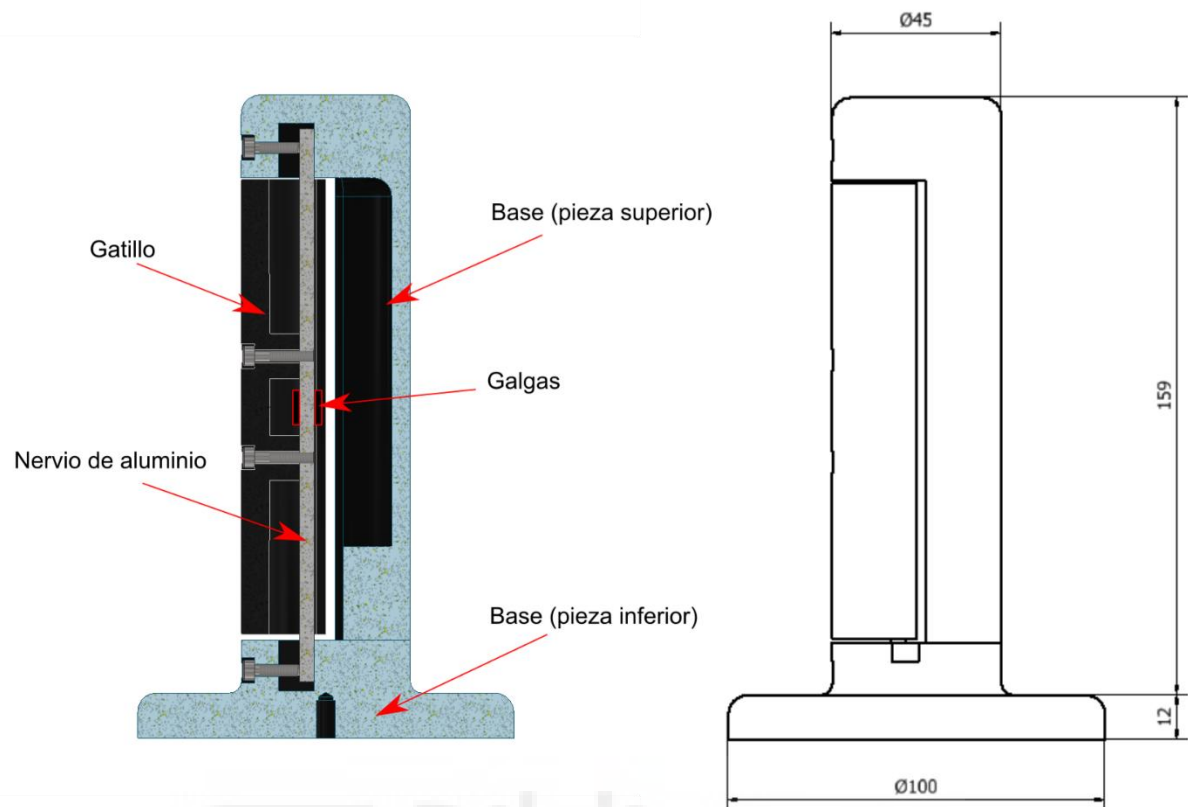


Figura 20: Partes del efector final y medidas.

- Base del efector, sobre el cual se montan el resto de los componentes, es la pieza que se ancla físicamente al robot.
- Gatillo: es la pieza que sirve como móvil de la fuerza del paciente hasta el nervio de aluminio.
- Nervio de aluminio: aporta la rigidez al sistema y es sobre la cual se va a medir la deformación producida, es el punto de unión entre el gatillo y el resto del efector.
- Galgas: dispositivo de medición de deformación que se emplea para calcular la fuerza aplicada sobre el gatillo. Están localizadas en el nervio de aluminio.

2.3.1. BASE DEL EFECTOR

Esta pieza es la base de todo el efector, se trata de una pieza circular la cual contiene los tornillos que sirven de sujeción con el robot en sí. En nuestro diseño esta pieza es un ensamblaje de dos partes, una que se ancla al robot y un cilindro para que el usuario apoye la parte palmar de su mano.

La base circular, pieza de la Figura 21 es la que contiene la sujeción con el robot, así como los alojamientos para los tornillos que sujetan el cilindro. También contiene el hueco rectangular junto con el tornillo prisionero que va a sujetar el nervio de aluminio en la parte baja. Contiene una ranura que permite la salida de los cables desde el interior. Esta solución es temporal, ya que en el futuro los cables irán por el interior del robot y esta ranura no será necesaria. Esta pieza sería la única que habría que modificar para adaptarla a otro robot, ya que es la que permite fijar el efector final al robot Rubidium.

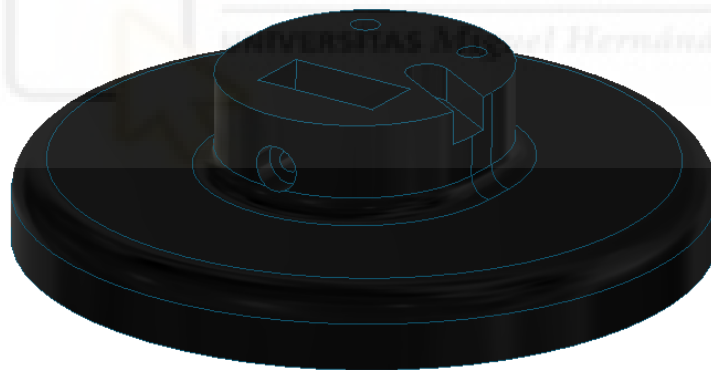


Figura 21: Base, pieza inferior.

La segunda pieza, que se muestra en la Figura 22, se encuentra separada de forma que el montaje de ambas haga que el nervio de aluminio quede encapsulado entre los dos huecos rectangulares, uno en la base y otro en esta pieza.

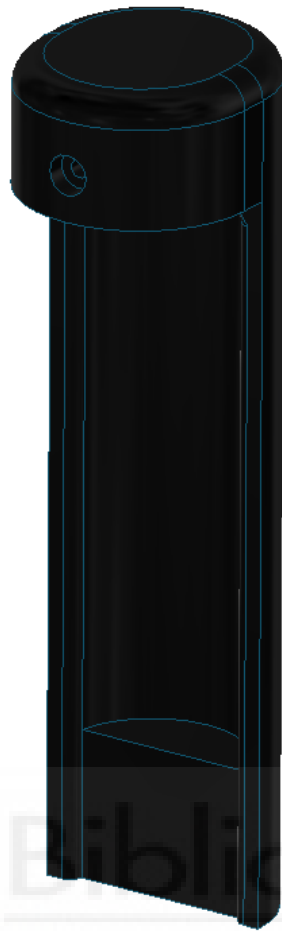


Figura 22: Base, pieza superior.

Como se observa en la Figura 23, la pieza superior se atornilla a la pieza inferior con el nervio insertado en las ranuras de cada una, de esta forma queda encapsulado en el efector. Unos tornillos que funcionan a modo de pisón sostienen el nervio en su posición.

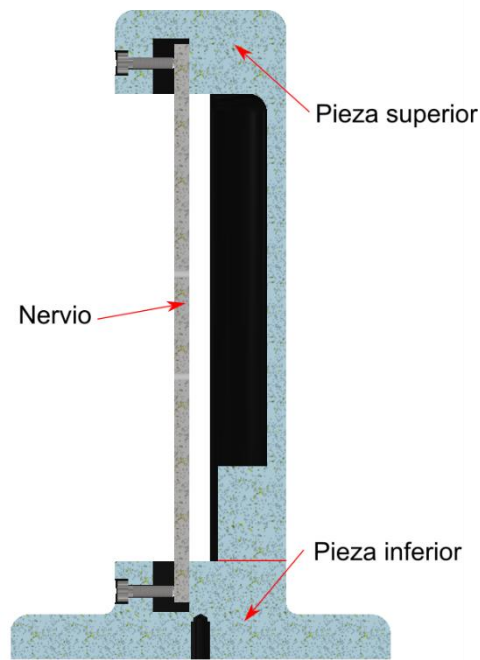


Figura 23: Nervio montado en la base.

Para en un futuro contener la electrónica en el interior del efector, esta pieza está diseñada de forma que sea robusta pero que tenga hueco en el interior. Es la pieza que aporta la forma circular junto con el gatillo. Está atornillada a la pieza inferior de la base mediante dos tornillos por la parte inferior.

2.3.2. GATILLO

Esta pieza es la que se encarga de transmitir la fuerza que ejerce el paciente al nervio de aluminio para que este se deforme y así medir esta deformación con las galgas. La pieza sigue la forma de la pieza interior, un semicírculo, siendo ambas el cilindro completo. Para ejercer la fuerza en el nervio, consta de dos zonas cuadradas, que se pueden observar en la Figura 24, que son donde se atornilla al nervio, las cuales son las únicas que hacen contacto con él, para así permitir la deformación.

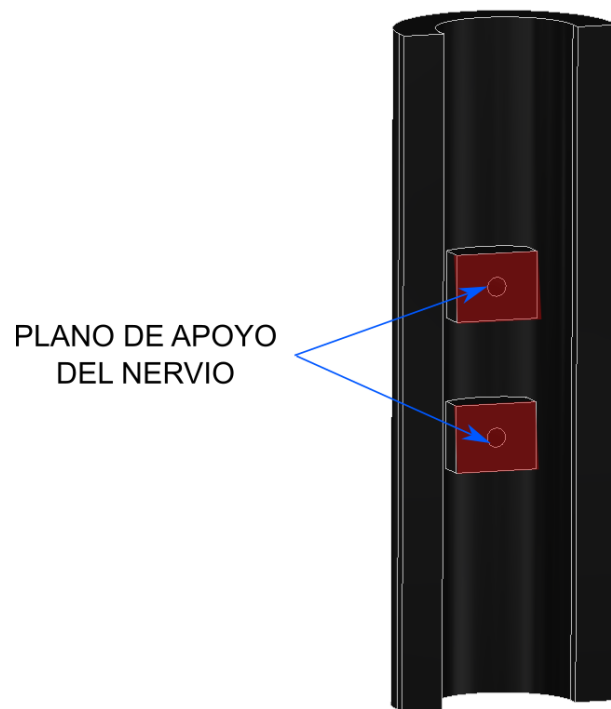


Figura 24: Gatillo parte trasera.

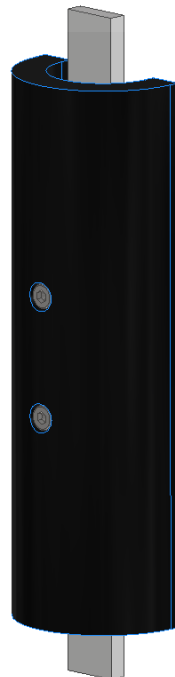


Figura 25: Gatillo con nervio, parte delantera.

Es fundamental para el correcto funcionamiento ya que es el transmisor de todo el efecto al dispositivo de medida, en este caso el nervio de aluminio junto a las galgas. El diseño permite colocar las galgas en el centro del nervio donde la medida de la fuerza va a ser mayor.

En la

Figura 26 la deformación esta aumentada para que se vea claramente que efecto se consigue y el gatillo translucido para ver cómo afecta al nervio. Como se ha mencionado anteriormente el gatillo apoya en el nervio mediante los dos tornillos centrales y el plano cuadrado.

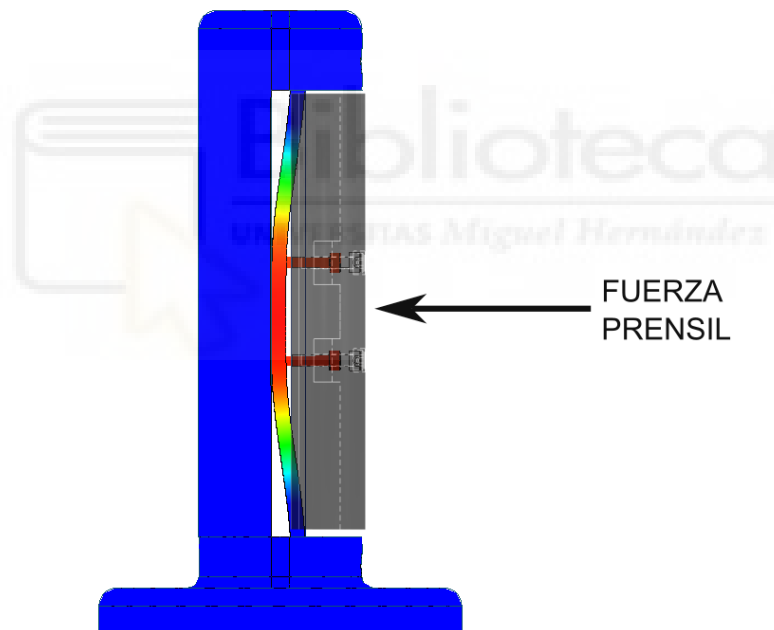


Figura 26: Deformación del efector aumentada.

2.3.3. NERVIO DE ALUMINIO

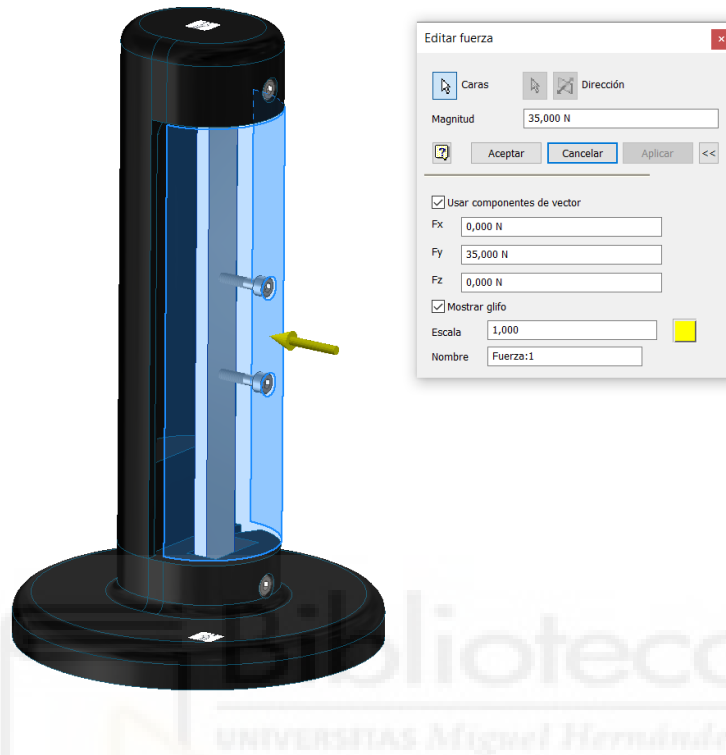
El nervio de aluminio, visible en la Figura 27 se utiliza como componente principal para la medición de la fuerza mediante su deformación, medida con las galgas instaladas sobre él. La elección de este material se debe a que debe ser resistente para que el sistema tenga consistencia pero que se pueda deformar, ya que sin esta deformación sería imposible medir la fuerza que se aplica sobre él.



Figura 27: Nervio de aluminio.

Para establecer un tamaño y grosor correcto se ha hecho varias simulaciones con el software Inventor de Autodesk. Las dimensiones del nervio de aluminio vienen determinadas por las dimensiones del efector final en el que se integra. Dado que el efector es un cilindro de 40 mm de diámetro y una altura total de 170 mm, el espacio disponible en el interior condiciona el tamaño del nervio, que tiene unas dimensiones de 146 mm de longitud, 13 mm de ancho y 4 mm de espesor. El ancho y la longitud se han definido en función del hueco disponible en el interior del efector, mientras que el espesor

se ha determinado a partir de los resultados obtenidos en la simulación mostrada en la Figura 28:



Se trata de un análisis del efector final, en el que cada pieza tiene asociado el material del que está hecho, impresión 3D o aluminio. Se ha realizado un montaje asociando limitaciones conforme al ensamblaje del efector para que la simulación sea lo más fiel a la realidad posible. Para fijar el componente se ha restringido mediante las siguientes limitaciones:

- Limitación por caras coincidentes del nervio junto con los huecos que tiene la base en los que el tornillo prisionero fija el nervio.
- Limitación por caras coincidentes entre la cara del gatillo que es coincidente con el nervio y el propio nervio de aluminio.
- Fijación de la pieza superior de la base con la pieza inferior.
- Fijación de posición de las dos piezas anteriores.

La fuerza utilizada es una fuerza distribuida en la cara del gatillo con dirección al plano del nervio de aluminio. Este análisis permite ver el comportamiento del efector al aplicar una fuerza que simula la fuerza prensil lo que permite determinar la deformación de la galga y la rigidez del nervio. De este modo, se puede seleccionar un ancho adecuado del nervio de aluminio que permita medir correctamente la fuerza sin que el efector sufra deformaciones excesivas. Además, se puede ver en qué lugar del nervio habrá mayor deformación que será el lugar seleccionado para el pegado de las galgas.

La fuerza realizada en la simulación es de 35N, esta fuerza parte de que una persona realizando un apriete normal realiza unos 70N. Como esa fuerza se reparte entre la parte trasera del efector que es la base y la parte delantera que es el gatillo, queda que el gatillo sufre 35N. La fuerza en la parte superior de la base no se ha representado ya que la base se ha fijado y no tiene ninguna consecuencia. En la Figura 29 se puede apreciar que la deformación producida por la fuerza en la cara del gatillo en dirección perpendicular al nervio produce una deformación de 0.6 mm. Según los parámetros de las galgas y la longitud del nervio, la deformación mínima detectable es de 0.00042 mm, por lo que esta deformación será fácilmente detectable.

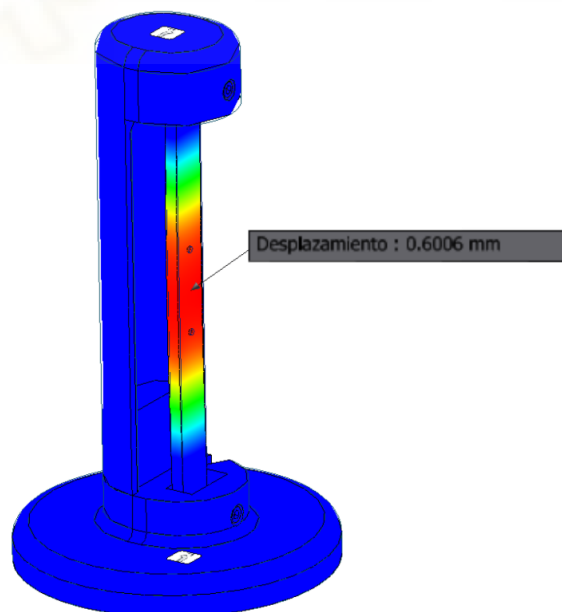


Figura 29: Análisis desplazamiento Inventor.

2.3.4. GALGAS

Este componente es la base de este Trabajo de Fin de Grado, se puede visualizar en la Figura 30. Se ha utilizado unas galgas para poder medir la deformación que sufre el nervio de aluminio explicado anteriormente para de esta forma conocer cuál es la fuerza que el paciente está ejerciendo. La posición de estas ha sido estudiada previamente, se expone más adelante.

Internamente se trata de hilos de cobre colocados en zigzag de forma que cuando se dobla la galga, estos se deforman, estirándose o comprimiéndose, dependiendo de su posición. De esta galga salen dos cables los cuales son la continuación del propio hilo de cobre interior, que valen para poder medir la resistencia que ejerce el cobre del interior.

El funcionamiento es simple, cuando se dobla la galga, lo que se está haciendo a pequeña escala es estirar o reducir el hilo de cobre que se encuentra en el interior, al estirarse o contraerse varía su longitud y grosor, esta variación supone un cambio en la resistencia de la galga. Este dato de resistencia indica cual es la deformación que está siendo producida en el nervio y mediante unas transformaciones y unos ajustes en la medida se puede conocer cuál es la fuerza a la que está siendo sometido.

Model	BFH350-3AA		
Size	Basal size	mm	7.2*4.1
	Wire grid size	mm	3.2*3.1
The basal material			Phenolic-epoxy
Sensitive to grid material			Imported constantan
Sensitive coefficient		mV/V	2.1 ± 1%
Transverse effect coefficient			0.40%
Lead materials (enameled wire)		mm	30 ± 2
Resistance	The nominal value of tolerance	Ω	350 ± 1Ω
	The average deviation	Ω	≤ 0.4Ω
The use of temperature			常温 (-30℃~60℃)
Sensitivity coefficient and dispersion			2.0 ± 1%
Heat output	The coefficient of heat output	um/m/℃	≤ 2
	Scores of average heat output	± um/m	≤ 30
Greenhouse insulation resistance		MΩ	10000
Greenhouse strain limit		um/m	20000
Mechanical lag		um/m	1.2

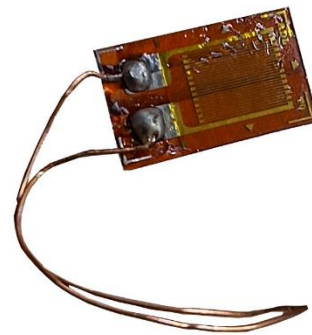


Figura 30: Galga.

La ubicación de las galgas es muy importante a la hora de hacer una medición correcta, ya que, si estas se ubican en un punto del nervio que no sufre ninguna deformación, estas no variarían su forma y no se conseguirá leer datos de fuerza prensil. La posición que se ha elegido es el centro del nervio de aluminio, ya que se considera que es el punto de mayor deformación.

Como se ha indicado anteriormente en la sección del puente de Wheatstone se va a utilizar el puente que contiene dos galgas y dos resistencias de valor conocido, la ubicación de las galgas en el nervio va a ser el centro de este, ya que como se ha indicado antes va a ser el punto que más sensibilidad produzca.

Para que el puente de Wheatstone funcione, las galgas tienen que variar su resistencia de forma inversa, es decir, cuando una aumenta de resistencia la otra debe reducirla con la mayor similitud posible. Para que esto ocurra, ambas galgas deben estar colocadas en el mismo punto del nervio, pero cada una a un lado de este. En la Figura 31 se indica como se deben colocar.

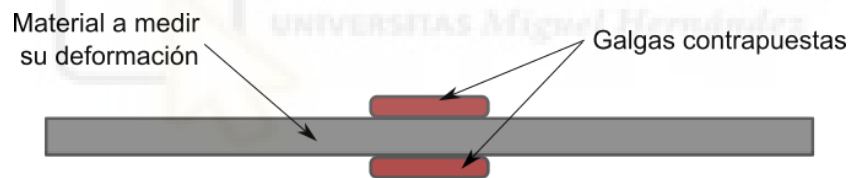


Figura 31: Representación de una célula de carga.

Cuando se produce una deformación en el nervio, el resultado es el siguiente:

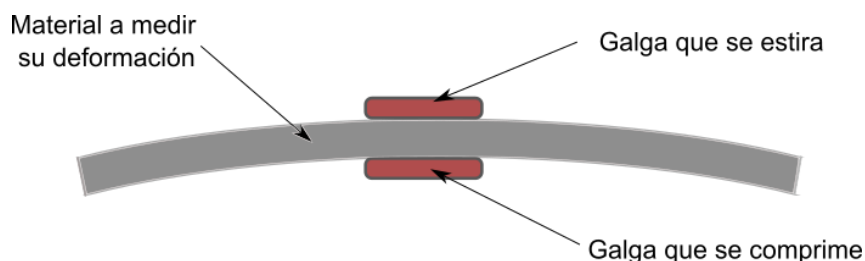


Figura 32: Representación de una célula de carga flexionada.

Como se puede observar en la Figura 32, al aplicar una fuerza en un lateral del nervio, la galga que se queda en el plano en que se ejerce la fuerza se comprime, reduciendo su resistencia y la galga opuesta se estira, aumentando la. De esta forma el puente de Wheatstone mide la diferencia de resistencia que se produce entre ambas y de esta forma se conoce la deformación que se está produciendo. En la Figura 33 se puede ver una foto real del nervio de aluminio con las galgas colocadas.

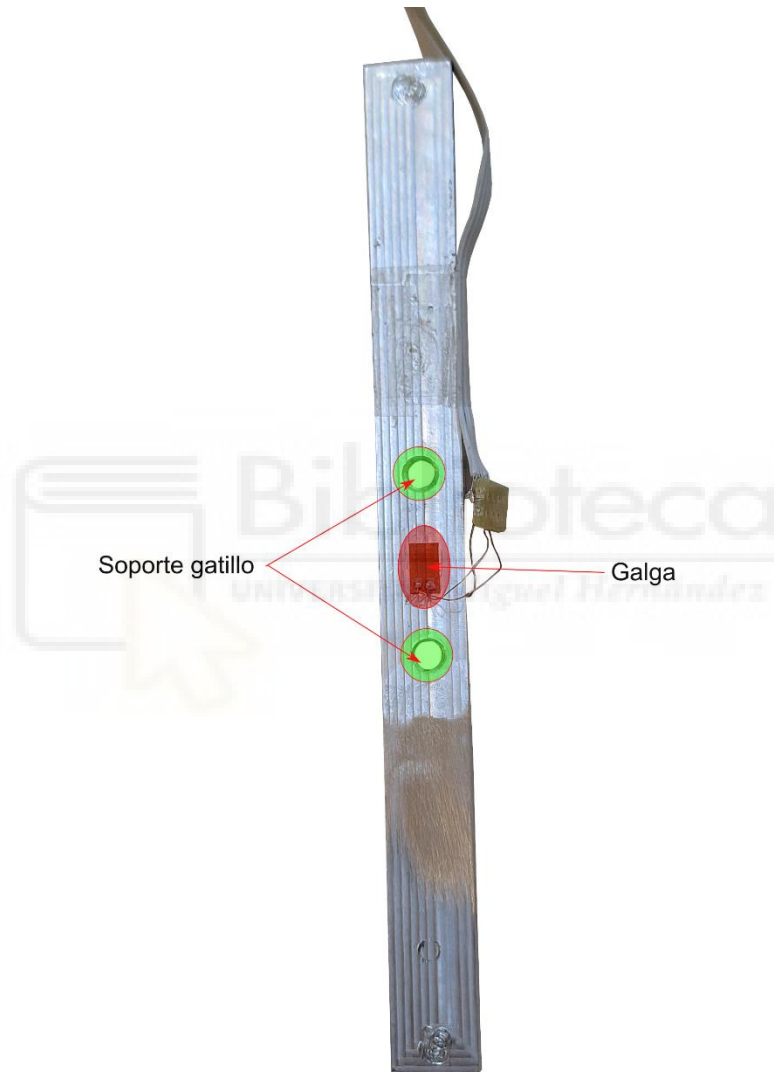


Figura 33: Ubicación de galgas en el nervio de aluminio.

2.4. RECOGIDA DE DATOS

Para la programación de la placa SEEED Xiao-nFR52840 Sense en Python se utiliza Arduino IDE, pero para la recogida de los datos se conecta la placa mediante USB al ordenador y mediante un programa escrito en Python se lee la medida de la galga por comunicación serie desde el HX711. El editor de texto utilizado para este programa es Visual Studio Code. Se podría realizar la lectura y procesamiento de la señal en el microprocesador, pero para un mayor control de los datos se ha decidido recibirlos y procesarlos en un ordenador. El código se ha desarrollado en Python, un lenguaje simple y de fácil lectura que facilita la implementación del programa. En la Figura 34 se observa un diagrama de flujo de los datos desde el seed hasta el ordenador.

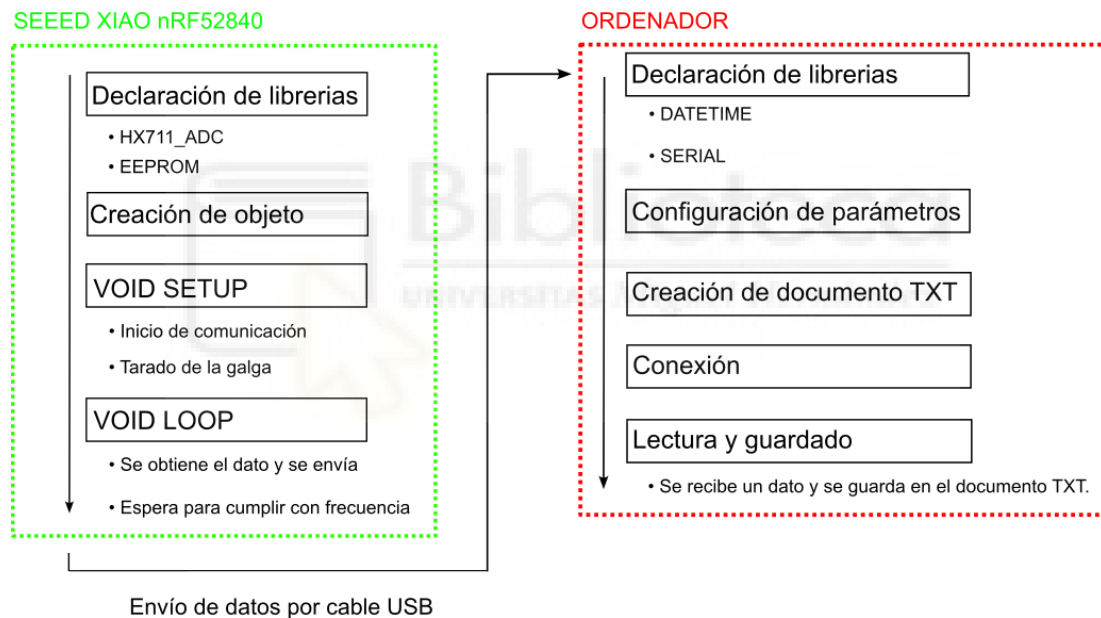


Figura 34: Descripción del flujo de datos en la medida.

2.4.1. SEEED XIAO nRF52840 SENSE

1. Declaración de librerías, las librerías necesarias son las siguientes:
 - a. HX711_ADC: esta librería es de uso especial para la placa HX711, que es la utilizada en esta aplicación. Se trata de una librería con la que se asignarán los pines de la placa a las entradas del microcontrolador, tiene

opción de calibración y permite la lectura de los datos del amplificador HX711.

- b. EEPROM: la función más destacada de esta librería es la de guardar datos, aunque se apague el microcontrolador. En este caso se van a utilizar otras funciones que son la de leer datos y escribirlos en una dirección específica, en este caso para enviarlos por el puerto COM.

2. Creación de objetos:

- a. HX711_ADC: este objeto que pertenece a la librería HX711_ADC representa la placa HX711 en el programa, es utilizado para leer los datos de medida de él y guardarlos en una variable. También se le asignan los pines DOUT y SCK correspondientes según el cableado realizado en el microcontrolador.

3. VOID SETUP

Se inicializan los valores de comunicación con el ordenador, como el baudrate, se inicia el objeto HX711, se establece el tiempo de espera para la primera lectura de dato y se establece el valor de calibración. Este dato ha permanecido fijo ya que su variación no aportaba una precisión mayor.

4. VOID LOOP

- a. Se inicializa una variable con el tiempo actual de programa, utilizado para poder controlar la frecuencia de envío de datos.
- b. Se lee el dato actual de la placa HX711 y se envía por puerto serie hacia el ordenador.
- c. Control de la frecuencia: se espera a que pase el tiempo correspondiente a la frecuencia establecida para reiniciar el bucle.

2.4.2 ORDENADOR

1. Declaración de librerías:

- a. DATETIME: esta librería sirve para trabajar con fechas y horas, utilizada para poder guardar los archivos con la fecha exacta en el nombre.

- b. SERIAL: esta librería sirve para comunicarse a través de puertos serie, permite abrir puerto de comunicación, enviar y recibir datos, configurar baudrate y cerrar la conexión.
- 2. Configuración de parámetros
 - a. Puerto: se configura el puerto COM al que se ha conectado el cable USB.
 - b. Baudrate: se establece el mismo baudrate que se había establecido en el microcontrolador Sseed.
 - c. Timeout: este parámetro establece la espera que va a hacer el programa hasta que reciba un dato, si este tiempo esperado es superior al que se ha establecido, se recibirá un dato vacío.
- 3. Creación del documento TXT

Se genera un archivo TXT en una carpeta creada para guardar los datos. Gracias a la librería Datetime se crea el archivo con la fecha exacta de ejecución del programa como nombre.
- 4. Conexión

Se establece conexión con los parámetros establecidos anteriormente.
- 5. Lectura y guardado

Una vez el puerto serie está abierto, se espera a recibir un dato, una vez recibido se pasa a su decodificación. El dato llega codificado en bytes, se decodifica y se transforma en un string. Se realiza también un cambio de “.” por “,” para el caso en que se quiera trabajar con los datos en una hoja de cálculo como Excel. Con el dato transformado y habiendo cambiado el signo de puntuación, se escribe ese dato en el documento TXT en una nueva línea.
- 6. Desconexión

Una vez se ha terminado la prueba de datos, se desconecta del puerto y guarda el archivo TXT en la ruta especificada en la que se ha creado. La finalización se lleva a cabo manualmente mediante una interrupción de teclado.

El formato en el que se guardan los datos en el TXT se puede observar en la Figura 35. Este formato permite trabajar más adelante tanto con hojas de cálculo tipo Excel como con scripts de Python.



3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Durante este Trabajo de Fin de Grado se han realizado distintas mediciones en la galga ubicada en el nervio para determinar su ecuación y el límite que puede alcanzar el sistema. A continuación, se analizarán los resultados y se interpretarán.

Para continuar con las pruebas se ha fabricado un modelo del efector final, Figura 36, creado para validar experimentalmente el diseño propuesto y comprobar su correcto funcionamiento. Para ello se ha impreso en 3D, en plástico PETG, el gatillo, la pieza inferior de la base y la pieza superior de la misma.



Figura 36: Piezas de impresión 3D del modelo.

El nervio de aluminio ha sido fabricado, con las especificaciones calculadas anteriormente de grosor y tamaño, mediante mecanizado CNC utilizando una máquina Stepcraft 840 propiedad del grupo RAI. Este proceso permite la fabricación de esta pieza

con las necesidades de grosor y tamaño necesarias para nuestro modelo. En la Figura 37 se puede apreciar la cara del nervio de aluminio que ha sido mecanizada.



Figura 37: Nervio de aluminio mecanizado.

La colocación de las galgas extensiométricas se ha realizado siguiendo un procedimiento específico de pegado que es lo más recomendable por los fabricantes. En primer lugar, la superficie de aluminio se ha limpiado cuidadosamente para eliminar restos de suciedad. A continuación, la galga se coloca en su posición final y se le adhiere sobre ella cinta adhesiva, para poder poner el pegamento debajo y que esta vuelva a la posición inicial. Una vez colocada la cinta se puede poner el pegamento en el nervio e ir pegando la galga desde un extremo hasta el otro evitando que queden burbujas debajo de ella. Es importante que la galga opuesta esté en idéntica posición que la primera para una correcta lectura.

En cuanto a la electrónica, el sistema se ha montado sobre una protoboard para facilitar las pruebas y modificaciones, el único elemento no comercial utilizado es el puente de Wheatstone. Para su fabricación se usó una placa de baquelita, a la que se le soldaron los cables que llegan de las galgas junto a las dos resistencias fijas y se soldó unos pines para

su posterior conexión, se puede observar en la Figura 38. El resto de conexionado se realizó mediante cables de Arduino.



Figura 38: Puente de Wheatstone montado.

El modelo fabricado se puede observar en la Figura 39:



Figura 39: Modelo de efector final montado.

Para realizar la primera prueba de calibración del sistema, se necesitaba que el nervio se colocara de forma horizontal para poder calcular la deformación respecto del peso

colocado en ella. Para ello se diseñó y fabricó un banco de pruebas, mostrado en la Figura 40, que simula la posición del nervio como una viga biempotrada, de la misma forma que va a trabajar en el efector. El diseño permite colocar pesos en su parte superior y así poder tener un control del peso colocado y el resultado obtenido.

El modelo del banco de pruebas finalizado es el siguiente:

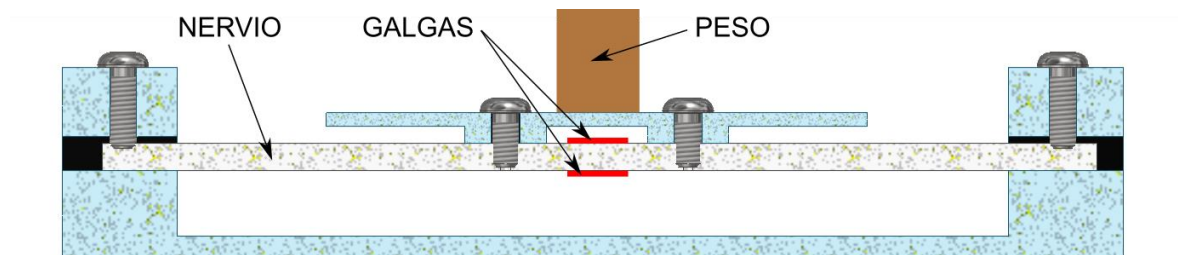


Figura 40: Banco de pruebas para pesos.

3.1. CALIBRACION DEL SISTEMA EN BANCO DE PRUEBAS

Mediante esta prueba se pretende obtener la ecuación de calibración del sistema de medida, con el fin de establecer una relación cuantitativa entre el valor recibido de la galga y el peso que este representa.

Para realizar esta prueba se diseñó y fabricó un banco de pruebas, mostrado en la Figura 41, que simula la posición del nervio de aluminio en el efector final, colocado de forma que se pueda colocar pesos en él. La posición del nervio es tal que se comporta como una viga biempotrada, por lo que los pesos se colocarán en el centro, en una plataforma que simula el gatillo para que la fuerza se transmita al nervio

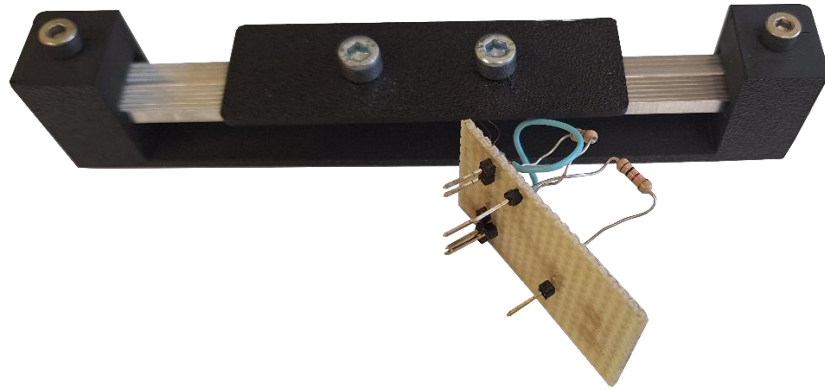


Figura 41: Banco de pruebas para la recta de calibración montado.

La prueba consiste en 30 segundos en los cuales los 10 primeros se dejaba libre (sin peso) para poder establecer un punto inicial de medida, ya que como se ha detallado anteriormente, el puente de Wheatstone de dos galgas no compensa el offset inicial por temperatura. Para poder compensarlo habría que haber colocado un potenciómetro para que, cada vez que se va a tomar una medida, variar la tensión diferencial de salida del puente para ponerla a 0 en vacío, pero estos valores no son tan grandes como para suponer un problema por lo que no se instala. En el segundo 10 se colocaba el peso correspondiente en el nervio y se dejaba durante los siguientes 20 segundos, hasta que la prueba terminaba. Así se repetía con distintos pesos, los cuales eran: 20, 50, 100, 200, 500, 600, 700, 1000, 1250, 1450, 1750, 1950, 2500 y 3000g. Hasta los 700g se ha realizado con pesas calibradas, a partir de ese peso se ha realizado con discos de gimnasio que no están calibrados junto con las pesas. Los altos pesos se utilizan para saber que la linealidad de la medida continúa siendo buena a altos pesos.

De esta forma se pudo partir de una medida sin perturbaciones y observar la rampa de subida (régimen transitorio) y la estabilización de la medida (régimen permanente) del sensor para cada peso. Dejando estos segundos al comenzar se asegura evitar vibraciones y cosas que puedan enturbiar la medida y se parte de un reposo total. Con el paso de las pruebas se vio que la diferencia entre el 0 y el valor en reposo era minúscula y que se podía deber a las condiciones de cada día, humedad, temperatura, ya que el puente de medida que se ha utilizado no compensa el offset inicial como se ha explicado anteriormente.

Los resultados de estas pruebas tenían este aspecto:



Figura 42: Representación gráfica de la medida de calibración obtenida con la pesa de 1950g.

Estas pruebas fueron realizadas en distintos días y a distintas horas del día, para tener en cuenta los cambios de medida de las galgas a diferentes niveles de temperatura y humedad. Para cada día se realizó una gráfica de calibración, calculando la interpolación lineal con los datos obtenidos de cada peso, es importante destacar que la recta que se busca debe ser lineal, ya que es necesario para poder trabajar con ella en un futuro.

Una vez se estabiliza la función, en el caso del ejemplo anterior, la desviación estándar es de 0.5563, teniendo en cuenta que el fondo de escala es de 297, esta desviación supone un 0.19% de variación, lo cual indica que la señal es muy estable y presenta un ruido prácticamente despreciable.

En la Figura 43 se puede observar los puntos verdes que representan la media de cada peso para un solo día, es decir, una única muestra de cada peso. En amarillo se representa la interpolación lineal realizada para obtener la ecuación de calibración.

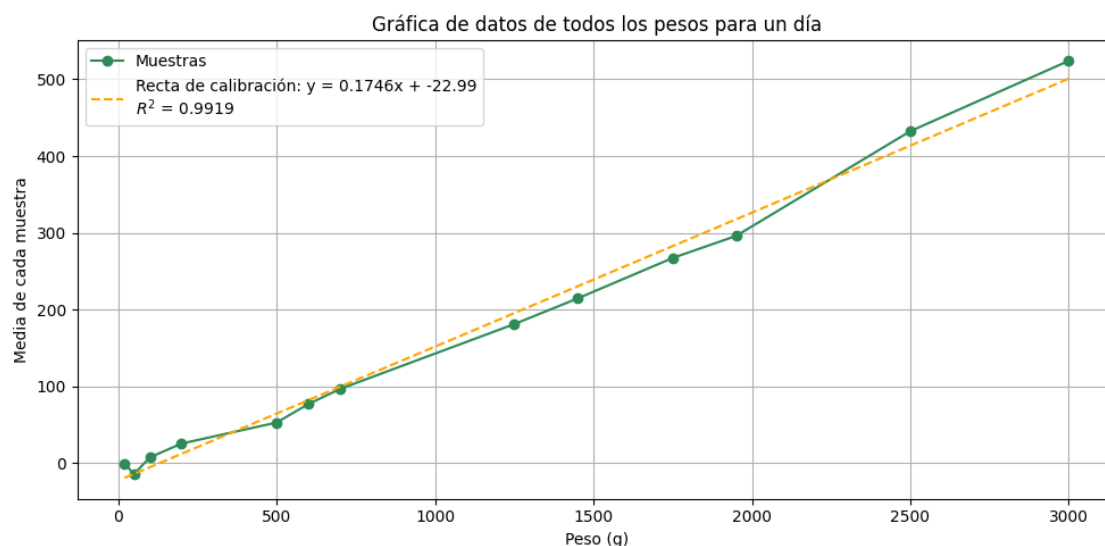


Figura 43: Gráfica de la recta de calibración en un solo día.

Una vez hecha la toma de datos diaria, se realiza un estudio conjunto en el que se tomaban todos y cada uno de ellos para crear una gráfica de los valores ponderados y crear así una línea del valor promedio de los datos.

En la Figura 44 se puede observar la recta de calibración, en la que la sensibilidad de las galgas puede asumirse lineal, lo cual es favorable para realizar una interpolación lineal y tomar medidas con precisión. Esta ecuación de linealización representa una relación lineal directa entre el peso y la medida de nuestro sensor. Dicho de otra manera, con esta ecuación se puede traducir las medidas del sensor a fuerza en unidades de Kg o Newton.

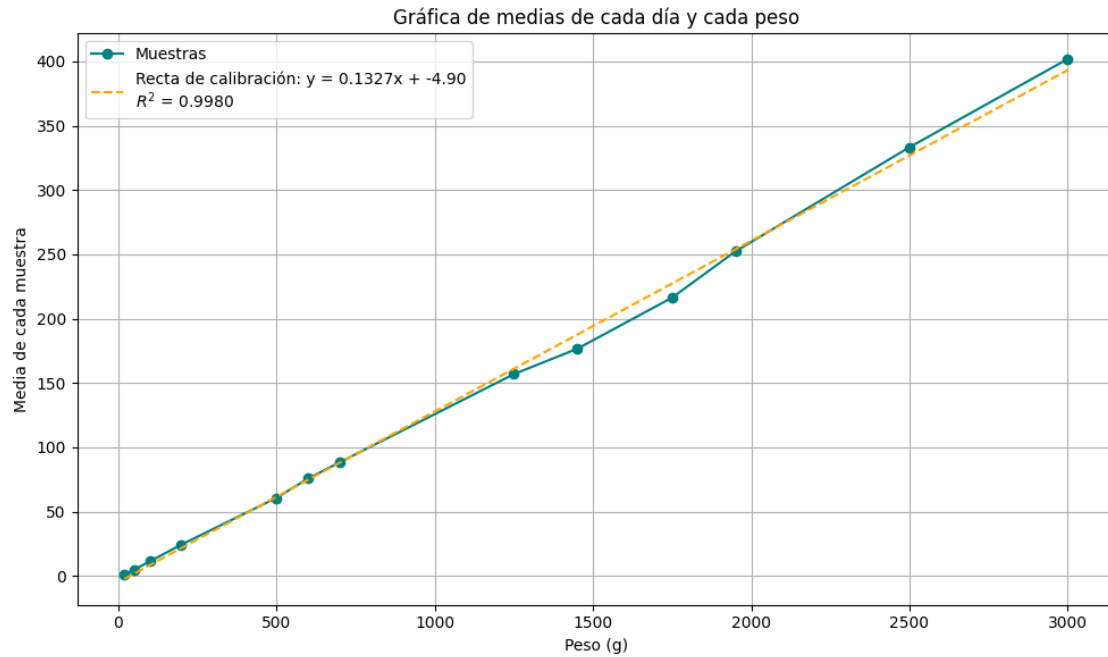


Figura 44: Gráfica de la recta de calibración final.

El resultado de estas pruebas fue muy satisfactorio ya que la sensibilidad de medida es suficiente para que se detecte fuerzas muy pequeñas, pero también que esta sensibilidad se mantiene, aunque los pesos se eleven hasta los 3 Kg.

La ecuación de calibración del sistema obtenida en la prueba es la siguiente:

$$y = 0.1327x - 4.9 \quad (7)$$

En esta ecuación, Y corresponde al dato en lecturas del sensor. X corresponde al dato en gramos. Se despeja X para poder conocer el paso de unidades desconocidas a gramos.

$$x = \frac{y + 4.9}{0.1327} \quad (8)$$

Con la ecuación de calibración expresada en unidades conocidas ya se puede calcular cual es la fuerza máxima que va a soportar el conjunto del efector.

La anterior ecuación también será utilizada cuando el efector esté implementado para poder extraer los datos de los pacientes y transformarlos en las unidades que sean necesarias en cada momento. Por ejemplo, si se quiere obtener en Newtons, la ecuación utilizada para la conversión será la siguiente:

$$x = \frac{y + 4.9}{0.1327} * 9.81 \quad (9)$$

De esta forma ya se puede dar una magnitud física tanto en Kg como en Newtons a la fuerza prensil del paciente y así lograr un seguimiento mucho más avanzado en el proceso de recuperación.

3.2. EVALUACIÓN EXPERIMENTAL DEL SISTEMA

Una vez obtenida la ecuación de calibración, se va a plantear unas pruebas para comprobar que el sistema es capaz de soportar la fuerza prensil ejercida por la mano de una persona y que el rango de medida del sensor es suficiente para medir la fuerza ejercida sin saturarse.

La prueba consiste en monitorizar durante unos segundos la fuerza máxima realizada por un grupo de usuarios. Para ello se solicita a los participantes que, sin ninguna limitación de tiempo, simplemente agarren el efector final y ejerzan la máxima fuerza que sean capaces de ejercer con la mano, mantengan durante unos segundos y luego suelten. Para conocer los datos en unidades reales se aplica la fórmula 9 calculada con anterioridad al generar la gráfica para convertir los resultados a gramos. La gráfica generada por uno de los compañeros es la representada en la Figura 45.

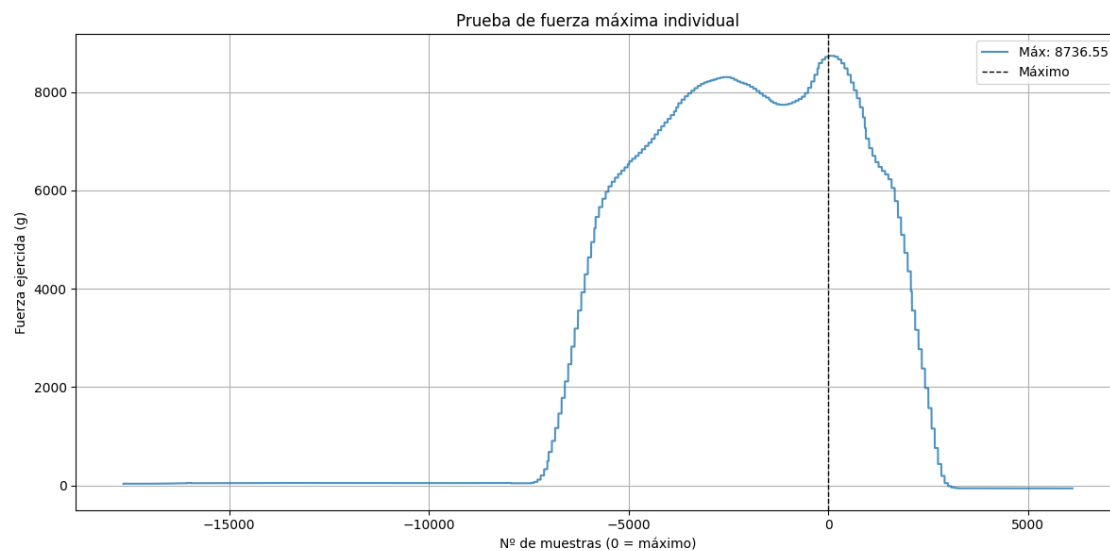


Figura 45: Representación gráfica de la medida de un usuario.

En la Figura 46 se muestran todas las medidas obtenidas de todos los participantes, superpuestas y sincronizadas haciendo coincidir en el 0 el punto correspondiente al pico máximo de cada una. En la tabla se recogen las características de los participantes que realizaron la prueba de fuerza máxima con el efector final, incluyendo datos relevantes como edad, sexo, peso y altura.

Participantes	Edad	Sexo	Peso (Kg)	Altura (cm)	Resultado (g)
Numero 1	23	Masculino	86	184	16735.95
Numero 2	23	Femenino	65	170	8736.55
Numero 3	32	Masculino	70	170	14477.84
Numero 4	25	Masculino	63	185	15186.06
Numero 5	31	Masculino	70	187	15306.56

Numero 6	28	Masculino	85	180	17854.63
Numero 7	23	Masculino	65	175	19253.05

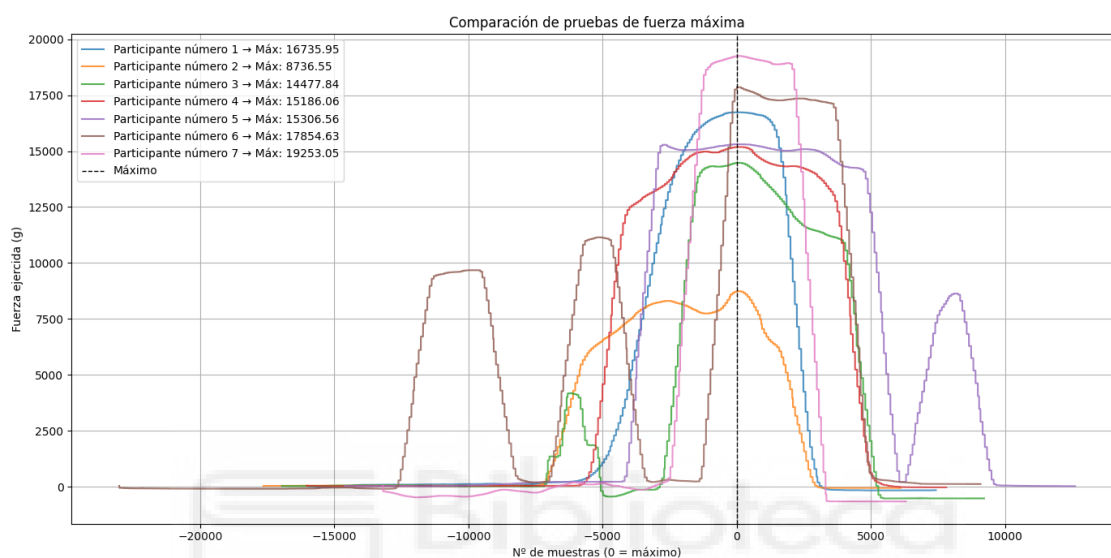


Figura 46: Gráfica de fuerzas máximas.

En primer lugar, la prueba fue totalmente satisfactoria ya que en una persona sana y con buena fuerza muscular el dispositivo no ha sufrido ningún daño ni ninguna deformación, que era uno de los puntos más importantes, que fuera robusto y resistente.

Los resultados indican que el participante con mayor valor es el número 7, con un resultado de 19253.05 g de fuerza, unos 19.2 Kg. Este valor es suficiente para demostrar la robustez del sistema. Además, se demuestra que la galga mantiene su capacidad de medición dentro de un rango bastante amplio conociendo así que la estabilidad del sensor y la resistencia estructural son buenas.

4. CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta los objetivos planteados en la sección 1.2., se puede afirmar que este Trabajo de Fin de Grado cumple satisfactoriamente las metas establecidas.

Se ha logrado desarrollar un efector final sensorizado gracias a las galgas, que es capaz de medir la fuerza prensil realizada por un paciente, logrando un nuevo enfoque en la rehabilitación. Se ha calculado una ecuación de calibración con pesas para poder establecer un cambio de unidades a Kilogramos.

Mediante una prueba de resistencia se ha demostrado que el efector es robusto y es capaz de soportar grandes fuerzas prensiles sin sufrir deformaciones o daño. Además, su diseño es adaptable a las bases de otros robots al ser modular y estar la base separada del resto de efector.



5. TRABAJOS FUTUROS

Como trabajos futuros de este efector final se plantean 2 mejoras para una mayor implementación en robots. También se plantea una implementación en los juegos del Rubidium.

La primera de ellas es la reducción del tamaño de la parte electrónica, tanto del puente de Wheatstone como del microcontrolador. Para ello se quiere implementar un nuevo microcontrolador, un modelo de la familia STM32, por ejemplo, el STM32G030F6P6. Este es mucho más pequeño y la idea es que quede en el interior del efector.

La segunda consiste en la implementación completa del efector al Rubidium, para ello se diseñará un conector en la zona inferior de la base mediante el cual se pasen los datos de medida hacia la unidad de control del robot Rubidium.

Con ambas mejoras el efector quedará implementado en el robot Rubidium para poder realizar experimentaciones.

Este efector está ideado para ser implementado en los juegos de los que dispone el Rubidium. Con su capacidad de medir la fuerza prensil los juegos tomarán un carácter mucho más inmersivo y además aporta mucha información a la rehabilitación que se esté llevando a cabo.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] NeuronRehab. *La importancia de la atención del ictus desde el inicio*. Blog NeuronRehab, 28 marzo 2023. Disponible en: <https://neuronrehab.es/blog/rehabilitacion-temprana-ictus/> . Accedido en junio de 2025.
- [2] NeuronRehab. *Rehabilitación de un ictus: todo lo que necesitas saber*. Equipo Neuron, 23 mayo 2022. Disponible en: <https://neuronrehab.es/blog/rehabilitacion-ictus-neurorehabilitacion/> . Accedido en junio de 2025.
- [3] umhsapiens, “Un robot doméstico para la rehabilitación del daño cerebral,” *Revista Sapiens UMH*, 6 noviembre 2020. [En línea]. Disponible: <https://sapiens.umh.es/un-robot-domestico-para-la-rehabilitacion-del-dano-cerebral/>. Accedido en noviembre de 2025.
- [4] Devittori, G., Dinacci, D., Romiti, D. *et al.* Unsupervised robot-assisted rehabilitation after stroke: feasibility, effect on therapy dose, and user experience. *J NeuroEngineering Rehabil* **21**, 52 (2024). <https://doi.org/10.1186/s12984-024-01347-4>. Accedido en noviembre de 2025.
- [5] Carpinella, I., Lencioni, T., Bowman, T. *et al.* Effects of robot therapy on upper body kinematics and arm function in persons post stroke: a pilot randomized controlled trial. *J NeuroEngineering Rehabil* **17**, 10 (2020). <https://doi.org/10.1186/s12984-020-0646-1>. Accedido en junio de 2025.
- [6] Moulaei, K., Bahaadinbeigy, K., Haghdoost, A.A. *et al.* Overview of the role of robots in upper limb disabilities rehabilitation: a scoping review. *Arch Public Health* **81**, 84 (2023). <https://doi.org/10.1186/s13690-023-01100-8>. Accedido en junio de 2025.
- [7] iDRhA, “Rubidium, telerehabilitación eficaz de bajo coste para evitar el colapso sanitario,” *idrha.es*, 26 julio 2020. [En línea]. Disponible en: <https://idrha.es/economia-3-rubidium-telerehabilitacion-eficaz-de-bajo-coste-para-evitar-el-colapso-sanitario/> Accedido en junio de 2025.

- [8] AEMEDI. *InMotion robots de extremidad superior*. AEMEDI, s.f. Disponible en: <https://www.aemedi.es/inmotion.htm>. Accedido en octubre de 2025.
- [9] Inrobics. *¿En qué consiste la terapia robótica y qué posibilidades ofrece?* Blog Inrobics, 30 junio 2023. Disponible en: <https://inrobics.com/terapia-robotica-posibilidades-ofrece/>. Accedido en junio de 2025.
- [10] J. M. Sabater-Navarro, R. J. Saltaren y J. M. Ibarra-Zannatha, “Figura 6 – Idea de robot basado en efector final y exoesqueleto,” en *ROBOTICA MEDICA – Notas prácticas para el aprendizaje de la robótica en bioingeniería*, ResearchGate, ene. 2013. Disponible en: https://www.researchgate.net/figure/Figura-61-Idea-de-robot-basado-en-efector-final-y-exoesqueleto-Extraido-de-15_fig38_287995531. Accedido en enero de 2026.
- [11] BIONIK Laboratories, “Sistema de rehabilitación de movilidad de la mano *InMotion ARM HAND™* – configurado para ordenador,” *MedicalExpo.es*. Disponible en: <https://www.medicalexp.es/prod/bionik-laboratories/product-119369-821824.html>. Accedido en enero de 2026.
- [12] Hospital Los Madroños, “El Hospital Los Madroños incorpora el Robot ‘Amadeo’ a su Unidad Avanzada de Neurorrehabilitación,” *Hospitallosmadronos.es*, 19 sept. 2019. Disponible en: <https://hospitallosmadronos.es/hospital-los-madronos-robot-amadeo-unidad-avanzada-neurorrehabilitacion/>. Accedido en enero de 2026.
- [13] iDRhA: <https://idrha.es/>. Accedido en noviembre de 2025.
- [14] SparkFun Electronics, *HX711 24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) Datasheet*, SparkFun HX711 Datasheet PDF, 2025. [Online]. Available: https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/hx711_english.pdf. Accedido en enero 2026.