



industriales
etsii

Escuela Técnica
Superior
de Ingeniería
Industrial

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE CARTAGENA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

Diseño y experimentación de una nueva pinza quirúrgica basada en materiales inteligentes (SMA) para Cirugía de Mínima Invasión (CMI)

TRABAJO FIN DE GRADO

GRADO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA
INDUSTRIAL Y AUTOMÁTICA

Autor: Cristina Pérez Martínez

Director: Miguel Almonacid Kroeger

Codirector: Julio José Ibarrola Lacalle



Universidad
Politécnica
de Cartagena

Cartagena, septiembre de 2017



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE CARTAGENA

Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática

Diseño y experimentación de una nueva pinza quirúrgica basada en materiales inteligentes (SMA) para Cirugía de Mínima Invasión (CMI)

Trabajo Fin de Grado

Autor: Cristina Pérez Martínez

Director: Miguel Almonacid Kroeger

Codirector: Julio José Ibarrola Lacalle

2017

Padre, gracias por enseñarme a ver la vida desde el punto de vista del ingenio, y a ti, Madre, por hacerme ver la vida con positividad.

A vosotras hermanas os agradezco la paciencia que tenéis conmigo y vuestra admiración.

Abuelos, Abuelas, si he llegado a ser tan grande cómo me decís, es gracias a vosotros y vuestra sonrisa al verme.

A los que me acompañáis desde mi niñez y adolescencia, gracias por vuestro apoyo constante, a pesar de no entender lo que hacía.

A ese Consejo de Sabios y personas que aparecieron apenas dos años, comenzasteis por ser compañeros y ahora sois amigos para toda una vida.

Profesores, gracias por transmitir la pasión que os llevó a elegir este campo.

Resumen

La Ingeniería se está integrando en otros campos para proponer una mejora de la maquinaria, repercutiendo positivamente sobre las personas que se encargan de trabajar con esas herramientas. Este proyecto se centra en el campo de la Medicina, ya que se ha observado cómo grandes dispositivos y brazos robóticos han inundado los quirófanos más prestigiosos, los cuales requieren un entrenamiento exhaustivo del personal médico para su uso. Sin embargo, la inclusión de la Ingeniería en la Medicina es demasiado valiosa como para dejar que el dinero se interponga.

Por ello, en este proyecto se presenta un prototipo de pinza de Cirugía de Mínima Invasión (CMI) mejorada al emplear materiales inteligentes, como las aleaciones con memoria de forma (SMA), sensores de fuerza y dispositivos que permitan al cirujano tener una percepción de la fuerza que está ejerciendo en cada momento, es decir, tecnología háptica al incluir una retroalimentación táctil de la fuerza. Demostrando que a partir de un diseño de pinza laparoscópica comercial puede transformarse en un dispositivo electrónico económico, conservando su función básica, pero mejorando el control y la precisión de la apertura de las pinzas y las condiciones de trabajo del cirujano.

Abstract

Engineering is being integrated in other fields to improve the machinery of that, having a positive impact on people who are working with these tools. This project focuses on the field of Medicine, since large devices and robot arms have been installed in the most prestigious rooms for surgery, where a thorough training is required to medical staff can use that. However, the fusion between Engineering and Medicine is too useful to money is the biggest issue.

Therefore, an improved prototype of Minimally Invasive Surgery forceps is presented in this project, which is formed by intelligent materials, such as Shape Memory Alloys (SMA), force sensors and device that allow the surgeon to have a perception of force that is exerting in each moment, that is to say, haptic technology to include tactile feedback. A commercial laparoscopic clamp design can be transformed into an economic electronic device, preserving its basic functions, but improving control and precision of clamps' movement and the working conditions of the surgeon. That idea will be demonstrated along this project.

Contenido

Capítulo 1. Introducción.....	17
1.1 Motivación del proyecto.....	17
1.2 Antecedentes.....	17
1.3 Objetivos.....	18
1.4 Descripción del contenido.....	20
Capítulo 2. Estado del arte.....	23
2.1 Fundamentos de la pinza de laparoscopia.....	23
2.2 Mercado actual.....	27
2.3 Aleaciones con memoria de forma (SMA).....	30
2.3.2 Historia.....	30
2.3.2 Definición y fases de los SMA.....	31
2.4 Aplicaciones de los SMA: desde los inicios hasta la actualidad.....	36
Capítulo 3. Sensorización del proyecto.....	45
3.1 Sensores de fuerza.....	45
3.1.1 Galgas extensiométricas.....	45
3.1.2 Sensores de fuerza táctiles piezoresistivos.....	48
3.1.3 Sensores de fuerza capacitivos.....	50
3.2 Elección del sensor piezorresistivo.....	51
3.3 Circuito de acondicionamiento del sensor piezorresistivo.....	55
3.4 Tecnología háptica.....	60
Capítulo 4. Construcción de la maqueta.....	65
4.1 Hardware.....	65
4.1.1 Aleación de memoria de forma escogida.....	65
4.1.2 Montaje de la maqueta. Circuitos electrónicos.....	67
4.1.2.1 Elección y movimiento de la pinza.....	67
4.1.2.2 Instalación del resto de dispositivos.....	72
4.1.2.3 Adquisición de datos.....	73

4.2 Software: programación y experimentos.	75
Capítulo 5. Prototipo final.	89
5.1 Circuitos eléctricos y diseño de placas. Modificaciones.....	89
5.2 Datos relevante en el diseño.....	90
5.3 Ergonomía y diseño propio del mango.	91
Capítulo 6. Plan de viabilidad.....	97
Capítulo 7. Conclusiones.....	101
7.1 Valoración de los resultados y resolución de problemas.	101
7.2 Desarrollos futuros.....	105
Capítulo 8. Bibliografía	109
Anexos.....	111

Tabla de figuras

Figura 1. Primer prototipo de pinza laparoscópica patentado.	23
Figura 2. Diseño del movimiento del extremo de la pinza de laparoscopia.	25
Figura 3. Uno de los primeros diseños de pinza laparoscópica con elementos electrónicos.	26
Figura 4. Diseño del eje y el extremo de la pinza de la Figura 3	26
Figura 5. Ejemplos de mangos y extremos de pinzas laparoscópicas comerciales.	28
Figura 6. Sistema quirúrgico Da Vinci.	28
Figura 7. Ejemplo de colecistectomía laparoscópica a través de una única incisión umbilical.	29
Figura 8. Estados de transformación de las aleaciones con memoria de forma.	31
Figura 9. El proceso de transformación de martensita a austenita y viceversa del SMA.	33
Figura 10. Estructura B2: átomos de Ni en verde y de Ti en rojo.	34
Figura 11. Diagrama temperatura vs deformación característica del Nitinol.	35
Figura 12. Comparación gráfica sobre un elemento entre el efecto memoria de forma simple y el efecto doble de memoria de forma.	36
Figura 13. Ejemplo básico de una aleación con memoria de forma utilizada como actuador.	37
Figura 14. Aleación con memoria de forma utilizada como filtro sanguíneo para colocarse en las venas y retener coágulos de sangre sin necesidad de cirugía.	38
Figura 15. (A la izquierda) Stent coronario de SMA. (A la derecha) grapas de fijación ósea fabricada con SMA.	39
Figura 16. Aparato OmniPod para inyectar insulina de forma automática junto al esquemático del mecanismo del motor junto al SMA.	40
Figura 17. SMA como aparato de ortodoncia.	41
Figura 18. Gráfico sobre las áreas de la medicina donde se emplea el Nitinol que se comercia en este campo.	42

Figura 19. Esquema interno y externo de una célula de carga.	46
Figura 20. Partes de una galga extensiométrica.	46
Figura 21. Diferentes acondicionamientos propuestos para una galga extensiométrica.	47
Figura 22. Primer modelo de fabricación de sensor piezorresistivo: material piezorresistivo intercalado entre láminas plásticas flexibles.	49
Figura 23. Capas en un sensor de la familia Flexiforce (segundo modelo de fabricación de sensor piezorresistivo).	49
Figura 24. Modelo de sensor de fuerza sensor capacitivo SingleTact.....	51
Figura 25. Acondicionamiento recomendado por el fabricante para el sensor Flexiforce.	55
Figura 26. Primer acondicionamiento realizado para la calibración del sensor A101. ...	56
Figura 27. Gráfica con los datos de calibración del primer acondicionamiento del sensor de fuerza.	57
Figura 28. Acondicionamiento final del sensor de fuerza A101.	58
Figura 29. Resultados de la calibración del sensor A101 para el acondicionamiento con amplificador no inversor.....	59
Figura 30. Relación lineal entre gramos y voltaje del sensor A101 para el acondicionamiento con amplificador no inversor.	60
Figura 31. Vibrador plano eléctrico utilizado como sistema háptico.	61
Figura 32. Hardware más destacado de la maqueta.....	65
Figura 33. Modelo de pinza de laparoscopia real disponible en el laboratorio.	67
Figura 34. Modelos en Solidworks de los primeros diseños para mover el mecanismo de la pinza.....	68
Figura 35. Configuraciones más comunes para instalar una aleación con memoria de forma. Características de cada una de ellas.	69
Figura 36. Modelo en Solidworks del diseño escogido en la maqueta para mover el mecanismo de la pinza.....	69
Figura 37. Comportamiento de la aleación de Flexinol: temperatura vs deformación. .	70

Figura 38. Acondicionamiento diseñado para el cable de SMA escogido.	72
Figura 39. (A la izquierda) Extremo de la pinza de laparoscopia del laboratorio. (A la derecha) Instalación del sensor de fuerza en la pinza del laboratorio.	72
Figura 40. Imagen real de la maqueta y señalización de los componentes más relevantes.	73
Figura 41. (A la izquierda) Placa de Arduino Nano. (A la derecha). Placa de Arduino Uno.	73
Figura 42. Esquema eléctrico completo de todas las conexiones de los circuitos diseñados con la placa de Arduino Uno.	74
Figura 43. Simulación del comportamiento del sensor de fuerza con una tensión de alimentación de 1.5V.....	76
Figura 44. Simulación del comportamiento del sensor de fuerza con una tensión de alimentación de 2V.....	76
Figura 45. Simulación del comportamiento del sensor de fuerza con una tensión de alimentación de 2.5V.....	77
Figura 46. Respuesta obtenida a la salida del acondicionamiento del sensor de fuerza a colocar diferentes pesas.	78
Figura 47. Esquema de control de la maqueta.....	79
Figura 48. Voltaje a la salida del circuito de acondicionamiento de la señal del sensor de fuerza.	80
Figura 49. Esquema de control en lazo abierto general.....	82
Figura 50. Respuesta del sensor de fuerza ante una entrada escalón en lazo abierto.....	82
Figura 51. Cálculo de los parámetros del modelo de primer orden.....	83
Figura 52. Respuesta del sistema en lazo abierto en Simulink.....	84
Figura 53. Respuesta del sistema en lazo abierto en Simulink con el nuevo valor de K.	85
Figura 54. Modelo del sistema en lazo cerrado con controlador PI.	85
Figura 56. Esquema eléctrico del regulador de tensión para obtener 2.5V a partir de una fuente de 12V.	89

Figura 57. (A la izquierda) Cara superior de la placa diseñada en Diptrace. (A la derecha). Cara inferior de la placa en Diptrace.	90
Figura 58. (Figura A). Postura corporal correcta en una operación de laparoscopia. (Figura B). Postura corporal incorrecta.	92
Figura 59. Exterior del mango diseñado como prototipo de pinza laparoscópica basada en materiales inteligentes. (A la izquierda) Vista frontal. (A la derecha) Vista posterior. .	93
Figura 60. (A la izquierda) Bloqueo del extremo de la pinza. (En el centro) Soporte de movimiento del sistema mecánico. (A la derecha) Tope para los muelles -se requieren 2 piezas-.	93
Figura 61. Interior del mango diseñado como prototipo de pinza laparoscópica basada en materiales inteligentes.	94

Índice de tablas

Tabla 1. Primera selección de sensores piezorresistivos en el mercado actualmente. ...	52
Tabla 2. Características de los sensores piezorresistivos Flexiforce A101 y FSR 400 short.	54
Tabla 3. Valores tomados para calibrar el sensor de fuerza con un amplificador inversor.	57
Tabla 4. Valores tomados para calibrar el sensor de fuerza con un amplificador no inversor.	58
Tabla 5. Características de los SMA disponibles en el kit de Flexinol.	66
Tabla 6. Pines de la tarjeta de adquisición de datos utilizados y detalles de cada uno. .	74
Tabla 7. Rango de actuación de cada uno de los dispositivos electrónicos de la maqueta.	78
Tabla 8. Valores en Newton de las pesas utilizadas para la calibración del sensor de fuerza.	81
Tabla 9. Resumen económico del acondicionamiento del cable SMA.	97
Tabla 10. Resumen económico del acondicionamiento del sensor de fuerza A101.....	97
Tabla 11. Resumen económico de los componentes del regulador de tensión para obtener una señal de 2.5V.	97



Capítulo 1. Introducción

Presentación del proyecto, objetivos marcados y descripción del mismo.

Capítulo 1. Introducción.

1.1 Motivación del proyecto.

Desde hace varios años, el departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Universidad Politécnica de Cartagena comenzó a estudiar materiales con memoria, concretamente los Shape Memory Alloy (SMA), como una alternativa a los actuadores más tradicionales.

Tras la realización de una maqueta donde se llevó a cabo una comparativa exhaustiva entre el comportamiento del cable SMA frente al de un motor, tanto en movimientos lineales como angulares, surgió la idea de implementar estos materiales en el mundo de la medicina. Las diferencias más destacables entre un motor y el cable SMA son el reducido tamaño y peso de este último, sin que ello interceda negativamente en la fuerza que es capaz de ejercer. A lo largo de este proyecto se presenta detalladamente las características de estos materiales. Se ha propuesto implementar esta tecnología en herramientas de Cirugía de Mínima Invasión (CMI), como las pinzas laparoscópicas.

Uno de los retos que se persigue en el mundo de la medicina es dotar al cirujano de la capacidad de percibir la fuerza que está ejerciendo en los tejidos del paciente sin necesidad de tener el mecanismo de pinza laparoscópica actual. Construir un prototipo de pinza para cirugía de mínima invasión con tecnología háptica, para poder percibir en tiempo real esa sensación, es el principal punto que ha motivado este proyecto. De modo que la renovación de esta herramienta básica del mundo de la medicina debe aportar un control electrónico con realimentación de fuerza.

1.2 Antecedentes.

El estudio de los SMA en el departamento mencionado se inició con el proyecto desarrollado por Guillermo Ramírez Martínez [1]. En este trabajo se recoge el estudio de las características de los cables SMA de la aleación comercial Flexinol (Ni-Ti), los cuales se emplean en todos los proyectos posteriores. Describe la tecnología empleada para la activación/desactivación de estos cables cuando se usan como actuadores. Para ello, diseñó una plataforma para realizar un experimento comparativo entre la actuación de un cable SMA con un motor de corriente continua para un control de posición angular.

Tras hacer un análisis de los actuadores anteriores para comprobar la viabilidad de sustituir uno por otro para una misma aplicación, el departamento siguió avanzando en esta línea. De modo que sucede el proyecto desarrollado por Ginés Moreno Martínez [2], el cual mejoró la plataforma de experimentación inicial para realizar estudios técnicos con los cables SMA como actuadores, concretamente pruebas de control de posición. También se documenta un profundo estudio comparando el funcionamiento de los motores de corriente continua con los actuadores basados en aleaciones de memoria de forma, fomentando continuar la línea de trabajo de los cables SMA hacia el ámbito de la medicina para controlar la apertura/cierre de aparatos quirúrgicos.

Llegado el punto donde se conoce de qué son capaces los cables SMA de Flexinol, se decide desarrollar una línea de trabajo para incluirlos en unas pinzas para cirugía de mínima invasión. Cibrán Rodríguez Álvarez [3] se centró en las líneas de investigación propuestas por Ginés Moreno: Controlar la apertura/cierre de una pinza de disección laparoscópica e incluir elementos de sensorización para controlar la fuerza realizada. Para ello, verificó los experimentos realizados en la maqueta, se centró en el estudio de la fuerza ejercida usando una galga extensiométrica y, finalmente, realizó un prototipo de pinza actuada mediante cables SMA y dotada de una galga para conseguir una realimentación de la fuerza ejercida.

1.3 Objetivos.

Desde que se propusiera como trabajo futuro la aplicación de las aleaciones con memoria de forma en el campo de la medicina en anteriores trabajos en la UPCT, el objetivo ha sido incluir esta tecnología en herramientas de cirugía de mínima invasión concretamente en las pinzas de laparoscopia. El fin de equipar a este instrumento con la tecnología propuesta es aumentar la precisión y el control en las operaciones mínimamente invasivas. Para ello se requiere una realimentación de la fuerza que se está ejerciendo sobre los tejidos con la pinza, en tiempo real y minimizando lo máximo posible el tiempo de respuesta.

Continuando por el camino de los anteriores trabajos, concretamente el de Cibrán Rodríguez, se marcaron dos objetivos principales para este proyecto: conseguir un control en lazo cerrado de la fuerza de alimentación ejercida en tiempo real y transmitir este valor de forma háptica a la persona que está empleando el instrumento. Tras conseguir esos

controles propuestos, se culminaría de forma muy exitosa si se consiguiera agrupar toda esta tecnología en un prototipo.

Tras aclarar el fin propuesto de este proyecto, se presentan las tareas para alcanzar los objetivos anteriormente descritos:

- Conocer el mercado actual de las pinzas de cirugía de mínima invasión para encauzar hacia dónde se desean llevar las directrices del proyecto.
- Estudiar las propiedades y características de las Aleaciones con Memoria de Forma (SMA) para escoger la más adecuada.
- Tener conocimiento de los experimentos realizados hasta el momento para obtener información del comportamiento de lo SMA como actuadores.
- Investigar sobre los sensores de fuerza, hacer una comparación y elegir el más adecuado al proyecto.
- Introducir el concepto de tecnología háptica e ingeniar la manera de incluirla en la pinza de laparoscopia.
- Construir una maqueta básica que incluya:
 - Diseñar los circuitos electrónicos necesarios para conseguir una realimentación de la fuerza y que esté directamente relacionada con el comportamiento del SMA, incluyendo los circuitos de acondicionamiento de las señales de los sensores.
 - Programar un control en lazo cerrado relacionando la fuerza demandada por el cirujano con la que está efectuando realmente la pinza en tiempo real.
- Desarrollar un prototipo final que cumpla con los requisitos mínimos de una pinza de mínima invasión y que incluya la tecnología planteada en el punto anterior.
- Efectuar un plan de viabilidad para plasmar si es rentable dotar una herramienta básica de cirugía de electrónica para aumentar el control y la precisión.

1.4 Descripción del contenido.

En la actualidad, ya se están realizando operaciones de mínima invasión con robots, donde el cirujano pasa a una posición mucho más relajada. De modo que se ha usado el auge de la tecnología para pasar de herramientas simples a maquinaria demasiado sofisticada, impidiendo que se pueda instalar en todos los quirófanos. Por ello, dentro de este proyecto se presenta una corriente de ideas para llegar hasta un prototipo de pinza laparoscópica que, sin alejarse de su configuración básica, permita realizar un trabajo más relajado, controlado y preciso. Sirviendo este como una opción intermedia entre la instrumentación básica y los robots médicos que ahora mismo se pueden ver en los quirófanos.

Se parte de la base de los trabajos realizadas hasta el momento en el departamento sobre aleaciones con memoria de forma, siendo este tipo de cables los actuadores del modelo de pinza laparoscópica que se presenta.

Para saber la fuerza que ejerce el extremo de la pinza, se analizan diferentes sensores de fuerza que se comercializan actualmente, siendo necesaria la aplicación de conocimientos relativos al acondicionamiento para obtener señales de salida válidas para poder trabajar con ellas. Se debe tener en cuenta que estas pinzas son muy pequeñas y que una presión excesiva puede conducir a daños en el tejido manipulado.

Se introduce el concepto de tecnología háptica, la cual aporta al cirujano el conocimiento sobre la fuerza que está ejerciendo sobre los tejidos tratados. De este modo, se le da una mayor importancia al tema del control en un dispositivo básico de laparoscopia.

El punto final de este proyecto es presentar un prototipo de pinza CMI que integre toda la tecnología necesaria para dotar a este instrumento de un mayor control al conocer la fuerza ejercida y que disminuya así la tensión del cirujano durante una operación de este tipo.



Capítulo 2. Estado del arte.

Breve historia sobre la evolución de la pinza laparoscópica. Robótica actual en la medicina. Información básica sobre las Aleaciones con Memoria de forma, sus usos en la medicina y mercado actual.

Capítulo 2. Estado del arte

2.1 Fundamentos de la pinza de laparoscopia.

La operación de laparoscopia nació a principios del siglo 20. Entre los pioneros se encuentran Georg Kelling, un médico de familia y cirujano alemán que en 1902 realizó esta operación en un perro, bautizando dicho procedimiento como “Celioscopia”; y Hans Christian Jacobaeus, médico de familia suizo que utilizó el enfoque del alemán para operar sobre un ser humano.

Según se ha podido encontrar, el diseño básico que actualmente se conoce de la pinza de laparoscopia data de 1992, patentado en Estados Unidos en 1994 [4]. Se describe un instrumento quirúrgico laparoscópico formado por un tronco hueco que tiene en un extremo una pinza o una cuchilla y en el extremo opuesto un mango para controlar la apertura de dichas tijeras. Permite agarrar eficazmente tejidos curvados en una pluralidad de planos. Además, las cuchillas o pinzas situadas en el extremo giran alrededor del eje e incluía un medidor longitudinal. Para entender bien cómo se llegó a desarrollar el diseño de la Figura 1 se explica brevemente en qué consiste la cirugía laparoscópica tradicional.

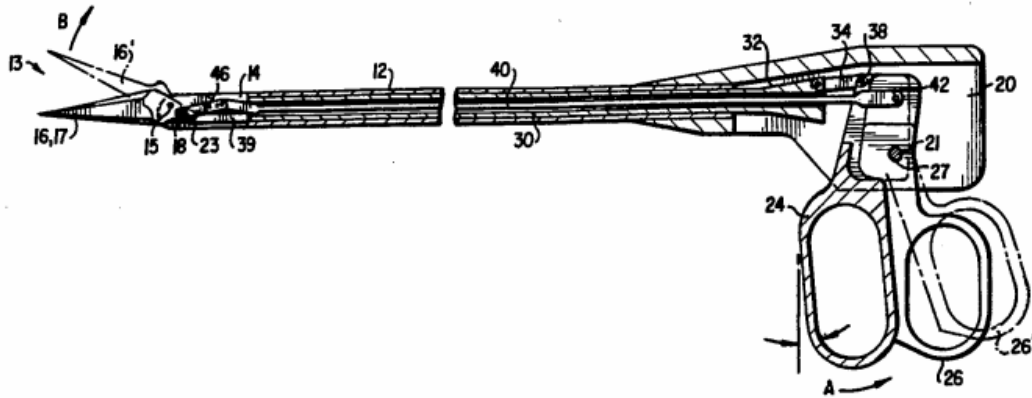


Figura 1. Primer prototipo de pinza laparoscópica patentado.

La cirugía laparoscópica es un método quirúrgico en el que la operación se realiza a través de varias incisiones pequeñas, hechas en el paciente normalmente en el abdomen. Uno de los objetivos principales es evitar grandes incisiones, de modo que tanto el tiempo de operación como el tiempo de recuperación del paciente se reduzcan significativamente, repercutiendo en un menor corte y reduciendo el posible trauma físico para el paciente.

Por lo general, en la cirugía laparoscópica también se utiliza un laparoscopio o una cámara, es decir, un instrumento de visión que permita al cirujano ver los órganos internos del paciente.

De modo que los instrumentos utilizados deben ser largos y estrechos para poder pasar a través de esas pequeñas incisiones y llegar al órgano apropiado. Otra cualidad de los instrumentos laparoscópicos es que deben ser contruidos con un número mínimo de piezas pequeñas. Con ello se reduce el riesgo de que tales partes se rompan y se alojen desinteresadamente en el cuerpo del paciente.

La principal desventaja que presentaba el diseño mostrado en la patente anterior es la limitación de maniobrabilidad y el alcance del instrumento, ya que la capacidad para orientar el plano de corte/agarre es limitada. Por lo tanto, se produjo la gran necesidad en la técnica de diseñar un instrumento quirúrgico que tuviese tijeras, pinzas o similares para orientar fácilmente en varios planos para cortar o agarrar el tejido.

Hay que tener en cuenta que, durante la cirugía laparoscópica típica, el cirujano utiliza simultáneamente una mano para operar con un dispositivo de agarre y la otra para manejar un dispositivo de corte. De este modo, se requiere un diseño de pinza que pueda ser accionada y reorientada con la misma mano.

Otro problema frecuentemente encontrado durante la cirugía laparoscópica se deriva del hecho de que el cirujano no puede ver directamente el órgano o tejido que se está cortando, sino que debe ver el objeto a través de un único objetivo o en una pantalla de vídeo. Dado que la imagen que se está viendo es bidimensional, es difícil medir la profundidad de corte que se está realizando.

Tras estudiar las características presentadas, se llegó a realizar unas tijeras adaptadas para moverse independientemente de tres formas diferentes: (1) abrir y cerrar como las tijeras convencionales, girar alrededor de una bisagra y girar alrededor de la longitud del eje (véase Figura 2). En este mismo diseño se incluyó un mecanismo de bloqueo para mantener el extremo en la posición ajustada.

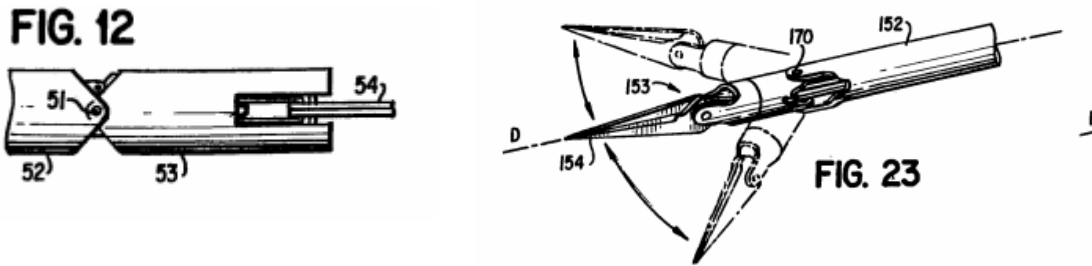


Figura 2. Diseño del movimiento del extremo de la pinza de laparoscopia.

Años más tarde, en 1998, fue patentado en Estados Unidos un diseño electrónico del instrumento laparoscópico de estudio [5]. Es decir, un modelo más acorde a lo que se presenta en este trabajo de fin de grado.

Los antecedentes que se plantearon para llegar hasta el prototipo expuesto en la Figura 3 fueron:

- Radio de la articulación del extremo debe ser lo más corto posible, ya que cuanto mayor es el ángulo de la articulación, más difícil es posicionar con precisión la cuchilla o la pinza del extremo.
- Acabar con la limitación de que el cirujano deba usar las dos manos cuando desee reposicionar el extremo: una mano es necesaria para manipular la rueda giratoria (u otro mecanismo para mover el eje) y otra para sujetar el instrumento.
- Mango universal al que pueda ser acoplado diferentes extremos para cualquier procedimiento quirúrgico, ahorrando así el gasto de mangos y ejes adicionales. Es decir, un instrumento desmontable, lo cual permitirá que las partes que se introducen en el cuerpo del paciente sean desechables y sea necesario esterilizar las menos partes posibles.
- Obtener un instrumento con la capacidad de girar, pivotar y accionar el extremo final, siendo todas acciones independientes unas de otras.

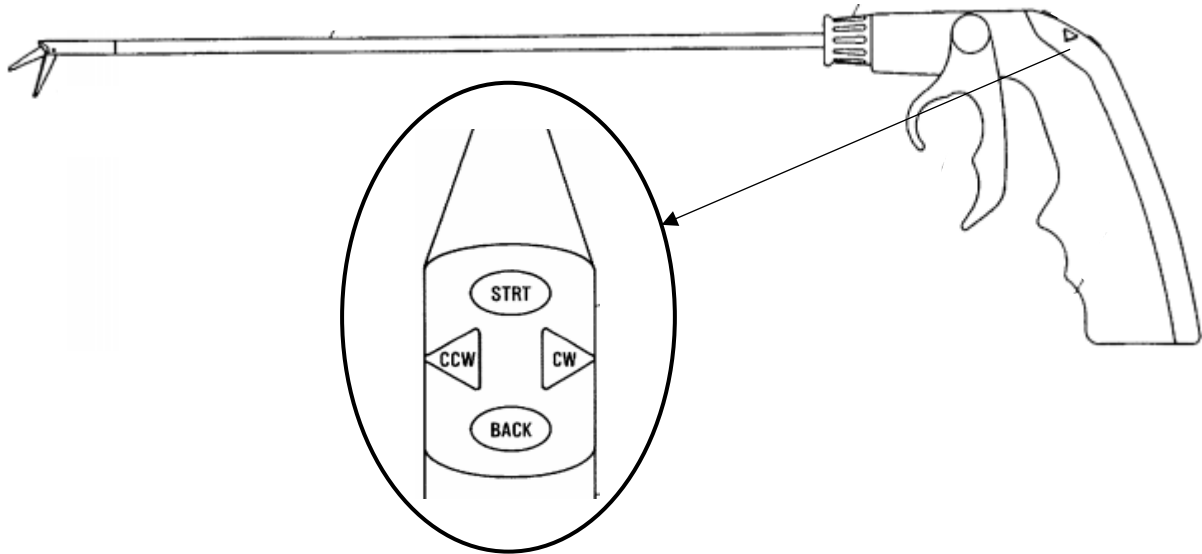


Figura 3. Uno de los primeros diseños de pinza laparoscópica con elementos electrónicos.

Entrando un poco en detalle, se trata de un instrumento electrónico que, mediante mecanismo y motores, permite operar y controlar el extremo final a través del panel de botones (Figura 3). Más concretamente, el movimiento y cierre de las piezas del extremo puede ser llevado a cabo manual o automáticamente. En la realización manual, sistemas de articulaciones y palancas serán los encargados al accionar el gatillo del mango. Se proporciona un bloqueo de gatillo manual para que el cirujano pueda agarrar y bloquear el tejido. Por otro lado, en la realización accionada eléctricamente, el movimiento de las uniones se logra gracias a un motor (interno o externo al mango). Para este último caso se utilizaría complementariamente la botonera presentada.

La inter-variabilidad de puntas mencionadas en los objetivos también se consigue jugando con sistemas roscados, en el caso de desprender el tronco del mango, o sistemas de botón, para el intercambio del extremo. De este modo se consigue la flexibilidad buscada: un mango común y diferentes puntas de extremo reemplazables, siendo esta conexión rápida y sencilla.

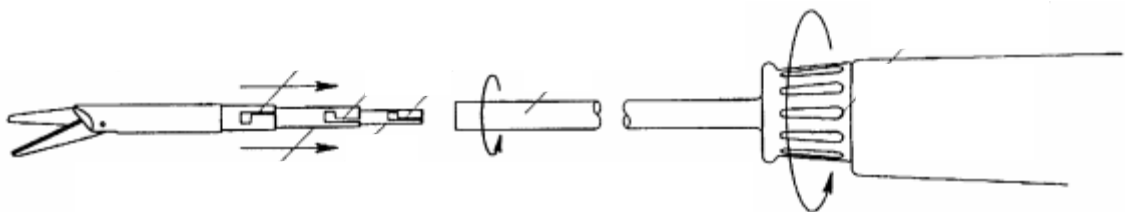


Figura 4. Diseño del eje y el extremo de la pinza de la Figura 3 .

Para finalizar con este apartado, se contrastan los dos diseños presentados. Las ventajas adicionales que presenta este último modelo sobre los instrumentos quirúrgicos tradicionales es que la incorporación de motores y botones de control proporcionan flexibilidad extra al cirujano a la hora de mover el dispositivo en las direcciones deseadas. El microprocesador del instrumento permite mantener un control de posición preciso y repetible de los motores.

2.2 Mercado actual.

Actualmente se puede definir una pinza quirúrgica de mínima invasión como un instrumento de cirugía diseñado para agarrar o manipular con seguridad tejidos de cavidades internas del organismo sin necesidad de incisiones excesivamente grandes. Entre las operaciones donde comúnmente se utiliza este instrumento se encuentran cirugías cardiovasculares o laparoscopias intestinales. El papel que desempeñan las pinzas en esas intervenciones es facilitar al cirujano el acceso a la zona y la ofrecer la mejor visión de la misma.

Como se ha comentado en el apartado anterior (página 23), la cirugía convencional mínimamente invasiva se realiza a través de pequeñas incisiones en la piel del paciente. De modo que los instrumentos delgados y alargados utilizados normalmente desafían las habilidades del cirujano debido a la pérdida de coordinación mano-ojo y la falta de contacto manual directo con el área de operación.

Hoy en día, las pinzas quirúrgicas de mínima invasión que más se comercializan son modelos muy parecidos a los diseños de las patentes analizadas en el apartado anterior (página 23). Se trata de instrumentos que, mediante diseños mecánicos (ruedas, gatillos, etc.) permiten que el cirujano, manualmente, realice las labores acertadas directamente en el paciente. Ofrecen la ventaja de poder ser manejadas con una sola mano y, en la mayoría de casos, versatilidad en el cambio del extremo. Estos instrumentos modernos se fabrican normalmente de acero quirúrgico inoxidable, y pueden incorporar otros materiales como titanio, carburo de wolframio y diversos plásticos. No importa la versatilidad de materiales ya que se persigue la reducción de peso. Algunos ejemplos de empuñaduras y extremos se presentan en la Figura 5.



Figura 5. Ejemplos de mangos y extremos de pinzas laparoscópicas comerciales.

El desarrollo de nuevas técnicas de telepresencia y telemanipulación, es decir, la **cirugía robótica mínimamente invasiva** es la que actualmente ocupa las líneas de investigación. En este caso los instrumentos son mantenidos por brazos robóticos mandados remotamente por el cirujano, el cual se encuentra sentado mandando las órdenes desde la consola principal. Esta consola suaviza los movimientos de la mano del cirujano y los hace más pequeños y más precisos. Esta máquina ofrece una visión endoscópica en 3D y retroalimentación de la fuerza, permitiendo esa coordinación mano-ojo y ofreciendo la fuerza de retroalimentación para que también pueda sentir lo que está haciendo.



Figura 6. Sistema quirúrgico *Da Vinci*.

Como modelo de esta tecnología se presenta el sistema quirúrgico *Da Vinci*. Los pequeños brazos robóticos están desarrollados bajo la tecnología EndoWrist, una especie de “muñecas” que permiten movimientos amplios junto a una destreza mayor que la muñeca humana. Con ello se consigue fácilmente la precisión de moverse a través de nervios, por ejemplo, disminuyendo el riesgo de daños, y las consecuencias que podrían darse.

Los instrumentos de EndoWrist se caracterizan por:

- 7 grados de libertad.
- 90 grados de articulación.
- Movimiento intuitivo y control de la punta.
- Escala de movimiento y reducción del temblor.

Entre 2000 y 2002 aparecieron los primeros sistemas quirúrgicos robóticos integrados: *Da Vinci*, de Intuitive Surgical, y *ZEUS Robotic Surgical System*, de Computer Motion (aunque en 2003 no se siguió con el desarrollo de este último debido a la unión de ambas compañías) aprobados por la FDA. Inicialmente se aprobaron para procedimiento quirúrgicos laparoscópicos, como la colecistectomía, pero se agregaron indicaciones adicionales para ser usador en urología, ginecología y procedimientos cardio-torácicos.

La revolución de la cirugía mínimamente invasiva realmente sucedió en la década de los 90; sin embargo, el desarrollo de la tecnología está permitiendo que esta vuelva a crecer, por ejemplo, en 2011 se empezó a investigar sobre introducir todos los instrumentos necesarios para llevar a cabo con éxito procedimientos de colecistectomía laparoscópica a través de una única incisión umbilical.

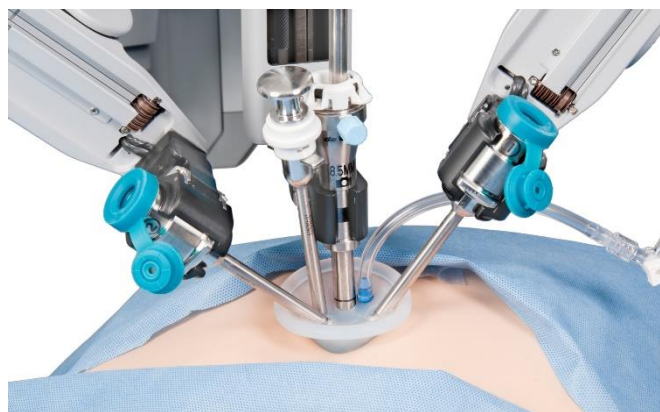


Figura 7. Ejemplo de colecistectomía laparoscópica a través de una única incisión umbilical.

Entre las ventajas de recurrir a la cirugía robótica de mínima invasión son la disminución de pérdida de sangre y el tiempo de recuperación del paciente se reduce considerablemente.

Las principales desventajas de esta máquina robótica son el precio de esta infraestructura, el coste de la operación es mayor que las tradicionales cirugías abiertas o laparoscópicas, y la curva de aprendizaje de uso requerida para un cirujano.

2.3 Aleaciones con memoria de forma (SMA).

2.3.2 Historia.

Las primeras observaciones en el cambio de forma de un material datan de 1932 por Olander en su estudio “*rubber like effect*” en muestras de oro-cadmio (Au-Cd) y de 1938 por Greninger y Mooradian en su estudio de aleaciones de latón [6]. Sin embargo, el término “recuperación de forma” no apareció hasta 1951 con L.C. Chang y T.A. Read cuando trabajaban con aleaciones de Au-Cd. En 1962, William J. Buehler, junto a compañeros de trabajo del *Naval Ordnance Laboratory*, se descubrió el “efecto de memoria de forma” en una aleación de níquel y titanio (Ni-Ti), la cual nombró como *NiTiNOL* (Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory).

La labor en a que se centró Buehler era encontrar un metal con alto punto de fusión y que ofreciese alta resistencia al impacto para un misil de la Marina en el que estaba trabajando. Finalmente, tras analizar cerca de sesenta compuestos, observó que la aleación Ni-Ti ofrecía la mayor resistencia al impacto y además poseía propiedades satisfactorias de elasticidad, maleabilidad y fatiga. Lo sorprendente de su trabajo recae en cómo observó un cambio sonoro tras impactar una barra de NiTiNOL recién saca del horno en diferentes superficies con una temperatura más fría, lo que indicaba un cambio en la estructura atómica, aunque no sabía que ese reordenamiento atómico llevaba al efecto de memoria de forma, dándose cuenta posteriormente de este hecho en una reunión con directores del laboratorio.

Desde entonces, durante los años 70 y 80, se han generado muchos desafíos para implementar esta tecnología, centrando los trabajos científicos en el fenómeno de fatiga de estos materiales.

2.3.2 Definición y fases de los SMA.

Las aleaciones con memoria de forma (Shape Memory Alloy) o SMA son una clase de aleaciones metálicas capaces de recuperar su forma original tras haber sufrido una deformación, aparentemente plástica, al ser calentadas por encima de cierta temperatura. Es decir, tienen la capacidad de “recordar” su forma antes de ser sometidas al proceso de calentamiento, a la cual volverá tras enfriarse de nuevo.

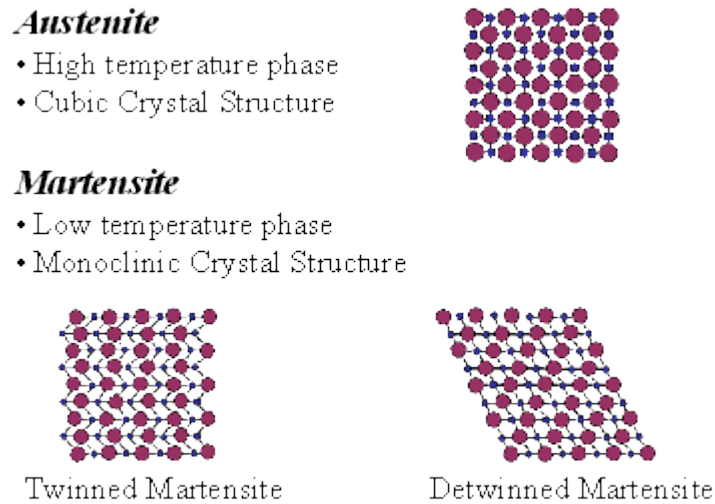


Figura 8. Estados de transformación de las aleaciones con memoria de forma.

Estas aleaciones tienen dos fases estables: la fase a alta temperatura y con alta simetría donde el material se contrae y aumenta su rigidez, llamada fase austenita, y la fase a menor temperatura y baja simetría, denominada fase martensita. La consecuencia de que la martensita presente una menor simetría es que hay muchas maneras por las cuales la martensita puede formarse a partir de la austenita, pero solo hay un camino para volver a la estructura austenítica. De modo que la habilidad para memorizar la forma inicial de estos materiales es gracias a la reordenación reversible de la estructura cristalina al cambiar de una fase a otra. Esta fase de transición se conoce como **transformación martensítica**, un cambio de estado sólido-sólido, e implica reordenamiento de átomos dentro de la red cristalina, sin modificar la composición química del material. También se conoce como transformación a térmica dado que la cantidad de nueva fase creada normalmente depende solo de la temperatura, y no de la cantidad de tiempo expuesta a esa temperatura. Debido a que la transformación martensítica puede ocurrir a bajas temperaturas donde la movilidad atómica es pequeña, da lugar a la ausencia de difusión que hace que la transición sea casi instantánea.

Además, en los SMA la transformación de fase es de tipo termoelástica, lo que implica que:

- La energía libre del material se puede modificar al ser inducido por un cambio de temperatura o de tensión.
- Los cristales crecen proporcionalmente a la tasa de enfriamiento o de tensión una vez se han nucleado.

Concretamente, los SMA pueden transitar a través de tres fases según los cambios producidos en su estructura cristalina: fase martensítica, fase austenítica y fase martensítica inducida al someter el material a estrés, consiguiendo un material más blando y maleable que permite deformarlo con facilidad. Antes de analizar cada fase, se ha de saber que hay cuatro temperaturas características o de transformación:

- **Temperatura de inicio martensítica (Ms)**, a la cual el material empieza a transformarse de austenita a martensita.
- **Temperatura de acabado martensítico (Mf)**, donde la transformación ya se ha completado y el material se encuentra totalmente en la fase martensítica.
- **Temperatura de inicio de la austenita (As)**, es decir, comienza la transformación inversa definida con las temperaturas anteriores.
- **Temperatura de acabado de la austenita (Af)**, ya que termina la transformación inversa y el material se encuentra globalmente en fase austenítica.

Cabe destacar que los términos de austenita y martensita originalmente solo se utilizaban para las fases del acero, pero se extendieron estos nombres a otros materiales debido la similitud del proceso de transformación.

La transformación martensítica termoelástica está regida por una **curva de histéresis**, cuyo recorrido se puede repetir indefinidamente siempre que se eviten temperaturas demasiado elevadas.

Para entender mejor el comportamiento de las aleaciones con memoria de forma desde un punto de vista macroscópico, se procede a explicar la transformación martensítica junto a la curva de histéresis de la Figura 9.

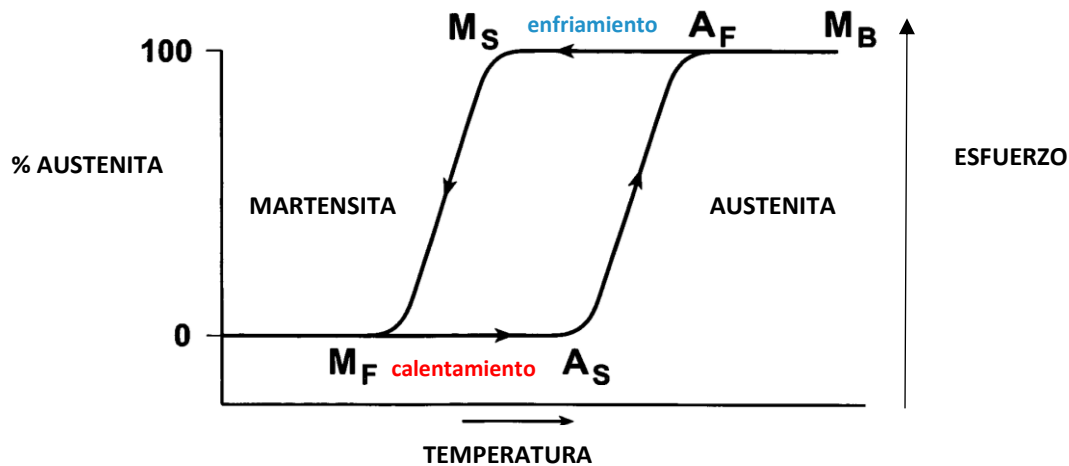


Figura 9. El proceso de transformación de martensita a austenita y viceversa del SMA.

La temperatura decrece desde la temperatura M_s hasta alcanzar la baja temperatura de M_f , donde la aleación se encuentra en fase martensita, dando lugar a un material débil, maleable y que se puede estirar con facilidad. Conforme se va aumentando la temperatura, se acerca a la temperatura A_s , apreciando que el material se va endureciendo y adopta rigidez. Se debe a que se comienza a adoptar una estructura cúbica centrada en las caras que se completa al alcanzar la temperatura A_f .

Como define una curva de histéresis, la transformación de martensita a austenita y viceversa siguen diferentes caminos. En aquellos tramos donde la fase austenita y martensita coexisten se definen dos nuevas temperaturas: temperaturas de pico de austenita (A_p) y de pico de martensite (M_p), concretamente en los puntos donde el 50% del material ya se ha transformado [2]. En estas nuevas fases intermedias, la no linealidad y la histéresis están condicionadas por la composición del SMA, el proceso y el número de ciclos, lo que repercute en cambios en las propiedades de módulo de elasticidad, resistencia eléctrica, capacidad calorífica y conductividad térmica del SMA.

Si se supera la temperatura A_f se recupera totalmente la forma macroscópica original, obteniendo el efecto de memoria de forma, también llamado efecto de **memoria unidireccional**. Se trata de la capacidad del material de recuperar la forma, adoptada en el estado austenítico, tras ser deformado al aplicar un esfuerzo al someterlo a calentamiento. Para poder reactivar el ciclo del efecto memoria, es necesario deformar el material de nuevo en el estado martensítico. Cabe destacar que, aunque se enfríe el

material por debajo de M_f , no se manifestará otro cambio de forma. Con este proceso se consigue generar fuerza o movimiento, característica esencial para utilizar los SMA como actuadores. Las deformaciones de recuperación oscilan entre el 1 y el 7% en las aleaciones SMA, aunque algunas pueden llegar al 10%.

Analizando rápidamente el comportamiento microscópico de los SMA, en primer lugar, se obtiene una deformación de la red cristalina desde la fase austenítica a la martensítica. Es decir, se produce una serie de movimientos atómicos que generan la nueva estructura. La segunda parte de la transformación martensítica está relacionada con una cizalladura invariante de la red. La estructura cristalina sigue un proceso de acomodación predominado por el maclado, y no por el deslizamiento, lo que permite que un SMA adopte cambios de forma en un modo reversible. Para el caso específico de las aleaciones de Ni-Ti, la estructura cristalina en la fase de austenita tiene una simetría cúbica centrada en el cuerpo (BCC) especial denominada B2, caracterizada porque los distintos átomos se distribuyen en la red cúbica de forma que consiguen la máxima separación entre ellos.

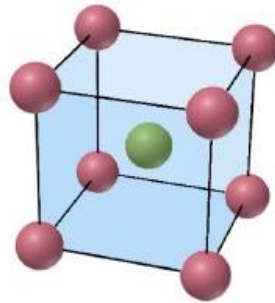


Figura 10. Estructura B2: átomos de Ni en verde y de Ti en rojo.

En la siguiente figura se exponen diferentes estructuras cristalinas en 2 dimensiones obtenidas según la temperatura y deformación experimentada por el material [7]. Cuando la temperatura del material disminuye desde la fase de austenita, la estructura atómica pasa al estado de martensita maclada. También es posible una transformación de fase aplicando una carga mecánica a una temperatura por encima de A_f . El resultado de aplicar esta carga es la martensita deformada o demaclada, inducida por el estrés y solo es estable bajo la aplicación de esfuerzo. En la descarga de esta fuerza, el estrés provocado hace que la martensita no sea estable, haciendo que el material regrese a la fase de austenita al eliminarse el esfuerzo y las fuerzas elásticas circundantes generadas anteriormente. Este efecto se conoce como efecto **superelástico** y se establece

en situaciones en las que la deformación plástica permanece recuperable sin tener que llegar a la fase plástica.

De modo que el efecto memoria de forma es tanto térmico como mecánico:

- **Térmico:** Formación de martensita enfriando y deformando el material por debajo de M_f y luego calentando por encima de A_f para producir la recuperación de la forma.
- **Mecánico:** un decrecimiento de la temperatura equivale a un crecimiento de la tensión para estabilizar la martensita. Así que cuando se aplica una tensión de cizallamiento en fase austenítica, la transformación martensítica comienza para aliviar la tensión excesiva aplicada.

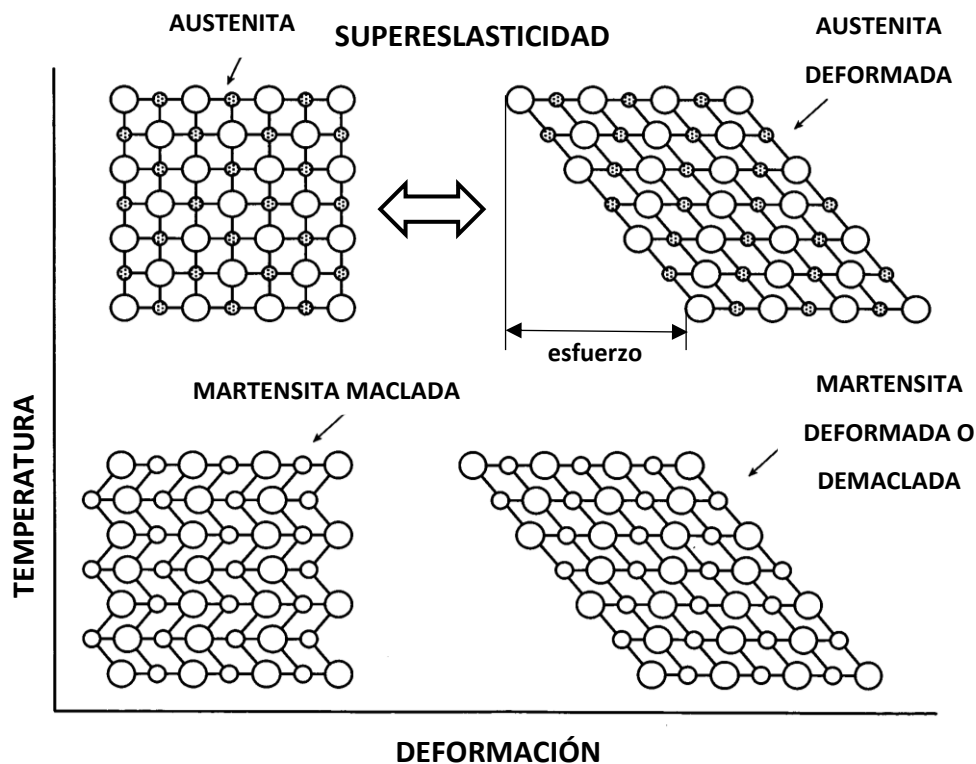
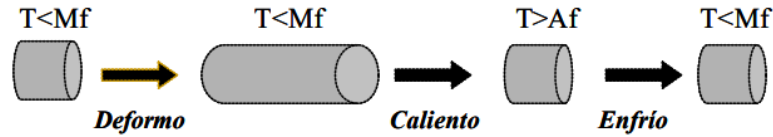


Figura 11. Diagrama temperatura vs deformación característica del Nitinol.

Finalmente, existe otro efecto denominado **efecto de memoria de forma doble**. En este caso, el material recuerda las formas adoptadas en la fase caliente y en la fase en frío. Otra característica de este efecto es que no es necesario en ningún caso aplicar

fuerzas externas para pasar de una forma a otra, sino que se consigue mediante cambios de temperatura.

Efecto Memoria de forma simple



Efecto Doble Memoria de forma

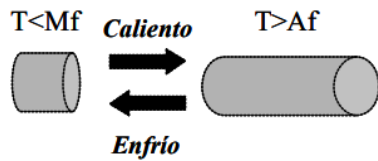


Figura 12. Comparación gráfica sobre un elemento entre el efecto memoria de forma simple y el efecto doble de memoria de forma.

Este nuevo efecto es posible al existir una transformación directa entre austenita y martensita demaada. Se logra repitiendo muchas veces el ciclo de memoria unidireccional; es decir, se aplica al material diferentes tratamientos termomecánicos, un proceso de adiestramiento que favorece que aparezcan unas variantes de martensita frente a otras. Debido a que profundizar en esta característica de los SMA no es un objetivo primordial del proyecto, simplemente se informa de que existen dos tipos de procesos de entrenamiento: procesos pasivos, se provoca la aparición de martensita inducida aplicando tensión, y procesos activos, la martensita se forma solamente por efecto térmico.

2.4 Aplicaciones de los SMA: desde los inicios hasta la actualidad.

La aplicación de las aleaciones con memoria de forma no es tan intensa como se esperaba, pero estos materiales sí cuentan con las propiedades adecuadas para ser utilizados. En este apartado no se pretende examinar las causas por las que no ha triunfado su uso en el mercado, sino destacar todos aquellos casos en los que se han aplicado estas aleaciones.

Como se ha comentado en el apartado anterior (pagina 31), el efecto memoria de forma puede usarse para generar movimiento o fuerza, mientras que la superelasticidad

puede almacenar energía de deformación. Todo se relaciona con el tipo de recuperación que se quiera emplear. Una recuperación libre del material es aquella en la que a temperatura ambiente y estado martensítico, se deforma el elemento y se calienta, aprovechando la recuperación de la forma. Sin embargo, una recuperación impedida se consigue fijando el elemento a temperatura ambiente, de modo que cuando se caliente el SMA se produce una fuerza, generando desplazamiento si es capaz de vencer a la fuerza opositora. Un ejemplo de este último caso se puede ver en la siguiente Figura 13. En el enfriamiento, la misma carga alargará de nuevo el cable, volviendo así al punto de partida y listo para iniciar de nuevo un ciclo.

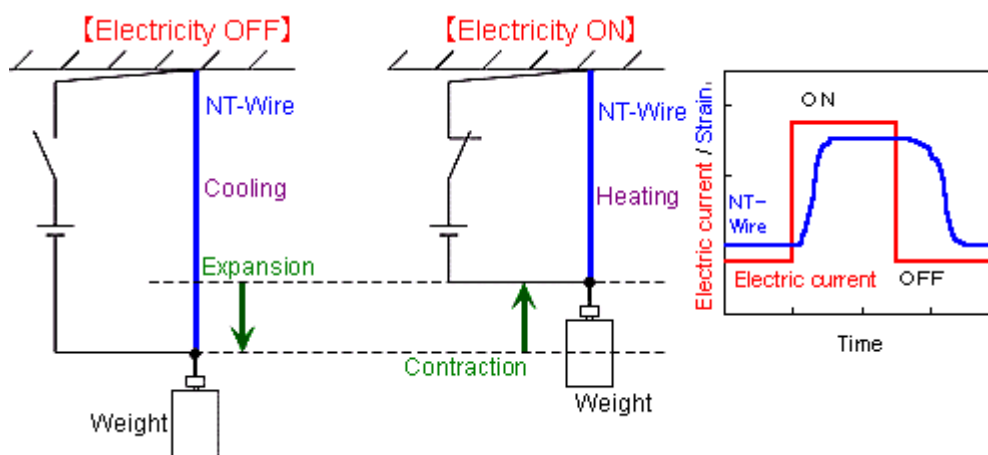


Figura 13. Ejemplo básico de una aleación con memoria de forma utilizada como actuador.

El primer uso de SMA exitoso utilizó el efecto de recuperación impedida para usos de uniones y cierres en 1970, aportando en los acoplamientos ligereza, facilidad de instalación, fiabilidad, buena respuesta a impactos, a vibraciones y a cicladados térmicos. Sin embargo, el material era muy caro, limitaba la temperatura de operación y la cantidad de movimiento permitido también estaba limitado. Este acoplamiento se mecaniza a temperatura ambiente para obtener un diámetro interno un 4% menor que el diámetro exterior de los tubos que se van a unir. Después de enfriar el acoplamiento por debajo de la temperatura de M_f los diámetros se expanden, alcanzando un diámetro mayor que los tubos. Si se calienta el acoplamiento hasta la fase austenítica, el diámetro encoje y el cable se une fuertemente al extremo del tubo. Los tubos impiden que el acoplamiento recupere su forma original, creando tensiones suficientemente altas como para crear una junta, que es mejor que una soldadura.

En los años 80 se extendió el uso de los SMA según su propiedad de superelasticidad en dispositivos tan simples como las antenas de los teléfonos móviles, alambres de sujetadores, monturas de gafas y alambres dentales. Como curiosidad, otra

aplicación revolucionaria de esta época se encontraba en contraer un SMA de forma sencilla para apretar conectores. Esta solución aún continúa en producción en el campo aeroespacial.

A partir de los 90, la aplicación de estos materiales en la industria quedó eclipsada por el campo de la medicina debido a la perfecta combinación entre superelasticidad de los SMA y las propiedades de los tejidos humanos. Este mercado sigue en evolución actualmente y casi todos los dispositivos implantables están basados en aleaciones de Ni-Ti; sobre todo, fue una revolución en el mundo quirúrgico. En 1989, el Dr. Morris Simon patentó un filtro sanguíneo para colocarse en las venas y retener coágulos de sangre sin necesidad de cirugía. Se trata de una aplicación donde el SMA consigue recuperar su forma libremente. Estos filtros se construyen a partir de cables de Ni-Ti y se introducen en una forma cilíndrica compacta de, aproximadamente, 2-2.5 mm de diámetro. El calor del cuerpo es suficiente para que el cable se transforme a su forma funcional, es decir su forma original, y está configurado de tal forma que se ancle en una vena y atapar así los coágulos que pasan.

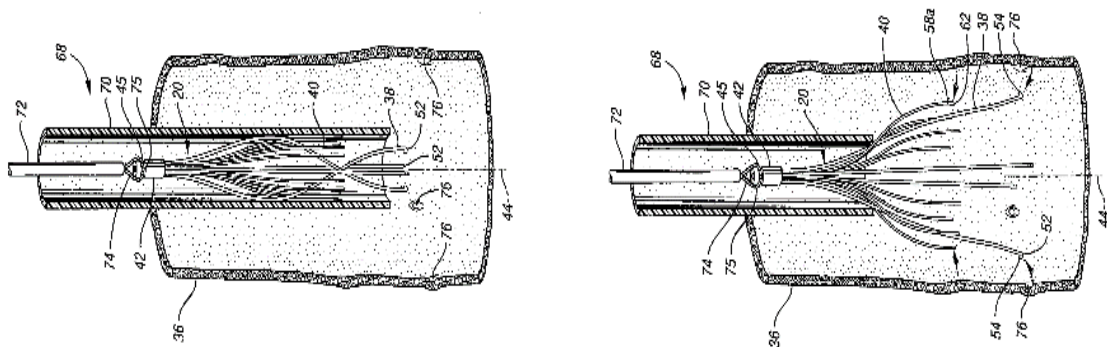


Figura 14. Aleación con memoria de forma utilizada como filtro sanguíneo para colocarse en las venas y retener coágulos de sangre sin necesidad de cirugía

Siguiendo el en campo de la biomedicina, los años 90 también estuvieron marcados por otros inventos que revolucionaron este campo debido a la combinación perfecta entre superelasticidad en los SMA y las propiedades de los tejidos humanos. Se comienza hablando de los stents coronarios auto-expandibles como tratamiento cardiaco. Se trata de prótesis tubulares colocadas en arterias y venas afectadas por estenosis (estrechamiento) para mejorar el flujo de sangre mediante un procedimiento mínimamente invasivo. Se guía un catéter con un balón en la punta hasta llegar al vaso que ha quedado

estrechado u obstruido. Ese globo se infla para abrir el vaso sanguíneo, se coloca el stent para que mantenga la apertura, se desinfla el globo y se saca el instrumento del cuerpo. El catéter mantiene el stent a una temperatura por debajo de A_s , es decir, en fase martensítica. De modo que cuando sale del catéter, la propia temperatura interior del cuerpo hace que el cable cambie de temperatura, conllevando al cambio de forma para normalizar la circulación de la sangre por esa zona.

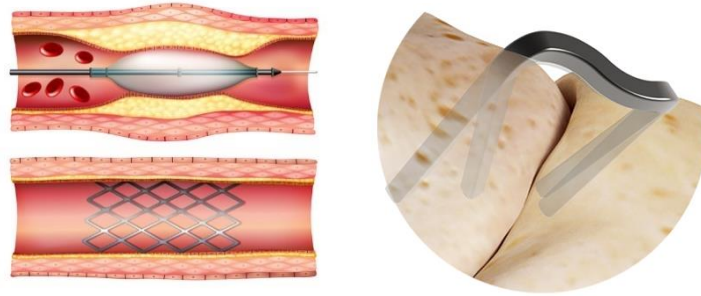


Figura 15. (A la izquierda) Stent coronario de SMA. (A la derecha) grapas de fijación ósea fabricada con SMA.

Los materiales con memoria de forma también se aplicaron para juntar partes de huesos fracturados, es decir, grapas de fijación ósea. Siguiendo el mismo principio que en los stents, la grapa en frío está deformada y abierta. Una vez insertada en la junta ósea correspondiente, el calor del cuerpo hace que la grapa pase a su fase austenítica, cerrándose y juntando así las partes del hueso fracturado. La propiedad de superelasticidad del SMA ejerce una fuerza constante.

En esta misma década, los materiales con memoria de forma también tuvieron una buena acogida en la industria usándose como actuadores térmicos y eléctricos para sustituir a motores eléctricos y solenoides. En este caso, se controla la potencia durante el suministro eléctrico al cable para mantener posiciones específicas o niveles de fuerza establecidos. Además, aportan versatilidad en el diseño a tracción, compresión o flexión, son silenciosos, limpios, pueden trabajar en ambientes inflamables y el ratio potencia/volumen es relativamente alto. Un claro ejemplo de esta aplicación se puede ver en los trabajos de Guillermo Ramírez, Ginés Moreno y Cibrán Rodríguez. Las mayores limitaciones de esta aplicación son las temperaturas de transformación y la falta de control en el tiempo de enfriamiento. Un punto clave es que la temperatura M_f sea mucho más alta que la temperatura de operación, por ello los actuadores que se comercializan con mayor éxito son los que tienen una M_f de 70°C . A estas restricciones se suman la baja eficiencia energética y las posibles degradaciones por fatiga.

Alcanzado el año 2000, el sistema portátil de inyección de insulina llamado OmniPod introdujo un nuevo estilo de vida para los diabéticos. Este lanzamiento fue posible al uso de un SMA que, junto a un sensor de paso y otro de movimiento, hace avanzar un pistón dentro del depósito y suministra la insulina a través de una cánula. El colocar un motor en el lugar de una aleación con memoria de forma era muy costoso, demasiado pesado, con gran disipación térmica y requería mucha energía para proporcionar una solución portátil. De modo que el SMA aportó sencillez, ligereza y rentabilidad a este dispositivo.

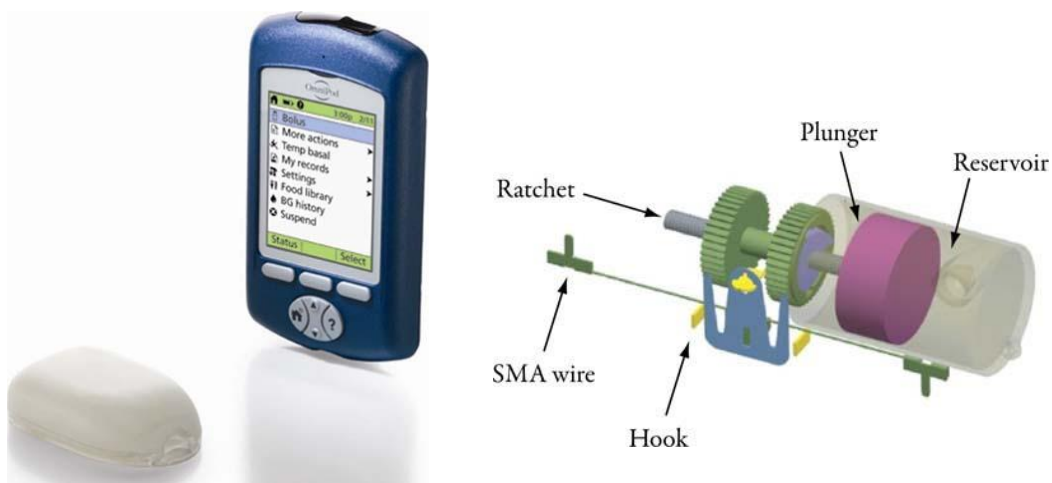


Figura 16. Aparato OmniPod para inyectar insulina de forma automática junto al esquemático del mecanismo del motor junto al SMA.

Para terminar de exponer el uso de los SMA a lo largo de los años se vuelve a recordar la propiedad de superelasticidad de las aleaciones con memoria de forma. Esta aplicación implica un almacenamiento de energía potencial y se aprovecha comercialmente en aplicaciones de ortodoncias, especialmente para corregir la desalineación de la dentadura. Los cables de Ni-Ti ejercen una fuerza correctiva continua y suave que se desarrolla en un rápido movimiento de los dientes. A esto se suman sus propiedades de alta ductilidad, resistencia a la corrosión y mayor resistencia y menor módulo de elasticidad que las aleaciones de acero inoxidable. Como puntuación a esta aplicación, se ha observado que las fuerzas óptimas para el movimiento de los dientes son de 0.5 a 1.25 N, siendo los cables óptimos los que tienen un diámetro de 0.4 a 0.6mm. Dispositivos basados en esta aplicación se usan para curar huesos rotos; es decir, se usan grapas realizadas con materiales con memoria de forma y se unen a cada parte del hueso roto. Estas grapas aplican una fuerza constante que ayudan a juntar los huesos de nuevo.



Figura 17. SMA como aparato de ortodoncia.

Debido a que este proyecto se centra en el uso de SMA en aplicaciones biomédicas, se desea presentar un breve enfoque de lo que supone el uso de los materiales con memoria de forma en este campo en la actualidad.

Las aleaciones más destacadas en el mercado son las de cobre-aluminio-níquel, zinc-aluminio, Nitinol y hierro-manganeso-silicio. Como se ha comentado anteriormente, el Nitinol es la aleación más importante en aplicaciones biomédicas desde hace más de 30 años, llegando a sustituir al acero inoxidable, y el aumento del uso de este material para fabricar dispositivos médicos ha cambiado el algoritmo de tratamientos de algunas enfermedades. En los países en desarrollo es donde se aprecia un considerable potencial de expansión debido al aumento de la tasa de enfermedades vasculares. Esto ha llevado a un crecimiento del número de proveedores de Nitinol, con su consecuente crecimiento en la industria los últimos 10 años, progresando a un ritmo más rápido debido a la demanda de la comunidad de dispositivos médicos.

Analizando el comercio internacional, América del Norte representó la mayor parte del mercado mundial de Nitinol, en términos de volumen, en 2015. Sin embargo, es en la zona de Asia y el Pacífico donde se prevé un aumento significativo de este material en los próximos años. Un estudio afirma que el mercado de dispositivos médicos que emplean Nitinol alcanzará los 24.000 millones de dólares en 2025. Las compañías claves que operan en el mercado global de Nitinol son I. Du Pont De Nemours and Company, Exmovere Holdings, Inc. y Noble Biomaterials, Inc.

Uno de los factores que favorece este mercado es el aumento de las enfermedades cardiovasculares. Según una estadística basada en las enfermedades cardíacas y del movimiento del corazón del 2015 de la asociación americana del corazón, alrededor de 85,6 millones de americanos vive afectado por un desorden cardiovascular, los cuales suele conllevar a un estrechamiento de las arterias [8].

En el siguiente gráfico se aprecia en qué áreas de la medicina se emplea el Nitinol que se comercia en este campo [9].

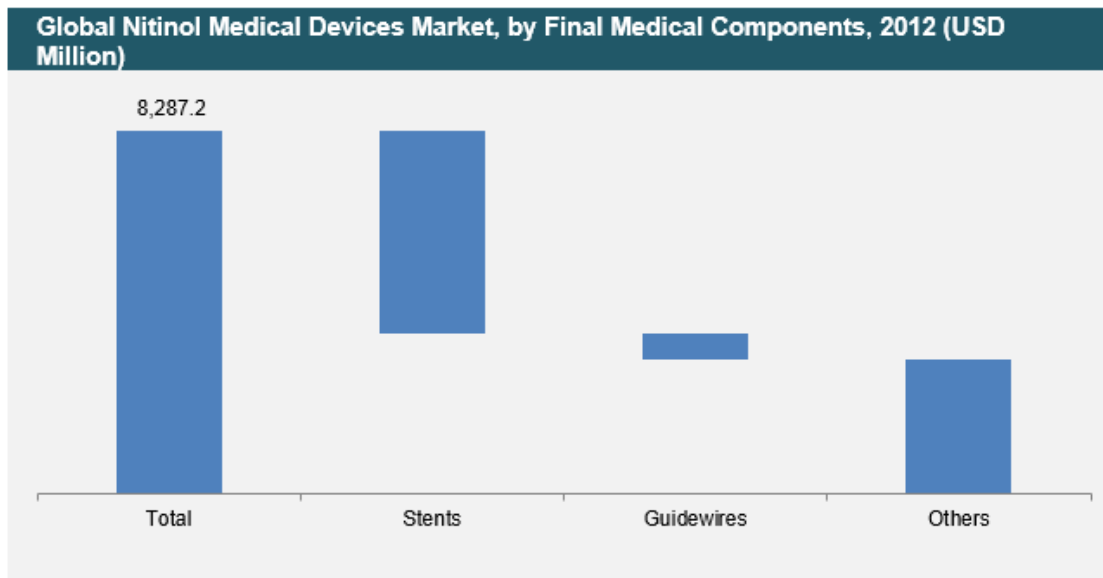


Figura 18. Gráfico sobre las áreas de la medicina donde se emplea el Nitinol que se comercia en este campo.

Indudablemente, los stents siguen encabezando este ranking debido a su extenso uso. Sin embargo, nuevas aplicaciones como reparar una fractura por compresión vertebral mediante cirugía mínimamente invasiva para restaurar la altura de las vértebras, prótesis en articulaciones para disminuir el desgaste de las mismas, creación de corazones artificiales e implantación en extremos de robots ya que el comportamiento de los SMA se parece al de los músculos.



Capítulo 3. **Sensorización del proyecto.**

Análisis de los sensores de fuerza del mercado,
elección del sensor de fuerza del proyecto y
acondicionamiento del mismo.

Tecnología háptica.

Capítulo 3. Sensorización del proyecto.

3.1 Sensores de fuerza.

El uso de sensores de fuerza en la pinza quirúrgica diseñada es imprescindible para retroalimentar al cirujano la información de manera cuantificable. En la cirugía laparoscópica, los pequeños dispositivos utilizados, como catéteres y endoscopios, dependen notablemente de las mediciones de fuerza realimentada por sensores de fuerza, y un buen complemento de ellos es integrar tecnología.

Por ejemplo, las pinzas quirúrgicas permiten llegar a partes del cuerpo que no son fácilmente accesibles, pero no transmiten ningún tipo de elemento sensorial al cirujano, dificultando reconocer la presión o fuerza que está aplicando a, normalmente, partes muy pequeñas y extremadamente sensibles del cuerpo. Actualmente, los ingenieros de dispositivos médicos trabajan en el diseño de pinzas que incluyan sensores de fuerza pequeños y delgados para detectar mediciones a lo largo de la operación. Se colocan en el área de agarre y la realimentación electrónica es importante para alertar al cirujano si el área recibe demasiada presión.

Por ello, se analizan los sensores de fuerza más populares del mercado de la medicina y, finalmente, se escogerá y se describirá en detalle el seleccionado para el prototipo.

3.1.1 Galgas extensiométricas.

En primer lugar, se analizan las **células de carga**. Se trata de un sensor de fuerza que convierte la deformación medible de un material en una señal eléctrica. El tipo más común utilizado es el de flexión, es decir, al aplicar una fuerza, el material se flexiona/deforma ligeramente cambiando el valor eléctrico de salida. Como la deformación del material es proporcional a la fuerza, el cambio de valor de la señal eléctrica también es proporcional a la variación de fuerza aplicada.

La ventaja que caracteriza a este sensor es la alta precisión, sin embargo, es demasiado voluminoso en tamaño, rígido y requiere de un acondicionamiento de señal costoso para obtener lecturas precisas [10].

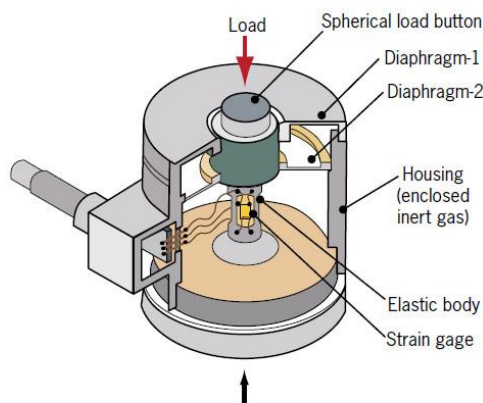


Figura 19. Esquema interno y externo de una célula de carga.

Concretamente, el sensor base de una célula de carga es una galga extensiométrica, transductor utilizado por Cibrán Rodríguez en los experimentos realizados en tu trabajo de fin de grado [3].

Las **galgas extensiométricas** se utilizan como transductores de fuerza o deformación basándose en el efecto piezorresistivo. En su composición se distingue un área resistiva sensible a la deformación en una determinada dirección. Si se analiza un poco el diseño de esta área, está formada por varios tramos longitudinales: en el sentido que se desee medir la deformación estos tramos son más gruesos; sin embargo, la sección de los tramos transversales a la anterior es mayor para disminuir en gran medida la sensibilidad en esta dirección.

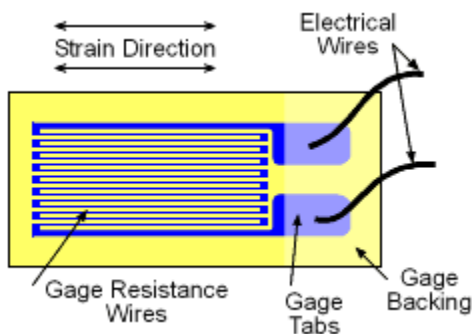


Figura 20. Partes de una galga extensiométrica.

La galga se fija en el elemento que se someterá a esfuerzo mediante un adhesivo, de modo que será posible medir esfuerzos a partir de la variación de resistencia. Como el valor de la resistencia se altera al cambiar las características geométricas (dimensión del área activa) debido a la deformación, se puede afirmar que la variación de resistencia es proporcional a la deformación experimentada y a la fuerza aplicada para provocar dicha deformación. Su respuesta es altamente lineal.

Necesita de un acondicionamiento eléctrico para que la señal de lectura pueda ser interpretada adecuadamente. El primer acondicionamiento captura la señal de salida y el más adecuado para una galga extensiométrica es una medición por comparación, es decir, un puente de Wheatstone [11]. Las topologías más conocidas son las de cuarto de puente, donde se coloca en uno de los divisores de tensión la galga; y la de medio puente. En este último caso se colocan dos transductores en el puente con el fin de aumentar la sensibilidad.

El segundo paso en el acondicionamiento es amplificar la señal de salir del puente para poder trabajar adecuadamente con ella. La mejor solución para ello es utilizar un amplificador operacional de instrumentación a la salida del puente.

De modo que para medir la variable fuerza deseada en el proyecto usando una galga extensiométrica sería una variable intermedia a través de la deformación.

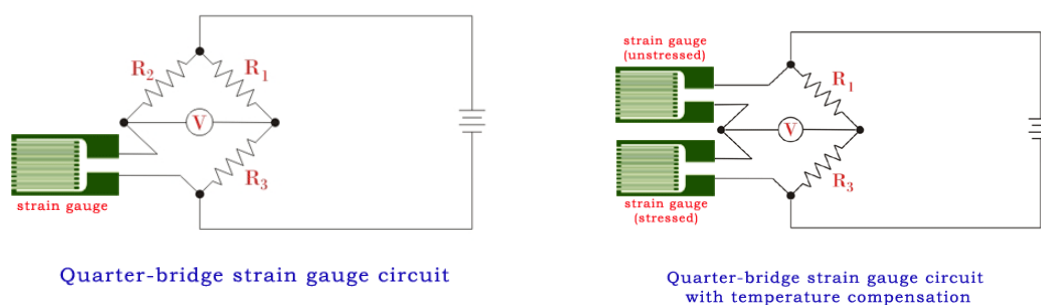


Figura 21. Diferentes acondicionamientos propuestos para una galga extensiométrica.

Cibrán Rodríguez sugirió cambiar el uso de la galga extensiométrica por un **sensor de PVDF**. El fluoruro de polivinilideno (PVDF) es un termoplástico semicristalino piezoeléctrico utilizado en aplicaciones tecnológicas como películas para sensores de presión y sensores táctiles en el campo de la medicina [12]. Sin embargo, un problema importante en el proceso de preparación de las películas es la formación de microcavidades en su superficie, las cuales afectan a las propiedades mecánicas y eléctricas.

Una característica que se debe tener en cuenta al trabajar con SMA es el cambio de temperatura que se produce al pasar por ellos una corriente. Los sensores de PVDF son capaces de medir un cambio brusco de temperatura, traduciéndose en un cambio en el valor de voltaje entre los electrodos de esta lámina, afectando a la medida de fuerza, que es lo que se pretende medir en esta aplicación.

Concretamente, donde se enfoca el empleo de sensores de PVDF dentro del campo de la medicina es en catéteres, ecografía médica, detector de presión arterial y pedobarografía.

3.1.2 Sensores de fuerza táctiles piezoresistivos.

En los últimos años se han desarrollado los llamados sensores de fuerza táctiles, basados en tinta conductora. Están formados por un material piezoresistivo especial, intercalado entre dos piezas de poliéster flexible. En este caso, los sensores son resistencias que varían su valor linealmente en términos de conductancia frente a la fuerza aplicada, de modo que miden directamente una fuerza de compresión en lugar de relacionar la deformación con la fuerza aplicada (como el caso de las galgas extensiométricas).

Son más fáciles de integrar en productos y sistemas médicos que requieran ser ligeros debido a su naturaleza delgada, flexibilidad y poco volumen. Destacan por su alta linealidad, baja deriva, bajo consumo de energía y un acondicionamiento de la señal de salida sencillo, ya que son accionados con corriente continua. Uno de los circuitos más comunes implementados para utilizar este sensor piezoresistivo es el divisor de tensión y un amplificador para aumentar la señal de salida. Otras cualidades son su bajo coste e insensibilidad a los campos magnéticos.

De modo adverso, los sensores de fuerza táctiles son menos exactos que una célula de carga. Debido a que hay una transición de contacto a no contacto, sin embargo, hay un espacio muerto que limita la sensibilidad del sensor a niveles inferiores de presión.

Dependiendo del fabricante, se destacan dos métodos de fabricación de sensores táctiles resistivos. El primer diseño utiliza un material piezoresistivo intercalado entre láminas plásticas flexibles y coloca ambas áreas conductoras en el mismo sustrato (Figura 22). De este modo, la salida depende del área del sensor sobre la que se distribuye la fuerza. Una fuerza que actúe sobre una gran parte del área producirá una lectura más baja que la misma cantidad de fuerza concentrada en un área más pequeña. En este sentido, este tipo de configuración hace que el sensor sea de presión en lugar de fuerza.

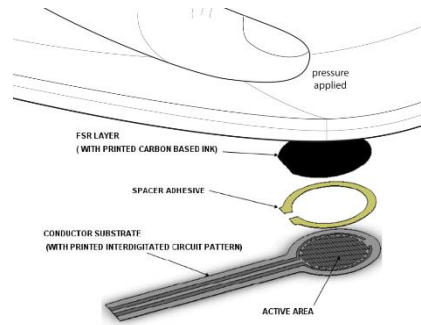


Figura 22. Primer modelo de fabricación de sensor piezorresistivo: material piezorresistivo intercalado entre láminas plásticas flexibles.

El segundo diseño, y que hace referencia a los sensores denominados *Flexiforce* (se analizan más adelante) consta de cuatro capas: una de plástico eléctricamente aislante, un área activa con un patrón de conductores, el cual está enlazado a otros conductores que permiten transmitir la tensión eléctrica, un espaciador de plástico con apertura alineada con el área activa, para facilitar una salida de aire en la cola del sensor, y por último un sustrato flexible recubierto con una película conductora gruesa, alineado con el área activa también.

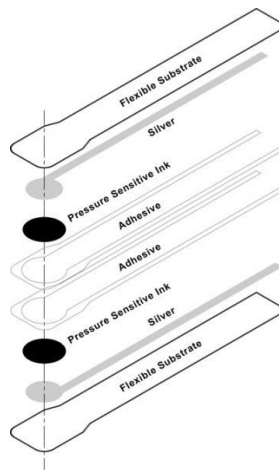


Figura 23. Capas en un sensor de la familia *Flexiforce* (segundo modelo de fabricación de sensor piezorresistivo).

Se recomienda montar el sensor táctil resistivo sobre una superficie plana y lisa, ya que en una superficie curva se reduce el rango de medición y la deriva de resistencia. Doblar la cola del sensor también afecta el rendimiento del mismo porque la zona de ventilación se deforma.

3.1.3 Sensores de fuerza capacitivos.

Este tipo de sensor táctil utiliza la capacitancia (o capacidad) como mecanismo de detección. La variación del valor de la señal de salida está relacionada con la carga del condensador. Es decir, un condensador almacenada una carga al ser sometido a una diferencia de potencial, ya que está formado por dos electrodos separados por un material dieléctrico. Al comprimirse ese dieléctrico, se reduce la separación entre los electrodos y ofrece una respuesta proporcional al desplazamiento. La carga y la tensión están relacionadas por la capacidad. Esta capacidad se ve influida por el área activa, el espesor del dieléctrico y el material del dieléctrico, y aumenta al disminuir el espacio entre placas. El cambio de desplazamiento con la fuerza aplicada es relativamente pequeño, al igual que el cambio en la capacitancia.

Cabe destacar que la capacidad no es lineal frente a la distancia entre placas y que generalmente estos sensores deben ser accionados por una señal de alta frecuencia de corriente alterna. De modo que la electrónica necesaria para convertir el cambio de capacidad en fuerza es algo complicada, siendo este aspecto la mayor barrera en el impulso de sensores de fuerza capacitivos miniatura, junto a los costos.

El mercado de las pantallas táctiles ha potenciado el desarrollo de los sensores capacitivos debido a que presentan mayor sensibilidad que los sensores basados en el cambio de un valor resistivo. Según un artículo publicado en la *Medical Design Technology (MDT)* [13] también se van a empezar a integrar en las nuevas tecnologías del campo de la medicina. Los sensores capacitivos pueden medir la fuerza aplicada a puntos discretos.

Aparte de su mayor sensibilidad, como los electrodos del sensor capacitivo nunca se tocan, son menos susceptibles al desgaste o al fallo, siendo mayor su durabilidad. También consigue una mayor estabilidad en términos de repetibilidad y permite medir bajos niveles de presión con precisión.

Este artículo destaca la aparición de una nueva generación de sensores capacitivos miniatura denominados *SingleTact*, disponibles en dos tamaños diferentes, y tres opciones de fuerza (de 100 gramos a 45 kg), y se facilita un pequeño microcontrolador para realizar la conversión de capacidad y permite la integración de I2C analógica o digital.

El sensor capacitivo *SingleTact*, según la empresa creadora PPS (Pressure Profile Systems), es ultrafino y cuantifica con exactitud y fiabilidad las fuerzas, ofreciendo errores de repetibilidad de menos del 1%, además de ser 3 veces más sensible que los sensores de fuerza resistiva. Añade que es ideal para integrar en aquellos productos innovadores donde se desee proporcionar “el sentido del tacto”.

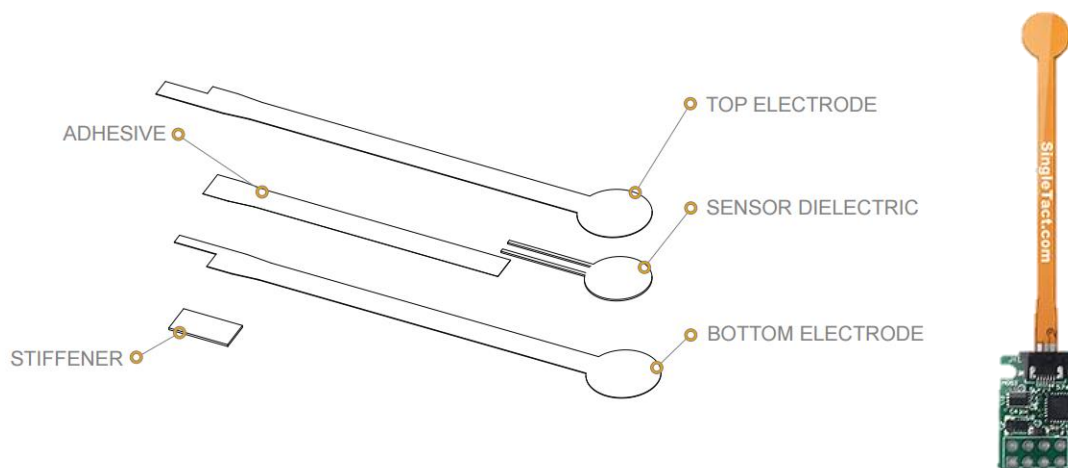


Figura 24. Modelo de sensor de fuerza sensor capacitivo SingleTact.

3.2 Elección del sensor piezorresistivo.

El diseño de la pinza quirúrgica requiere de un sensor preciso, de pequeño tamaño y de menor coste posible. Un **sensor de fuerza táctil piezorresistivo** ha sido el candidato para cubrir esa necesidad de retroalimentación, además es flexible y la tecnología requerida es más sencilla. Con ello se conseguirá monitorizar las presiones aplicadas en el área y realizar los ajustes adecuados durante toda la operación.

Aunque los sensores capacitivos, globalmente, tienen mejores características que los resistivos, estos han sido descartados debido a que actualmente el mercado de sensores capacitivos miniatura no es tan competitivo como el de sensores resistivos.

El primer filtro aplicado a la búsqueda del sensor piezorresistivo es el tamaño del área activa ya que la superficie de las pinzas, tomando como referencia la pinza de laparoscopia del laboratorio, no podría acoger a un sensor con diámetro de área activa mayor de 7mm. Aplicando esta primera característica, se han seleccionado los siguientes productos de tres tiendas diferentes:

Fabricante	Link tienda	Diámetro parte activa	Rango de medida
Interlink electronics	https://www.sparkfun.com/products/9673	7.11mm	0.1N-10N
Tekscan	https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a101?tab=specifications	3.8mm	1.1N-17.8N
Peratech	http://www.robotshop.com/en/single-point-5mm-force-sensor-solder-tab.html	5mm	0.1N-20N
Interlink electronics	http://www.robotshop.com/en/interlink-electronics-circular-fsr-short-34-00004.html	5mm	0.2N-20N

Tabla 1. Primera selección de sensores piezorresistivos en el mercado actualmente.

Otro aspecto que puede influir negativamente en la instalación del sensor en la pinza es la longitud del mismo. Por ello, de la tabla anterior solamente nos quedamos con los elementos de la segunda y cuarta fila. Se ha podido comprobar que *Tekscan* e *Interlink electronics* son, actualmente, empresas competidoras en el mercado de los sensores resistivos. De modo que se han encontrado dos artículos donde analizan a través de una serie de pruebas sensores de ambas marcas y comparan los resultados de cada uno.

En el primer artículo [14] se compara el modelo 402 Interlink FSR y el FlexiForce A201 de Tekscan. Se estudió el comportamiento de ambos sensores frente a dos test: uno con peso muerto y otro con una rampa de fuerza, recopilando los valores de la resistencia y el tiempo de respuesta.

Se concluyó que el sensor de FlexiForce presenta una mejor respuesta en términos de linealidad, repetitividad, tiempo de deriva y precisión dinámica, mientras que el sensor de Interlink es más robusto. Es decir, Flexiforce era mejor en cuanto a dar la misma lectura cuando se mide repetidamente la misma cantidad en iguales condiciones (precisión), pero con mayor ruido que el otro. Además, su respuesta es más lenta (tiempo que alcanza el 90% de su valor de resistencia final).

Se llegó a la conclusión que, si se requiere un sensor para aplicaciones de grandes cambios de fuerza a una frecuencia relativamente alta, el sensor de *Interlink* es más apropiado; mientras que, si se aplican grandes fuerzas de variación lenta para largas duraciones, es probable que el sensor *Tekscan* sea mejor. El tiempo necesario para que el sensor se relaje es una variable muy importante, ya que cuando no se tiene en cuenta, puede inducir a errores en la medición, dando explicación a las derivas que se producen en algunas medidas.

En el segundo artículo [15] se estudia la deriva de la resistencia de los sensores con el tiempo y la histéresis para múltiples cargas, así como el tiempo que tarda el sensor en dar un valor final de resistencia. Se encontraron diferencias en la precisión de los dispositivos, en la linealidad y el tiempo de respuesta. Las conclusiones que finalmente se expusieron pueden ser de utilidad para seleccionar un sensor cuando la precisión o el tiempo de respuesta son factores importantes. En este experimento no se especifican los modelos exactos de las marcas que se están evaluando.

El Flexiforce tiene dos inconvenientes que pueden limitar su uso: la respuesta del sensor a fuerzas discontinuas requiere de un filtrado de la señal y las propiedades iniciales del sensor se recuperan después de un largo tiempo de reposo. El lado positivo de este sensor es que presenta un tiempo de respuesta más corto y una mejor linealidad. Por ello, se concluye que es adecuado para aplicaciones con condiciones cuasi-estáticas (contacto entre un robot y un elemento fijo, por ejemplo). Por el contrario, si el control de la fuerza se debe realizar entre un sistema robótico y un elemento que presenta movimiento periódico, este no es una buena opción.

Volviendo a los sensores de cada marcada expuesto en la tabla inicial, se presenta a continuación el estudio más a fondo de las características de cada uno y se comparan para, finalmente, escoger razonadamente el que formará parte de la pinza de mínima invasión que se diseña en este proyecto.

El sensor Flexiforce, fabricado por *Tekscan, Inc*, se trata de resistencias que varían linealmente en términos de conductancia frente a una carga, de modo que la salida es bastante lineal. En estado de reposo, su resistencia es del orden de megaohmios. A medida que aumenta la fuerza aplicada, la resistencia de salida disminuye, alcanzando aproximadamente 10k ohmios o menos, dependiendo de la aplicación.

Cuando se aplica una fuerza externa, el elemento resistivo del sensor se deforma contra el sustrato. El aire que se encuentre en la abertura de la cola es empujado y el material conductor sobre el sustrato entra en contacto con partes del área activa. Cuanta más área activa esté tocando el elemento conductor, menor será la resistencia.

El modelo elegido es el **Flexiforce A101**, el sensor más pequeño de la marca y puede medir hasta 4.5 Kg, aproximadamente. El rango dinámico de fuerza se puede modificar cambiando el voltaje de alimentación y ajustando la resistencia de realimentación (R_f), como se puede ver en la Figura 25. Para medir fuerzas más altas, se

debe aplicar una tensión de alimentación más baja (-0,5 V, -0,10 V, etc.) y reducir la resistencia de realimentación baja (1kΩ min.). Por el contrario, para medir fuerzas menores, se selecciona una tensión más alta y se aumenta la resistencia.

La serie FSR 400 de *Interlink Electronics* ofrece dispositivos de película gruesa de polímero (PTF) robustos que muestran una disminución de la resistencia con un aumento de la fuerza aplicada a la superficie del sensor. Esta sensibilidad de la fuerza es optimizada para orientar su uso como tecnología háptica en dispositivos electrónicos, incluido sistemas médicos y aplicaciones de robótica.

El modelo escogido es **FSR 400 short** también es de cola corta, con una única zona de detección de fuerza optimizada. En estado de reposo, su resistencia es de 10 megaohmios. Todos los materiales plásticos del sensor tienen, como mínimo, resistencia UL94V1, es decir, material inflamable en el que la llama se extingue tras 30 segundos sin goteo.

En la siguiente tabla se comparan tanto las características físicas como de comportamiento de cada uno de los sensores expuestos.

	Flexiforce A101	FSR 400 short
Grosor	0.203 mm	0.30mm
Longitud	15.6mm	15.8mm
Ancho	7.6mm (diámetro)	7.6mm (diámetro)
Área de detección	3.8mm (diámetro)	5.6mm (diámetro)
Rango de sensibilidad	Hasta 44 N	0.2 a 20 N
Conexión	2 pines machos	Según referencia
Error de linealidad	±3%	-
Repetibilidad	±2.5% FS	±2%
Histéresis	4.5% FS	10%
Tiempo de respuesta	5 microsegundos	3 microsegundos
Temperatura de operación	-9°C a 74°C	-40°C a 85°C (no más de 1 hora)
Deriva	5% por escala logarítmica de tiempo	5% por escala logarítmica de tiempo
Precio de 4 unidades	\$35.00	\$25.60

Tabla 2. Características de los sensores piezorresistivos Flexiforce A101 y FSR 400 short.

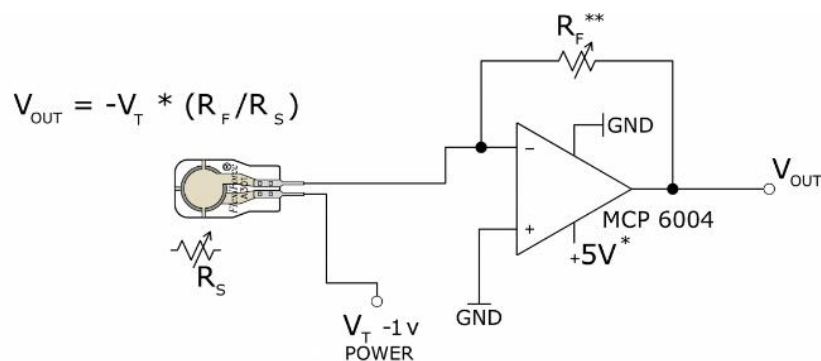
Para finalizar con la investigación de prestaciones de ambos sensores, la web de *Tekscan* ofrece otra comparación entre el comportamiento de ambos. En primer lugar, se estudia la linealidad realizando dos pruebas de calibración: una de 0-4N y la otra de-30N. El segundo estudio se basa en comprobar la deriva del sensor tras aplicar una carga de 15N durante 10 minutos, muestreando la salida a 20 Hz. La prueba duró unas 10 horas, registrando las lecturas de voltaje cada minuto. El último experimento consistía en apretar un dinamómetro que variaba su fuerza cada dos segundos, y se repitió la prueba cinco veces en tres rangos de fuerza distintos para calcular el error total a cada nivel de fuerza.

De modo que se concluyó que el sensor Flexiforce produjo una relación más lineal, es capaz de mantener un valor de salida de voltaje constante de 3V durante 12 horas sin presentar deriva de resistencia, y es más preciso.

Recopilando toda la información extraída, aunque el sensor Flexiforce parece que presenta una respuesta más lenta, debido a su mayor linealidad y que su área de detección es menor, facilitando así su instalación en un área menor, se ha escogido el sensor Flexiforce A101.

3.3 Circuito de acondicionamiento del sensor piezorresistivo.

El fabricante del sensor Flexiforce recomienda el circuito de acondicionamiento de la Figura 25. Cabe destacar la baja tensión de entrada establecida, -1V, que, como se ha comentado anteriormente, permitirá medir fuerzas de mayor valor.



- * Supply Voltages should be constant
- ** Reference Resistance R_F is 1k Ω to 100k Ω
- Sensor Resistance R_S at no load is >5M Ω
- Max recommended current is 2.5mA

Figura 25. Acondicionamiento recomendado por el fabricante para el sensor Flexiforce.

Antes de comenzar a hacer pruebas con el sensor se debe calibrar. Para ello, también se facilita una guía rápida de los pasos que se deben llevar a cabo:

1. Colocar una carga cuyo valor sea, como mínimo, el 110% del máximo de carga que puede medir el sensor durante 3 segundos. Se debe repetir esta operación 4-5 veces. **49N (5KG)**
2. Tomar los valores de peso y voltaje obtenidos en la siguiente serie, la cual se debe repetir 3 veces:
 - a. Colocar un peso con valor de 1/3 de la carga total.

$$\frac{1}{3} \text{ de } 44 \text{ N} = 14.67 \text{ N} \cong 1.5 \text{ Kg}$$

- b. Colocar un peso con valor de 2/3 de la carga total.

$$\frac{2}{3} \text{ de } 44 \text{ N} = 29.33 \text{ N} \cong 3 \text{ Kg}$$

- c. Colocar un peso con valor de 3/3 de la carga total.

$$\frac{3}{3} \text{ de } 44 \text{ N} = 44 \text{ N} \cong 4.5 \text{ Kg}$$

- d. Representar los valores (Voltaje vs Fuerza) y obtener la recta de calibración para sacar la ecuación de dicha recta.

Nota: Los pesos del segundo paso deben dejarse sobre el sensor el mismo intervalo de tiempo para todos los casos.

Como se ha comentado en el apartado anterior (página 51), para medir fuerzas relativamente bajas, tanto la tensión de alimentación, V_T , como la resistencia de realimentación, R_F , tienen que tener un valor elevado dentro del rango delimitado por el fabricante. Cabe destacar que el circuito que se emplea para el acondicionamiento del sensor es el modelo MCP 6002. De modo que se configura el circuito de la Figura 26 para la toma de valores en la calibración del sensor.

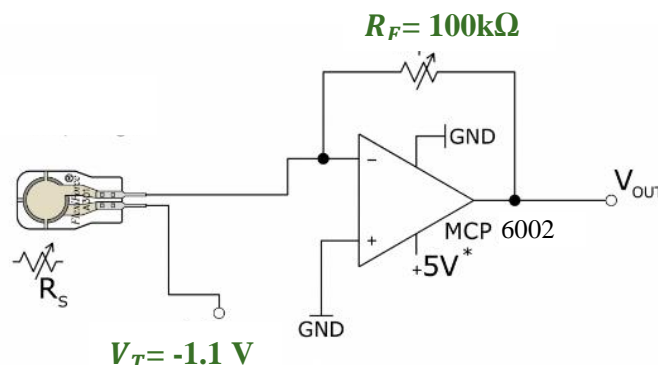


Figura 26. Primer acondicionamiento realizado para la calibración del sensor A101.

Para verificar la repetibilidad del sensor, se realizaron tres tomas del voltaje de salida (V_{out}) tras aplicar una fuerza en el sensor. Debido a la baja disponibilidad de pesas del laboratorio, se utilizaron los valores de la siguiente tabla. Se utilizó el voltímetro digital protek 506 para medir el voltaje en cada caso.

Pesa (g)	Voltaje 1 (V)	Voltaje 2 (V)	Voltaje 3 (V)	Voltaje medio (V)
0	0.93	0.942	0.942	0.94
100	0.891	0.93	0.898	0.91
200	0.8	0.855	0.781	0.81
1000	0.252	0.229	0.227	0.24
2000	0.195	0.19	0.173	0.19

Tabla 3. Valores tomados para calibrar el sensor de fuerza con un amplificador inversor.

*Se toman solamente dos decimales en el resultado del voltaje promedio.

Analizando los resultados, en primer lugar, se comenta que se midió el voltaje que cae en el sensor, y no el de salida, ya que el circuito recomendado por el fabricante no aporta la suficiente ganancia como para medir variaciones de voltaje considerables en la salida. Es decir, la resistencia del sensor, R_S , es del orden de $M\Omega$ para los valores del circuito establecidos y, observando la ecuación que refleja la ganancia, se puede comprobar que esta es muy superior a la establecida como R_F , impidiendo que la ganancia sea mayor que la unidad.

$$Ganancia = \frac{V_{out}}{V_T} = -\left(\frac{R_F}{R_S}\right)$$

Además, si se grafican los datos anteriores, Figura 27, se aprecia que la respuesta lineal que nos asegura el fabricante no se ve reflejada para todos los pesos utilizados, aunque sí es lineal por tramos.

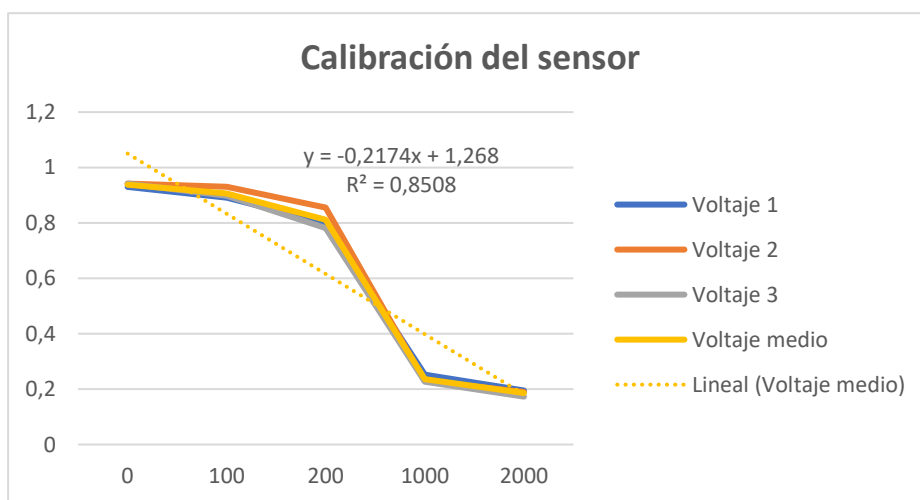


Figura 27. Gráfica con los datos de calibración del primer acondicionamiento del sensor de fuerza.

De modo que se reorganiza la electrónica del circuito de acondicionamiento del sensor para que se adecue más a las necesidades del proyecto. Se decide utilizar una configuración de amplificador no inversor para aumentar la ganancia en la primera etapa. Tras comprobar de nuevo el voltaje de salida, el rango de variación sigue siendo pequeño comparado con el que ofrecen las entradas analógicas de Arduino. Así que se decide aumentar el voltaje de entrada, quedando el circuito de la Figura 28 para acondicionar la señal del sensor A101.

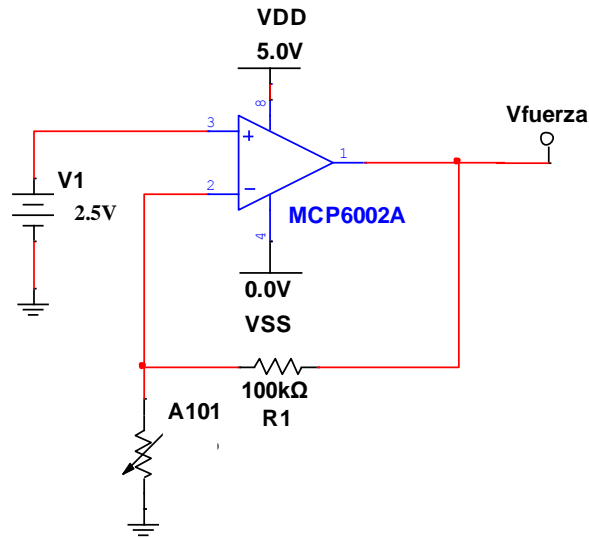


Figura 28. Acondicionamiento final del sensor de fuerza A101.

Así que se procede a repetir el proceso de calibración expuesto anteriormente, pero tomando el voltaje de salida, en lugar del que cae en el sensor.

Pesa (g)	Voltaje 1 (V)	Voltaje 2 (V)	Voltaje 3 (V)	Voltaje medio (V)
0	2.53	2.54	2.54	2.54
100	2.65	2.61	2.76	2.67
200	2.93	2.92	2.97	2.94
250	3.21	3.2	3.15	3.19
300	3.29	3.28	3.28	3.28
1000	4.7	4.71	4.7	4.7

Tabla 4. Valores tomados para calibrar el sensor de fuerza con un amplificador no inversor.

Debido a la gran similitud de los resultados anotados en la tabla XX, se presentan las gráficas de cada uno de los casos por separado para una mejor visualización.

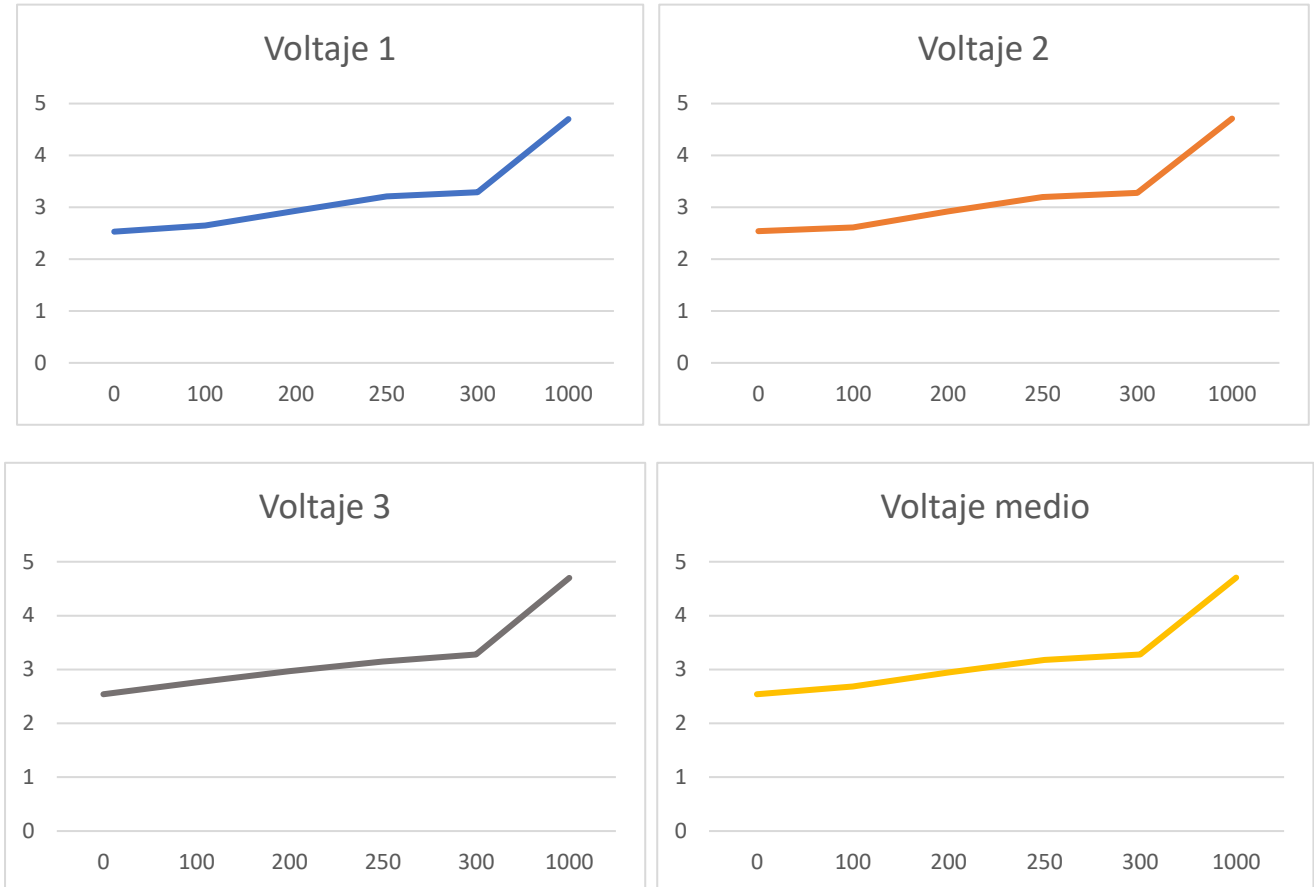


Figura 29. Resultados de la calibración del sensor A101 para el acondicionamiento con amplificador no inversor.

Como se aprecia en todas las gráficas, existe una relación lineal entre las pesas con valor próximo. Por ello, se descarta el resultado obtenido por la pesa de 1kg ya que resulta un valor elevado para el rango de fuerza para el que se ha programado el sensor. Atendiendo de nuevo a las gráficas, se observa que el mejor comportamiento lineal registrado ha sido en el tercer experimento realizado denominado “voltaje 3”. Asumiendo que las primeras pruebas como un entrenamiento para el sensor, se representan de nuevo las cantidades tomadas en la tercera prueba, pero descartando el valor para 100kg.

Como se aprecia en la gráfica de la Figura 30, el valor de R es muy próximo a la unidad, de modo que se toma la ecuación de la recta de tendencia lineal, siendo “y” la tensión en voltios y “x” el peso en gramos.

$$\text{Voltaje } (v) = 0.00246 * \text{peso}(g) + 2.522$$

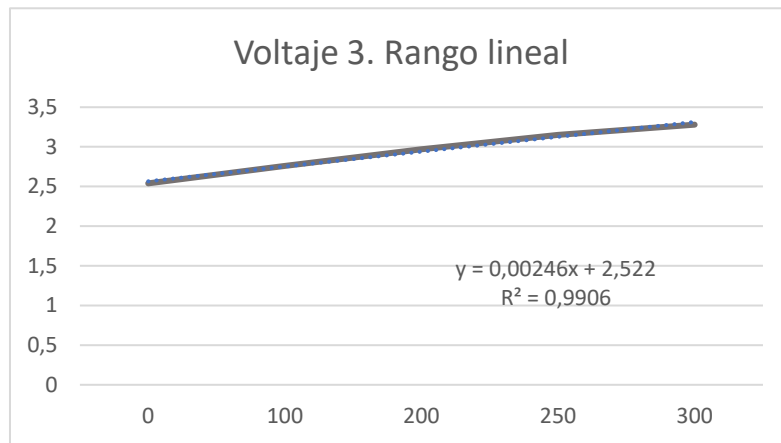


Figura 30. Relación lineal entre gramos y voltaje del sensor A101 para el acondicionamiento con amplificador no inversor.

3.4 Tecnología háptica.

Se utiliza el término háptico para describir algo relacionado con o basado en el sentido del tacto. Los dispositivos con tecnología háptica se caracterizan por proporcionar contacto físico entre el ordenador (o dispositivo electrónico) y el usuario, así como realimentación de la fuerza y/o táctil al sujeto que interactúa con entornos virtuales o remotos.

Los dispositivos hápticos más comunes y básicos son las pantallas táctiles de los teléfonos móviles y se consideran solo dispositivos hápticos de entrada, ya que la respuesta a la acción se ve ser visual o sonora. Aunque a veces ofrecen una respuesta háptica en forma de vibración, considerándose la respuesta háptica más básica.

En la actualidad, se comercializa con dispositivos más avanzados que ofrecen al usuario la sensación de percibir información háptica virtual en tres dimensiones o incluso en seis, como transmitir al usuario la sensación de que toca o colisiona con objetos virtuales con la consecuente fuerza, diferentes texturas en función de la superficie del objeto, sensación de rotación y desplazamiento. De esta forma permiten al usuario tocar, sentir, manipular, crear y cambiar objetos tridimensionales simulados en un ambiente virtual. Estos sistemas tan sofisticados se emplean en dispositivos de simulaciones médicas.

En este proyecto se desea transmitir al cirujano la fuerza que está ejerciendo la pinza. Por ello se ha optado por la forma más intuitiva de producir sensaciones táctiles: usar la vibración a una frecuencia determinada. Para ello, hay dos formas muy conocidas:

- Utilizar solenoides que sean capaces de hacer vibrar una superficie mediante la creación de un campo magnético. Se consigue una estimulación muy localizada.
- Utilizar motores eléctricos que con su rotación a una frecuencia determinada hace vibrar la piel sobre la que está colocado. De modo que la vibración del motor está relacionada con su velocidad.

Se considera que el tejido intestinal es una de las zonas más delicadas del cuerpo humano, por lo que es esencial controlar la presión ejercida, ya que demasiada puede causar un daño en el tejido y muy poca provocar que el tejido se deslice fuera de la pinza. Solo una coordinación mano-ojo provoca una dificultad a la hora de determinar la cantidad de fuerza de fuerza que se debe aplicar. Así que la retroalimentación táctil de fuerza es esencial.

Un motor eléctrico para transmitir la fuerza de la pinza al usuario ha sido el dispositivo escogido. Se trata un dispositivo muy pequeño, con un diámetro de 10mm, y el estímulo no se concentra en un área localizada, sino que se reparte a lo largo de un área relativamente grande. El elegido para el proyecto es similar al de la Figura 31, utilizado con frecuencia en teléfonos móviles. Trabaja a una tensión nominal de 3V, pero su rango de actuación está entre 1.5V y 5V, según se ha comprobado al experimentar con el componente. Por ello se controlará mediante una salida PWM de Arduino.

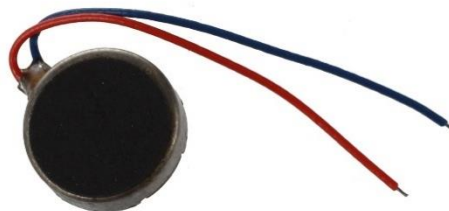


Figura 31. Vibrador plano eléctrico utilizado como sistema háptico.

Se trata de un dispositivo extremadamente barato y no requiere un acondicionamiento extra para el proyecto. Otro aspecto por el que se ha elegido para incorporarlo a la pinza es su pequeño tamaño y su poco peso, siendo esta última característica muy importante para obtener el instrumento ligero y mejorado, respecto a la manipulación, que se está buscando.



Capítulo 4. Construcción de la maqueta.

SMA escogido, acondicionamiento y su uso como actuador en la maqueta. Instalación del resto del hardware, descripción del sistema de control, software y experimentos.

Capítulo 4. Construcción de la maqueta.

4.1 Hardware.

A lo largo de este apartado se presentan los dispositivos elegidos, así como la aleación de memoria de forma de la marca Flexinol. En la Figura 32 se presenta la maqueta con los elementos que conformarán la maqueta, a falta del cableado.

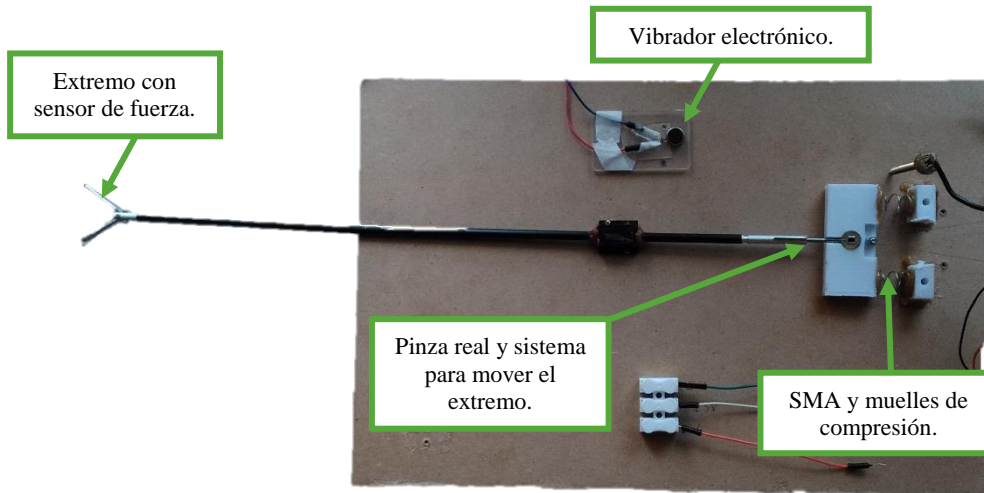


Figura 32. Hardware más destacado de la maqueta.

4.1.1 Aleación de memoria de forma escogida.

Siguiendo la dinámica de los proyectos anteriores, se continúa trabajando con aleaciones de nitinol bajo el nombre comercial Flexinol, de la casa DINALLOY, INC. Se decidió adquirir un kit que ofrece la marca con 10 cables diferentes, de 5 diámetros diferentes, y con una longitud de 20cm cada uno. En la siguiente tabla se reflejan los diámetro y propiedades de cada una de esas aleaciones.

Diámetro (μm)	037	050	100	150	250
Resistencia lineal (Ω/m)	860	510	150	50	20
Intensidad recomendada (mA)	30	50	180	400	1000
Potencia recomendada (W/m)	0.78	1.28	4.86	8.00	20.0
*Máxima fuerza de tracción al calentarse (N)	0.637	1.1466	4.5962	10.3488	28.7434

*Fuerza de tracción al calentarse (N)	0.196	0.343	1.47	3.234	9.114
*Fuerza de deformación al enfriarse (N)	0.0392	0.0784	0.2744	0.6076	1.6856
Velocidad de contracción (seg)	1	1	1	1	1
LT Velocidad de relajación (seg)	0.25	0.3	0.8	2	5.5
HT Velocidad de relajación (seg)	0.09	0.1	0.4	1.2	3.5

Tabla 5. Características de los SMA disponibles en el kit de Flexinol.

*La fuerza de tracción al calentarse se basa en 190MPa (la máxima se basa en 600MPa), que para muchas aplicaciones es la tensión máxima segura para el cable. Sin embargo, muchas aplicaciones usan niveles de tensión más altos y más bajos. Esto depende de las condiciones específicas del diseño. La fuerza de deformación al enfriarse se basa en 35MPa, que es un buen punto de partida en un diseño. Pero este valor puede variar, dependiendo de cómo se utilice el material. (Información extraída del manual adjunto a los cables).

Nota: la información de la tabla se ha extraído de los datos proporcionado por el datasheet adjunto al kit.

Tras experimentar si eran capaces de mover el sistema mecánico que se describe posteriormente, se llegó a la conclusión de que los cables de 37 μ m y 50 μ m eran demasiado delgados y frágiles para actuar. A parte de que no eran capaces de ejercer la fuerza demandada para mover esta masa, son muy propensos a romperse, con lo cual no son apropiados para esta aplicación. En el otro extremo se encuentra el cable de 250 μ m, un cable demasiado grueso y que demanda demasiado potencia para su activación, como se aprecia en la tabla anterior.

De modo que solo queda decidir entre el cable de 100 μ m y 150 μ m. Como la fuerza de agarre aumenta con la corriente de excitación del cable y con el cable de 100 μ m se quedaba escasa, finalmente la aleación de 150 μ m fue la escogida para el proyecto.

Cibrán Rodríguez también llegó a la conclusión de que la **aleación de 150 μ m** de diámetro era la más apropiada para su diseño de pinza. Llegado a este punto, es hora de decidir el tamaño apropiado y con cuál de los dos modelos trabajar: con la aleación con menor temperatura austenítica (LT) o la de mayor (HT), aspecto que se detalla en el siguiente apartado.

4.1.2 Montaje de la maqueta. Circuitos electrónicos

4.1.2.1 Elección y movimiento de la pinza.

En el laboratorio se dispone de una pinza de laparoscopia real similar a la de la Figura 33. Se ha podido separar el mango de la estructura que contiene la pinza y se comprueba que la pinza se cierra al tirar de un sistema mecánico que tiene en el extremo, realizando un movimiento lineal de un recorrido máximo de 1.91mm aproximadamente. Para volver a abrir la pinza simplemente se debe empujar ese mecanismo.



Figura 33. Modelo de pinza de laparoscopia real disponible en el laboratorio.

En vista a que la estructura de esta pinza real es favorable a ser movida mediante un cable de SMA, se deja de lado el modelo diseñado por Cibrán Rodríguez, demostrando así que no es necesario modificar en exceso un diseño de pinza de laparoscopia existente para incluir dispositivos electrónicos que faciliten y mejoren las labores de cirugía.

La maleabilidad de la aleación escogida permite instalar el SMA de diferentes formas. También se debe recordar que se pueden instalar varios cables, bien sea en paralelo o en serie; por ello, inicialmente, se diseñaron las siguientes piezas de plástico fabricadas con una impresora 3D. Estas piezas encajan con el mecanismo que permite controlar la apertura/cierre de la pinza y esta pieza es movida por la aleación, la cual se instala en el(los) agujero(s) con la ayuda de tornillos y tuercas, ya que el plástico con el que están fabricadas estas piezas es PLA (Poliácido Láctico), un termoplástico creado a partir de recursos renovables, es biodegradable, no emite gases nocivos, y se conoce que empieza a descomponerse a partir de los 50-60°C, temperatura que sobrepasa el cable de SMA cuando es excitado.

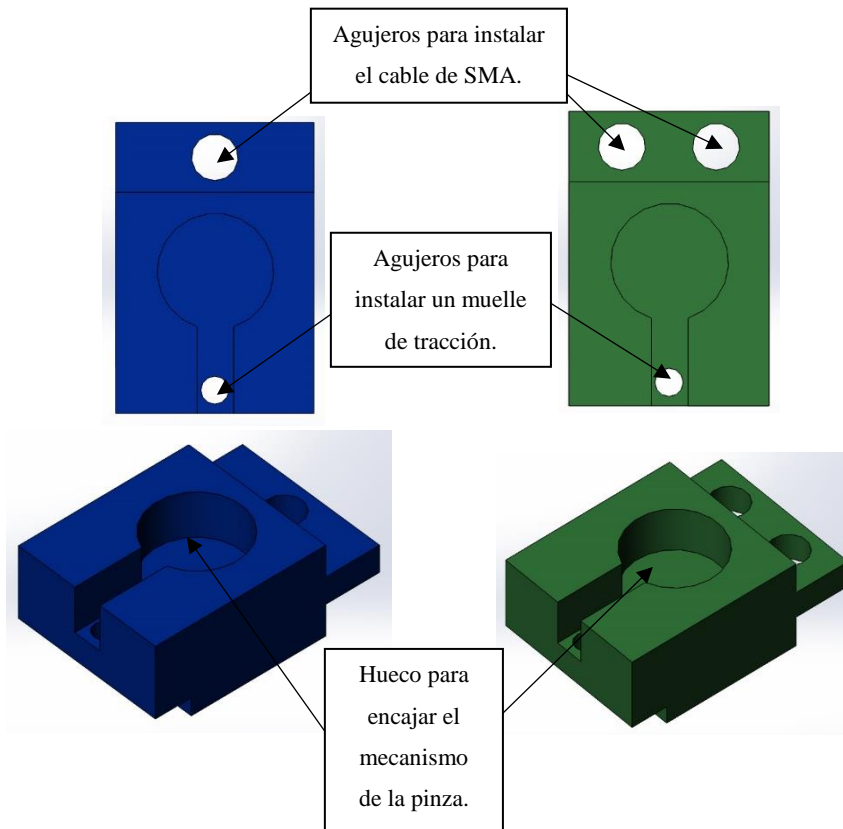


Figura 34. Modelos en Solidworks de los primeros diseños para mover el mecanismo de la pinza.

Las primeras pruebas que se realizaron y que no resultaron satisfactorias para realizar un movimiento controlado, para ejercer la fuerza necesaria y/o no necesitase una gran superficie de instalación fueron las siguientes:

- Cable de SMA de 20cm instalado totalmente recto.
- Dos cables de SMA de 10cm cada uno instalados totalmente rectos y conectados en serie.
- Dos cables de SMA de 10cm cada uno instalados totalmente rectos y conectados en paralelo.

Se recuerda que los cables usados son todos de $150\mu\text{m}$ de diámetro.

Investigando y buscando otros proyectos realizados con aleaciones con memoria de forma se encontró la siguiente tabla. En ella se aprecian las configuraciones más usuales de instalar este componente para mover una masa y las características que ofrece cada una.

	Original (reference)	Bigger U	Vee	Single	U lever
Schematic					
Wire length	L1	$L2 = 2L1$	$L2 = L1$	$L2 = L1$	$L2 = L1$
Actuation energy	1E	2E	1E	1E	1E
Displacement	1D	2D	$> 1D$ (depends on angle)	2D	$> 1D$ (depends on lever ratio)
Force	1F	1F	$< 1F$ (depends on angle)	F/2	$< 1F$ (depends on lever ratio)
Response time	1T	4T	1T	1T	1T

Figura 35. Configuraciones más comunes para instalar una aleación con memoria de forma. Características de cada una de ellas.

Se escoge la **configuración** denominada “**Vee**” ya que ofrece un punto intermedio entre el desplazamiento y la fuerza que ofrece, con un tiempo de respuesta no más alto del que da el fabricante en la hoja de datos.

Otro inconveniente comprobado con las piezas fabricadas es que un muelle de tracción no es el adecuado para devolver al mecanismo a su posición original tras finalizar la actuación del SMA, es decir, para abrir la pinza.

De modo que se rediseña la pieza que permite controlar el movimiento de la pinza para instalar un cable de 20cm en forma de “Vee” y colocar dos muelles de compresión, siendo el resultado el de la Figura 36.

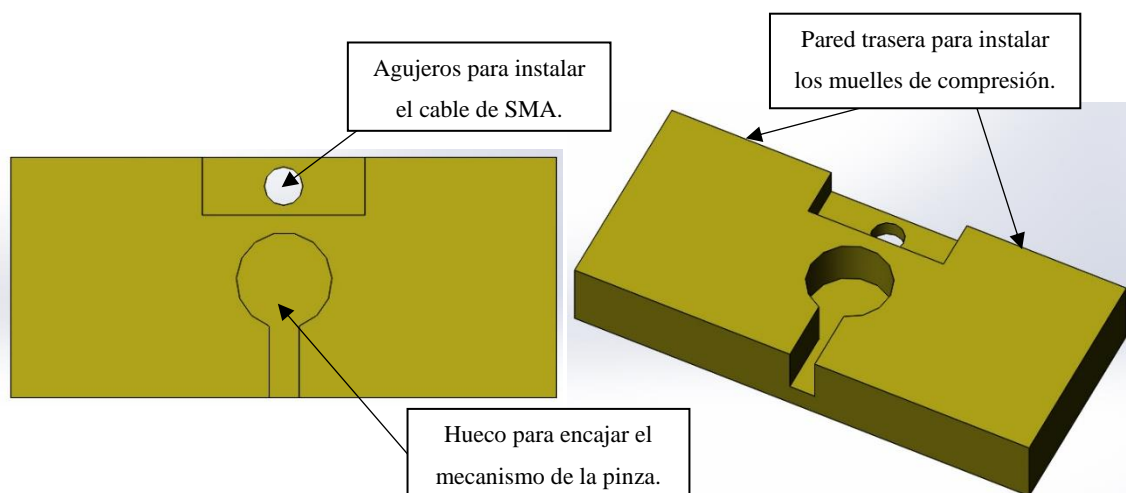


Figura 36. Modelo en Solidworks del diseño escogido en la maqueta para mover el mecanismo de la pinza.

Para colocar el otro extremo del muelle se imprimen dos pequeñas piezas que se pueden apreciar en la imagen de la maqueta que se presenta posteriormente. Estos muelles son imprescindibles para poder empujar el mecanismo tras cesar la actividad del SMA y así abrir la pinza de nuevo. El fabricante asegura que la fuerza con la que se debe tirar de el cable para devolverlo a su longitud original cuando se enfría es de aproximadamente 1/5 de la fuerza con la que el cable de Flexinol se contrae. Teniendo en cuenta que la fuerza de tracción cuando se calienta un SMA de 150 μ m es de 3.234N, la fuerza mínima del muelle debe ser de 0.65N aproximadamente. Hasta cierto punto, cuanto mayor sea la fuerza contraria para devolver al cable a su forma original, mayor será la deformación que puede obtenerse.

Una vez presentado el diseño que permite mover el mecanismo que controla el movimiento de la pinza, se expone el acondicionamiento electrónico de la aleación de memoria de forma, así como los cálculos realizados.

Como se ha comentado, la longitud del cable de SMA es de 20cm, según su hoja de característica, ofrece una resistencia de 50 Ω /m.

$$R_{SMA} = 50 \frac{\Omega}{m} * 0.2m = 10\Omega$$

El fabricante Dynalloy asegura una deformación del 3% - 4% para la configuración simple (“single” en la tabla). Estos porcentajes se traducen a las siguientes longitudes para este proyecto:

- Deformación del 3% para un cable de 20cm son 6mm.
- Deformación del 4% para un cable de 20cm son 8mm.

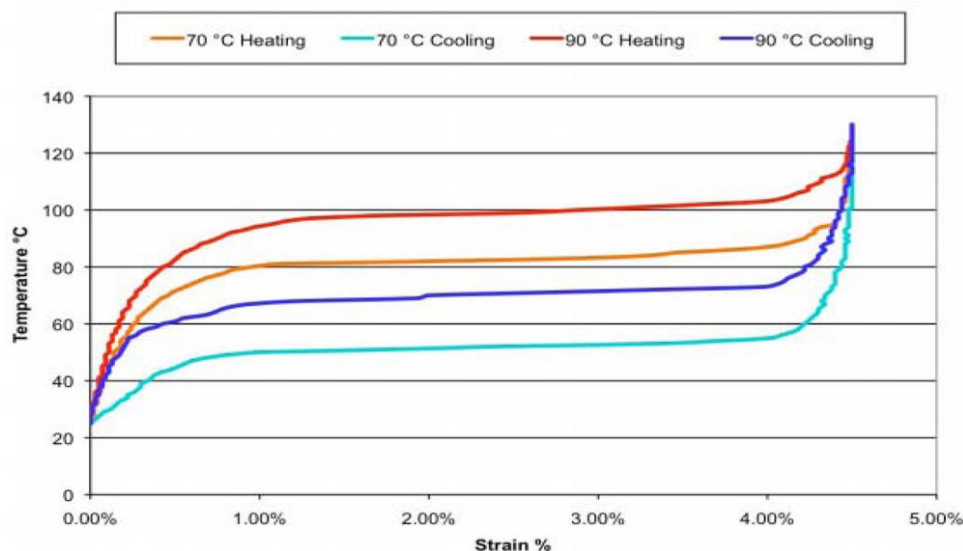


Figura 37. Comportamiento de la aleación de Flexinol: temperatura vs deformación.

Si se sigue observando la información de la Figura 35, la contracción que realmente se observa para el caso escogido, “Vee”, es de un poco más de la mitad respecto a la configuración “single”, es decir, de entre 1.5mm y 4mm. Como el recorrido del mecanismo es de 1.91mm, se puede confirmar que se trata de un diseño apto para este proyecto.

La resistencia del cable de Flexinol es constante y la corriente óptima para su funcionamiento es detallada en la Tabla 5. Usando la ley de Ohm:

$$V_{SMA} = R_{SMA} * i_{SMA} = 10\Omega * 400mA = 4V$$

Se ha determinado experimentalmente que este es capaz de soportar un amperaje mayor a 400mA. Guillermo [1] también llegó a esta conclusión en su trabajo, dando como dato una intensidad de 600mA. De modo que el voltaje nominal para la aleación que se va a establecer será:

$$V_{SMA} = R_{SMA} * i_{SMA} = 10\Omega * 600mA = 6V$$

Siguiendo la dinámica de diseño para el acondicionamiento del cable de SMA, se usa el circuito integrado LM272. Para mantener la respuesta de 1 segundo especifica por el fabricante, recomienda que la corriente se pulse en pequeñas ráfagas, por ello se usa una de las salidas PWM que ofrece la tarjeta de adquisición de datos utilizada para suministrar voltaje de alimentación. La salida utilizada ofrece un rango de voltaje de 0 a 5V y 40mA, por lo que se requiere una amplificación tanto de tensión como de intensidad para hacer funcionar el SMA escogido. El circuito integrado comentado ofrece aproximadamente 1A a la salida. Según se aprecia en la Figura 38, se ha diseñado un circuito de potencia en dos etapas: la primera se trata de un seguidor de tensión para adaptar impedancias y la segunda es un amplificador no inversor que permite obtener una ganancia mayor a la unidad. Para el cálculo de esa ganancia se ha usado la ecuación teórica a partir de un amplificador operacional ideal.

$$G = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{6}{5} = 1.2 = 1 + \frac{R2}{R1} = 1 + \frac{2.2k}{10k} = 1.22$$

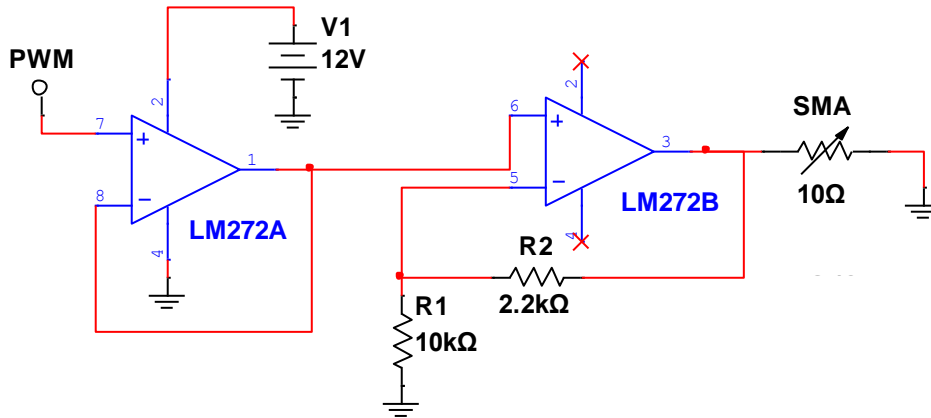


Figura 38. Acondicionamiento diseñado para el cable de SMA escogido.

Debido a que se produce una caída de tensión al conectar el SMA en la práctica, se cambia la resistencia R2 a un valor de 4.7k Ω (en lugar de 2.2k Ω) para alimentar realmente la aleación a un valor máximo muy próximo a 6V.

4.1.2.2 Instalación del resto de dispositivos.

Una vez se ha explicado el diseño para controlar la apertura y el cierre de la pinza, se continúa exponiendo la integración del resto de dispositivos.

En primer lugar, se habla del sensor de fuerza. En la Figura 39 se aprecia con detalle la superficie de la pinza con la que se está trabajando. Se aprecia que es rugosa, lo cual complica la instalación del sensor. Para solventar este problema, se ha diseñado una pieza rectangular plana de 20mm x 7.5mm con un espesor de 0.6mm para instalar entre el sensor y la superficie de la pinza. Se ha utilizado una cinta adhesiva de sobre cara para instalar el sensor en la pieza plana y la pieza plana sobre la pinza.

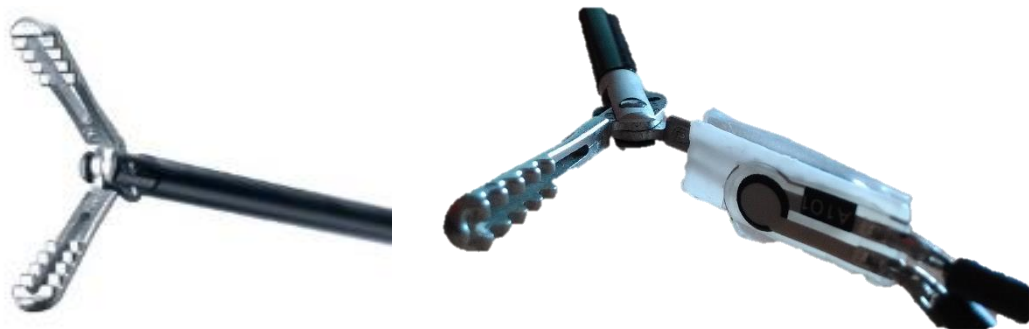


Figura 39. (A la izquierda) Extremo de la pinza de laparoscopia del laboratorio. (A la derecha) Instalación del sensor de fuerza en la pinza del laboratorio.

Finalmente, se expone una imagen superior de la maqueta donde se han instalado todos los dispositivos presentados y facilitar así los experimentos realizados, explicados en apartados posteriores.

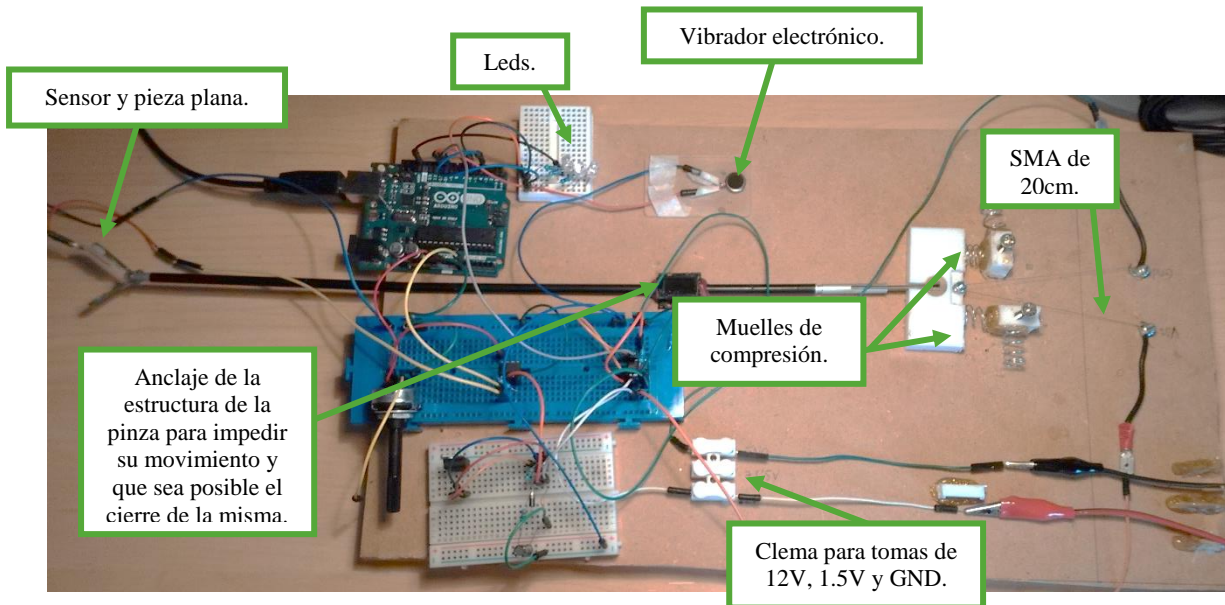


Figura 40. Imagen real de la maqueta y señalización de los componentes más relevantes.

4.1.2.3 Adquisición de datos.

Se requiere un dispositivo para recoger la información de los componentes descritos hasta el momento. Por tamaño, en un momento inicial se decidió trabajar con un Arduino Nano, pero debido a su incompatibilidad con el software de programación se ha cambiado a la placa Arduino Uno, la cual se usa como tarjeta de adquisición de datos en este proyecto.

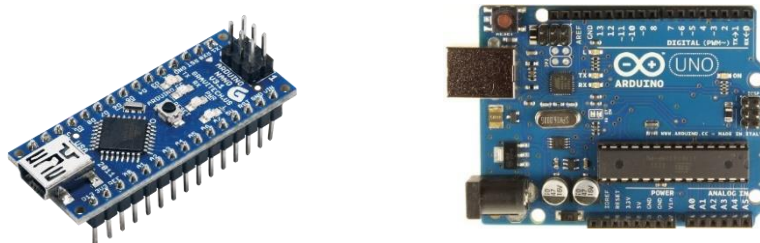


Figura 41. (A la izquierda) Placa de Arduino Nano. (A la derecha). Placa de Arduino Uno.

Como se han explicado los circuitos de acondicionamiento requeridos para cada uno de los dispositivos, en la Figura 42 se muestran las conexiones entre la tarjeta de adquisición de datos y los circuitos y otros componentes relevantes para la realización de

los experimentos. Cabe destacar que se utiliza un potenciómetro para reflejar el voltaje demandado por el cirujano, que en similitud con la realidad sería la apertura o cierre de la tijera del mango. Para mayor aclaración, se puede consultar la Tabla 6.

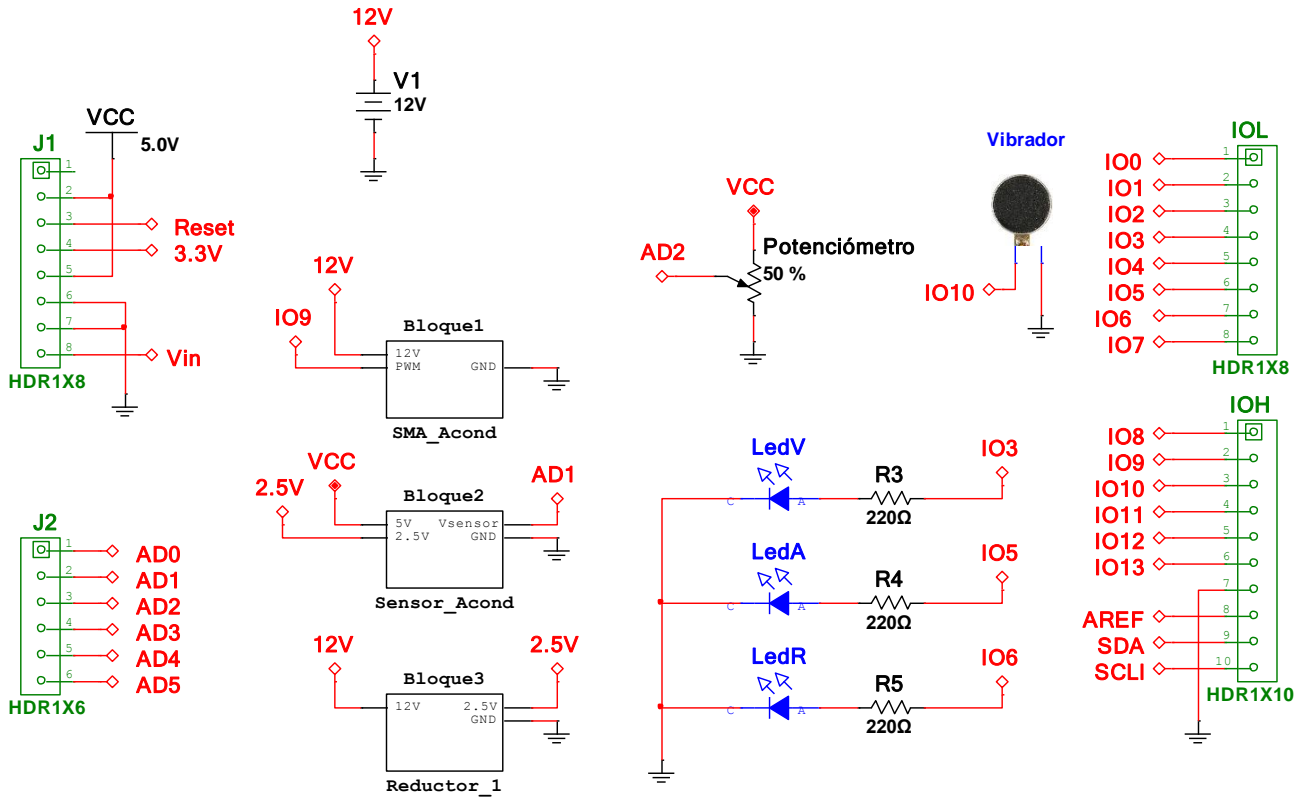


Figura 42. Esquema eléctrico completo de todas las conexiones de los circuitos diseñados con la placa de Arduino Uno.

Pines analógicos	Función
AD1	Lectura de la tensión en el sensor
AD2	Lectura de la tensión demandada por el potenciómetro
Pines digitales/PWM	Función
IO3	Led verde
IO5	Led amarillo
IO6	Led rojo
IO9	Salida PWM para alimentar el SMA
IO10	Salida PWM para alimentar el vibrador

Tabla 6. Pines de la tarjeta de adquisición de datos utilizados y detalles de cada uno.

4.2 Software: programación y experimentos.

Se ha decidido usar el software *Matlab* debido a la compatibilidad con la placa *Arduino Uno* para usar esta como tarjeta de adquisición de datos. El modo de realizar dicha conexión se explica en el anexo II. En un principio se pensó usar *Simulink* ya que la programación mediante bloques es más intuitiva, pero, debido a que no era posible escribir datos en la tarjeta, es decir, solo permite leer los datos con la tarjeta que se está usando, se abandonó esa idea.

Antes de poder sintonizar un control, por ejemplo un PID, se requiere identificar el modelo y realizar ciertos experimentos para obtener la información suficiente de los componentes electrónico que se han descrito en apartados anteriores. Uno de los datos que más nos interesa es determinar el rango de actuación, el cual se expresará de manera general en voltios, pero en algunos casos se partirá de los valores recogidos por los pines analógicos de Arduino ya que ofrece una resolución mayor, y a partir de estos calcular el voltaje análogo.

Se comienza con el sensor A101. Para analizar el comportamiento de la pinza, se utiliza la estructura original de la pinza laparoscópica del laboratorio, con su mango original. El objeto con el que se ha probado el sensor es un trozo rectangular de goma eva de 2mm de grosor.

Como se ha explicado en el apartado 3.2 (página 51), el voltaje de entrada en el acondicionamiento del sensor es muy significativo. Concretamente, se debe alimentar a una tensión relativamente alta para medir fuerzas pequeñas. Para ello, se ha realizado pruebas del comportamiento del sensor en tiempo real para tensiones de 1.5V, 2V y 2.5V. A continuación, se presentan las figuras obtenidas en cada uno de los casos y se indican los valores mínimo y máximo para determinar qué rango de actuación es más apropiado utilizar. Otro aspecto interesante es que en todos los casos se presenta un offset próximo al valor de V_{in} establecido.

La Figura 43 corresponde a las pruebas realizadas con un voltaje de 1.5V. El valor máximo, 542, corresponde a 2.649V y el mínimo, 300, a 1.471V. De modo que para este caso el sensor tiene un rango de actuación de 242 valores.

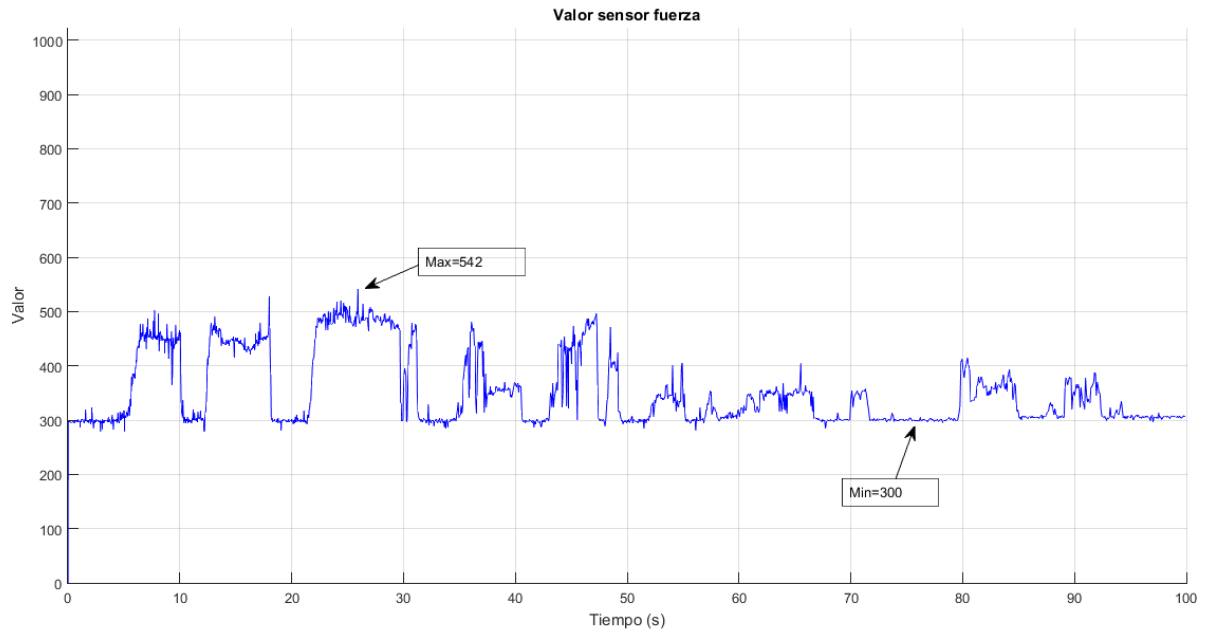


Figura 43. Simulación del comportamiento del sensor de fuerza con una tensión de alimentación de 1.5V.

La Figura 44 corresponde a las pruebas realizadas con una tensión de 2V. El valor máximo es 741, 3.622V, y el mínimo es 425, 2.067V. El rango de actuación en este caso es de 316, mayor que para el modelo anterior.

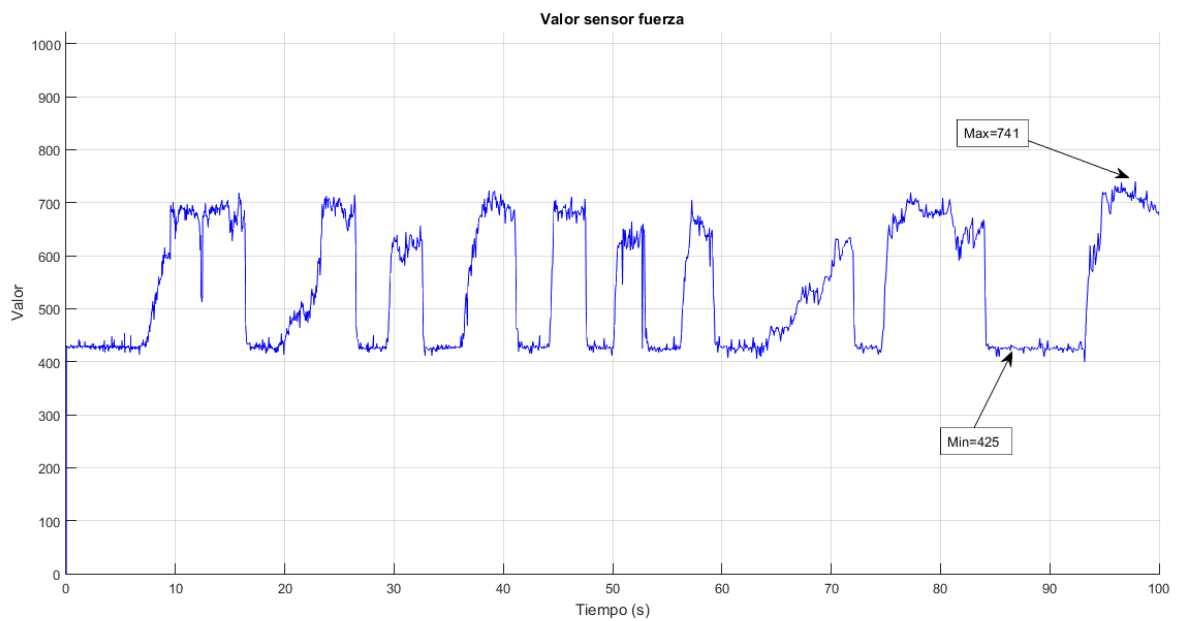


Figura 44. Simulación del comportamiento del sensor de fuerza con una tensión de alimentación de 2V.

Por último, la Figura 45 es para el caso con una tensión de alimentación de 2.5V. El valor máximo es 978, 4.78V, y el mínimo es 531, 2.6V, así que el rango de actuación en este caso es de 447, el más amplio de todos los casos.

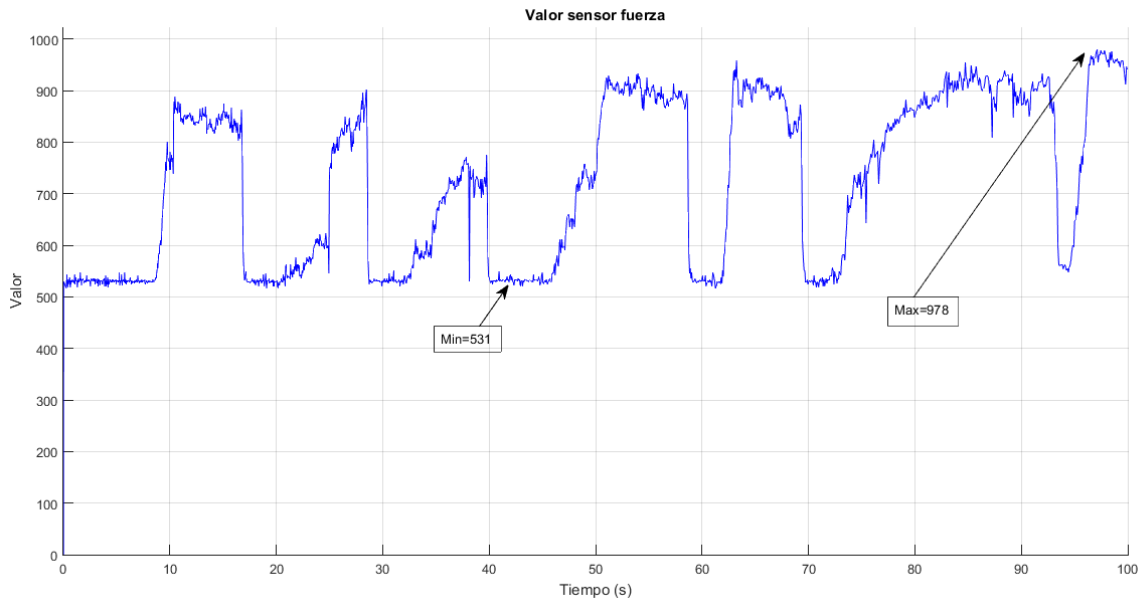


Figura 45. Simulación del comportamiento del sensor de fuerza con una tensión de alimentación de 2.5V.

Con estas pruebas se determina que el mejor voltaje de alimentación para el circuito de acondicionamiento del sensor A101 es 2.5V, ya que la resolución es mayor y, según se puede ver, el voltaje de pico obtenido es de 4.78V, un valor muy próximo al máximo que, teóricamente, se puede obtener con un pin de Arduino. Así que se va asignar un rango de actuación para el sensor de entre 500 a 1023 (de 2.44V a 5V aproximadamente), tomando cierto margen de tolerancia.

Para comprobar el comportamiento del sensor con este voltaje de referencia, se presenta la gráfica obtenida al ir colocando los pesos utilizados para su calibración en la Figura 46 . Debido a que las pesas fueron colocadas a mano, se omiten los picos registrados tras soltar estas sobre el sensor.

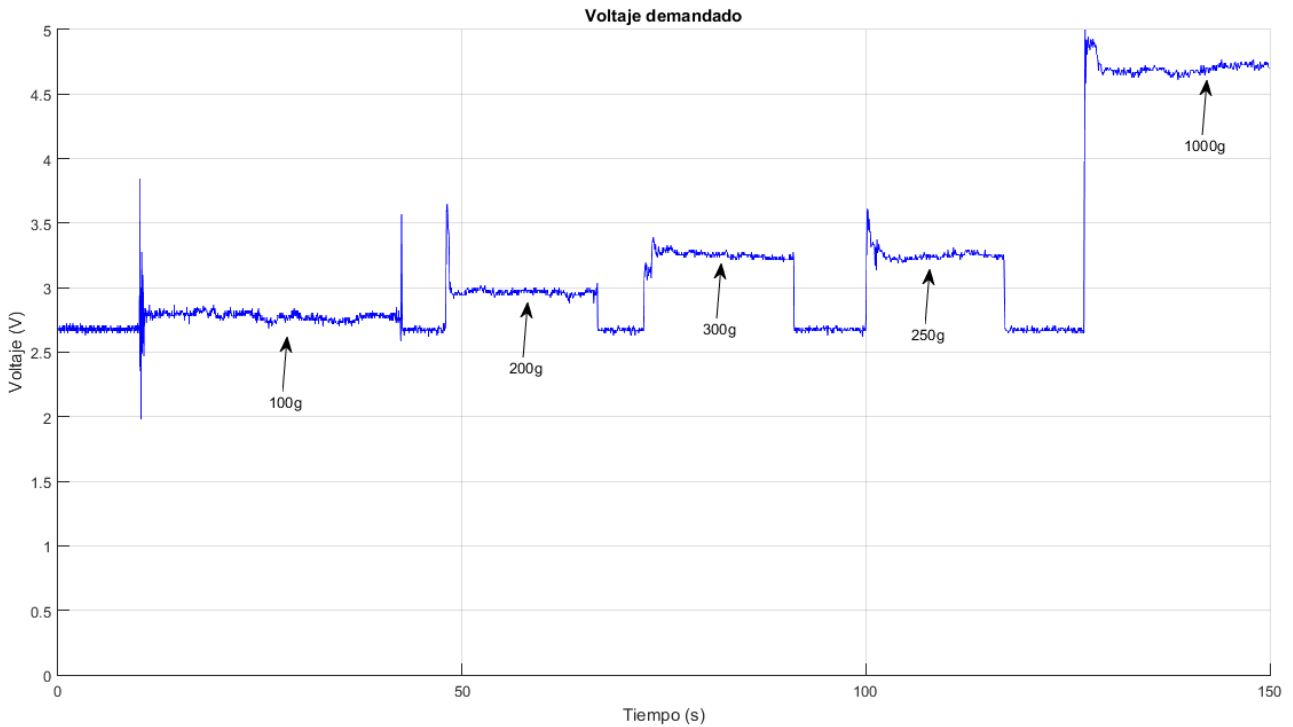


Figura 46. Respuesta obtenida a la salida del acondicionamiento del sensor de fuerza a colocar diferentes pesas.

Se continúa analizando el vibrador. Para este proyecto se ha reciclado un vibrador de teléfono móvil, de modo que no se tiene datasheet del mismo. Tras realizar una serie de pruebas, se ha determinado que su rango de actuación oscila aproximadamente entre 1.5V y los 5V.

En el caso de la maqueta, se utiliza un potenciómetro de 2k para controlar el voltaje suministrado al SMA. De modo que el rango de actuación es totalmente el que ofrece los pines analógicos de Arduino, de 0 a 1023.

Recopilando toda la información, se recogen de manera resumida los rangos determinados para cada componente en la Tabla 7.

Dispositivo	Pin Arduino	Rango del pin	Rango en Voltios
Potenciómetro	Analógico	0-1023	0-5V
SMA	PWM	0-255	0-5V
Sensor fuerza	Analógico	500-1023	2.44-5V
Vibrador	PWM	75-255	1.5-5V

Tabla 7. Rango de actuación de cada uno de los dispositivos electrónicos de la maqueta.

El control programado para la maqueta es un sistema abierto, ya que la realimentación de fuerza no se ha llevado a cabo por trabajar con voltajes. De forma esquemática, la relación entre el movimiento del extremo de la pinza de laparoscopia, el sensor de fuerza y el sistema háptico se aprecia en la Figura 47.

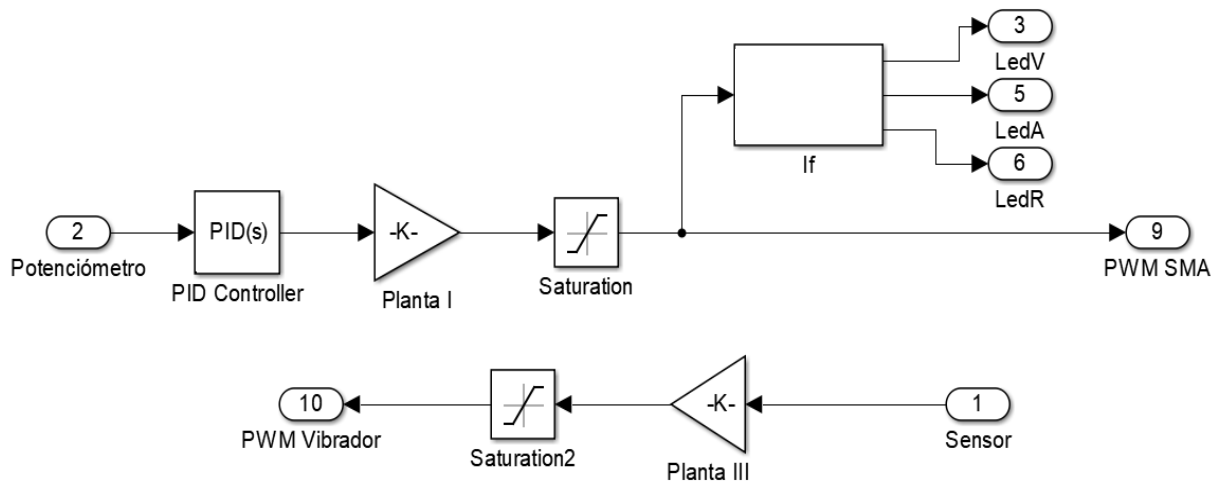


Figura 47. Esquema de control de la maqueta.

Se comienza explicando la “Planta I”. Dejando a un lado el error, en ella se recoge la ecuación que permite pasar del rango de valores demandados por el potenciómetro a los admitidos por la salida PWM que alimenta al SMA.

$$Planta I = round \left(potenciómetro(i) * \frac{255}{1023} \right)$$

Fíjese que se usa la función “round” para redondear el resultado a un número entero. Por si este nuevo valor estuviese fuera del rango, se introduce una saturación antes de escribir la cantidad en la salida PWM del SMA. El valor mínimo de saturación es 0 y el máximo 255.

A continuación se procede a leer el valor registrado por el sensor de fuerza para transmitirlo al sistema háptico elegido. Debido al offset que presenta, se pasará el valor leído a una escala donde el valor mínimo sea 0. A partir de esta nueva escala, teniendo en cuenta que el vibrador también presenta un offset en su funcionamiento, se pasará a la escala de la salida PWM del vibrador. Las operaciones relacionadas a esta explicación se recogen en el bloque “Planta III” y son las siguientes:

$$Planta\ III = round\left(\left(\left(sensor(i) - 500\right) * \frac{180}{523}\right) + 75\right)$$

Siendo en 500 el offset del sensor, 523 el rango de actuación del sensor, 75 el offset del vibrador y 180 el rango de actuación del mismo.

Siguiendo la analogía para el caso anterior, se introduce una saturación con valores 0 y 255, ya que el valor al vibrado es transmitido por una salida PWM.

El programa diseñado en Matlab que permite este control se adjunta en el anexo II.

Llegado a este punto, es el momento de realizar experimentos en conjunto a ver qué tal se porta el sistema. En la Figura 48, se registrar el voltaje suministrado al vibrador en función de los valores registrados por el sensor. En esta primera prueba, se ha querido comprobar los valores máximos que se registran al suministra el mayor voltaje al SMA. Como se puede comprobar con el valor indicado, el valor máximo en el vibrador para el máximo voltaje en el SMA no es el esperado.

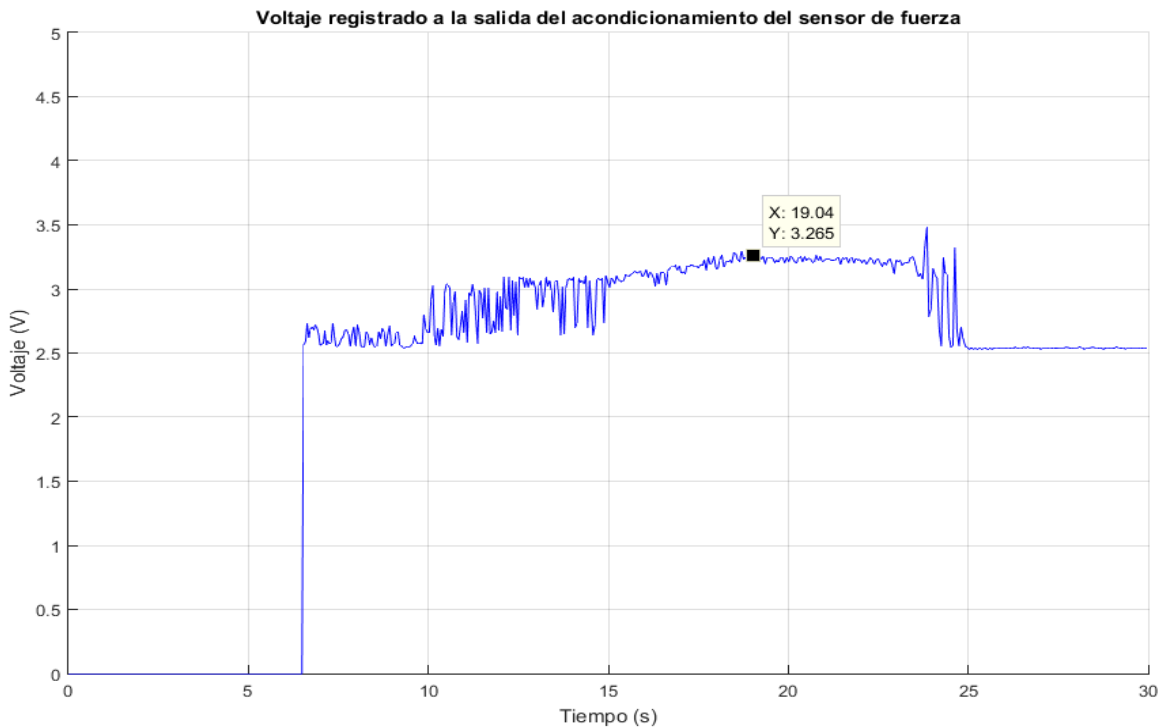


Figura 48. Voltaje a la salida del circuito de acondicionamiento de la señal del sensor de fuerza.

Por este motivo, se vuelve a diseñar el rango del sensor de fuerza. Sabiendo que el voltaje a la salida del acondicionamiento se lee a través de un pin analógico, un valor

de 3.265 corresponde a 668 en ese pin. De modo que el rango real del sensor va de 500 a 668 (en voltios equivale a de 2.44V a 3.265V aproximadamente).

Así que se vuelve a rediseñar la ecuación presentada anteriormente para el bloque “Planta III”:

$$Planta\ III = round\left(\left(\left(sensor(i) - 500\right) * \frac{180}{168}\right) + 75\right)$$

Siendo en 500 el offset del sensor, 168 el rango de actuación del sensor, 75 el offset del vibrador y 180 el rango de actuación del mismo.

Una vez demostrado que mediante la tensión de los diferentes dispositivos se puede realizar un control, se va a diseñar un sistema de control en lazo cerrado, ya que el control anterior, al no tener en cuenta el tiempo que tarda el SMA en enfriarse/calentarse, no se conoce exactamente la fuerza que se está ejerciendo en cada momento.

En primer lugar, se realiza un control en lazo abierto para obtener un modelo; es decir, como entrada a este sistema se establece un voltaje en forma de entrada escalón y se lee la fuerza leída por el sensor. Para conseguir esa analogía entre voltaje y fuerza, se recupera la ecuación obtenida al calibrar el sensor A101, apartado 3.3 (página 55).

Nota: Debido a errores en el sensor del apartado 3.3 (página 55) se calibra y se obtiene de nuevo la ecuación con otro sensor A101.

$$Voltaje\ (v) = 0.011 * Peso(g) + 2.395$$

$$Peso(g) = \frac{Voltaje\ (v) - 2.395}{0.011}$$

Sabiendo que $1kg * 9,80665\ m/s^2 = 9,80665\ N$:

Pesa (kg)	Newton	Voltaje (V)
0	0	2.48
0.020	0.196	2.52
0.050	0.49	2.84
0.100	0.981	3.59
0.120	1.177	3.75
0.150	1.471	4.11
0.200	1.961	4.51
0.220	2.157	4.71

Tabla 8. Valores en Newton de las pesas utilizadas para la calibración del sensor de fuerza.

$$Fuerza(N) = \frac{Voltaje(v) - 2.395}{0.011} * \frac{9.80665}{1000}$$

$$Voltaje(v) = \left(Fuerza(N) * 0.011 * \frac{1000}{9.80665} \right) + 2.395$$

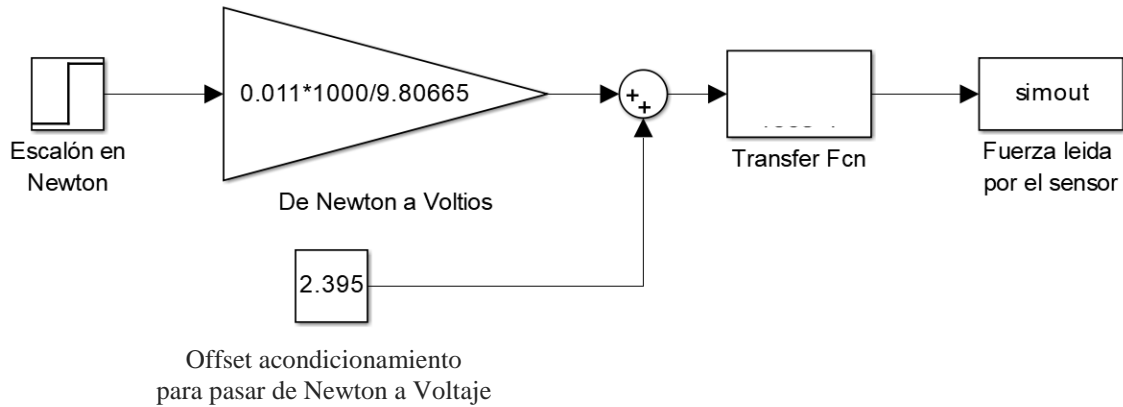


Figura 49. Esquema de control en lazo abierto general.

Cabe destacar que los resultados obtenidos en cada prueba dependen de diversos factores como el objeto que se está agarrando o incluso el posicionamiento del mismo respecto al sensor. De este modo, se ha seleccionado un trozo de goma eva para los experimentos y se suele colocar siempre en la misma posición.

El escalón establecido para determinar el modelo tiene un valor de 1.5N.

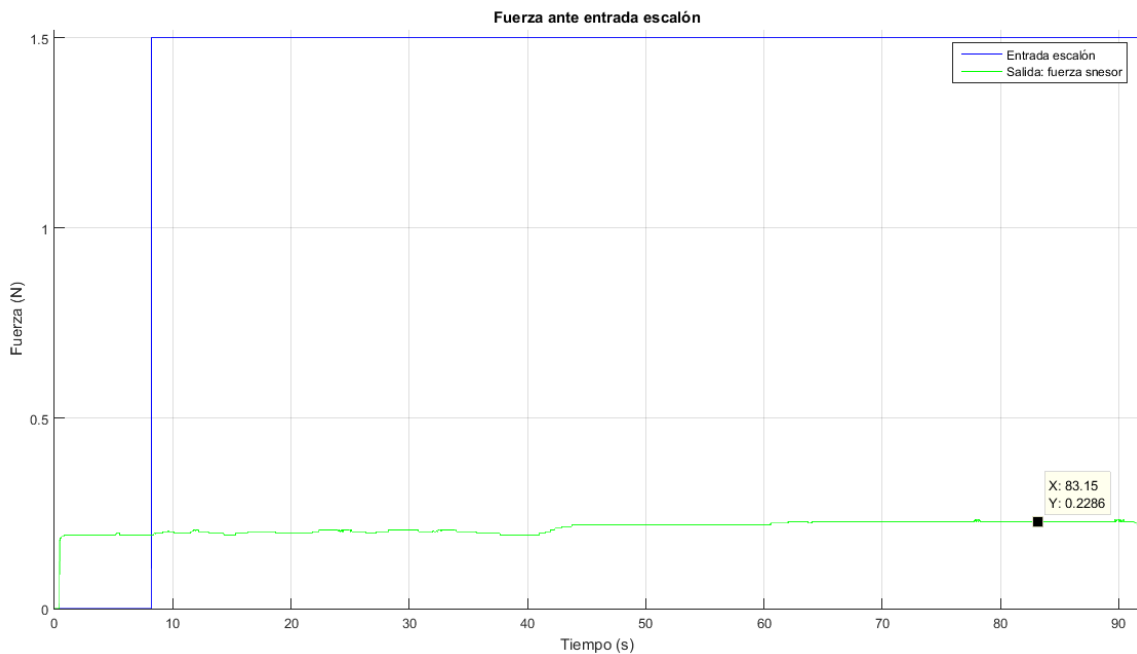


Figura 50. Respuesta del sensor de fuerza ante una entrada escalón en lazo abierto.

Observando la gráfica, en primer lugar, se aprecia un retardo en la respuesta del sensor. En un principio, se va a relacionar con que la posición de inicio es con la pinza completamente abierta, de modo que el sensor tarda más tiempo del habitual en reflejar un cambio de fuerza. Así que se va a plantear el modelo como un sistema de primer orden. Si se toman los valores del final de la simulación, que es cuando se aprecia más estabilidad en la respuesta, la fuerza medida por el sensor es aproximadamente 0.2286N.

Un sistema de primer orden viene regido por la siguiente ecuación:

$$G(s) = \frac{K}{1 + \tau \cdot s}$$

El parámetro τ es el tiempo en el que la salida alcanza, aproximadamente, el 63% de su valor final, siendo este valor para el experimento actual de 0.2286N. Teniendo en cuenta el offset del sensor (0.1937N), el 63% del valor final corresponde a 0.2156N. Atendiendo a la gráfica de la Figura 51 y sin tener en cuenta el tiempo de retardo, justificado anteriormente, $\tau = 42.92 - 41 = 1.92$ **segundo**.

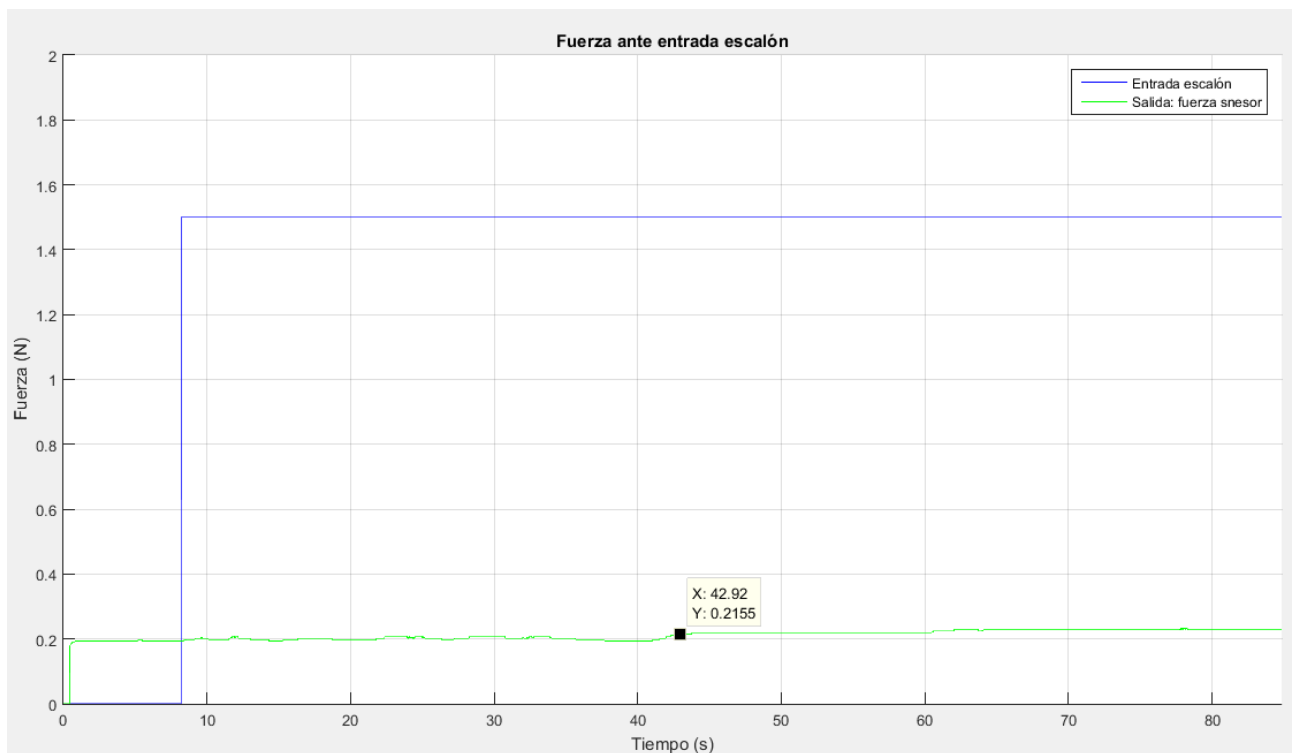


Figura 51. Cálculo de los parámetros del modelo de primer orden.

Respecto al parámetro K, se trata de la relación de ganancia entre el valor de salida y el de entrada. Realmente, para una fuerza de 0N no corresponde un voltaje de 0V sino a 2.3950V debido al offset presente en la ecuación. Teniendo en cuenta que el escalón de

1.5N equivale a 4.0775V, el rango de entrada en tensión es 1.6825V. Para salida, en Newton, el rango es de 0.0349N. De modo que, $K = \frac{0.0349}{1.6825} = \mathbf{0.0207}$.

De modo que la **función de transferencia** buscada es el siguiente:

$$G(s) = \frac{0.0207}{1 + 1.92 \cdot s}$$

Si se programa esta función de transferencia en el esquema de control en lazo abierto de la Figura 49, y se procede con la simulación en *Simulink*, se obtiene la respuesta de la Figura 52, donde también se representa la señal del sensor real obtenida con la maqueta.

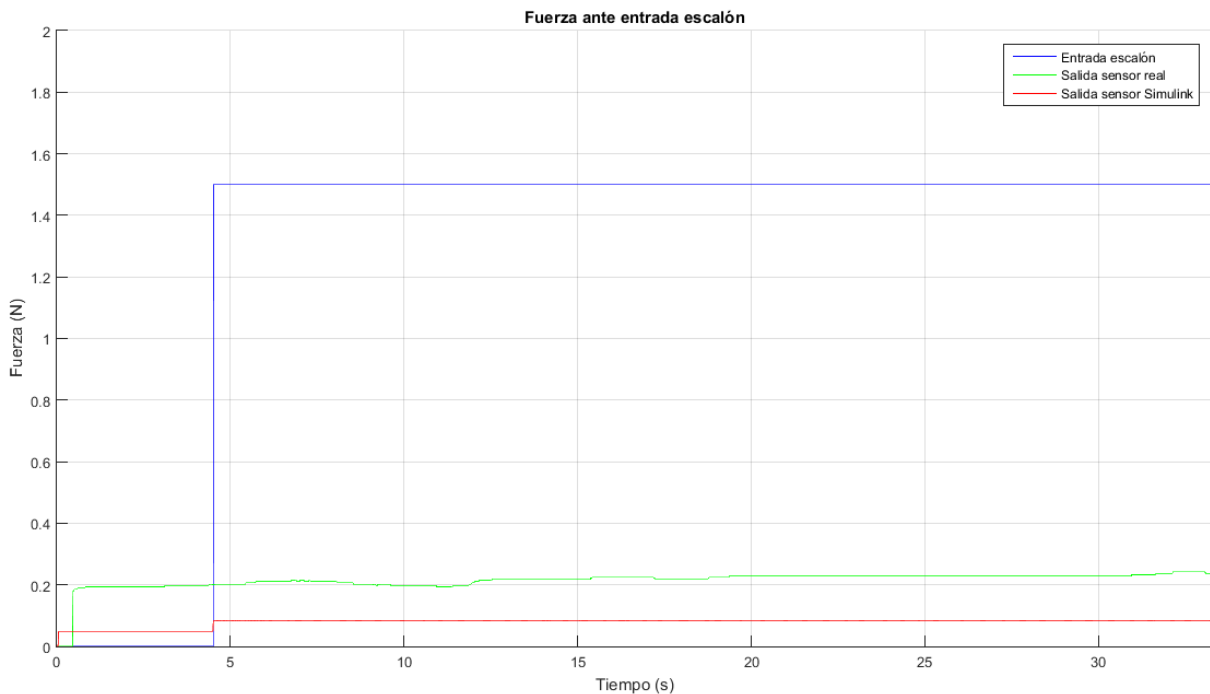


Figura 52. Respuesta del sistema en lazo abierto en Simulink.

Dejando a un lado el tema del retardo, se aprecia que existe cierta diferencia entre la fuerza real medida en el sensor y la fuerza simulada tras determinar teóricamente un modelo de primer orden para el sistema. Debido a que no se encuentra incongruencias en los cálculos teóricos, se ha ajustado, a base de prueba y error, la ganancia K de la función de transferencia anterior. De modo que el sistema quedaría descrito según la siguiente función:

$$G(s) = \frac{0.0561}{1 + 1.92 \cdot s}$$

En la Figura 53 se muestran de nuevo las señales de la entrada escalón, la fuerza leída por el sensor y la señal obtenida tras programar el sistema en lazo abierto en Simulink con el nuevo valor de K.

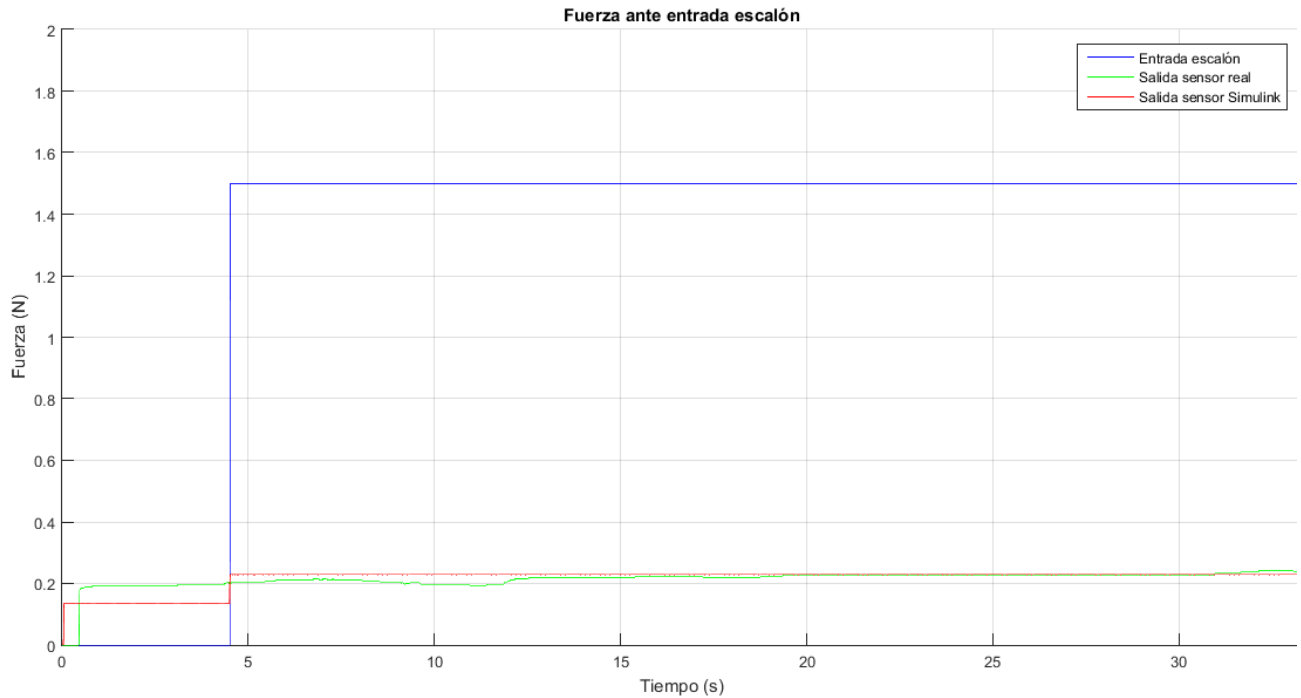


Figura 53. Respuesta del sistema en lazo abierto en Simulink con el nuevo valor de K.

Se procede a leer el error, es decir, se cierra el lazo de control para programar un controlador de modo que la señal del sensor siga a la referencia establecida en Newton.

Los constantes cambios de la salida producidos por las variaciones de las condiciones mecánicas del diseño hacen que se establezcan los parámetros del controlador a prueba y error mediante *Simulink*, quedando el sistema en lazo cerrado como el de la Figura 54. Debido a que la función de transferencia ha sido programada para una entrada en voltios, es necesario pasar la fuerza realimentada del sensor, en Newton, a su valor análogo a voltaje, siguiendo los mismos pasos llevados a cabo en la entrada del sistema. Se destaca la saturación de 0 y 5V para la alimentación del SMA.

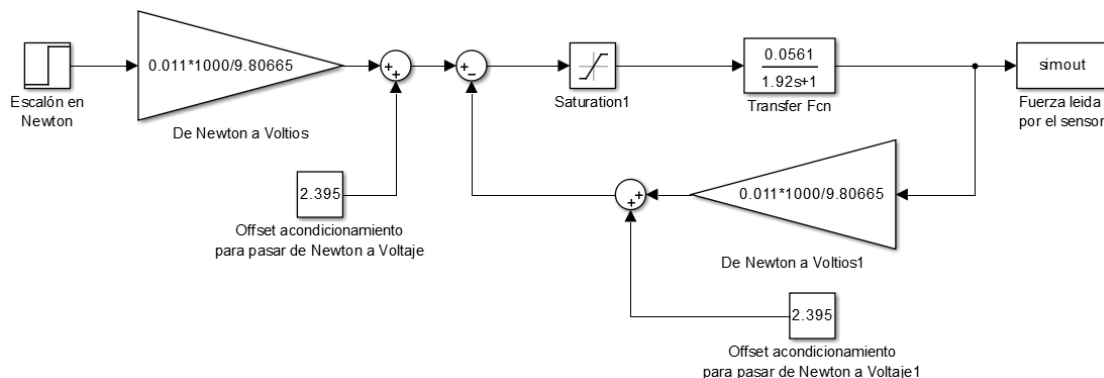


Figura 54. Modelo del sistema en lazo cerrado con controlador PI.

Donde los valores de las constantes del **PI** sin programar la saturación son:

- $P = K_p = 1.$
- $I = K_p * \frac{1}{T_i} = 0.005.$

Sin embargo, se detecta un error: debido a la gran diferencia de valores entre la entrada escalón y los tomados por el sensor de fuerza, el PI reclama un valor de voltaje muy superior a 5V; es decir, cuando se programa la saturación entre 0 y 5 voltios se obtiene, siendo cual sea el valor de la entrada escalón, una respuesta continuamente saturada por parte del PI. Debido también a que el sensor deja de realizar mediciones aceptables, se desiste en el control en lazo cerrado mediante entrada de fuerza.



Capítulo 5. Prototipo final.

Modificaciones de hardware y del sistema de control.

Fabricación de PCB. Condiciones de diseño de una pinza CMI y diseño final del mango.

Capítulo 5. Prototipo final.

5.1 Circuitos eléctricos y diseño de placas. Modificaciones.

Para presentar un diseño base de mango que recoja todos los componentes necesarios para realizar esa mejora en el control y el manejo de la pinza de laparoscopia se han diseñado una serie de placas de circuito impreso perforadas, aunque se sigue usando la placa de Arduino Uno como controlador ya que el software de programación sigue siendo *Matlab*. Para ello se ha usado el software de diseño *Diptrace*.

El cambio más significativo a nivel de hardware es que se requerirá solamente una alimentación externa de 12V, con una potencia suficiente para el correcto funcionamiento de los componentes. Para la maqueta, también se utilizó una alimentación de 2.5V para el sensor de fuerza. Para obtener el valor reclamado por el sensor, se ha diseñado un regulador de tensión utilizando el LM317, véase la Figura 55.

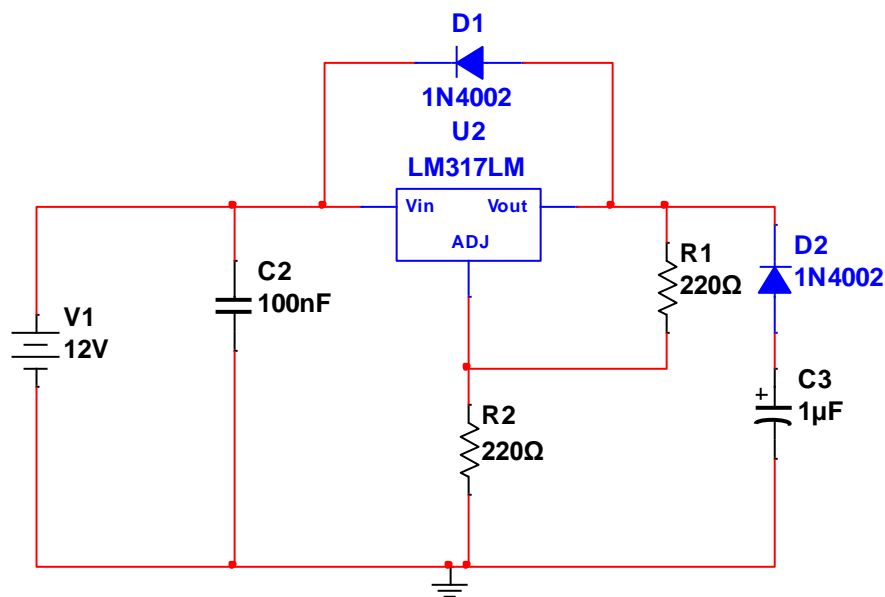


Figura 55. Esquema eléctrico del regulador de tensión para obtener 2.5V a partir de una fuente de 12V.

Respecto al mago, se van a colocar 4 leds: uno para 0N y de ese modo saber que la pinza está conectada a la alimentación, y los otros tres leds serán indicadores de medida establecida. Para indicar el valor deseado, se colocan dos pulsadores, uno para subir de valor y otro para bajar.

Una característica especial de diseño de una pinza de laparoscopia está relacionada con aquellas situaciones en las que la posición del tejido sujetado debe ser mantenida durante períodos prolongados. Es decir, la capacidad de bloquear las pinzas, o

mordazas, de este instrumento ayuda considerablemente a reducir la fatiga de la mano. Según el control que se acaba de describir, esta situación queda eliminada ya que el cirujano establece un valor de fuerza con solo pulsar un botón, y cuando se alcanza, automáticamente el SMA queda alimentado al voltaje apropiado para mantener ese valor de fuerza. Con esta idea se cubre uno de los objetivos de este proyecto que es reducir la cantidad de mecanismos mecánicos de este instrumento.

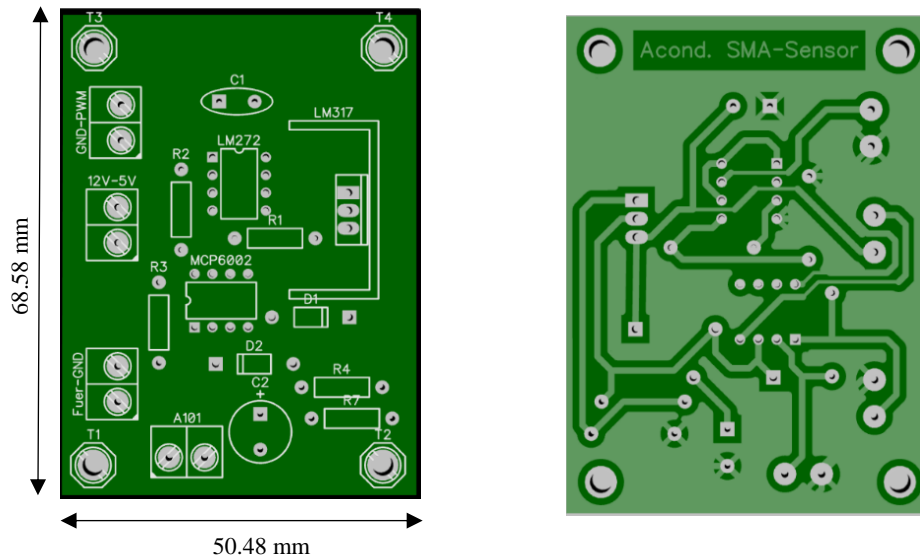


Figura 56. (A la izquierda) Cara superior de la placa diseñada en *Diptrace*. (A la derecha). Cara inferior de la placa en *Diptrace*.

5.2 Datos relevante en el diseño.

Se ha documentado acerca de algunos parámetros que debe cumplir una pinza de laparoscopia. El más importante es que permita maniobrar en incisiones que no superen los 5mm, por lo que el diámetro de estas pinzas suele oscilar entre 1.8mm y 12mm, y un rango de longitud de 30 a 35mm.

El mango del instrumento, elemento que más se va a tener en cuenta porque es lo que se va a diseñar, suele colocarse en línea con el eje, en una posición fija en relación perpendicular al eje. En el apartado 5.3 (página 91) se analizarán algunos detalles sobre ergonomía relacionados con instrumental quirúrgico.

Otro aspecto muy importante es el aislamiento eléctrico, por ello la superficie externa del eje está recubierta de una capa eléctricamente aislante, de plástico o de silicona para reducir el riesgo de quemaduras eléctricas si se diese un fallo en la aplicación

de energía electroquirúrgica, por ejemplo. En este proyecto, esto es un aspecto que aún se deberá tener más en cuenta ya que al colocar un sensor en el extremo de la pinza, se convierte en un aparato eléctrico invasivo, teniendo repercusiones respecto a las normativas que debe cumplir el producto. Por ejemplo, dentro de la regulación de productos biomédicos según el marco de la Unión Europea, este prototipo de pinza laparoscópica sería de Clase IIa, ya que es un instrumento que se introduce en el cuerpo humano por medios quirúrgicos y no está destinado a permanecer dentro de él [16]. Respecto a normativa, por parte de AENOR está la UNE-EN 60601-1:2008 “Equipos electromédicos. Parte 1: requisitos generales para la seguridad básica y funcionamiento esencial”.

5.3 Ergonomía y diseño propio del mango.

Antes de plantear un diseño, se ha buscado documentación sobre ergonomía en material de laparoscopia. Se encontró un documento relacionado con el *XIII Congreso Internacional de Ingeniería de Proyectos* donde se realiza un análisis del diseño de una pinza de cirugía de laparoscopia comercial centrado en la ergonomía que presenta, así como su comportamiento durante la cirugía [17]. A continuación, se presenta la información más destacada.

En primer lugar, se habla sobre las variables ergonómica en función del ámbito. Concretamente en la cirugía laparoscópica se destaca la ergonomía visual (al depender de un monitor), la manipulación ergonómica del instrumental, la ergonomía postural y las exigencias físico-mentales del trabajo. En relación al diseño que se presenta en este proyecto, los cambios serán considerablemente apreciables en las exigencias físico-mentales del trabajo. Es cierto que se requiere un periodo de adaptación por parte del personal médico para manipular con soltura este instrumento, por lo que al principio el tipo de exigencia comentada será mucho mayor. Sin embargo, a largo plazo será cuando las exigencias físico-mentales disminuyan notablemente en el trabajo, ya que no requiere esa exigente concentración para no ejercer una mayor presión de la debida, puesto que los elementos sensoriales añadidos a este instrumento serán los encargados de informar.

Las lesiones laborales relacionadas con la tensión, como el síndrome del túnel del carpo, no serán tan frecuentes ya que la tensión dinámica en la muñeca generada al

sostener con fuerza no se requiere al ser un sistema eléctrico el encargado de hacerlo. De modo que uno de los objetivos es desechar el agarre en forma de tijera del mango, usando así los dos pulsadores comentados anteriormente.

Cabe destacar que en este diseño no se ha incluido un dispositivo rotatorio para permitir la rotación de la punta de agarre debido a que no se programó como objetivo para este proyecto. Pero este dispositivo de control debe ser manipulado por el pulgar o el segundo dedo.

Respecto a la postura corporal en cirugía laparoscópica no es un asunto que sea relevante abordar en este proyecto. Simplemente la posición correcta de trabajo durante dicha cirugía, lo cual aporta la información suficiente para saber dónde se deben colocar los elementos visuales que ayudan a la recepción de información sobre la fuerza ejercida.



Figura 57. (Figura A). Postura corporal correcta en una operación de laparoscopia. (Figura B). Postura corporal incorrecta.

Una vez recogida la información más característica del diseño de unas pinzas laparoscópicas, en las siguientes figuras se presenta el diseño realizado mediante el software *Solidworks* y que se ha impreso mediante 3D para realizar un prototipo final de pinza para cirugía de mínima invasión basada en materiales inteligentes, aunque este no cumple con las normas de aislamiento eléctrico expuestas en el apartado 5.2 (página 90).

Si se analiza la Figura 58, se puede comprobar que es un diseño bastante robusto, pero se debe mayormente por albergar tanto la placa de Arduino Uno como la placa de circuito impreso diseñada en el interior. Al fijar un sistema de control para mover el extremo de la pinza basado en botones, se prescinde de un mecanismo de tijera. Por ello se ha diseñado un agarre para facilitar la sujeción de la pinza en su conjunto.

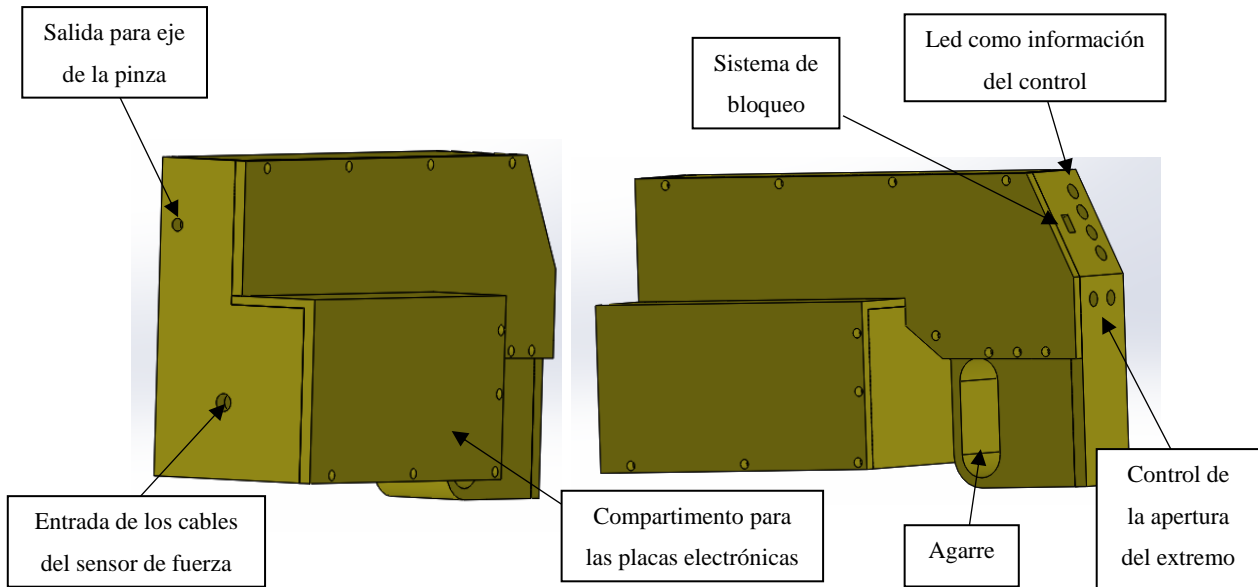


Figura 58. Exterior del mango diseñado como prototipo de pinza laparoscópica basada en materiales inteligentes. (A la izquierda) Vista frontal. (A la derecha) Vista posterior.

Antes de detallar el interior de esta carcasa, se presentan en la Figura 59 las piezas rediseñadas presentadas anteriormente y necesarias para llevar a cabo la apertura/cierre de la pinza.

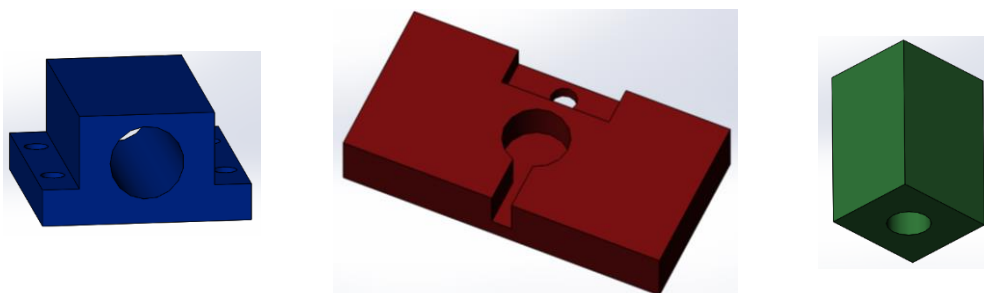


Figura 59. (A la izquierda) Bloqueo del extremo de la pinza. (En el centro) Soporte de movimiento del sistema mecánico. (A la derecha) Tope para los muelles -se requieren 2 piezas-.

Cabe destacar que las piezas anteriores se instalarán en el interior del mango (Figura 60) en la posición más adecuada para permitir el correcto funcionamiento mecánico.

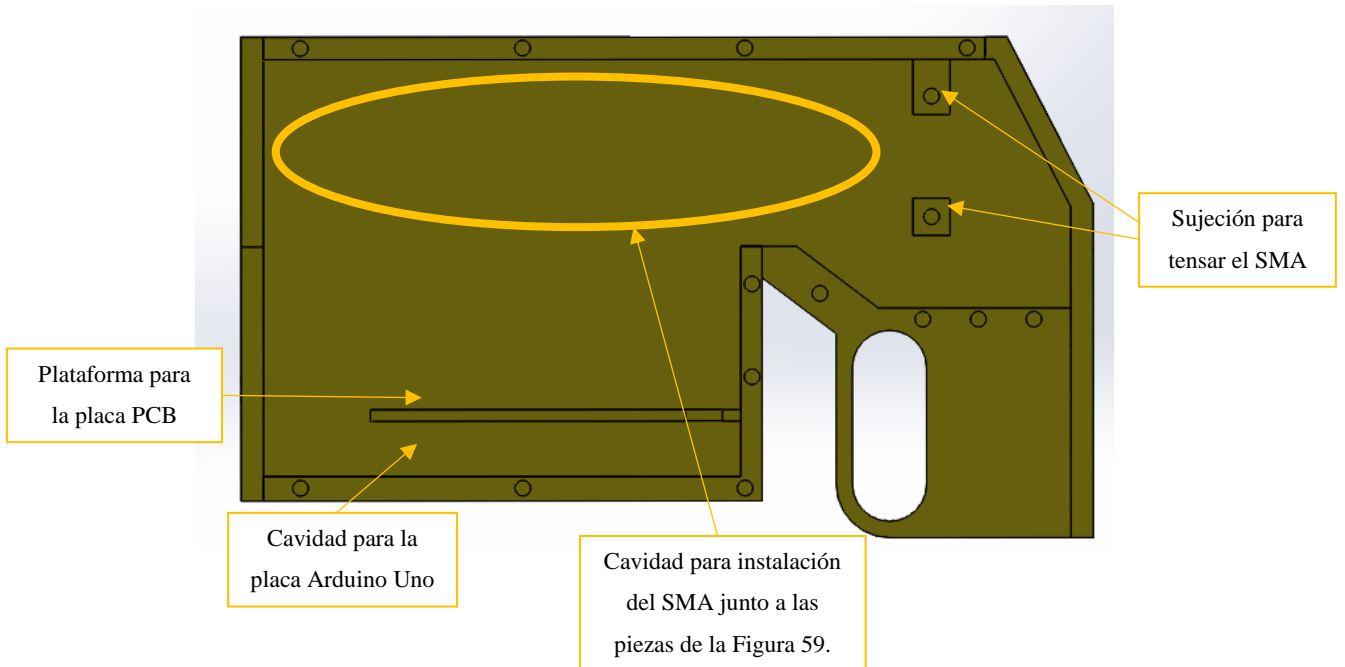


Figura 60. Interior del mango diseñado como prototipo de pinza laparoscópica basada en materiales inteligentes.



Capítulo 6.

Plan de viabilidad.

Coste de los componentes electrónico utilizados.

Capítulo 6. Plan de viabilidad.

Una pinza de laparoscopia básica como la que se ha presentado en la Figura 33 tiene un precio no superior a 100€, aunque es cierto que en el mercado actual existen muchos tipos diferentes, con un coste mayor que la presentada, pero ninguna que incorpore un sistema electrónico para facilitar la labor de este tipo de operaciones. De ese modo, en este apartado se pretende presentar el resumen económico de los componentes mencionados a lo largo de esta memoria.

Componentes para el movimiento y acondicionamiento del SMA			
Componente	Precio por unidad (€)	Cantidad	Total (€)
SMA	9.95€/1metro	0.2 metros	2.00
Pulsadores	0.70	2	1.40
Interruptor	0.97	1	0.97
Led	0.06	3	0.18
Resistencia	0.09	5	0.45
Circuito integrado	0.70	1	0.70
Total			5.70€

Tabla 9. Resumen económico del acondicionamiento del cable SMA.

Componentes para el acondicionamiento del sensor de fuerza			
Componente	Precio por unidad (€)	Cantidad	Total (€)
Sensor	9.00	1	9.00
Vibrador	1.00	1	1.00
Resistencia	0.09	1	0.09
Circuito integrado	1.25	1	1.25
Total			11.34€

Tabla 10. Resumen económico del acondicionamiento del sensor de fuerza A101.

Componentes para el regulador de tensión			
Componente	Precio por unidad (€)	Cantidad	Total (€)
Diodo	0.06	2	0.12
Resistencia	0.09	2	0.18
Disipador	0.28	1	0.28
Regulador	0.52	1	0.52
Condensador	0.09	2	0.18
Total			1.28€

Tabla 11. Resumen económico de los componentes del regulador de tensión para obtener una señal de 2.5V.

El total de los componentes representados en las tablas anteriores sería de **18.32€**. Teniendo en cuenta que una empresa compraría más cantidad de componentes, este precio sería menor.

A la cantidad anterior se debe sumar la mano de obra y el coste de la fabricación de las placas electrónicas, el de las horas dedicadas a la programación al controlador seleccionado, así como el precio de ese controlador. De igual modo, se introduciría una batería en el mango, en el caso de que esta no fuese muy pesada. En caso contrario, se podría suministrar la alimentación necesaria a través de la corriente eléctrica sin problema.

Respecto al precio del diseño y fabricación del mango sería un cambio muy leve, ya que solo variaría posiblemente el material con el que se fabrica por cumplimiento de normas anteriormente mencionadas.



Capítulo 7. Conclusiones.

Conclusiones obtenidas y rango de alcance los objetivos planteados. Trabajos futuros.

Capítulo 7. Conclusiones.

7.1 Valoración de los resultados y resolución de problemas.

Tras años detrás del estudio de las aleaciones con memoria de forma como actuadores en el departamento de Ingeniería de Sistemas y Automatización, este proyecto tenía como objetivo diseñar una pinza laparoscópica cuya apertura/cierre estuviese controlada por SMA, como propuso Ginés Moreno [2].

En primer lugar, fue un acierto descomponer la pinza de laparoscopia del laboratorio, ya que se pudo trabajar directamente sobre un sistema mecánico real. Se descartó trabajar con la pinza diseñada por Cibrán Rodríguez debido a su gran tamaño. Tras descubrir que el movimiento lineal que permitía el movimiento del extremo de la pinza real era la suficientemente pequeño como para ser movido por un SMA de escasa longitud, se realizaron pruebas para determinar el diámetro de la aleación más apropiado para realizar la fuerza necesaria. Todas estas conclusiones condujeron a diseñar unas piezas que recogiesen los elementos para moverlos conjuntamente, y aquí es donde se produjo uno de los grandes muros del proyecto, ya que tirar de la pinza para cerrar el extremo era sencillo con el SMA, pero no hacer que esta retornase para que así se abriese el extremo. Finalmente, se consiguió instalar una serie de muelles de compresión que permitieron ese movimiento. De cara a un diseño más profesional, se podría usar la idea de Cibrán de instalar el sistema de resorte en el mismo eje de la pinza, cosa que en este caso era imposible. Respecto a la selección del SMA, se comprobó experimentalmente si los diferentes tamaños del kit comprado se comportaban bien para estirar de ese sistema mecánico de la pinza real. Efectivamente, se confirmó que el mejor cable era el de 150 μ m como comentaba Cibrán.

Al tratarse de controlar una fuerza, lo suyo era instalar un sensor de fuerza cuyo peso fuese mínimo, la forma de representar esa fuerza fuese sencilla y con un tamaño adecuado para instalarlo en el extremo de la pinza. Tras varias semanas de investigación y comparación, un sensor de fuerza piezorresistivo y flexible fue seleccionado debido a su ligereza, tamaño, y fácil acondicionamiento de la señal. Ha cumplido con los requisitos previstos mejorando el sistema de galga con el que trabajó Cibrán. Además, los sensores de *Flexiforce* se utilizan actualmente en robots médicos.

Un término nuevo y destacado en la relación Ingeniería-Medicina es el de tecnología háptica. Información acerca de dispositivos que puedan ofrecer esa realimentación de información, en este caso de fuerza, es algo que aún está por explotar. Esta tecnología ha llegado masivamente a otros campos como el de los videojuegos y en grandes robots médicos. Tras ver que un simple vibrador electrónico de móvil permite controlar la intensidad con la que trabaja en función de la tensión de alimentación, se eligió como sistema háptico de la pinza de cirugía de mínima invasión de este proyecto y se coordina fácilmente con el sensor de fuerza.

Llegado a este punto donde todos los materiales se habían seleccionado, se decidió usar como tarjeta de adquisición de datos la placa de *Arduino Nano* que usó Cibrán, pero como se quería recoger los datos en forma de gráfica, se tuvo que reorganizar para usar una placa de *Arduino Uno* para usar *Matlab* como Software. Se estudió el comportamiento de cada dispositivo para ver el rango de trabajo más adecuado. Esto repercutió en el acondicionamiento de las señales tanto del sensor de fuerza como de alimentación del SMA. Cabe destacar, que, siguiendo la línea de trabajo de los anteriores proyectos, se usó el circuito integrado LM272 para acondicionar la señal de entrada del SMA, aunque este sufre cierto calentamiento en un uso prolongado del mismo.

El control programado en la maqueta está basado puramente en relaciones de voltaje, es decir, se controlaba la alimentación del SMA por medio de un potenciómetro, donde la propia persona, en función de la intensidad con la que vibrase el sistema háptico, tenía el control de variar ese valor. Además, se adjuntó un sistema de luces que se encendían en función del voltaje ofrecido del SMA, de manera que, con la práctica, la persona fuese capaz de coordinar la información luminosa con la del vibrador.

Posteriormente, se sacó el modelo de la maqueta para poder realizar un lazo de control cerrado cuya entrada fuese una referencia en tensión. Tras debatir cuál era la manera más acertada para poder calcular una función de transferencia, se decidió comprobar el comportamiento de la maqueta con *Simulink*. Mediante este software se descubrió que la función obtenida teóricamente no reflejaba 100% el comportamiento de la maqueta, pero modificando la ganancia de la misma se podía continuar trabajando por esa idea. Se llegó a programar un PI mediante simulación, pero que, al establecer una saturación para el SMA, el control se venía abajo debido a la saturación constante de la

señal. Debido a que el sensor ya no trabaja según lo programado, se desistió continuar con este experimento.

Para concluir con los objetivos planteados, se diseñó un mango que, lejos del reducido tamaño que realmente se podría conseguir con la tecnología actual, para albergar todos los dispositivos y circuitos. Sin embargo, se decidió realizar ciertas modificaciones respecto a la maqueta: conseguir un sistema realmente en lazo cerrado, cuya entrada fuese una demanda de fuerza, en lugar de voltaje, y reprogramar en el Software de *Arduino* para dejar el programa en la tarjeta y que no fuese necesario el uso de un ordenador.

Para terminar de especificar el trabajo realizado, se hace un balance sobre las tareas nombradas en el apartado 1.3:

- *“Conocer el mercado actual de las pinzas de cirugía de mínima invasión para encauzar hacia dónde se desean llevar las directrices del proyecto”.* A nivel comercial, se han encontrado pinzas laparoscópicas de un diseño mecánico puro y de ahí se salta a grandes robots como el *Da Vinci*. Sin embargo, se han encontrado patentes de diseños de pinza laparoscópica más tecnológicos en cuando al movimiento del extremo se refiere, sin implementar sensor de fuerza, ni tecnología háptica ni materiales inteligentes.
- *“Estudiar las propiedades y características de las Aleaciones con Memoria de Forma (SMA) para escoger la más adecuada.”* Y *“Tener conocimiento de los experimentos realizados hasta el momento para obtener información del comportamiento de lo SMA como actuadores.”* Gracias a los trabajos anteriores a este, ha sido posible conocer detalles de los cables SMA deducidos de experimentos. Adquirir el kit con diferentes tamaños afianzó el acierto de usar los SMA de diámetros de 100 μ m y 150 μ m como actuadores.
- *“Investigar sobre los sensores de fuerza, hacer una comparación y elegir el más adecuado al proyecto.”* Esta tarea ha sido una a la que más tiempo se ha dedicado ya que este mercado cada vez es más amplio. Determinando requisitos como tamaño, acondicionamiento y precio, se acabó adquiriendo un modelo que realmente se encuentra en robots médicos.

- *“Introducir el concepto de tecnología háptica e ingeniar la manera de incluirla en la pinza de laparoscopia.”* El vibrador electrónico, como el de un móvil, ha sido la solución encontrada para este objetivo. En muchos campos, la vibración es el elemento idóneo para transmitir información al usuario.
- *“Construir una maqueta básica que incluya:*
 - *Diseñar los circuitos electrónicos necesarios para conseguir una realimentación de la fuerza y que esté directamente relacionada con el comportamiento del SMA, incluyendo los circuitos de acondicionamiento de las señales de los sensores.*
 - *Programar un control en lazo cerrado relacionando la fuerza demandada por el cirujano con la que está efectuando realmente la pinza en tiempo real. “*

A lo largo del capítulo 5 se presentan todos los objetivos alcanzados respecto a la maqueta. Respecto a lo que al control se refiere, se consiguió un intercambio de información entre el SMA, el sensor, el sistema háptico y el usuario a través de relaciones de voltaje. Llevándolo a un enfoque más profesional, se realizaron varias pruebas para intentar sacar la función de transferencia que define el sistema creado en la maqueta.

- *“Desarrollar un prototipo final que cumpla con los requisitos mínimos de una pinza de mínima invasión y que incluya la tecnología planteada en el punto anterior.”* Dejando a un lado las normativas relacionadas con el aislamiento eléctrico, se consiguió un prototipo impreso en 3D capaz de recoger los elementos de la maqueta.
- *“Efectuar un plan de viabilidad para plasmar si es rentable dotar una herramienta básica de cirugía de electrónica para aumentar el control y la precisión.”* Se recogió el presupuesto de los dispositivos y elementos eléctricos empleados para dotar de tecnología una pinza de laparoscopia.

Personalmente, los resultados obtenidos son bastante gratos para presentar de forma material un nuevo camino en la medicina, en un mercado donde recursos tecnológicos baratos pueden ser incluidos en herramientas básicas como los instrumentos de cirugía de mínima invasión. En la actualidad, se pasó desde sistemas puramente

mecánicos y humanos a grandes robots donde el personal médico se tiene que formar intensamente debido a que su posición y trabajo en una cirugía se ha modificado en su totalidad, hasta el punto de pasar a estar sentado. Sin embargo, con este proyecto, se plantean nuevas visiones de mercado, donde el material quirúrgico se puede modificar, tecnológicamente hablando, de modo que recoja ese uso de sensores para mejorar la fuerza ejercida sobre el tejido humano (factor favorable para el paciente también), la tecnología háptica para sentir realmente el trabajo ejercido y los materiales inteligentes, como los SMA, para controlar el movimiento del extremo de forma que se disminuyan considerablemente los problemas y la fatiga del médico al usar estos instrumentos. Además, el entrenamiento del personal médico sería menor que para la maquinaria más sofisticada implantada, con la adición de que se podría equipar un mayor número de quirófanos.

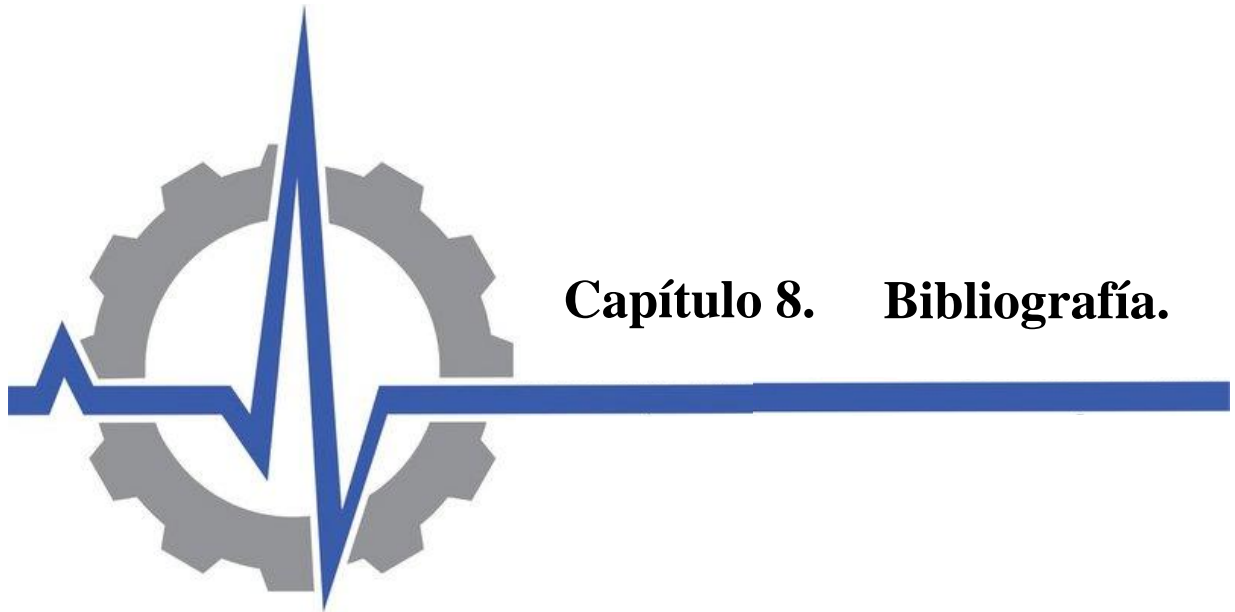
7.2 Desarrollos futuros.

Para obtener un prototipo 100% respecto a lo que a tecnología se refiere, se debe comprobar si, instalando un sistema de refrigeración forzado, se puede disminuir el tiempo de enfriamiento del SMA, ya que el usado actualmente, según el fabricante, necesita 3 segundos. Así que esta idea, junto al conseguir datos médicos que contrasten realmente si la fuerza que se ha estimado es suficiente para esta herramienta, serían los primeros pasos en trabajos futuros para cerrar un prototipo de pinza de cirugía de mínima invasión tecnológicamente modificada.

Otro aspecto que en este proyecto no se ha tenido en cuenta, es la forma de recoger el sensor en el extremo, ya que debe ser protegido, tanto eléctricamente como su contacto con el tejido. El sensor de fuerza escogido se ha instalado sobre una superficie plana, desechando la terminación rugosa del extremo. Sin embargo, en la realidad, se podía instalar este sensor debajo de una superficie rugosa que tuviese cierto movimiento, de forma que, cuando ejerciese fuerza, los dientes de uno de los lados sufriesen un leve movimiento que permitiesen actuar sobre la superficie del sensor.

Al igual que se ha estudiado la evolución de una pinza de cirugía de mínima invasión, se podría acercar esta idea a otros instrumentos médicos. Sin embargo, los desarrollos futuros que propongo están más orientados a instalar un prototipo de pinza de

laparoscopia equipada con materiales inteligentes, 100% completada, en una maqueta de simulación médica de cirugía de mínima invasión. Este es un campo que se está explotando actualmente. Sin embargo, en la mayoría de los casos, usan una tecnología tan espectacular, que aleja a los cirujanos de lo que realmente se encuentran en la mayoría de quirófanos. De modo que esta orientación de que a partir de un modelo de pinza real se añadan dispositivos que mejoren la forma de trabajo, tiene tanto la capacidad de aportar la seguridad de trabajar con una herramienta tradicional como la de recoger datos y configurar diferentes formas de trabajo simplemente variando el código de programación.

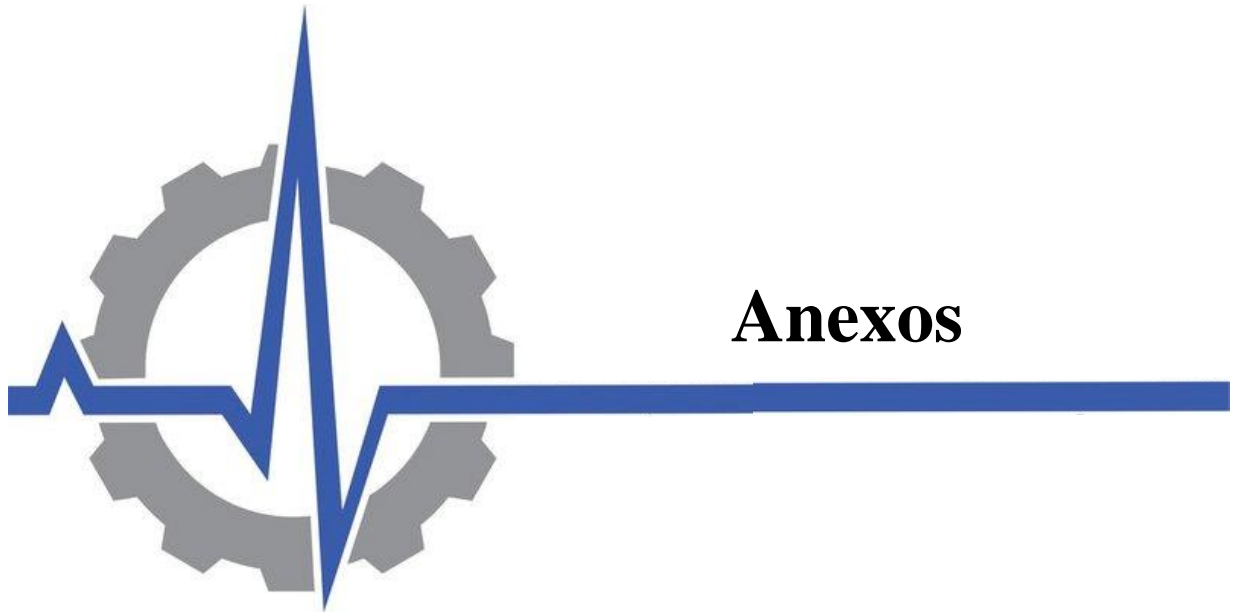


Capítulo 8. Bibliografía.

Capítulo 8. Bibliografía

- [1] G. R. Martínez, «Estudio comparativo de actuador SMA vs motor DC. Diseño y construcción de una plataforma de pruebas,» Proyecto Fin de Carrera, Universidad Politécnica de Cartagena, 2012.
- [2] G. M. Martínez, «Control de posición usando Shape Memory Alloy (SMA). Diseño y construcción de una plataforma de experimentación para comparativa con motores DC,» Proyecto Fin de Carrera, Universidad Politécnica de Cartagena, 2014.
- [3] C. R. Álvarez, «Diseño de pinza CMI actuada mediante cables SMA con realizamentación de fuerza,» Trabajo de Fin de Grado, Universidad Politécnica de Cartagena, 2016.
- [4] B. Iacovelli, «Laparoscopic instruments,» *United States Patent*, nº 5.350.391, 1994.
- [5] C. H. Klieman, «Endoscopic Instrument with detachable end effector,» *United States Patent*, nº 5.792.165, 1998.
- [6] K. Worden, W. A. Bullough y J. Haywood, «Smart technologies,» de *World Scientific*, 2003, pp. 109-135.
- [7] C. Berendt, «Method of preparing nitinol for use in manufacturing instruments with improved fatigue resistance,» *United States Patent*, nº US20070072147 A1, 2007.
- [8] C. M. Research, «Nitinol Medical Devices Market by Semi-finished Raw Material and Final Medical Component - Global Industry Analysis and Forecast to 2025,» Las Vegas, 2017.
- [9] T. M. R. (TMR), «Impressive 8.70% CAGR Expected for Minimally Invasive Vertebral Compression Fracture Repair Market,» Albany, 2015.

- [10] Tekscan. [En línea]. Available: <https://www.tekscan.com/resources/ebook/load-cell-vs-force-sensor>.
- [11] F. J. O. Zaragoza, «Tema 4. Acondicionamiento de señal para sensores resistivos,» de *Apuntes Instrumentación Electrónica*, Universidad Politécnica de Cartagena, 2016.
- [12] «Sensores piezoeléctricos de fluoruro de polivinilideno para aplicaciones en MEMS,» de *Superficies y vacío*, Sociedad Mexicana de Ciencia y Tecnología de Superficies y Materiales, 2010.
- [13] «Using Capacitive Force Sensors in Next-Gen Medical Products,» *Medical Design Technology (MDT)*, 03 01 2016.
- [14] A. Hollinger y M. M. Wanderley, «Evaluation of Commercial ForceSensing,» 2011.
- [15] C. Lebossé, P. Renaud, B. Bayle y M. de Mathelin, «Modeling and Evaluation of Low-Cost Force Sensors,» *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS*, vol. 27, nº 4, 2011.
- [16] J. R. González, «El proceso innovador en Ingeniería Biomédica,» de *Apuntes de Ingeniería Biomédica*, 2017.
- [17] A. González, D. Rodríguez y L. García, «Análisis ergonómico del diseño actual del instrumental empleado en cirugía laparoscópica y propuesta del rediseño para un diseño optimizado,» de *XIII congreso Internacional de Ingeniería de Proyectos*, Badajoz, 2009.



Anexos

Contenido

Anexo I. Software utilizado.....	115
1. Solidworks.	115
2. Matlab.	115
3. Multisim.....	116
4. Diptrace.....	117
5. Arduino	117
Anexo II. Conexión Arduino-Matlab.	119
Anexo III. Programas (Scripts) de Matlab.....	121
Inicio, configuración de pines y llamada a funciones: “inicioArduino”.....	121
Función “SMA_poten”.	123
Función “Sensor_vibrador”.....	125
Función “control_realimentacion_voltaje”.....	126
Función “SMA_LC”.	128

Anexo I. Software utilizado.

1. Solidworks.

Se trata de un programa de diseño asistido por ordenador para modelado mecánico. Permite modelar piezas y conjuntos, así como extraer planos e información necesaria para la producción de las mismas. Es un programa que funciona con base en las nuevas técnicas de modelado con sistema CAD.

Este software, en su versión para estudiantes 2016-2017, se ha usado en este proyecto para crear la pieza para mover el sistema mecánico de la pinza de laparoscopia real, el soporte para los muelles, el bloqueo de la pinza y el prototipo de mango final. Su elección se ha debido a que permite guardar los modelos en un formato apto para imprimir en 3D.



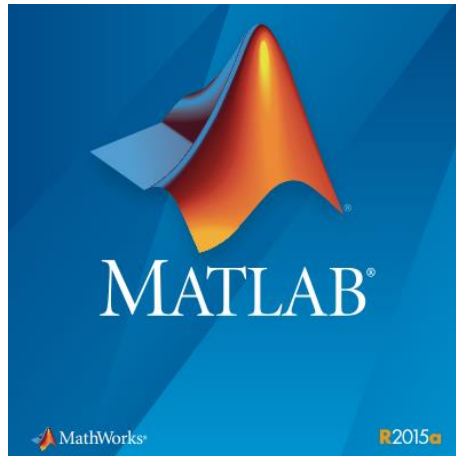
2. Matlab.

Su nombre viene de la abreviatura de *MA*trix *LAB*oratory, y es un software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado con un lenguaje de programación propio, muy parecido a C. Entre sus prestaciones básicas destacan la manipulación de matrices, la representación de datos y funciones, la implementación de algoritmos, la creación de interfaces de usuario y la comunicación con programas en otros lenguajes y con otros dispositivos hardware.

Para este proyecto se ha usado la versión R2015 y se han generado diferentes Scripts en función del programa que se necesitaba ejecutar (se explica en los siguientes anexos). El usar Matlab se debe a que permite manejar la tarjeta de Arduino uno como

tarjeta de adquisición de datos en tiempo real, de modo que se puede recoger el comportamiento de los distintos dispositivos en tiempo real y de forma gráfica, facilitando así la interpretación de su funcionamiento.

Las funciones de programación para la comunicación con la tarjeta especificada son muy parecidas a las usadas por el software propio de Arduino.



3. Multisim

Multisim es un entorno de simulación SPICE estándar de la *casa National Instruments*. Es el principio básico de la solución para la enseñanza de circuitos para construir experiencia a través de la aplicación práctica del diseño, generación de prototipos y pruebas de circuitos eléctricos. El enfoque de diseño de este software ayuda a reducir las iteraciones de prototipos y a optimizar los diseños de tarjetas de circuitos impresos (PCB) al inicio del proceso.

La versión 2014 ha sido con la que se ha trabajado para diseñar los circuitos que se pueden ver a lo largo de la memoria, así como para simularlos antes de realizar las conexiones y de diseñar las placas de circuito impreso.



4. Diptrace.

Este software tiene la finalidad de realizar PCB y es software libre. Entre sus características se destacan:

- Funciones avanzadas de verificación. Los módulos esquemáticos y el diseño de PCB tienen un número de funciones de verificación que ayudan a la precisión de control de proyectos en diferentes etapas de diseño. Estos errores se muestran gráficamente y se pueden solucionar paso a paso. La comprobación de conectividad Net verifica si todas las redes de PCB están conectadas eléctricamente de forma adecuada. También permite comprobar si el enrutado de PCB es idéntica a la esquemática.
- Vista previa 3D PCB. Muestra cómo se verá el proyecto terminado de la PCB de antemano. Combina color, rotar y ampliar la vista en tiempo real para analizar bien el resultado antes de llevarlo a cabo materialmente.

Este programa ha sido el enseñado a lo largo del grado para la fabricación de PCB, de modo que debido a la familiaridad con el mismo y a la carpeta de componente personalizada adquirida, se ha utilizado para realizar la PCB del prototipo final. De este modo se omiten numerosos cables usados para las pruebas en la maqueta. Se ha usado la versión 3.1.0.1



5. Arduino

A nivel internacional se le conocía como *Genuino* hasta 2016, y es una compañía de hardware libre y una comunidad tecnológica que diseña y manufactura placas de desarrollo de hardware, compuestas por Microcontroladores, elementos pasivos y activos.

Estas placas son programadas a través de un entorno de desarrollo (IDE), el cual compila el código al modelo seleccionado de la placa. Se trata de licencia de código abierto.

Respecto al hardware, a parte del microcontrolador, básicamente dispone de puertos digitales y analógicos de entrada/salida y un puerto de conexión USB desde donde se puede alimentar la placa y establecer comunicación con el ordenador.

En cuanto al software, se trata de un entorno basado en *processing* y lenguaje de programación basado en *Wiring*, así como en el cargador de arranque (bootloader) que es ejecutado en la placa. El microcontrolador de la placa se programa mediante computador, usando una comunicación serial mediante un convertidor de niveles RS-232 a TTL serial.

Como se ha comentado, la placa de Arduino Uno ha sido la seleccionada para usar como tarjeta de adquisición de datos del proyecto. Permite su conexión y programación con Matlab, como se verá en los siguientes anexos.



Anexo II. Conexión Arduino-Matlab.

Para comenzar a seguir los siguientes pasos, es necesario que se haya instalado tanto al software de Arduino (IDE) como Matlab.

- 1) Entrar en el Matlab en la pestaña “Home”, en el apartado de “Resources”, se encuentra una pestaña desplegable llamada “Add-Ons”. Dentro de esta se pincha sobre “Get hardware Support Packages” para acceder al instalador de paquetes de Matlab. Una vez en este, seleccionar instalar desde Internet, entre los cuales se encuentran los drivers para Arduino. Basta con instalar los de Matlab, pero se informa de que también están disponibles para Simulink.
- 2) Un archivo necesario dentro de la carpeta *arduinoio* generada en la carpeta indicada al instalar los drivers anteriores se deben todos los archivos que encontrará en este link: <https://github.com/echeever/e5Shield> .
- 3) Abrir el software de Arduino, diríjase a la carpeta “pde” que ha copiado antes y seleccione el archivo “adiosrv”. Carguelo en la tarjeta Arduino Uno para pasar dicho código al microcontrolador de dicha placa.
- 4) Por último, abrir el software Matlab y ejecute el archivo “install_arduino.m”, uno de los archivos que ha copiado en la carpeta *arduinoio*.

Anexo III. Programas (Scripts) de Matlab.

Inicio, configuración de pines y llamada a funciones: “inicioArduino”.

```
% Programa para ejecutar siempre. Establece los puertos de Arduino
% como entradas o salidas y los pone a 0V. Llamada a funciones.
close all;
clc, clear all;
global tiempo;
global a;
global tmax;
global Vpotenciometro;
global VSMA;
global Vsensor;
global potenciometro;
global SMA;
global sensor;
global vibrador;
global i;

a=arduino('COM3'); %Objeto para establecer la conexión con la tarjeta

%Inicialización variables
i=2;
%Referencia=[zeros(1,1000) 1*ones(1,2000) 2*ones(1,2000) zeros(1,1000)
3*ones(1,2000) 1.5*ones(1,2000) zeros(1,1000)];
imax=255;
tmax=imax;
tiempo=1:imax;
SMA=[];
SMA(1)=0;
sensor=[];
vibrador=[];
VSMA=[];
Vsensor=[];

%Configuración pines
a.pinMode(3,'output') % Pin 3 led verde
a.pinMode(5,'output') % Pin 5 led amarillo
a.pinMode(6,'output') % Pin 6 led rojo
a.pinMode(9,'output') % Pin 9 PWM para el SMA
a.pinMode(10,'output') % Pin 10 PWM para el vibrador

% Se ponen todos los valores de las salidas a cero
a.digitalWrite(3,0);
a.digitalWrite(5,0);
a.digitalWrite(6,0);
a.analogWrite(9,0);
a.analogWrite(10,0);

fprintf('Enciende!!') % Para encender la fuente de alimentación

%Se llaman a las siguientes funciones, según la que se quiera ejecutar
%sensor_vibrador
%SMA_poten
%control_LC;
```

```
%Finalizar con todo a cero y borrar objeto  
a.digitalWrite(3,0);  
a.digitalWrite(5,0);  
a.digitalWrite(6,0);  
a.analogWrite(9,0);  
a.analogWrite(10,0);
```

```
%delete(instrfindall); %Usar esta función si se crean problemas de  
%conectividad del puerto con la tarjeta de Arduino.
```

Función “SMA_poten”.

```

%Control voltaje SMA mediante potenciómetro
function SMA_poten;
global tiempo;
global a;
global tmax;
global Vpotenciometro;
global VSMA;
global Vsensor;
global potenciometro;
global SMA;
global sensor;
global vibrador;
global i;

%variables
potenciometro=[];
SMA=[];
Vout=[];

%preparar gráfica
figure(1);
axes('XLim',[0 tmax],'YLim',[0 6.5]);
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Voltaje (V)');
title('Voltaje proporcionado al SMA');
grid on
hold on

%l1 = line(nan,nan,'Color','r','LineWidth',2);
tic; % Empiezo a contar tiempo
while toc <= tmax
    potenciometro(i)= a.analogRead(2);
    Vpotenciometro(i)=(potenciometro(i)*5)/1023;
    %cambiar a rango salida PWM
    SMA(i)=round((potenciometro(i)*255)/1023,0); %se redondea a un número
    entero

    a.analogWrite(9,SMA(i));
    VSMA(i)=((SMA(i)*5)/255)*1.22;

    if (potenciometro(i)<3)
        a.digitalWrite(3,0);
        a.digitalWrite(5,0);
        a.digitalWrite(6,0);

    elseif (potenciometro(i)>258&&potenciometro(i)<=513)
        a.digitalWrite(3,1);
        a.digitalWrite(5,0);
        a.digitalWrite(6,0);

    elseif (potenciometro(i)>513&&potenciometro(i)<=768)
        a.digitalWrite(3,1);
        a.digitalWrite(5,1);
        a.digitalWrite(6,0);

    elseif (potenciometro(i)>768)
        a.digitalWrite(3,1);
        a.digitalWrite(5,1);

```

```
        a.digitalWrite(6,1);
    end

    tiempo(i)=toc;

    % dibujar en la figura
    figure(1);
    plot(tiempo,VSMA,'r')
    drawnow
    i=i+1;
end

a.digitalWrite(3,0);
a.digitalWrite(5,0);
a.digitalWrite(6,0);
```


Función “Sensor_vibrador”.

```

%funcionamiento vibrador según señal del sensor
function vibrador;
function Sensor_vibrador;
global tiempo;
global a;
global tmax;
global Vpotenciometro;
global VSMA;
global Vsensor;
global potenciometro;
global SMA;
global sensor;
global vibrador;
global i;

%variables
Vsensor=[];
sensor=[];
Vout=[];

%preparar gráfica
figure(1);
axes('XLim',[0 tmax],'YLim',[0 5]);
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Voltaje (V)')
title('Voltaje demandado')
grid on
hold on

tic; % Empiezo a contar tiempo
while toc <= tmax
    sensor(i)= a.analogRead(1);

    %Como tiene offset de 1.5V(que sobre 1023 es aprox 307
    %sensor(i)=abs(sensor(i)-307);

    Vsensor(i)=(sensor(i)*5)/1023;
    %cambiar a rango salida PWM
    sensor(i)=round((sensor(i)*255)/1023,0); %se redondea a un número
    entero

    %Poner valor en el vibrador
    a.analogWrite(10,sensor(i));
    Vout(i)=(sensor(i)*5)/255;

tiempo(i)=toc;

% dibujar en la figura
figure(1);
plot(tiempo,Vout,'b')
drawnow
i=i+1;
end

```

Función “control_realimentacion_voltaje”.

```

%Control con realimentación de voltaje
function control_realimentacion;
global tiempo;
global a;
global tmax;
global Vpotenciometro;
global VSMA;
global Vsensor;
global Vvibrador;
global potenciometro;
global SMA;
global sensor;
global vibrador;
global i;

%variables
potenciometro=[];
SMA=[];
sensor=[];
vibrador=[];

%preparar gráfica
figure(1);
axes('XLim',[0 tmax],'YLim',[0 6.5]);
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Voltaje (V)')
title('Voltaje proporcionado al SMA')
grid on
hold on
figure(2);
axes('XLim',[0 tmax],'YLim',[0 5]);
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Voltaje (V)')
title('Voltaje proporcionado al vibrador')
grid on
hold on

tic; % Empiezo a contar tiempo

while toc <= tmax
    potenciometro(i)= a.analogRead(2);
    %cambiar a rango salida SMA PWM
    SMA(i)=round((potenciometro(i)*255)/1023,0); %se redondea a un número
    entero
    %Escribir valor en SMA. Saturación por si acaso
    if SMA(i)>=255
        a.analogWrite(9,255);
    elseif SMA(i)<=0
        a.analogWrite(9,0);
    else
        a.analogWrite(9,SMA(i));
    end

    %Leds
    if (potenciometro(i)<3)
        a.digitalWrite(3,0);
        a.digitalWrite(5,0);
        a.digitalWrite(6,0);
    end
end
    
```

```

elseif (potenciometro(i)>258&&potenciometro(i)<=513)
    a.digitalWrite(3,1);
    a.digitalWrite(5,0);
    a.digitalWrite(6,0);

elseif (potenciometro(i)>513&&potenciometro(i)<=768)
    a.digitalWrite(3,1);
    a.digitalWrite(5,1);
    a.digitalWrite(6,0);

elseif (potenciometro(i)>768)
    a.digitalWrite(3,1);
    a.digitalWrite(5,1);
    a.digitalWrite(6,1);
end

%Realimentacion
sensor(i)= a.analogRead(1);
vibrador(i)=round(((sensor(i)-500)*(180/168))+75);

%Escribir valor en el vibrador. Histéresis por si acaso
if vibrador(i)>=255
    a.analogWrite(10,255);
elseif vibrador(i)<=100
    a.analogWrite(10,0);
else
a.analogWrite(10,vibrador(i));
end

Vpotenciometro(i)=(potenciometro(i)*5)/1023;
VSMA(i)=((SMA(i)*5)/255)*1.22;
Vsensor(i)=(sensor(i)*5)/1023;
Vvibrador(i)=((vibrador(i)*5)/255)*1.22;
tiempo(i)=toc;

% dibujar en la figura
figure(1);
plot(tiempo,VSMA,'r')
figure(2);
plot(tiempo,Vsensor,'b')
drawnow
i=i+1;
end

```

Función “SMA_LC”.

```

%Control LC fuerza donde la Referencia debe tener un valor entre 0.2 y
0.4
function SMA_LC;
global tiempo;
global a;
global tmax;
global Referencia;
global VSMA;
global Vsensor;
global SMA;
global sensor;
global vibrador;
global i;
global PWM;
global u;
global error;
global imax;
global Fsensor;
global ErrorAcum;

%% Determina las constantes del PID
P=3;
I=0.05;
D=0.01;

%preparar gráfica
figure(1);
axes('XLim',[0 tmax],'YLim',[0 0.5]);
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Fuerza (N)')
title('Fuerza ante entrada escalón en LC')
grid on
hold on

tic; % Empiezo a contar tiempo
for i=2:imax
    %Leer valor sensor
    sensor(i)= a.analogRead(0);
    Vsensor(i)=(sensor(i)*5/1024);
    Fsensor(i)=((Vsensor(i)-2.395)/0.011)*9.80665/1000;

    %Escribir valor en PWM-SMA a partir de fuerza
    PWM(i)=round((Referencia(i)*(190/0.477))*u);
    %Saturación
    if PWM(i)>=255
        PWM(i)=255;
    elseif PWM(i)<=0
        PWM(i)=0;
    end
    a.analogWrite(9,PWM(i)); %Comienza el movimeinto de la pinza
    %-----
    %Actualización error realimentado
    Error=(Referencia(i)-Fsensor(i));
    ErrorAnt=Error;
    error(i)=Error; %Vector con los errores

    %Sintonia del controlador PID
    % Control proporcional
    Proporcional=P*Error;

```

```

% Control integral
ErrorAcum=ErrorAcum+Error;
Integral=I*ErrorAcum*(tiempo(i)-tiempo(i-1));
% Control derivativo
Derivativo=D*(Error-ErrorAnt)/(toc-tiempo(i));

u=Proporcional+Integral+Derivativo;
%-----

i=i+1;
end

% dibujar en la figura
figure(1);
plot(tiempo,Referencia,'b', tiempo,medfilt1(Fsensor,200),'g')

```