

MODELADO Y CONTROL DE ACCIONAMIENTOS MUSCULARES PARA UNA ARTICULACIÓN
TIPO ROTOIDE



TRABAJO DE GRADO PRESENTADO COMO REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
INGENIERO FÍSICO

SANTIAGO ALEJANDRO ZUÑIGA MELO

DIRECTOR:

D.SC. DIEGO ALBERTO BRAVO MONTENEGRO

UNIVERSIDAD DEL CAUCA
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES, EXACTAS Y DE LA EDUCACIÓN
PROGRAMA DE INGENIERÍA FÍSICA
POPAYÁN, 2023

Nota de aceptación

Director: D.Sc. Diego Alberto Bravo M.

Jurado: Dr. Carlos Felipe Rengifo Rodas.

Jurado: Dr. Germán Bacca Bastidas.

Popayán, 2023.

Agradecimientos

Me gustaría expresar mi sincero agradecimiento a todas las personas que hicieron posible la realización de este trabajo de grado.

En primer lugar me gustaría expresar mi sincero agradecimiento al Dr. Diego Alberto Bravo Montenegro, mi director de tesis, por su paciencia, guía, apoyo y conocimientos expertos que fueron fundamentales en la elaboración de este trabajo. Pero no solo eso, también quisiera agradecerle por ser un gran maestro en este campo y un mentor para mi desarrollo profesional. Su compromiso y dedicación hacia mi formación académica y profesional son invaluable y siempre estaré agradecido por ello.

Deseo expresar mi profundo agradecimiento a mi familia, en especial a mi madre y mi abuela, por brindarme todo su apoyo incondicional durante mi formación profesional. Su paciencia, guía y motivación fueron fundamentales para culminar esta etapa de mi vida. También quisiera agradecer a mi padre por sus palabras de aliento en los momentos en que creía no poder continuar, a mi hermano y mi madrina por su constante presencia y apoyo en todo el proceso. La presencia y el respaldo de mi familia me han dado la fuerza y el coraje para enfrentar los desafíos y alcanzar mis metas. Les estaré siempre agradecido por todo lo que han hecho por mí.

Además, me gustaría expresar mi agradecimiento a mis amigos por su constante apoyo, comprensión y aliento durante todo mi proceso de formación académica. En particular, quiero destacar a Karen Lizeth Mora Gómez por estar a mi lado en todo momento, ayudándome a salir adelante y apoyándome en todo este proceso de formación universitaria. Su amistad, dedicación y ánimo fueron vitales para superar los momentos difíciles y alcanzar mis objetivos. Les agradezco de todo corazón a mis amigos por su valioso respaldo y amistad durante mi carrera universitaria.

Asimismo, me gustaría expresar mi agradecimiento a todos mis profesores, cuyas enseñanzas y conocimientos me permitieron convertirme en un profesional competente. En especial, quisiera destacar a la profesora Claudia Marcela Camargo Antolínez, quien no solo fue mi maestra, sino también una amiga en quien puedo confiar en cualquier momento. Su dedicación, compromiso y apoyo me permitieron no solo adquirir conocimientos, sino también crecer como persona. Le agradezco de todo corazón por su guía y por brindarme la oportu-

nidad de aprender de ella. A todos mis profesores, gracias por su valiosa contribución en mi formación académica y profesional.

LISTA DE CONTENIDOS

Agradecimientos	III
Introducción General	1
1. Músculos Artificiales: Una Revisión	5
1.1. Músculos biológicos y sus propiedades	5
1.1.1. Músculos monoarticulados	7
1.1.2. Músculos biarticulados	7
1.2. Músculos artificiales	8
1.2.1. Propiedades de los músculos artificiales	8
1.3. Tipos de actuadores	8
1.3.1. Actuadores piezoeléctricos	9
1.3.2. Actuadores EAP (polímeros electroactivos)	11
1.3.3. Actuadores PAM (neumáticos)	14
1.3.4. Actuadores SMAs (efecto de memoria de forma)	16
1.4. Resumen	22
2. Actuadores SMAs	23
2.1. Aleaciones con memoria de forma (SMA)	23
2.1.1. Temperatura inducida para transformaciones de fase	24
2.1.2. Efecto de memoria de forma, Superelasticidad/ Pseudoelasticidad	24
2.2. Características	27

2.3. Medio de activación	28
2.4. Modelos de control	29
2.4.1. Modelos de control de posición	29
2.4.2. Modelos de control de fuerza	29
2.5. Aplicaciones	30
2.6. Conclusiones	30
3. Diseño y Construcción de la Articulación Tipo Rotoide	32
3.1. Arquitectura General	32
3.2. Diseño mecánico	33
3.3. Modelo matemático	33
3.3.1. Modelo matemático del músculo-tendón	35
3.3.2. Recuperación de energía vinculada al accionamiento con musculotendones	39
3.4. Especificaciones técnicas	40
3.4.1. Aleación elegida	40
3.4.2. Construcción del actuador	40
3.4.3. Propiedades y comportamiento de la aleación	43
3.5. Caracterización del actuador	45
3.5.1. Sistema de amortiguación	47
3.5.2. Sistema Piñon cremallera	50
3.5.3. Estructura de soporte	52
3.6. Conclusiones	54
4. Diseño e implementación del sistema de control	55
4.1. Diseño de la planta de control	55
4.1.1. Objetivos y especificaciones del sistema electrónico	56
4.1.2. Microcontrolador	58
4.2. Estudio teórico y experimental del circuito de conmutación electrónico	60

4.2.1. Diseño y simulación del circuito en Proteus	60
4.2.2. Funcionamiento del circuito de conmutación	64
4.2.3. Circuito Electrónico de pruebas	67
4.2.4. Medidas Experimentales	68
4.2.5. Frecuencia de conmutación	69
4.2.6. Sensor de giro	70
4.3. Diseño del modelo de control	73
4.3.1. PID paralelo	73
4.4. Implementación del software	74
4.4.1. Programación del Arduino	74
4.4.2. Programación en Matlab	76
4.5. Conclusiones	77
5. Implementación y resultados	78
5.1. Resultados del sistema completo	78
5.2. Resultados de las pruebas de control	79
6. Conclusiones y trabajos futuros	82
6.1. Conclusiones generales	82
6.2. Trabajos futuros	83
7. Anexos	85
7.1. Software Utilizado	85
7.2. Diagrama de Trabajo	86
7.3. Presupuesto investigación	87
7.4. Estructura	88
7.5. Código en C++ programa Arduino	96
7.6. Programa en Matlab	99
7.7. Datasheet componentes	102

LISTA DE FIGURAS

1-1. Estructura jerárquica del músculo esquelético. A) Morfología de los sarcómeros y mecanismo de deslizamiento (barra de escala 0,5 nm): Se muestran los filamentos de actina (rojo), miosina (azul) y titina (amarillo) en estado relajado (I) y durante la contracción (II). Los lados dentados representan las líneas Z. El espacio central sin filamentos de actina es la zona H Fuente [10].	6
1-2. Los actuadores piezoeléctricos pueden producir movimiento bajo campos eléctricos debido a el efecto piezoeléctrico inverso Fuente [4].	9
1-3. Los actuadores DEA reducen el espesor cuando se aplica el voltaje diferencial entre los electrodos debido al efecto de atracción de carga de Coulomb (arriba), también pueden realizar un movimiento de flexión [9] (abajo) Fuente [4]. . .	12
1-4. Principio de funcionamiento de los IPMC Fuente [3]	14
1-5. Principios y aplicaciones de actuación: (a) principio de actuación de PAM bajo una sobrepresión, (b) PAM de estructura trenzada, (c) Robot bípedo accionado por PAM de McKibben, (d)PAM de estructura enchapada, (e) robot bípedo accionado por PAM enchapado, (f) PAM de estructura tipo red, (g)PAM de estructura torsional y (h) brazo robótico accionado por PAM torsional. Fuente [3]	15
1-6. (a) PAFO fabricado a partir de una impresora 3D. (b) Descripciones de los componentes: (1) sensor de pie FSR, (2) parte A (marcos para calcáneo), (3) codificador absoluto, (4) parte B (marco para astrágalo), (5) cable, (6) celda de carga de tracción, (7) PAM, (8) válvula de retención, (9) parte C (marco para peroné) y (10) órtesis de rodilla. Fuente [18]	17
1-7. Los actuadores de SMA pueden producir contracciones y alargamientos bajo cambios de temperatura debido a la transición de fase, también se pueden realizar movimientos de flexión y rotación Fuente [4]	18

1-8. Principios de actuación de los SMA y aplicaciones: (a) principio de actuación de los SMAs, (b) robot medusa actuado por NiTi SMA, (c) robot trepador accionado por SMA térmico de NiTi, (d) robot volador accionado por SMA térmico de NiTi, (e) prótesis de mano accionada por SMA térmico de NiTi, (f) tres tipos de fase de los SMA accionados por campos magnéticos, (g) transformación martensítica y hermanamiento de un SMA y redistribución bajo un campo magnético en dos dimensiones y (h) Pez robot accionado por SMA magnetico Fuente [3].	19
1-9. Comportamiento tensión-deformación uniaxial para una aleación con memoria de forma (Nitinol)	20
2-1. Un gráfico tridimensional de tensión - deformación -temperatura que describe la termomecánica experimento que muestra tanto el efecto de memoria de forma, como los efectos superelásticos [31]	27
2-2. Ejemplo simple de alambre SMA en su estado martensítico A se deforma al estado B bajo carga externa. Al calentarse por encima de las temperaturas A_f , el cable SMA se contrae de nuevo a su estado austenítico indicado por el estado C o posición de estado caliente. Al enfriarse, el cable SMA alcanza el estado D. El ciclo completo $A \leftrightarrow D$ se denomina efecto de memoria de forma (SME)	28
3-1. Sistema piñon cremallera accionado por los SMA.	33
3-2. Esquema sistema completo actuador de Nitinol.	33
3-3. Diagrama del servomecanismo.	34
3-4. Interacción entre la dinámica de activación y contracción de un músculo - tendón. u es la excitación muscular, a es la activación muscular, $l_m(q)$ es la longitud del músculo - tendón, y q es la posición angular de la articulación.	35
3-5. Modelo de Hill's para la dinámica de contracción. f_t es la fuerza del tendón, f_p es la fuerza pasiva muscular, y f_a es la fuerza muscular activa. $f_l(l_m)$ y $f_v(l_m)$ son funciones no lineales que dependen de la longitud muscular l_m y su respectiva derivada con respecto al tiempo l_m	36
3-6. f_t es la función de fuerza-longitud 3.8 y f_v es la función fuerza-velocidad 3.9.	37
3-7. Accionamiento antagonista de un sistema mecánico.	39
3-8. Presentación comercial del Nirinol.	41

3-9. Primera etapa de entrenamiento: A) Se da forma de resorte al nitinol, B) Recipiente de calentamiento, C) Sistema de calentamiento.	41
3-10. Segunda etapa de entrenamiento: A la izquierda se observa la mufia utilizada para el entrenamiento, a la derecha se observa el actuador de Nitinol.	42
3-11. Curvas de calibración de la mufia.	42
3-12. Base experimental para la caracterización del actuador.	46
3-13. Graficas de la caracterización del actuador: A) Temperatura vs Tiempo, B) Deformación vs tiempo.	47
3-14. Grafica de Fuerza vs Temperatura del actuador de Nitinol	48
3-15. Esquema sistema masa - muelle	48
3-16. Muelles de acero y plastico respectivamente	49
3-17. Linealización de los datos de caracterización de los muelles: A) Muelle 1, B) Muelle 2, C) Muelle 3.	49
3-18. Esquema sistema piñon cremallera	50
3-19. Remache de acero	50
3-20. Piñon central de 14 dientes	51
3-21. Cremallera de 7 dientes	52
3-22. Diseño 3D de la estructura	53
3-23. Laminado de las piezas en el software Creality Slicer	54
4-1. Esquema detallado del sistema de control	56
4-2. Esquema control de posición	56
4-3. Esquema PID paralelo	56
4-4. Arquitectura ATmega2560	59
4-5. Placa Arduino con ATmega2560	59
4-6. Esquema detallado de conexiones y la planta de control	60
4-7. Esquema de los modos de conducción de corriente	61
4-8. Esquema completo circuito de conmutación	61
4-9. Curvas características $I_D(A) - V_{DS}(V)$ IRF640	62

4-10. Curvas características $V_{ce}(V) - I_C(A)$ TIP122	63
4-11. Curvas características $V_{ce}(V) - I_C(A)$ TIP127	64
4-12. Curvas características $V_{pp}(V) - F(Hz)$ TL081	65
4-13. Activación del actuador de Nitinol 1 a diferentes frecuencias 100Hz, 1KHz y 10KHz respectivamente	65
4-14. Activación del actuador de Nitinol 2 a diferentes frecuencias 100Hz, 1KHz y 10KHz respectivamente	66
4-15. Activación del actuador de Nitinol 1 y 2 a diferentes frecuencias 100Hz, 1KHz y 10KHz respectivamente	67
4-16. Sin activación de los actuadores de Nitinol	67
4-17. Esquema completo y diseño de PCB de la planta de control.	68
4-18. Circuito montado sobre la PCB.	68
4-19. Planta de control y Arduino conectados.	69
4-20. Prueba de las configuraciones: A) Configuración 1, B) Configuración 2, C) Configuración 3, D) Configuración 4.	70
4-21. Planta de control a diferentes frecuencias: A) 12 Hz, B) 25 Hz, C) 250 Hz, D) 49 KHz.	71
4-22. Sensor de giro tipo potenciómetro.	71
4-23. Sensor de giro tipo potenciómetro.	72
4-24. Esquema de tensión de entrada en convertidor A/D.	72
4-25. Controlador PID <i>paralelo</i>	74
4-26. Diagrama de flujo del programa en Arduino.	75
4-27. Diagrama de flujo del programa en Matlab.	76
5-1. Sistema completo: Planta de control de corriente, Arduino, Estructura sistema tipo rotoide, Fuente de alimentación, PC.	79
5-2. Respuesta sistema con sistema de control PID.	80
5-3. Tiempo de respuesta para una deformación del 4%	81
5-4. Proceso de enfriamiento. Recuperación de forma durante la transformación martensítica.	81

LISTA DE TABLAS

1-1. Características destacadas de los músculos biológicos [11]	7
1-2. Propiedades de los actuadores SMA activados térmicamente [5]	21
3-1. Temperatura y tiempo de entrenamiento del actuador SMA.	41
3-2. Propiedades físicas del actuador.	42
3-3. Especificaciones técnicas del cable de Ni-Ti [34].	43
3-4. Datos de la caracterización	47
3-5. Caracterización de los muelles	49
3-6. Constante elástica de los muelles	49
3-7. Tabla de módulos y pasos unificados para engranajes (UNI 3521)	51
4-1. Resultados de funcionamiento de la placa de control.	69
4-2. Características sensor de giro potenciométrico.	72

Introducción General

Los músculos artificiales son aquellos desarrollados con el fin de poder simular el comportamiento del músculo biológico, cuya característica como principal característica el poder contraerse y relajarse por medio de pulsos nerviosos emitidos por el cerebro, para ello se han desarrollado tecnologías capaces de simular este comportamiento. Estos están fabricados a partir de nanomateriales, polímeros, compuestos, aleaciones y son activados por medio de campos eléctricos, campos magnéticos, temperatura, luz o energía neumática [1], pueden tener movimientos como torsión, flexión, movimientos lineales y bidireccionales generados por la expansión y contracción de los actuadores. Un primer acercamiento a los músculos artificiales se obtuvo mediante actuadores neumáticos ya que al inyectar aire comprimido estos se expanden en una dirección y se contraen de manera perpendicular generando un efecto similar al que se está buscando [2].

Los músculos artificiales son una de las áreas de investigación más prometedoras en el campo de la robótica, ya son capaces de proporcionar a los robots una fuerza y una flexibilidad mucho mayores que las de los músculos naturales, haciéndolos ideales para aplicaciones en las que se requiere un gran grado de precisión, como la manipulación de objetos delicados o el levantamiento de pesas.

Algunos diseños de músculos artificiales han demostrado una mayor eficiencia que los músculos naturales, lo que significa que los robots pueden funcionar por más tiempo antes de necesitar una recarga de energía. Esto resulta muy útil en entornos hostiles, como el espacio, en los que los robots deben funcionar durante largos periodos de tiempo.

La investigación en músculos artificiales es un área en constante evolución, y se espera que en el futuro sean cada vez más avanzados. Los músculos artificiales mejorarán significativamente la capacidad de los robots para interactuar con el mundo que los rodea, lo que los hace cada vez más útiles en una amplia variedad de aplicaciones.

El efecto de memoria de forma es una propiedad de los materiales que les permite cambiar temporalmente de un estado a otro y luego por medio de estímulos externos recuperar

su estructura memorizada, esto ocurre cuando el material es sometido a un proceso de memorización entre dos fases de transformación. Este proceso puede ser térmico o magnético, el movimiento de los SMA puede ser lineal, rotacional o de flexión. Comúnmente el material más utilizado para la fabricación de los SMA es la aleación de níquel y titanio (NiTi) [3]-[5].

Bajo estímulos las estructuras cristalinas de los SMA cambian de fase y sus propiedades varían con la temperatura, el estrés y la deformación, como se mencionó anteriormente, estos estímulos pueden ser térmicos o magnéticos; En el caso de estímulos térmicos a bajas temperaturas, el SMA tiene una estructura que puede ser fácilmente deformada por una fuerza externa, al calentar el material externamente o internamente (calentamiento Joule) este comienza a transformarse y a recuperar su forma predefinida a alta temperatura [3].

En el caso donde el estímulo es provocado por un campo eléctrico el efecto de memoria de forma presenta una respuesta más rápida que los procesos de calentamiento y enfriamiento, los cuales son relativamente lentos. Este fenómeno se genera por una transición de fase de martensita tetragonal formada en la etapa de enfriamiento a partir de la fase cúbica de austenita. La celda unitaria de martensita puede ser fácilmente deformable magnética y mecánicamente a lo largo de su eje más corto, pero es capaz de tomar su forma original al aplicar un campo magnético ortogonal a la dirección del eje corto [3], [5].

En este trabajo se propone diseñar un sistema electrónico compuesto por dos músculo-tendones para generar el par de torsión necesario para el movimiento de una articulación tipo rotoide en el plano sagital considerando una carga libre. Para lograr este objetivo se analizarán modelos matemáticos y de control que permitan conseguir el comportamiento más se acerque al sistema desarrollado por medio del FLEXINOL [®] Actuator Wire Kits al sistema biológico del ser humano.

Objetivos

Objetivo General

Diseñar un sistema electrónico de actuación muscular con el FLEXINOL [®] Actuator Wire Kits para controlar el movimiento de una articulación tipo rotoide.

Objetivos Específicos

- Obtener el modelo matemático de una articulación tipo rotoide.

-
- Diseñar un sistema electrónico para el movimiento de una articulación tipo rotoide, mediante accionamientos musculares.
 - Evaluar el desempeño de la articulación, mediante una trayectoria angular definida.

Contribuciones del trabajo de grado

El desarrollo de sistemas tipo rotoide basados en actuadores SMA es una línea de investigación muy prometedora con numerosas contribuciones en distintas áreas de la ingeniería. En primer lugar, estos sistemas ofrecen una solución innovadora y eficiente para el control de movimiento en diferentes aplicaciones, como la robótica y la mecatrónica. Además, los actuadores SMA presentan ventajas significativas, como la facilidad de integración en sistemas complejos, su alta eficiencia energética y su capacidad para adaptarse a diferentes entornos y condiciones de operación. Por otro lado, la implementación de estos sistemas también puede contribuir a la investigación en áreas como los materiales inteligentes y la ingeniería de control, lo que puede generar avances significativos en el diseño y la fabricación de nuevos dispositivos y sistemas. Un ejemplo concreto de este tipo de investigación es la ponencia presentada en el “Encuentro Internacional de Ciencia para la Paz y el Desarrollo” en la ciudad de Popayán, con el título “Modelado y Control de Accionamientos Musculares para una Articulación Tipo Rotoide”, así como el artículo publicado en la revista “Ciencia en Desarrollo” titulado “Modelo Matemático de una Articulación Tipo Rotoide Accionada por Músculos Artificiales”. En conclusión, el desarrollo de sistemas tipo rotoide basados en actuadores SMA es una área muy prometedora que puede tener un gran impacto en distintas áreas de la ingeniería y la ciencia.

Organización del Trabajo

El presente documento consta de cinco capítulos. El primero se dedica a revisar los músculos artificiales, sus propiedades y aplicaciones. En él se analizan diferentes tipos de músculos artificiales, su funcionamiento y su uso en distintas aplicaciones.

El segundo capítulo aborda los actuadores tipo SMA. Se describe el principio físico de funcionamiento de estos actuadores, así como los diferentes medios de activación y los modelos de control necesarios para trabajar con ellos. Se detallan las ventajas y desventajas de estos dispositivos y se muestran ejemplos de su aplicación en la industria.

En el tercer capítulo se describe el diseño y la fabricación de una articulación tipo rotoide. Se explica cómo se llevó a cabo el proceso de fabricación del prototipo final, incluyendo la caracterización del material, el modelo matemático que lo describe y el diseño de varios componentes necesarios para su correcto funcionamiento.

En el cuarto capítulo se describe el desarrollo del sistema de control utilizado para hacer funcionar el prototipo. Se muestra cómo se desarrolló el sistema de conmutación para el manejo de dos actuadores y se explica en detalle cómo se implementó el control de la articulación tipo rotoide.

El capítulo cinco expone los resultados de las pruebas de control y el comportamiento general del sistema. Se presentan los resultados obtenidos durante las pruebas de control.

Finalmente, se presentan las conclusiones y perspectivas de este trabajo de grado. En ellas se resumen los resultados y se destacan las principales contribuciones de este trabajo. También se discuten las posibles líneas de investigación futuras y se reflexiona sobre la importancia de seguir investigando en este campo en constante evolución.

Capítulo 1

Músculos Artificiales una Revisión

Los músculos artificiales están definidos como aquellos materiales o dispositivos capaces de simular el comportamiento de los músculos biológicos bajo estímulos externos, a través de los años se han ido desarrollando tecnologías cada vez más capaces de simular dicho comportamiento. Un ejemplo son los músculos artificiales neumáticos (PAMs), ya que estos simulan los movimientos mecánicos que tienen ciertas partes del cuerpo como las piernas; debido a que transforman la energía generada por aire comprimido en energía mecánica, gracias a esto los PAMs son capaces de contraerse o extenderse simulando un músculo biológico; otro claro ejemplo son los SMAs los cuales funcionan por una propiedad de los materiales conocida como “efecto de memoria de forma”, esto permite restaurar su forma inicial por medio de flujo de calor, después de ser deformados por una fuerza externa, debido a esto los SMAs son ampliamente utilizados en aplicaciones de robótica como la fabricación de robots bípedos o cuadrúpedos [6], [7].

Las aplicaciones de los músculos artificiales incluyen: la fabricación de exoesqueletos de uso militar, prótesis médicas, acelerar el tratamiento de personas incapacitadas [8], simular el salto de los animales [9], también se han desarrollado músculos artificiales capaces de funcionar bajo el agua simulando sistemas de propulsión acuáticos [8], entre otras aplicaciones.

1.1. Músculos biológicos y sus propiedades

En biología, los músculos son un tipo de tejido blando que conecta, sostiene o rodea otras estructuras u órganos del cuerpo, que existen en el ser humano y en la mayoría de animales, son capaces de estirarse y contraerse debido a que convierten la energía química en energía

cinética a través de la respiración celular[1], están formados por fibras musculares, compuestas por miofilamentos que pueden ser gruesos, finos y elásticos, cada uno de ellos está compuesto por proteínas que se encuentran almacenadas en pequeñas unidades contráctiles llamadas sarcómeros. Los sarcómeros están conectados a través de una región en forma de placa de material proteico denso, llamada la línea Z, los filamentos finos están situados al lado de los gruesos y se extienden desde las líneas Z hasta el comienzo de la zona H, región en la que no se producen solapamientos con los filamentos gruesos [5], [10], esta estructura se puede observar en la figura 1-1.

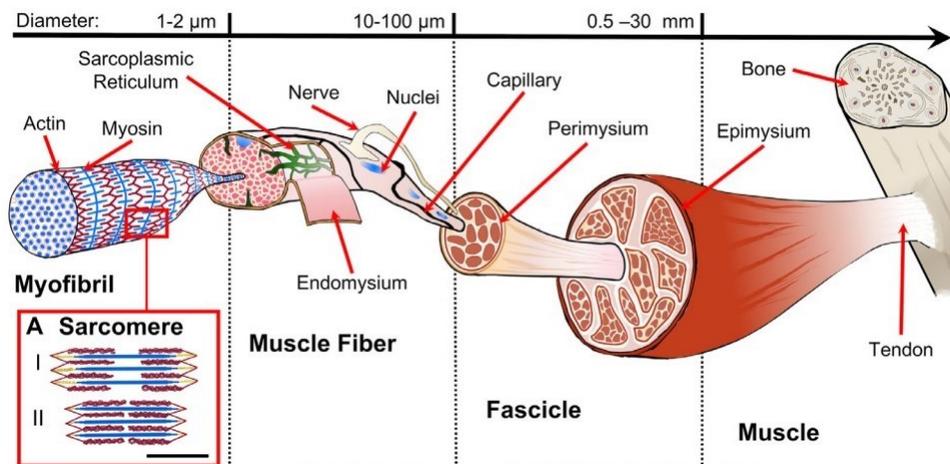


Figura 1-1: Estructura jerárquica del músculo esquelético. A) Morfología de los sarcómeros y mecanismo de deslizamiento (barra de escala 0,5 nm): Se muestran los filamentos de actina (rojo), miosina (azul) y titina (amarillo) en estado relajado (I) y durante la contracción (II). Los lados dentados representan las líneas Z. El espacio central sin filamentos de actina es la zona H Fuente [10].

El mecanismo de actuación de los músculos se debe al acoplamiento y desacoplamiento secuencial de las moléculas de miosina con las moléculas de actina alimentadas por la energía contenida en el tercer enlace fosfato del trifosfato de adenosina, siendo activados mediante potenciales de acción iniciados desde el sistema nervioso a las fibras musculares[5], este proceso dependerá además del tipo de forma que tiene el músculo (fusiformes, paralelas, triangulares o convergentes, pinnadas y circulares) [1] puesto que la forma influye directamente sobre la fuerza, la dirección y el tipo de movimiento que tendrá el músculo.

Las propiedades mecánicas de los músculos se dividen en dos categorías: las pasivas que dependen únicamente del estiramiento del tejido y las activas, que dependen de la activación de los elementos contráctiles [10].

Las dos principales características pasivas del músculo son:

- Extensibilidad: la capacidad de los músculos de ser estirados macroscópicamente hasta un determinado límite sin dañarse. [10]
- Elasticidad: capacidad de los músculos de recuperar la forma y la longitud inicial después de ser estirado.[10]

Las dos principales características activas del músculo son:

- Excitabilidad: la capacidad de los músculos de responder a un estímulo químico, emitido por la liberación de un neurotransmisor por un nervio o una hormona, generando un potencial de acción. [10]
- Contractilidad: la capacidad de los músculos de generar una fuerza y producir un trabajo por acortamiento. Los músculos se contraen en respuesta a uno o más potenciales de acción.[10]

En la tabla **1-1** se pueden observar las características destacadas de los músculos biológicos.

Tabla 1-1: Características destacadas de los músculos biológicos [11]

1	Tensión de $\approx 0,35$ MPa
2	Alta conformabilidad con tensión superior a $\approx 20\%$
3	Alta potencia de salida máxima de 323 Wkg^{-1}
4	Excelente estabilidad mecánica con alta eficiencia $\approx 40\%$

Los músculos se pueden dividir en dos categorías: Músculos mono articulados y músculos biarticulados [12].

1.1.1. Músculos monoarticulados

Estos músculos están conectados a dos eslabones a cada lado de una articulación. Pueden accionar sólo una articulación produciendo un par de torsión alrededor de esa articulación.

1.1.2. Músculos biarticulados

Estos músculos están conectados a dos eslabones separados por un tercer eslabón, pueden accionar dos articulaciones simultáneamente y tienen la capacidad de transferir la energía producida principalmente por músculos mono articulares a las articulaciones donde pueden contribuir eficazmente al objetivo deseado del movimiento.

1.2. Músculos artificiales

Los músculos artificiales es un termino generico que se aplica a ciertos materiales y dispositivos capaces de contraerse. extenderse, o rotar bajo el estímulo de uno o varios estímulos externos [5]. Estos dispositivos están fabricados a partir de nanomateriales, polímeros, compuestos, aleaciones y son activados por medio de campos eléctricos, campos magnéticos, temperatura, luz o energía neumática [1].

1.2.1. Propiedades de los músculos artificiales

En esta sección vamos a abordar las propiedades y características más comunes en el desarrollo de músculos artificiales basandonos en [4]:

- Densidad de Potencia (W_s): Es generada por el músculo artificial al recibir una excitación normal a su masa y su periodo de actuación.
- Ancho de Banda: Frecuencia máxima rastreable de la amplitud de salida generada por el músculo artificial.
- Deformación ($\Delta L \%$): Es el cambio porcentual de la longitud al excitar la longitud inicial del músculo artificial.
- Estrés: Frecuencia generada por el músculo artificial sobre la excitación a su área de sección transversal inicial.
- Linealidad: Precisión de un modelo para caracterizar o predecir el rendimiento de un músculo artificial.

1.3. Tipos de actuadores

En la industria existen distintos tipos de actuadores que se pueden agrupar según su principio físico principal, este puede ser: eléctrico, neumático o hidráulico. A continuación se presentaran los distintos tipos de actuadores.

1.3.1. Actuadores piezoeléctricos

Los actuadores piezoeléctricos son capaces de comprimirse o tensionarse según la dirección del campo eléctrico aplicado mostrando un efecto piezoeléctrico inverso[4]. Este efecto genera una tensión mecánica en el material piezoeléctrico lo cual se puede traducir como un cambio de desplazamiento o de fuerza[4], el material más utilizado para la fabricación de estos actuadores es el Titanato zirconita de plomo, debido a los diversos tipos de rango de movimiento que pueden ser realizados, en la figura 1-2 se observa el efecto generado por el campo eléctrico en el material piezoeléctrico.

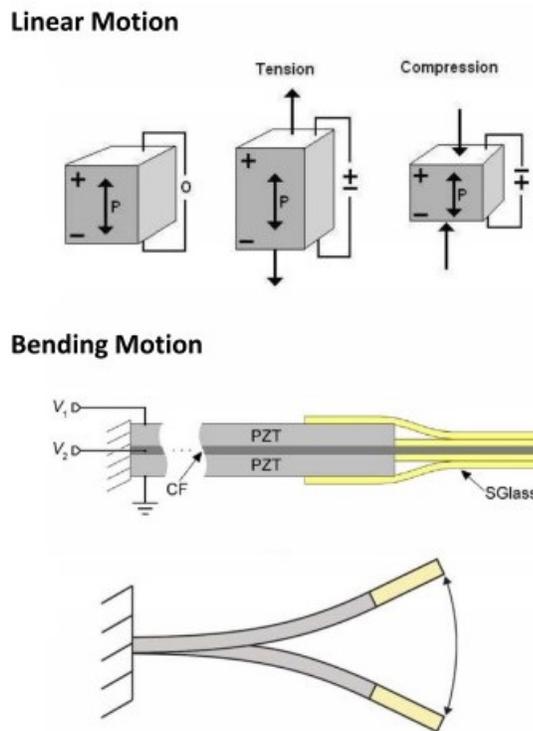


Figura 1-2: Los actuadores piezoeléctricos pueden producir movimiento bajo campos eléctricos debido a el efecto piezoeléctrico inverso Fuente [4].

Las ventajas de estos actuadores son:

- La alta velocidad de funcionamiento.
- La alta tensión de hasta 110 MPa.
- La alta eficiencia energética que puede alcanzar hasta un 90 %.
- La alta precisión de posicionamiento hasta nivel subnanométrico.

Las limitaciones en el uso de estos actuadores son:

- Alto voltaje: El campo eléctrico requerido es del orden de 1 MV/m, la tensión de funcionamiento requerida será de hasta 100 V.
- Baja Robustez: Son materiales relativamente frágiles.
- Baja deformación: El desplazamiento suele ser del 0.1 %.
- Densidad de potencia relativamente baja del orden de 0.17 W/g.

El modelado de los actuadores piezoeléctricos se pueden clasificar en tres grupos: modelo microscópico, modelo macroscópico y modelo híbrido, siendo el modelo macroscópico el más popular, ya que el modelo microscópico y el modelo híbrido tienen un poco más de complejidad en el cálculo debido a que utilizan métodos de elementos finitos. El primer modelo macroscópico fue descrito en IEEE Standard on Piezoelectricity [4] pero este no podía describir correctamente la dinámica del sistema y las no linealidades (histéresis, fluencia y vibración).

Para realizar el control de este tipo de actuadores la literatura propone los siguientes métodos:

- Feedback control (Retroalimentación): Utilizado para mejorar la precisión y robustez.
- Feedforward control (Avance): Utilizado para compensar las no linealidades y la dinámica vibratoria.
- Sliding mode control (Modo deslizante): Utilizado para lograr una gran robustez rechazando las incertidumbres de entrada, la histéresis y otras perturbaciones no modeladas.
- Robust control (Robusto): Utilizado para minimizar el efecto de las perturbaciones.

Este tipo de actuadores está presente en la óptica, ingeniería mecánica, microelectrónica, bioingeniería, robótica entre otros, se han utilizado para el desarrollo de pinzas robots, además en el accionamiento de etapas de micro posicionamiento, micro manipuladores y micro pinzas.

1.3.2. Actuadores EAP (polímeros electroactivos)

Los EAP son materiales capaces de producir deformaciones mecánicas en respuesta a una estimulación eléctrica. Las características principales de este tipo de actuadores son:

- Gran tensión.
- Alta densidad de potencia.
- Versatilidad.
- Escalabilidad.
- Bajo coste.

Los EAP se clasifican según el mecanismo de activación [3] estos son agrupados en dos grandes categorías:

- EAP Electrónicos los cuales son activados por fuerzas electrostáticas dentro de estos se encuentran los actuadores DEA (Elastómero dieléctrico) y los actuadores RFP (Polímeros ferroeléctricos relajantes).
- EAP Iónicos los cuales son activados por un desplazamiento inducido de iones dentro de estos se encuentran los actuadores CP (Polímeros Conductores), actuadores IPMC (Compuestos metálicos poliméricos iónicos) y los actuadores CNT (Nanotubos de carbono) .

A continuación abordaremos cada uno de los actuadores EAP:

DEA

El mecanismo de funcionamiento de los actuadores de tipo DEA puede describirse utilizando el principio de atracción de cargas de coulomb ya que estos pueden generar deformaciones debido a la integración electrostática entre dos electrodos, al aplicar un voltaje las cargas opuestas son atraídas en dirección del campo eléctrico, mientras que las cargas iguales se repelen entre sí en dirección perpendicular al campo eléctrico [3], [4], este efecto provoca una compresión en el material a lo largo de la dirección del campo eléctrico y una expansión en las otras direcciones, este comportamiento se debe a las tensiones de maxwell p bajo la alta polarización eléctrica $p = \varepsilon E^2$ [11], este comportamiento se observa en la figura **1-3**.

Las ventajas de estos actuadores son:

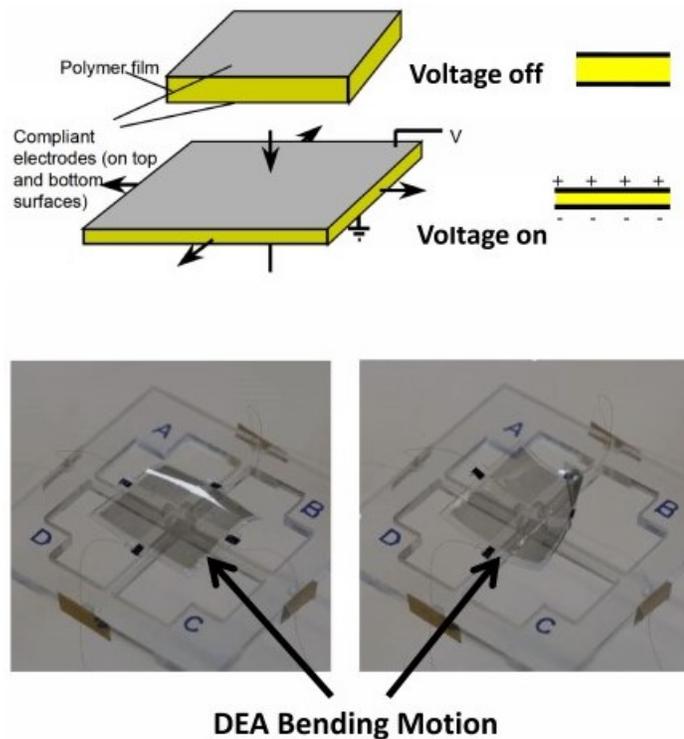


Figura 1-3: Los actuadores DEA reducen el espesor cuando se aplica el voltaje diferencial entre los electrodos debido al efecto de atracción de carga de Coulomb (arriba), también pueden realizar un movimiento de flexión [9] (abajo) Fuente [4].

- Ancho de banda de decenas a cientos de Hz.
- La alta tensión de hasta el 200 %.
- La alta eficiencia energética entre el 80 % y el 90 %.
- Densidad de potencia de 0.2W/g o inferior.

Las limitaciones en el uso de actuadores son:

- Alto voltaje: El campo eléctrico requerido oscila entre los 10-100 MV/m, la tensión de funcionamiento requerida será de hasta 10 kV, además deben ser compatibles con tensiones superiores al 10 %.

La mayoría de los materiales activos para la fabricación de estos actuadores son elastómeros altamente deformables con un módulo de Young bajo, como poliacrilatos, poli siloxanos, poliuretanos, dando lugar a grandes deformaciones bajo la tensión de Maxwell[11].

En el modelado de los DEA se utilizan aproximaciones de las propiedades viscoelásticas no lineales y dependientes del tiempo del material con el cual se fabrican estos actuadores (materiales elastómeros), se han propuesto modelos físicos que permiten analizar la respuesta dinámica, también se desarrollaron modelos analíticos, como el modelo de elementos finitos 3-D con el fin de simular el proceso de activación electromecánica [4].

Los métodos de control sugeridos para este tipo de actuadores son los siguientes:

- Feedforward control (Avance): Es realizado para compensar las no linealidades.
- Robust control (Robusto): Se realiza para garantizar el rendimiento de la posición.

las aplicaciones para los actuadores tipo DEA son principalmente en la robótica (Brazos robóticos, pinzas, robots biomimeticos, humanoides) [3], [4].

IPMC

Este tipo de actuadores consisten en una membrana polimérica intercalada entre dos capas de metal delgado que funcionan como electrodos. Bajo un campo eléctrico los iones y las moléculas de agua se mueven hacia el cátodo produciendo una deformación de la estructura hacia uno de los electrodos[4], usualmente el polímero utilizado para este tipo de actuadores es el Nafiom ya que es capaz de neutralizarse con ciertas contraiones, para que se puedan equilibrar con la carga eléctrica de los aniones [3], este comportamiento se puede observar en la figura 1-4.

Las ventajas de estos actuadores son:

- Bajo voltaje de funcionamiento entre 1-5 V.
- Alta frecuencia de trabajo 10 Hz en adelante.
- Presión superior al 40 %.
- Capacidad de trabajar en entornos acuáticos.

Las limitaciones en el uso de actuadores son:

- Baja densidad de potencia 0.02 W/g.
- Baja Tensión 0.3 Mapa.

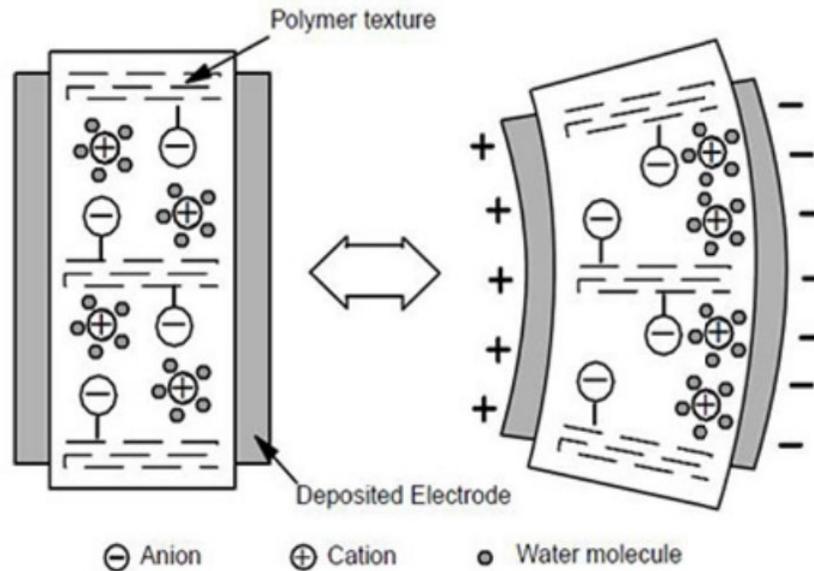


Figura 1-4: Principio de funcionamiento de los IPMC Fuente [3]

Para modelar este tipo de actuadores se han propuesto modelos basados en física para describir la impedancia eléctrica, electroquímica y el proceso de transporte de agua y cationes, también se desarrollaron modelos basados en la fenomenología de los actuadores para poder estimar el rendimiento del actuador.

Los métodos de control sugeridos por la literatura son:

- Control PID: Utilizado para el control de posición.
- Control no lineal: Para hacer frente a la no linealidad de la dinámica y la histéresis
- Sliding mode Control: Para resistir la fluencia.
- Feedback Control: Utilizado para el control de la fuerza y el retardo del tiempo.

La aplicación principal de este tipo de actuadores es en la robótica: para la fabricación de pinzas, robots acuáticos, bípedos, cuadrúpedos, también son utilizados para la fabricación de robótica blanda.

1.3.3. Actuadores PAM (neumáticos)

Los PAMs son un tipo de actuador comúnmente utilizado para la fabricación de músculos artificiales, robótica médica, robots humanoides y otras aplicaciones industriales, puesto que

el mecanismo de acción de estos actuadores cumple con la tarea de mover la masa de acuerdo a una tarea dada [13]-[15], estos convierten la energía generada por aire comprimido el cual se encuentra almacenado en una membrana flexible en un movimiento mecánico lineal a lo largo de su dirección axial bajo una diferencia de presión entre el gas almacenado en la membrana y el ambiente [3], [4], esto se observa en la figura 1-5(a), dependiendo de cómo haya sido fabricado el PAM será capaz de contraerse o expandirse. El PAM contractor es el más estudiado, puesto que es capaz de producir contracciones lineales que al ser combinados con mecanismos rígidos se pueden fabricar exoesqueletos [16].

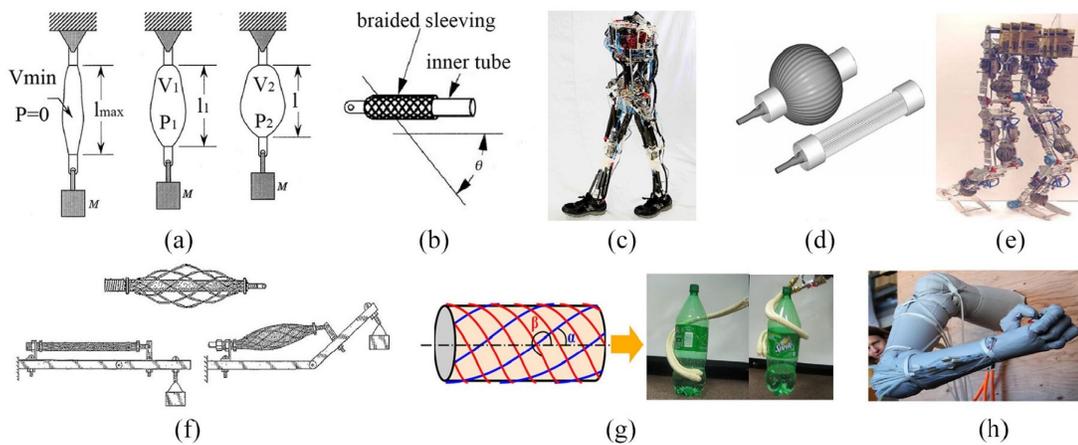


Figura 1-5: Principios y aplicaciones de actuación: (a) principio de actuación de PAM bajo una sobrepresión, (b) PAM de estructura trenzada, (c) Robot bípedo accionado por PAM de McKibben, (d) PAM de estructura enchapada, (e) robot bípedo accionado por PAM enchapado, (f) PAM de estructura tipo red, (g) PAM de estructura torsional y (h) brazo robótico accionado por PAM torsional. Fuente [3]

Las ventajas de este tipo de actuadores son:

- Alta densidad de potencia de 22 W/g.
- Pueden ser operados hidráulicamente realizando pequeños cambios en el actuador, esto mejora el ancho de banda con valores superiores a los 100 Hz.
- Fácil mantenimiento.

Las desventajas de este tipo de actuadores son:

- Las fuentes utilizadas para generar presión puesto que reducirán la densidad de potencia limitando las aplicaciones para plataformas inmóviles y algunas aplicaciones específicas.

- Eficiencia energética cercana al 30 %.
- Debido a factores como la histéresis el modelado y control se complica.

Para modelar estos actuadores se han propuesto tres modelos: análisis físicos como el modelo de contracción empírico el cual asume al PAM como un sistema masa resorte [14], otro tipo de aproximaciones son las fenomenológicas como el modelo de contracción puesto que la salida axial de la fuerza dependerá de que tan contraído este el actuador, el tercer tipo de modelamiento es el matemático, como el modelo de contracción geométrico el cual realiza una aproximación utilizando la geometría del actuador[16].

Estos actuadores presentan dificultad para realizar el control gracias al comportamiento no lineal del tubo interior ya que está diseñado de materiales elastómeros que sufren grandes deformaciones a bajas presiones, la compresibilidad del aire y la geometría de la malla [17], para ello la literatura propone los siguientes métodos de control:

- Feedforward control: Utilizado para compensar variables como la fricción y el seguimiento de la trayectoria de los sistemas neumáticos, no es muy recomendado ya que es muy susceptible a efectos externos como perturbaciones.
- Control PID: Se realiza para realizar el control de la curvatura y el manejo de la histéresis.
- Sliding Mode control: Utilizado para reducir el efecto de la vibración y para controlar la posición del actuador.

Las Aplicaciones de estos actuadores son muy amplias como se mencionó anteriormente, por ejemplo en [18] se realizó una ortesis de pie y tobillo (PAFO) utilizando actuadores neumáticos, esto se puede observar en la figura 1-6.

1.3.4. Actuadores SMAs (efecto de memoria de forma)

Debido al crecimiento de la demanda de robots confiables y con altos estándares de seguridad se han venido estudiando en los últimos años el uso de músculos artificiales para la fabricación de los mismos. Uno de los más utilizados son los actuadores SMA o actuadores de memoria de forma utilizados comúnmente en robots biomiméticos por su alta relación potencia-masa, conformidad inherente, niveles bajos de ruido y peso ligero [19]. El mecanismo de actuación de los SMA es el efecto de memoria de forma (SME) el cual le permite al material recuperar

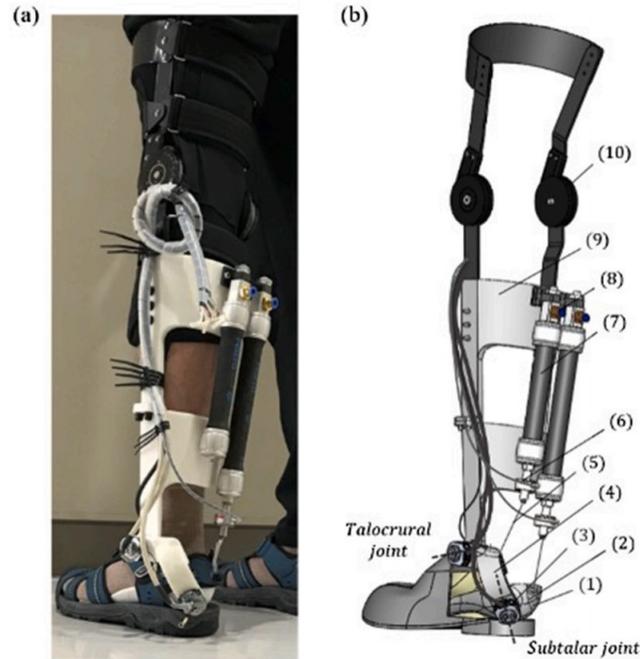


Figura 1-6: (a) PAFO fabricado a partir de una impresora 3D. (b) Descripciones de los componentes: (1) sensor de pie FSR, (2) parte A (marcos para calcáneo), (3) codificador absoluto, (4) parte B (marco para astrágalo), (5) cable, (6) celda de carga de tracción, (7) PAM, (8) válvula de retención, (9) parte C (marco para peroné) y (10) órtesis de rodilla. Fuente [18]

su estado inicial mediante a estímulos de calentamiento interno o externo (Efecto Joule), además de las propiedades super elásticas del material, sin embargo, este tipo de actuadores presenta una alta no linealidad y una incertidumbre paramétrica lo cual influye en un reto para desarrollar un método de control para este tipo de sistemas con base en SMA [20].

El efecto de memoria de forma es una propiedad de los materiales que les permite cambiar temporalmente de forma y luego por medio de estímulos externos recuperar su forma memorizada, esto ocurre cuando el material es sometido a un proceso de memorización entre dos fases de transformación, este proceso puede ser térmico o magnético, el movimiento de los SMA puede ser lineal, rotacional o de flexión, se puede observar en la figura 1-7. Comúnmente el material más utilizado para la fabricación de los SMA es la aleación de níquel y titanio (NiTi) [3]-[5].

Bajo estímulos las estructuras cristalinas de los SMA cambian de fase y sus propiedades varían con la temperatura, el estrés y la deformación, como se mencionó anteriormente estos estímulos pueden ser térmicos o magnéticos; En el caso de estímulos térmicos a bajas temperaturas, el SMA tiene una estructura que puede ser fácilmente deformada por una fuerza

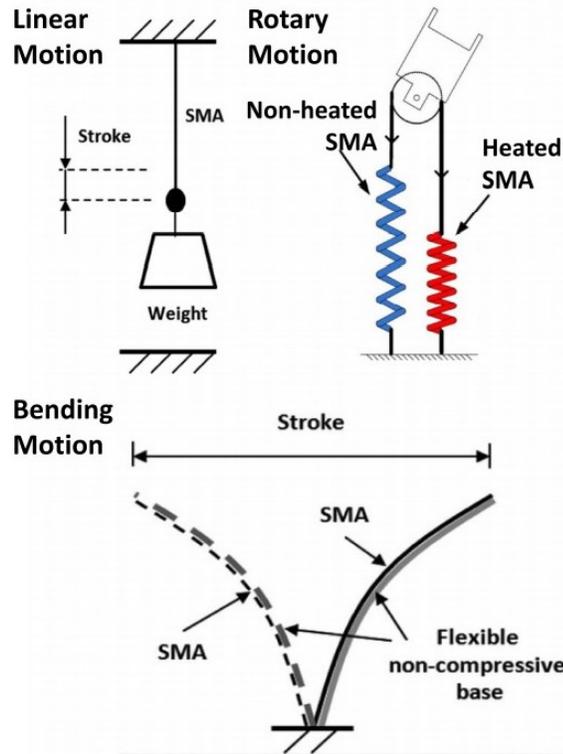


Figura 1-7: Los actuadores de SMA pueden producir contracciones y alargamientos bajo cambios de temperatura debido a la transición de fase, también se pueden realizar movimientos de flexión y rotación Fuente [4]

externa, al calentar el material externa o internamente (calentamiento Joule) este comienza a transformarse y a recuperar su forma predefinida a alta temperatura, este comportamiento se observa en la figura 1-8(a) [3].

En el caso donde el estímulo es provocado por un campo eléctrico el efecto de memoria de forma presenta una respuesta más rápida que los procesos de calentamiento y enfriamiento, los cuales son relativamente lentos. Este fenómeno se genera por una transición de fase de martensita tetragonal formada en la etapa de enfriamiento a partir de la fase cúbica de austenita (figura 1-8(f)). La celda unitaria de martensita puede ser fácilmente deformable magnética y mecánicamente a lo largo de su eje más corto (figura 1-8(g)), pero es capaz de tomar su forma original al aplicar un campo magnético ortogonal a la dirección del eje corto [3], [5].

Para entender el comportamiento de este material en [21] se realizaron pruebas termo mecánicas que incluyen ciclos térmicos isobáricos (figura 1-9), como se observa, la curva tensión-deformación de las aleaciones con memoria de forma muestran un comportamiento macroscópico distintivo, que no está presente en los materiales tradicionales. Este comportamiento

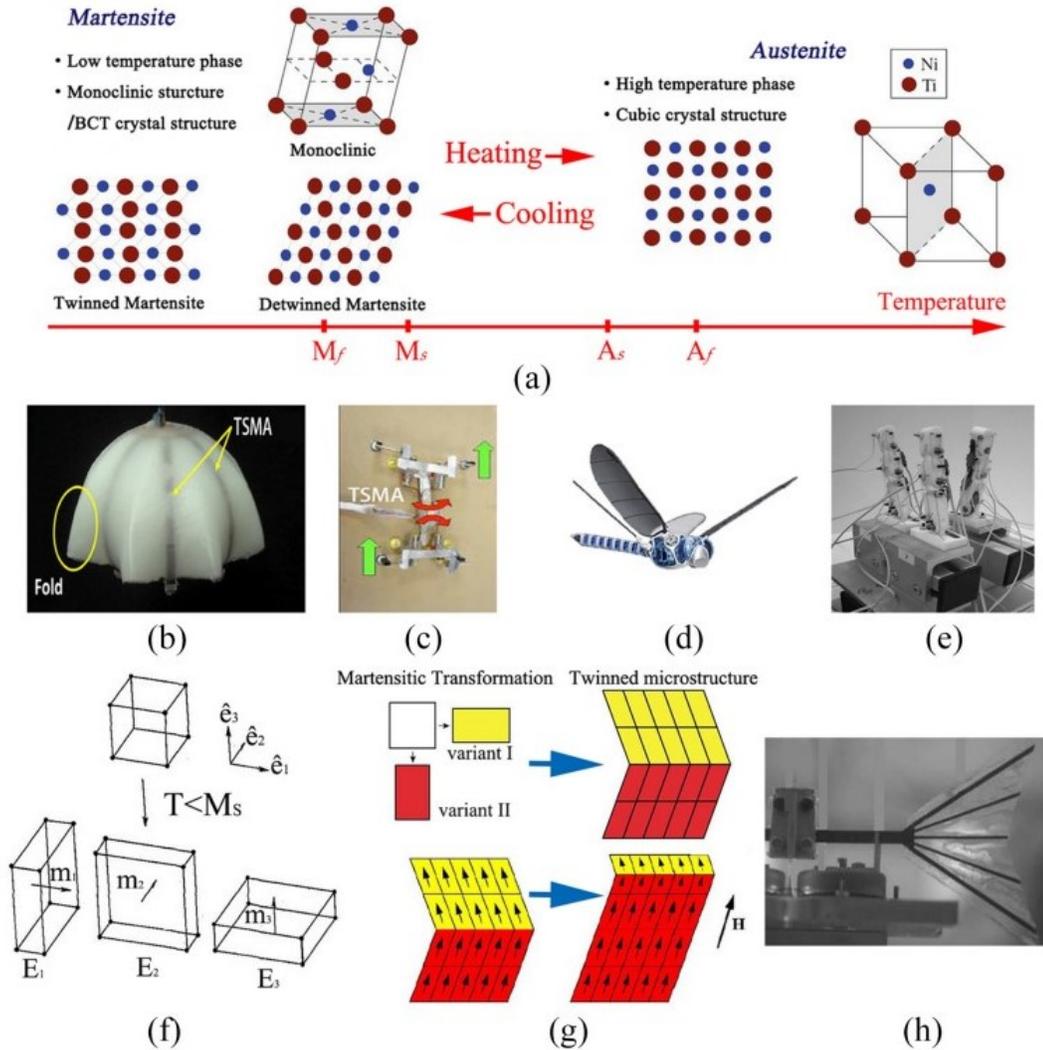


Figura 1-8: Principios de actuación de los SMA y aplicaciones: (a) principio de actuación de los SMAs, (b) robot medusa actuado por NiTi SMA, (c) robot trepador accionado por SMA térmico de NiTi, (d) robot volador accionado por SMA térmico de NiTi, (e) prótesis de mano accionada por SMA térmico de NiTi, (f) tres tipos de fase de los SMA accionados por campos magnéticos, (g) transformación martensítica y hermanamiento de un SMA y redistribución bajo un campo magnético en dos dimensiones y (h) Pez robot accionado por SMA magnético Fuente [3].

se atribuye a la macromecánica subyacente[22], [23].

Las partes blandas de la curva de respuesta representan las áreas donde se produce una transformación de fase: una conversión de austenita en martensita (carga) y de martensita en austenita (descarga)[24].

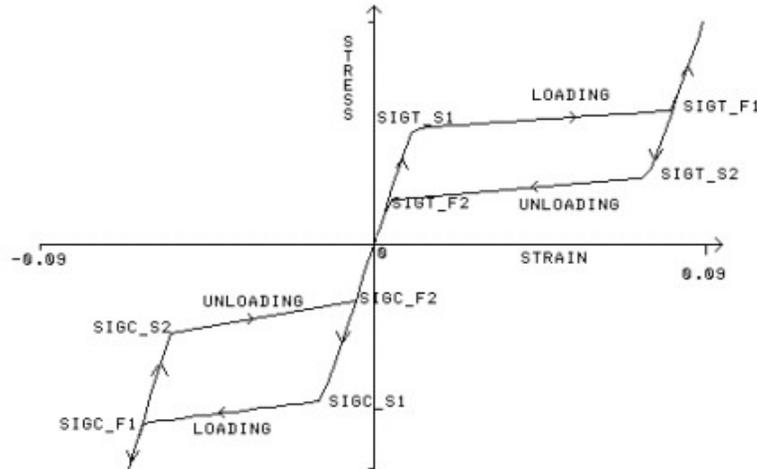


Figura 1-9: Comportamiento tensión-deformación uniaxial para una aleación con memoria de forma (Nitinol)

De acuerdo con esta definición, el material primero se comporta elásticamente hasta que se alcanza un cierto nivel de tensión (la tensión de fluencia inicial en la carga). Si la carga continúa, el material muestra un comportamiento elastoplástico hasta que la deformación plástica alcanza su valor final. A partir de este punto, el material vuelve a comportarse elásticamente bajo cargas mayores [25], [26].

Para la etapa de enfriamiento, nuevamente el material comienza a descargarse elásticamente hasta que el esfuerzo se reduce al límite elástico inicial. Luego, el material se descargará de manera elastoplástica hasta que se pierda toda la deformación plástica acumulada (de la fase de carga). Y a partir de ese momento, el material se descargará elásticamente hasta que vuelva a su forma original (sin deformación permanente) y tensión cero bajo cargas cero [25], [26].

En la tabla **1-2** se pueden observar las propiedades que prestan los SMA activados térmicamente, esto nos ayudara a establecer cuáles son las ventajas y desventajas que tienen estos actuadores.

Las ventajas de trabajar con estos actuadores se deben a la alta densidad de potencia y a la alta deformación del material, las desventajas o limitaciones que tienen estos actuadores son gracias al ancho de banda, al poco porcentaje de eficiencia y además presentan un valor muy elevado de histéresis y arrastre.[4], [5].

En la literatura se han desarrollado varios métodos efectivos capaces de seguir el control de los SMA, como sistemas de control basados en modelos o modelos de control clásico [19], [27].

Tabla 1-2: Propiedades de los actuadores SMA activados térmicamente [5]

Tipo de actuador	SMA activados térmicamente
Estímulo	Calentamiento
Amplitud del estímulo	$\approx 4V$
Deformación [%]	< 8.5
Tensión [MPa]	< 700
Velocidad de deformación [% s^{-1}]	< 300
Densidad de trabajo [$MJ m^{-3}$]	< 10
Densidad de potencia [$MW m^{-3}$]	< 30
Resistencia a la tracción [MPa]	< 1900
Ancho de banda [Hz]	< 3
Eficiencia [%]	< 16

Los métodos basados en modelos dependen de los modelos físicos o fenomenológicos de los actuadores SMA. Sin embargo, para modelar los actuadores SMA se requiere recopilar una gran cantidad de datos y esto implica mucho tiempo, además se debe establecer un modelo preciso que capture las características no lineales de los actuadores SMA lo cual no es fácil de realizar, especialmente cuando existen incertidumbres. El modelo Tanaka [4], describe las variables termoplásticas de los SMA, una clara aplicación de este modelo es el utilizado en el trabajo realizado en “Experimental analysis of fiber-reinforced laminated composite plates with embedded SMA wire actuators” [28] en donde se diseña un control de retroalimentación negativa con el fin de conocer la intensidad de corriente inducida en el material para realizar la caracterización del mismo, para ello analizaron la variación de temperatura del material tomando datos de la temperatura media del SMA y la temperatura ambiente.

También se han propuesto modelos físicos como los modelos constitutivos termodinámicos microscópicos que describe características microestructurales, como la nucleación de fases, el movimiento de la interfase y el crecimiento de la martensita, a nivel de red o de la red o de los cristales [4].

Los métodos de control sugeridos en la literatura son los siguientes:

- Feedforward control: Realizado para compensar las no linealidades del sistema o para realizar tareas simples.
- ON-OFF control: Realizado para el morphing de robots auto configurables y la locomoción de robots biomiméticos.
- Feedback control: Se realiza para mejorar el rendimiento de los actuadores, tener un mayor control de posición del SMA.
- Sliding mode control: Control de posición de los SMA.

- PID control: Control de posición de los SMA.
- Variable structure control: Control de posición de los SMA.

Como se puede observar este tipo de actuadores son potenciales objetos de estudio para la búsqueda de nuevas aplicaciones y la fabricación de nuevos dispositivos, un claro ejemplo es el que se puede observar en [25], en el se describe como se puede mejorar la rigidez dinámica de placas delgadas. Este estudio se realizó enfocado a la fabricación de aeronaves, puesto que en el momento en el que un avión está volando a altas velocidades, el módulo elástico del material presente en la estructura se reducirá significativamente por el efecto térmico, reduciendo la rigidez dinámica de la aeronave generando efectos de aleteo en la misma, para verificar el comportamiento de placas delgadas con aleación de SMA se realizó un modelo de elementos finitos que permite observar que el material presenta una mejoría del 10 % en la frecuencia de flexión de primer orden y la frecuencia de torsión de primer orden a una temperatura de 200°C.

1.4. Resumen

En esta sección se presentó una breve introducción sobre la diversidad de músculos artificiales que existen en el mercado así como sus características físicas, su comportamiento a diferentes estímulos y los diferentes métodos de control utilizados en la industria para la calibración y uso de este tipo de actuadores. Según las características encontradas se decide trabajar con los SMAs puesto que tienen la ventaja de ser biocompatibles, es decir, pueden ser implantados en el cuerpo humano sin causar reacciones adversas. También son relativamente fáciles de controlar y pueden producir fuerzas significativas. Esta temática se abordará en el siguiente capítulo.

Capítulo 2

Actuadores SMAs

En este capítulo se describe de manera más detallada el comportamiento de los actuadores de tipo SMA. Primero se abordarán las clasificaciones que tienen, así como sus características, después se tratarán los diferentes medios que activan el efecto de memoria de forma y los mejores modelos de control para su óptimo funcionamiento, finalmente se dará a conocer las ventajas y desventajas que tiene este material así como sus aplicaciones.

2.1. Aleaciones con memoria de forma (SMA)

Las aleaciones con memoria de forma (SMA), son un grupo de aleaciones especiales, que ofrecen dos fenómenos termomecánicos únicos, el efecto de memoria de forma (SME) y la superelasticidad (SE). Por encima de cierta temperatura, conocida como temperatura de acabado de la austenita, estas aleaciones pueden sufrir una gran deformación bajo carga externa y pueden recuperarse por completo al descargarlas. Esta habilidad se conoce como SE. A bajas temperaturas, estos materiales pueden deformarse fácilmente a un estado aparentemente permanente y pueden recuperar su forma y tamaño sin deformar mientras se calientan por encima de la temperatura de acabado de la austenita. Este fenómeno se conoce como SME [29].

Los SMAs se pueden clasificar en tres categorías:

- SMAs de baja temperatura: se contraen a temperaturas inferiores a 100°C.
- SMAs de temperatura ambiente: se contraen a temperaturas de 100 – 200°C.
- SMAs de alta temperatura: se contraen a temperaturas superiores a 200°C.

Los SMAs de baja temperatura se utilizan en aplicaciones en las que se requiere una contracción mínima, como en los implantes médicos. Los SMAs de temperatura ambiente se utilizan en aplicaciones en las que se requiere una contracción moderada, como en las prótesis de extremidades. Los SMAs de alta temperatura se utilizan en aplicaciones en las que se requiere una contracción máxima, como en los robots.

2.1.1. Temperatura inducida para transformaciones de fase

Las aleaciones con memoria de forma (SMA) son un subconjunto de una amplia clase de materiales inteligentes donde las funcionalidades surgen de sus cambios microestructurales subyacentes cuando se someten a estímulos externos no mecánicos como cambios de temperatura o de campo magnético. En los SMA térmicamente sensibles, el sólido - sólido reversible, sin difusión transformaciones de fase termoelástica entre un austenítico de alta temperatura estable y la fase martensítica de baja temperatura son las responsables de que demuestren fenómeno interesante como el efecto de memoria de forma (SME) y la superelasticidad (SE). Su capacidad para volver a una forma predeterminada al calentarse se conoce como el efecto de memoria de forma (SME). Su capacidad para recuperar grandes deformaciones ($\sim 8\%$) y histéresis de tensión deformación grande asociada debido a la carga-descarga mecánica bajo condiciones isotérmicas se conoce como superelasticidad/pseudoelasticidad (SE) [30].

2.1.2. Efecto de memoria de forma, Superelasticidad/ Pseudoelasticidad

La capacidad de SMA para volver a una forma predeterminada al calentarse por encima de la temperatura de transformación característica A_f se conoce como el efecto de memoria de forma. Este comportamiento se puede representar en la figura **2-1**, para describir mejor este comportamiento se abordaran los caminos 1 a 6 de la siguiente forma:

- Camino 1 a 2: En condiciones libres de estrés, la variante de martensita organizada se alinea favorablemente, lo que da como resultado una deformación a esfuerzos más bajos sin ningún cambio en el volumen. Esta parte de la respuesta parece una deformación elástica clásica de una muestra de metal o aleación.
- Camino 2 a 3: Con cargas más altas, las variantes martensíticas organizada se hermanan en martensita de una sola variante preferida por estrés (también llamada martensita deformada) típicamente asociada con grandes ($\sim 6-8\%$) deformaciones macroscópicas

y cambios de forma [31]. Estas deformaciones macroscópicas también se conocen como la respuesta de hermanamiento del SMA debido puramente a la carga mecánica.

- Camino 3 a 4: La descarga en 3 da como resultado una descarga elástica de la martensita deformada como se muestra en el punto 4. Debe tenerse en cuenta que el material no vuelve completamente a su estado sin deformación 1 y existe una clara deformación residual de alrededor del 4 - 6 %, según el grado de carga.
- Camino 4,5 y 6: Al calentar por encima de A_f , las deformaciones residuales se recuperan por completo a medida que la fase martensítica de baja simetría (M) se transforma de nuevo en una fase austenítica estable (A). Esta recuperación completa de la deformación tras el calentamiento se conoce como efecto de memoria de forma [32]. Durante el evento de calentamiento, cuando la temperatura alcanza A_s (punto 5), el SMA comienza a transformarse nuevamente en austenita y la transformación se completa cuando la temperatura alcanza o supera A_f , es decir, el punto 6.
- Camino 6 a 1: En el punto 6, si el SMA se enfría por debajo de M_f en ausencia de cargas externas, la austenita se transforma de nuevo en martensita organizada, es decir, vuelve a 1 sin ningún cambio de volumen. Este evento indica transformaciones de fase inducidas por la temperatura en ausencia de cargas externas.

Por otro lado, estas transformaciones martensíticas pueden ser inducidas puramente debido a la carga - descarga mecánica en la fase austenítica con SMA. La capacidad de SMA para recuperar grandes deformaciones ($\sim 8\%$) con histéresis de tensión - deformación asociada debido a la descarga de carga mecánica en condiciones isotérmicas se denomina efecto superelástico/pseudoelástico (SE)[31]. Estos efectos se observan a temperaturas superiores a A_f , como se muestra en las rutas 7 a 13 de la figura **2-1** y se describe de la siguiente forma:

- Camino 7 a 8: Por encima de A_f , bajo cargas externas moderadas, la austenita se deforma elásticamente, lo que se representa en la ruta 7 a 8. Esto parece una deformación elástica clásica de una muestra de metal o aleación.
- Camino 8 a 9: Al continuar con la carga, en algún estrés crítico, es termodinámicamente estable para que la austenita comience a transformarse en una martensita de una sola variante (SIM). Esta transformación directa de una estructura cristalina cúbica a monoclinica da como resultado una gran deformación macroscópica de alrededor del 6 a 8 % de las deformaciones. En una respuesta superelástica clásica bajo un experimento controlado por desplazamiento, este evento ocurre a una tensión relativamente

constante y las fases de austenita y martensita coexisten durante este evento. Hacia el final de la transformación, la mayor parte de la austenita se transformó en SIM. Sin embargo, en realidad algunas bolsas de austenita no se transforman en martensita [31].

- Camino 9 a 10: Tras la transformación completa, si se carga más, se produce una deformación elástica del SIM. Sin embargo, las cargas más altas pueden provocar la deformación plástica y no se pueden recuperar por completo.
- Camino 10 a 11: Al descargar desde el punto 11 con la suposición de que el nivel de tensión en 11 no indujo ninguna deformación plástica permanente, el SIM se descarga hasta el punto 10 en el que es termodinámicamente estable para transformarse nuevamente en austenita.
- Camino 11 a 12: Esto representa la transformación inversa de SIM a austenita. Similar al camino 8-9, está acompañado por grandes deformaciones macroscópicas (en este caso, su acortamiento) hasta que se transforma completamente de nuevo en austenita cuando llega a 12.
- Camino 12 a 13: En una respuesta superelástica ideal, esta ruta se superpone a la ruta 7 a 8 y representa la descarga elástica de la austenita. Sin embargo, en la mayoría de las respuestas superelásticas, generalmente hay algunas deformaciones residuales y los puntos 13 y 7 generalmente no se superponen. Las deformaciones residuales podrían atribuirse a bolsas de austenita o SIM que no se transforman hacia atrás durante las transformaciones hacia adelante o hacia atrás. Durante las regiones de transformación 8 a 9 o 11 a 12, la deformación es muy heterogénea ya que ambas fases coexisten, lo que podría dar como resultado que algunas bolsas de SMA no se transformen de austenita a SIM o viceversa. Además, los niveles de tensión más altos durante la ruta 9 a 10 también pueden dar como resultado tensiones residuales debido a la posible deformación plástica de SIM.

En la figura **2-2** se muestra una ilustración simple de un cable SMA bajo carga externa que demuestra SME. En esta ilustración, el cable SMA está en su estado martensítico A y se deforma al estado B bajo una carga externa. Al calentarse por encima de las temperaturas A_f , el cable SMA se contrae de nuevo a su estado austenítico indicado por el estado C o posición de estado caliente. Al enfriarse, el cable SMA alcanza el estado D. El ciclo $A \leftrightarrow D$ se denomina efecto de memoria de forma (SME).

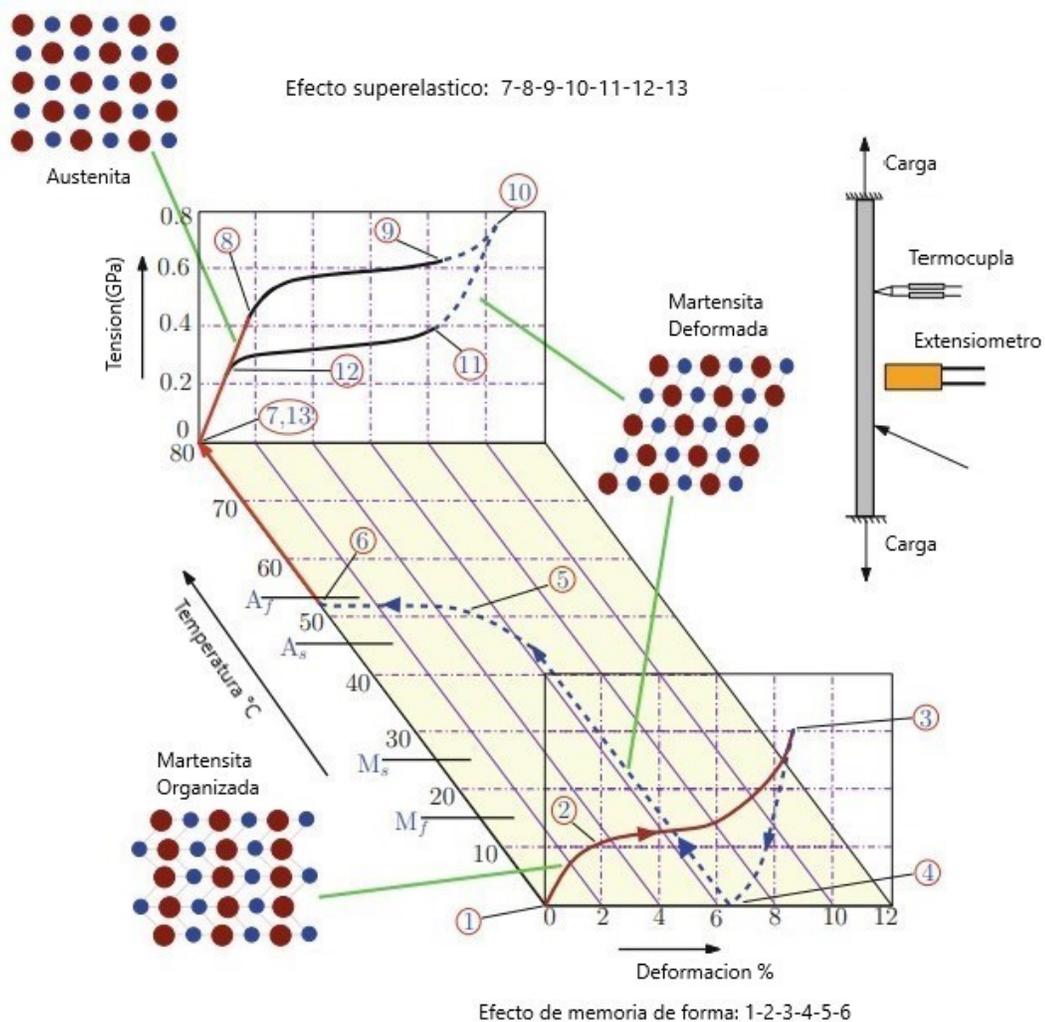


Figura 2-1: Un gráfico tridimensional de tensión - deformación -temperatura que describe la termomecánica experimento que muestra tanto el efecto de memoria de forma, como los efectos superelásticos [31]

2.2. Características

Los SMAs tienen una densidad de 1.6 g/cm³, lo que los hace más ligeros que los músculos naturales. La densidad de los músculos naturales es de 1.1 g/cm³. Los SMAs también tienen una fuerza específica de 100 kN/m³, lo que los hace más fuertes que los músculos naturales. La fuerza específica de los músculos naturales es de 30 kN/m³.

Los SMAs tienen una contracción máxima de 20%, lo que los hace más débiles que los músculos naturales. La contracción máxima de los músculos naturales es de 40%. Los SMAs también tienen una velocidad máxima de contracción de 0.1 m/s, lo que los hace más lentos

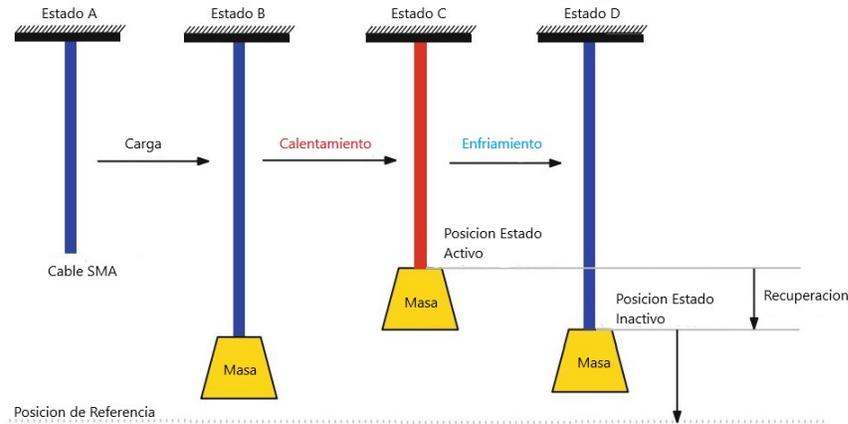


Figura 2-2: Ejemplo simple de alambre SMA en su estado martensítico A se deforma al estado B bajo carga externa. Al calentarse por encima de las temperaturas A_f , el cable SMA se contrae de nuevo a su estado austenítico indicado por el estado C o posición de estado caliente. Al enfriarse, el cable SMA alcanza el estado D. El ciclo completo $A \leftrightarrow D$ se denomina efecto de memoria de forma (SME)

que los músculos naturales. La velocidad máxima de contracción de los músculos naturales es de 1 m/s.

Los SMAs tienen una resistencia a la rotura de 100 MPa, lo que los hace más resistentes a la rotura que los músculos naturales. La resistencia a la rotura de los músculos naturales es de 70 MPa. Los SMAs también tienen una resistencia a la tracción de 100 MPa, lo que los hace más resistentes a la tracción que los músculos naturales. La resistencia a la tracción de los músculos naturales es de 70 MPa.

2.3. Medio de activación

Los SMAs se pueden controlar de varias maneras. La forma más común de controlar los SMAs es mediante el uso de corrientes eléctricas. La corriente eléctrica se utiliza para calentar los SMAs, lo que hace que se contraigan. La cantidad de contracción se puede controlar mediante la regulación de la corriente eléctrica.

Otra forma de controlar los SMAs es mediante el uso de campos magnéticos. Los campos magnéticos se utilizan para calentar los SMAs, lo que hace que se contraigan. La cantidad de contracción se puede controlar mediante la regulación de la intensidad del campo magnético.

2.4. Modelos de control

Los modelos de control de los SMA se pueden clasificar en dos categorías:

- Modelos de control de posición: se utilizan para controlar la posición de los SMAs.
- Modelos de control de fuerza: se utilizan para controlar la fuerza que se produce por los SMAs.

Los modelos de control de posición se utilizan en aplicaciones en las que se requiere un control preciso de la posición, como en las prótesis. Los modelos de control de fuerza se utilizan en aplicaciones en las que se requiere un control preciso de la fuerza, como en los robots.

2.4.1. Modelos de control de posición

Los modelos de control de posición se utilizan para controlar la posición de los SMAs. Los modelos de control de posición se pueden clasificar en tres categorías:

- Modelos de control PID: los modelos de control PID se utilizan para controlar la posición de los SMAs mediante el uso de señales de error.
- Modelos de control de lazo cerrado: los modelos de control de lazo cerrado se utilizan para controlar la posición de los SMAs mediante el uso de señales de feedback.
- Modelos de control de lazo abierto: los modelos de control de lazo abierto se utilizan para controlar la posición de los SMAs sin el uso de señales de feedback.

Los modelos de control PID se utilizan en aplicaciones en las que se requiere un control preciso de la posición, como en las prótesis. Los modelos de control de lazo cerrado se utilizan en aplicaciones en las que se requiere un control preciso de la posición, como en los robots. Los modelos de control de lazo abierto se utilizan en aplicaciones en las que no se requiere un control preciso de la posición, como en los dispositivos ortopédicos.

2.4.2. Modelos de control de fuerza

Los modelos de control de fuerza se utilizan para controlar la fuerza que se produce por los SMAs. Los modelos de control de fuerza se pueden clasificar en tres categorías:

- Modelos de control de lazo cerrado: los modelos de control de lazo cerrado se utilizan para controlar la fuerza que se produce por los SMAs mediante el uso de señales de feedback.
- Modelos de control de lazo abierto: los modelos de control de lazo abierto se utilizan para controlar la fuerza que se produce por los SMAs sin el uso de señales de feedback.
- Modelos de control híbridos: los modelos de control híbridos se utilizan para controlar la fuerza que se produce por los SMAs mediante el uso de señales de error y de feedback.

Los modelos de control de lazo cerrado se utilizan en aplicaciones en las que se requiere un control preciso de la fuerza, como en los robots. Los modelos de control de lazo abierto se utilizan en aplicaciones en las que no se requiere un control preciso de la fuerza, como en los dispositivos ortopédicos. Los modelos de control híbridos se utilizan en aplicaciones en las que se requiere un control preciso de la fuerza, como en las prótesis.

2.5. Aplicaciones

Los SMAs se utilizan en una amplia variedad de aplicaciones, que incluyen:

- Prótesis: las prótesis se utilizan para reemplazar extremidades perdidas. Los SMAs se utilizan en las prótesis para producir movimientos.
- Rehabilitación: los dispositivos de rehabilitación se utilizan para ayudar a las personas a recuperar el movimiento. Los SMAs se utilizan en los dispositivos de rehabilitación para producir movimientos.
- Robots: los robots se utilizan en aplicaciones industriales y militares. Los SMAs se utilizan en los robots para producir movimientos.

2.6. Conclusiones

Los SMAs (aleaciones con memoria de forma) son materiales metálicos que tienen la capacidad de recuperar su forma original después de ser deformados cuando se someten a un estímulo, como el calor. Son considerados actuadores elásticos porque se comportan de manera similar a un resorte, contrayéndose cuando se calientan y volviendo a su forma original cuando se enfrían.

Los SMAs se pueden controlar mediante varios estímulos, como la corriente eléctrica, los campos magnéticos y la luz. Al aplicar estos estímulos, los SMAs pueden cambiar de forma y tamaño de manera controlada, lo que los hace útiles en una amplia variedad de aplicaciones.

Entre las aplicaciones más comunes de los SMAs se encuentran la fabricación de prótesis y dispositivos de ortopedia, ya que estos materiales tienen una excelente capacidad de adaptación a la forma del cuerpo humano. También se utilizan en la rehabilitación, ya que pueden usarse para crear dispositivos que ayuden en la recuperación de lesiones y enfermedades. Además, los SMAs se utilizan en la robótica, especialmente en la creación de robots blandos y robots que necesitan una gran cantidad de movimientos precisos y controlados.

En resumen, los SMAs son materiales altamente versátiles que pueden utilizarse en una amplia variedad de aplicaciones gracias a su capacidad de cambiar de forma y tamaño de manera controlada.

Capítulo 3

Diseño y Construcción de la Articulación Tipo Rotoide

En este capítulo se hablará sobre el proceso de construcción de la articulación tipo rotoide, para ello, este proceso fue dividido en dos partes:

- La primera parte aborda temas como el modelo mecánico sobre el cual se desarrollará nuestro sistema, así como la construcción y caracterización de los actuadores de SMA para la respectiva construcción de este primer prototipo.
- La segunda parte aborda todo el proceso de fabricación de la articulación, el cual abarca el proceso de diseño en el software Fusion 360 y la manufactura del dispositivo.

3.1. Arquitectura General

Se utiliza una configuración de piñon cremallera como sistema de accionamiento para producir el giro del mecanismo principal (Figura **3-1**). El objetivo es simular un grado de libertad correspondiente al movimiento típico de un servomotor. El piñon central llevará acoplado un sensor de giro, que envía la posición instantánea al controlador que las recibe a través del puerto A/D. El controlador enviará los datos de posición al computador por medio del protocolo UART y estos son recibidos a través de Matlab. Una vez captada esta señal el algoritmo de control enviará una señal digital al regulador de corriente el cual es el encargado

de suministrar corriente al cable de Nitinol (Figura 3-2).

Este sistema se desarrolló utilizando dos actuadores de flexinol colocados de forma paralela, de esta manera se puede controlar la dirección de giro del sistema (Figura 3-1), esta configuración se establece para controlar de forma independiente cada uno de los actuadores, lo que permite tener una dirección de giro tanto positiva como negativa.

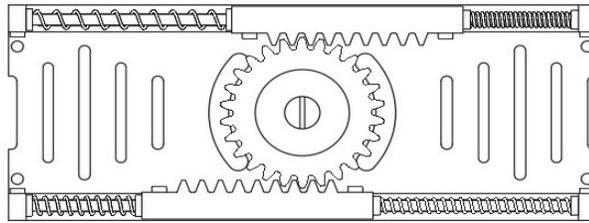


Figura 3-1: Sistema piñon cremallera accionado por los SMA.

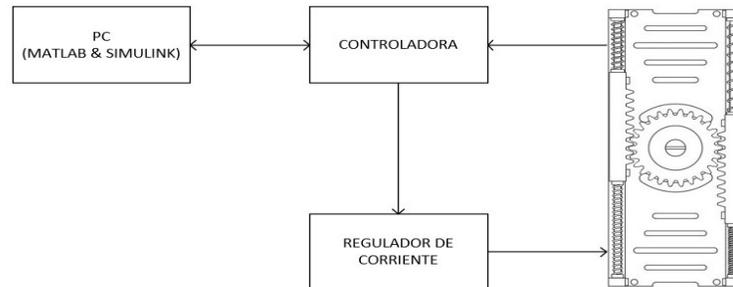


Figura 3-2: Esquema sistema completo actuador de Nitinol.

3.2. Diseño mecánico

Aunque se trata de un primer prototipo, hay que considerar los requisitos de forma, peso y dimensiones los más reducido posible. Al mismo tiempo debe ser un sistema rígido, capaz de soportar las tensiones y esfuerzos a los que este sea sometido.

3.3. Modelo matemático

La Fig. 3-3 representa un servomecanismo accionado por músculos artificiales. Los parámetros físicos son las constantes de los resortes k_1 , k_2 , k_3 y k_4 , r es el radio del piñón, m la

masa, J su momento de inercia alrededor del eje y θ el ángulo de giro, el movimiento de traslación se denota con el desplazamiento $x = r \theta$.

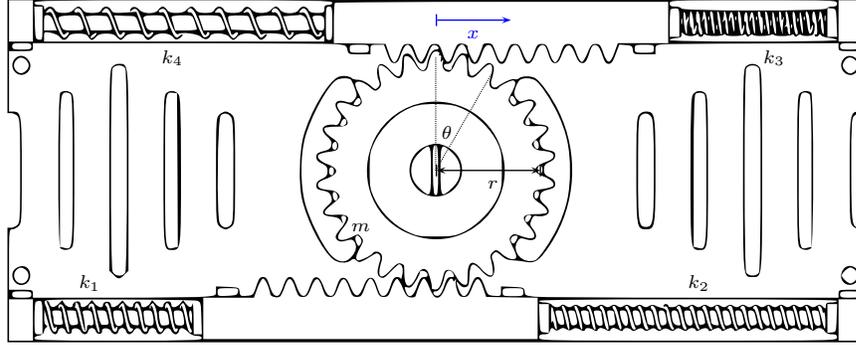


Figura 3-3: Diagrama del servomecanismo.

Para obtener el modelo matemático no se considera la fricción entre el accionamiento cremallera-piñón, de esta forma la energía mecánica total se conserva, [33]. La energía cinética T y potencial U del sistema dinámico de la Fig. 3-3 es:

$$\begin{aligned}
 T &= \frac{1}{2}m\dot{x}^2 + \frac{1}{2}J\dot{\theta}^2 \\
 &= \frac{1}{2}mr^2\dot{\theta}^2 + \frac{1}{2}J\dot{\theta}^2 \\
 &= \frac{1}{2}(J + mr^2)\dot{\theta}^2 \\
 U &= \frac{1}{2}k_{eq}x^2 \\
 &= \frac{1}{2}k_{eq}r^2\theta^2
 \end{aligned} \tag{3.1}$$

Donde: $k_{eq} = k_1 + k_2 + k_3 + k_4$ porque los resortes están en paralelo, en un sistema conservativo:

$$\begin{aligned}
 \frac{d}{dt}(T + U) &= 0 \\
 (J + mr^2)\dot{\theta}\ddot{\theta} + k_{eq}r^2\theta\dot{\theta} &= 0 \\
 (J + mr^2)\ddot{\theta} + k_{eq}r^2\theta &= 0
 \end{aligned} \tag{3.2}$$

La ecuación diferencial de segundo orden que representa el servomecanismo de la Fig. 3-3 es:

$$\boxed{\ddot{\theta}(t) + \frac{k_{eq}r^2}{J + mr^2}\theta(t) = 0} \tag{3.3}$$

3.3.1. Modelo matemático del músculo-tendón

La Figura 3-4 muestra que un modelo de musculo-tendón comprende la dinámica de activación y contracción. Las entradas para el modelo músculo - tendón son las excitaciones musculares u y la longitud de las fibras del músculo - tendón $l_{mt}(q)$, el cual depende de la posición articular q . La variable intermedia a corresponde al nivel de activación del músculo. La salida f_t es la fuerza desarrollada por el músculo - tendón. En el modelo propuesto, la dinámica de contracción se describe en términos de cuatro parámetros y cuatro curvas. Los parámetros son la fuerza isométrica máxima f_o , la longitud óptima de las fibras musculares l_o , la longitud en reposo del tendón l_s , y el ángulo de pennation entre tendones y fibras musculares. Aquí, se asume que este ángulo es igual a cero. El modelo del tendón es definido por la función f_t que describe la relación entre la fuerza y la longitud de la fibra, mientras el modelo del músculo requiere la definición de una fuerza pasiva f_p y la fuerza activa f_a . Este último se define como el producto de tres términos: la activación muscular a , relación fuerza-longitud y relación fuerza-velocidad, respectivamente denotado como f_l y f_v ($f_a = a \cdot f_l \cdot f_v$). Las fuerzas f_t , f_p y f_a están normalizadas con respecto a la fuerza isométrica máxima f_o .

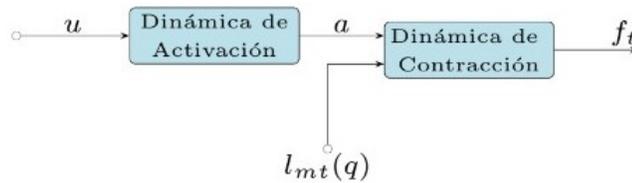


Figura 3-4: Interacción entre la dinámica de activación y contracción de un músculo - tendón. u es la excitación muscular, a es la activación muscular, $l_{mt}(q)$ es la longitud del músculo - tendón, y q es la posición angular de la articulación.

Dinámica de activación

La dinámica de activación establece la relación entre la excitación muscular u y la activación mecánica a . Aquí, el modelo es lineal y por partes, $\tau_a = 1ms$ y $\tau_d = 4ms$ son constantes de tiempo de activación y desactivación, respectivamente. Los niveles de excitación y desactivación son asumidos en el intervalo $[0, 1]$.

$$\dot{a} = \begin{cases} -\frac{\alpha}{\tau_a} + \frac{u}{\tau_a} & , \quad u \geq a \\ -\frac{\alpha}{\tau_d} + \frac{u}{\tau_d} & , \quad u < a \end{cases} \quad (3.4)$$

Dinámica de contracción

La dinámica de contracción establece la relación entre la fuerza ejercida por el tendón f_t y la fuerza f_a ejercida por el músculo. La interacción entre las fuerzas f_t , f_p y f_a se ilustra en la Figura 3-5.

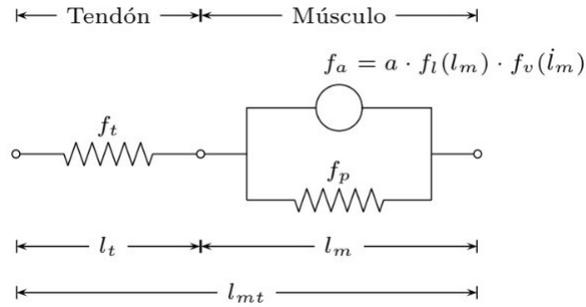


Figura 3-5: Modelo de Hill's para la dinámica de contracción. f_t es la fuerza del tendón, f_p es la fuerza pasiva muscular, y f_a es la fuerza muscular activa. $f_l(l_m)$ y $f_v(l_m)$ son funciones no lineales que dependen de la longitud muscular l_m y su respectiva derivada con respecto al tiempo l_m .

El tendón se modela como un elemento pasivo:

$$f_t(l_t) = k_t \left[\frac{l_t - l_s}{l_s} \right] \quad (3.5)$$

f_t es la relación de fuerza desarrollada por el tendón, l_t es la longitud del tendón, l_s es la longitud del tendón en reposo, y k_t es la constante de rigidez. Se asume que $l_s \leq l_t \leq 1,1l_s$. El valor $1,1l_s$ es la longitud máxima antes de la ruptura de las fibras del tendón. La fuerza pasiva es debida a la elasticidad del tejido muscular. Esta fuerza, denotada por f_p , esta descrita por:

$$f_p(\bar{l}_m) = \frac{2.5}{1 + e^{-12(\bar{l}_m - 1.425)}} \quad (3.6)$$

$\bar{l}_m \triangleq l_m/l_o$ es la longitud normalizada de las fibras del músculo. \bar{l}_m esta en el rango $[0,5, 1,8]$. El elemento activo representa la capacidad muscular para generar una fuerza, basada en la activación muscular a . La fuerza activa f_a es el producto de tres términos: la relación fuerza-longitud denotada $f_l(\bar{l}_m)$, la relación fuerza-velocidad $f_v(\bar{l}_m)$, y el nivel de activación muscular a .

$$f_a(a, \bar{l}_m, \dot{\bar{l}}_m) = a \cdot f_l(\bar{l}_m) \cdot f_v(\dot{\bar{l}}_m) \quad (3.7)$$

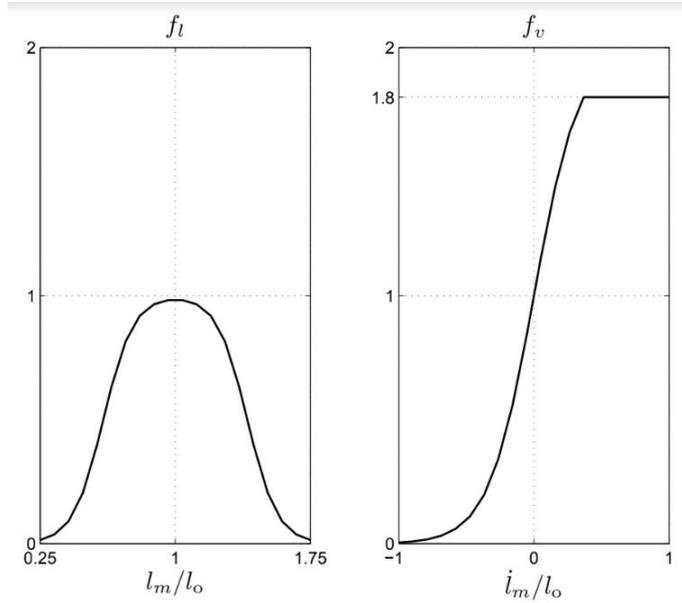


Figura 3-6: f_t es la función de fuerza-longitud 3.8 y f_v es la función fuerza-velocidad 3.9.

- Relación fuerza - longitud:

$$f_t(\bar{l}_m) = \left[\frac{1}{1 + e^{-12(\bar{l}_m - 0.6)}} + \frac{1}{1 + e^{12(\bar{l}_m - 1.4)}} - 1 \right] \quad (3.8)$$

- Relación fuerza - velocidad:

$$f_v(\dot{\bar{l}}_m) = \begin{cases} f_{v_{min}} & , \quad \dot{\bar{l}}_m < \dot{\bar{l}}_{m_{min}} \\ \frac{2}{1 + e^{-6\dot{\bar{l}}_m}} & , \quad \dot{\bar{l}}_{m_{min}} < \dot{\bar{l}}_m < \dot{\bar{l}}_{m_{max}} \\ f_{v_{max}} & , \quad \dot{\bar{l}}_m > \dot{\bar{l}}_{m_{max}} \end{cases} \quad (3.9)$$

Siendo:

$$\dot{\bar{l}}_{m_{min}} = 1 \quad f_{v_{min}} = \frac{2}{1+e^6} \quad (3.10)$$

$$\dot{\bar{l}}_{m_{max}} = -\frac{1}{6} \ln\left(\frac{2}{1.8} - 1\right) \quad f_{v_{max}} = 1.8$$

Los niveles de saturación $\dot{\bar{l}}_{m_{min}}$ y $f_{v_{max}}, \dot{\bar{l}}_{m_{max}}$ se deducen para asegurar la continuidad de f_v con respecto a $\dot{\bar{l}}_m$.

Para el equilibrio entre las fuerzas f_t, f_p y f_a alrededor del punto de unión entre el músculo y el tendón (Figura 3-5) y considerando la igualdad $l_t = l_{mt} - l_m$, se obtiene:

$$f_t(l_{mt} - \bar{l}_m \cdot l_o) = f_p(\bar{l}_m) + a \cdot f_l(\bar{l}_m) \cdot f_v(\dot{\bar{l}}_m) \quad (3.11)$$

La dinámica de contracción se obtiene por inversión de la función f_v :

$$\dot{\bar{l}}_m = g_{cd}(f_v) \triangleq \begin{cases} \dot{\bar{l}}_{m_{min}} & , \quad f_v < f_{v_{min}} \\ -\frac{1}{6} \ln\left(\frac{2}{f_v} - 1\right) & , \quad f_{v_{min}} < f_v < f_{v_{max}} \\ \dot{\bar{l}}_{m_{max}} & , \quad f_v > f_{v_{max}} \end{cases} \quad (3.12)$$

Con:

$$f_v = \frac{f_t(l_{mt} - \bar{l}_m \cdot l_o) - f_p(\bar{l}_m)}{a \cdot f_l(\bar{l}_m)} \quad (3.13)$$

Cuando $f_v \in [f_{v_{min}}, f_{v_{max}}]$, $\dot{\bar{l}}_m$ pertenece a $[\dot{\bar{l}}_{m_{min}}, \dot{\bar{l}}_{m_{max}}]$. Las indeterminaciones y las divisiones por cero se evitan limitando el valor de a a 10^{-3} . Las variables a y l_{mt} son las entradas del modelo que representa la dinámica de la contracción. Escribimos esto como una ecuación de estado:

$$\dot{\bar{l}}_m = g_{cd}(\bar{l}_m, a, l_{mt}) \quad (3.14)$$

La igualdad $l_t = l_{mt} - \bar{l}_m \cdot l_o$ se reemplaza en la ecuación 3.5 para expresar f_t en términos de estado musculo-tendon \bar{l}_m y la entrada l_{mt} .

$$f_t = k_t \left[\frac{l_{mt} - \bar{l}_m \cdot l_o - l_s}{l_s} \right] \quad (3.15)$$

3.3.2. Recuperación de energía vinculada al accionamiento con musculotendones

Consideremos el sistema mecánico de la figura 3-7. Suponemos un torque Γ constante de valor estrictamente positivo y una distribución de fuerzas: $f_1 = \Gamma/r + \Delta_f$, $f_2 = \Delta_f$ ($\Delta_f > 0$).

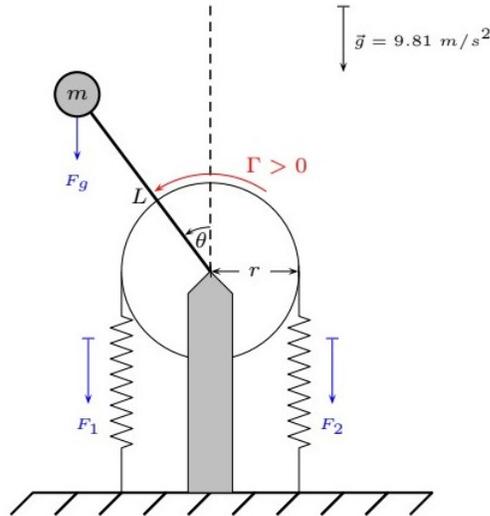


Figura 3-7: Accionamiento antagonista de un sistema mecánico.

Esta distribución de fuerzas es equivalente a la activación simultánea de dos músculos en una configuración antagonista en un sistema biomecánico. Si no consideramos la recuperación de energía vinculada a los actuadores, la energía total producida por ellos en un intervalo de tiempo T viene dada por:

$$E = \int_0^T |f_1 \cdot (r\dot{\theta})| dt + \int_0^T |f_2 \cdot (r\dot{\theta})| dt \quad (3.16)$$

Llevamos los valores de f_1 y f_2 a la ecuación anterior:

$$E = \int_0^T r \left| \left(\frac{\Gamma}{r} + \Delta_f \right) \cdot \dot{\theta} \right| dt + \int_0^T r |\Delta_f \cdot \dot{\theta}| dt \quad (3.17)$$

Dado que Γ, r, Δ_f son positivos, entonces:

$$E = \int_0^T |\Gamma \cdot \dot{\theta}| dt + 2r \int_0^T |\Delta_f \cdot \dot{\theta}| dt \quad (3.18)$$

El primer término en la ecuación 3.18 es la energía transferida por los actuadores al sistema mecánico para hacer que el péndulo se mueva. Si el valor de Δ_f es cero, dicha energía es igual a la energía producida por los actuadores. De lo contrario, solo una parte de la energía generada por los actuadores se transfiere al sistema mecánico.

Destacamos que si $\Gamma \equiv \Gamma^d$, la energía E_g depende solo del movimiento deseado y de los parámetros musculo-esqueléticos: k_α, k_β y \tilde{q} . Una vez definido el movimiento de referencia, la recuperación de energía solo es posible gracias a los elementos elásticos presentes en el actuador.

3.4. Especificaciones técnicas

3.4.1. Aleación elegida

Debido a las grandes ventajas que presenta el cable de Ni-Ti se elige dicho material con el nombre concreto de Flexinol el cual fue adquirido con la empresa DYNALLOY, INC. La aleación se suministra por metros de cable como se observa en la figura **3-8 A)** o por carrete como se puede observar en la figura **3-8 B)**, para este caso se adquirió la presentación por 5 metros de cable con un diámetro de 0.375 mm que cumple los requisitos de fuerza y deformación necesarios para la implementación del dispositivo.

3.4.2. Construcción del actuador

Para realizar la construcción del actuador, el proceso se dividió en dos etapas, la primera consiste en un calentamiento inicial para conseguir la adaptación del cable de Nitinol y la se-

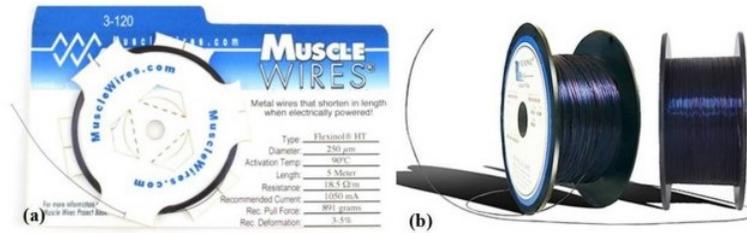


Figura 3-8: Presentación comercial del Nirinol.

gunda consiste en la etapa de entrenamiento para que el actuador conserve la forma deseada.

Tabla 3-1: Temperatura y tiempo de entrenamiento del actuador SMA.

	Calentamiento (°C)	Enfriamiento (°C)	Duración (min)
Primera etapa	350	24	120
Segunda etapa	600	24	720

En la tabla **3-1** se pueden observar los valores de temperatura y la duración de cada una de las etapas, la primera etapa consiste en dar forma al actuador (figura **3-9 A**) esto se consigue por medio de un tornillo el cual permite obtener un muelle de Nitinol, una vez establecida la forma se calienta el actuador hasta los 350 °C, esto para que el material se adapte a la forma del deseada sin llevarlo a sus estado de reestructuración (figura **3-9 C**, este proceso se lleva a cabo durante 120 minutos.

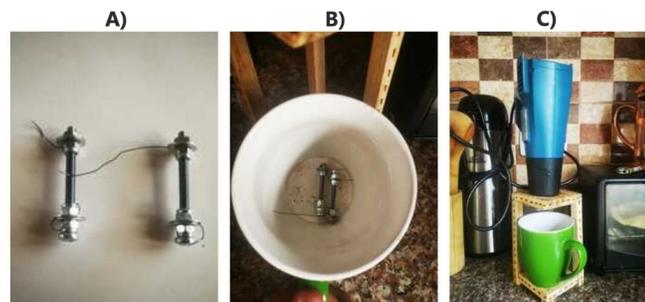


Figura 3-9: Primera etapa de entrenamiento: A) Se da forma de resorte al nitinol, B) Recipiente de calentamiento, C) Sistema de calentamiento.

En la segunda etapa de entrenamiento se llevó el cable de Nitinol hasta una temperatura de 600 °C, durante 720 minutos o 12 horas (figura **3-10**), una vez finalizada esta etapa se

limpia el actuador con alcohol isopropílico para eliminar partículas de carbón que quedaron después del calentamiento, finalmente se obtiene la forma del actuador que se necesitaba para el desarrollo del prototipo, las curvas de calibración de la mufia se observan en la imagen 3-11.

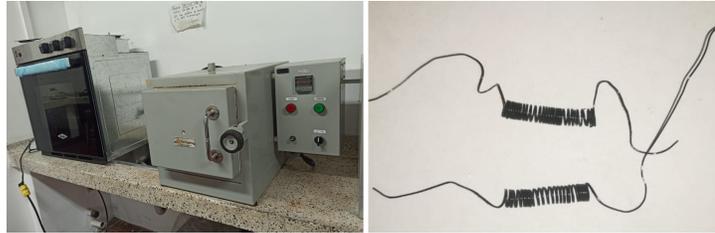


Figura 3-10: Segunda etapa de entrenamiento: A la izquierda se observa la mufia utilizada para el entrenamiento, a la derecha se observa el actuador de Nitinol.

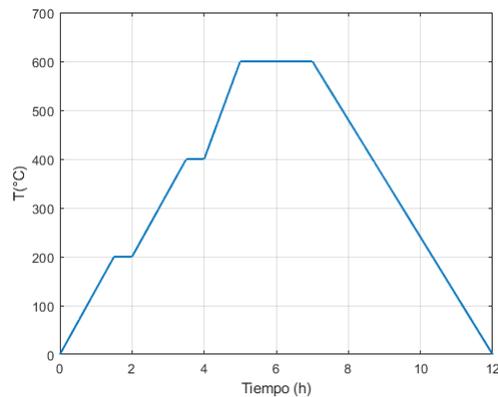


Figura 3-11: Curvas de calibración de la mufia.

En la tabla 3-2 se presentaran las características físicas del actuador:

Tabla 3-2: Propiedades físicas del actuador.

Propiedades	Valor
Longitud del cable (mm)	450
muelle comprimido (mm)	19
Diámetro del muelle (mm)	4

3.4.3. Propiedades y comportamiento de la aleación

En la tabla **3-3** se pueden observar las especificaciones técnicas del cable elegido para el estudio:

Tabla 3-3: Especificaciones técnicas del cable de Ni-Ti [34].

Propiedades									
Físicas	Diámetro del cable (mm)	0.375	Termicas	Temperatura de activación inicial (°C)	68	Fase Relacionada	Fase	Martensita	Austenita
	Radio mínimo de curvatura (mm)	18.75		Temperatura de activación final (°C)	78		Resistencia ($\mu\Omega\text{cm}$)	76	82
	Área de la sección transversal (μm^2)	110.450		Temperatura de relajación inicial (°C)	52		Modulo de Young (GPa)	28	75
Electricas	Resistencia Lineal (Ω/m)	8		Temperatura de relajación final (°C)	42		Susceptibilidad magnética ($\mu\text{emu/g}$)	2.5	3.8
	Corriente recomendada (mA)	2750		Temperatura de reconocido (°C)	300	Conductividad térmica	0.08	0.18	
	Potencia recomendada (W/m)	60.5		Temperatura de fusión (°C)	1300				
Fuerza	Recuperación máxima	6630		Calor específico ($\text{cal/g}^\circ\text{C}$)	0.077				
	Peso a 600MPa (g)	2000	Capacidad calorífica ($\text{Joule/g}^\circ\text{C}$)	0.32					
	Recuperación mínima	393	Calor latente (Joule/g)	24.2					
Velocidad	Velocidad de Contracción típica (m/s)	1	Material	Densidad (g/cm^3)	6.45				
	Velocidad de relajación LT (m/s)	13		Fuerza máxima de recuperación (MPa)	600				
	Tasa de ciclo térmico de aleación LT (ciclos/min)	4		Fuerza de deformación recomendada (MPa)	35				
				Fuerza de ruptura (MPa)	35				
				Coefficiente de Poisson	1				
				Salida de trabajo (Joule/g)	5				
				Eficiencia de conversión de energía (%)	8				
				Relación de deformación máxima (%)	3 - 5				

La densidad de la aleación es elevada a su composición formada de aproximadamente 50 % de níquel, la adición del titanio disminuye la densidad a $6450 \text{ Kg}/\text{m}^3$, cercana a la del acero ($7850 \text{ kg}/\text{m}^3$). Se utilizó un cable de aleación de un máximo de 0.375 mm de diámetro y longitudes de no más de 45 cm para realizar las primeras pruebas del prototipo. Utilizando los datos de la tabla **3-3** se calcula el peso del actuador:

$$A = \pi \frac{d^2}{4} \quad (3.19)$$

$$V = L \cdot A \quad (3.20)$$

$$peso = \rho \cdot V \quad (3.21)$$

Donde:

- L= longitud del cable.
- A = sección del cable.
- d = diametro del cable.
- ρ = densidad de la aleación.

$$A = \pi \frac{(0.375^{-3})^2 m^2}{4} = 1.10450 m^2 \quad (3.22)$$

$$V = 0.45 m * 1.10450 m^2 = 4.97025 * 10^{-8} m^3 \quad (3.23)$$

$$masa = 4.97025 * 10^{-8} m^3 * 6450 Kg/m^3 = 3.2 * 10^{-4} Kg = 0.320g \quad (3.24)$$

Este peso se puede considerar despreciable para el sistema ya que lo que se busca es que el prototipo sea de un peso y dimensiones reducidas.

La conductividad térmica de la aleación es de 18 W/m°C, parecida a la del acero inoxidable (14-15 W/m°C). Por la capacidad que tiene el material para conducir calor se puede considerar buena. En la etapa de calentamiento se puede considerar una buena velocidad de accionamiento, lo que permite alcanzar los 100(°C) en pocos segundos aplicando picos de corriente suficientemente grandes.

Otro dato importante a considerar es el tiempo de enfriamiento del cable de nitinol. Este tiempo está directamente relacionado con la fuerza que produce y el diámetro. En este caso se utilizó un cable de un diámetro grande para conseguir una mayor fuerza durante la transformación austenítica, causando un tiempo de enfriamiento, superior a los 10 segundos, lo que se considera como un enfriamiento lento, lo que conlleva a una respuesta dinamica mas

lenta. Para dar solución a este problema el fabricante sugiere utilizar una unión con un material que tenga una alta conductividad térmica, para conseguir un mejor enfriamiento, otra posible solución sería utilizar un cable de menor diámetro pero esto sería un inconveniente debido a que la transformación austenítica sería menor.

La resistencia eléctrica de la aleación es muy reducida, del orden de micro ohmios. Los cables de nitinol admiten un valor aproximado de 2.750 amperios de corriente continua. Una resistencia eléctrica baja, garantiza en este caso un consumo reducido de potencia de menos de 30W como se demuestra a continuación:

$$P = I^2 \cdot R' \cdot L \quad (3.25)$$

Donde:

- I = Corriente 2.750A max.
- R' = Resistividad cable 0.375 mm diametro ($8\Omega/m$).
- Longitud del cable (max 45 cm).

$$P = 2.750^2 A \cdot 8\Omega/m \cdot 0.45m = 27.225W \quad (3.26)$$

3.5. Caracterización del actuador

Para la caracterización del material se utilizó un método empirico pero muy robusto el cual consiste en mantener un voltaje constante y variar los niveles de corriente, para observar la deformación presente en el material al someterlo a diferentes niveles de temperatura. Para esto se diseño una base (Figura **3-12**) donde se fijo el actuador, se colocó un muelle de referencia y un indicador para facilitar el analisis de la trayectoria del sistema, este proceso de caracterización se dividió en 4 partes fundamentales:

- Paso 1: El actuador fue sometido a diferentes valores de corriente (0.7, 1, 1.3, 1.5, 1.7, 1.9 A) con un voltaje fijo de 5V, este proceso se repitió 3 veces para cada valor de temperatura y tuvo una duración de 60 segundos por muestra, en el se obtuvieron los

datos de temperatura que fue adquirida por medio de un termistor NTC de 100k y los datos de deformación que se obtuvieron por medio de la grabación de cada una de la toma de datos.

- Paso 2: Para procesar los videos se utilizo el programa Tracker, para ello fue necesario establecer una mascara sobre el indicador en el primer fotograma del video.
- Paso 3: Una vez establecido el marcador, se fijan los marcos de referencia para analizar cada fotograma y extraer la posición del indicador en cada uno de los fotogramas.
- Paso 4: Finalmente, se grafican los datos de desplazamiento y del se abstraen los datos de velocidad, aceleración. momentum y energía cinetica del sistema.

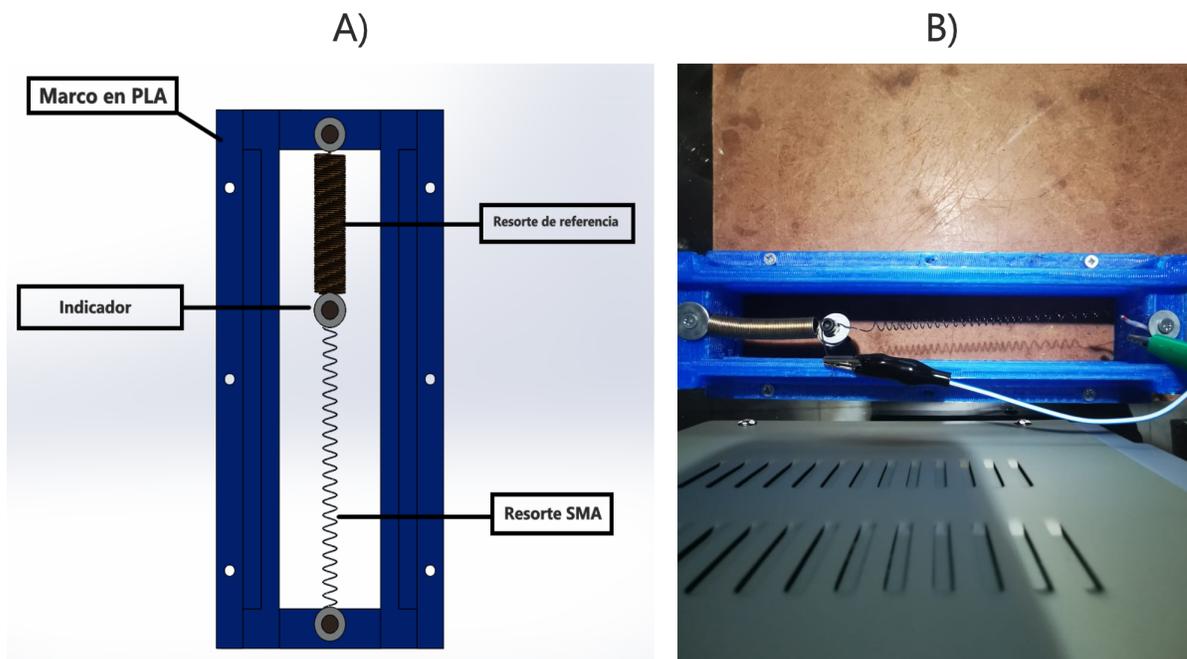


Figura 3-12: Base experimental para la caracterización del actuador.

De este proceso se obtuvieron los datos presentados en la tabla 3-4, estos parametros son de gran importancia para el desarrollo del sistema de control.

Este método de caracterización es util para el desarrollo de sistemas de control en lazo abierto. Puesto que la fuerza generada por este tipo de actuadores se compara con el de los micromotores, lo cual es util para el desarrollo de sistemas mas ligeros.

Como se mencionó anteriormente uno de los problemas mas grandes para este tipo de actuadores es el tiempo de enfriamiento, ya que a temperatura ambiente el actuador es lento,

Tabla 3-4: Datos de la caracterización

Corriente (A) - Voltaje (V)	Deformación (cm)	Temperatura (°C)	Fuerza Final (N)
0.7 - 5	1.71	35.09	0.87
1.0 - 5	2.02	50.95	1.03
1.3 - 5	2.20	59.42	1.13
1.5 - 5	2.33	68.72	1.19
1.7 - 5	2.56	74.93	1.31
1.9 - 5	2.54	83.91	1.30

esto se puede observar en la figura 3-13 B), durante desarrollo este trabajo de grado se propone utilizar una configuración agonista-antagonista para poder acelerar el enfriamiento del actuador permitiendo que este pase de la etapa de Austenita a Martensita organizada gracias a la intervención de una fuerza externa.

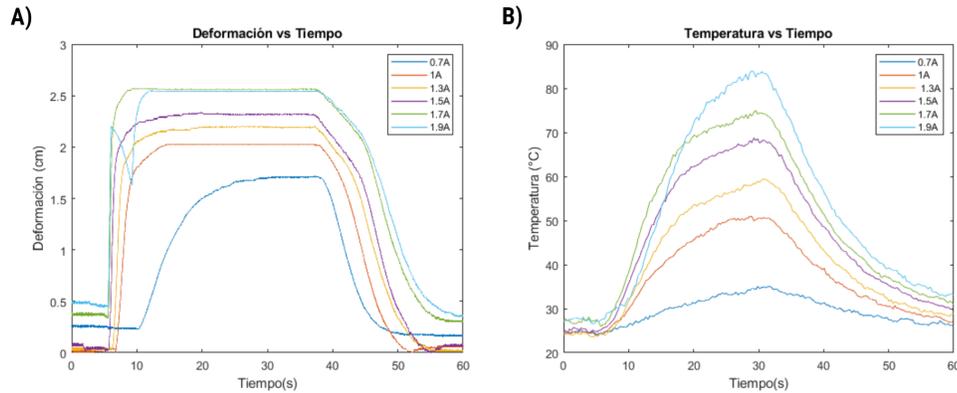


Figura 3-13: Graficas de la caracterización del actuador: A) Temperatura vs Tiempo, B) Deformación vs tiempo.

Como se observa en la figura 3-13 A), el comportamiento del actuador es acorde al comportamiento descrito en la literatura, si se observa la curva correspondiente a 0.7 A se observa que la deformación sera menor que la deformación que se obtiene para una corriente superior, esto se debe a que la fuerza que ejerce el material sera proporcional al valor de la temperatura, esto se puede observar en la figura 3-14.

3.5.1. Sistema de amortiguación

Se estudian 3 muelles con diferente constante de elasticidad, el material del cual estan compuestos estos resortes sera plastico y acero. Debido a que el fabricante no facilita el valor de la constante K, se calcula de manera experimental, colocando diferentes valores de masa en el muelle, y por medio del metodo de minimos cuadrados se calcula el valor de la constante K para cada uno de los resortes.

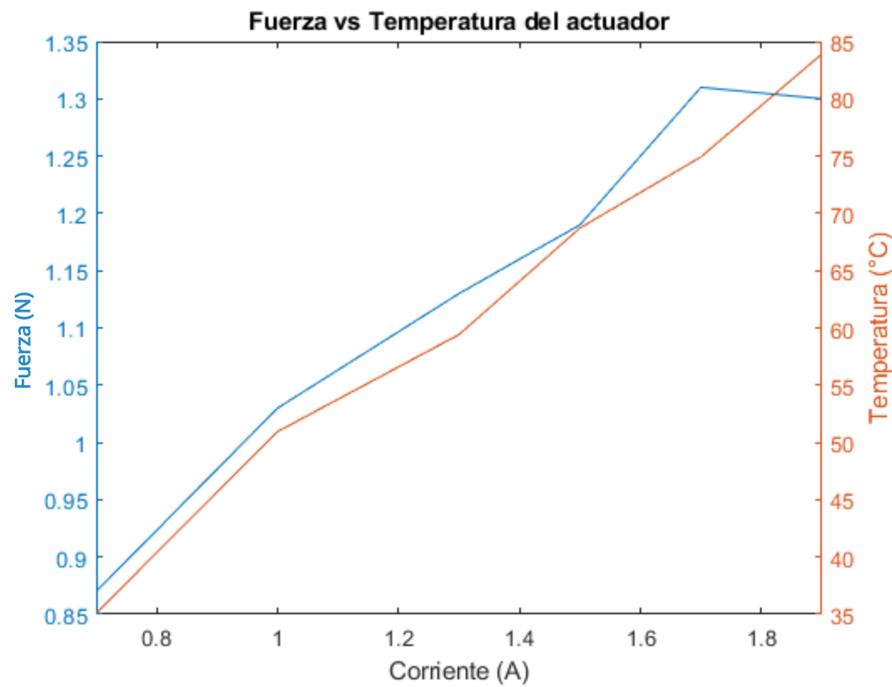


Figura 3-14: Grafica de Fuerza vs Temperatura del actuador de Nitinol

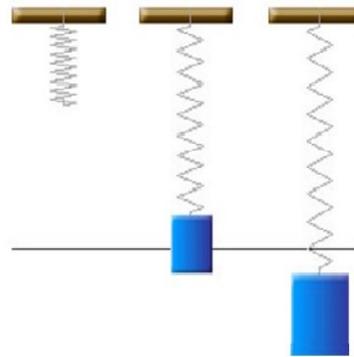


Figura 3-15: Esquema sistema masa - muelle

Caracterización de los muelles

A continuación se presentará la caracterización de los muelles seleccionados con la finalidad de elegir, cual es el más adecuado para el correcto funcionamiento del dispositivo.

De la linealización de los datos de caracterización se obtiene el valor estimado de la constante del resorte el cual se presenta en la tabla 3-6.

Según lo explicado en la tabla 3-3 el fabricante del cable de nitinol, recomienda aplicar una



Figura 3-16: Muelles de acero y plastico respectivamente

Tabla 3-5: Caracterización de los muelles

Masa (kg)	Deformación (m)			Fuerza (N)
	Muelle 1	Muelle 2	Muelle 3	
0.10	0.002	0.004	0.01	0.98
0.15	0.006	0.008	0.021	1.47
0.20	0.009	0.012	0.03	1.96
0.25	0.012	0.015	0.038	2.45
0.30	0.015	0.019	0.046	2.94

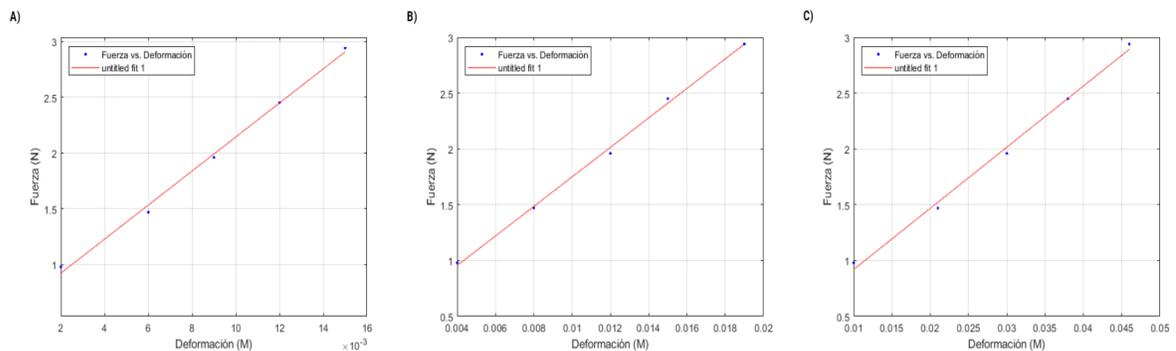


Figura 3-17: Linealización de los datos de caracterización de los muelles: A) Muelle 1, B) Muelle 2, C) Muelle 3.

Tabla 3-6: Constante elástica de los muelles

	Muelle 1	Muelle 2	Muelle 3
Constante de elástica (N/m)	152.5	132.1	54.79

presión de tracción de 35 MPa sobre el cable para realizar de manera óptima la recuperación de la forma, en su transformación martensítica. Con esa presión se recupera un 3% de la

deformación, que es la compresión del nitinol con la temperatura. Otra consideración es usar un muelle con la mínima constante elástica que aporte 35 MPa, que permita obtener una mayor fuerza neta del sistema.

3.5.2. Sistema Piñón cremallera

Se diseña un sistema piñón cremallera en el software fusion 360 (figura 3-18) capaz de girar con el menor rozamiento posible, debido a que el mecanismo esta engrasado, esto se hace para garantizar que el sistema tenga la menor perdida de energetica posible gracias a la fricción.



Figura 3-18: Esquema sistema piñón cremallera

Eje

Como eje principal se ha seleccionado un remache de acero de 1,8 mm de grosor. Este componente se encargará de integrar el sensor de giro con el piñón para llevar a cabo la adquisición de datos.



Figura 3-19: Remache de acero

Piñon

El diseño y la fabricación del piñon se realizan teniendo en cuenta las características necesarias para el correcto funcionamiento del dispositivo, para el diseño del piñon se toma como base la tabla UNI 3521, en donde se especifica el modulo y su respectivo paso para una correcta fabricación del engranaje.

Tabla 3-7: Tabla de modulos y pasos unificados para engranajes (UNI 3521)

Modulo m	paso	Modulo m	paso	Modulo m	paso
0.5	1.571	2	6.284	6	18.850
0.55	1.727	2.25	7.069	6.5	20.420
0.6	1.885	2.5	7.854	7	21.991
0.7	2.199	2.75	8.639	8	25.133
0.8	2.513	3	9.425	9	28.274
0.9	2.827	3.25	10.210	10	31.416
1	3.142	3.5	10.996	11	34.557
1.125	3.534	3.75	11.781	12	37.699
1.25	3.927	4	12.556	14	43.982
1.375	4.320	4.5	14.137	16	50.265
1.5	4.712	5	15.708	18	56.549
1.75	5.498	5.5	17.279	20	62.832

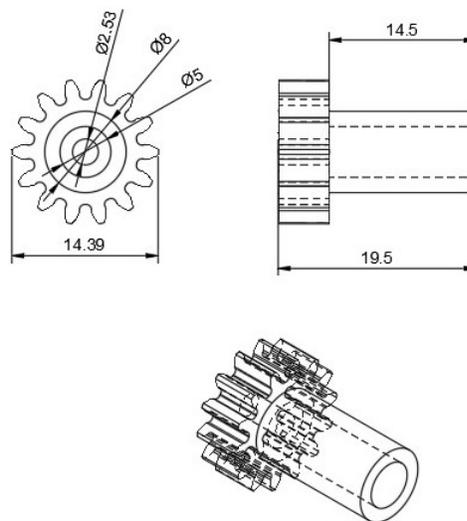


Figura 3-20: Piñon central de 14 dientes

Cremallera

El diseño de la cremallera se desarrollo utilizando como base el piñon central, puesto que para un correcto funcionamiento del engranaje el perfil de los dientes de la cremallera debe ser similar al del piñon.

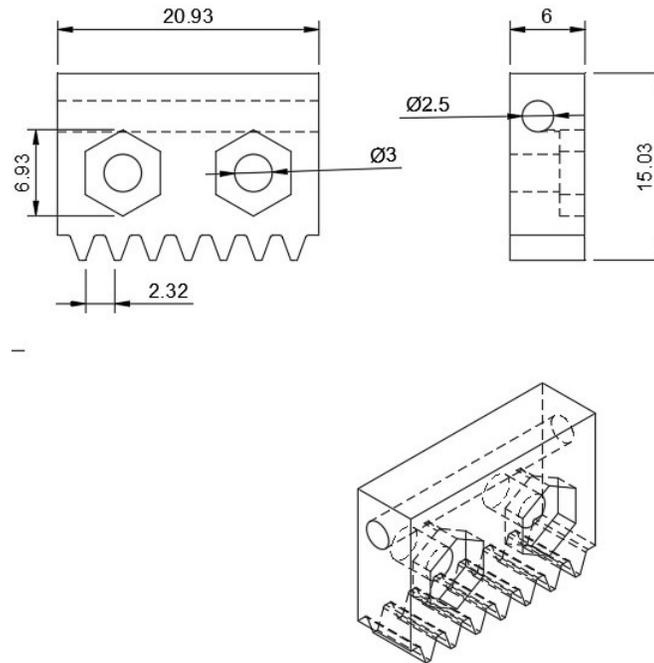


Figura 3-21: Cremallera de 7 dientes

3.5.3. Estructura de soporte

Se diseña una estructura en 3D en el software fusion 360, con el objetivo de fabricar una estructura que soporte los elementos mecánicos y electrónicos que se utilizaron en desarrollo de este trabajo de grado. El soporte consta de las siguientes partes:

- Base de soporte del mecanismo piñón cremallera.
- Base de soporte para los componentes electrónicos.
- Tapa para cubrir la estructura.

En la siguiente figura se muestra la vista explosionada del prototipo desarrollado en el fin de observar a mayor detalle los componentes del prototipo:

La fabricación de la estructura se realiza por medio de impresión 3D, ya que esta cumple las siguientes características de diseño:

- Fácil mecanizado.
- No conductor de electricidad.

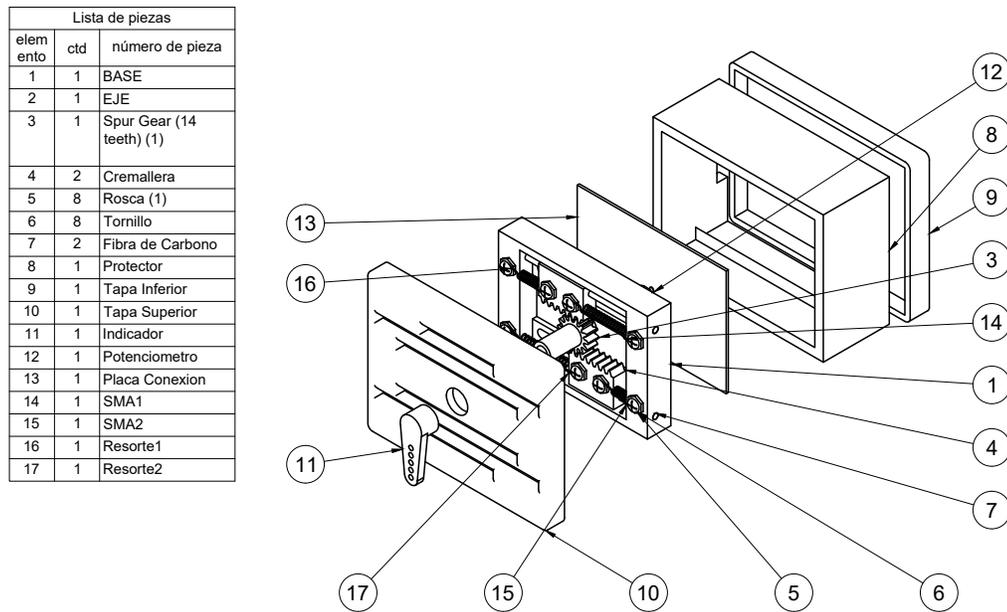


Figura 3-22: Diseño 3D de la estructura

- Alta resistencia y bajo peso.
- Bajo costo de fabricación.
- Buen aspecto exterior.

El material que se escogió para la fabricación es el Ácido poliláctico, comúnmente conocido como PLA. Este material ofrece numerosas ventajas para la fabricación de dispositivos:

- La resistencia a la tracción es de 37 Mpa.
- El alargamiento es de aproximadamente el 6 %.
- El módulo de flexión es de 4 GPa.
- La densidad es de 1,3 g/cm³.
- El punto de fusión es de 173(°C) y la temperatura de transición vítrea es de 60(°C).

- Bajo coste.

Para la impresión 3D los archivos se exportan al software Ultimaker Cura (figura 3-23), en donde se laminaron las piezas para generar los archivos GCode que reconoce la impresora 3D. La impresión de las piezas que requieren precisión (Piñón, cremallera, medidor) se realizaron con una boquilla de 0.4 mm y con una altura de capa de 0.12 mm, para los archivos de la estructura se cambió la altura de capa a 0.2 mm y el diámetro de la boquilla a 0.6 mm esto se realiza para minimizar los tiempos de impresión de estos archivos, las impresiones se realizaron en la impresora Ender 3V2.

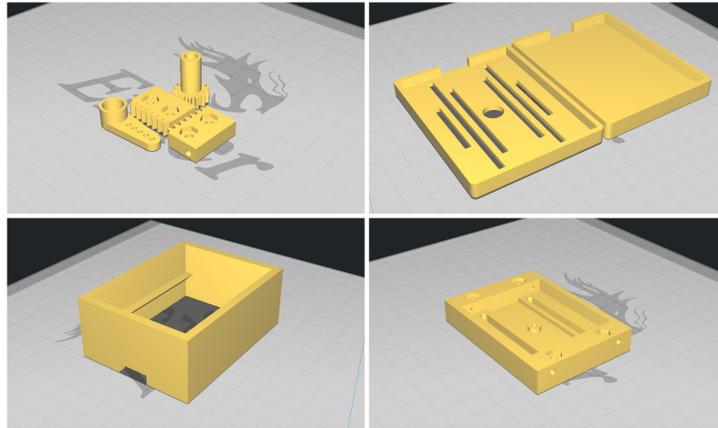


Figura 3-23: Laminado de las piezas en el software Creality Slicer

3.6. Conclusiones

El prototipo desarrollado cumple con las características del sistema músculo-tendón al simular el comportamiento biomecánico del mismo. El diseño permite generar el par de torsión necesario para un buen desempeño, y se ha comprobado experimentalmente que puede alcanzar un valor máximo de 20° de movimiento angular. Esto lo hace adecuado para aplicaciones en las que se requiere un rango limitado de movimiento, como en ciertos tipos de prótesis o dispositivos de asistencia de movilidad. Es importante tener en cuenta que, para otros tipos de aplicaciones, podría ser necesario un rango de movimiento más amplio. En cualquier caso, este prototipo representa un avance significativo en la investigación y el desarrollo de sistemas de actuación basados en el modelo biomecánico del sistema músculo-tendón.

Capítulo 4

Diseño e implementación del sistema de control

En este capítulo se aborda el proceso de diseño y fabricación de la planta de control y el modelo de control para el dispositivo.

4.1. Diseño de la planta de control

La segunda parte fundamental de la fabricación del prototipo es el diseño de la planta de control, esta se encargará del control de posición del sistema y la regulación de corriente aplicada al Nitinol. El sistema se divide en tres subsistemas principales:

- Un Arduino Mega 2560 basado en la arquitectura ATmega2560, este se encargará de establecer la comunicación con el computador y de enviar señales a circuito de regulación de corriente.
- Un circuito de regulación de corriente que recibe las señales del Arduino para administrar la corriente deseada al cable de Nitinol.
- Un transductor de posición, encargado de enviar la señal analógica de la posición a través del puerto A/D del Arduino, esta es la variable de entrada a corregir por el sistema de control.

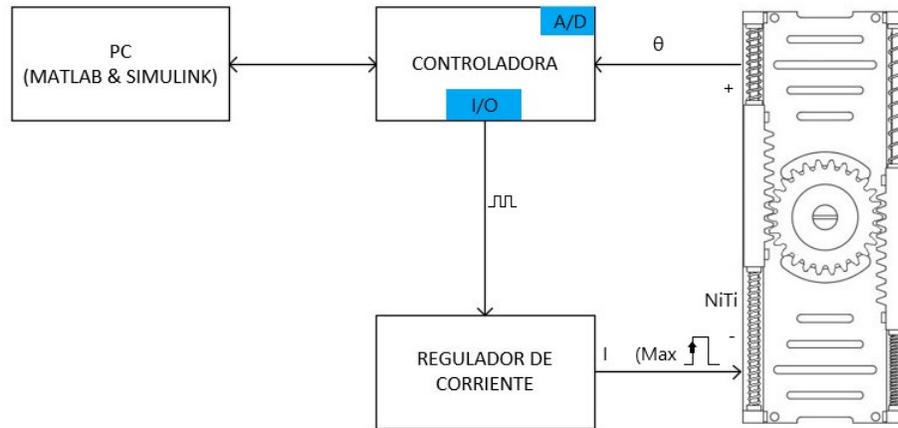


Figura 4-1: Esquema detallado del sistema de control

4.1.1. Objetivos y especificaciones del sistema electrónico

El objetivo principal es preparar el sistema para hacer un control PID mediante señal PWM. En la siguiente figura se muestra el esquema del control en lazo cerrado que se realizará desde el PC.

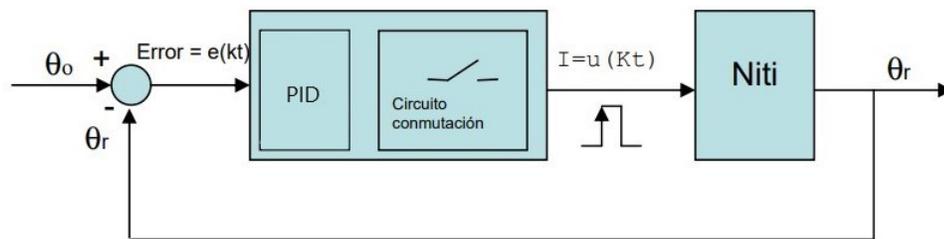


Figura 4-2: Esquema control de posición

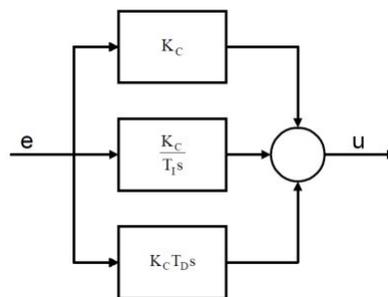


Figura 4-3: Esquema PID paralelo

Se establece un tiempo mínimo para cerrar el ciclo de control, a partir de la velocidad del nitinol en su transformación austenítica. El fabricante asegura que para un calentamiento

a 100 °C del cable un tiempo teórico de 1 milisegundo si se le aplica el pico de corriente adecuado. Este tiempo de ciclo es un dato fundamental, a partir del cual hay que garantizar una velocidad suficiente durante las comunicaciones.

$$t_{\text{envio-recepcin}} + t_{\text{calculo-Arduino}} + t_{\text{conmutacin}} < 1ms \quad (4.1)$$

Se supone una velocidad de envío estándar de 56 Kbps, si se envía un dato de 16 bits, el tiempo necesario para un envío y recepción del nuevo dato será de:

$$t_{\text{envio-recepcin}} = \frac{2 * 16bits}{56Kbps} = 0.57ms \quad (4.2)$$

Se considera suficiente el tiempo empleado en las comunicaciones. Se puede configurar el protocolo a una velocidad superior de 112500 Kbps para asegurar una velocidad suficiente.

El tiempo de cálculo debe de ser mínimo y con una velocidad de microprocesador de 10 Mhz o más es suficiente. Se establece un tiempo de 0.1 μs por operación. Si en cada ciclo de control se realizan aproximadamente 1000 operaciones, se necesita un tiempo de cálculo por ciclo de:

$$t_{\text{calculo}} = 0.1ms \quad (4.3)$$

El tiempo de conmutación se calcula de manera experimental:

$$t_{\text{conmutacin}} = 0.02ms \quad (4.4)$$

Por lo tanto la suma de todos los tiempos queda:

$$t_{\text{envio-recepcin}} + t_{\text{calculo-Arduino}} + t_{\text{conmutacin}} = 0.57ms + 0.1ms + 0.02ms < 1ms \quad (4.5)$$

Además es necesario establecer las especificaciones y funcionalidades de cada uno de los subsistemas.

El microcontrolador debe tener cumplir los siguientes requisitos:

- Puertos digitales de entrada y salida.
- Puerto A/D de al menos 8 bits de precisión.

- Librería para programar interrupciones para poder crear señales PWM.
- Protocolo comunicaciones serie.

Respecto al circuito de regulación de la corriente, las especificaciones son:

- El uso de transistores para controlar la activación del cable de nitinol, debe garantizar una frecuencia de conmutación de todo el circuito inferior al tiempo de ciclo establecido de 1 ms.
- Se establece una corriente máxima para el cable de 2 amperios. Se establece un valor sobredimensionado de 2.3 amperios de corriente máxima que debe ser soportada por los transistores.
- Activación de dos o más cables de nitinol.

El transductor debe cumplir los siguientes requisitos:

- Diseño apto para acoplar en eje.
- Poco rozamiento.
- Sensibilidad alta del grado girado que permita obtener un error de posición máximo de 1 %.

4.1.2. Microcontrolador

Se elige un Arduino Mega basado en ATmega2560, puesto cumple las con las características y especificaciones deseadas. Las principales características son:

- Pines digitales de Entrada/Salida: 54 (de los cuales 14 proveen salida PWM).
- Clock Speed: 16 MHz.
- Memoria Flash: 256 KB, 8 KB utilizado por el gestor de arranque.
- ADC 10-bit.
- Canales PWM con Resolución Programable de 2 a 16 Bits.

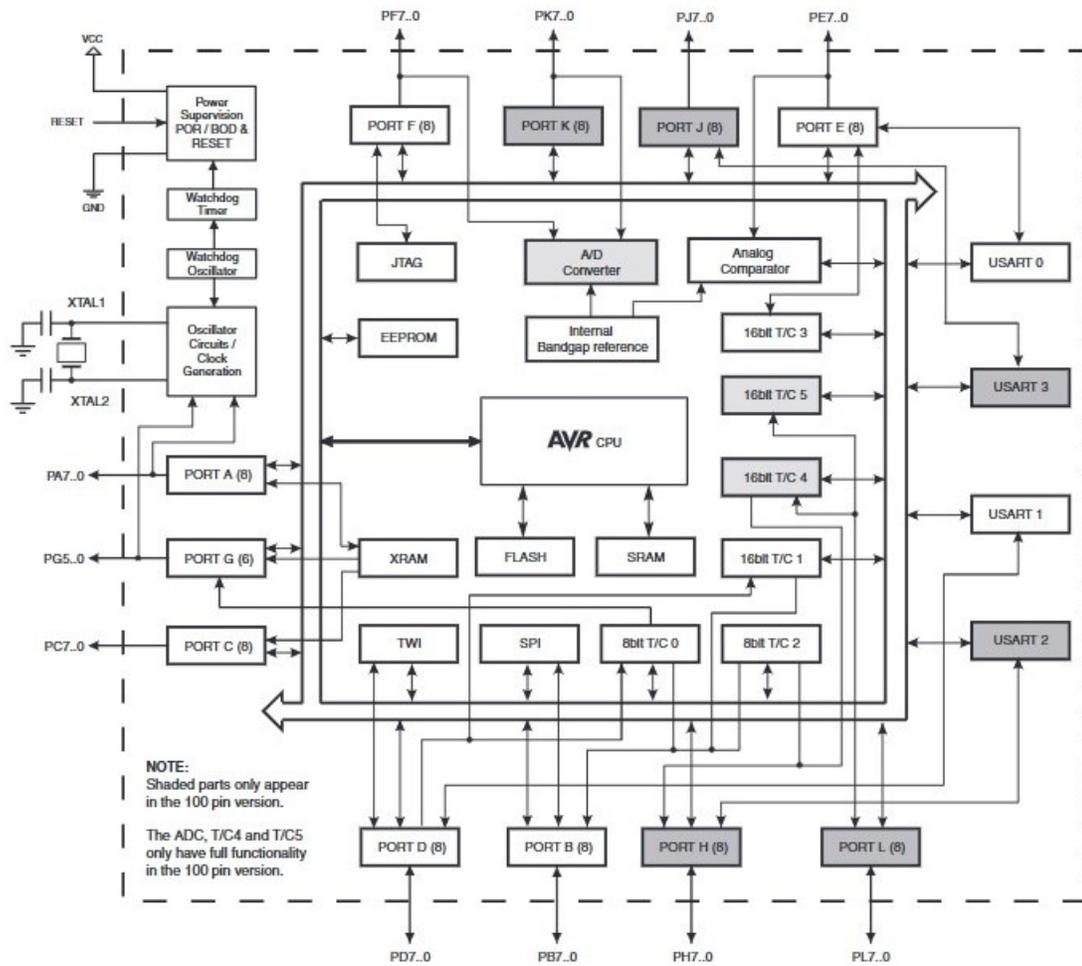


Figura 4-4: Arquitectura ATmega2560



Figura 4-5: Placa Arduino con ATmega2560

La placa Arduino incluye un puerto USB tipo B, alimentación y Leds para pruebas. La programación se realiza en código C a través del programa de desarrollo IDE Arduino, instalado en el PC. Mediante el puerto USB del PC se carga el programa (transformado en código máquina) a la placa Arduino. Las conexiones son las siguientes:

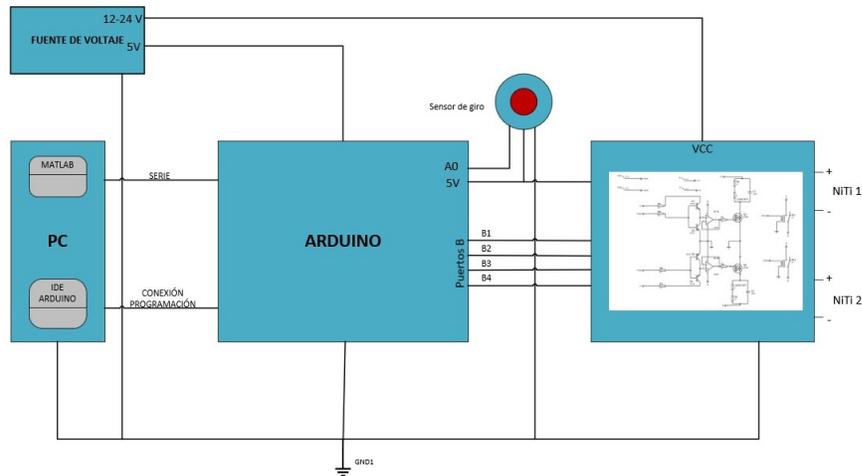


Figura 4-6: Esquema detallado de conexiones y la planta de control

4.2. Estudio teorico y experimental del circuito de conmutación electrónico

Se necesita un circuito que controle la activación de dos cables de nitinol, y que suministre 2 A a cada uno de ellos. La principal limitación existente es la elevada corriente que se maneja en paralelo, por lo que se busca una solución para poder manejar un máximo de 2 A en serie que llegue a todos los cables de nitinol. Se muestra un esquema del concepto del circuito de conmutación. Siempre existe un circuito cerrado para que la corriente circule por el circuito configurado en serie, para activar un cable, dos o ninguno.

4.2.1. Diseño y simulación del circuito en Proteus

Se realiza el diseño del circuito de conmutación en Proteus, para comprobar que cumple con las especificaciones. Se muestra el esquema del circuito en la siguiente figura.

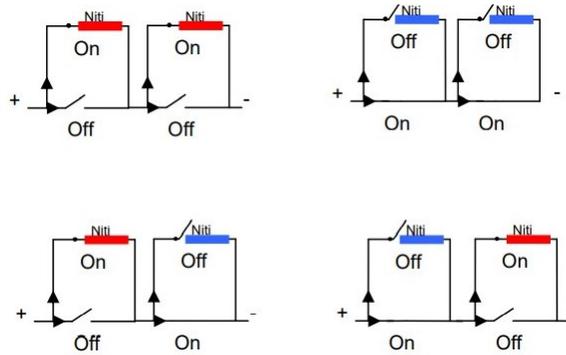


Figura 4-7: Esquema de los modos de conducción de corriente

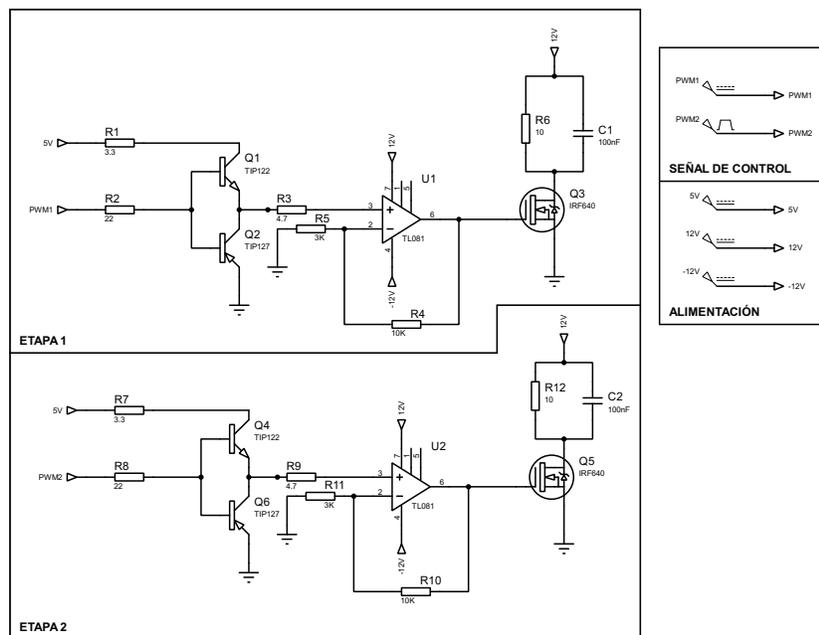


Figura 4-8: Esquema completo circuito de conmutación

Funcionamiento General

Para activar los transistores y lograr una corriente de alrededor de 2 A en los cables de nitinol, se establece una alimentación V_{cc} de 12V. La corriente que se suministra a los cables de nitinol se regula mediante la tensión de la fuente. La señal de entrada digital del Arduino es simulada mediante las ondas PWM1 y PWM2. Los transistores Darlington TIP122 y TIP127 se encargan de controlar la corriente suministrada al actuador de nitinol mediante la regulación de la frecuencia de la señal de entrada. Luego, la salida de esta etapa pasa a una etapa de amplificación regulada por el amplificador operacional TL081, lo que permite

obtener una señal más adecuada para el correcto funcionamiento de la etapa de potencia. Esta señal se transmite al transistor MOSFET IRF640, que se encarga de suministrar la corriente al cable de nitinol. Las etapas de conmutación de la planta se llevan a cabo mediante la activación y desactivación de la señal PWM.

Transistor IRF640

Se utilizan transistores mosfet de canal N, modelo IRF640. Se trata de transistores diseñados para sistemas de conmutación y regulación en drivers de motores, convertidores, etc. Su capacidad de respuesta es alta y ofrece soporte corrientes y potencias suficientes para el uso en el circuito diseñado. Las características principales son las siguientes:

- $I_D = 18A$
- $V_{DSS} = 200V$
- $R_{DS_{ON}} = 0.15\Omega$
- Potencia máxima = 150W
- Velocidad de activación del orden de nanosegundos

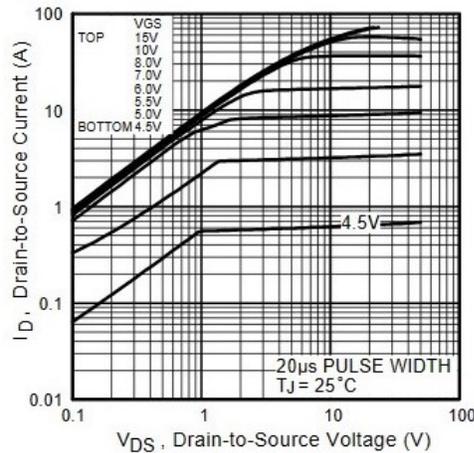


Figura 4-9: Curvas características $I_D(A) - V_{DS}(V)$ IRF640

Transistor TIP122

Se utilizan transistores Darlington NPN, modelo TIP122. Estos son transistores comunmente utilizados para sistemas de conmutación y regulación en drivers de motores, convertidores, etc. Ofrece soporte corrientes y potencias suficientes para el uso en el circuito diseñado. Las características principales son las siguientes:

- $I_D = 5A$
- $V_{DSS} = 100V$
- Potencia máxima = 65W
- Velocidad de activación del orden de nanosegundos

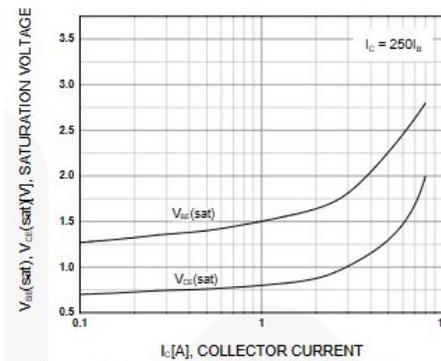


Figura 4-10: Curvas características $V_{ce}(V) - I_C(A)$ TIP122

Transistor TIP127

Se utilizan transistores Darlington PNP, modelo TIP12. Estos son transistores comunmente utilizados para sistemas de conmutación y regulación en drivers de motores, convertidores, etc. Ofrece soporte corrientes y potencias suficientes para el uso en el circuito diseñado. Las características principales son las siguientes:

- $I_C = 5A$
- $V_{ce} = 100V$
- Potencia máxima = 65W
- Velocidad de activación del orden de nanosegundos

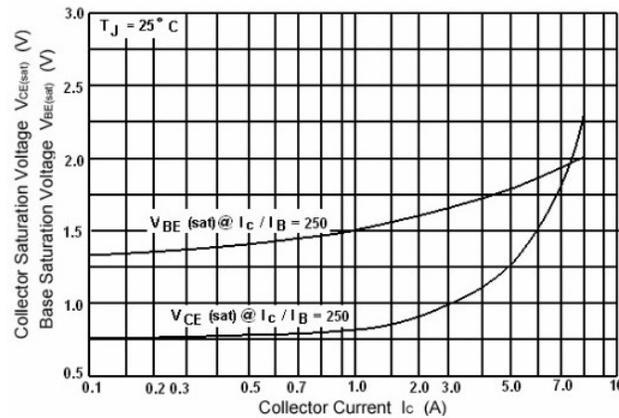


Figura 4-11: Curvas características $V_{ce}(V) - I_C(A)$ TIP127

Amplificador Operacional TL081

El amplificador operacional TL081 es un dispositivo electrónico que se utiliza para amplificar señales eléctricas. El TL081 tiene características como alta impedancia de entrada, bajo ruido y alta ganancia, lo que lo hace adecuado para aplicaciones de amplificación de señal. En particular, el TL081 es utilizado en una amplia variedad de aplicaciones en electrónica, incluyendo amplificación de señales de audio, señales de instrumentación, señales de control y señales de comunicaciones, entre otros. Además de la amplificación de señal, el TL081 también puede ser utilizado para realizar operaciones matemáticas básicas como suma, resta, multiplicación y división de señales, lo que lo hace adecuado para aplicaciones como filtros, osciladores, generadores de onda, entre otros.

- $I_{cc} = 2.5mA$
- $V_{cc} = \pm 18V$
- Rechazo en modo común = 80 dB
- Producto de Ganancia-Ancho de Banda = 2.5 MHz

4.2.2. Funcionamiento del circuito de conmutación

Se simula el circuito en 4 distintas configuraciones para la activación correspondiente de un cable de nitinol, dos o ninguno.

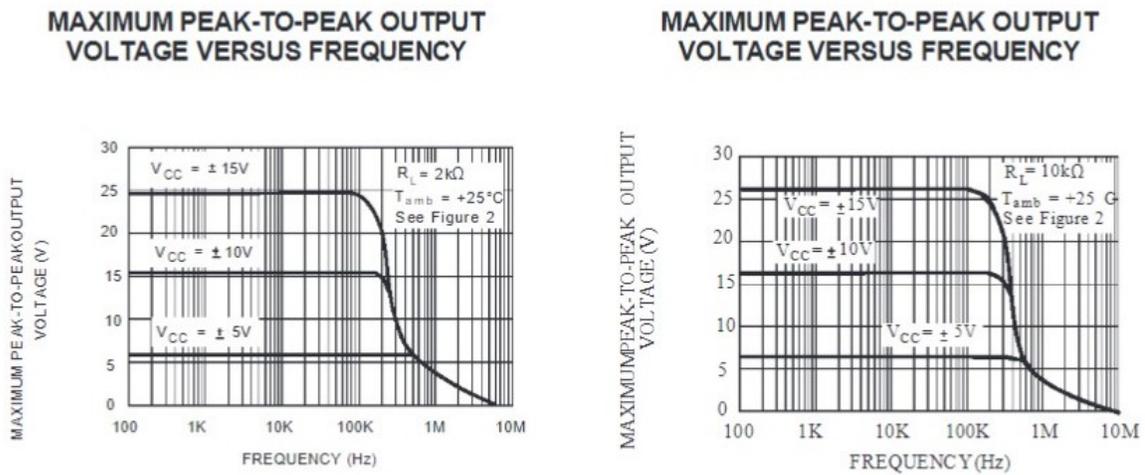


Figura 4-12: Curvas características $V_{pp}(V) - F(Hz)$ TL081

Se muestran a continuación la corriente que circula por los cables de nitinol según sea la configuración, además de las tensiones en los transistores.

Configuración 1 (Activación Nitinol 1)

En la figura 4-13 se muestran las simulaciones correspondientes al funcionamiento del circuito en la configuración 1. El cable nitinol 1 se activa según la señal de entrada PWM1 configurada con diferentes frecuencias. El circuito conmuta correctamente en $100\mu s$, un tiempo muy inferior al tiempo de ciclo establecido en 1 ms. Además se consigue administrar un corriente de 1.2 A al cable de nitinol.

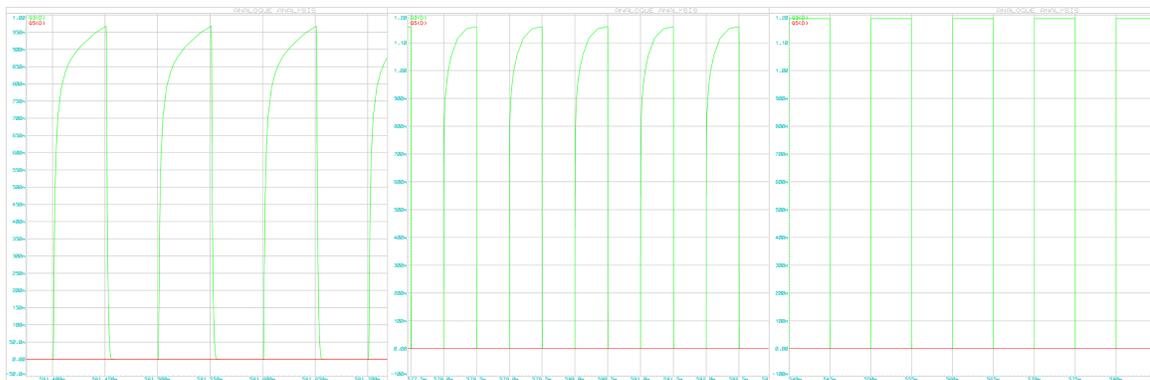


Figura 4-13: Activación del actuador de Nitinol 1 a diferentes frecuencias 100Hz,1KHz y 10KHz respectivamente

Configuración 2 (Activación Nitinol 2)

En la figura 4-14 se muestran las simulaciones correspondientes al funcionamiento del circuito en la configuración 2. El cable nitinol 2 se activa según la señal de entrada PWM2 configurada con diferentes frecuencias. El circuito conmuta correctamente en $100\mu\text{s}$, un tiempo muy inferior al tiempo de ciclo establecido en 1 ms. Además se consigue administrar un corriente de 1.2 A al cable de nitinol.

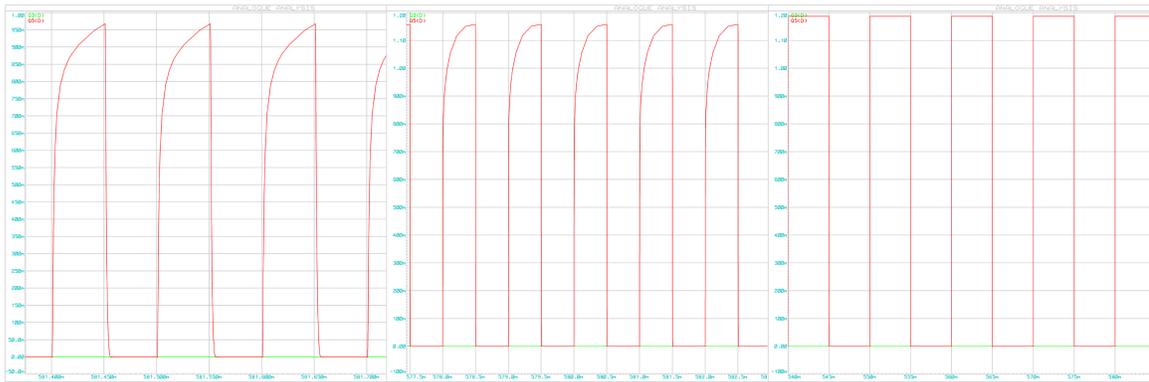


Figura 4-14: Activación del actuador de Nitinol 2 a diferentes frecuencias 100Hz,1KHz y 10KHz respectivamente

Configuración 3 (Activación Nitinol 1 y 2)

En la figura 4-15 se muestran las simulaciones correspondientes al funcionamiento del circuito en la configuración 3. Los cables de nitinol 1 y 2 se activan según la señal de entrada PWM1 y PWM2 respectivamente, estas están configuradas con diferentes frecuencias. El circuito conmuta correctamente en $100\mu\text{s}$, un tiempo muy inferior al tiempo de ciclo establecido en 1 ms. Además se consigue administrar un corriente de 1.2 A al cable de nitinol.

Configuración 4 (Sin activación)

En la figura 4-16 se muestran las simulaciones correspondientes al funcionamiento del circuito en la configuración 4. No se activan ninguno de los dos cables de nitinol. Se comprueba que para una señal de entrada de 0 V, la corriente por los cables es prácticamente nula.

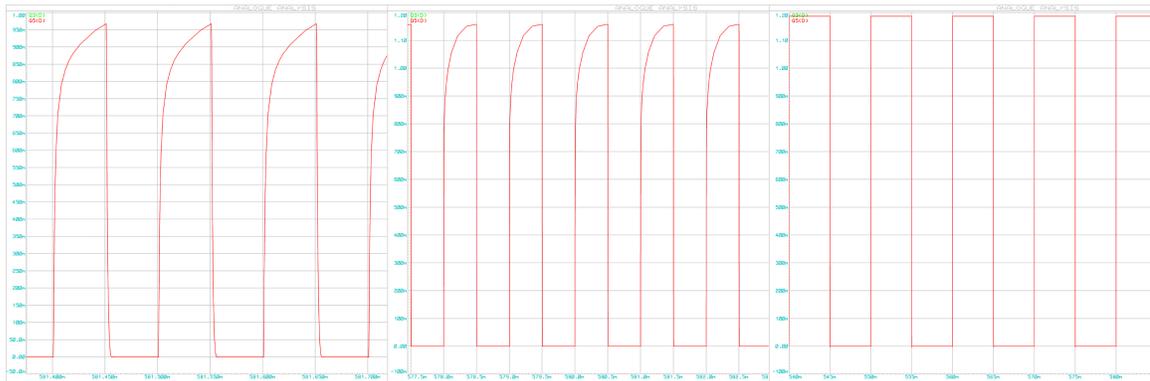


Figura 4-15: Activación del actuador de Nitinol 1 y 2 a diferentes frecuencias 100Hz,1KHz y 10KHz respectivamente

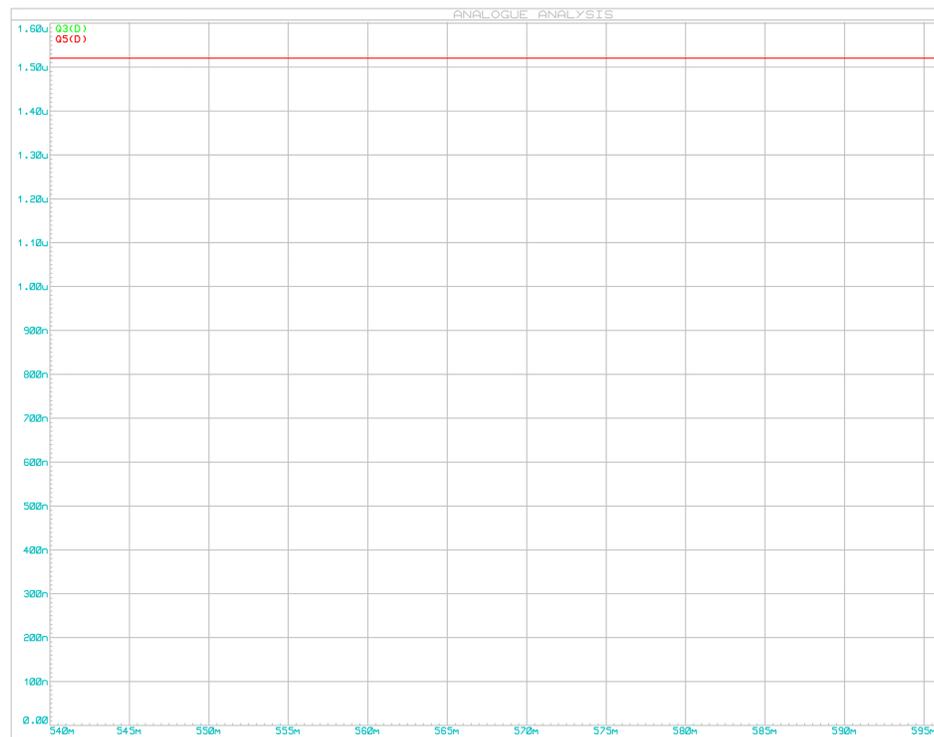


Figura 4-16: Sin activación de los actuadores de Nitinol

4.2.3. Circuito Electrónico de pruebas

Una vez se comprueba el funcionamiento del sistema se fabrica el circuito en PCB, con la finalidad de reducir el ruido de la señal, para el diseño de la placa se utilizo el software EAGLE, para generar los archivos Gerber, necesarios para la construcción de las placas, a continuación se presentara el esquemático y el diseño de PCB, utilizado para la fabricación (ver figura 4-17), el circuito montado sobre la PCB se puede observar en la figura 4-18.

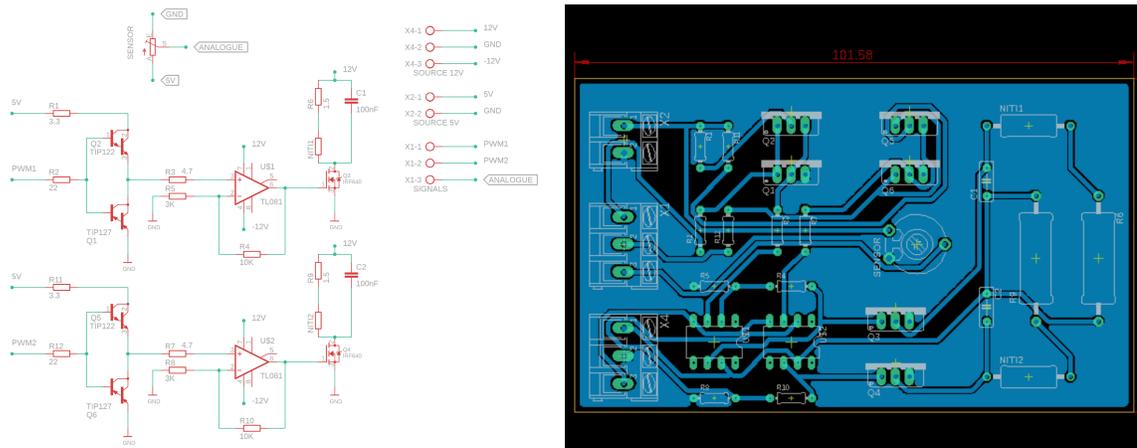


Figura 4-17: Esquema completo y diseño de PCB de la planta de control.

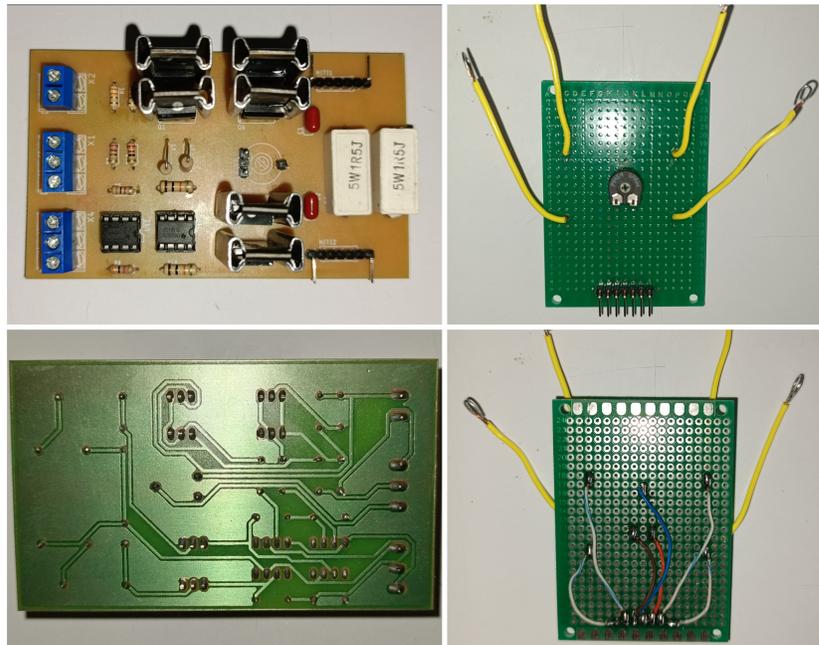


Figura 4-18: Circuito montado sobre la PCB.

4.2.4. Medidas Experimentales

Una vez realizada la placa se realizan las conexiones con el Arduino y se programa el controlador para activar y desactivar los cables de nitinol 1 y 2. De esta manera se comprueba el funcionamiento de la placa y la correcta activación de los cables de nitinol con la corriente deseada, se muestra a continuación el sistema completo montado formado por el Arduino y la placa de control (ver figura 4-19).

Se regula a una tensión de alimentación V_{cc} de 12 V y una corriente de 2 A. Se prueba el

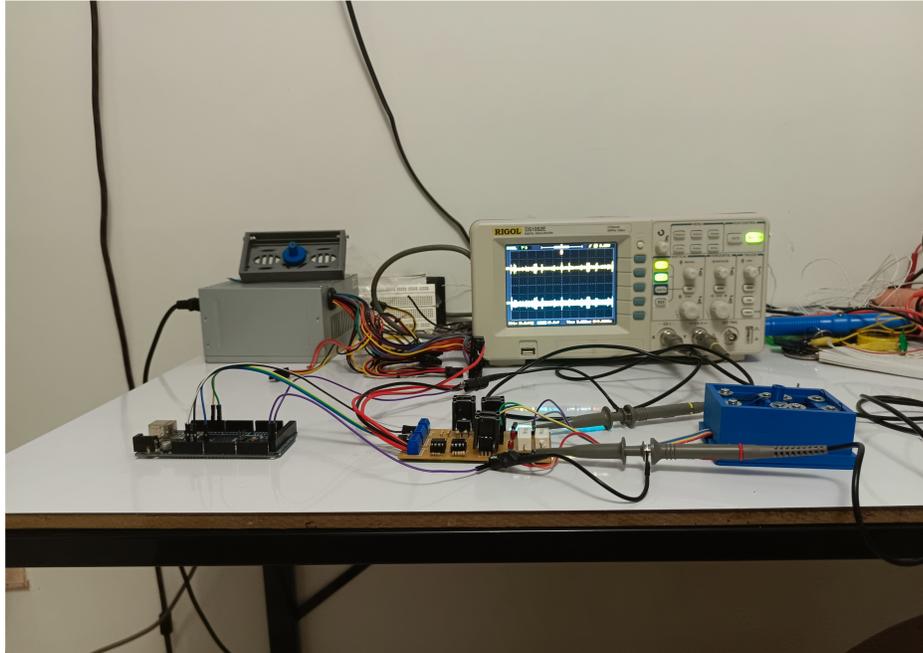


Figura 4-19: Planta de control y Arduino conectados.

funcionamiento del circuito en las distintas configuraciones y se valida el sistema para probar posteriormente su funcionamiento a máxima frecuencia.

Tabla 4-1: Resultados de funcionamiento de la placa de control.

Prueba	Descripción	Resultado
Configuración 1	(Activación Nitinol 1)	OK
Configuración 2	(Activación Nitinol 2)	OK
Configuración 3	(Activación Nitinol 3)	OK
Configuración 4	(Activación Nitinol 4)	OK

Con la ayuda de un osciloscopio electrónico, se comprueba la tensión que soporta cada cable de nitinol y si la corriente que circula por cada uno es la esperada.

4.2.5. Frecuencia de conmutación

Se introduce una señal a distintas frecuencias para conmutar los cables de nitinol, y comprobar la frecuencia máxima real de funcionamiento. Desde el Arduino se genera una señal PWM para activar y desactivar el cable de nitinol 1 y 2. Se muestran las gráficas obtenidas a distintas frecuencias (ver figura 4-21).

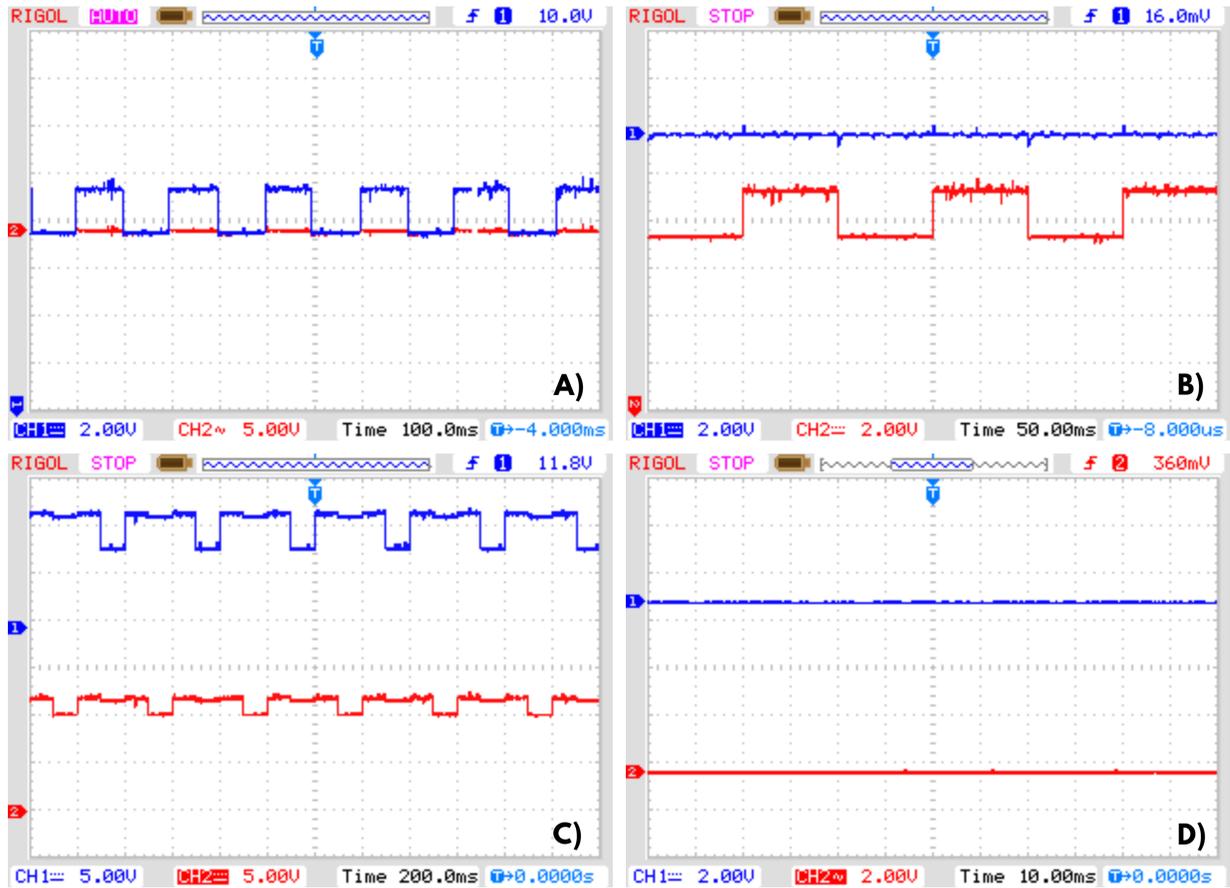


Figura 4-20: Prueba de las configuraciones: A) Configuración 1, B) Configuración 2, C) Configuración 3, D) Configuración 4.

Experimentalmente se comprueba que el funcionamiento del circuito es óptimo hasta 17 KHz. A partir de esta frecuencia de conmutación, la tensión por el nitinol 1 empieza a disminuir, porque el tiempo de respuesta es superior al periodo de conmutación. Se establece el límite en esta frecuencia y se obtiene el tiempo de conmutación:

$$t_{conmutacin} = \frac{1}{49KHz} = 0.02ms \quad (4.6)$$

4.2.6. Sensor de giro

Se adquiere un sensor de giro tipo potenciómetro con las características necesarias para cumplir con las especificaciones, se escogió un potenciómetro de la marca Piher, modelo pt-15.

A continuación se presentan las medidas del sensor (ver figura 4-23):

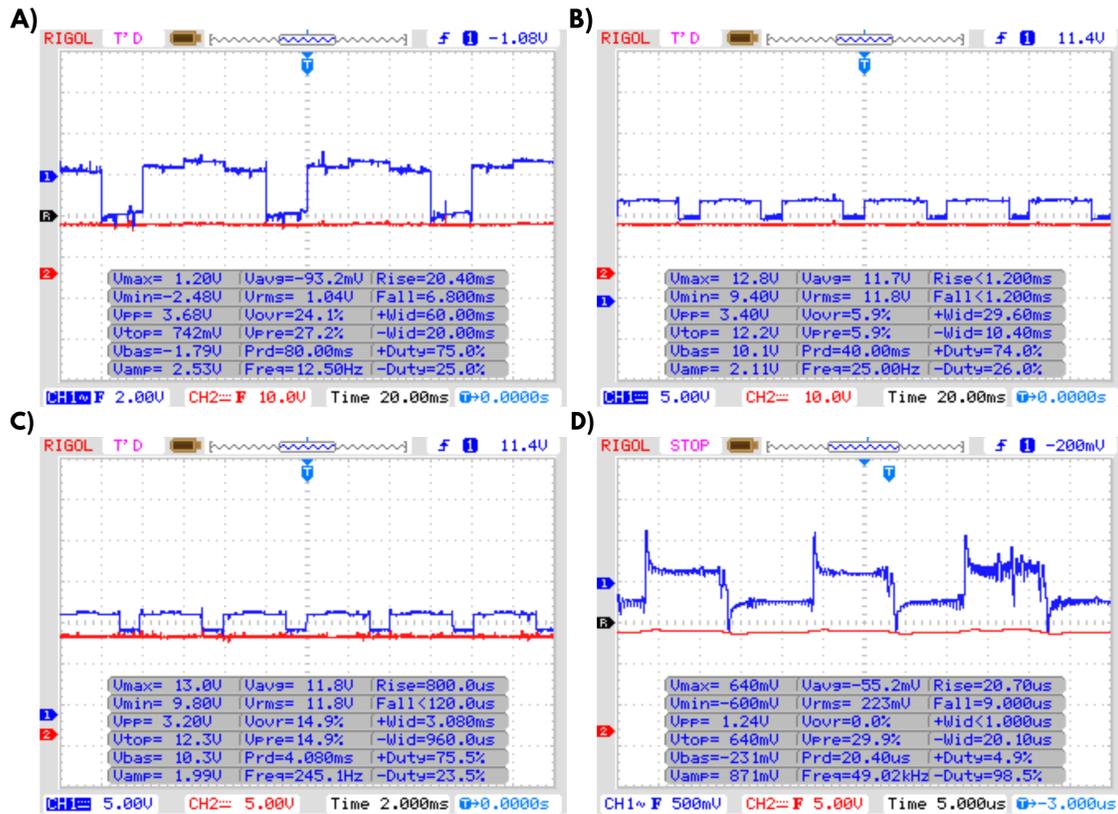


Figura 4-21: Planta de control a diferentes frecuencias: A) 12 Hz, B) 25 Hz, C) 250 Hz, D) 49 KHz.

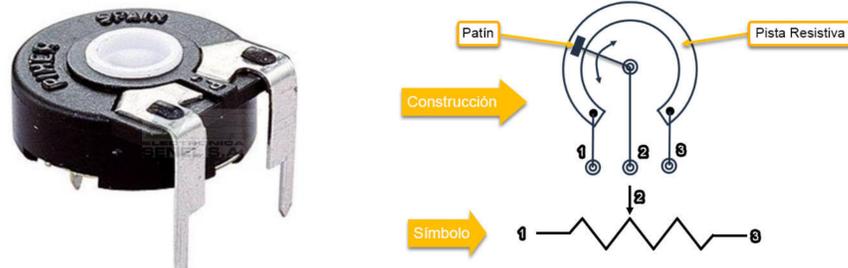


Figura 4-22: Sensor de giro tipo potenciometro.

Las características del sensor se muestra en la siguiente tabla (tabla 4-2):

La conexión con la placa arduino se observa en la figura 4-24:

El rango de funcionamiento eléctrico del sensor es de 240°, lo cual se ajusta al rango de movimiento deseado. Es importante destacar que este rango se ajusta al movimiento mecánico del sensor, que tiene un rango de movimiento de 265°. Por lo tanto, el rango de funcionamiento eléctrico cubre el rango de movimiento necesario y permite un funcionamiento óptimo del

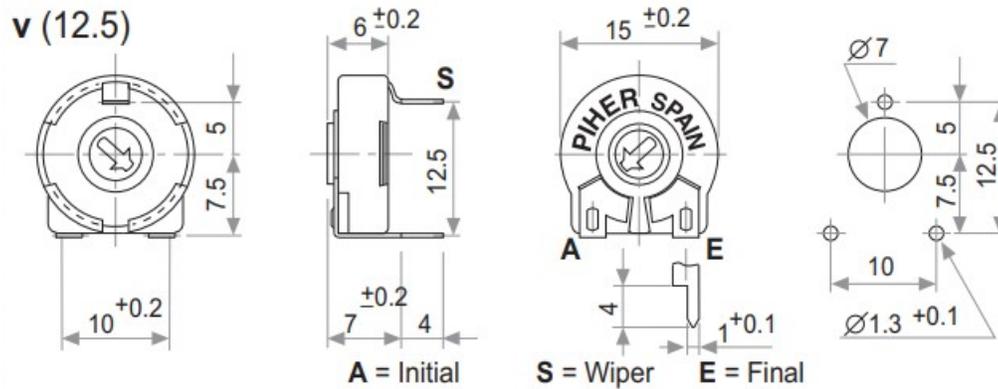


Figura 4-23: Sensor de giro tipo potenciómetro.

Tabla 4-2: Características sensor de giro potenciométrico.

Resistencia	100 K $\Omega \pm 20\%$
Resistencia residual	$\leq 0.5\%$
Resistencia al ruido equivalente	$\leq 3\%$
Recorrido Mécanico	$265^\circ \pm 5^\circ$
Recorrido Eléctrico	$240^\circ \pm 20^\circ$

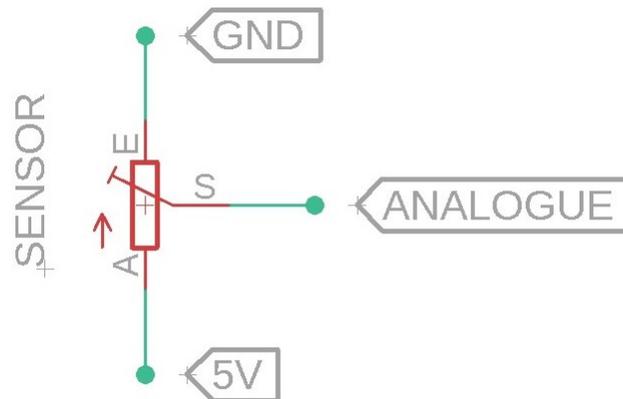


Figura 4-24: Esquema de tensión de entrada en convertidor A/D.

prototipo.

Es fundamental tener en cuenta el offset inicial al momento de montar el sensor en el mecanismo. El offset se refiere al desfase inicial entre la posición de referencia del sensor y el eje del mecanismo. Este desfase puede tener un impacto significativo en el modelo de control que se va a desarrollar, ya que puede afectar la precisión y la estabilidad del sistema.

Para montar el sensor en el eje, se debe ajustar la posición inicial a 0° teniendo en cuenta el offset inicial. Esto se puede lograr mediante un proceso de calibración, en el cual se mide el offset y se ajusta la posición inicial del sensor para compensar dicho desfase. De esta forma, se asegura que el sensor se encuentra en la posición correcta y que el modelo de control se puede desarrollar con precisión y estabilidad.

El fabricante no facilita información precisa de la sensibilidad y resolución del sensor, por lo que se obtiene de manera aproximada y experimental. La resolución mínima aproximada es de 1° y la sensibilidad de $405.81\Omega/^\circ$. Con este valor de resolución obtenido, no se puede asegurar un control de la posición menor al 1%. Como se trata de un prototipo se realizan las pruebas con este sensor, pero no se garantiza un control preciso de la posición del accionamiento.

4.3. Diseño del modelo de control

La ley de control de un PID en su forma “académica”, se escribe:

$$u(t) = k_p e(t) + \frac{k_p}{T_i} \int_0^t e(t) dt + k_p T_d \frac{de(t)}{dt} \quad (4.7)$$

Donde u es la señal de control, e es la señal de error, k_p es la ganancia proporcional, T_i es la constante de tiempo integral y T_d es la constante de tiempo derivativa. La señal de control es la suma de tres términos: la acción proporcional (**P**) que corresponde a un control proporcional, la acción integral (**I**) da una acción de control que es proporcional a la integral del error y la acción derivativa (**D**) es proporcional a la variación temporal de la señal de error.

4.3.1. PID paralelo

: La representación del controlador PID *paralelo* esta dada por la función:

$$G_c(s) = k + \frac{k_i}{s} + k_d s \quad (4.8)$$

Los parámetros de la Ec. (4.8) se relacionan con la forma estándar Eq. (??), así:

$$k = k_p \qquad k_i = \frac{k_p}{T_i} \qquad k_d = k_p T_d$$

Esta representación permite también el ajuste de ceros complejos y es la más flexible de todas, ver Fig. 4-25.

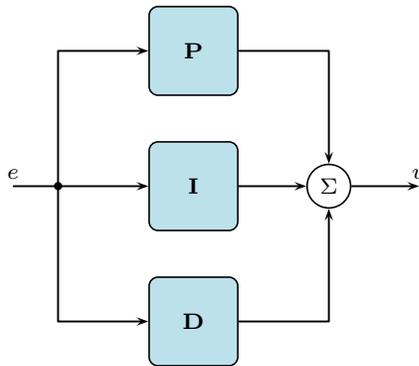


Figura 4-25: Controlador PID *paralelo*

4.4. Implementacion del software

Para la implementación del sistema de control se necesita una comunicación constante y bidireccional entre el Arduino y Matlab. El objetivo es preparar el prototipo para el desarrollo de algoritmos complejos de control desde Simulink en el futuro. A través del conversor A/D del Arduino se obtiene el valor de giro del dedo. Este dato se envía a Matlab a través del puerto serie para realizar el control de la posición deseada. Desde Matlab se retorna la orden de activación o desactivación del actuador de Nitinol para regular el giro del accionamiento. De este modo se realiza un control PID de la posición del sistema. El Arduino ejecuta las órdenes de conmutación a través de los puertos de salida digitales del microcontrolador (puerto B), que se conectan con la placa electrónica a los transistores conductores de la corriente (Figura 4-6).

4.4.1. Programación del Arduino

Se ha programado el Arduino desde la IDE de Arduino, mediante código C. Ha sido necesario familiarizarse con las librerías que incluye el Arduino y utilizar aquellas que son necesarias para el prototipo. En concreto se desarrollan pequeños programas para probar las librerías que usan en el programa final: entradas y salidas digitales, comunicación serie (UART), interrupciones y timers para generar señales PWM y lectura del convertidor A/D.

El programa realiza un control de posición PID, que recibe una señal todo o nada de Matlab y activa el cable de nitinol, a través de las salidas digitales del puerto B, conectadas con la placa de control. La comunicación serial se configura con los siguientes parámetros:

- 115200 baudios.
- Bit de parada a uno.
- Se configura el dato a 8 bits.
- Se configura con pariedad impar.

Se muestra un diagrama de flujos del funcionamiento del programa (Figura 4-26)

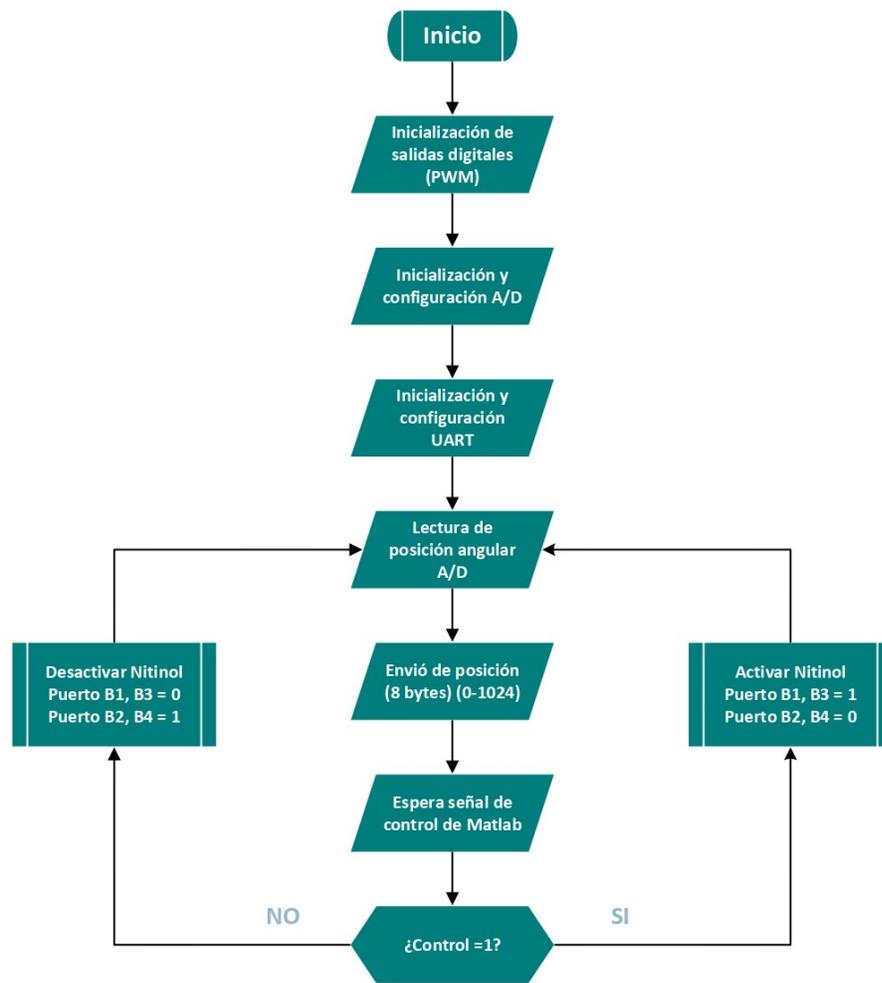


Figura 4-26: Diagrama de flujo del programa en Arduino.

4.4.2. Programación en Matlab

Desde Matlab se obtiene la posición real del sistema, y se manda la señal de control en función del error. Se controla la trayectoria del dedo, cambiando la posición de referencia (p_j) cada intervalo de tiempo establecido (2 seg).

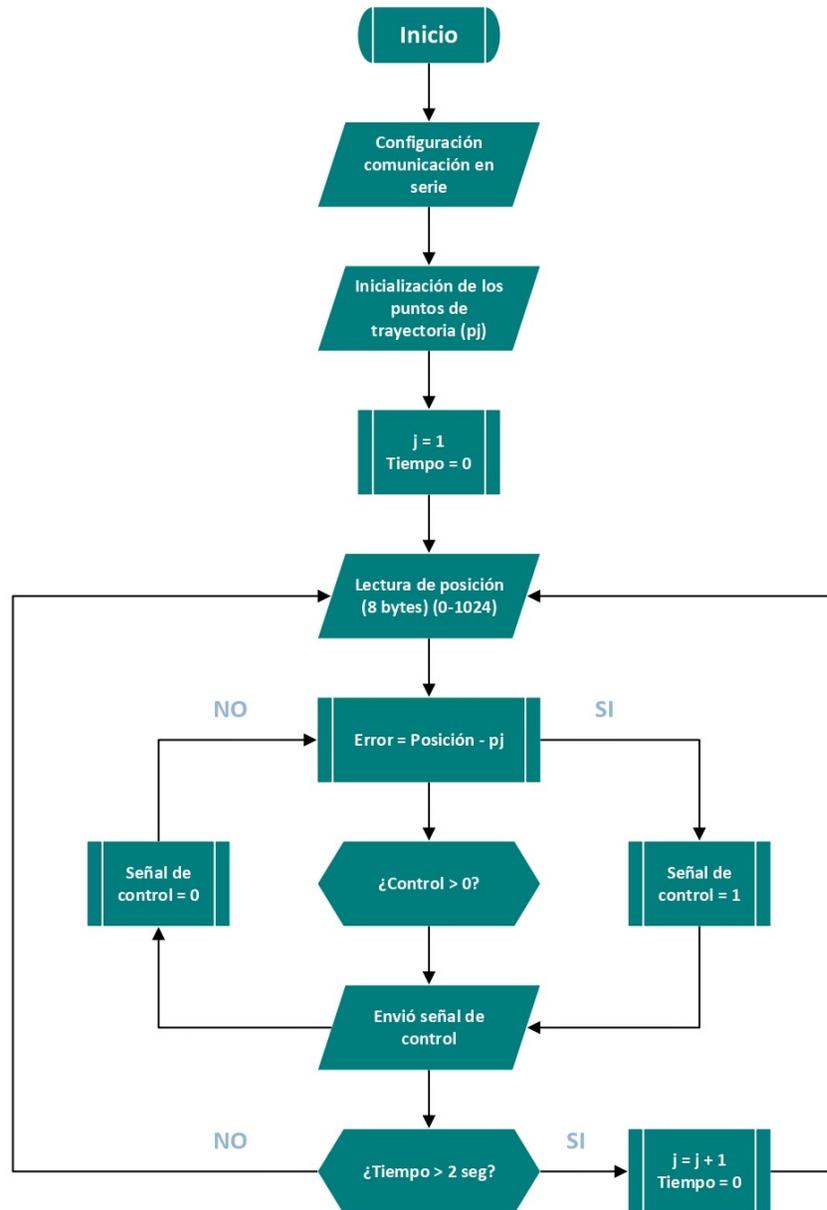


Figura 4-27: Diagrama de flujo del programa en Matlab.

4.5. Conclusiones

En resumen, para garantizar el funcionamiento óptimo de un sensor es necesario tener en cuenta tres aspectos fundamentales: el rango de funcionamiento eléctrico, el offset inicial y la calibración adecuada del sensor.

El rango de funcionamiento eléctrico se refiere al rango de valores eléctricos en los que el sensor puede operar de manera efectiva. Es importante tener en cuenta este rango para evitar sobrecargar o dañar el sensor y asegurar su operación adecuada.

El offset inicial se refiere a la posición inicial del sensor en su montaje. Es crucial asegurarse de que el sensor esté correctamente posicionado para obtener mediciones precisas y confiables.

Por último, la calibración adecuada del sensor es esencial para compensar cualquier desfase en la posición de referencia y ajustar la posición inicial del sensor. Esto garantiza que las mediciones sean precisas y que el sensor funcione de manera óptima.

En conclusión, teniendo en cuenta estos tres aspectos, se puede asegurar un funcionamiento óptimo del sensor y obtener mediciones precisas y confiables.

Capítulo 5

Implementación y resultados

En este capítulo se abordará la implementación del sistema mecánico y la planta de control, al final del capítulo presentaran los datos obtenidos de la planta de control y la respuesta de la articulación tipo rotoide.

5.1. Resultados del sistema completo

Después de fabricar el prototipo y verificar que tanto el sistema mecánico como el electrónico funcionan correctamente de manera individual, se procede a realizar los primeros ensayos del sistema completo. Para ello, se ensambla el sistema utilizando un cable de nitinol de 0.375 mm de diámetro y el muelle 2 descrito en el capítulo 3, dentro de la estructura diseñada (véase la figura **5-1**).

El componente central del sistema mecánico del prototipo es la aleación de Niti seleccionada. Tras un uso prolongado en condiciones extremas, el material mantiene todas sus propiedades sin manifestar signos de fatiga, y la velocidad de enfriamiento y calentamiento sigue siendo estable. La longitud deformada durante el calentamiento no varía con el uso, y la longitud inicial permanece constante. El único inconveniente es el tiempo de enfriamiento de la aleación, pero se ha logrado reducir al aplicar presión en la misma dirección de la recuperación de la forma. Se han aplicado 26 MPa, superando los 25 MPa teóricos, lo que ha reducido el tiempo máximo del cable de 0.375 mm a intervalos de 0.6 a 1 segundo, según la deformación. Estos resultados son muy prometedores y motivan a continuar investigando para determinar qué tipo de muelle es más adecuado para aumentar la velocidad de enfriamiento.

Los demás componentes del sistema mecánico, que constan de un eje, un piñón y una crema-

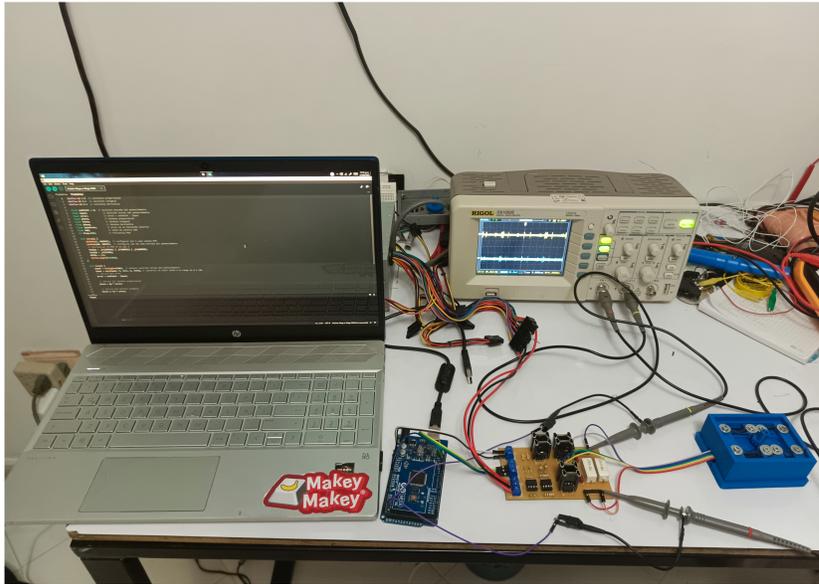


Figura 5-1: Sistema completo: Planta de control de corriente, Arduino, Estructura sistema tipo rotoide, Fuente de alimentación, PC.

llera, se han montado e integrado fácilmente en la estructura. Se ha logrado reducir al mínimo las fricciones y el peso de los elementos. El muelle utilizado ha tenido un buen desempeño y ha funcionado dentro de sus límites elásticos, sin presentar deformaciones permanentes ni cambios en sus propiedades. Además, el PLA utilizado para fabricar la estructura ha sido el material ideal para producir las piezas.

Respecto al sistema electrónico, la planta de control de corriente para dos cables de nitinol conmuta perfectamente la corriente y funciona sin problemas con valores nominales de 1.2 A. Las pruebas detalladas en el capítulo anterior han sido exitosas, y el circuito está listo para realizar pruebas con un sistema doble. El único problema que existe es el calentamiento de los transistores. Aunque los disipadores utilizados han sido suficientes, funcionan en el límite de su capacidad. El sensor utilizado se comporta bien dentro de sus limitaciones, pero introduce un ruido elevado. El Arduino es una placa que ofrece prestaciones muy elevadas para el control de los actuadores, y su frecuencia de 300 kHz es suficiente.

5.2. Resultados de las pruebas de control

El dispositivo ha sido programado para mover el indicador a tres ángulos específicos, correspondientes a giros de 10° , 15° y 20° , y mantenerlo en cada posición durante varios segundos. En la figura 5-2 se muestran las gráficas de la trayectoria, donde se puede observar el calen-

tamiento y enfriamiento consecutivo del nitinol.

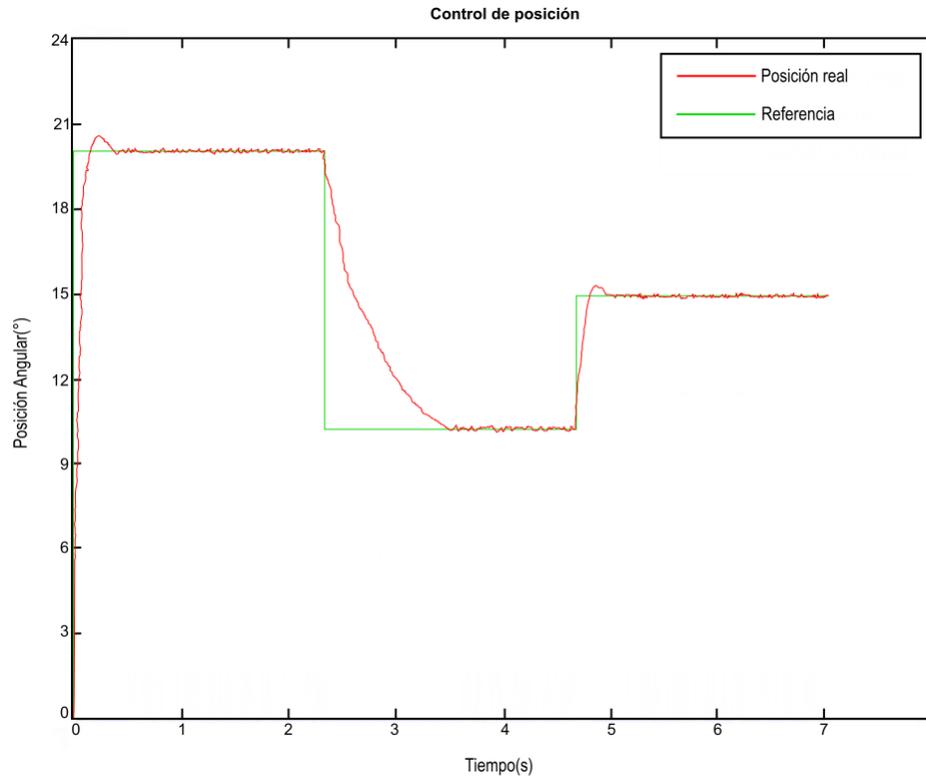


Figura 5-2: Respuesta sistema con sistema de control PID.

En la figura anterior se puede comprobar que la respuesta del sistema con un control proporcional se ajusta de manera correcta a la posición de referencia. A partir de esta gráfica, se analizan los factores fundamentales que influyen en el comportamiento del actuador.

Para una corriente aplicada de 1.2A y un cable de diámetro máximo, se ha observado que el tiempo de respuesta del nitinol para completar la transformación austenítica hasta girar el indicador 20° ha sido de aproximadamente 0.25 segundos (ver figura 5-3). Este giro equivale a una deformación aproximada del 4% alcanzada por el cable de nitinol.

Es importante destacar que el tiempo obtenido es superior al teórico facilitado por el fabricante, el cual es de 0.001 segundos. Este tiempo podría reducirse si se aplicase un pico de corriente superior a la corriente nominal de 1.2A que soporta el cable.

Durante la fase de calentamiento, se puede realizar un control preciso para asegurar la rapidez del sistema y un error mínimo. Sin embargo, el mayor problema existente, como ya se comentó en los capítulos 2 y 3, es el proceso de enfriamiento.

Para el cable utilizado, el tiempo teórico de enfriamiento es de 2 segundos. Sin embargo,

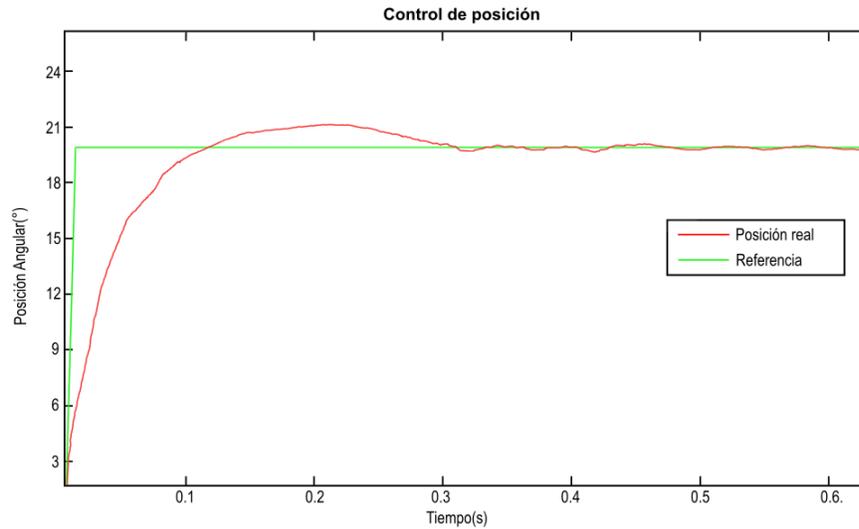


Figura 5-3: Tiempo de respuesta para una deformación del 4 %

experimentalmente se ha observado que el proceso de transformación martensítica se realiza en aproximadamente 0.8 segundos (ver figura 5-4). Este aumento en la velocidad de enfriamiento se debe a la tracción ejercida por el muelle.

Aunque este tiempo es menor que el teórico, sigue siendo demasiado elevado. Será necesario estudiar distintas soluciones para reducirlo, como por ejemplo la refrigeración con líquido termoconductor o el flujo de aire forzado.

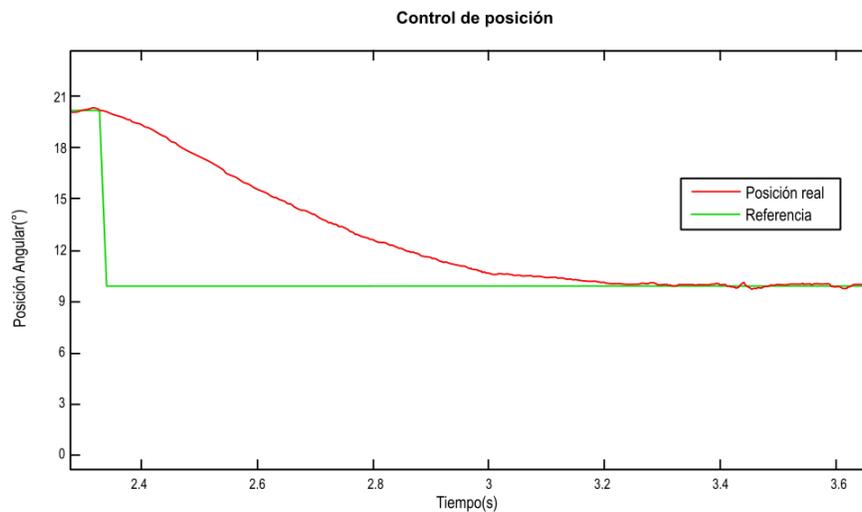


Figura 5-4: Proceso de enfriamiento. Recuperación de forma durante la transformación martensítica.

Capítulo 6

Conclusiones y trabajos futuros

6.1. Conclusiones generales

El propósito central de esta sección es examinar la factibilidad de desarrollar un actuador utilizando una aleación SMA, como una opción alternativa a los sistemas convencionales. Se pretende que el prototipo construido sirva como base para llevar a cabo una investigación más detallada del nuevo sistema y resolver las restricciones actuales.

Tras realizar una revisión del estado actual de los sistemas de actuación, se ha observado que hasta el momento se han llevado a cabo pocas investigaciones acerca de los materiales SMA, y en particular se han desarrollado muy pocos prototipos de actuadores que utilicen esta tecnología. Los pocos estudios existentes son bastante rudimentarios, y sólo un experimento ha implementado un sistema en lazo cerrado de forma experimental. A pesar de que existen diversas soluciones o propuestas teóricas para reducir el largo tiempo de enfriamiento de la aleación, no se han obtenido resultados satisfactorios mediante pruebas con un prototipo real. Esto indica la necesidad de seguir investigando y mejorando los sistemas de actuación basados en materiales SMA para lograr desarrollar prototipos viables y efectivos que puedan competir con los sistemas convencionales.

El desarrollo del prototipo que se ha llevado a cabo es esencial por varios motivos, ya que sirve como un banco de pruebas para investigar esta tecnología. Inicialmente, se diseñó y simuló por ordenador cada subsistema, y después de comprobar el funcionamiento de cada una de las partes, se montó el sistema completo y se realizaron los ajustes necesarios para lograr el correcto funcionamiento del actuador. Se llevaron a cabo pruebas de control utilizando un regulador proporcional, el cual fue suficiente para obtener una respuesta rápida, con poco exceso de oscilación y un error relativamente bajo en condiciones de poca carga en el

eje. Aunque se trata del primer prototipo, se obtuvieron resultados satisfactorios, lo que es un buen punto de partida para seguir investigando y mejorando los sistemas de actuación basados en materiales SMA.

Durante el proceso de diseño e implementación del sistema se han identificado diversos problemas. En cuanto al diseño electrónico, se encontró que ampliar el circuito para la conmutación de un mayor número de músculos resultó difícil debido a la complejidad que conlleva. Además, se encontró que era difícil encontrar un sensor de giro preciso, de dimensiones reducidas y con bajo rozamiento disponible en el mercado, lo que llevó a optar por una solución con un potenciómetro.

En relación al control del sistema, se encontró que se necesita una señal de control en forma de picos de corriente para lograr un tiempo de respuesta bajo. Sin embargo, utilizar esta solución conlleva un riesgo importante de dañar el cable de nitinol. Otra solución posible es utilizar un algoritmo de estimación de la temperatura. Estos son problemas importantes que deberán ser abordados en futuras investigaciones para lograr el desarrollo de sistemas de actuación basados en materiales SMA más efectivos y fiables.

Sólo si se encuentran soluciones sencillas a estas limitaciones, que no aumenten la complejidad del sistema en exceso, se puede decir que los SMA representan una verdadera alternativa como actuador.

6.2. Trabajos futuros

Es fundamental llevar a cabo un estudio térmico para comprender el comportamiento de la aleación de nitinol en el sistema. El flujo de calor por convección con el aire del ambiente resulta insuficiente, por lo que se hace imprescindible encontrar soluciones para aumentar este flujo y reducir el tiempo de enfriamiento. Algunas opciones que pueden ser viables son las siguientes:

- Incorporar materiales de alta conductividad térmica en la estructura del actuador o sistemas de enfriamiento activo, como circuitos de refrigeración, para extraer el calor de la aleación de manera efectiva.
- Utilizar pulsos de corriente eléctrica con alta intensidad para calentar rápidamente la aleación SMA y acelerar el proceso de cambio de fase, aunque esto puede generar problemas como el calentamiento excesivo y la fatiga del material.

- Diseñar una estructura con una geometría adecuada que facilite la transferencia de calor entre el actuador y el medio ambiente.
- Emplear varios cables de nitinol de menor diámetro en paralelo para conseguir un desplazamiento por deformación y fuerza equivalentes a los de un cable de mayor diámetro, lo que reduce el tiempo de enfriamiento para cada uno de los cables.
- Integrar una celda Peltier en el sistema para aumentar el flujo de calor evacuado y posiblemente añadir un ventilador para conseguir una convección forzada.

El objetivo principal de la propuesta es crear una nueva placa de control electrónica más pequeña y con elementos de soldadura superficial para reducir su costo de producción y mejorar su integración en el dispositivo final. Además, se ha considerado la necesidad de aumentar el número de músculos a controlar y se han simulado circuitos para la conmutación de 4, 6 y 8 cables de nitinol. Se ha identificado una limitación entre el tamaño de los disipadores y el de la placa, por lo que se sugiere realizar un estudio térmico de los componentes para garantizar que el funcionamiento se realice en condiciones inferiores a las nominales.

Capítulo 7

Anexos

7.1. Software Utilizado

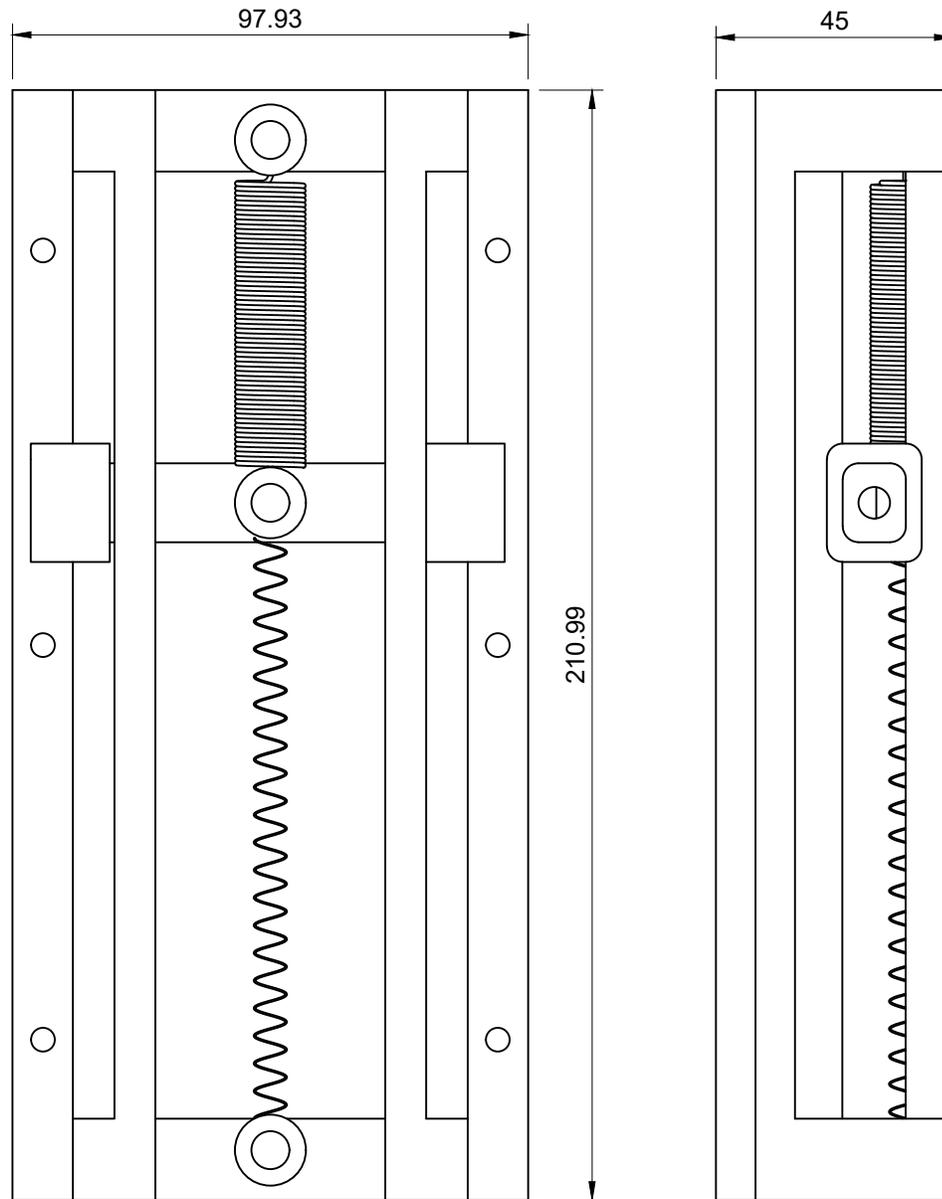
- Arduino IDE.
- Fusion 360.
- Matlab.
- Tracker.
- Ultimaker Cura.
- Proteus 8 professional.
- Eagle.

7.3. Presupuesto investigación

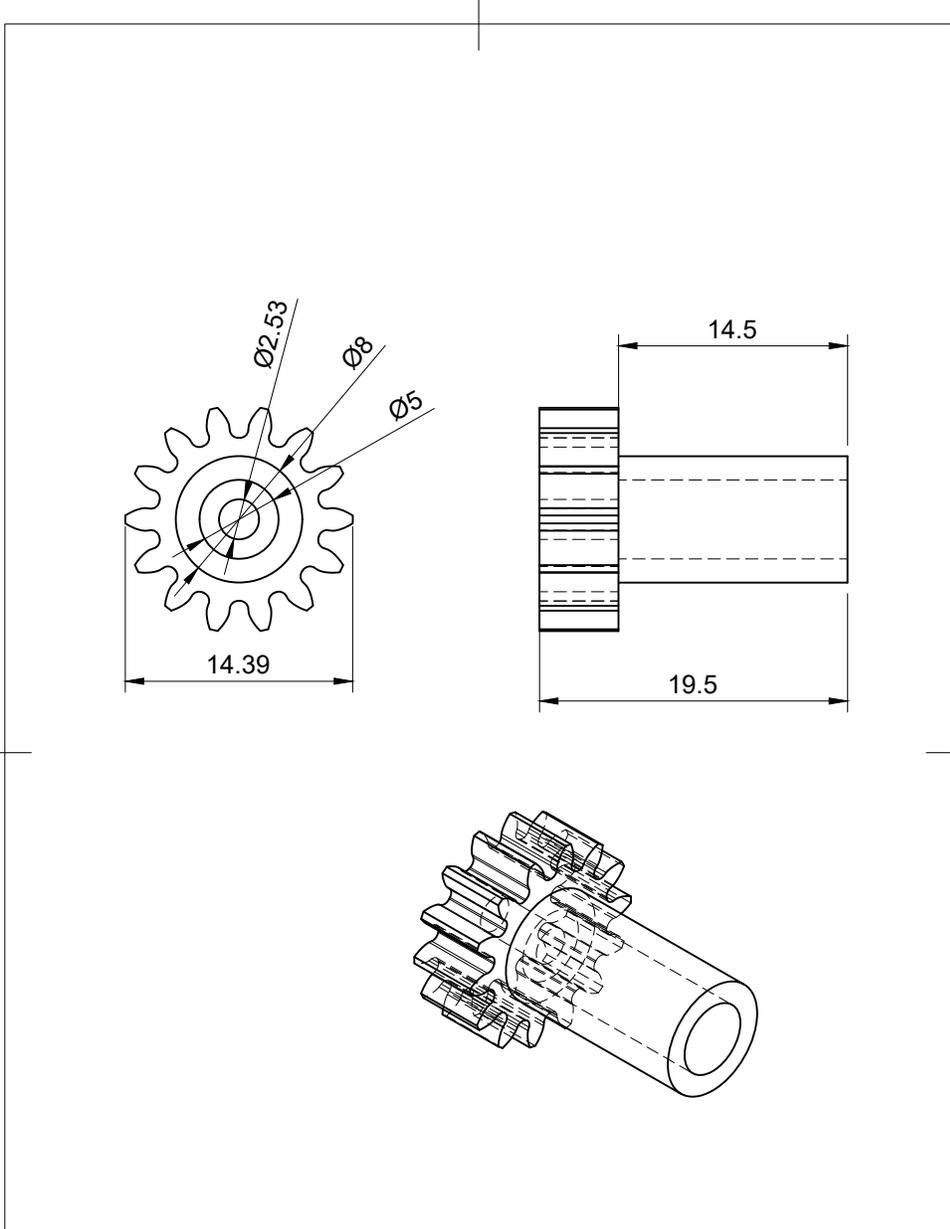
Duración del Proyecto: Octubre 2021 - Febrero 2023

	Cantidad	Precio por unidad (dolar)	SubTotal	Total
Coste de material				\$ 149.40
Flexinol				\$ 86.04
Carrete de 5m 0.375 LT	1	\$ 86.04	\$ 86.04	
Estructura				\$ 23.1
Piñon en PLA	1	\$ 1.5	\$ 1.5	
Cremallera en PLA	2	\$ 1.5	\$ 3	
Base soporte en PLA	1	\$ 4.5	\$ 4.5	
Tapa en PLA	1	\$ 2.5	\$ 2.5	
Estructura en PLA	1	\$ 6	\$ 6	
Barra de fibra de carbono 1m	1	\$ 3	\$ 3	
Resortes	2	\$ 0.55	\$ 1.10	
Indicador en PLA	1	\$ 1.5	\$ 1.5	
HARDWARE				\$ 40.26
Arduino MEGA AT2560	1	\$ 16.13	\$ 16.13	
PCB Planta de control	1	\$ 12.91	\$ 12.91	
Resistencia 1/4 W	10	\$ 0.022	\$ 0.22	
Resistencia 5W	2	\$ 0.90	\$ 1.80	
Bornera 3 Pines	2	\$ 0.15	\$ 0.30	
Bornera 2 Pines	1	\$ 0.11	\$ 0.11	
Base circuito integrado 8 Pines	2	\$ 0.043	\$ 0.086	
Capacitor Poliester	2	\$ 0.77	\$ 1.54	
Transistor IRF640	2	\$ 1.14	\$ 2.28	
Transistor TIP122	2	\$ 0.93	\$ 1.86	
Transistor TIP127	2	\$ 1.05	\$ 2.10	
Amplificador TL081	2	\$ 0.41	\$ 0.82	
Reostato 100K	1	\$ 0.10	\$ 0.10	

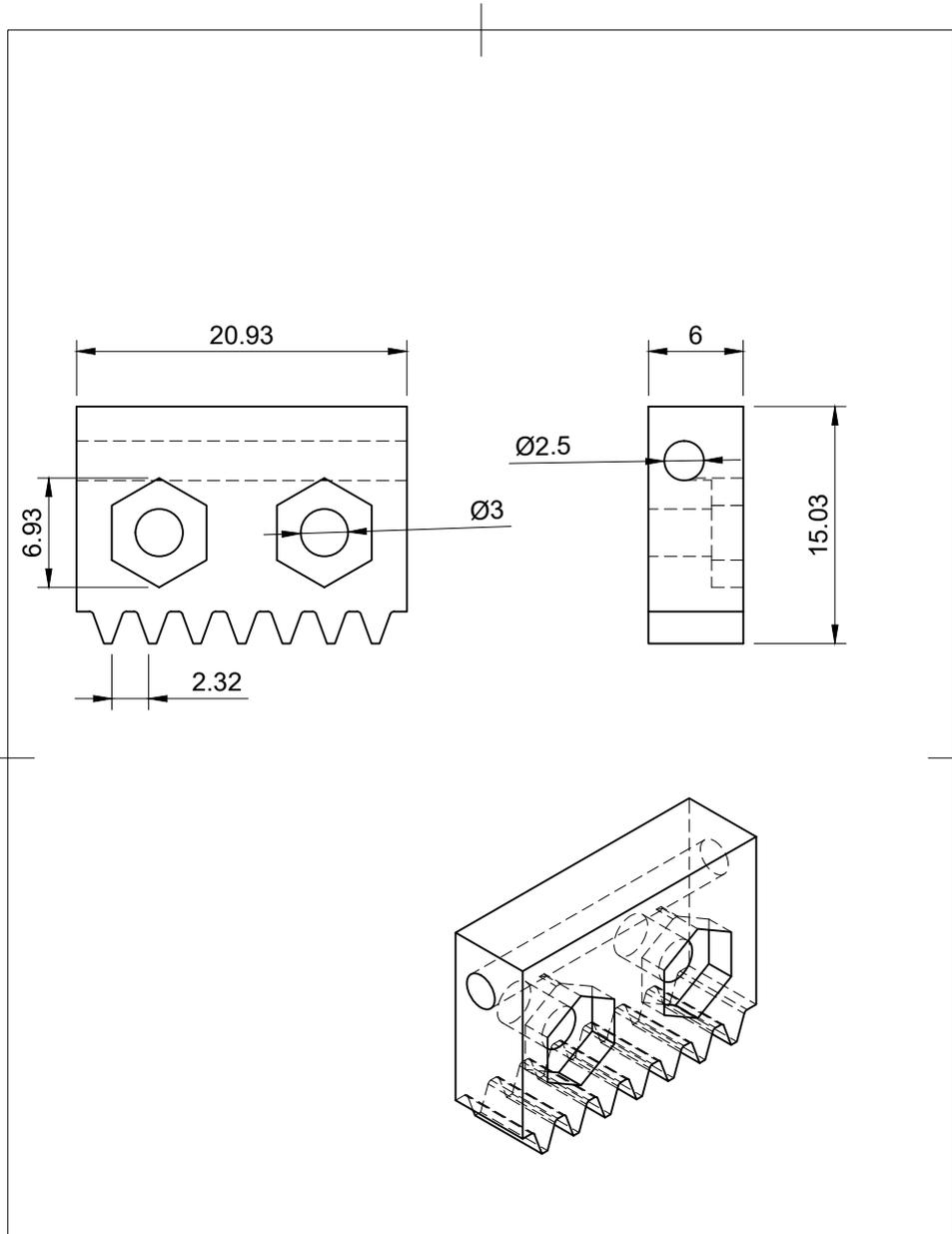
7.4. Estructura



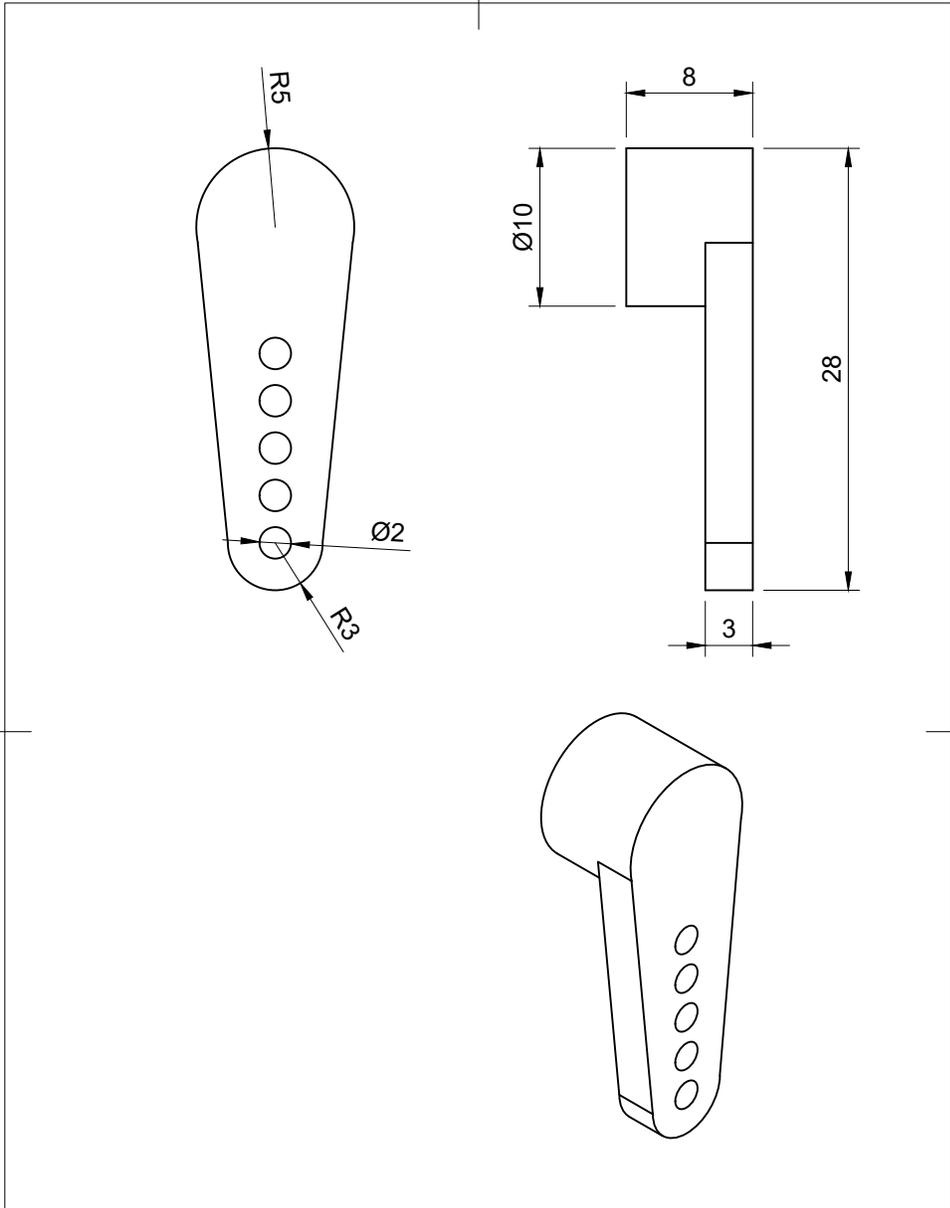
Dept.	Technical reference	Created by Santiago Alejandro Zuñiga Melo 22/01/2023	Approved by
		Document type	Document status
		Title Base para caracterización	DWG No.
		Rev.	Date of issue
			Sheet 1/1



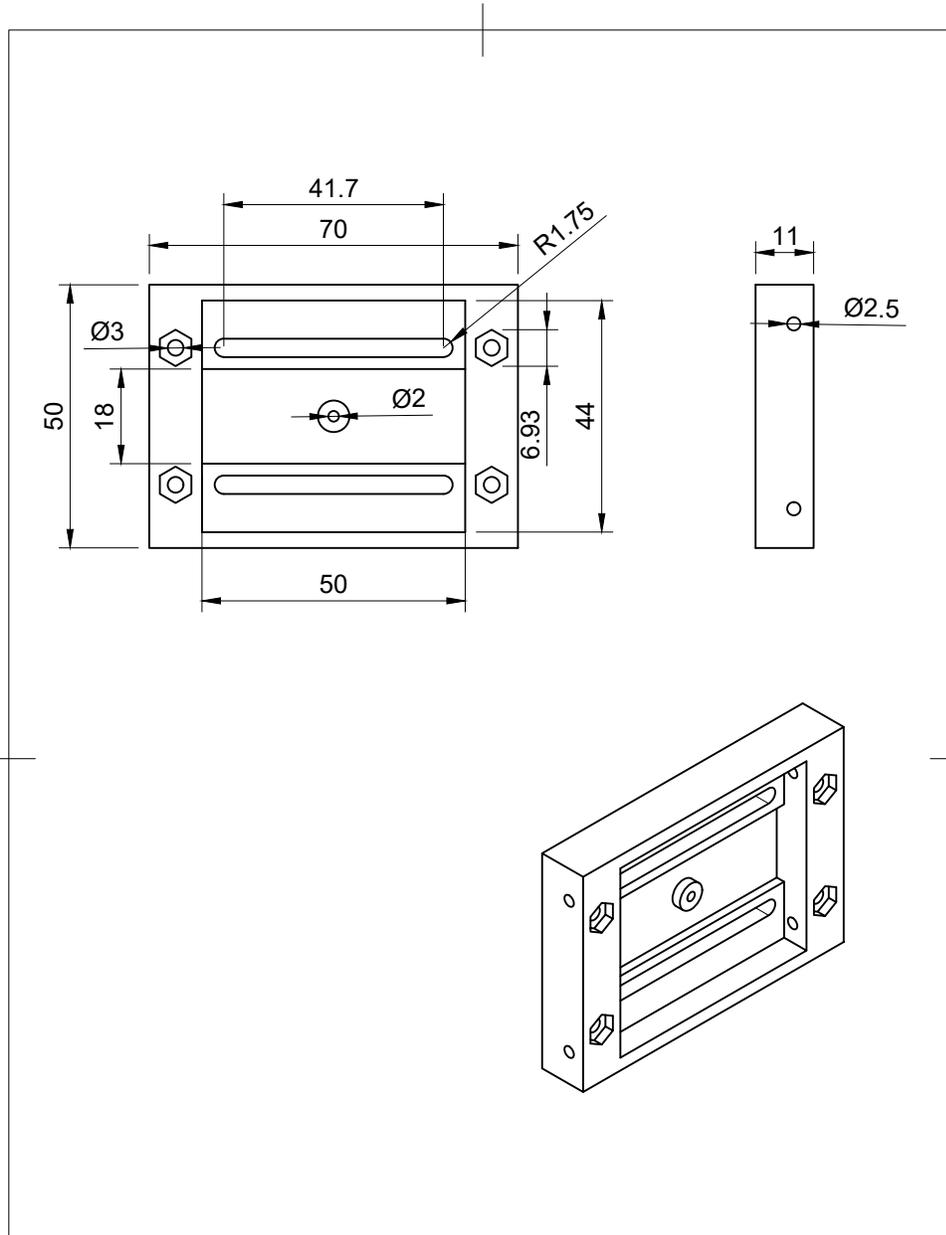
Dept.	Technical reference	Created by Santiago Alejandro Zuriga Melo 22/02/2023	Approved by
		Document type	Document status
		Title Piñón	DWG No.
		Rev.	Date of issue
			Sheet 1/1



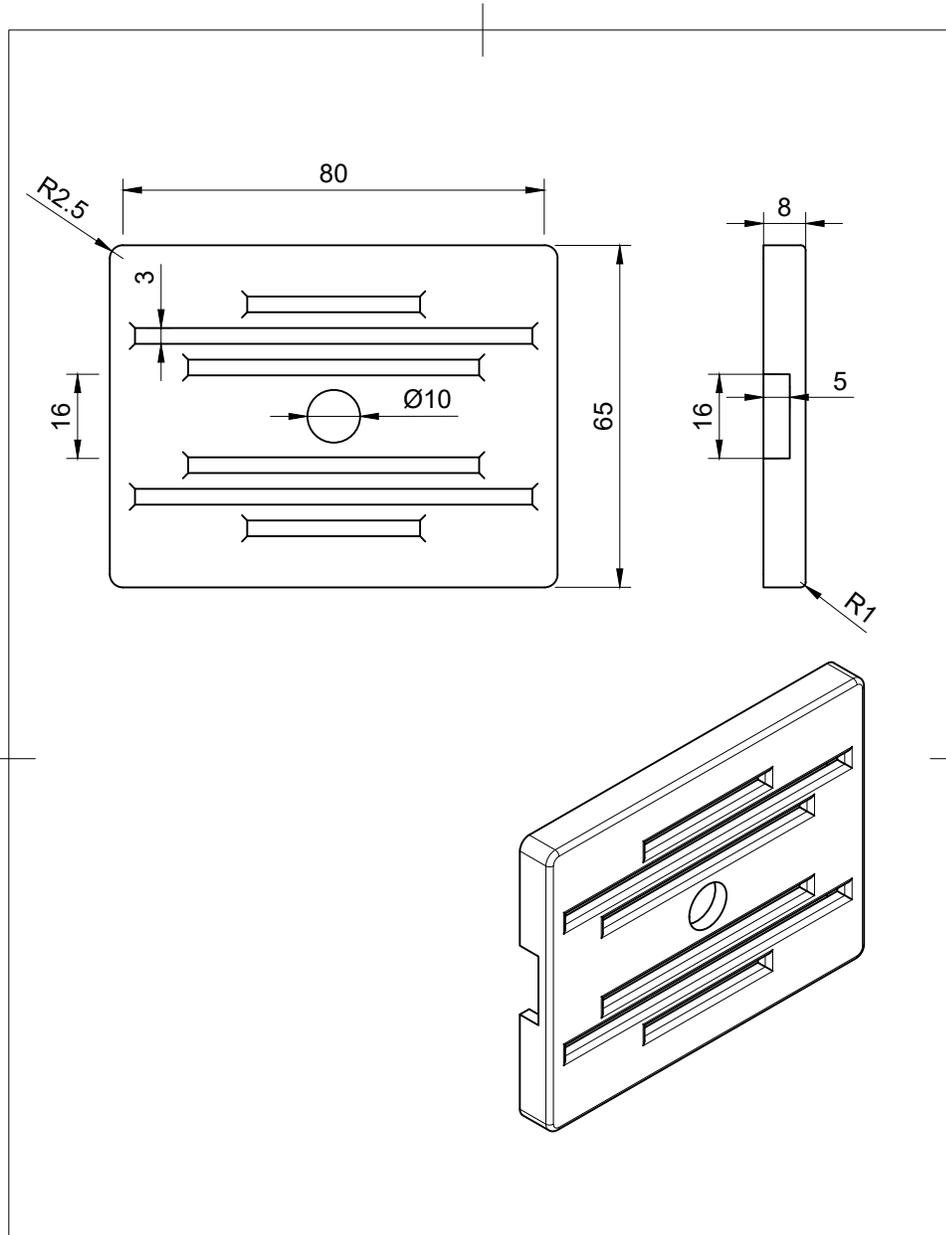
Dept.	Technical reference	Created by Santiago Alejandro Zuriga Melo 22/02/2023	Approved by
		Document type	Document status
		Title Cremallera	DWG No.
		Rev.	Date of issue
			Sheet 1/1



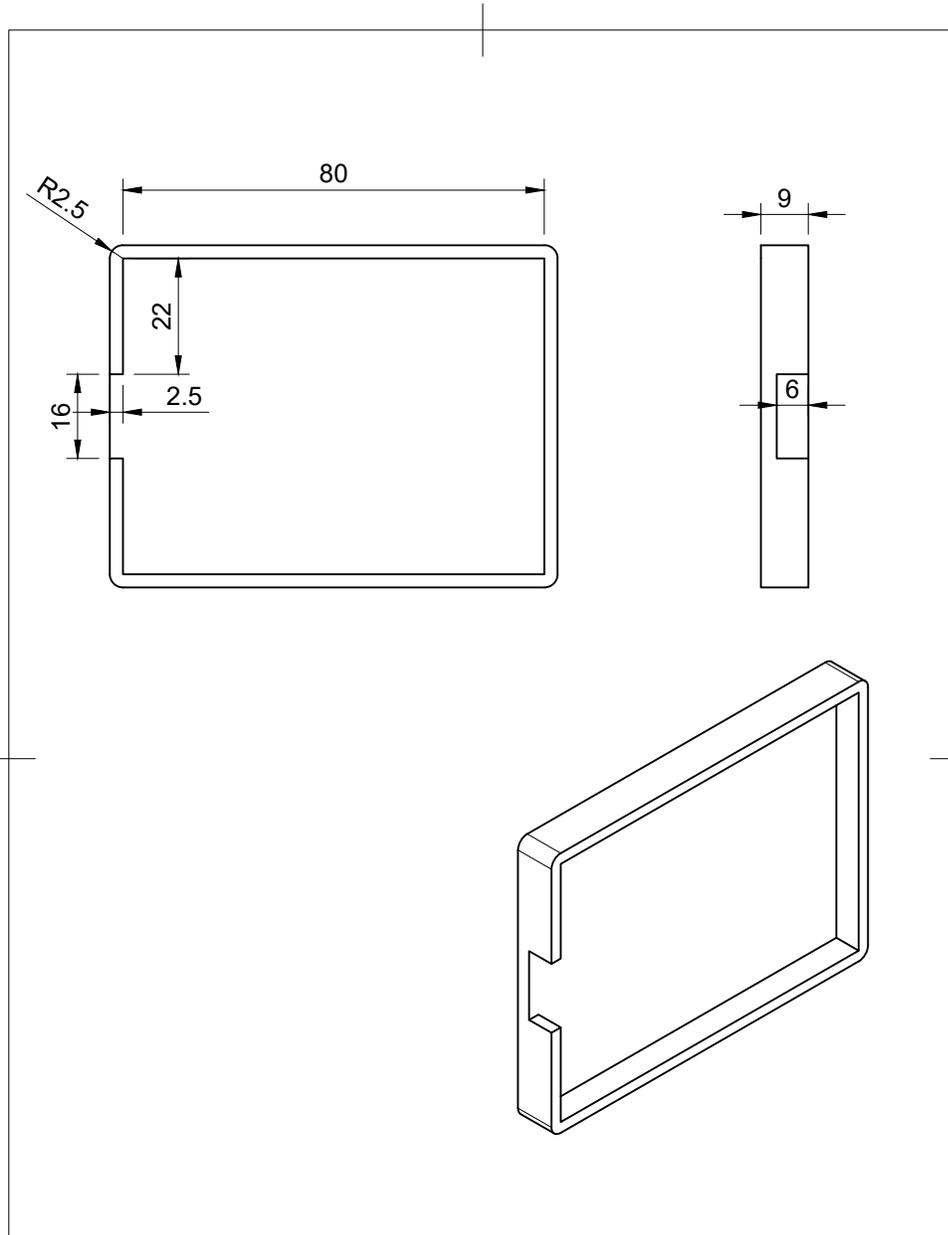
Dept.	Technical reference	Created by Santiago Alejandro Zuriga Melo 22/02/2023	Approved by
		Document type	Document status
		Title Indicador	DWG No.
		Rev.	Date of issue
		Sheet 1/1	



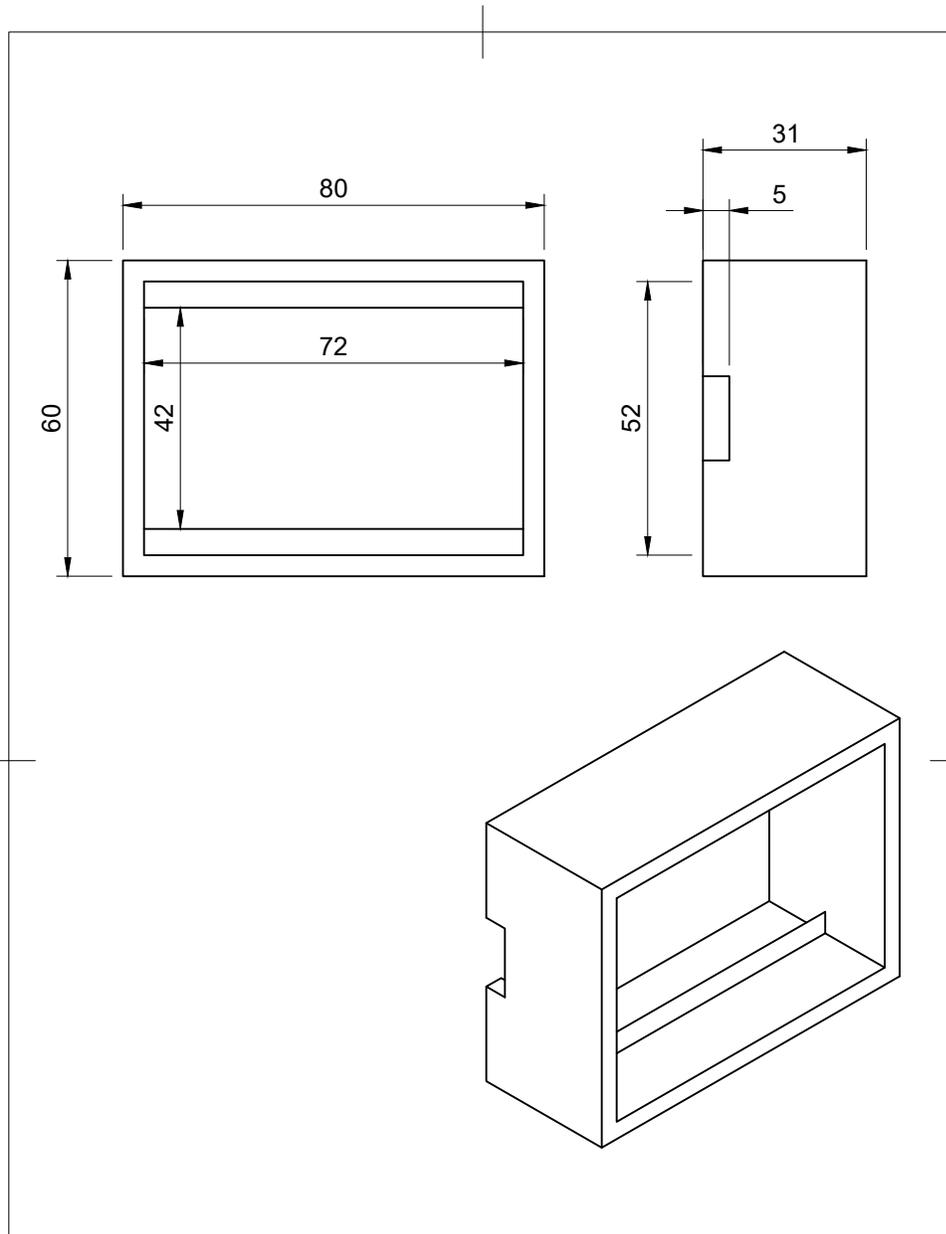
Dept.	Technical reference	Created by Santiago Alejandro Zuriga Melo 22/02/2023	Approved by
		Document type	Document status
		Title Base	DWG No.
		Rev.	Date of issue
			Sheet 1/1



Dept.	Technical reference	Created by Santiago Alejandro Zuriga Melo 22/02/2023	Approved by
		Document type	Document status
		Title Tapa Superior	DWG No.
		Rev.	Date of issue
			Sheet 1/1



Dept.	Technical reference	Created by Santiago Alejandro Zuriga Melo 22/02/2023	Approved by
		Document type	Document status
		Title Tapa Inferior	DWG No.
		Rev.	Date of issue
			Sheet 1/1



Dept.	Technical reference	Created by Santiago Alejandro Zuriga Melo 22/02/2023	Approved by
		Document type	Document status
		Title Protector	DWG No.
		Rev.	Date of issue
		Sheet	1/1

7.5. Codigo en C++ programa Arduino

```

// Definir las constantes de configuraci|'on de las salidas PWM
const int outputPin1 = 9; // Pin de la primera salida PWM
const int outputPin2 = 10; // Pin de la segunda salida PWM
const int frequency = 5000; // Frecuencia base de las salidas PWM en Hz
const int resolution = 8; // Resoluci|'on de las salidas PWM en bits

// Definir las constantes del control PID
float kp = 1; // Constante proporcional del control PID
float ki = 0.1; // Constante integral del control PID
float kd = 0.01; // Constante derivativa del control PID
int sampleTime = 10; // Tiempo de muestreo en milisegundos

// Definir las variables del control PID
int potValue; // Valor le|'ido del potenci|'ometro
int setpoint1 = 0; // Valor de referencia para la frecuencia de la primera
    salida PWM
int setpoint2 = 265; // Valor de referencia para la frecuencia de la segunda
    salida PWM
int output1; // Valor actual de la frecuencia de la primera salida PWM
int output2; // Valor actual de la frecuencia de la segunda salida PWM
int error1; // Error entre el valor de referencia y el valor actual de la
    primera salida PWM
int error2; // Error entre el valor de referencia y el valor actual de la
    segunda salida PWM
float integrall1, integral2; // Variable para la integraci|'on del error en el
    control PID
int lastError1, lastError2; // Variable para el c|'alculo de la derivada en el
    control PID
unsigned long lastTime; // Tiempo del |'ultimo muestreo

void setup() {
    // Configurar las salidas PWM
    pinMode(outputPin1, OUTPUT);
    pinMode(outputPin2, OUTPUT);
    TCCR1A = _BV(COM1A1) | _BV(COM1B1) | _BV(WGM10); // Modo Fast PWM en las
        salidas 9 y 10
    TCCR1B = _BV(WGM12) | _BV(CS10); // Configuraci|'on de la frecuencia base y
        la resoluci|'on
    ICR1 = F_CPU / (frequency * 2 * resolution); // C|'alculo del valor de
        comparaci|'on del contador
    Serial.begin(115200);

```

```

}

void loop() {
    // Leer el valor del potenci|'ometro
    potValue = analogRead(A0);
    // Convertir el valor del potenci|'ometro a la escala de frecuencia deseada
    setpoint1 = map(potValue, 0, 1023, 1000, 265);
    setpoint2 = map(potValue, 0, 1023, 2000, 265);
    // Calcular el tiempo transcurrido desde el |'ultimo muestreo
    unsigned long now = millis();
    int timeChange = (now - lastTime);
    // Si ha pasado el tiempo de muestreo, realizar un nuevo c|'alculo del
    // control PID
    if (timeChange >= sampleTime) {
        // Leer el valor actual de las salidas PWM
        output1 = OCR1A;
        output2 = OCR1B;
        // Calcular el error entre el valor de referencia y el valor actual de las
        // salidas PWM
        error1 = setpoint1 - output1;
        error2 = setpoint2 - output2;
        // Calcular la parte proporcional del control PID
        float proportional1 = kp * error1;
        float proportional2 = kp * error2;
        // Calcular la parte integral del control PID
        integral1 += ki * error1 * timeChange;
        integral2 += ki * error2 * timeChange;
        // Limitar la integral para evitar el fen|'omeno del windup
        if (integral1 > 255) {
            integral1 = 255;
        } else if (integral1 < -255) {
            integral1 = -255;
        }
        if (integral2 > 255) {
            integral2 = 255;
        } else if (integral2 < -255) {
            integral2 = -255;
        }
        // Calcular la parte derivativa del control PID
        float derivative1 = kd * (error1 - lastError1) / timeChange;
        float derivative2 = kd * (error2 - lastError2) / timeChange;
        // Calcular el valor de salida del control PID
        float outputPID1 = proportional1 + integral1 - derivative1;
    }
}

```

```
float outputPID2 = proportional2 + integral2 - derivative2;
// Limitar el valor de salida para evitar valores fuera del rango de la
  salida PWM
if (outputPID1 > 255) {
  outputPID1 = 255;
} else if (outputPID1 < 0) {
  outputPID1 = 0;
}
if (outputPID2 > 255) {
  outputPID2 = 255;
} else if (outputPID2 < 0) {
  outputPID2 = 0;
}
// Actualizar el valor de las salidas PWM con el valor calculado por el
  control PID
OCR1A = outputPID1;
OCR1B = outputPID2;
// Guardar el error actual como |'ultimo error para el c|'alculo de la
  derivada en el siguiente muestreo
lastError1 = error1;
lastError2 = error2;
// Guardar el tiempo actual como |'ultimo tiempo de muestreo para el c|'
  alculo del tiempo transcurrido en el siguiente muestreo
lastTime = now;
}
}
```

7.6. Programa en Matlab

```

1      clear all;
2      clc;
3
4      \ % Definir las constantes del control PID
5      Kp = 1; \ % Constante proporcional del control PID
6      Ki = 0.1; \ % Constante integral del control PID
7      Kd = 0.01; \ % Constante derivativa del control PID
8
9      \ % Definir las variables del control PID
10     potValue = 0; \ % Valor leido del potenciometro
11     setpoint1 = 0; \ % Valor de referencia para la frecuencia de la primera
        salida PWM
12     setpoint2 = 265; \ % Valor de referencia para la frecuencia de la
        segunda salida PWM
13     output1 = 0; \ % Valor actual de la frecuencia de la primera salida PWM
14     output2 = 0; \ % Valor actual de la frecuencia de la segunda salida PWM
15     error1 = 0; \ % Error entre el valor de referencia y el valor actual de
        la primera salida PWM
16     error2 = 0; \ % Error entre el valor de referencia y el valor actual de
        la segunda salida PWM
17     integral1 = 0; \ % Variable para la integracion del error en el
        control PID
18     integral2 = 0; \ % Variable para la integracion del error en el
        control PID
19     lastError1 = 0; \ % Variable para el calculo de la derivada en el
        control PID
20     lastError2 = 0; \ % Variable para el calculo de la derivada en el
        control PID
21     lastTime = 0; \ % Tiempo del ultimo muestreo
22
23     \ % Establecer la comunicacion serial con Arduino
24     s = serial('COM3', 'BaudRate', 115200); \ % Cambiar 'COM3' por el
        puerto serie correspondiente
25     fopen(s);
26
27     \ % Realizar el bucle de control PID
28     while true
29         \ % Leer el valor del potenciometro desde Arduino
30         potValue = fscanf(s, '%d');
31

```

```

32  \ % Convertir el valor del potenci|'ometro a la escala de frecuencia
      deseada
33  setpoint1 = map(potValue, 0, 1023, 1000, 265);
34  setpoint2 = map(potValue, 0, 1023, 2000, 265);
35
36  \ % Calcular el tiempo transcurrido desde el |'ultimo muestreo
37  now = millis();
38  timeChange = (now - lastTime);
39
40  \ % Si ha pasado el tiempo de muestreo, realizar un nuevo c|'alculo del
      control PID
41  if (timeChange >= sampleTime)
42      \ % Leer el valor actual de las salidas PWM desde Arduino
43      [output1, output2] = fscanf(s, '\%d_\%d');
44
45      \ % Calcular el error entre el valor de referencia y el valor actual de
          las salidas PWM
46      error1 = setpoint1 - output1;
47      error2 = setpoint2 - output2;
48
49      \ % Calcular la variable de la integral del error en el control PID
50      integral1 = integral1 + (error1 * sampleTime);
51      integral2 = integral2 + (error2 * sampleTime);
52
53      \ % Calcular la variable de la derivada del error en el control PID
54      derivative1 = (error1 - lastError1) / sampleTime;
55      derivative2 = (error2 - lastError2) / sampleTime;
56
57      \ % Calcular la se|~nal de control del PID
58      u1 = (Kp * error1) + (Ki * integral1) + (Kd * derivative1);
59      u2 = (Kp * error2) + (Ki * integral2) + (Kd * derivative2);
60      \ % Limitar la se|~nal de control del PID a un rango seguro
61  if (u1 > 255)
62      u1 = 255;
63  elseif (u1 < 0)
64      u1 = 0;
65  end
66
67  if (u2 > 255)
68      u2 = 255;
69  elseif (u2 < 0)
70      u2 = 0;
71  end

```

```
72
73  \ % Enviar la se~nal de control del PID a Arduino
74  fprintf(s, '\ %d_\ %d', u1, u2);
75
76  \ % Actualizar las variables para el siguiente c~culo del control PID
77  lastError1 = error1;
78  lastError2 = error2;
79  lastTime = now;
80      end
81      end
82
83  \ % Cerrar la comunicaci~on serial con Arduino
84  fclose(s);
```

7.7. Datasheet componentes



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Technical Characteristics of



Actuator Wires

Flexinol® Actuator Wires are small diameter wires which contract like muscles when electrically driven. Smaller than motors or solenoids, cheaper and generally easier to use, these wires perform physical movement across an extremely wide variety of applications.

Table of Contents

Physical Properties Summary	2
Introduction	3
Section 1. Movement	4
Section 2. Electrical Guidelines	6
Section 3. Cycle Time	7
Section 4. Miscellaneous	9
Section 5. Underlying Technology	11

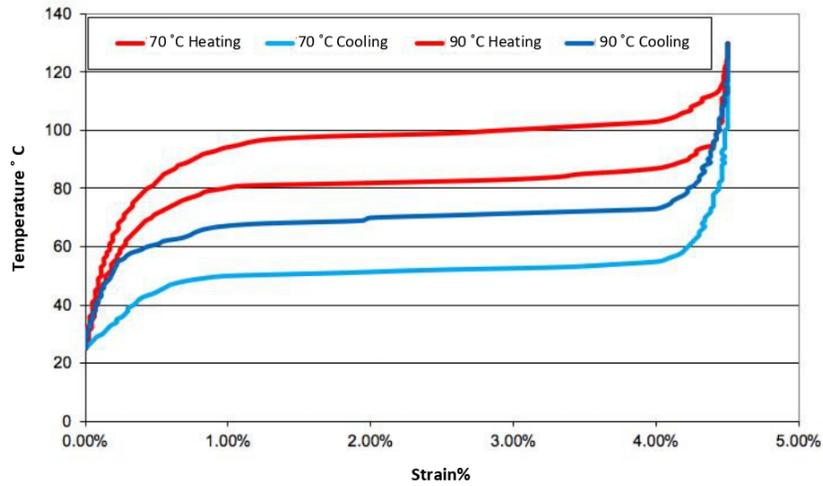


DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

NICKEL - TITANIUM ALLOY PHYSICAL PROPERTIES

1. Density	0.235 lb/in ³ (6.45 g/cm ³)
2. Specific Heat	0.20 BTU/lb * °F (0.2 cal/g * °C)
3. Melting Point	2370 °F (1300 °C)
4. Latent Heat of Transformation	10.4 BTU/lb (5.78 cal/g)
5. Thermal Conductivity	10.4 BTU/hr * ft * °F (0.18 W/cm * °C)
6. Thermal Expansion Coefficient	
Martensite	3.67x10 ⁻⁶ /°F (6.6x10 ⁻⁶ /°C)
Austenite	6.11x10 ⁻⁶ /°F (11.0x 10 ⁻⁶ /°C)
7. Poisson Ratio	0.33
8. Electrical Resistivity (approx.)	
Martensite:	32 micro-ohms * in (80 micro-ohms * cm)
Austenite:	39 micro-ohms * in (100 micro-ohms * cm)

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>



Typical Temperature vs. Strain Characteristics for Dynalloy's standard 158°F (70°C) "LT" and 194°F (90°C) "HT" Austenite start temperature alloys, at 172 MPa

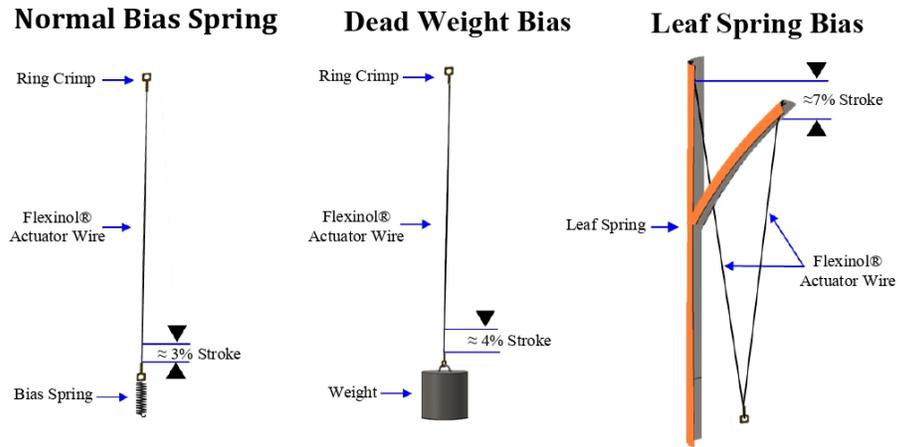


DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 1. Movement

The movement or stroke of Flexinol® actuator wire is measured as a percentage of the length of the wire being used and is determined, in part, by the level of stress one uses to reset the wire, or to stretch it in its low temperature phase. This opposing force, used to stretch the wire, is called the bias force. In most applications, the bias force is exerted on the wire constantly, and on each cycle as the wire cools, this force elongates it. If no force is exerted as the wire cools, very little deformation or stretch occurs in the cool, room temperature state and correspondingly very little contraction occurs upon heating. Up to a point the higher the load the higher the stroke. The strength of the wire, its pulling force and the bias force needed to stretch the wire back out are a function of the wire size or cross sectional area and can be measured in pounds per square inch or “psi”. If a load of 5,000 psi (34.5 MPa) is maintained during cooling, then about 3% memory strain will be obtained. At 10,000 psi (69 MPa), about 4% results, and with 15,000 psi (103 MPa) and above, nearly 5% is obtained. However, there is a limit to how much stress can be applied.

Far more important to stroke is how the wire is physically attached and made to operate. Dynamics in applied stress and leverage also vary how much the actuator wires move. While normal bias springs that increase their force as the Flexinol® actuators contract have only 3-4% stroke, reverse bias forces which decrease as the actuator wires contract can readily allow the wire to flex up to 7%. Mechanics of the device in which it is used can convert this small stroke into movements over 100% of the wires' length and at the same time provide a reverse bias force. The stress or force exerted by Flexinol® actuator wires is sufficient to be leveraged into significant movement and still be quite strong. Some basic structures, their percent of movement, and the approximate available force they offer in different wire sizes are as follows:



1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>

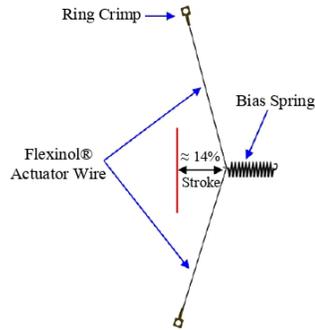
F1140RevJ



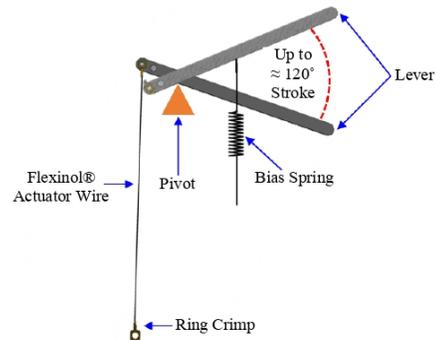
DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

1562 Reynolds Avenue, Irvine, California 92614 USA 714-436-1206 714-436-0511 fax <http://www.dynalloy.com>

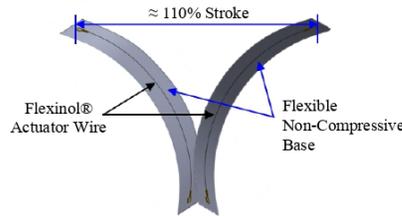
Right Angle Pull



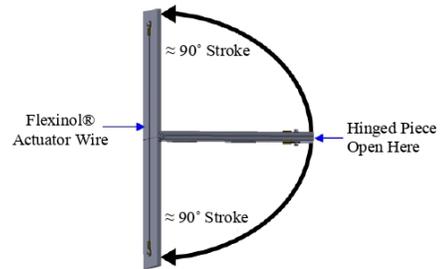
Simple Lever



Adjusting Curvature



Clam Shell



Stroke and Available Force Table

	Approx. Stroke	0.003" Wire (0.076 mm)	0.006" Wire (0.15 mm)	0.010" Wire (0.25 mm)
Normal Bias Spring	3%	0.18 lb (80 g)	0.73 lb (330 g)	2.05 lb (930 g)
Dead Weight Bias	4%	0.18 lb (80 g)	0.73 lb (330 g)	2.05 lb (930 g)
Leaf Spring Bias	7%	0.18 lb (80 g)	0.73 lb (330 g)	2.05 lb (930 g)
Right Angle Pull	14%	0.04 lb (20 g)	0.18 lb (83 g)	0.51 lb (232 g)
Simple Lever (6:1 ex)	30%	0.024lb (11 g)	0.10 lb (47 g)	0.29 lb (133 g)
Adjusting Curvature	110%	0.006 lb (3 g)	0.026 lb (12 g)	0.075 lb (34 g)
Clam Shell	100%	0.007 lb (3.2 g)	0.028 lb (13 g)	0.082 lb (37 g)



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 2. Electrical Guidelines

If Flexinol® actuator wire is used in the appropriate conditions, then obtaining repeatable motion from the wire for tens of millions of cycles is reasonable. If higher stresses or strains are imposed, then the memory strain is likely to slowly decrease and good motion may be obtained for only hundreds or a few thousands of cycles. The permanent deformation that occurs in the wire during cycling is heavily a function of the stress imposed and the temperature under which the actuator wire is operating. Flexinol® wire has been specially processed to minimize this straining, but if the stress is too great or the temperature too high, some permanent strain will occur. Since temperature is directly related to current density passing through the wire, care should be taken to heat, but not overheat, the actuator wire. The following charts give rough guidelines as to how much current and force to expect with various wire sizes.

Diameter Size inches (mm)	Resistance ohms/inch (ohms/meter)	Pull Force* pounds (grams)	Cooling Deformation Force* pounds (grams)	Approximate** Current for 1 Second Contraction (mA)	Cooling Time 158°F, 70°C "LT" Wire *** (seconds)	Cooling Time 194°F, 90°C "HT" Wire *** (seconds)
0.001 (0.025)	36.2 (1425)	0.02 (8.9)	0.008 (3.6)	45	0.18	0.15
0.0015 (0.038)	22.6 (890)	0.04 (20)	0.016 (8)	55	0.24	0.20
0.002 (0.050)	12.7 (500)	0.08 (36)	0.032 (14)	85	0.4	0.3
0.003 (0.076)	5.9 (232)	0.18 (80)	0.07 (32)	150	0.8	0.7
0.004 (0.10)	3.2 (126)	0.31 (143)	0.12 (57)	200	1.1	0.9
0.005, (0.13)	1.9 (75)	0.49 (223)	0.20 (89)	320	1.6	1.4
0.006 (0.15)	1.4 (55)	0.71 (321)	0.28 (128)	410	2.0	1.7
0.008 (0.20)	0.74 (29)	1.26 (570)	0.50 (228)	660	3.2	2.7
0.010 (0.25)	0.47 (18.5)	1.96 (891)	0.78 (356)	1050	5.4	4.5
0.012 (0.31)	0.31 (12.2)	2.83 (1280)	1.13 (512)	1500	8.1	6.8
0.015 (0.38)	0.21 (8.3)	4.42 (2004)	1.77 (802)	2250	10.5	8.8
0.020 (0.51)	0.11 (4.3)	7.85 (3560)	3.14 (1424)	4000	16.8	14.0

* The Heating pull force is based on 25,000 psi (172 MPa), which for many applications is the maximum safe stress for the wire. However, many applications use higher and lower stress levels. This depends on the specific conditions of a given design. The cooling deformation force is based on 10,000 psi (70 MPa), which is a good starting point in a design. Nonetheless, this value can also vary depending on how the material is used.

** The contraction time is directly related to current input. The figures used here are only approximate since room temperatures, air currents, and heat sinking of specific devices vary. On small diameter wires (<= 0.006" diameter) currents that heat the wire in 1 second can typically be left on without over-heating it.

*** Approximate cooling time, at room temperature in static air, using a vertical wire. The last 0.5% of deformation is not used in these approximations.



DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

Section 3. Cycle Time

The contraction of the Flexinol® actuator wire is due solely to heating and the relaxation solely to cooling. Both contraction and relaxation are virtually instantaneous with the temperature of the wire. As a result mechanical cycle speed is dependent on and directly related to temperature changes. Applying high currents for short periods of time can quickly heat the wire. It can be heated so fast in fact that the limiting factor is not the rate at which heating can occur but rather the stress created by such rapid movement. If the wire is made to contract too fast with a load, the inertia of the load can cause over stress to the wire. To perform high speed contractions inertia must be held low and the current applied in short high bursts. Naturally, current which will heat the wire from room temperature to over 212 °F (100 °C) in 1 millisecond, will also heat it much hotter if left on for any length of time.

While each device has quite different heat sinking and heating requirements, a simple rule of thumb test can be used to prevent overheating. Measuring the actual internal temperature of the wire across such short time periods is somewhat problematic, however, one can tell if the actuator wire is overheated simply by observing if the wire immediately begins to cool and relax when the current is shut off or not. If it does not begin to relax and elongate under a small load promptly, when the power is cut, then the wire has been needlessly overheated and could easily be damaged. Simple visual observation is all that is needed to design measured heating circuitry.

Flexinol® actuator wire has a high resistance compared to copper and other conductive materials but is still conductive enough to carry current easily. In fact one can immerse the wire in regular tap water and enough current will readily flow through it to heat it. All of the conventional rules for electrical heating apply to the wire, except that its resistance goes down as it is heated through its transformation temperature and contracts. This is contrary to the general rule of increased resistance with increased temperature. Part of this drop in resistance is due to the shortened wire, and part is due to the fact that the wire gets thicker as it shortens, roughly maintaining its same three-dimensional volume. It makes no difference to the wire whether alternating current, direct current, or pulse width modulated current is used.

Again relaxation time is the same as cooling time. Cooling is greatly affected by heat sinking and design features. The simplest way to improve the speed of cooling is to use smaller diameter wire. The smaller the diameter the more surface to mass the wire has and the faster it can cool. Additional wire, even multiple strands in parallel, can be used in order to exert whatever force is needed. The next factor in improving the relaxation or cooling time is to use higher temperature wire. This wire contracts and relaxes at higher temperatures. Accordingly the temperature differential between ambient or room temperature and the wire temperature is greater and correspondingly the wire will drop below the transition temperature faster in response to the faster rate of heat loss.

Other methods of improved cooling are to use: forced air, heat sinks, increased stress (this raises the transition temperature and effectively makes the alloy into a higher transition temperature wire), and liquid coolants. Combinations of these methods are also effective. Relaxation time can range from several minutes (i.e. delay switches) to fractions of milliseconds (i.e. miniature high speed pumps) by effective and proper heat sinking. The following page gives some idea of the effect these various methods have.



FLEXINOL®

DYNALLOY, Inc.
 Makers of Dynamic Alloys

ACTUATOR WIRE
A SOLID STATE ACTUATOR THAT MOVES BY
"MOLECULAR RESTRUCTURING"!

FOR BETTER MECHANICAL PERFORMANCE...

- In really tight places - Flexinol® actuator wires are smaller by far than alternatives. At least 1,000 times smaller than solenoids for the same work done.
- To simplify designs - Flexinol® actuator wires can often be used "as is", eliminating gear boxes, housings, bearings, and so on. Their flexible forgiving performance is easier to work with.
- In corrosive environments - Flexinol® actuator wires' high corrosion resistance really pays off.
- To reduce noise levels - Flexinol® actuator wires' movement by molecular restructuring is both electrically and acoustically quiet.
- To lower costs - Flexinol® actuator wires are inexpensive to buy and cost less to use in many applications.

SAMPLE APPLICATIONS

ELECTRONICS

Micro Circuit Breakers
 PC Mount Relays
 Chassis Temp. Controls
 Electronic Locks
 PC Mount Pilot Valves
 Mechanical Latches
 Subminiature Door Openers
 Micro Manipulators
 Retrofit Switch to Relay
 Micro Clutches
 Spring Loaded Releases
 Board Temperature Sensors
 "Clean" Actuators
 Remote Switch Controllers
 Read/Write Head Lifters

MEDICAL

Intravenous Med. Controllers
 Steerable Catheters
 Prosthetic Limbs
 Surgical Instruments
 Braille Displays

Vacuum Test Manipulators
 Micro Pumps
 Blood Pressure Test Valve
 Exoskeletal Assistance

AUTOMOTIVE

Door Locks
 Environmental Controls
 Gear Changing Triggers
 Clutch Engagement Triggers
 Mirror Controls
 Heater Cutoff/Sensors
 Pneumatic Valve
 Remote Latches
 Remote Releases
 Alarm Devices

APPLIANCES

Moving Louvers
 Spring Releases
 Door Openers
 Electronic Locks

Mechanical Volt. Regulator
 Mechanical Curr. Regulator
 Motor Protectors
 Box Temperature Control
 Overheating Controllers
 Hair Dryer Cutoff/Sensors
 Safety Cutoffs

MISCELLANEOUS

Ultralight Remote Control
 Mechanical Scanners
 Camera Manipulators
 Magnetic Free Positioners
 Manipulator Safety
 PC Cutoffs
 Fiber Gate
 Camera Shutters
 Cuckoo Clocks
 Alarm Devices Light
 Light Fiber Switches
 Smart Materials
 Mechanical IC's
 Robotic Limbs

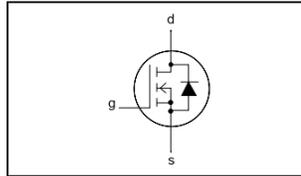
Flexinol® Actuator Wires are small diameter wires which contract like muscles when electrically driven. Smaller than motors or solenoids, cheaper and generally easier to use, these wires perform physical movement for an extremely wide variety of applications.

Philips Semiconductors

Product specification

N-channel TrenchMOS¹ transistor**IRF640, IRF640S****FEATURES**

- 'Trench' technology
- Low on-state resistance
- Fast switching
- Low thermal resistance

SYMBOL**QUICK REFERENCE DATA**

$$V_{DSS} = 200 \text{ V}$$

$$I_D = 16 \text{ A}$$

$$R_{DS(ON)} \leq 180 \text{ m}\Omega$$

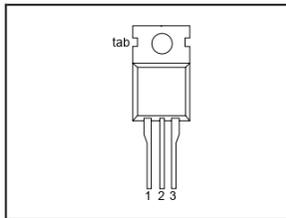
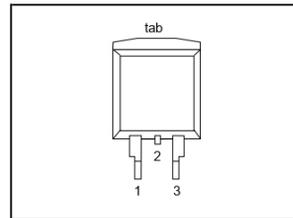
GENERAL DESCRIPTION

N-channel, enhancement mode field-effect power transistor using Trench technology, intended for use in off-line switched mode power supplies, T.V. and computer monitor power supplies, d.c. to d.c. converters, motor control circuits and general purpose switching applications.

The IRF640 is supplied in the SOT78 (TO220AB) conventional leaded package.
The IRF640S is supplied in the SOT404 (D²PAK) surface mounting package.

PINNING

PIN	DESCRIPTION
1	gate
2	drain ¹
3	source
tab	drain

SOT78 (TO220AB)**SOT404 (D²PAK)****LIMITING VALUES**

Limiting values in accordance with the Absolute Maximum System (IEC 134)

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN.	MAX.	UNIT
V_{DSS}	Drain-source voltage	$T_j = 25 \text{ }^\circ\text{C}$ to $175 \text{ }^\circ\text{C}$	-	200	V
V_{DGR}	Drain-gate voltage	$T_j = 25 \text{ }^\circ\text{C}$ to $175 \text{ }^\circ\text{C}$; $R_{GS} = 20 \text{ k}\Omega$	-	200	V
V_{GS}	Gate-source voltage		-	± 20	V
I_D	Continuous drain current	$T_{mb} = 25 \text{ }^\circ\text{C}$; $V_{GS} = 10 \text{ V}$	-	16	A
		$T_{mb} = 100 \text{ }^\circ\text{C}$; $V_{GS} = 10 \text{ V}$	-	11	A
I_{DM}	Pulsed drain current	$T_{mb} = 25 \text{ }^\circ\text{C}$	-	64	A
P_D	Total power dissipation	$T_{mb} = 25 \text{ }^\circ\text{C}$	-	136	W
T_j, T_{stg}	Operating junction and storage temperature		- 55	175	$^\circ\text{C}$

¹ It is not possible to make connection to pin:2 of the SOT404 package

Philips Semiconductors

Product specification

N-channel TrenchMOS | transistor

IRF640, IRF640S

AVALANCHE ENERGY LIMITING VALUES

Limiting values in accordance with the Absolute Maximum System (IEC 134)

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN.	MAX.	UNIT
E_{AS}	Non-repetitive avalanche energy	Unclamped inductive load, $I_{AS} = 6.2$ A; $t_b = 720$ μ s; T_j prior to avalanche = 25°C; $V_{DD} \leq 25$ V; $R_{GS} = 50$ Ω ; $V_{GS} = 10$ V; refer to fig.14	-	580	mJ
I_{AS}	Peak non-repetitive avalanche current		-	16	A

THERMAL RESISTANCES

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
R_{thj-mb}	Thermal resistance junction to mounting base		-	-	1.1	K/W
R_{thj-a}	Thermal resistance junction to ambient	SOT78 package, in free air SOT404 package, pcb mounted, minimum footprint	-	60 50	-	K/W K/W

ELECTRICAL CHARACTERISTICS $T_j = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
$V_{(BR)DSS}$	Drain-source breakdown voltage	$V_{GS} = 0$ V; $I_D = 0.25$ mA; $T_j = -55^\circ\text{C}$	200 178	-	-	V V
$V_{GS(TO)}$	Gate threshold voltage	$V_{DS} = V_{GS}$; $I_D = 1$ mA $T_j = 175^\circ\text{C}$ $T_j = -55^\circ\text{C}$	2 1	3 -	4 -	V V
$R_{DS(ON)}$	Drain-source on-state resistance	$V_{GS} = 10$ V; $I_D = 8$ A $T_j = 175^\circ\text{C}$	-	130	180 522	m Ω m Ω
I_{GSS}	Gate source leakage current	$V_{GS} = \pm 20$ V; $V_{DS} = 0$ V	-	10	100	nA
I_{DSS}	Zero gate voltage drain current	$V_{DS} = 200$ V; $V_{GS} = 0$ V; $V_{DS} = 160$ V; $V_{GS} = 0$ V; $T_j = 175^\circ\text{C}$	-	0.05	10 250	μ A μ A
$Q_{g(tot)}$	Total gate charge	$I_D = 18$ A; $V_{DD} = 160$ V; $V_{GS} = 10$ V	-	-	63	nC
Q_{gs}	Gate-source charge		-	-	12	nC
Q_{gd}	Gate-drain (Miller) charge		-	-	35	nC
$t_{d(on)}$	Turn-on delay time	$V_{DD} = 100$ V; $R_D = 5.6$ Ω ; $V_{GS} = 10$ V; $R_G = 5.6$ Ω Resistive load	-	12	-	ns
t_r	Turn-on rise time		-	45	-	ns
$t_{d(off)}$	Turn-off delay time		-	54	-	ns
t_f	Turn-off fall time		-	38	-	ns
L_d	Internal drain inductance	Measured tab to centre of die	-	3.5	-	nH
L_d	Internal drain inductance	Measured from drain lead to centre of die (SOT78 package only)	-	4.5	-	nH
L_s	Internal source inductance	Measured from source lead to source bond pad	-	7.5	-	nH
C_{iss}	Input capacitance	$V_{GS} = 0$ V; $V_{DS} = 25$ V; $f = 1$ MHz	-	1850	-	pF
C_{oss}	Output capacitance		-	170	-	pF
C_{rss}	Feedback capacitance		-	91	-	pF

Philips Semiconductors

Product specification

N-channel TrenchMOS | transistor

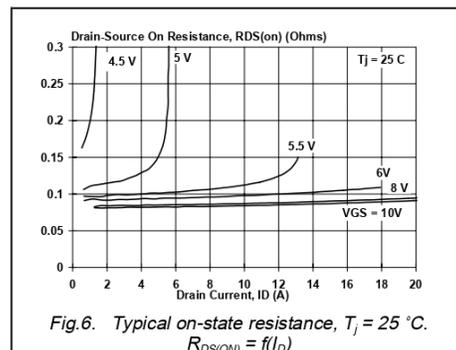
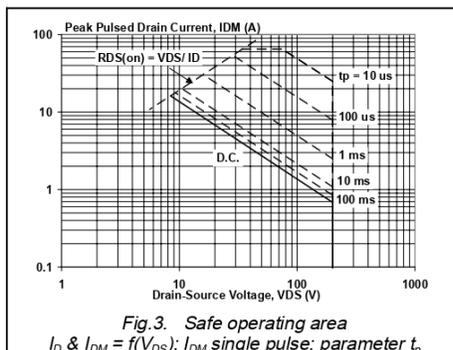
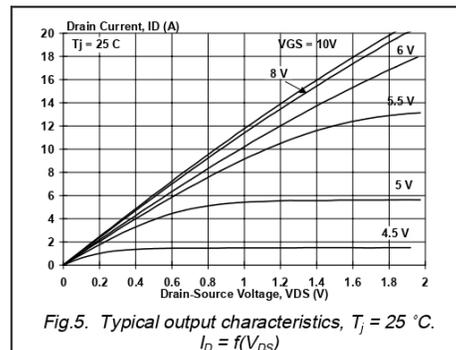
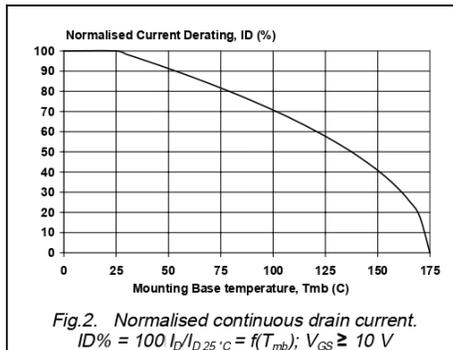
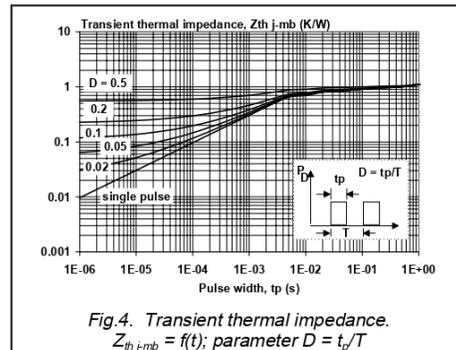
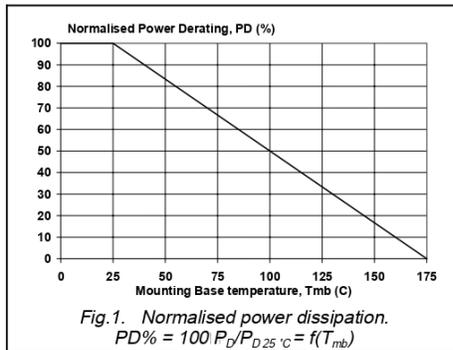
IRF640, IRF640S

REVERSE DIODE LIMITING VALUES AND CHARACTERISTICS $T_j = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
I_S	Continuous source current (body diode)		-	-	16	A
I_{SM}	Pulsed source current (body diode)		-	-	64	A
V_{SD}	Diode forward voltage	$I_F = 18\text{ A}; V_{GS} = 0\text{ V}$	-	1.0	1.5	V
t_{rr}	Reverse recovery time	$I_F = 18\text{ A}; -di_F/dt = 100\text{ A}/\mu\text{s};$	-	130	-	ns
Q_{rr}	Reverse recovery charge	$V_{GS} = 0\text{ V}; V_R = 25\text{ V}$	-	0.8	-	μC

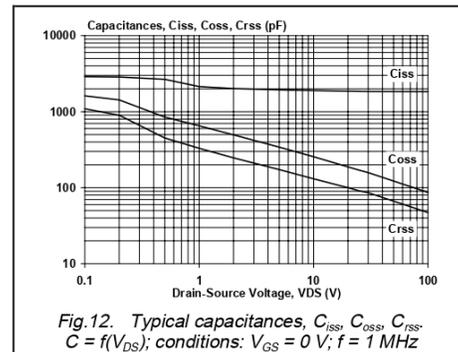
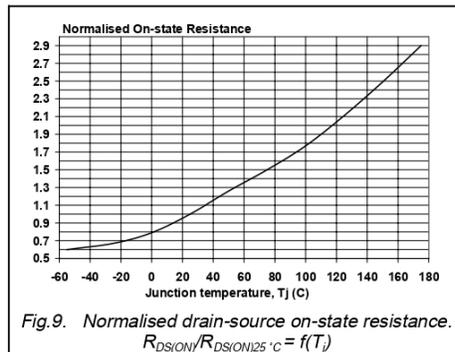
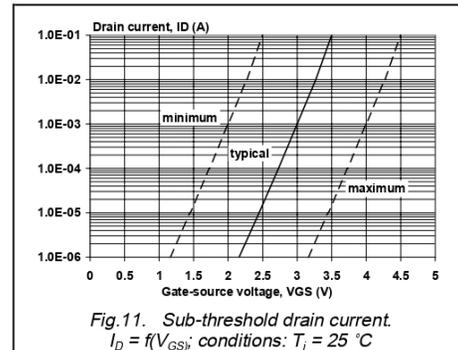
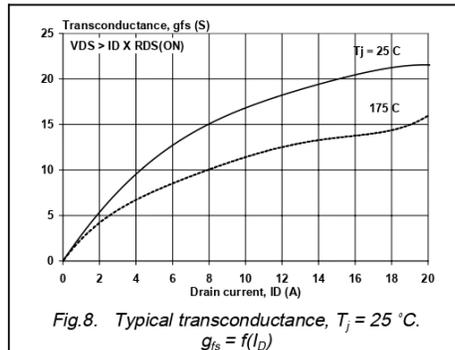
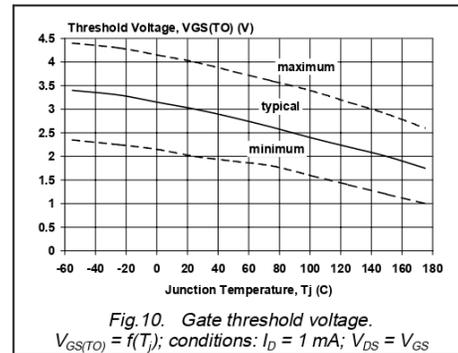
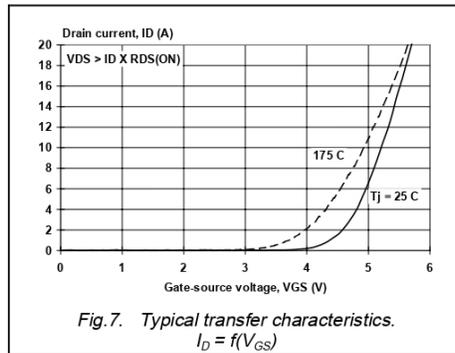
N-channel TrenchMOS | transistor

IRF640, IRF640S



N-channel TrenchMOS | transistor

IRF640, IRF640S



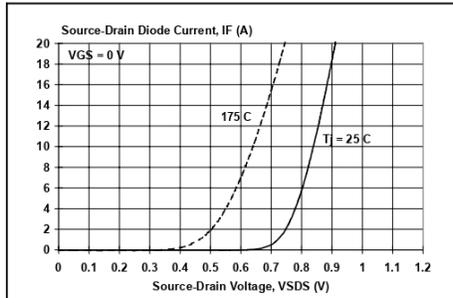


Fig. 13. Typical reverse diode current.
 $I_F = f(V_{SDS})$; conditions: $V_{GS} = 0\text{ V}$; parameter T_j

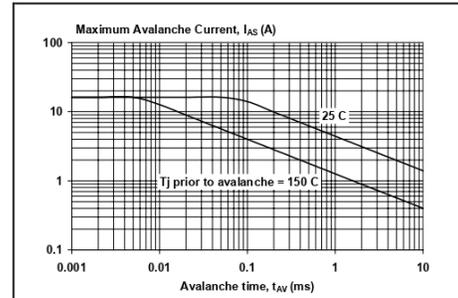


Fig. 14. Maximum permissible non-repetitive avalanche current (I_{AS}) versus avalanche time (t_{AV}); unclamped inductive load



**PLASTIC MEDIUM-POWER
COMPLEMENTARY SILICON TRANSISTORS**
...designed for general-purpose amplifier and low speed switching applications

FEATURES:

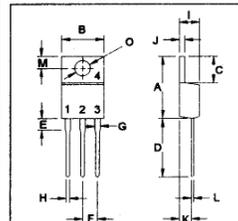
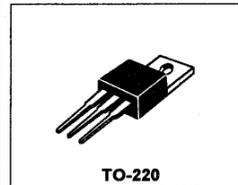
- * Collector-Emitter Sustaining Voltage-
 $V_{CE(SUS)}$ = 60 V (Min) - TIP120, TIP125
 = 80 V (Min) - TIP121, TIP126
 = 100 V (Min) - TIP122, TIP127
- * Collector-Emitter Saturation Voltage
 $V_{CE(SAT)}$ = 2.0 V (Max.) @ $I_C = 3.0$ A
- * Monolithic Construction with Built-in Base-Emitter Shunt Resistor

NPN	PNP
TIP120	TIP125
TIP121	TIP126
TIP122	TIP127

**5.0 AMPERE
DARLINGTON
COMPLEMENTARY SILICON
POWER TRANSISTORS
60-100 VOLTS
65 WATTS**

MAXIMUM RATINGS

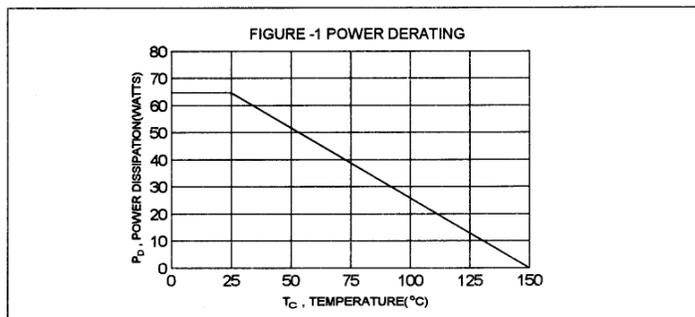
Characteristic	Symbol	TIP120 TIP125	TIP121 TIP126	TIP122 TIP127	Unit
Collector-Emitter Voltage	V_{CEO}	60	80	100	V
Collector-Base Voltage	V_{CBO}	60	80	100	V
Emitter-Base Voltage	V_{EBO}	5.0			V
Collector Current-Continuous -Peak	I_C I_{CM}	5.0 8.0			A
Base Current	I_B	120			mA
Total Power Dissipation @ $T_C = 25^\circ\text{C}$ Derate above 25°C	P_D	65 0.52			W W/ $^\circ\text{C}$
Operating and Storage Junction Temperature Range	T_J, T_{STG}	- 65 to +150			$^\circ\text{C}$



PIN 1.BASE
2.COLLECTOR
3.EMITTER
4.COLLECTOR(CASE)

THERMAL CHARACTERISTICS

Characteristic	Symbol	Max	Unit
Thermal Resistance Junction to Case	$R_{\theta jc}$	1.92	$^\circ\text{C/W}$



DIM	MILLIMETERS	
	MIN	MAX
A	14.68	15.31
B	9.78	10.42
C	5.01	6.52
D	13.06	14.62
E	3.57	4.07
F	2.42	3.66
G	1.12	1.36
H	0.72	0.96
I	4.22	4.98
J	1.14	1.38
K	2.20	2.97
L	0.33	0.55
M	2.48	2.98
O	3.70	3.90

TIP120, TIP121, TIP122 NPN / TIP125, TIP126, TIP127 PNP

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_c = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	Min	Max	Unit
OFF CHARACTERISTICS				
Collector - Emitter Sustaining Voltage (1) ($I_C = 30\text{ mA}, I_B = 0$)	$V_{CE(sus)}$	60 80 100		V
Collector Cutoff Current ($V_{CE} = 30\text{ V}, I_B = 0$) ($V_{CE} = 40\text{ V}, I_B = 0$) ($V_{CE} = 50\text{ V}, I_B = 0$)	I_{CEO}		0.5 0.5 0.5	mA
Collector Cutoff Current ($V_{CB} = 60\text{ V}, I_E = 0$) ($V_{CB} = 80\text{ V}, I_E = 0$) ($V_{CB} = 100\text{ V}, I_E = 0$)	I_{CBO}		0.2 0.2 0.2	mA
Emitter Cutoff Current ($V_{EB} = 5.0\text{ V}, I_C = 0$)	I_{EBO}		2.0	mA

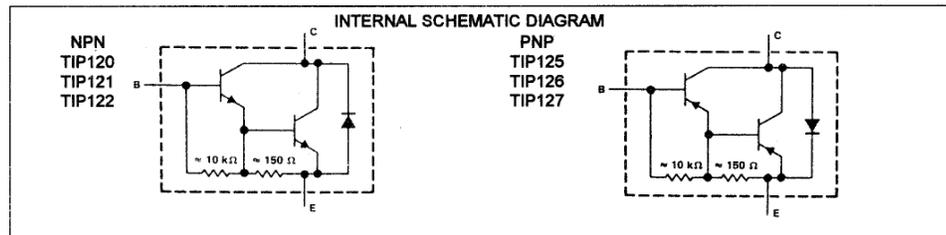
ON CHARACTERISTICS (1)

DC Current Gain ($I_C = 0.5\text{ A}, V_{CE} = 3.0\text{ V}$) ($I_C = 3.0\text{ A}, V_{CE} = 3.0\text{ V}$)	hFE	1000 1000		
Collector-Emitter Saturation Voltage ($I_C = 3.0\text{ A}, I_B = 12\text{ mA}$) ($I_C = 5.0\text{ A}, I_B = 20\text{ mA}$)	$V_{CE(sat)}$		2.0 4.0	V
Base-Emitter On Voltage ($I_C = 3.0\text{ A}, V_{CE} = 3.0\text{ V}$)	$V_{BE(on)}$		2.5	V

DYNAMIC CHARACTERISTICS

Small-Signal Current Gain ($I_C = 3.0\text{ A}, V_{CE} = 4.0\text{ V}, f = 1.0\text{ MHz}$)	h_{fe}	4.0		
Output Capacitance ($V_{CB} = 10\text{ V}, I_E = 0, f = 0.1\text{ MHz}$)	C_{ob}		300 250	pF

(1) Pulse Test: Pulse width = 300 us , Duty Cycle $\leq 2.0\%$



TIP120, TIP121, TIP122 NPN / TIP125, TIP126, TIP127 PNP

FIG-2 SWITCHING TIME

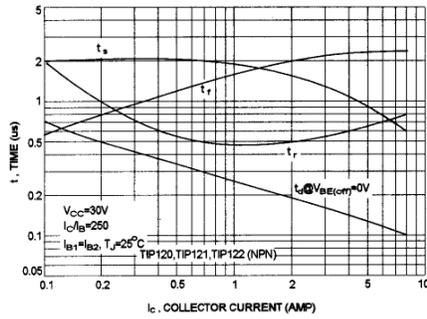


FIG-3 SWITCHING TIME

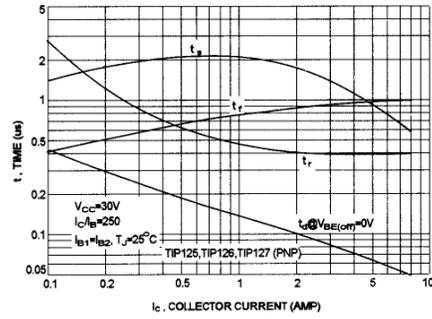


FIG-4 SMALL-SIGNAL CURRENT GAIN

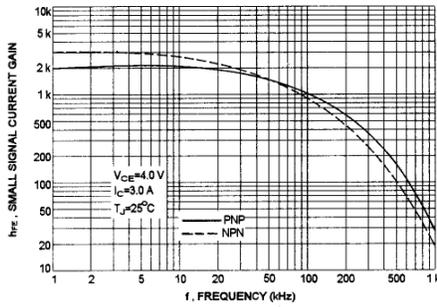


FIG-5 CAPACITANCES

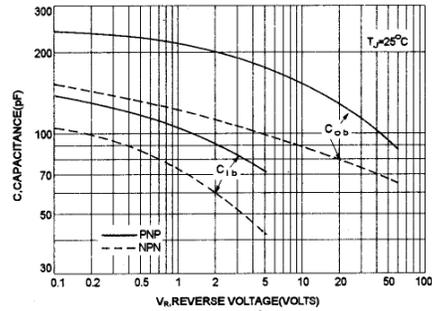
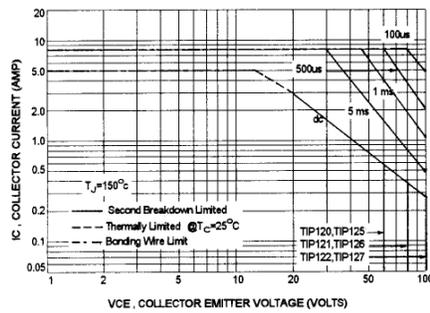


FIG-6 ACTIVE REGION SAFE OPERATING AREA



There are two limitation on the power handling ability of a transistor: average junction temperature and second breakdown safe operating area curves indicate I_c-V_{CE} limits of the transistor that must be observed for reliable operation i.e., the transistor must not be subjected to greater dissipation than curves indicate.

The data of FIG-6 is base on T_{J(PKG)}=150 °C; T_c is variable depending on power level. second breakdown pulse limits are valid for duty cycles to 10% provided T_{J(PKG)} ≤ 150°C. At high case temperatures, thermal limitation will reduce the power that can be handled to values less than the limitations imposed by second breakdown.

TIP120, TIP121, TIP122 NPN / TIP125, TIP126 TIP127 PNP

NPN TIP120,TIP121,TIP122

PNP TIP125,TIP126,TIP127

FIG-7 DC CURRENT GAIN

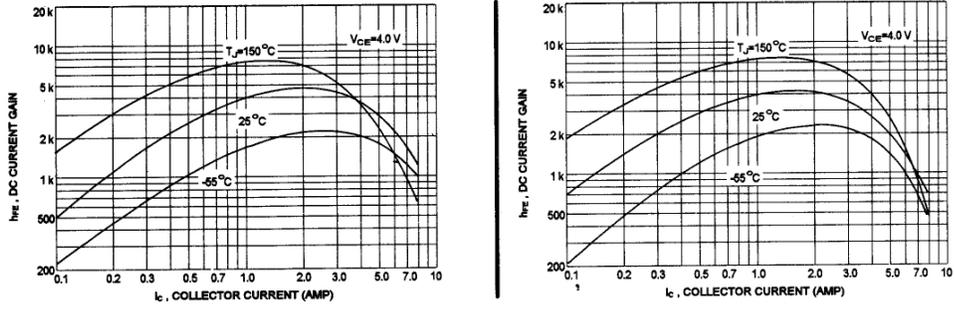


FIG-8 COLLECTOR SATURATION REGION

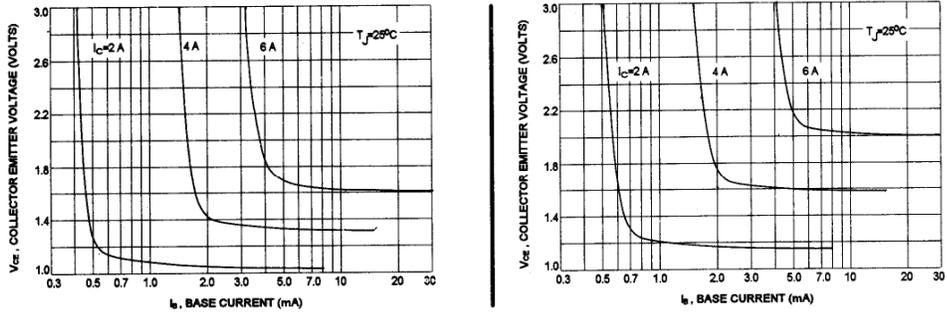
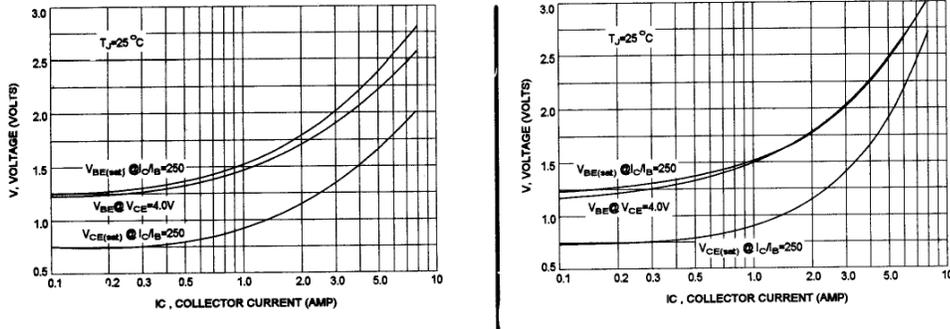


FIG-9 "ON" VOLTAGES





November 2014



TIP120 / TIP121 / TIP122 NPN Epitaxial Darlington Transistor

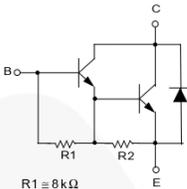
Features

- Medium Power Linear Switching Applications
- Complementary to TIP125 / TIP126 / TIP127



TO-220
1.Base 2.Collector 3.Emmitter

Equivalent Circuit



R1 = 8 k.Ω
R2 = 0.12 k.Ω

Ordering Information

Part Number	Top Mark	Package	Packing Method
TIP120	TIP120	TO-220 3L (Single Gauge)	Bulk
TIP120TU	TIP120	TO-220 3L (Single Gauge)	Rail
TIP121	TIP121	TO-220 3L (Single Gauge)	Bulk
TIP121TU	TIP121	TO-220 3L (Single Gauge)	Rail
TIP122	TIP122	TO-220 3L (Single Gauge)	Bulk
TIP122TU	TIP122	TO-220 3L (Single Gauge)	Rail

Absolute Maximum Ratings

Stresses exceeding the absolute maximum ratings may damage the device. The device may not function or be operable above the recommended operating conditions and stressing the parts to these levels is not recommended. In addition, extended exposure to stresses above the recommended operating conditions may affect device reliability. The absolute maximum ratings are stress ratings only. Values are at T_C = 25°C unless otherwise noted.

Symbol	Parameter	Value	Unit
V _{CBO}	Collector-Base Voltage	TIP120	60
		TIP121	80
		TIP122	100
V _{CEO}	Collector-Emmitter Voltage	TIP120	60
		TIP121	80
		TIP122	100
V _{EBO}	Emitter-Base Voltage	5	V
I _C	Collector Current (DC)	5	A
I _{CP}	Collector Current (Pulse)	8	A
I _B	Base Current (DC)	120	mA
T _J	Junction Temperature	150	°C
T _{STG}	Storage Temperature Range	-65 to 150	°C

TIP120 / TIP121 / TIP122 — NPN Epitaxial Darlington Transistor

Thermal CharacteristicsValues are at $T_C = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted.

Symbol	Parameter	Value	Unit
P_C	Collector Dissipation ($T_A = 25^\circ\text{C}$)	2	W
	Collector Dissipation ($T_C = 25^\circ\text{C}$)	65	

Electrical CharacteristicsValues are at $T_C = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted.

Symbol	Parameter	Conditions	Min.	Max.	Unit
$V_{CEO(sus)}$	Collector-Emitter Sustaining Voltage	TIP120	60		V
		TIP121	80		
		TIP122	100		
I_{CEO}	Collector Cut-Off Current	TIP120	$V_{CE} = 30\text{ V}, I_B = 0$	0.5	mA
		TIP121	$V_{CE} = 40\text{ V}, I_B = 0$	0.5	
		TIP122	$V_{CE} = 50\text{ V}, I_B = 0$	0.5	
I_{CBO}	Collector Cut-Off Current	TIP120	$V_{CB} = 60\text{ V}, I_E = 0$	0.2	mA
		TIP121	$V_{CB} = 80\text{ V}, I_E = 0$	0.2	
		TIP122	$V_{CB} = 100\text{ V}, I_E = 0$	0.2	
I_{EBO}	Emitter Cut-Off Current	$V_{EB} = 5\text{ V}, I_C = 0$		2	mA
h_{FE}	DC Current Gain ⁽¹⁾	$V_{CE} = 3\text{ V}, I_C = 0.5\text{ A}$	1000		
		$V_{CE} = 3\text{ V}, I_C = 3\text{ A}$	1000		
$V_{CE(sat)}$	Collector-Emitter Saturation Voltage ⁽¹⁾	$I_C = 3\text{ A}, I_B = 12\text{ mA}$		2.0	V
		$I_C = 5\text{ A}, I_B = 20\text{ mA}$		4.0	
$V_{BE(on)}$	Base-Emitter On Voltage ⁽¹⁾	$V_{CE} = 3\text{ V}, I_C = 3\text{ A}$		2.5	V
C_{ob}	Output Capacitance	$V_{CB} = 10\text{ V}, I_E = 0,$ $f = 0.1\text{ MHz}$		200	pF

Note:1. Pulse test: $p_w \leq 300\ \mu\text{s}$, duty cycle $\leq 2\%$.

TIP120 / TIP121 / TIP122 — NPN Epitaxial Darlington Transistor

Typical Performance Characteristics

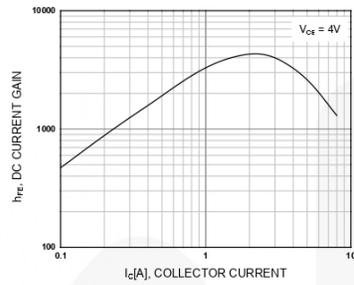


Figure 1. DC Current Gain

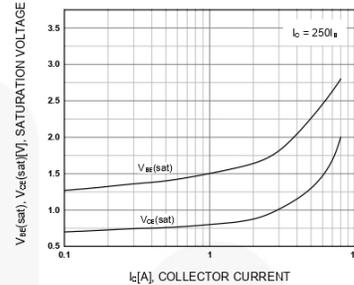


Figure 2. Base-Emitter Saturation Voltage and Collector-Emitter Saturation Voltage

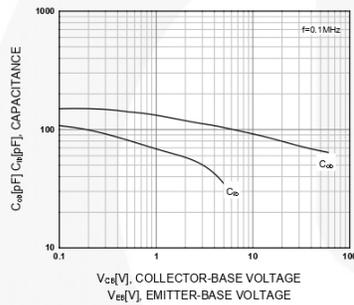


Figure 3. Output and Input Capacitance vs. Reverse Voltage

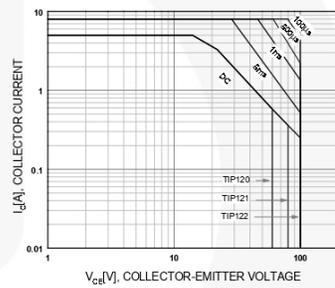


Figure 4. Safe Operating Area

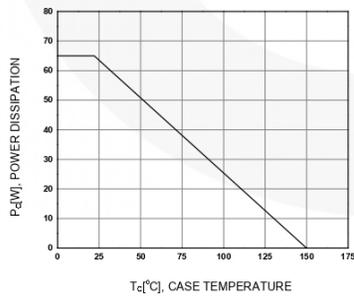


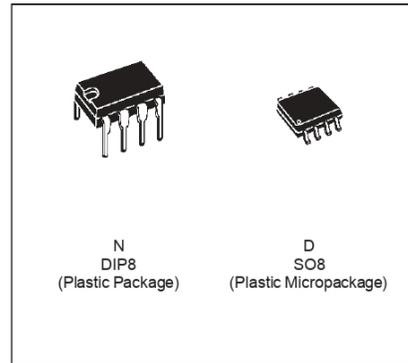
Figure 5. Power Derating



TL081 TL081A - TL081B

GENERAL PURPOSE J-FET SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIER

- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}^+) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : 16V/ μ s (typ)



DESCRIPTION

The TL081, TL081A and TL081B are high speed J-FET input single operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

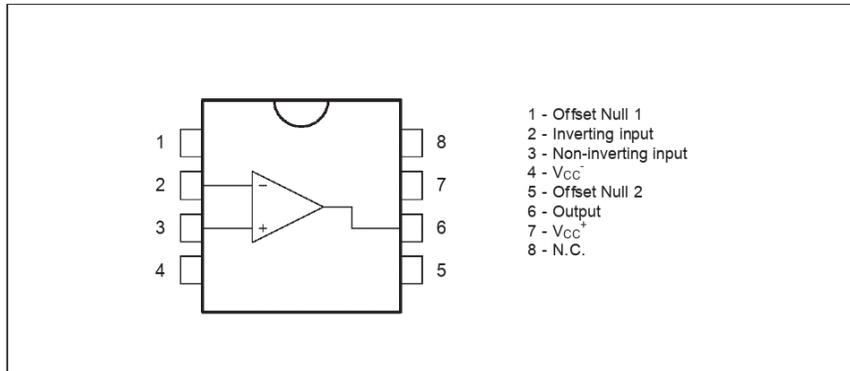
The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL081M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•
TL081I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•
TL081C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•

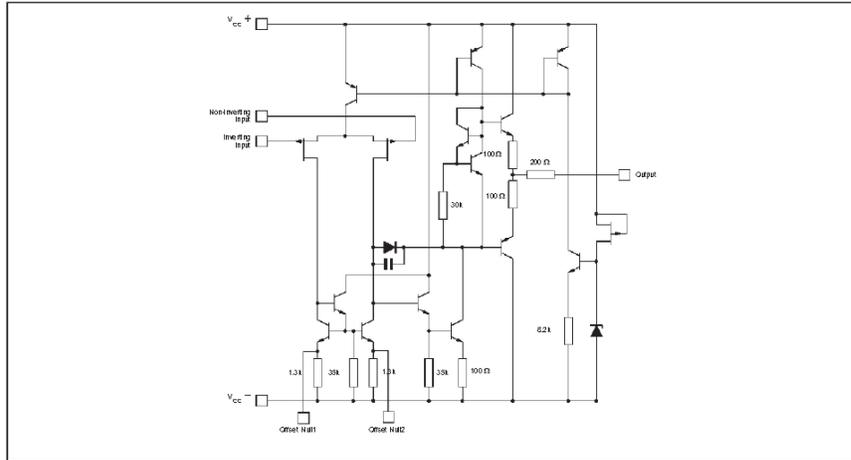
Examples : TL081CD, TL081IN

PIN CONNECTIONS (top view)

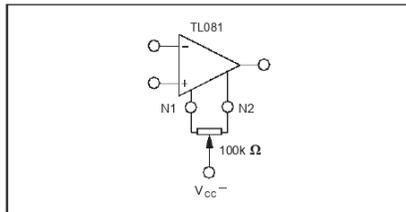


TL081 - TL081A - TL081B

SCHEMATIC DIAGRAM



INPUT OFFSET VOLTAGE NULL CIRCUITS



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit	
V_{CC}	Supply Voltage - (note 1)	± 18	V	
V_i	Input Voltage - (note 3)	± 15	V	
V_{id}	Differential Input Voltage - (note 2)	± 30	V	
P_{tot}	Power Dissipation	680	mW	
	Output Short-circuit Duration - (note 4)	Infinite		
T_{oper}	Operating Free Air Temperature Range	TL081C,AC,BC TL081A,BI TL081M,AM,BM	0 to 70 -40 to 105 -55 to 125	$^{\circ}\text{C}$
T_{stg}	Storage Temperature Range		-65 to 150	$^{\circ}\text{C}$

- Notes :
1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .
 2. Differential voltages are at the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
 3. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
 4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and /or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

TL081 - TL081A - TL081B

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

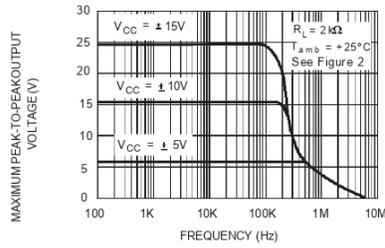
V_{CC} = ±15V, T_{amb} = 25°C (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TL081,M,AC,AI, AM,BC,BI,BM			TL081C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V _{io}	Input Offset Voltage (R _S = 50Ω) T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		3 3 1	10 6 3 13 7 5		3	10 13	mV
DV _{io}	Input Offset Voltage Drift		10			10		μV/°C
I _{io}	Input Offset Current * T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		5	100 4		5	100 4	pA nA
I _{ib}	Input Bias Current * T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		20	200 20		20	400 20	pA nA
A _{vd}	Large Signal Voltage Gain (R _L = 2kΩ, V _O = ±10V) T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}	50 25	200		25 15	200		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio (R _S = 50Ω) T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}	80 80	86		70 70	86		dB
I _{CC}	Supply Current, no Load T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		1.4	2.5 2.5		1.4	2.5 2.5	mA
V _{icm}	Input Common Mode Voltage Range	±11	+15 -12		±11	+15 -12		V
CMR	Common Mode Rejection Ratio (R _S = 50Ω) T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}	80 80	86		70 70	86		dB
I _{os}	Output Short-circuit Current T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}	10 10	40	60 60	10 10	40	60 60	mA
±V _{OPP}	Output Voltage Swing T _{amb} = 25°C T _{min.} ≤ T _{amb} ≤ T _{max.}		10 12 10 12	12 13.5	10 12 10 12	12 13.5		V
SR	Slew Rate (V _{in} = 10V, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, T _{amb} = 25°C, unity gain)		8	16		8	16	V/μs
t _r	Rise Time (V _{in} = 20mV, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, T _{amb} = 25°C, unity gain)			0.1		0.1		μs
K _{OV}	Overshoot (V _{in} = 20mV, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, T _{amb} = 25°C, unity gain)			10		10		%
GBP	Gain Bandwidth Product (f = 100kHz, T _{amb} = 25°C, V _{in} = 10mV, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF)	2.5	4		2.5	4		MHz
R _i	Input Resistance		10 ¹²			10 ¹²		Ω
THD	Total Harmonic Distortion (f = 1kHz, A _V = 20dB, R _L = 2kΩ, C _L = 100pF, T _{amb} = 25°C, V _O = 2V _{PP})		0.01			0.01		%
e _n	Equivalent Input Noise Voltage (f = 1kHz, R _S = 100Ω)		15			15		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$
φ _{im}	Phase Margin		45			45		Degrees

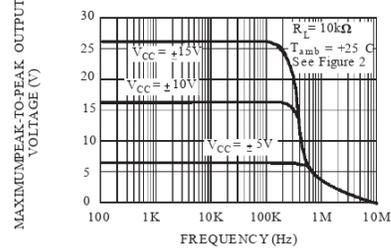
* The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature.

TL081 - TL081A - TL081B

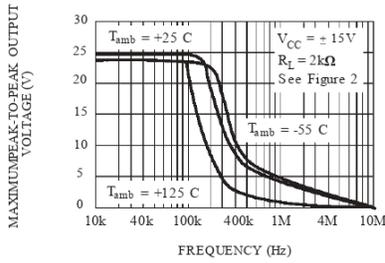
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE VERSUS FREQUENCY



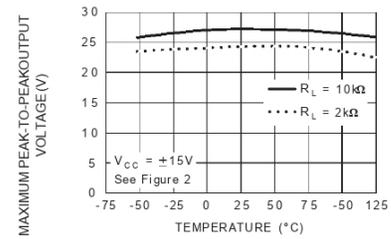
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE VERSUS FREQUENCY



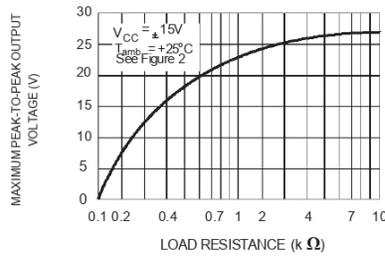
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE VERSUS FREQUENCY



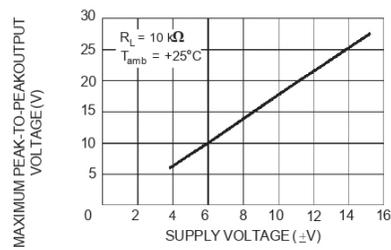
MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE VERSUS FREE AIR TEMP.



MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE VERSUS LOAD RESISTANCE

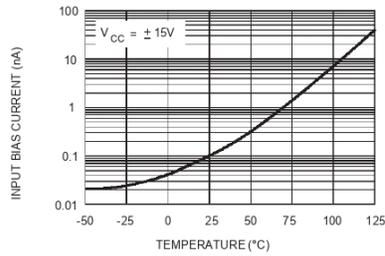


MAXIMUM PEAK-TO-PEAK OUTPUT VOLTAGE VERSUS SUPPLY VOLTAGE

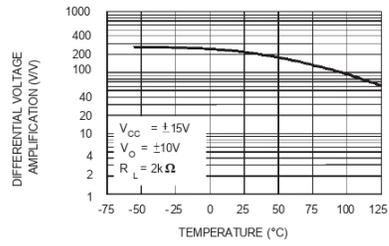


TL081 - TL081A - TL081B

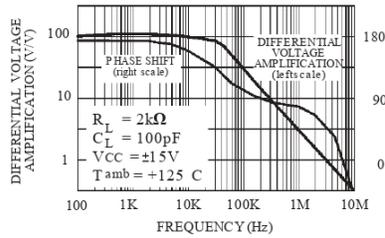
INPUT BIAS CURRENT VERSUS FREE AIR TEMPERATURE



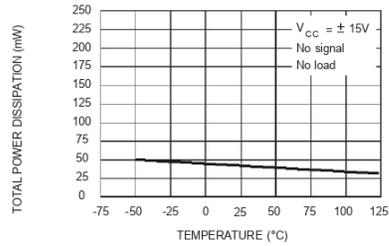
LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION VERSUS FREE AIR TEMPERATURE



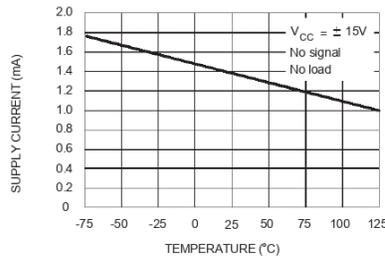
LARGE SIGNAL DIFFERENTIAL VOLTAGE AMPLIFICATION AND PHASE SHIFT VERSUS FREQUENCY



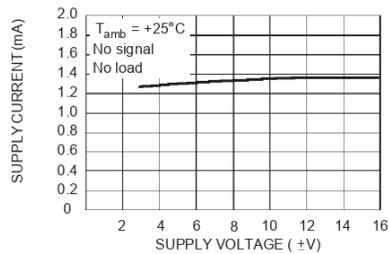
TOTAL POWER DISSIPATION VERSUS FREE AIR TEMPERATURE



SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER VERSUS FREE AIR TEMPERATURE

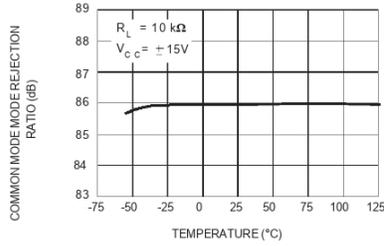


SUPPLY CURRENT PER AMPLIFIER VERSUS SUPPLY VOLTAGE

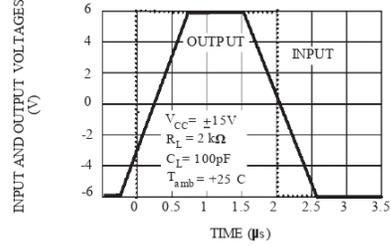


TL081 - TL081A - TL081B

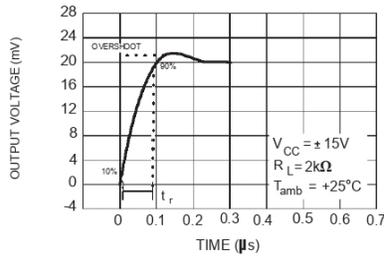
COMMON MODE REJECTION RATIO VERSUS FREE AIR TEMPERATURE



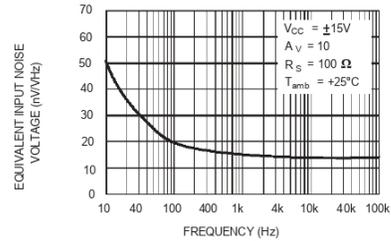
VOLTAGE FOLLOWER LARGE SIGNAL PULSE RESPONSE



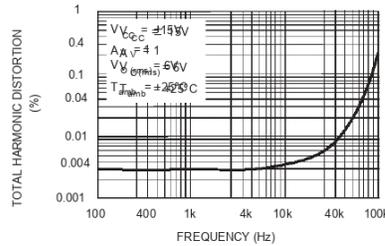
OUTPUT VOLTAGE VERSUS ELAPSED TIME



EQUIVALENT INPUT NOISE VOLTAGE VERSUS FREQUENCY

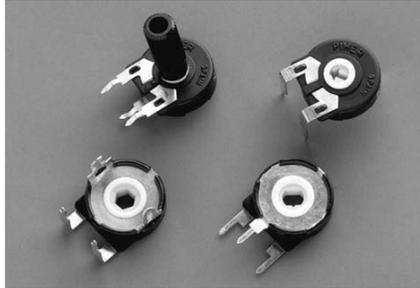


TOTAL HARMONIC DISTORTION VERSUS FREQUENCY





PIHER



PT-15 15 mm Carbon Potentiometer

FEATURES

- Carbon resistive element.
- Dust proof enclosure.
- Polyester substrate.
- Also upon request:
 - Wiper positioned at 50% or fully clockwise.
 - Long life model for low cost control pot. applications
 - Low torque option
 - Supplied in magazines for automatic insertion.
 - Self extinguishable plastic UL 94V-0
 - Cut track option
 - Special Tapers
 - Mechanical detents

MECHANICAL SPECIFICATIONS

- Mechanical rotation angle: 265° ± 5°
240° ± 5° available under drawing (blue housing only)
- Electrical rotation angle: 240° ± 20°
- Torque: 0.5 to 2.5 Ncm.
(0.7 to 3.4 in-oz)
- Stop torque: > 10 Ncm. (> 14 in-oz)
- Life: up to 200K cycles

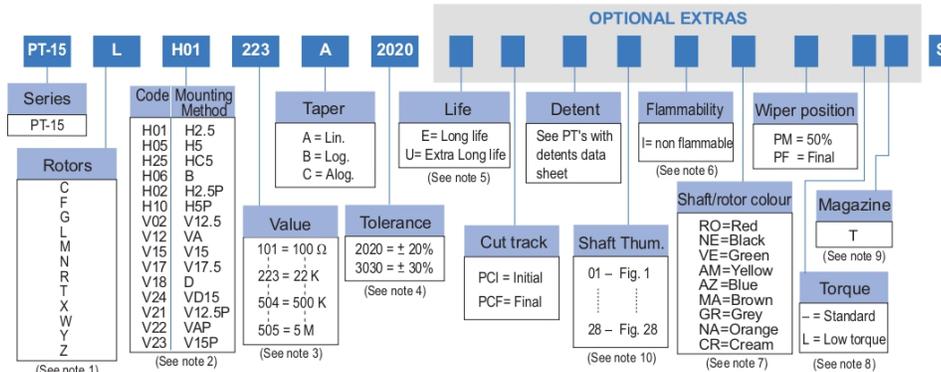
ELECTRICAL SPECIFICATIONS

- Range of values (*)
100Ω ≤ Rn ≤ 5 M (Decad. 1.0 - 2.0 - 2.2 - 2.5 - 4.7 - 5.0)
- Tolerance (*): 100Ω ≤ Rn ≤ 1M Ω ± 20%
1MΩ < Rn ≤ 5M ± 30%
- Max. Voltage: 250 VDC (lin) 125 VDC (no lin)
- Nominal Power 50°C (122°F) (see power rating curve)
0.25 W (lin) 0.12 W (no lin)
- Taper (*) (Log. & Alog. only Rn ≥ 1K) Lin ; Log; Alog.
- Residual resistance(*): ≤ 0.5 % Rn (5 Ω min.)
- Equivalent Noise Resistance: ≤ 3% Rn (3 Ω min.)
- Operating temperature**: -25°C + 70°C (-13°F + 158°F)

* Others upon request

** Up to 85°C depending on application

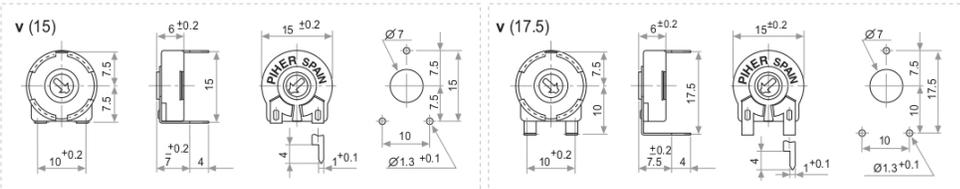
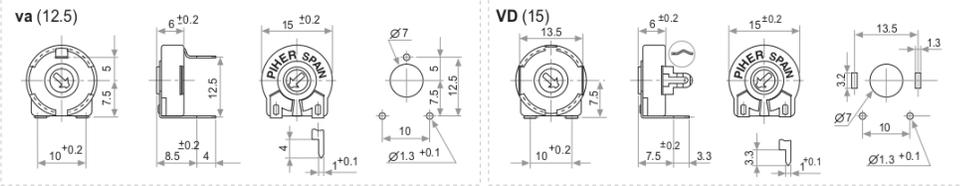
HOW TO ORDER



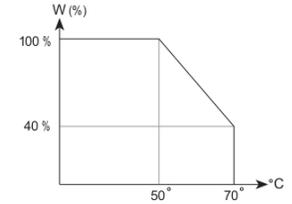
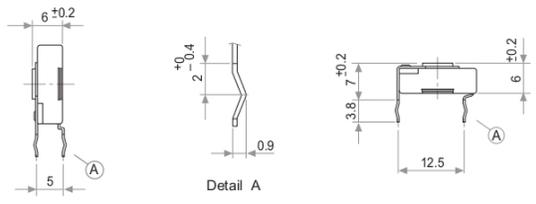
- NOTES:**
- "Z" adjustment only available on "H" versions. Standard colour for the "T" rotor; Orange
 - Terminal styles: "P" are crimped terminals. V24 not available with steel terminals. V=Vertical adjust; H=Horizontal Adjust
 - Value Example: Code: 10 1 100 Ω
→ Num of zeros
→ First two digits of the value.
 - Non standard tolerance, upon request. Example: +7% Code: 07 05
→ negative tolerance
→ positive tolerance
 - Life
 - Standard 500 cycles
 - Long life 10000 cycles
 - Extra Long life 100000 cycles (to be studied case by case)
 - Non flammable: housing, rotor and shaft. According to UL 94V-0
 - Colour shaft/rotor:
 - Potentiometer without shaft: only rotor
 - Potentiometer with shaft: only shaft
 Cream colour: only available in standard plastic
 - Low Torque: ≤ 1.5Ncm. No detent option available for low torque models
 - Magazines (35 pcs/mag): available for VA (12.5), V (12.5), V (12.5P), V (15), V15 (P) and H models. For more information please contact your nearest Piher supplier.
 - If you wish to use your own custom plastic shaft/knob/actuator please contact Piher for advice on compatible materials.

NOTE: The information contained here should be used for reference purposes only.

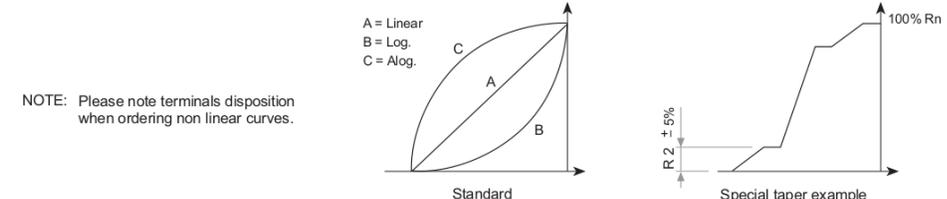
HORIZONTAL MOUNT - VERTICAL ADJUST



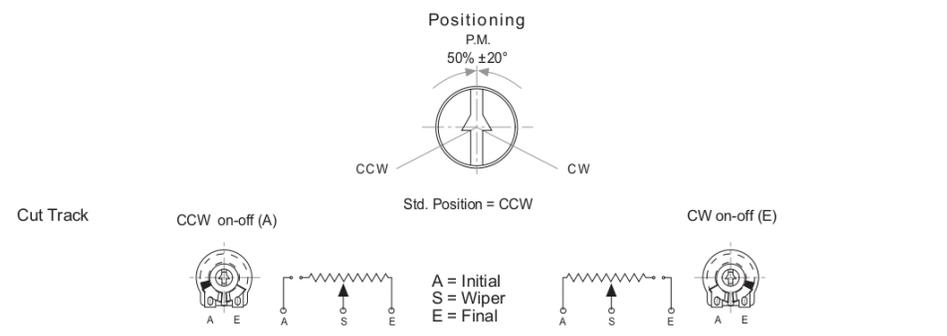
CRIMPED TERMINALS (DETAIL) POWER RATING CURVE



TAPERS



OPTIONS

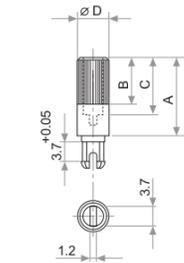


TESTS		TYPICAL VARIATIONS	
ELECTRICAL LIFE	1.000 h. @ 50°C; 0.25 W	±5 %	
MECHANICAL LIFE (CYCLES)	500 @ 10 CPM ...15 CPM	±3 % (Rn < 1 MΩ)	
TEMPERATURE COEFFICIENT	-25°C; +70°C	±300 ppm (Rn <100 K)	
THERMAL CYCLING	16 h. @ 85°C; 2h. @- 25°C	±2.5 %	
DAMP HEAT	500 h. @ 40°C @ 95% HR	±5 %	
VIBRATION (for each plane X,Y,Z)	2 h. @ 10 Hz. ... 55 Hz.	±2 %	

NOTE: Out of range values may not comply these results.

SHAFTS

Hollow model shafts



A = Length (FRS)
 B = Knurling length
 C = Hollow depth
 D = Shaft diameter
 FRS = From rotor surface

FIG.	A	B	C	D	Ref.
1	12	9	8	6	5272
2	19	9	15	6	5214
5	9.5	6.5	5.5	6	5208
9	35	9	31	6	5216
10	37.8	9	33.8	6	5218
11	35	25	15	6	5209
13	7.8	4.8	3.8	6	5265

Solid model shafts

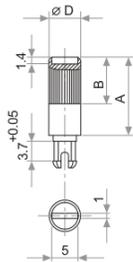
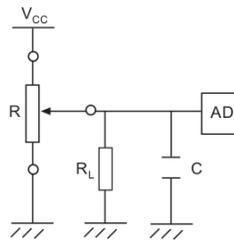


FIG.	A	B	D	Ref.
6	15	9	6	5219
7	16.8	9	6	5220
8	25.3	9	6	5207
12	46	5	6	5227

Slot (1 x 1.4) perpendicular to wiper position. Fig. 12 slot is on line with wiper position.

RECOMMENDED CONNECTIONS

Recommended connection scheme for Piher's position sensors (voltage divider)



$R_L = 100 \times R$

Bibliografía

- [1] V. Oguntosin y A. Akindele, “Design and characterization of artificial muscles from wedge-like pneumatic soft modules,” *Sensors and Actuators A: Physical*, 2019.
- [2] C. C. Ramírez, “Diseño y Modelado de Mano Robótica Antropomórfica de Músculos Artificiales,” *Universidad Autónoma de Ciudad Juárez*, 2020.
- [3] W. Liang, H. Liu, K. Wang, Z. Qian, L. Ren y L. Ren, “Comparative study of robotic artificial actuators and biological muscle,” *Advances in Mechanical Engineering*, 2020.
- [4] J. Zhang, J. Sheng, C. T. O'Neill y col., “Robotic Artificial Muscles: Current Progress and Future Perspectives,” *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS*, VOL. 35, 2019.
- [5] S. M. Mirvakili e I. W. Hunter, “Artificial Muscles: Mechanisms, Applications, and Challenges,” *ADVANCED MATERIALS*, 2017.
- [6] M. Lee, K.-S. Kim y S. Kim, “Design of Robot Hand for Bipedal/Quadrupedal Transformable Locomotive Robot,” *IEEE International Symposium on Safety, Security, and Rescue Robotics*, 2016.
- [7] C. Chevallereau, P. Wenger, Y. Aoustin, F. Mercier, N. Delanoue y P. Lucidarme, “Leg design for biped locomotion with mono-articular and bi-articular linear actuation,” *Mechanism and Machine Theory*, 2020.
- [8] M. A. Coltelli, J. Catterlin, A. Scherer y E. P. Kartalov, “Simulations of 3D-Printable Biomimetic Artificial Muscles Based on Microfluidic Microcapacitors for Exoskeletal Actuation and Stealthy Underwater Propulsion,” *Sensors and Actuators: A. Physical*, 2021.
- [9] C. Zhang, W. Zou, L. Ma y Z. Wang, “Biologically inspired jumping robots: A comprehensive review,” *Robotics and Autonomous Systems*, 2019.
- [10] C. Gotti, A. Sensini, A. Zucchelli, R. Carloni y M. L. Focarete, “Hierarchical fibrous structures for muscle-inspired soft-actuators: A review,” *Applied Materials Today*, 2020.

-
- [11] J. Wang, D. Gao y P. S. Lee, “Recent Progress in Artificial Muscles for Interactive Soft Robotics,” *ADVANCED MATERIALS*, 2020.
- [12] F. Brahim y T. Mustapha, “The Effect of Mono and Biarticular Muscles on the Dynamic of Walking Bipedal Robot,” *Intelligent Systems Conference*, 2017.
- [13] F. Escobar, S. Díaz, C. Gutiérrez y col., “Simulation of Control of a Scara Robot Actuated by Pneumatic Artificial Muscles Using RNAPM,” *Journal of Applied Research and Technology*, 2014.
- [14] L. Cveticanina, M. Zukovic, I. Biroc y J. Sarosi, “Mathematical investigation of the stability condition and steady state position of a pneumatic artificial muscle â Mass system,” *Mechanism and Machine Theory*, 2018.
- [15] N. N. Son, C. V. Kien y H. P. H. Anh, “A novel adaptive feed-forward-PID controller of a SCARA parallel robot using pneumatic artificial muscle actuator based on neural network and modified differential evolution algorithm,” *Robotics and Autonomous Systems*, 2017.
- [16] S. N.-M. Hassanin Al-Fahaam Steve Davis, “The design and mathematical modelling of novel extensor bending pneumatic artificial muscles (EBPAMs) for soft exoskeletons,” *Robotics and Autonomous Systems*, 2018.
- [17] R. Soleymani y H. Khajehsaeid, “A mechanical model for McKibben pneumatic artificial muscles based on limiting chain extensibility and 3D application of the network alteration theories,” *International Journal of Solids and Structures*, 2020.
- [18] H. S. Choi, C. H. Lee e Y. S. Baek, “Design and Validation of a Two-Degree-of-Freedom Powered Ankle-Foot Orthosis with Two Pneumatic Artificial Muscles,” *Mechatronics*, 2020.
- [19] H. Liu, Q. Cheng, J. Xiao y L. Hao, “Data-driven adaptive integral terminal sliding mode control for uncertain SMA actuators with input saturation and prescribed performance,” *ISA Transactions*, 2021.
- [20] D. Niu, D. Li, J. Chen y col., “SMA-based soft actuators with electrically responsive and photoresponsive deformations applied in soft robots,” *Sensors and Actuators: A. Physical*, 2022.
- [21] A. Demblon, O. Karakoc, J. Sam y col., “Compositional and microstructural sensitivity of the actuation fatigue response in NiTiHf high temperature shape memory alloys,” *Materials Science Engineering A*, 2022.

- [22] P. Shayanfar, L. Heller, P. Sandera y P. Sittner, "Experimental and numerical investigation of thermomechanical cycling of notched NiTi shape memory ribbon using SMA model accounting for plastic deformation," *Journal of Materials Research and Technology*, 2021.
- [23] B. Haghgouyan, B. Young, S. Picak, T. Baxevanis, I. Karaman y D. C. Lagoudas, "A unified description of mechanical and actuation fatigue crack growth in shape memory alloys," *Acta Materialia*, 2021.
- [24] P. Karnaa, S. S. M. Prabua, S. Karthikeyanb y col., "Investigations on laser actuation and life cycle characteristics of NiTi shape memory alloy bimorph for non-contact functional applications," *Sensors and Actuators A: Physical*, 2021.
- [25] Y. Lu, J. Jiang, J. Zhang y col., "A dynamic stiffness improvement method for thin plate structures with laminated/embedded shape memory alloy actuators," *Thin-Walled Structures*, 2022.
- [26] P. M. Rouven Britz, "Analysis and evaluation of bundled SMA actuator wires," *Sensors and Actuators: A. Physical*, 2022.
- [27] N. Simiriotis, M. Fragiadakis, J. Rouchon y M. Braza, "Shape control and design of aeronautical configurations using shape memory alloy actuators," *Computers and Structures*, 2021.
- [28] P. L. B. Andrew J. Theodore, "Experimental analysis of fiber-reinforced laminated composite plates with embedded SMA wire actuators," *Composite Structures*, 2022.
- [29] N. K. Saptarshi Karmakar y A. Banerjee, "Optimum placement of shape memory alloy wire actuator," *Mechanical Engineering Science*, 2016.
- [30] S. A. Holanda, A. A. Silva, C. J. de Araújo y A. S. de Aquino, "Study of the Complex Stiffness of a Vibratory Mechanical System with Shape Memory Alloy Coil Spring Actuator," *International Conference on Structural Engineering Dynamics 2013*, 2014.
- [31] J. Shaw, C. Churchill y M. Iadicola, "TIPS AND TRICKS FOR CHARACTERIZING SHAPE MEMORY ALLOY WIRE: PART 1—DIFFERENTIAL SCANNING CALORIMETRY AND BASIC PHENOMENA," *Experimental Techniques*, vol. 32, n.º 5, págs. 55-62, 2008. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1747-1567.2008.00410.x>. eprint: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/j.1747-1567.2008.00410.x>. dirección: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1747-1567.2008.00410.x>.

-
- [32] A. M. Kha, Y. Kim, B. Shin, M. H. Moghadam y N. A. Mansour, “Modeling and control analysis of an arc-shaped SMA actuator using PID, sliding and integral sliding mode controllers,” *Sensors and Actuators: A. Physical*, 2022.
- [33] B. Fabien, *Analytical System Dynamics: Modeling and Simulation*. Springer US, 2008, ISBN: 9780387856056. dirección: <https://books.google.com.co/books?id=Cd05r0t5-nMC>.
- [34] Dynalloy inc. “<https://www.dynalloy.com/index.php>.” (2022).