

UNIVERSIDAD DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA UTEC

CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA



**DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN EXOESQUELETO
ROBÓTICO FLEXIBLE PARA REHABILITACIÓN
DE EXTREMIDADES INFERIORES EN RECIÉN
NACIDOS CON ESPINA BÍFIDA**

TESIS

Para optar el título profesional de Ingeniería Mecánica

AUTOR(ES)

Mijaíl Jaén Mendoza Flores (ORCID: 0000-0001-6473-3471)

ASESOR(ES)

Emir Vela Saavedra, Ph. D. (ORCID: 0000-0002-9397-2452)

Lima – Perú

2021

La tesis

**DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA
REHABILITACIÓN DE EXTREMIDADES INFERIORES EN RECIÉN NACIDOS
CON MIELOMENINGOCELE**

Ha sido aprobada

[Nombres y apellidos del Presidente de Jurado]

[Nombres y apellidos del Asesor de la tesis]

[Nombres y apellidos del Tercer jurado]

Dedicatoria:

Dedico este trabajo a Dios, a mi familia, a mi padre Jaén, mi madre Olivia, mi hermano Willy y mi hermana Nadia. También a mis amigos y profesores que me han motivado y apoyado a lo largo de los años en el Coronel Bolognesi, en el CMSPP y en la UTEC. Lo dedico a la franquicia Mobile Suit Gundam y a los videojuegos de mi infancia, Warcraft III y World of Warcraft, que incentivaron mi curiosidad e interés en ciencias.

Agradecimientos:

Esta tesis fue posible gracias al apoyo y guía de mi asesor, el profesor Emir Vela, quien me permitió acercarme más al área de investigación. Durante mi participación en su grupo de investigación conocí grandes compañeros como Elvin, Johan y a Juan. Asimismo, me gustaría agradecer a mis amigos que me motivaron a seguir indagando en el área de robótica blanda y agradecer al Departamento de Ingeniería Mecánica por apoyar el presente trabajo.

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN.....	15
ABSTRACT	16
INTRODUCCIÓN.....	17
CAPÍTULO I MARCO TEÓRICO	29
1.1 Biomecánica del recién nacido	29
1.1.1 Mielomeningocele	29
1.1.2 Terapia física de rehabilitación.....	30
1.1.3 Músculos involucrados en la rodilla.....	32
1.1.4 Desarrollo motor del recién nacido	33
1.2 Exoesqueletos previamente desarrollados	35
1.2.1 Exoesqueletos diseñados para Adultos.....	36
1.2.2 Exoesqueletos diseñados para Infantes y neonatos	41
1.3 Robótica blanda	43
1.3.1 Músculos artificiales neumáticos.....	44
1.3.2 Actuadores elastómeros fluídicos.....	45
1.3.3 Actuadores elastómeros dieléctricos	49
1.3.4 Otros	50
1.4 Modelos constitutivos – Teoría de hiperelasticidad.....	51
CAPÍTULO II METODOLOGÍA	56
2.1 Enfoque generalizado de diseño mecánico y desarrollo de productos	56
2.2 Diseño conceptual del dispositivo robótico	58
2.2.1 Tabla de requerimientos de diseño	58
2.2.2 Abstracción de ideas y definición de funciones	59

2.2.3	Matriz morfológica.....	61
2.2.4	Definición de concepto de solución.....	62
2.2.5	Definición de proyectos preliminares.....	63
2.2.6	Definición de proyecto óptimo.....	63
2.3	Diseño del actuador neumático.....	67
2.3.1	Concepto de accionamiento de los diseños candidatos.....	67
2.3.2	Geometría de la estructura interna compuesta de arcos.....	69
2.3.3	Geometría de la estructura interna compuesta de formas V.....	71
2.4	Simulación por elementos finitos de la estructura interna del actuador.....	72
2.4.1	Contracción de la estructura.....	72
2.5	Fabricación.....	74
2.5.1	Actuador neumático accionado por vacío.....	74
2.5.2	Modelo de pierna experimental del infante.....	75
2.6	Pruebas experimentales de caracterización del actuador.....	76
2.6.1	Prueba de contracción isométrica.....	76
2.6.2	Prueba de contracción libre.....	77
2.7	Pruebas experimentales del desempeño del actuador blando.....	78
2.7.1	Prueba de ángulo en la extensión de la rodilla.....	78
2.7.2	Prueba de ángulo en la flexión de la rodilla.....	79
2.8	Integración del dispositivo robótico.....	79
2.8.1	Ejercicio de rehabilitación en posición de costado.....	82
2.8.2	Ejercicio de rehabilitación en posición prona.....	82
CAPÍTULO III RESULTADOS.....		84
3.1	Diseño conceptual.....	84
3.1.1	Evaluación de concepto de solución.....	84
3.1.2	Evaluación de proyecto preliminar.....	85
3.2	Análisis por elementos finitos de la estructura interna del actuador.....	85
3.2.1	Contracción de la estructura compuesta de celdas en forma de arcos.....	85
3.2.2	Contracción de la estructura compuesta de celdas en forma de V.....	87

3.3	Pruebas experimentales de caracterización del actuador	89
3.3.1	Prueba de contracción isométrica	89
3.3.2	Prueba de contracción libre	90
3.4	Pruebas experimentales del desempeño del actuador blando	92
3.4.1	Prueba de ángulo en la extensión de la rodilla	92
3.4.2	Prueba de ángulo en la flexión de la rodilla	94
3.5	Integración del dispositivo robótico	96
3.5.1	Algoritmo e implementación del sistema de control y sensado	101
3.5.2	Ejercicio de rehabilitación en posición de costado.....	102
3.5.3	Ejercicio de rehabilitación en posición prona.....	103
CONCLUSIONES.....		105
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS		108
ANEXOS		117

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1 Categorización de los establecimientos de Salud.....	25
Tabla 1.2 Movilidad funcional en la adultez por nivel de lesión	27
Tabla 1.3 Principales ejercicios de terapia física de miembros inferiores para infantes con mielomeningocele	31
Tabla 1.4 Músculos principales involucrados en la flexión y extensión de la articulación de la rodilla	33
Tabla 1.5 Comparación del desarrollo psicomotor de un bebé con mielomeningocele y uno con desarrollo normal.....	33
Tabla 2.1 Tabla de requerimientos del dispositivo de rehabilitación.....	59
Tabla 2.2. Matriz Morfológica del dispositivo robótico.....	62
Tabla 2.3 Leyenda de los conceptos de solución.....	62
Tabla 2.4 Tabla de criterios para la evaluación de los conceptos de solución	63
Tabla 2.5 Criterios de evaluación con los pesos y valores de satisfacción asignados en cada criterio.....	65
Tabla 2.6 Criterios de diseño con los pesos asignados y los valores de satisfacción de cada criterio para la selección del proyecto óptimo.....	66
Tabla 2.7 Configuraciones de los parámetros geométricos de la estructura Zigzag.....	71
Tabla 3.1 Matriz de evaluación de conceptos de solución para el dispositivo	84
Tabla 3.2 Matriz de evaluación de proyectos preliminares para el dispositivo	85
Tabla 3.3 Variación de la contracción de la estructura en función del radio de curvatura.....	86
Tabla 3.4 Ángulo de flexión de la rodilla producido por el VPAM colocado en la parte posterior del muslo del modelo de pierna. La nomenclatura angular usada es la descrita en las figuras previas...96	

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1 Deambulaci3n de un reci3n nacido en una cita de correr motorizada.....	20
Figura 1.2 Uso de silla de ruedas por una ni1a con mielomeningocele	22
Figura 1.3 Flexi3n de la rodilla en la fisioterapia.....	23
Figura 1.4 Crecimiento del beb3 prenatal (izquierda) y formaci3n de mielomeningocele (derecha).....	29
Figura 1.5 Reflejo del tend3n de la rodilla. Extensi3n de la rodilla producida por el reflejo.....	30
Figura 1.6 M3sculos y tendones principales involucrados en la articulaci3n de la rodilla. 1) recto femoral, 2) vasto medio, 3) vasto intermedio, 4) vasto lateral, 5) ligamento patelar, 6) Semitendinoso, 7) Semimembranoso, 8) B3iceps femoral y 9) Gastrocnemius.....	32
Figura 1.7 Posiciones de un reci3n nacido durante su desarrollo psicomotor.....	34
Figura 1.8 Frecuencia de movimientos de la pierna derecha R y la pierna izquierda L en infantes con desarrollo t3pico y pierna menos afectada LA y pierna m3s afectada MA en infantes con mielomeningocele.....	34
Figura 1.9 Duraci3n de movimientos producidos por la pierna derecha R y la pierna izquierda L en infantes con desarrollo t3pico y pierna menos afectada LA y pierna m3s afectada MA en infantes con mielomeningocele.....	35
Figura 1.10 Dise1o final del dispositivo desarrollado por Kim et al.....	36
Figura 1.11 Sistema robot tobillo del MIT en un individuo.....	37
Figura 1.12 Modelo CAD del exoesqueleto FEXO Knee mostrando sus componentes principales.....	37
Figura 1.13 Dise1o final de Mina (Izquierda) y su evaluaci3n (Derecha)	38
Figura 1.14 Configuraci3n del robot de rehabilitaci3n desarrollado por Wu et al.....	38
Figura 1.15 Configuraci3n del robot de rehabilitaci3n desarrollado por Mohantal.....	39

Figura 1.16 Boceto conceptual del BLEEX (izquierda) y un modelo simplificado del BLEEX (derecha).....	40
Figura 1.17 Dibujo CAD de la ortesis activa de rodilla sujeta a la pierna de una persona.....	40
Figura 1.18 El prototipo del exoesqueleto vestido por un usuario (izquierda) y el funcionamiento del dispositivo (derecha). Manga de rodilla (1). Actuador inflable (2). Correas y ganchos (3).....	41
Figura 1.19 Exoesqueleto ATLAS 2020 (izquierda) y sus pruebas clínicas de ergonomía (derecha).....	42
Figura 1.20 Prototipo en funcionamiento extensión y flexión de la rodilla (izquierda), funcionamiento del actuador neumático blando (derecha).....	42
Figura 1.21 El prototipo final adjuntado a un maniquí de un bebé (izquierda). Los acoples para la cadera (a) y rodilla (b).....	43
Figura 1.22 Modo de operación del multifuncional MPAM.....	45
Figura 1.23 Funcionamiento del IPAM.....	45
Figura 1.24 Robot blando desarrollado por Shepherd et al. superando un obstáculo.....	46
Figura 1.25 Modos de funcionamiento del actuador blando reforzado con fibra.....	47
Figura 1.26 Aplicación del actuador blando reforzado con fibra en un guante de rehabilitación ...	47
Figura 1.27 Motor de bolsa lineal (izquierda) y motor de bolsa rotacional (derecha).....	48
Figura 1.28 Modulo V-SPA (izquierda) y prueba de cinco módulos en movimiento de flexión (derecha)	48
Figura 1.29 Funcionamiento del Fluid-driven origami-inspired artificial muscle FOAM.....	49
Figura 1.30 Deformación mecánica de un elastómero dieléctrico.....	49
Figura 1.31 Deformación de un actuador HASEL mediante un campo eléctrico.....	50
Figura 1.32 Contracción de un actuador peano-HASEL de una bolsa rectangular a una circular....	51
Figura 1.33 Representación esquemática de red molecular de caucho	52
Figura 2.1. Flujo de trabajo metodológico mostrando los procedimientos para el diseño del dispositivo robótico.....	56
Figura 2.2 Caja negra del sistema.....	59

Figura 2.3. Descomposición del dispositivo en funciones	61
Figura 2.4. Accionamiento del primer diseño candidato de actuador mediante presión de vacío....	68
Figura 2.5. El segundo diseño de actuador candidato es un músculo artificial de bajo perfil accionado por vacío LP-VPAM. Este diseño está basado en el concepto Bellow y en el concepto FOAM. El actuador con una carga de 0.2 kg es accionado directamente por una bomba de vacío hasta -40 kPa. Estado accionado (a) y estado no accionado (b)	68
Figura 2.6. Vista de sección transversal (a) y frontal de una arandela Belleville (b).....	70
Figura 2.7. Vista superior de la estructura con $R=25$ mm y $w=33$ mm (A), y de la estructura con $R=11$ mm y $w=20$ mm (B). La altura de ambas estructuras es $H = 10$ mm, y la dirección de la altura es hacia dentro de la página.....	70
Figura 2.8. Imagen de un LP-VPAM ensamblado con referencia de escala (a), e indicaciones de los parámetros geométricos del actuador (b), y la estructura Zigzag (c)	71
Figura 2.9. Flujograma de simulación por método de elementos finitos.....	73
Figura 2.10. Diagrama de flujo resumido de la fabricación de un músculo artificial accionado por vacío.....	75
Figura 2.11. Modelo de pierna experimental impreso en 3D en posición supina. El muslo y la pierna inferior forman un ángulo recto.	76
Figura 2.12. Set-up de la prueba de contracción isométrica (A) y de contracción libre (B).....	77
Figura 2.13. Set-up del modelo de pierna para medir el ángulo en el movimiento de extensión (A) y flexión (B) de la rodilla.....	78
Figura 2.14. Configuración preliminar del dispositivo robótico en la pierna de un recién nacido...80	
Figura 2.15. Lazo abierto del prototipo del dispositivo robótico.....	82
Figura 3.1 Contracción de la estructura con $R=25$ mm y $w=33$ mm (A), y de la estructura con $R=11$ mm y $w=20$ mm (B).....	87
Figura 3.2 Esquema de la configuración del Modelo por Elementos Finitos del esqueleto con forma de Zigzag, mostrando concentraciones de esfuerzos para estados relajados (esfuerzo cero) y completamente contraído	88
Figura 3.3 Fuerza sobre desplazamiento de contracción extraída del Modelamiento por Elementos Finitos de la estructura Zigzag de cuatro y seis celdas con ancho de 30 mm como previamente se	

describió, donde C indica el número de celdas y H indica la altura de la estructura. Una celda de la estructura es definida como una celda con forma V en el patrón de la estructura. Las estructuras fueron comprimidas hasta el punto de contacto entre las paredes al final de la compresión.....88

Figura 3.4 Fuerza versus magnitudes de presión de vacío del actuador cuando es sostenido fijamente a longitud constante. Resultados de la respuesta del actuador con estructura compuesta de arcos.89

Figura 3.5 Fuerza versus magnitudes de presión de vacío de los actuadores con estructura con celdas V cuando son sostenidos fijamente a longitud constante. El 38x10 se refiere a las dimensiones de la sección transversal del actuador (WxH) y el número de celdas al número de secciones con forma de V en la estructura interna90

Figura 3.6 Curva de contracción-presión del actuador accionado por vacío. La estructura interna del actuador es la estructura compuesta de celdas con forma de arcos. El radio de curvatura de las celdas es $R = 11$ mm y ancho de estructura $w = 20$ mm.91

Figura 3.7 Curva de contracción-presión del actuador con esqueleto de zigzag accionado por vacío. El 38x10 se refiere a las dimensiones de la sección transversal del actuador (WxH) y el número de celdas al número de secciones con forma de V en la estructura interna.....92

Figura 3.8 Ángulo de extensión de la rodilla producido por el actuador con estructura compuesta de arcos, colocado en la parte anterior del muslo del modelo de pierna. En esta prueba, el modelo de pierna fue fijado en posición de costado. El ángulo es medido entre el muslo y la pierna inferior, de modo que 90° representarían la rodilla en un ángulo recto y 180° representa la pierna completamente extendida como en una configuración recta.....93

Figura 3.9 Ángulo de extensión de la rodilla producido por el VPAM colocado en la parte anterior del muslo del modelo de pierna. En esta prueba, el modelo de pierna fue fijado en posición de costado. La nomenclatura angular usada es la misma que en la figura previa.....94

Figura 3.10 Ángulo de flexión de la rodilla producido por el actuador con estructura interna de arcos colocado en la parte posterior del muslo del modelo de pierna. En esta prueba, el modelo de pierna fue fijado en posición prona. El ángulo es medido entre el muslo y la pierna inferior, de modo que 90° representarían la rodilla en un ángulo recto y 180° representa la pierna completamente extendida como en una configuración recta.....94

Figura 3.11 Ángulo de flexión de la rodilla producido por el VPAM colocado en la parte posterior del muslo del modelo de pierna. En esta prueba, el modelo de pierna fue fijado en posición prona. La nomenclatura angular usada es la misma que en la figura previa.....	95
Figura 3.12 Esquema general del planteamiento inicial para el funcionamiento del sistema, incluyendo señales de entrada/salida y energía	96
Figura 3.13 Disposición inicial del prototipo funcional del dispositivo mostrando los componentes electrónico y mecánicos.....	98
Figura 3.14 Diagrama del sistema del prototipo funcional. Un sistema de control de lazo abierto es usado para el prototipo. Para enviar la señal de presión al regulador de presión, la PC genera una señal de presión y es transferida por el micro-controlador al convertidor digital- analógico (flechas oscuras, señal). El regulador de presión regula la presión del actuador mediante la presión de vacío proveída del suministro neumático (líneas azules, succión de aire).....	99
Figura 3.15 Configuración experimental del sistema mecánico y de accionamiento en el modelo de pierna de un infante impreso en 3D. El modelo de pierna está compuesto de dos partes, que representan el muslo (Thigh) y la pierna inferior (Lower leg). El músculo artificial agonista (Agonist VPAM) y el músculo artificial antagonista (Agonist VPAM) para generar la flexión de la rodilla están montados en el modelo de pierna. En este caso, el modelo está orientado como si el paciente estuviese en posición supina, mientras que en los experimentos fueron llevados a cabo en posición prona y de costado.....	101
Figura 3.16 Imágenes de series de tiempo del modelo de pierna de infante ejemplificando un ejercicio de rehabilitación durante la extensión (tres cuadros de la parte superior) y la flexión de la rodilla (tres cuadros de la parte inferior). El modelo de pierna es fijado de costado para representar a un infante descansando de costado, la dirección de la gravedad está hacia dentro de la página.....	102
Figura 3.17 Ángulo de extensión de la rodilla en el tiempo del modelo de pierna del infante en posición de costado. El ángulo es medido entre el muslo y la pierna inferior, de modo que 90° representarían la rodilla en un ángulo recto y 180° representa la pierna completamente extendida como en una configuración recta.....	103
Figura 3.18 Ángulo de flexión de la rodilla en el tiempo del modelo de pierna del infante en posición de prona. La misma nomenclatura angular es usada de la figura anterior.....	104

ÍNDICE DE ANEXOS

	Pág.
Anexos 1: Definición y bocetos de proyectos preliminares	118
Anexos 2: Resultados de simulación por elementos finitos	123
Anexos 3: Configuración de las pruebas experimentales	133
Anexos 4: Selección de mini-bomba de vacío	137
Anexos 5: Códigos fuente en Arduino	138
Anexos 6: Datos de fabricante	140

RESUMEN

En el Perú, se estima que anualmente nacen más de 350 niños con mielomeningocele. Durante su crecimiento suelen presentar alteraciones motoras y de la sensibilidad en el nivel de la lesión debido al compromiso de la médula espinal. Su tratamiento consiste en terapia física para que alcancen su máximo desarrollo posible. En la presente investigación se aborda el diseño y fabricación de un dispositivo robótico capaz de rehabilitar las extremidades inferiores en recién nacidos con mielomeningocele. El ejercicio de rehabilitación de mayor relevancia en la terapia es la flexión y extensión de la rodilla. El prototipo está orientado a bebés de seis meses de edad y como objetivo principal del dispositivo fue alcanzar el rango de movimiento de 54°, desarrollado por un bebé sano. Para ello, se empleó una metodología de diseño mecánico que involucra el diseño conceptual, la fabricación y caracterización del sistema de accionamiento, así como la validación funcional e integración del prototipo del dispositivo robótico. Como resultado, se propuso un sistema robótico vestible basado en un actuador flexible para desarrollar el ejercicio de rehabilitación. De las propuestas de diseño para el sistema de accionamiento, sobresalió el músculo artificial de bajo perfil accionado por vacío (LP-VPAM), que consiste en una estructura de Filaflex sellada herméticamente entre láminas de Polietileno y accesorios finales. Se fabricó y caracterizó el actuador mediante la prueba de contracción isométrica y de contracción libre obteniéndose una fuerza máxima de 27 N y una contracción máxima de 31 mm a -40 kPa, respectivamente. En la validación funcional, se fabricó un modelo de pierna de un infante de 6 meses de edad y se realizaron pruebas experimentales para determinar el ángulo de extensión y flexión en posición de costado y prona, respectivamente. Se implementó el sistema robótico mediante la integración de los subsistemas de accionamiento, de sensado, mecánico y de control. Se alcanzó un ángulo de extensión máximo de 61° a una presión de -40 kPa y un ángulo de flexión máximo de 43° a una presión de -40 kPa.

PALABRAS CLAVE:

Mielomeningocele, rehabilitación, dispositivo robótico, bebés, músculos artificiales.

ABSTRACT

DESIGN AND FABRICATION OF A ROBOTIC DEVICE FOR LOWER LIMB REHABILITATION IN NEWBORNS WITH MYELOMENINGOCELE

In Peru, it is estimated that more than 350 children are born with myelomeningocele annually. During their growth, they usually present motor and sensitivity alterations at the level of the injury due to the involvement of the spinal cord. Their treatment consists of physical therapy so that they reach their maximum possible development. The present research addresses the design and manufacture of a robotic device capable of rehabilitating the lower extremities in newborns with myelomeningocele. The most relevant rehabilitation exercise in therapy is knee flexion and extension. The prototype is aimed at six-month-old babies and the main objective of the device was to achieve the range of motion of 54 °, developed by a healthy baby. For this, a mechanical design methodology was used that involves the conceptual design, manufacture and characterization of the drive system, as well as the functional validation and integration of the prototype of the robotic device. As a result, a wearable robotic system based on a flexible actuator was proposed to develop the rehabilitation exercise. Of the design proposals for the drive system, the vacuum-powered low-profile artificial muscle (LP-VPAM) stood out. The actuator was manufactured and characterized by the isometric contraction and free contraction test, obtaining a maximum force of 27 N and a maximum contraction of 31 mm at -40 kPa, respectively. In functional validation, a 6-month-old infant leg model was fabricated and experimental tests were performed to determine the angle of extension and flexion in the prone and side positions, respectively. The robotic system was implemented by integrating the drive, sensing, mechanical and control subsystems. A maximum extension angle of 61 ° was reached at a pressure of -40 kPa and a maximum bending angle of 43 ° at a pressure of -40 kPa.

KEYWORDS:

Myelomeningocele, rehabilitation, robotic device, newborns, artificial muscles

INTRODUCCIÓN

Los defectos del tubo neural representan uno de las mayores enfermedades congénitas a nivel mundial. Su prevalencia oscila en un rango de 0.3 a 199.4 por diez mil recién nacidos de acuerdo a lo reportado en [1]. Se presentan en la forma de la anencefalia¹, el encefalocele² y de la espina bífida, las dos primeras formas no tienen compatibilidad con la vida y los bebés nacen muertos. En el caso de la espina bífida, esta es una enfermedad que consiste en un cierre defectuoso de la columna vertebral y que surge durante la cuarta semana de gestación. Se clasifica en tres tipos, espina bífida oculta, espina bífida meningocele y espina bífida mielomeningocele. Esta última es el caso más grave que se manifiesta en los recién nacidos mediante la formación de un pequeño saco cubierto por una capa delgada de piel en la abertura de la columna vertebral. El saco contiene fluido cefalorraquídeo, nervios y partes de la columna vertebral, y puede ubicarse en cualquier sitio a lo largo de la misma.

En el 2009, los recién nacidos afectados por mielomeningocele se ubicaron en el rango de 0.5 a dos por 1000 embarazos en todo el mundo. En Estados Unidos, aproximadamente nacen 1500 a 2000 bebés con esta enfermedad cada año [2], ello representa una incidencia que oscila alrededor de tres por diez mil recién nacidos [3]. En comparación, los países en vías de desarrollo presentan estadísticas con una incidencia mucho mayor. En México y Perú, se presentaron incidencias de 3.65 y 6.0 por diez mil recién nacidos respectivamente [4], [5]. Considerando la tasa de recién nacidos en el Perú, se estima que aproximadamente 350 infantes nacen con esta enfermedad cada año.

Los infantes durante su crecimiento suelen presentar alteraciones motoras y de la sensibilidad en el nivel de la lesión debido al compromiso de la médula espinal y los nervios que salen de la misma. La porción frecuentemente afectada es la zona lumbo-sacra, produciendo una disminución o abolición de la función motora en las extremidades inferiores mostrándose como la incapacidad parcial o total para mover los pies, piernas, muslos e

¹ Cerebro poco desarrollado y cráneo incompleto

² Abertura anormal en el cráneo

incluso caderas [6]. De este modo, la capacidad ambulatoria, es decir, la movilidad de los infantes con mielomeningocele es severamente afectada, repercutiendo su calidad de vida.

Posterior a corrección quirúrgica los niños reciben intervenciones de rehabilitación con el propósito de brindarle la oportunidad al niño de alcanzar el máximo desarrollo que permite la naturaleza de la lesión neurológica [7]. Las intervenciones de rehabilitación que realiza el profesional especializado están orientadas para recuperar o fortalecer las funciones motoras mediante cambios de postura, alineamiento de los segmentos corporales y estimulación temprana de las funciones correspondientes a la edad, así como para evitar las deformidades posturales por falta o escasa actividad de los músculos de las extremidades inferiores comprometidas y de las articulaciones: cadera, rodillas, tobillos y de pies. En el caso de los niños menores de 6 meses de edad, en cuanto a rehabilitación motora, se recomienda cuidados posturales y movimientos pasivos de las extremidades inferiores desde la primera semana de nacidos. Esta estimulación temprana representa la oportunidad de mejorar los caminos neuronales entre el cerebro y la médula espinal del infante reduciendo el daño de la mielomeningocele en el sistema nervioso [8]. Por otra parte, la rehabilitación motora es impartida por un profesional de salud de manera manual, lo que genera un problema adicional, la falta de especialistas para realizar la terapia. La mayoría de los niños que no han recibido una terapia adecuada, sea por falta de especialistas en Lima y en las regiones o por alguna otra causa, permanecen con problemas de movilidad severa durante toda su vida.

Por consiguiente, la necesidad descrita motiva el desarrollo del diseño y fabricación de un prototipo funcional de un sistema para la rehabilitación de las extremidades inferiores en recién nacidos menores a seis meses de edad con mielomeningocele. La rehabilitación durante los primeros meses de vida, es decir, una rehabilitación temprana presenta mejores probabilidades de proporcionar a los recién nacidos la capacidad de preservar o recuperar sus funciones motoras, lo cual puede ser realizado por el dispositivo. El sistema de rehabilitación pudiera ser parte del equipamiento médico en los hospitales de Lima y de las regiones del país.

Alcance

El alcance de la investigación aborda diseñar y fabricar un prototipo funcional de un dispositivo robótico para la rehabilitación de las extremidades inferiores de recién nacidos con mielomeningocele. El prototipo está orientado hacia bebés que tengan mielomeningocele en la región sacro-lumbar y que su edad sea alrededor de seis meses de edad. El principal punto de innovación en el trabajo es el sistema de actuadores que ejecuten el ejercicio de rehabilitación seleccionado. En este caso, el ejercicio es el movimiento de flexión y extensión de la rodilla. El rango de movimiento del ángulo de la rodilla de los bebés sanos para un movimiento de patada es aproximadamente 54 grados, y este rango se eligió como el valor de referencia para que el actuador lo alcance cuando sea aplicado a un modelo de pierna de un infante. El prototipo a fabricar será validado de manera funcional en un modelo de pierna de un neonato hecho a base de impresión 3D o en un simulador³ de neonato proveído por el Instituto Nacional de Salud del Niño de San Borja INSN.

Antecedentes

En el estudio de Teulier [9], los neonatos participaron de sesiones de pasos en una cinta de correr motorizada en una posición que soportaba parcialmente el peso de sus cuerpos. Fueron evaluados a la edad de uno, tres, seis, nueve y doce meses. Se formaron dos grupos, uno de doce recién nacidos con mielomeningocele y uno de doce recién nacidos sin la enfermedad. Los resultados indicaron que el movimiento de las piernas se incrementó en 22% para los bebés sanos y 16% para los bebés con mielomeningocele. Los autores del estudio sugieren que los recién nacidos con mielomeningocele experimentan un retraso de desarrollo motor, en lugar de una ausencia de capacidad para desarrollarse. Asimismo, es señalado que la dificultad de su desarrollo proviene de sus reducidos esfuerzos para explorar el movimiento de sus piernas. A pesar de rehabilitar al recién nacido mediante la marcha en la cinta de correr realizando el movimiento de flexión y extensión de la rodilla, en el estudio

³ Un modelo de pierna con una articulación de rotación en la rodilla.

el rango de movimiento no fue identificado en la articulación. En la **Figura 1.1** se puede observar al recién nacido en una sesión [10].

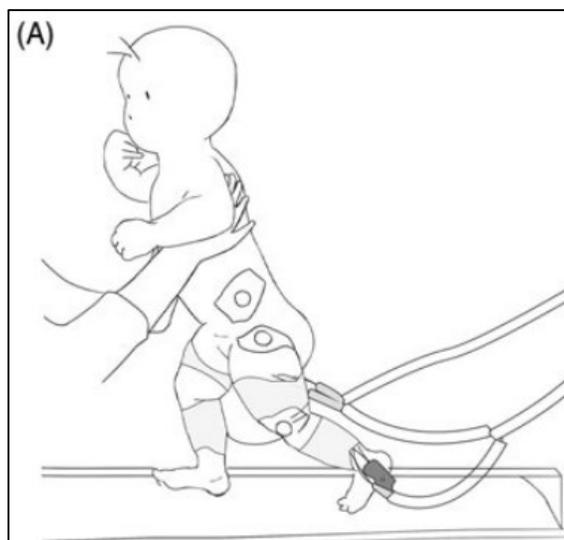


Figura 1.1 Deambulación de un recién nacido en una cinta de correr motorizada [10]

Otro método de rehabilitación fue empleado en el trabajo de Calderón-Porras et al. [11], que estaba basado en hidrocinesiterapia⁴ y en la técnica Halliwick⁵. El estudio incluía dos grupos principales con nivel funcional motor en el segmento lumbar L3 o menor, entre las edades de dos a cuatro años y de cinco a siete años. El programa de ejercicios centrado en movilizaciones activo-asistidas y estiramientos, mostró mejoras en la fuerza muscular de flexores de rodilla, fuerza muscular abductores de cadera y fuerza muscular abdominales. Sin embargo, la aplicación de esta rehabilitación requiere de un terapeuta físico y un médico especialista encargado de la rehabilitación, así como de equipos terapéuticos para el medio acuático.

Heathcock y sus colegas [12] analizaron un caso de estudio de un infante, quien fue identificado en su nacimiento con un tumor espinal desde segmento torácico T11 hasta segmento lumbar L4. El infante padeció de una lesión en la medula espinal posterior a la remoción quirúrgica. El objetivo del programa era permitir un entrenamiento de cinta de

⁴ Hidrocinesiterapia o natación terapéutica se refiere a la aplicación de ejercicios terapéuticos en el agua, aprovechando sus propiedades térmicas.

⁵ Técnica para brindar confianza y enseñar a nadar a personas con discapacidad física.

correr intensivo mediante sesiones que se realizaban una vez a la semana y que consistían en pasos repetitivos, alternantes e independientes como sea posible. Las condiciones del infante eran similares a uno con mielomeningocele, solo su pierna derecha evidenciaba movimientos espontáneos. Los resultados del estudio demostraron que el niño incremento su tasa de pasos independientes de 10 pasos/minuto a la edad de 15 meses de edad a 45 pasos/minuto cuando culminó el programa a los 35 meses de edad. El estudio demostró que la intervención antes de caminar es efectiva, es así que el entrenamiento de pasos facilita el aprendizaje inicial de la habilidad de caminar. No obstante, el programa requiere un soporte de peso corporal y la asistencia de tres a cuatro terapeutas para facilitar la alineación de los segmentos del cuerpo.

Del mismo modo, como fue mencionado en [13] los infantes con espina bífida con la edad generan menos movimiento de piernas cuando están en posición supina, movimientos menos complejos y menos organizados. La hipótesis planteada en el estudio de Chapman [14] fue que los infantes generan mayor movimiento de piernas y patadas cuando están posicionados en un asiento infantil especialmente diseñado que en un asiento convencional y que en posición supina⁶. Su estudio involucro a nueve bebés de siete meses de edad a más con espina bífida en la zona lumbar o sacra. Asimismo, la investigación tenía como objetivo medir la frecuencia con la cual los infantes realizan los movimientos de piernas. Esta fue registrada según una clasificación en seis tipos de patadas, en las cuales el infante flexiona y extiende sus articulaciones de cadera y rodilla. El movimiento más común observado fue la patada de rodilla simple con un promedio de tres, cuatro y trece patadas por minuto en posición supina, en el asiento infantil convencional y en el asiento de diseño especial respectivamente. Los resultados de frecuencia promedio de movimientos de piernas permitió validar la hipótesis, pues se obtuvo noventa movimientos de piernas por minuto en el asiento especial, mientras que en posición supina y en el asiento convencional se obtuvieron aproximadamente cincuenta movimientos de piernas por minuto y treinta movimientos de piernas por minuto respectivamente. El estudio sugiere que se debe estimular e incrementar la frecuencia de ejecución de patadas por parte de los infantes para desarrollar conexiones neuronales, pues estas son la base para generar patrones de movimiento que son más

⁶ Acostado boca arriba

predispuestas a ser repetidas con el tiempo. No obstante, durante el desarrollo de las cuatro sesiones no se evidenciaron diferencias estadísticas significativas probablemente derivadas de que no es un entrenamiento intensivo.



Figura 1.2 Uso de silla de ruedas por una niña con mielomeningocele [15]

Por otra parte, la mayor parte de dispositivos están dirigidos hacia un público adulto. El caso principal son las ortesis⁷ que son empleadas para aliviar la carga y reducir el esfuerzo muscular en las actividades diarias. Asimismo, son utilizadas para lesiones en la zona torácica, lumbar y sacro con el fin a largo plazo de rehabilitar la marcha de los pacientes con mielomeningocele. Estos dispositivos pueden ser muletas, andadores o silla de ruedas como se observa en la **Figura 1.2** [15][16]. No obstante, debido a enfocarse en niños, jóvenes y adultos se excluye de la rehabilitación a recién nacidos, cuyo potencial de adquirir, mantener o recuperar sus habilidades funcionales es mayor en el post-nacimiento. Ello se sustenta en su plasticidad cerebral, característica que les permite a las neuronas adaptarse a estímulos para desarrollar sus redes neuronales.

⁷ Las ortesis son dispositivos fabricados para personas con alguna discapacidad con el objetivo de apoyar funciones corporales como caminar o prevenir deficiencias como deformidades esqueléticas.

Los estudios de electroestimulación⁸ han presentado mejoras significativas en la extensión de la rodilla. De manera similar, en el caso de entrenamientos de ejercicio repetitivos se obtuvieron resultados positivos indicando que el estímulo es adecuado para el fortalecimiento de las extremidades inferiores. Estos trabajos fueron dirigidos a niños mayores de cuatro años y menores de 21 años con lesiones en la zona bajo segmento torácico T6 [17]. Asimismo, recientemente un estudio comparó la fisioterapia convencional con la terapia física basada en la estimulación refleja, consistió en sesiones repetitivas de movimientos en niños de una edad media de dieciocho meses [18]. Asimismo, abarcó control de la postura y posicionamiento correcto de las ortesis. El estudio demostró que ambos presentan resultados similares con un incremento en las funciones motor-sensoriales en niños con mielomeningocele [8]. A pesar de que se presenta la posibilidad de que la terapia física basada en estimulación refleja sea viable, aún persiste de que la fisioterapia convencional requiere un fisioterapeuta para la rehabilitación. Un ejemplo de ejercicio en la terapia convencional es el mostrado en la **Figura 1.3** donde se desarrolla la flexión de la rodilla mientras el bebé está en posición supina.



Figura 1.3 Flexión de la rodilla en la fisioterapia [18]

A partir de ello, se identifica la posibilidad de cubrir una brecha en la rehabilitación de recién nacidos con mielomeningocele, pues los tratamientos requieren el empleo de equipos e instrumentos especiales, así como el apoyo de terapeutas. La tasa de uso de estos

⁸ Inducción de potenciales de acción en células musculares o nerviosas, mediante un campo eléctrico.

dispositivos puede ser reducida mediante un dispositivo robótico y que al mismo tiempo pueda aprovechar la plasticidad cerebral de los recién nacidos para que recuperen sus funciones motrices.

Justificación y motivación

La importancia de la investigación radica en su impacto social, pues el dispositivo robótico como prototipo funcional apertura las posibilidades de mejorar la calidad de vida de los recién nacidos con mielomeningocele. En el Perú, la incidencia de la mielomeningocele presenta una razón de 6 por cada 10 mil recién nacidos [5], tomando en cuenta que según UNICEF⁹ anualmente nacen 594 000 niños [19]. Entonces, cada año nacen aproximadamente más de 350 niños nacen con mielomeningocele. Durante su crecimiento, ellos presentan deficiencias motoras en las extremidades inferiores que afectan su desarrollo físico y emocional, pues son caracterizados por requerir cuidados durante toda su vida. Su transición a la adultez representa una etapa crítica, debido a que surgen otras complicaciones como la obesidad a causa de una baja actividad física y un riesgo de contracturas que es persistente en las articulaciones de rodilla y cadera [16]. El dispositivo robótico abre las posibilidades de mejorar la calidad de vida de estos infantes al incrementar su autonomía y probabilidad de deambulación. En el país, el presente estudio representa uno de los primeros pasos hacia el desarrollo de un dispositivo robótico capaz de rehabilitar los movimientos de flexión y extensión de la rodilla en recién nacidos con mielomeningocele.

Por otro lado, a pesar del proceso de descentralización del servicio de salud iniciado hace unos años, la demanda de casos de provincia que deben ser referenciados es permanente. En el caso de mielomeningocele, un estudio en el período del 2013 al 2016 evidenció que el 56.8% de pacientes del Instituto Nacional de Salud del Niño San Borja INSN eran provenientes de otras regiones del Perú [20]. Ello implica que existe una falta de establecimientos de salud capaces de atender pacientes con mielomeningocele. Los requisitos

⁹ United Nations International Children's Emergency Fund UNICEF que provee ayuda humanitaria a niños en países en desarrollo.

para su atención son un equipo de cuidados intensivos neonatales, así como un equipo de neurocirugía pediátrica que son parte de unidades productoras de servicios de salud UPSS¹⁰. En la **Tabla 1.1**, se muestra la categorización de los establecimientos del sector salud en el país.

PRIMER NIVEL DE ATENCIÓN		Categoría I – 1
		Categoría I – 2
		Categoría I – 3
		Categoría I – 4
SEGUNDO NIVEL DE ATENCIÓN	Establecimientos de salud de Atención General	Categoría II – 1
	Establecimientos de Salud de Atención Especializada	Categoría II – 2
TERCER NIVEL DE ATENCIÓN	Establecimiento de salud de Atención General	Categoría II – E
	Establecimiento de salud de Atención General	Categoría III – 1
	Establecimiento de salud de Atención Especializada	Categoría III – E
		Categoría III – 2

Tabla 1.1 Categorización de los establecimientos de Salud [21]

Los establecimientos del nivel tres poseen la capacidad para atender casos de mielomeningocele y existen alrededor de 29 con esa categoría a nivel nacional. Estos incluyen a hospitales y clínicas de atención general (III-1) e institutos especializados (III-2) que presentan la mayor capacidad resolutoria y nivel de especialización. Para adquirir este servicio, los casos de provincia deben ser tratados en Lima o en establecimientos adecuados, lo cual representa un obstáculo económico para esas familias. Además, dichos pacientes no gozarán de la misma calidad de atención cuando retornen a provincia donde se presenta la insatisfacción sobre la calidad [22] y el cumplimiento incorrecto del servicio de salud [23]. Otro factor importante son los costos de atención que emplea el estado para la atención de pacientes con mielomeningocele. En el Perú, no se cuentan con estadísticas sobre los costos en relación a esta enfermedad. No obstante, en Chile el costo promedio anual por infante asciende aproximadamente a más de 1000 dólares (724 418 pesos chilenos) incluyendo servicios médicos y terapéuticos que representan el 80.3% del costo total y el resto es representado por el apoyo clínico [24]. Ello puede ser reducido en el Perú mediante un

¹⁰ UPSS es la Unidad Productora de Servicios para desarrollar funciones homogéneas y producir determinados servicios de salud

sistema robótico de bajo costo, que sea accesible a más familias y a establecimientos de salud de provincia cuando el dispositivo sea comercial.

El dispositivo robótico es innovador, debido a que no hay antecedentes de uno centrado en recién nacidos con mielomeningocele. Los equipos empleados para esta enfermedad son las ortesis¹¹, que están dirigidas para niños, jóvenes y adultos. Las ortesis apoyan la deambulación, por ejemplo, el entrenador de marcha, la ortesis de rodilla tobillo pie o de tobillo pie [15] estabilizan la postura en posición de pie. Otros equipos que trabajan en conjunto con las ortesis son herramientas de soporte como andadores, bastones, muletas de antebrazo y silla de ruedas. Estas se emplean de acuerdo al nivel de lesión como se observa en la **Tabla 1.2**. Asimismo, el tratamiento tradicional de la enfermedad no emplea un dispositivo para rehabilitación de las extremidades inferiores, es así que la ejecución adecuada del tratamiento depende de la experiencia y calidad de los fisioterapeutas encargados de realizarlo. En el Perú, recientemente se ha publicado una Guía Práctica Clínica para el diagnóstico y Tratamiento de Mielomeningocele [6] en la Resolución Directoral N°26/2018 que indica como parte inicial del manejo al tratamiento quirúrgico y como procedimiento alternativo al tratamiento de medicina física y de rehabilitación. En comparación, en México su guía práctica clínica también contempla los mismos aspectos, pero es resaltable que su rehabilitación comienza desde temprana edad [7]. De esta manera, el dispositivo demuestra potencial para completar una brecha en la rehabilitación de pacientes con mielomeningocele siendo pionero en relación al público objetivo.

Además, el desarrollo del dispositivo hacia la fase de pruebas clínicas, que está fuera del alcance del presente trabajo, puede validar su eficiencia para la rehabilitación de la flexión y extensión de la rodilla en neonatos. Ello puede permitirle ser comercial y podría implicar el acceso a nueva información sobre la mielomeningocele en el país, ya que la ausencia de investigación sobre esta enfermedad es significativa como en la escasez de sus estadísticas. Otro factor relevante del dispositivo es su escalabilidad, pues la rehabilitación brindada por este puede ser adaptada para varias enfermedades como la parálisis cerebral y a lesiones en la médula espinal. Esta última puede ser derivada de la negligencia médica durante el parto

¹¹ Dispositivos para corregir una deformidad o reforzar una función motriz

y de intervención quirúrgica por un tumor en la médula espinal. La escalabilidad es viable, pues estas enfermedades presentan condiciones similares a la mielomeningocele como la discapacidad motora en las extremidades inferiores.

Nivel de lesión	Movilidad funcional en Adultez	Equipo comúnmente usado
Torácico inferior (T11-12)	No ambulación Dependencia completa de la silla de ruedas	Silla de ruedas
Lumbar alta (L1-2)	Dependencia completa de la silla de ruedas para deambular distancia	Silla de ruedas Andador Muletas de antebrazo
Lumbar media (L3-4)	Deambulaci3n comunitaria ¹² limitada Dependencia parcial en la silla de ruedas	Silla de ruedas Andador Muletas de antebrazo
Lumbar baja (L5)	Deambulaci3n comunitaria Dependencia parcial en la silla de ruedas para largas distancias	Silla de ruedas Muletas de antebrazo
Sacra (S1 o S2-3)	Deambulaci3n comunitaria	Ninguno

Tabla 1.2 Movilidad funcional en la adultez por nivel de lesi3n [15]

Objetivo general

Diseñar y fabricar un prototipo funcional de un dispositivo rob3tico para rehabilitaci3n de extremidades inferiores en reci3n nacidos menores a seis meses de edad con mielomeningocele.

Objetivos específcos

- Diseñar y fabricar un modelo de actuador de materiales flexibles para generar el movimiento de flexi3n y extensi3n de la rodilla.
- Caracterizar el modelo de actuador mediante la prueba de contracci3n isométrica y contracci3n libre.

¹² Movilidad independiente fuera de casa

- Implementar e integrar un sistema robótico para la rehabilitación de la rodilla en recién nacidos con mielomeningocele.
- Validar funcionalmente en laboratorio el prototipo del sistema robótico en un modelo 3D de extremidades inferiores de un infante.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 Biomecánica del recién nacido

1.1.1 Mielomeningocele

El mielomeningocele comprende la formación de un saco de líquido cefalorraquídeo que contiene tejido nervioso y partes de la columna vertebral, en cualquier sitio a lo largo de la misma. El saco se forma en la cuarta semana de gestación durante el período embrionario, esta etapa de desarrollo se muestra en la **Figura 1.4** así como el desarrollo del recién nacido hasta la edad previa a su nacimiento.



Figura 1.4 Crecimiento del bebé prenatal (izquierda) y formación de mielomeningocele (derecha) [25]

Durante los siguientes meses, el recién nacido con mielomeningocele presenta movimientos fetales que abarcan la flexión y extensión de la rodilla y cadera. Estos movimientos son tan activos como en los fetos con un desarrollo típico [9]. No obstante, progresivamente perderán las habilidades motrices en las extremidades inferiores luego del parto, lo cual implica el desarrollo posterior de su estado de parálisis parcial o completa.

Los recién nacidos con mielomeningocele presentan en el post-parto varios tipos de movimientos reflejos primitivos¹³ como los reflejos de tendones de Achiles o de tendones de rodilla. Este último es mostrado en la **Figura 1.5** donde frente a un estímulo en el tendón, la rodilla se extiende. No obstante, estos son perdidos progresivamente en el lapso del primer día a la primera semana. Ello fue demostrado en [26] donde cinco de siete recién nacidos presentaron la ausencia de sus reflejos de tendones de la rodilla o anales.

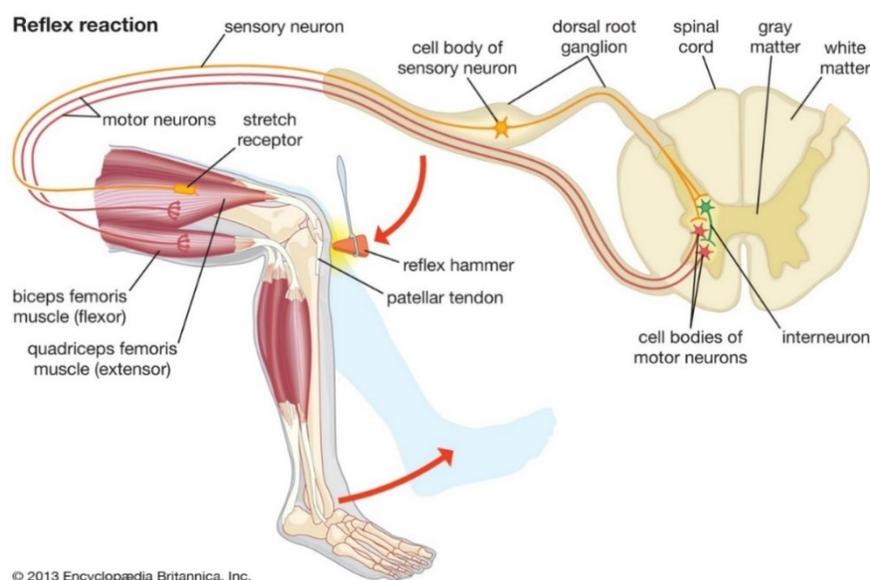


Figura 1.5 Reflejo del tendón de la rodilla. Extensión de la rodilla producido por el reflejo [26]

Asimismo, los movimientos primitivos reflejos persisten hasta el primer año de edad. Paralelamente los recién nacidos empiezan a realizar movimientos voluntarios entre los cuales destacan las patadas, que muestra el grado de coordinación de varias articulaciones y un carácter exploratorio, y que puede proveer información temprana sobre un desorden motriz [27].

1.1.2 Terapia física de rehabilitación

Previamente a la terapia física, el tratamiento para los infantes con mielomeningocele consiste en un procedimiento quirúrgico post-parto. El procedimiento tiene el objetivo de

¹³ Movimientos reflejos son reacciones involuntarias a estímulos, actúan como método de recolección de información [25]

preservar el tejido neural viable, reconstruir lo más cercano a la anatomía normal, estético y disminuir la posibilidad de infección [6]. En la rehabilitación de los recién nacidos con mielomeningocele, la terapia física consiste principalmente en fisioterapia que implica la realización de varios movimientos en los recién nacidos por parte de profesionales especializados (terapeutas). Los ejercicios abarcan las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo como se observa en la **Tabla 1.3**. En el caso de mielomeningocele, la articulación de mayor relevancia para el desarrollo de la deambulación es la rodilla. Por ello, el presente trabajo se centra en los movimientos de las piernas que involucran a esta articulación.

Ejercicio	Imagen Referencial	Breve descripción
Extensión de la cadera con flexión de la rodilla en posición prona		Doblar la rodilla del bebé suavemente, y llevar el talón de su bebé hacia su glúteo.
Flexión de cadera, flexión de rodilla en posición costado		Doblar la rodilla suavemente hacia el abdomen del bebé. Mantenga su mano en la rodilla flexionada y flexione la rodilla llevando suavemente el talón del bebé hacia su glúteo.
Plantarflexión de tobillo en posición supina		Estirar suavemente el pie del bebé hacia abajo

Tabla 1.3 Principales ejercicios de terapia física de miembros inferiores para infantes con mielomeningocele [18]

1.1.3 Músculos involucrados en la rodilla

La articulación de la rodilla es una articulación de bisagra modificada, que permite el movimiento de flexión y extensión en el plano sagital, así como la rotación interna y externa [28]. La rodilla puede soportar grandes cargas y es esencial para la locomoción humana. Existen principalmente dos grupos de músculos involucrados en su movimiento, el músculo cuádriceps y el músculo hamstring. El cuádriceps es conformado por los siguientes músculos: 1) recto femoral, 2) vasto medio, 3) vasto intermedio y 4) vasto lateral. En el caso de estos últimos tres, se conectan al fémur y a la tibia a través del 5) ligamento patelar. El hamstring está conformado por: 6) Semitendinoso, 7) Semimembranoso, 8) Bíceps femoral y 9) Gastrocnemius. Estos grupos de músculos son mostrados en la parte anterior y posterior de la extremidad inferior en la **Figura 1.6**.

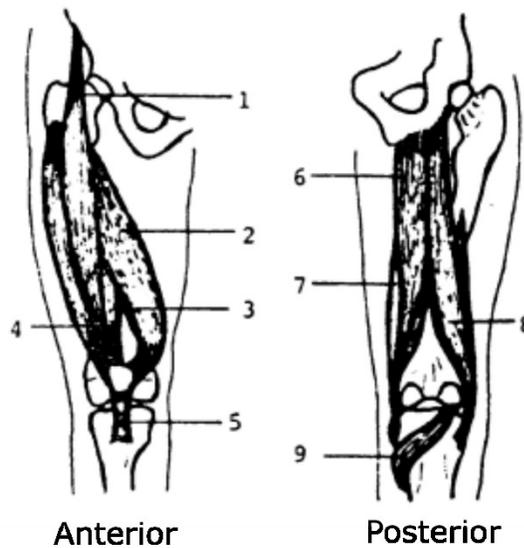


Figura 1.6 Músculos y tendones principales involucrados en la articulación de la rodilla. 1) recto femoral, 2) vasto medio, 3) vasto intermedio, 4) vasto lateral, 5) ligamento patelar, 6) Semitendinoso, 7) Semimembranoso, 8) Bíceps femoral y 9) Gastrocnemius [28]

Los músculos se pueden clasificar en agonistas y antagonistas. Los primeros realizan la contracción muscular para ejecutar un movimiento, mientras que los antagonistas se relajan durante esa contracción. En la **Tabla 1.4**, se mencionan los músculos principales involucrados en la extensión y flexión de la rodilla,

Músculo Cuádriceps (Músculo agonista a la extensión de rodilla)	Recto femoral
	Vasto medio
	Vasto lateral
	Vasto intermedio
Músculo Hamstring (Músculo antagonista para la extensión de rodilla)	Bíceps femoral
	Gastrocnemius
	Semimembranoso
	Semitendinoso

Tabla 1.4 Músculos principales involucrados en la flexión y extensión de la articulación de la rodilla [29]

1.1.4 Desarrollo motor del recién nacido

El desarrollo psicomotor de un recién nacido con mielomeningocele presenta un retraso en comparación a un niño con desarrollo típico o sano [30]. Este retraso ha sido registrado en un caso clínico en [31], el cual sugiere que los recién nacidos presentan mayor actividad en las extremidades superiores. Ello puede ser observado en la **Tabla 1.5** donde se muestra el desarrollo normal y desarrollo con mielomeningocele.

Bebé con mielomeningocele		Bebé sin mielomeningocele	
Edad	Desarrollo de paciente	Desarrollo normal	Edad de desarrollo normal
Recién nacida	- “Grasping” en manos - “Galant” en ambos lados	- Movimientos globales y amplios ante un estímulo. - En decúbito prono levanta la cabeza y mira alrededor.	De 0 a 3 meses
1 mes	Sostén cefálico adecuado en “pull to sit”		
2 meses	- “Grasping” pie derecho		
3 meses	- Apoyo antebrazos y levanta tórax y cabeza		
4 meses	- Reacciones de enderezamiento en sedestación.	- Se sienta con apoyo y sostiene la cabeza. - En decúbito prono existe apoyo en antebrazos y manos. - Voltea de decúbito supino a decúbito prono. - Coge y suelta objetos	De 3 a 6 meses

Tabla 1.5 Comparación del desarrollo psicomotor de un bebé con mielomeningocele y uno con desarrollo normal [31]

Asimismo, desde su crecimiento el recién nacido progresivamente desarrolla posturas para finalmente alcanzar la habilidad de caminar. En el período de uno a seis meses, en [32] se registró que 14% de bebés con mielomeningocele se mantenía en posición supina, que 26% podían cambiar de posición decúbito supina a decúbito prona y que 28% podían moverse en posición prona. Las posiciones anteriormente mencionadas se muestran en la **Figura 1.7**.



Figura 1.7 Posiciones de un recién nacido durante su desarrollo psicomotor [31]

En la **Figura 1.8** se puede observar la tendencia en la frecuencia del movimiento de las piernas de los recién nacidos con mielomeningocele MMC y niños con desarrollo típico TD. La diferencia entre ambos casos se manifiesta desde su nacimiento y se incrementa paulatinamente en un lapso de tiempo de uno a seis meses.

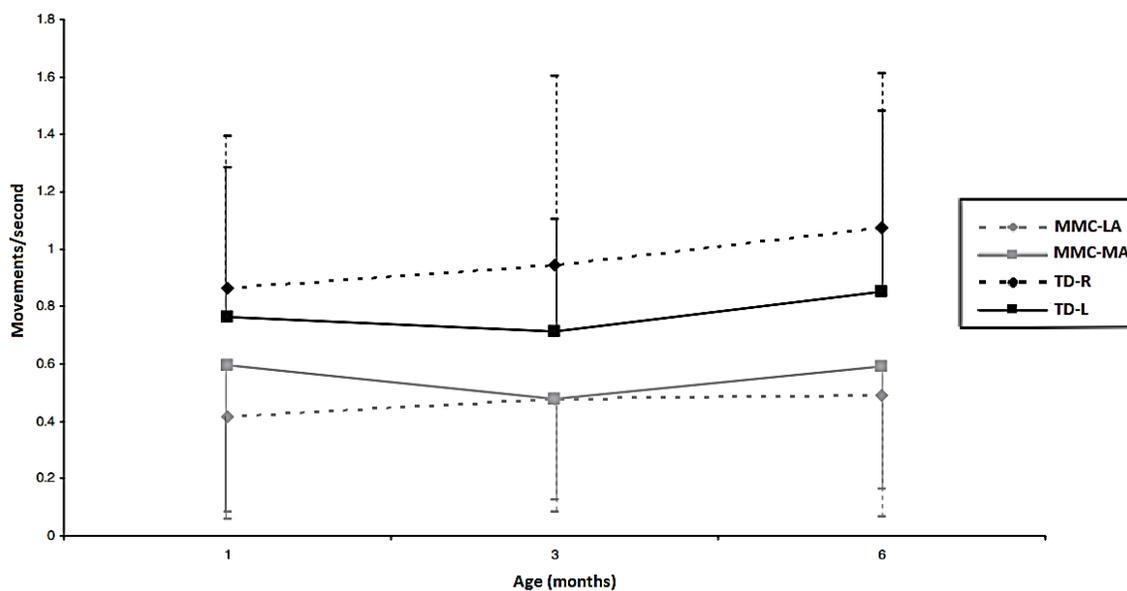


Figura 1.8 Frecuencia de movimientos de la pierna derecha R y la pierna izquierda L en infantes con desarrollo típico y pierna menos afectada LA y pierna más afectada MA en infantes con mielomeningocele [13]

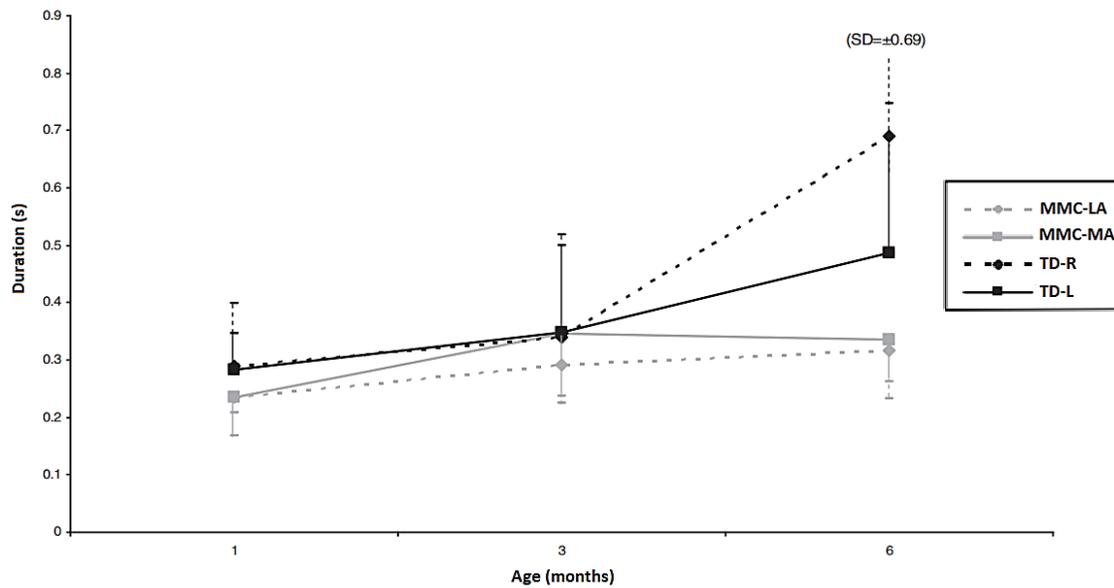


Figura 1.9 Duración de movimientos producidos por la pierna derecha R e izquierda L en infantes con desarrollo típico y pierna menos afectada LA y pierna más afectada MA en infantes con mielomeningocele [13]

Del mismo modo, en el mismo período de crecimiento de uno a seis meses la tendencia de la duración de los movimientos de piernas de los recién nacidos es proporcional a la edad del recién nacido, no obstante, como se observa en la **Figura 1.9** se presenta una diferencia significativa a la edad de 6 meses donde la pendiente de los niños con desarrollo típico es mayor a los niños con mielomeningocele. Asimismo, en el caso del rango de movimiento de las patadas de un recién nacido en el estudio de [33] se determinó mediante un análisis cinemático que están en el rango de 54° .

1.2 Exoesqueletos previamente desarrollados

En la actualidad, los exoesqueletos han sido orientados hacia el área de asistencia física, rehabilitación y en el aumento de habilidades físicas. El público objetivo principal de estos diseños son las personas adultas, a causa de ello existen pocos dispositivos dirigidos hacia niños o recién nacidos. Recientemente se ha prestado relevancia a la estimulación temprana como elemento crítico en el proceso de rehabilitación para este nuevo público

objetivo. A continuación, se recopila los exoesqueletos comerciales y en estudio que abarcan la rehabilitación de extremidades inferiores.

1.2.1 Exoesqueletos diseñados para Adultos

Kim et al. [34] desarrollaron un exoesqueleto para rehabilitación en pacientes con lesiones en la rodilla. Su diseño se basa en una estructura de enlace que sigue la trayectoria del centro instantáneo de rotación de la articulación de la rodilla. El mecanismo mostrado en la **Figura 1.10** es proveído de movimiento traslacional mediante un actuador lineal y lo convierte en movimiento rotatorio.

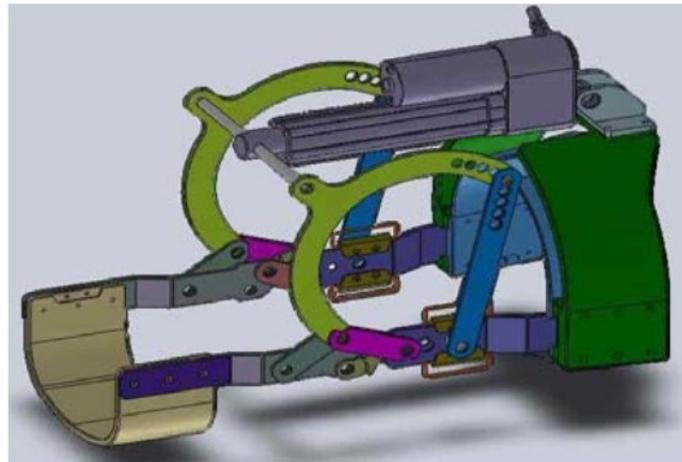


Figura 1.10 Diseño final del dispositivo desarrollado por Kim et al. [34]

El Anklebot [35] es un dispositivo de tres grados de libertad GDL para el tobillo, que está orientado a la rehabilitación de pacientes con accidentes cerebrovasculares que presentan complicaciones como caída del pie o problemas de balance. El dispositivo acciona los movimientos plantar-dorsiflexión e inversión-eversión mediante actuadores lineales montados en paralelo como se muestra en la **Figura 1.11**.

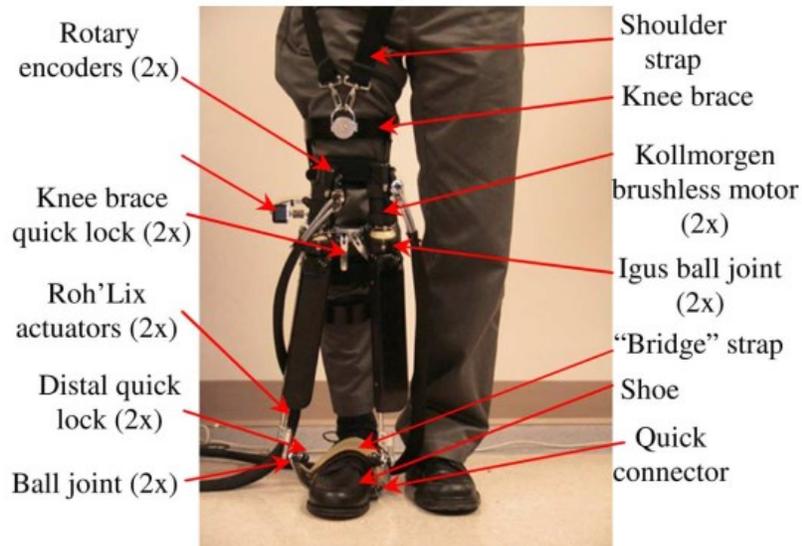


Figura 1.11 Sistema robot tobillo del MIT en un individuo [35]

El FEXO Knee [36] es un sistema híbrido que provee estimulación eléctrica y que asiste el movimiento de la rodilla. La **Figura 1.12** muestra el exoesqueleto de rehabilitación, cuya estructura flexible es conducida por actuadores elásticos en serie, los cuales reciben la fuerza transmitida por cables de un motor DC en una plataforma.

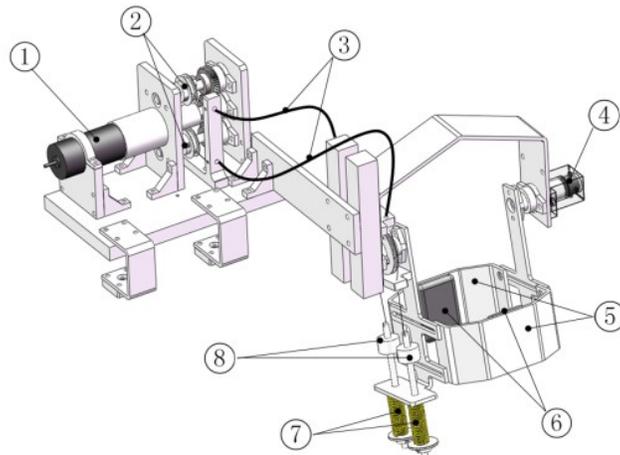


Figura 1.12 Modelo CAD del exoesqueleto FEXO Knee mostrando sus componentes principales [36]

Mina [37] es un dispositivo robótico de asistencia para personas parapléjicas. Provee la habilidad de caminar mediante sus movimientos de cadera y rodilla en el plano sagital. Su funcionamiento consiste en motores DC en cada articulación que generan el torque necesario para habilitar la marcha. Los usuarios emplean como apoyo muletas de antebrazo como se muestra en la **Figura 1.13**. El resto de componentes electrónicos son sostenidos en la zona de la espalda del usuario.



Figura 1.13 Diseño final de Mina (Izquierda) y su evaluación (Derecha) [37]

En el estudio de Wu et al. [38], su robot de rehabilitación de extremidades inferiores de tres GDL presenta una estructura hecha de aluminio apoyada en un soporte que actúa como guía para la marcha. El dispositivo es mostrado en la **Figura 1.14**, es empleado para brindar un entrenamiento de ejercicios repetitivos y energizado mediante motores DC para la extensión y flexión de rodilla, tobillo y cintura.

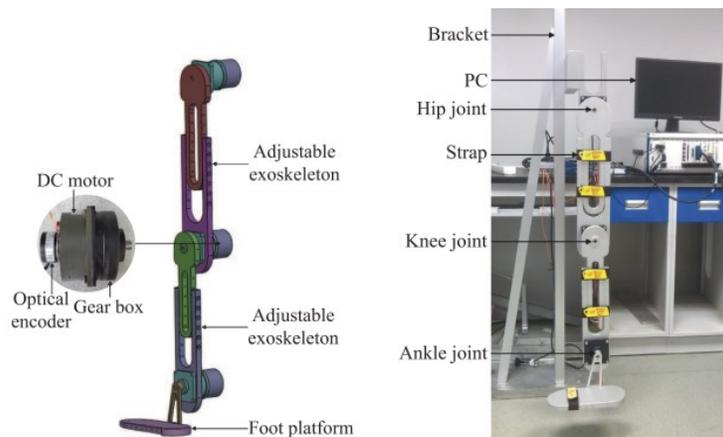


Figura 1.14 Configuración del robot de rehabilitación desarrollado por Wu et al. [38]

En el estudio de Mohanta et al. [39], como se muestra en la **Figura 1.15** se desarrolló un dispositivo robótico para una terapia de marcha tipo sentado, con el propósito de proveer un entrenamiento intensivo para personas con discapacidades motrices en las extremidades inferiores. El sistema consiste en un proveedor de movimiento activo que transmite movimiento a las piernas y una ortesis pasiva que acompaña al proveedor para brindar estabilidad a las piernas débiles. Los actuadores empleados en el proveedor son actuadores cilíndricos y motores DC que generan 3 GDL.

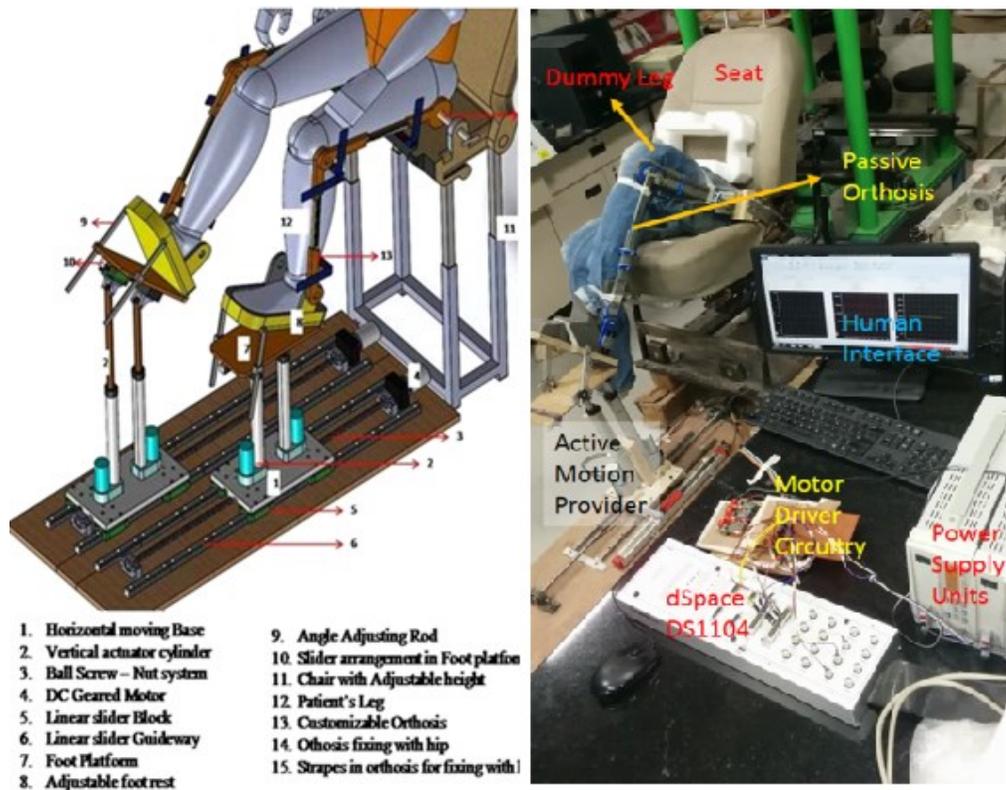


Figura 1.15 Configuración del robot de rehabilitación desarrollado por Mohanta [39]

El Berkeley Lower Extremity Exoskeleton BLEEX [40] es un sistema robótico capaz de incrementar las capacidades físicas de una persona para llevar cargas pesadas por caminos no estructurados¹⁴. En la **Figura 1.16** se muestra el diseño del BLEEX, el cual es pseudoantropomórfico¹⁵ y tiene siete grados de libertad por pierna, tres en la cadera, uno en la

¹⁴ Caminos no estructurados se refiere a terrenos escarpados de difícil acceso.

¹⁵ Pseudoantropomórfico es un diseño que imita de manera similar la cinemática del ser humano, pero no presenta todas sus articulaciones.

rodilla y tres en el tobillo. Los actuadores hidráulicos lineales son sus actuadores principales y para cada articulación, emplea un cilindro de pistón lineal de doble efecto.

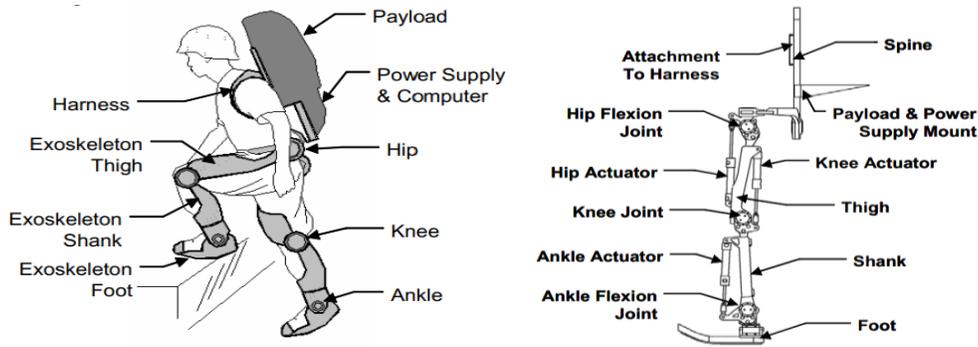


Figura 1.16 Boceto conceptual del BLEEX (izquierda) y un modelo simplificado del BLEEX (derecha) [40]

Beyl et al. [41] presentan un dispositivo de rehabilitación de marcha mediante una ortesis activa de rodilla. En la **Figura 1.17**, se presenta al dispositivo, el cual consta de una configuración antagonista accionada por un músculo artificial neumático plisado y un enlace de cuatro barras. Los actuadores agonistas e antagonistas pueden estar compuestos de varios músculos artificiales en serie o paralelo, los cuales transmiten el torque a la articulación mediante el enlace de cuatro barras.

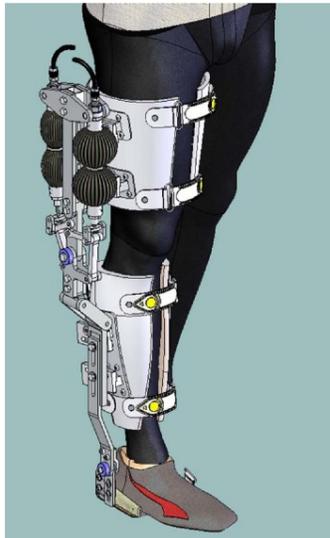


Figura 1.17 Dibujo CAD de la ortesis activa de rodilla sujeta a la pierna de una persona [41]

El exoesqueleto inflable blando propuesto por Sridar et al. [42] es un dispositivo para rehabilitación de la rodilla, que provee una asistencia parcial de 20% en la extensión de esta articulación durante la marcha. El sistema en funcionamiento se muestra en la **Figura 1.18**, emplea actuadores inflables blandos hechos de poliuretano termoplástico termo-sellable que generan un torque para la extensión de la rodilla cuando son presurizados. El dispositivo está dirigido a personas con parálisis después de un derrame cerebral.

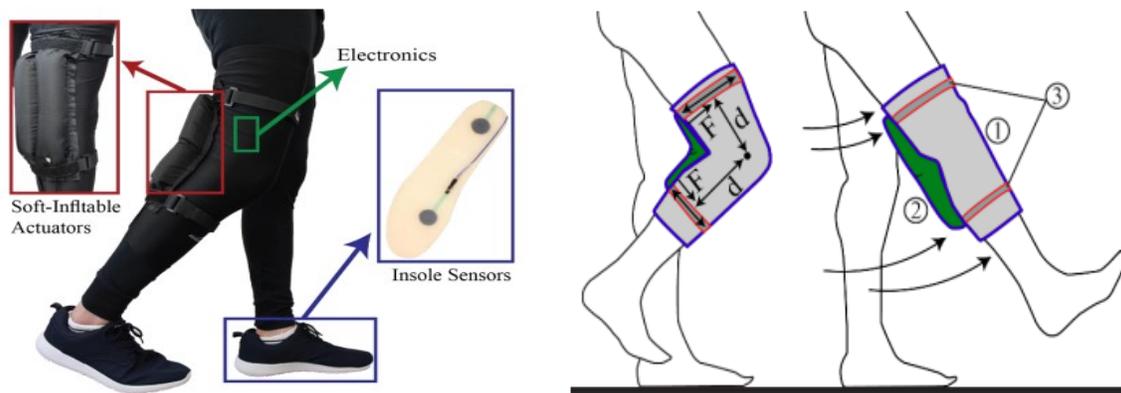


Figura 1.18 El prototipo del exoesqueleto vestido por un usuario (izquierda) y el funcionamiento del dispositivo (derecha). Manga de rodilla (1). Actuador inflable (2). Correas y ganchos (3). [42]

1.2.2 Exoesqueletos diseñados para Infantes y neonatos

El ATLAS 2020 desarrollado y comercializado por Marsi bionics Company es el único exoesqueleto pediátrico para infantes en la edad de tres a catorce años [43]. El dispositivo está orientado hacia la terapia de niños con Atrofia Muscular Espinal. Consiste en un sistema de dos piernas con cinco GDL en cada una, los movimientos permitidos son flexión-extensión y abducción-aducción de la cadera, eversión-inversión y dorsiflexión-plantar flexión del tobillo y flexión-extensión de la rodilla. La estructura está compuesta de titanio y aluminio, y posee un sistema de ajuste de tamaño de cambio rápido. Para accionar los grados de libertad emplea motores DC sin escobilla para accionamiento lineal y rotatorio. El ATLAS 2020 puede ser visualizado en posición estática en la imagen izquierda de la **Figura 1.19**, y en la imagen derecha durante el inicio de una prueba clínica siendo vestido por el usuario.

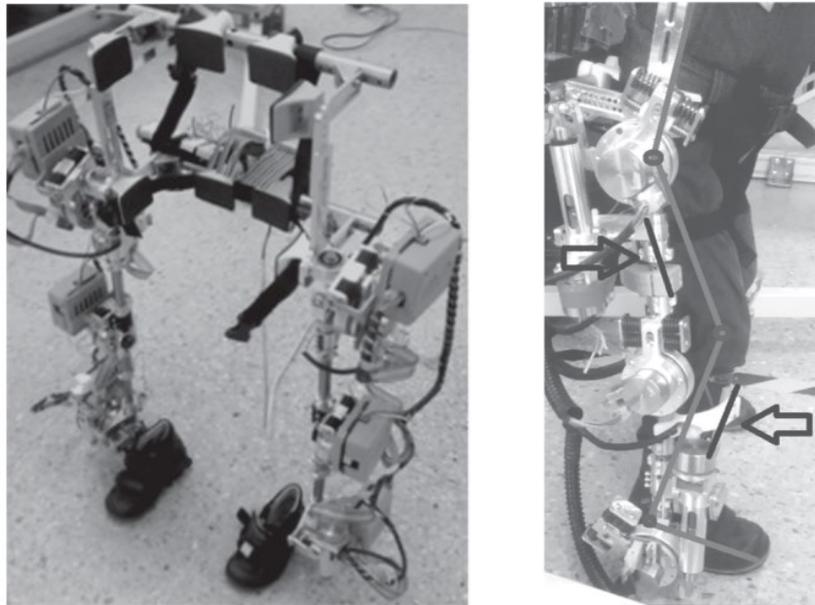


Figura 1.19 Exoesqueleto ATLAS 2020 (izquierda) y sus pruebas clínicas de ergonomía (derecha) [43].

En el estudio de Park [44], se presenta un dispositivo robótico para asistir a infantes de 12 meses de edad en el movimiento de flexión y extensión de la rodilla. Su propuesta en un modelo de pierna se muestra en la **Figura 1.20** (izquierda), esta incluye un músculo artificial neumático con una cámara de aire de volumen cero. El funcionamiento del músculo se observa en la **Figura 1.20** (derecha) y sus características permiten obtener un diseño compacto y ligero conformado por cuatro músculos.

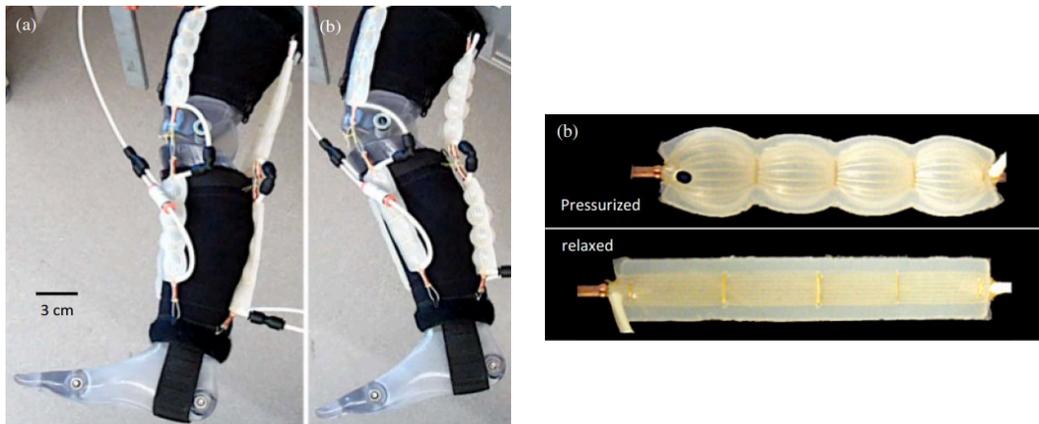


Figura 1.20 Prototipo en funcionamiento extensión y flexión de la rodilla (izquierda), funcionamiento del actuador neumático blando (derecha) [44]

Por último, según la revisión de la literatura hasta la actualidad, existe otro dispositivo en estudio orientado hacia neonatos [45] es de asistencia en movimiento de patadas. Su público está en el rango de tres a nueve meses para recién nacidos con retraso del desarrollo originados de parálisis cerebral. El dispositivo se muestra en la **Figura 1.21**, emplea seis actuadores neumáticos blandos con refuerzo de fibra para asistir la flexión-extensión de rodilla y cadera, así como abducción y aducción de la cadera.



Figura 1.21 El prototipo final adjuntado a un maniquí de un bebé (izquierda). Los acoples para la cadera (a) y rodilla (b) [45]

En base a lo expuesto anteriormente, se evidencia la necesidad de explorar el área de diseño de dispositivos de rehabilitación para recién nacidos, pues como se muestra en [44][45], sus dispositivos son proyectos que se encuentran en fase de investigación.

1.3 Robótica blanda

En la naturaleza, las capacidades de los seres vivos superan ampliamente el desempeño de los robots a causa de una diferencia en el grado de elasticidad del cuerpo, es así que un mecanismo que supera esta limitación puede alcanzar un mayor potencial [46]. La robótica blanda propone un nuevo paradigma que introduce el concepto de robots hechos de materiales flexibles, de tal modo que puedan replicar sistemas de la naturaleza. Este tipo de mecanismos pueden deformarse, lo cual representa una ventaja en comparación a los robots convencionales de cuerpos rígidos. Los dispositivos basados en robótica blanda presentan las siguientes utilidades [46][47][48]:

- Interacción más segura: La aplicación de la robótica rígida se encuentra limitada, pues no pueden entrar en contacto o manipular objetos frágiles como tejidos, vegetales o frutas sin dañarlos.
- Colaborativo: Los actuadores blandos pueden trabajar de manera segura y asistencial con las personas como en el caso de hospitales y centros de trabajo que envuelve la interacción máquina y humana.
- Bajo peso: En relación al esfuerzo/peso, los robots rígidos presentan mecanismos hechos de materiales metálicos o aleaciones que implican mayores valores en comparación a un mecanismo hecho de elastómeros.

A partir de ello, la robótica blanda se perfila como la tecnología con potencial para ser considerada en el desarrollo del dispositivo de la presente tesis como es sugerido para dispositivos vestibles en [49].

1.3.1 Músculos artificiales neumáticos

Inicialmente desarrollados en la década de 1950, los actuadores McKibben consisten en un tubo de caucho interno y una malla trenzada de material inextensible que actúa como carcasa [50]. Su funcionamiento se basa en la presurización de la cámara interna, a partir de ello el dispositivo puede expandirse o contraerse longitudinalmente según la orientación de las fibras.

Recientemente han surgido varios conceptos basados en los actuadores McKibben como el Multifunctional Pneumatic Artificial Muscle MPAM [51] y el Inverse pneumatic artificial muscle IPAM [52]. El primero presenta la capacidad de producir fuerzas bidireccionales mediante un accesorio final móvil que permite cambiar la orientación de las fibras como se muestra en la **Figura 1.22**. El IPAM se caracteriza por obtener deformaciones de hasta 300% y por un funcionamiento opuesto a los músculos neumáticos convencionales, pues como se muestra en la **Figura 1.23**, su contracción se origina de una reducción de la presión en la cámara interna.

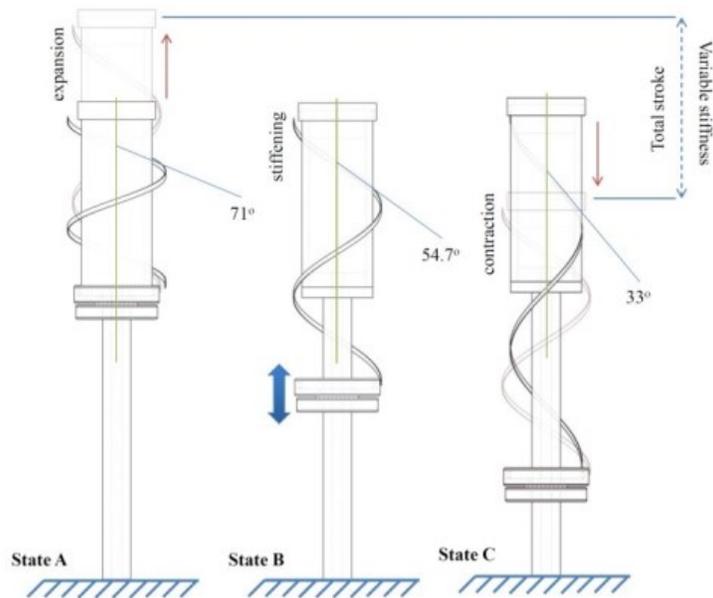


Figura 1.22 Modo de operación del multifuncional MPAM [51]

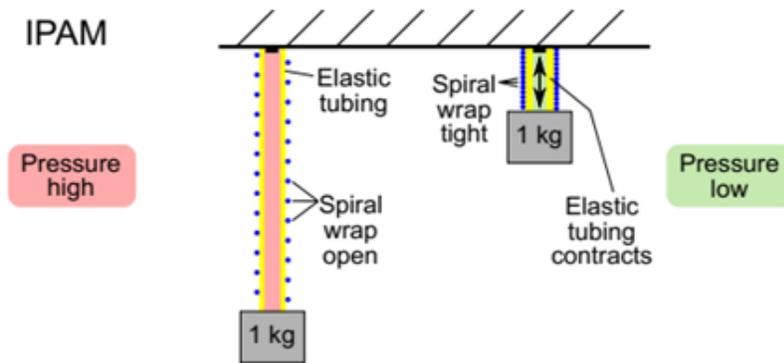


Figura 1.23 Funcionamiento del IPAM [52]

1.3.2 Actuadores elastómeros fluídicos

Un modelo común de actuadores neumáticos blandos son los PneuNets que se constituyen de una serie de canales y cámaras hechas de un elastómero que experimentan un movimiento cuando son presurizados. Este comportamiento se origina a causa de que, durante su expansión, la tendencia es inflar las zonas con menor resistencia, es decir, de

menor espesor. Shepherd [53] desarrolló un robot blando capaz de gatear y superar obstáculos como se muestra en la **Figura 1.24**.

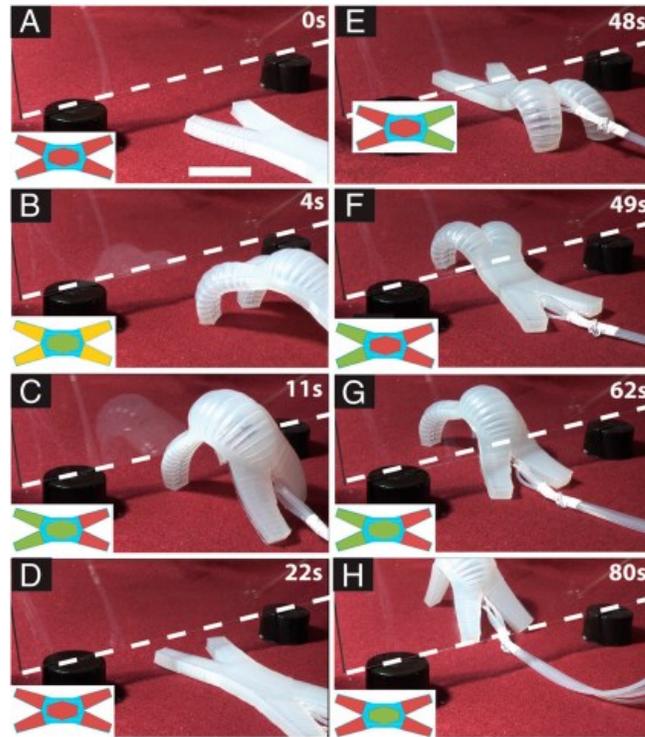


Figura 1.24 Robot blando desarrollado por Shepherd et al. superando un obstáculo [53]

Asimismo, Polygerinos [54] desarrolló un actuador blando de flexión reforzado con fibra que funciona con presión de aire. Este actuador tiene una sección transversal basada en un semicírculo y una geometría tubular, emplea como materiales un elastómero y una fibra que actúa como restricción. Según la forma de la restricción, se puede obtener un movimiento distintivo como se observa en la **Figura 1.25**, estos pueden ser flexión, torsión, extensión entre otros. Basado en estos actuadores, se ha desarrollado un guante de rehabilitación que es capaz de realizar distintos movimientos como se observa en la **Figura 1.26**, este guante está dirigido para pacientes que han sufrido derrame cerebral y que requieran asistencia en la ejecución de los movimientos de la mano [55].

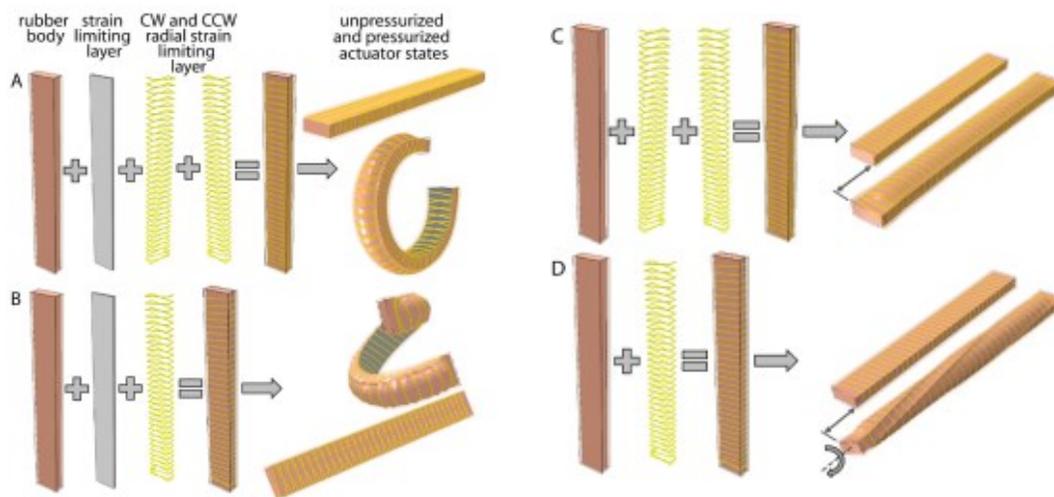


Figura 1.25 Modos de funcionamiento del actuador blando reforzado con fibra [55]



Figura 1.26 Aplicación del actuador blando reforzado con fibra en un guante de rehabilitación [55]

Continuando con el funcionamiento en base a presión positiva, Niiyama desarrollo el actuador Pouch Motor [56] para demostrar la posibilidad de un diseño y fabricación automatizado. Los Pouch Motors son hechos en base a láminas de plástico cortadas y posteriormente selladas mediante calor. En la **Figura 1.27**, se presentan los dos modos de funcionamiento de los Pouch Motors como actuadores lineales y actuadores rotatorios, sus aplicaciones abarcan de grippers a un brazo robótico y funcionan mediante presión positiva.

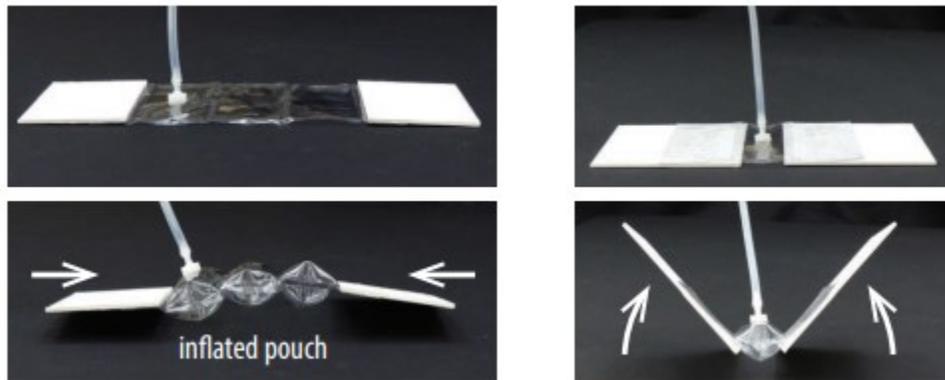


Figura 1.27 Motor de bolsa lineal (izquierda) y motor de bolsa rotacional (derecha) [56]

Por otro lado, en el laboratorio de Robótica Reconfigurable de la Escuela Politécnica Federal de Lausana [57] se ha optado por el funcionamiento de un actuador blando llamado V-SPA en base a presión de vacío. El V-SPA está hecho de un material elastómero de bajo espesor y un material poroso que está dentro del actuador. Ofrece varias aplicaciones como un brazo robótico de tres GDL como se muestra en la **Figura 1.28** y un modo de locomoción como una serpiente. Asimismo, el dispositivo ha sido desarrollado con un aspecto modular.

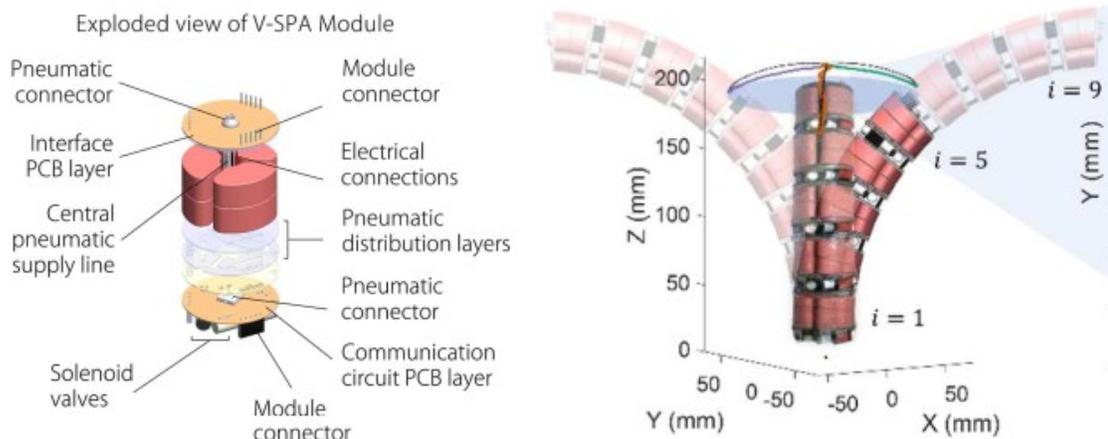


Figura 1.28 Modulo V-SPA (izquierda) y prueba de cinco módulos en movimiento de flexión (derecha) [57]

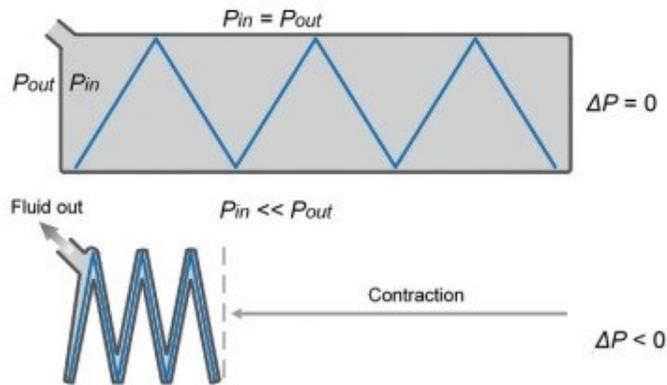


Figura 1.29 Funcionamiento del Fluid-driven Origami-inspired artificial muscle FOAM [58]

Asimismo, otro actuador accionado mediante presión de vacío es el Fluid-driven Origami-inspired artificial muscle (FOAM) [58]. Su mecanismo consiste una estructura zigzag sellada en unos filmes de TPU. A causa de la diferencia de presión entre la presión interna del actuador y la atmosférica, el actuador se contrae alcanzando un máximo de 90% de contracción como se observa en la **Figura 1.29**.

1.3.3 Actuadores elastómeros dieléctricos

El principio de accionamiento de los Dielectric Elastomer Actuator DEA consiste en la aplicación de un campo eléctrico para producir una deformación. Ello se produce por la presión de Maxwell, la cual es proporcional al campo eléctrico y que deriva en una reducción del espesor e incremento del área del material elastómero entre los electrodos elásticos [59]. Generalmente se emplea una estructura rígida para brindar una pre-deformación al material dieléctrico y un diseño básico tipo sándwich es mostrado en la **Figura 1.30**.

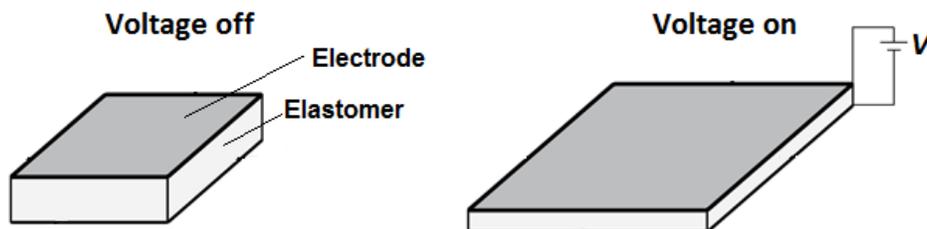


Figura 1.30 Deformación mecánica de un elastómero dieléctrico [60]

1.3.4 Otros

Un modelo de actuador llamado HASEL (Hydraulically amplified self-healing electrostatic actuator) fue desarrollado recientemente por Acome et al. [61]. Su investigación consistía en desarrollar un actuador capaz de generar presión hidráulica en un líquido dieléctrico mediante fuerza electrostática en una estructura blanda como se muestra en la **Figura 1.31**. Una de sus características principales es su auto-curación, pues a diferencia de un actuador dieléctrico que falla en una ruptura dieléctrica¹⁶, el actuador HASEL continúa funcionando sin problemas por el líquido dieléctrico.

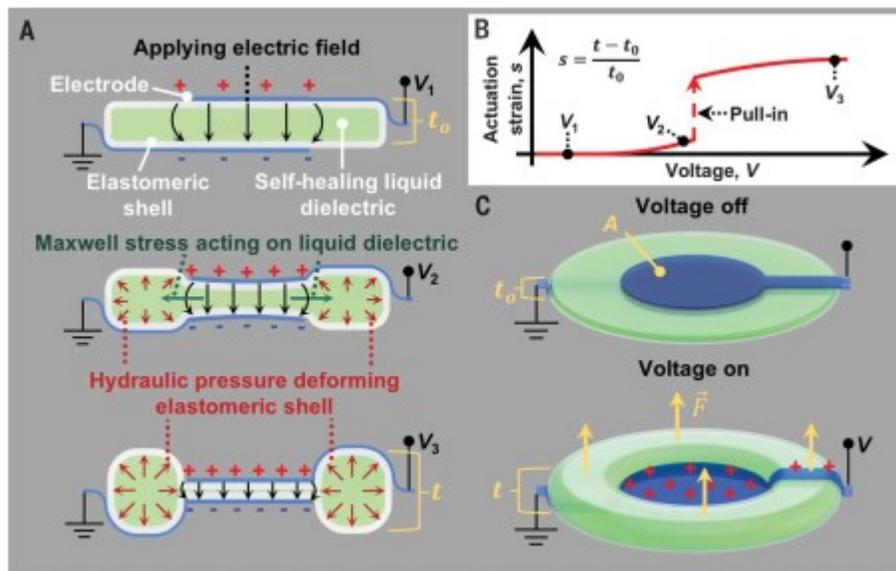


Figura 1.31 Deformación de un actuador HASEL mediante un campo eléctrico [61]

En Kellaris et al. [62], el anterior actuador fue empleado para diseñar transductores electrohidráulicos blandos llamados actuadores Peano-HASEL. Su geometría está basada en el actuador Peano o también llamados Pouch Motors, es así que se constituye de bolsas rectangulares, mientras que su funcionamiento se basa en los actuadores HASEL. Kellaris y sus colegas formaron una serie de actuadores Peano-HASEL hechas de una película flexible e inextensible, que también están rellenas de un líquido dieléctrico. Este actuador presenta electrodos que cubren una porción de cada bolsa, los cuales permiten obtener una

¹⁶ Ruptura dieléctrica: Se refiere a la producción de una chispa cuando el campo eléctrico supera un valor crítico. Esta chispa puede quemar el material que se ubica en el medio.

deformación aproximada de 18% cuando es expuesto a un campo eléctrico. En la **Figura 1.32**, se muestra el movimiento del líquido que genera una transición de una bolsa rectangular a una forma circular.

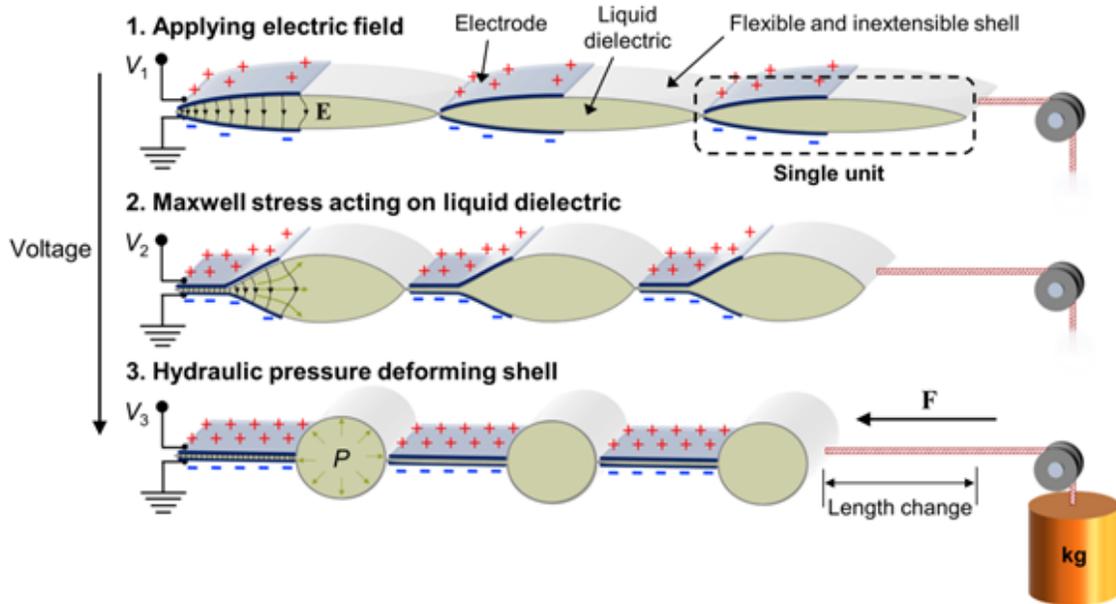


Figura 1.32 Contracción de un actuador piezo-HASEL de una bolsa rectangular a una circular [62]

1.4 Modelos constitutivos – Teoría de hiperelasticidad

Para describir el comportamiento de materiales elásticos, se emplean ecuaciones constitutivas. En el caso de la ley de Hooke, esta describe el comportamiento de materiales elásticos lineales, no obstante, dicha teoría de elasticidad no satisface las características de materiales elastómeros y biológicos [63]. Con el propósito de modelar su comportamiento, surgen modelos no lineales [64], entre los cuales destacan los modelos viscoelásticos e hiperelásticos. La primera clase de materiales toma en cuenta los efectos del tiempo y la velocidad de deformación [65], y los materiales hiperelásticos experimentan grandes deformaciones con pequeños esfuerzos aplicados [63], [66].

El presente trabajo de tesis se enfoca en los modelos hiperelásticos, debido a que se ajustan a la finalidad del dispositivo que se desarrolla. En esta categoría de materiales ingresan las siliconas y los cauchos o elastómeros, que consisten en cadenas moleculares

largas orientadas al azar con enlaces cruzados [66]. Esta constitución interna de dichos materiales se muestra en la **Figura 1.33** y les permite cambiar la orientación de sus cadenas durante su deformación.

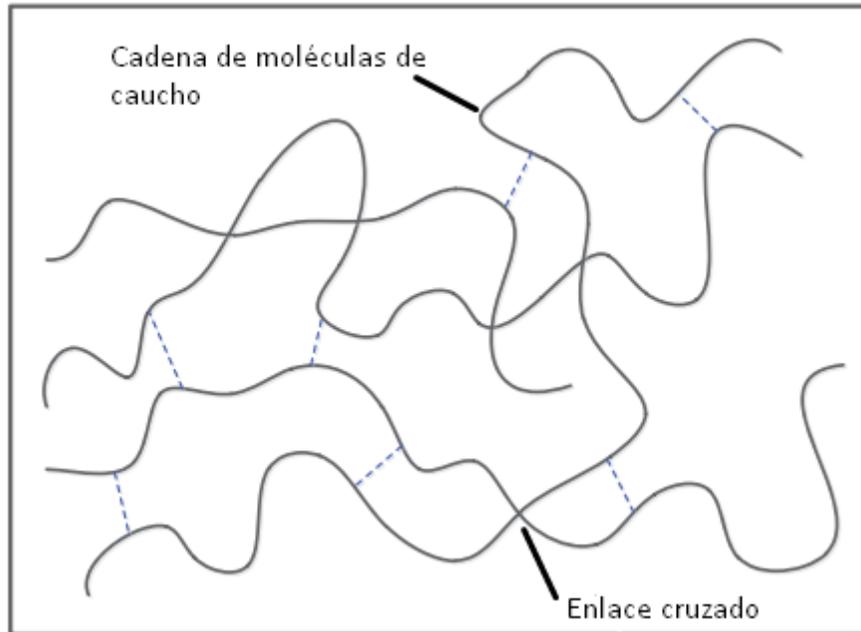


Figura 1.33 Representación esquemática de red molecular de caucho [66]

Los materiales hiperelásticos son definidos por una función de energía-deformación, la cual es obtenida mediante consideraciones energéticas, simétricas y termodinámicas [63]. Si el material es asumido como isotrópico, la función de energía-deformación (W) depende de las invariantes de deformación:

$$W_{isotropic} = W(I_1, I_2, I_3) \quad (1.1)$$

Donde

$$I_1 = \sum_{i=1}^3 \lambda_i^2 \quad (1.2)$$

$$I_2 = \sum_{i,j=1}^3 \lambda_i^2 \lambda_j^2, \quad i \neq j \quad (1.3)$$

$$I_3 = \prod_{i=1}^3 \lambda_i^2 \quad (1.4)$$

siendo λ_1, λ_2 and λ_3 las deformaciones principales.

Como las invariantes de deformación dependen de las deformaciones principales, la función de energía-deformación puede ser descrita en función de esas deformaciones.

$$W = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad (1.5)$$

Si el material hiperelástico es incompresible $I_3 = 1$, $W_{isotropic}$ toma la forma

$$W_1 = W(I_1, I_2) \quad (1.6)$$

Uno de los primeros estudios sobre la función de energía-deformación que ofrecía una explicación satisfactoria al comportamiento de la elasticidad de caucho fue planteado por Rivlin [67]–[69]. A continuación, se muestra otros modelos de materiales hiperelásticos:

- Modelo Neo-Hookean: Este modelo está en función de la invariante I_1 y no es adecuado para predecir el comportamiento de materiales que sufran deformaciones de más de 20%. Además, para casos de estados planos de esfuerzos tampoco debería emplearse.

$$W = C_1(I_1 - 3) \quad (1.7)$$

Donde C_1 es una constante del material obtenida mediante ensayos de caracterización de propiedades mecánicas.

- Modelo de Mooney: Planteado en 1940 por Mooney, este modelo consiste en una función de energía-deformación en término de las invariantes I_1 y I_2 .

$$W = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) \quad (1.8)$$

Donde C_1 y C_2 son dos constantes de materiales obtenidas mediante ensayos de caracterización de propiedades mecánicas.

- Modelo de Mooney-Rivlin: Es un modelo extendido por Rivlin de su modelo anterior en una serie de polinomios de $(I_1 - 3)$ y $(I_2 - 3)$.

$$W = \sum_{i=0, j=0}^{\infty} C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j \quad (1.9)$$

Donde C_{ij} son parámetros del material y $C_{00} = 0$. Esta serie de polinomios en segundo grado o más es usado para problemas de grandes deformaciones.

- Modelo de Yeoh: Este modelo fue propuesto por Yeoh en 1993 y emplea términos de grado alto en I_1 . Ello le permite capturar diferentes estados de deformación de moderadas a grandes deformaciones.

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 \quad (1.10)$$

- Modelo de Ogden: Propuso una forma basada en términos de las deformaciones principales donde la función se expande mediante una serie de potencias.

$$W = \sum_{i=0}^{\infty} \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (1.11)$$

Donde μ_i y α_i son constantes del material que satisfacen la siguiente condición para alcanzar estabilidad:

$$\mu_i \cdot \alpha_i > 0$$

Este es uno de los modelos más ampliamente usados para problemas con grandes deformaciones.

- Modelo de Biderman: Este modelo es una expansión del modelo de Mooney-Rivlin, consiste en los tres primeros términos de I_1 y el primer término de I_2 .

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 \quad (1.12)$$

La aplicación práctica de estos modelos matemáticos para materiales hiperelásticos está en la realización de simulaciones de deformaciones complejas mediante elementos finitos [70].

CAPÍTULO II

METODOLOGÍA

2.1 Enfoque generalizado de diseño mecánico y desarrollo de productos

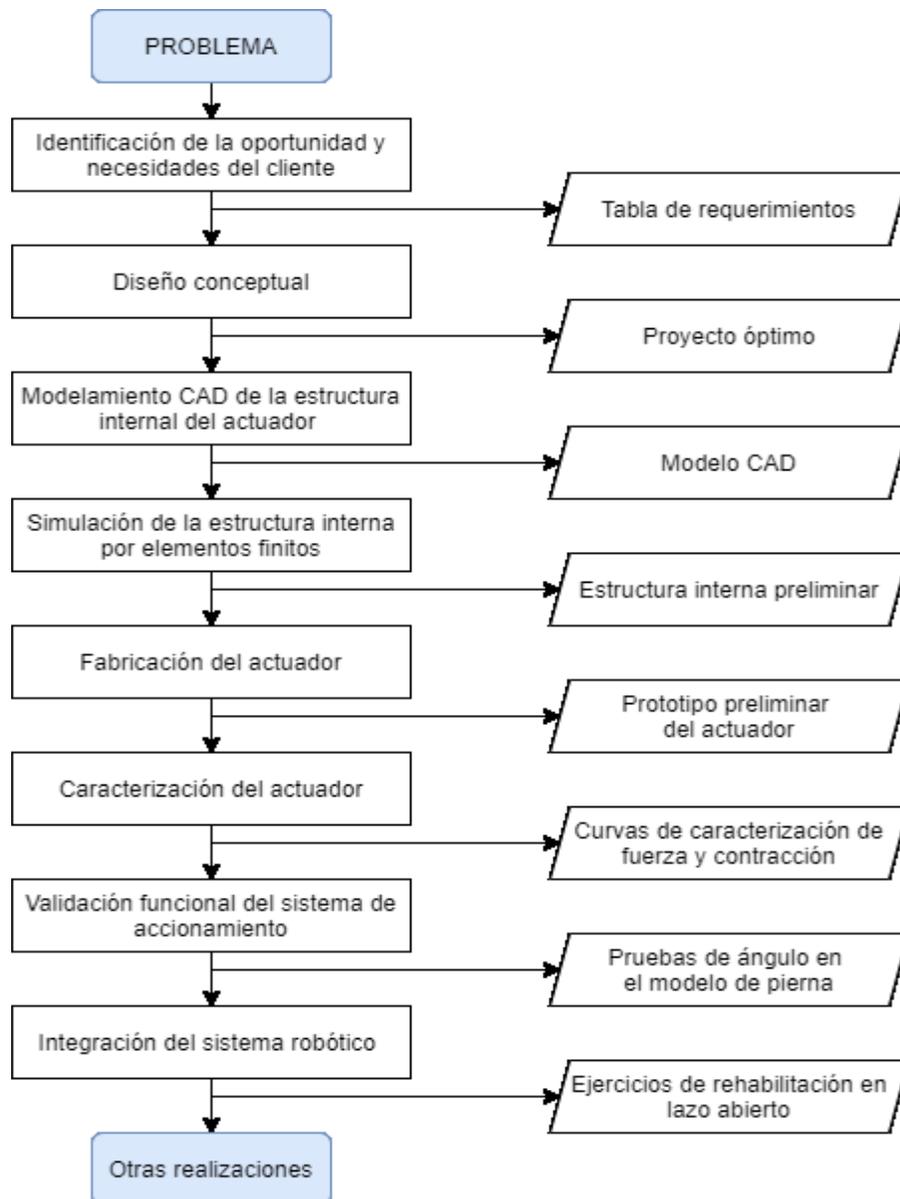


Figura 2.1. Flujo de trabajo metodológico mostrando los procedimientos para el diseño del dispositivo robótico.

Fuente: Elaboración propia

Para la presente investigación, se planteó una metodología generalizada basada en dos enfoques de diseño, en la metodología de diseño y desarrollo de productos de Ulrich [71] y en la metodología de diseño mecánico descrita por Barriga et al. [72]. El enfoque de la primera metodología fue empleado por su utilidad para definir la fase del diseño conceptual del dispositivo y para la identificación de la oportunidad o brecha tecnológica. El aporte de la segunda metodología fue en el establecimiento de los lineamientos para la ejecución de un diseño mecánico. Los procedimientos principales para el diseño del dispositivo robótico son mostrados en un diagrama en la **Figura 2.1**.

Para iniciar el proceso de diseño, en primer lugar, se identificó los requerimientos principales que deben ser satisfechos por el dispositivo. Posteriormente, se prosiguió con el diseño conceptual, el cual implica una serie de pasos que involucran desde la realización de una fase de abstracción de ideas hasta la selección del proyecto óptimo. La fase de abstracción de ideas consiste en segmentar la función principal del dispositivo en funciones de menor complejidad que componen dicha función principal. A partir de ello, se desarrolla una matriz morfológica que contempla las sub-funciones anteriores y las tecnologías capaces de satisfacerlas, de este modo, se prosigue con la generación de conceptos. Para culminar el diseño conceptual, un concepto derivado de la matriz morfológica es seleccionado y establece la base para generar proyectos preliminares, los cuales al final son evaluados mediante criterios propuestos en [72] para determinar el proyecto óptimo.

El proceso de diseño del dispositivo continua mediante la proposición de un concepto de actuador basado en la revisión de la literatura del marco teórico. Se emplea el diseño asistido por computadora CAD para definir la geometría del actuador. Asimismo, se procedió con una simulación numérica de la geometría mediante análisis por elementos finitos en el software Ansys con el propósito de obtener la geometría con mejor contracción. Mediante la geometría obtenida se prosigue con la fase de fabricación del actuador y su caracterización, esta última consiste en determinar experimentalmente la fuerza y contracción derivada del actuador. El siguiente paso consistió en la validación funcional del dispositivo, esta fase implica la fabricación de un modelo de pierna en el cual se coloque una configuración de actuadores y la realización de pruebas de medición de ángulo durante el movimiento de

extensión y flexión de la rodilla. Finalmente, se realizó una integración de la configuración de actuadores con un sistema de sensores y un controlador para realizar una prueba en lazo abierto del prototipo del dispositivo robótico.

2.2 Diseño conceptual del dispositivo robótico

2.2.1 Tabla de requerimientos de diseño

El diseño del dispositivo robótico para la rehabilitación de extremidades inferiores en los neonatos con mielomeningocele implica reducir la carga de trabajo del fisioterapeuta e incrementar el número de bebés afectados con acceso al tratamiento de rehabilitación. Para iniciar el proceso de diseño, primero se requiere definir un ejercicio de rehabilitación de extremidades inferiores. Entre los ejercicios, se ha optado por el ejercicio de flexión y extensión de la rodilla, el cual sería llevado a cabo con mayor repetitividad por el dispositivo.

Para definir los demás requerimientos, se consideró lo descrito en el marco teórico y se revisó las disposiciones de atención integral indicados en la normativa de atención de neonatos [73], no obstante, la norma técnica presenta información limitada sobre la atención de neonatos con malformaciones congénitas como mielomeningocele. Por ello, como parte de una colaboración con el INSN San Borja, se dispuso de recomendaciones de especialistas del Instituto. En el caso del rango de movimiento en el ángulo producido en la rodilla, se consideró un rango de 54° como objetivo, dicho valor es el ángulo desarrollado por un neonato sano de 15 semanas de edad [33]. El resto de requerimientos fueron sugeridos con el propósito de diseñar un prototipo funcional que interfiera mínimamente con el movimiento natural del neonato mediante un bajo peso y un volumen reducido. Esta es una consideración principal para el sistema de accionamiento y el soporte mecánico, pues estos serían vestidos por el infante, mientras que el resto de componentes estarían contenidos aparte. Asimismo, se consideró las posiciones de descanso de los neonatos y las dimensiones antropométricas de un neonato de 6 meses de edad [31], [74], [75]. Los requerimientos mostrados en la **Tabla 2.1** deben ser satisfechos en gran medida para brindar la rehabilitación adecuada y estimular el aprendizaje inicial para caminar en el recién nacido.

Características	Valor ideal
Rango de movimiento [33]	54°
Peso*	< 150 g
Ejercicio de rehabilitación /Movimiento*	Flexión y extensión de la rodilla
Posición*	De costado/Prona
Tiempo de ejercicio*	5 - 10 s
Espacio de trabajo	50 x 40 x 10 mm ³

Tabla 2.1 Tabla de requerimientos del dispositivo de rehabilitación [33]. Nota: * indica los requerimientos definidos en base a recomendaciones de especialistas del INSN San Borja

2.2.2 Abstracción de ideas y definición de funciones

En esta etapa, es necesario considerar que la metodología de Ulrich [71] plantea realizar la abstracción de manera generalizada. Por ello, sus elementos (entradas, salidas y funciones) son desarrollados en base a esta premisa. La primera parte de la abstracción consistió en emplear la técnica de la descomposición funcional que se refiere a dividir un problema en sub-problemas más simples. Para ello, al principio se emplea una caja negra para representar al dispositivo en términos de entradas y salidas considerando que debe ejecutar la rehabilitación mediante el movimiento de flexión y extensión de la rodilla en un recién nacido. En la segunda parte de la abstracción, se descompone la funcionalidad del dispositivo en funciones menores para crear una descripción más precisa de que hace cada elemento para implementar la funcionalidad de todo el producto. La caja negra para el presente trabajo se muestra en la **Figura 2.2**.



Figura 2.2 Caja negra del sistema. Elaboración propia.

Las entradas y salidas se refieren a elementos como la transferencia y conversión de energía, movimiento de material en el sistema y señales de control dentro del mismo. Para el presente caso, se ha planteado los siguientes:

2.2.2.1 Entradas

- Energía: Se refiere a la fuente o recurso que se empleará para ejecutar el movimiento de rehabilitación, que puede ser neumática, eléctrica, etc.
- Señales: Se refiere a toda información que es transmitida al dispositivo. Esta puede transmitirse a sensores, actuadores, etc.

2.2.2.2 Salidas

- Movimiento: Significa la ejecución de la flexión y extensión de la rodilla del recién nacido.
- Energía: Se refiere a la energía residual del sistema que se disipa mediante el calor o el ruido hacia al exterior.
- Señales: Estas se refieren a toda información que generalmente puede ser una señal eléctrica que circula a través del sistema o que se dirige hacia un sistema externo.

2.2.2.3 Funciones

- Convertir la energía a energía traslacional: Esta acción permitirá convertir la energía de la fuente en la energía requerida por el movimiento deseado, básicamente es llevada a cabo por el transductor o actuador.
- Accionar el sistema: Se refiere a la apertura o cierre del flujo de energía al sistema, puede referirse a un pulsador que da inicio a la secuencia de movimiento.
- Ajustar o vestir el dispositivo en el recién nacido: Eso facilitaría la sujeción del sistema a la extremidad inferior de un recién nacido.
- Controlar el sistema: Esta será la unidad de control del sistema que permitirá procesar las señales de entrada y salida.

- Sensar o detectar: Esta función se refiere a la recopilación de información sobre el movimiento de los actuadores.

En base a las entradas, salidas y descomposición de funciones del dispositivo se ha elaborado la **Figura 2.3**, que muestra las funciones necesarias para alcanzar el desarrollo del ejercicio de rehabilitación en la rodilla.

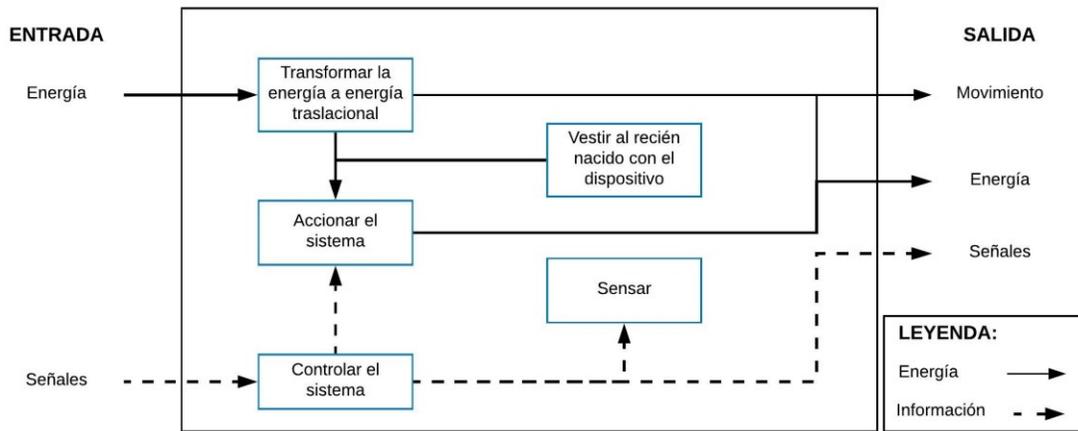
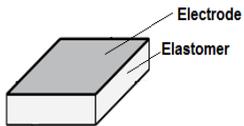
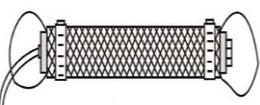
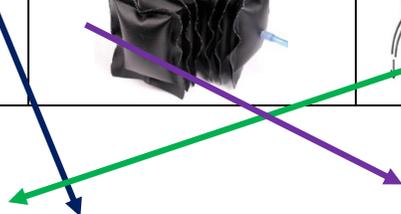


Figura 2.3. Descomposición del dispositivo en funciones
Fuente: Elaboración Propia

2.2.3 Matriz morfológica

Para construir la matriz morfológica, se empleó las funciones definidas previamente, las cuales sirven de entrada para la primera columna de la matriz. Las demás entradas son cubiertas por la tecnología que es capaz de satisfacer cada función. A partir de ello, se realizan combinaciones mediante la selección de una entrada por función, estas pueden ser visualizadas en la **Tabla 2.2**. Cada concepto de solución potencial es indicado mediante la leyenda establecida en la **Tabla 2.3**.

Función	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Transformar	Elastómero dieléctrico 	Actuador elastómero fluidoico 	Músculo neumático artificial 



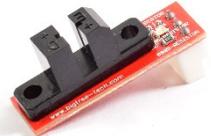
Accionar	Interruptor 	MOSFET 	Relé 
Ajustar	Correa 	Banda Velcro 	Cinta Coban 
Controlar	Raspberry pi 3b 	Procesador digital de señales (DSP) 	Arduino Mega 
Sensar	Módulo de sensor magnético 	Sensor de contacto 	Sensor de presión 

Tabla 2.2. Matriz Morfológica del dispositivo robótico
Fuente: Elaboración Propia

Concepto de solución	Tipo de flecha
1	
2	
3	
4	

Tabla 2.3. Leyenda de los conceptos de solución
Fuente: Elaboración Propia

2.2.4 Definición de concepto de solución

A partir de la matriz morfológica, se evaluó las cuatro combinaciones de conceptos de solución en la **Tabla 2.4** mediante criterios recomendados en la metodología de Barriga [72].

N°	Criterios técnicos y económicos	Conceptos de solución (C.S.)			
		1	2	3	4
1	Facilidad de ensamblaje				
2	Costos de tecnología				
3	Costo de operación				
4	Seguridad				
5	Estabilidad				
6	Posibilidad de automatización				
7	Facilidad de manejo				
8	Peso				
9	Disponibilidad de repuestos				
10	Tamaño				
	Suma Total				

Tabla 2.4 Tabla de criterios para la evaluación de los conceptos de solución
Fuente: Elaboración Propia

La Norma VDI 2225 indica que la evaluación se realiza mediante una valoración numérica por cada criterio para cada concepto (0 = No satisface, 1 = Aceptable, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Muy Bien). De este modo, el concepto de solución con mayor puntaje, es decir, con mayor satisfacción es seleccionado. En este caso, el concepto seleccionado fue el número cuatro.

2.2.5 Definición de proyectos preliminares

Para determinar los proyectos preliminares se emplea como lineamiento general lo establecido en el concepto de solución óptimo. Se considera para la elaboración de un proyecto preliminar lo descrito en [72], [76]. Esta elaboración consiste en realizar un dimensionamiento aproximado, determinar los materiales y los métodos de fabricación, así como una representación preliminar del proyecto. En este trabajo de investigación se definirán tres proyectos preliminares, que son evaluados en la fase de definición del proyecto óptimo.

2.2.6 Definición de proyecto óptimo

Para la definición del proyecto óptimo, se emplearon características principales adoptadas en [48], [72], las cuales impactan en el desempeño y viabilidad del dispositivo.

Cada característica es considerada como un criterio de diseño y a cada una se le asigna un peso según su importancia relativa frente a los demás. A continuación, se explica los pesos asignados a cada criterio:

- **Función:** La función del dispositivo se refiere básicamente a la rehabilitación, que es la tarea principal del dispositivo, por ende, se le asocia un peso de 20 puntos
- **Fabricación:** La fabricación del dispositivo debe ser práctica se toma en cuenta como referencia principal al actuador, pues el dispositivo encargado de realizar el movimiento. Se le asigna a la fabricación un peso de 20 puntos.
- **Montaje:** La instalación del dispositivo en un recién nacido debe ser sencilla, por ende, se toma en cuenta emplear componentes que puedan ser vestidos por el recién nacido como actuadores blandos y telas o cintas médicas. El peso asignado al montaje es 15 puntos.
- **Comodidad:** La importancia de la comodidad es de 15 puntos. Esto fue asignado debido a que el dispositivo debe brindar confort al recién nacido durante la rehabilitación.
- **Mantenimiento:** El dispositivo debe ser de fácil mantenimiento, pues el usuario encargado de realizarlo sería el fisioterapeuta. Por ende, se le otorga un peso de 10 puntos.
- **Peso:** El dispositivo debe tener un bajo peso, de tal forma que cuando es usado por un recién nacido no reduzca su habilidad motora en las extremidades inferiores. Por ello, se pretende realizar un dispositivo ligero que se caracterice por permitir el movimiento natural del recién nacido. Al peso se le asigna un peso de 20 puntos.

Del mismo modo, para evaluar el nivel de satisfacción de cada criterio en cada proyecto preliminar se asigna un valor a cada uno, donde el valor de 1 representa un nivel bajo de satisfacción y el valor de 5 al máximo nivel de satisfacción. Esta asignación es mostrada a continuación en la **Tabla 2.5**.

N°	Criterios de Evaluación	Peso	Valores		
			Alto	Medio	Bajo
1	Función	20	5	3	1
2	Fabricación	20	5	3	1
3	Montaje	15	5	3	1
4	Comodidad	15	5	3	1
5	Mantenimiento	10	1	3	5
6	Peso	20	1	3	5
	Total	100			

Tabla 2.5 Criterios de evaluación con los pesos y valores de satisfacción asignados en cada criterio
Fuente: Elaboración Propia

La explicación sobre la asignación de los valores de satisfacción está expuesta a continuación.

- **Función:** Este criterio considera la capacidad del dispositivo para obtener el movimiento deseado, básicamente a su facilidad para obtener el ángulo de rotación en la rodilla. De este modo, se le asignó un valor alto (5) a los conceptos que permitan un alto ángulo de $50^{\circ} - 60^{\circ}$, medio (3) a los que produzcan un ángulo de $40^{\circ} - 50^{\circ}$ y bajo (1) al rango de ángulos de $30^{\circ} - 40^{\circ}$.
- **Fabricación:** Se considera la facilidad de fabricación del dispositivo teniendo en cuenta principalmente a los actuadores y la integración de las piezas electrónicas al sistema de accionamiento. Se asignó el valor de 5 a un nivel de complejidad bajo, un valor de 3 a un nivel de complejidad medio y un valor de 1 a un nivel de complejidad de fabricación alto.
- **Montaje:** Este criterio se refiere a su capacidad de que sea vestido en el recién nacido, un dispositivo es más fácil de vestir si presenta un menor número de piezas. En este caso el valor de 5 fue asignado a un proyecto con o menos 8 componentes, el valor de 3 significa que el proyecto tiene entre 8 y 12 componentes, y un valor de 1 a un proyecto con más de 12 componentes
- **Comodidad:** Es importante considerar el funcionamiento del dispositivo en el recién nacido, es así que se toma en cuenta si el dispositivo obstruye la locomoción natural del recién nacido y si es adaptable. Para este criterio, el valor

de 5 fue asignado a una comodidad alta o óptima, un valor de 3 a una comodidad regular y un valor de 1 a una comodidad escasa.

- Mantenimiento: Se considera fácil mantenimiento como aquel que sería realizado por el fisioterapeuta o los padres del recién nacido. Un valor de 5 es asignado a un proyecto preliminar con una baja recurrencia (cada 6 meses) y bajo nivel de mantenimiento, un valor de 3 para una recurrencia moderada (entre 4 y 5 meses) y nivel medio de mantenimiento, y un valor de 1 para una recurrencia moderada (cada 3 meses) y nivel alto de mantenimiento.
- Peso: Es importante que el dispositivo tenga un peso adecuado para ser vestido en un recién nacido. De este modo, el puntaje más alto de 5 fue asignado a un dispositivo con bajo peso menor a 250 g, un puntaje de 3 a un dispositivo con peso moderado entre 250 y 400 g, y un puntaje de 1 a un dispositivo con un peso mayor de 400 g.

Los proyectos preliminares son evaluados cuantitativamente mediante la **Tabla 2.6**. En esta tabla se asigna un valor a cada criterio en cada proyecto preliminar según lo establecido anteriormente y este valor es multiplicado por el peso de cada criterio evaluado para obtener un puntaje. Se determina el puntaje total de cada proyecto en función de los pesos y valores asignados. A partir de ello, el proyecto preliminar con mayor puntaje es seleccionado como el proyecto óptimo.

Variantes de proyectos			Proyecto Preliminar 1		Proyecto Preliminar 2		Proyecto Preliminar 3	
Nº	Criterios de Evaluación	Peso	Valor	Puntaje	Valor	Puntaje	Valor	Puntaje
1	Función	20						
2	Fabricación	20						
3	Montaje	15						
4	Comodidad	15						
5	Mantenimiento	10						
6	Peso	20						
	Total	100						

Tabla 2.6 Criterios de diseño con los pesos asignados y los valores de satisfacción de cada criterio para la selección del proyecto óptimo

Fuente: Elaboración Propia

2.3 Diseño del actuador neumático

En base al estado del arte sobre los dispositivos desarrollados en relación a extremidades inferiores, el proyecto preliminar seleccionado emplea elementos de robótica blanda para el desarrollo del sistema. Como se mencionó anteriormente, esta tecnología presenta gran potencial para satisfacer los requerimientos. Por ello, en primera instancia se realizó el diseño del sistema de accionamiento compuesto por los actuadores, en este caso se plantearon dos diseños candidatos para la presente aplicación. Se comienza con el diseño de los actuadores, pues estos componen el sistema de accionamiento y punto de innovación principal del presente trabajo de investigación. Posteriormente, se realiza la integración del dispositivo robótico mediante los sistemas de sensado y control.

2.3.1 Concepto de accionamiento de los diseños candidatos

El primer diseño de actuador candidato es un musculo artificial estimulado por el concepto FOAM descrito en [58], el cual consiste en tres componentes: una estructura, una piel o skin y un medio fluido. Esta propuesta de actuador indicando sus componentes es presentada en la **Figura 2.4a**. A diferencia del concepto FOAM que emplea una estructura Zigzag, la estructura propuesta en el primer candidato es una estructura de celdas en 3D, en lugar de una estructura Origami. Los componentes del actuador permiten que sea de bajo costo de fabricación y es conducido por presión negativa. Como se mencionó anteriormente, para la rehabilitación de extremidades inferiores como la interacción entre el infante y el dispositivo, la seguridad es relevante. Por consiguiente, se optó por este método de presurización, el cual también es sugerido por seguridad para aplicaciones de dispositivos médicos [47]. El funcionamiento del actuador consiste en contraerse debido a la diferencia entre la presión interna del actuador y la presión atmosférica, lo cual produce la fuerza de contracción. En la **Figura 2.4a** y **Figura 2.4b**, se observa el esquema del actuador en estado relajado y presurizado respectivamente.

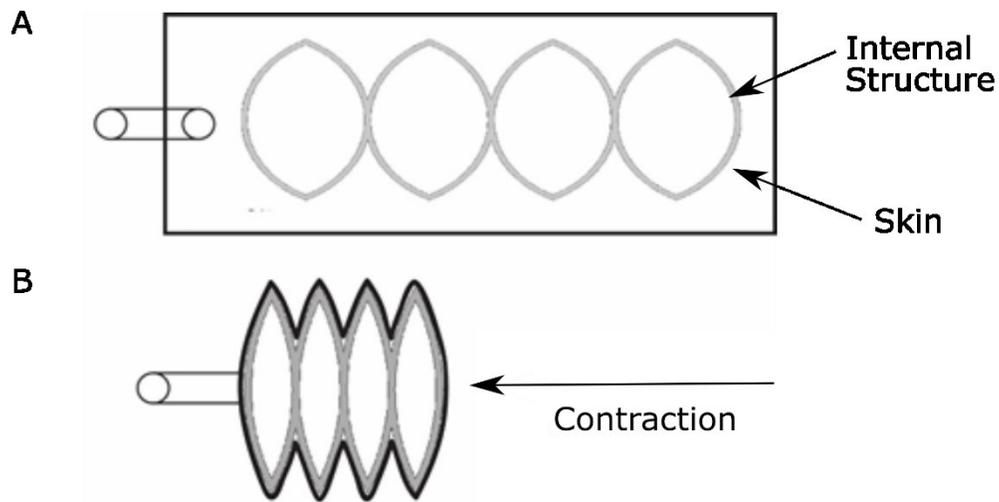


Figura 2.4. Accionamiento del primer diseño candidato de actuador mediante presión de vacío.
Fuente: Elaboración Propia

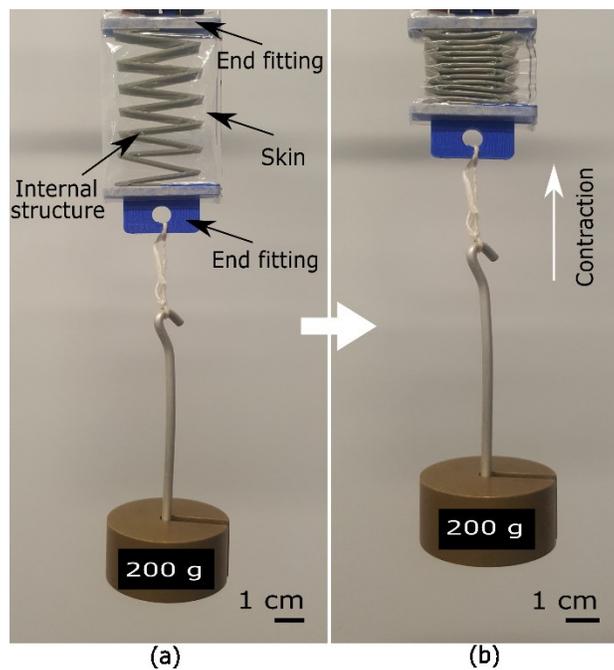


Figura 2.5. El segundo diseño de actuador candidato es un músculo artificial de bajo perfil accionado por vacío LP-VPAM. Este diseño está basado en el concepto Bellow y en el concepto FOAM. El actuador con una carga de 0.2 kg es accionado directamente por una bomba de vacío hasta -40 kPa. Estado accionado (a) y estado no accionado (b) [77].

El segundo diseño candidato es un músculo artificial de bajo perfil accionado por vacío (en inglés Low-profile Vacuum powered artificial muscle LP-VPAM) descrito en [77], es un actuador compuesto de tres componentes, un esqueleto o estructura Zigzag (internal

structure) con accesorios finales (end fittings), un skin o membrana y el aire como fluido, los cuales son indicados en la **Figura 2.5a**. Este músculo artificial fue inspirado por el concepto FOAM en [23] y el concepto Bellow en [21]. El ancho de la estructura interna del actuador es menor que el ancho total del actuador ensamblado, a causa de ello el LP-VPAM funciona en dos fases. Antes que el skin entre en contacto con el esqueleto por la succión, el actuador opera como un actuador Bellow [21], y una vez que el skin entra en contacto con el esqueleto, este opera como un actuador FOAM. Este diseño compuesto permite desarrollar un actuador con alta contracción y una fuerza resultante suficiente ($>20\text{N}$) para alcanzar el rango de movimiento deseado en los ejercicios de rehabilitación.

A pesar de que emplea componentes similares al FOAM, se han agregado unos accesorios finales para unir la estructura al skin con el propósito de evitar deslizamiento de la estructura dentro del actuador. Es relevante reducir este efecto, pues el deslizamiento puede reducir el rango de movimiento de los ejercicios de rehabilitación. En la **Figura 2.5a** y **Figura 2.5b**, se muestra el actuador en estado relajado y en estado accionado a una presión de -40kPa respectivamente.

2.3.2 Geometría de la estructura interna compuesta de arcos

La estructura interna del actuador fue inspirada en la funcionalidad de una arandela Belleville (**Figura 2.6**) como resorte. A partir de su geometría, se consideró principalmente su sección transversal, la cual fue el punto de partida para la geometría interna del actuador. En contraste a otros músculos artificiales que usan una estructura con forma tubular circular, el actuador propuesto está constituido por una pila de celdas. Los modelos CAD de las estructuras se realizaron en el software Inventor. La primera estructura interna se observa en la **Figura 2.7a**, esta fue sobredimensionada respecto al espacio de trabajo planteado en la tabla de requerimientos mediante un radio de curvatura R de 25 mm y un ancho de 33 mm para verificar si la geometría puede obtener una razón alta de contracción. Asimismo, para el dimensionamiento de la primera geometría se consideró que el desempeño de la estructura interna de los FOAMS [58] puede ser afectado por un espesor de pared delgada y una larga longitud. Por ello, para reducir el efecto de pandeo, se consideró un ancho de 30 mm y una

altura de 10 mm. Posteriormente, para las siguientes estructuras se planteó evaluar el efecto del radio de curvatura R manteniendo constante el ancho máximo de espacio de trabajo de 20 mm para obtener una estructura con baja sección transversal. De este modo, la longitud de la estructura estaría en función del radio de curvatura R y este sería evaluado de 33 mm a 11 mm.

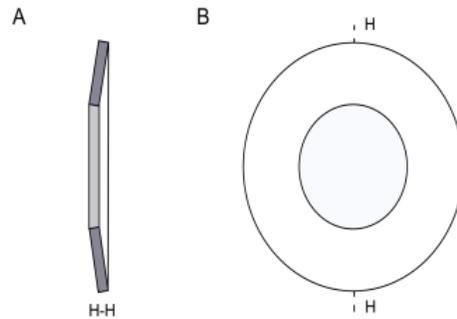


Figura 2.6. Vista de sección transversal (a) y frontal de una arandela Belleville (b).
Fuente: Elaboración Propia

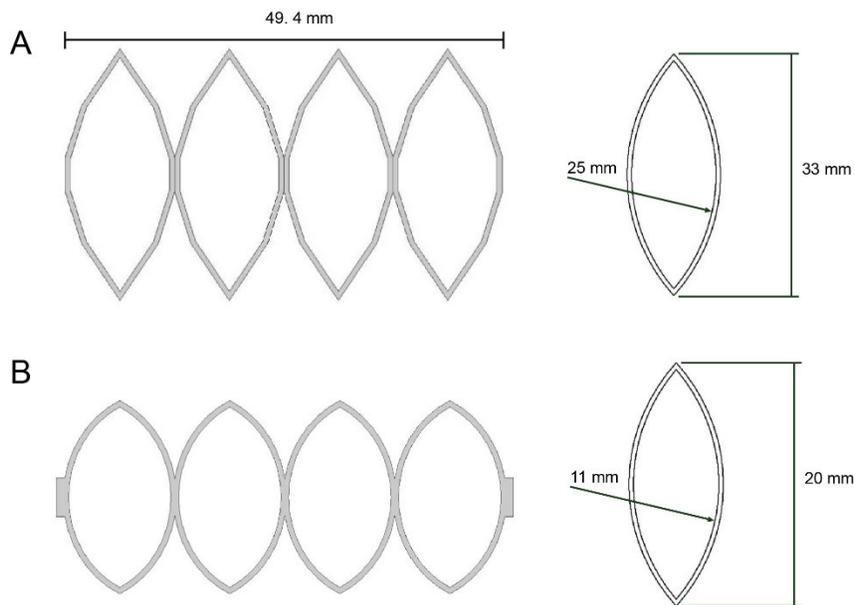


Figura 2.7. Vista superior de la estructura con $R=25$ mm y $w=33$ mm (A), y de la estructura con $R=11$ mm y $w=20$ mm (B). La altura de ambas estructuras es $H = 10$ mm, y la dirección de la altura es hacia dentro de la página.

Fuente: Elaboración Propia

La contracción de las estructuras se da a causa de que sus vértices actúan como bisagras y los arcos de cada celda se alinean de forma recta, ello permite tanto la contracción como el retorno a su posición inicial.

2.3.3 Geometría de la estructura interna compuesta de formas V

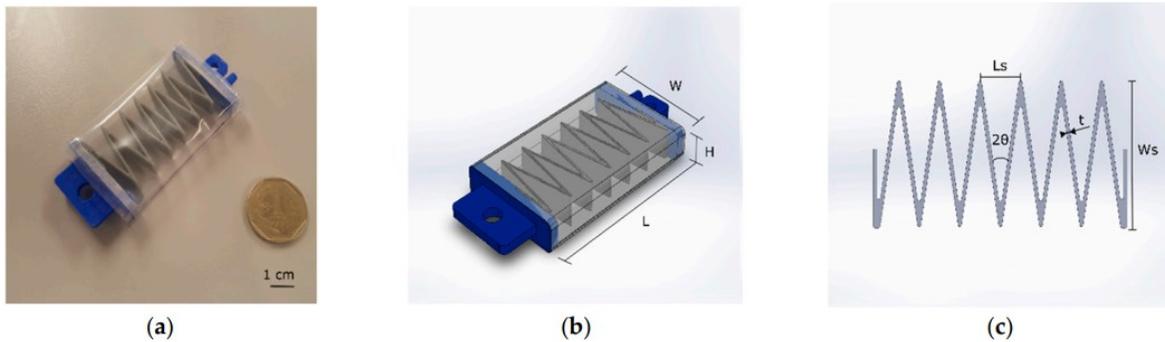


Figura 2.8. Imagen de un LP-VPAM ensamblado con referencia de escala (a), e indicaciones de los parámetros geométricos del actuador (b), y la estructura Zigzag (c) [77]

La **Figura 2.8a** se muestra un LP-VPAM ensamblado y su estructura Zigzag que está compuesta de 6 celdas. La estructura Zigzag es una estructura plegable conformada de celdas con forma de V. Cada celda V presenta una bisagra que permite plegar dos lados rígidos, y funciona como un resorte torsional. En contraste a otras estructuras, una estructura zigzag permite fabricar actuadores con una baja área de sección transversal rectangular. En la **Figura 2.8b**, se observa los parámetros principales del actuador como su altura H, ancho W y longitud L que representa la distancia entre accesorios finales. En el caso de la estructura, el espesor de las paredes es 0.8 mm y una longitud máxima de 60 mm, estos parámetros están basados en los efectos de paredes delgadas y estructuras largas en el desempeño del actuador reportado en los FOAM. Asimismo, el ángulo formado por una celda V es de 18° para todas las estructuras Zigzag debido a que un ángulo bajo representa baja fuerza de salida (<30 N). Para evaluar el desempeño de las configuraciones de la estructura interna Zigzag mostradas en la **Figura 2.8c**, se empleó los valores mostrados en la **Tabla 2.7**. donde W_s se refiere al ancho de la estructura, H_s a la altura de la estructura y L_s a la longitud aproximada de una celda.

N° Cells	W_s (mm)	H_s (mm)	L_s (mm)	W (mm)
4	30	5	10	38
6	30	5	10	38
4	30	10	10	38
6	30	10	10	38

Tabla 2.7. Configuraciones de los parámetros geométricos de la estructura Zigzag.
Fuente: Elaboración propia

El material seleccionado para las estructuras fue el Filaflex por su alta deformación (300%) [73] que puede incrementar la contracción del actuador. En el caso de la piel, se empleó un filme de Polietileno 0.10 mm (Módulo de Young: 110 MPa) [77], el cual tiene una rigidez baja comparada a la hoja de tela de Nylon recubierta de TPU 0.34 mm (Módulo de Young: 460 MPa) usado en [58]. Esta opción permite alcanzar menos fuerza comparado al material más rígido.

2.4 Simulación por elementos finitos de la estructura interna del actuador

2.4.1 Contracción de la estructura

Como se observa en **Tabla 2.1** sobre el rango de movimiento, el dispositivo debe alcanzar un rango de movimiento en la rodilla de 54°. Este movimiento es ejecutado por los actuadores, por ende, tomando en cuenta el concepto de accionamiento se debe calcular la contracción del actuador que resulte en la rotación angular deseada. Para ello, se asume que la articulación de la rodilla es una articulación de revolución. Asimismo, para esa situación se deduce que la contracción del actuador sería la longitud de arco de circunferencia, pues es el arco que gira la articulación. Mediante esta relación es posible emplear la ecuación de la longitud de arco de circunferencia para determinar la contracción, la fórmula es descrita a continuación:

$$\Delta L = r \cdot \Delta\theta \quad (2.1)$$

En la ecuación 2.1, ΔL se refiere a la contracción del actuador, $\Delta\theta$ se refiere a la rotación angular de la articulación de 54° basada en el movimiento natural de un recién nacido de 6 meses de edad [33], por último, r se refiere al radio de la articulación de revolución. Este radio básicamente se refiere al radio de la rodilla de un recién nacido de 6 meses, esta dimensión fue obtenida de [75] que registra un valor de 170 mm para el presente caso.

A partir del cálculo de la contracción, se lleva a cabo una evaluación preliminar de la contracción de las estructuras propuestas en la sección 2.3.2. y 2.3.3 para identificar una con baja fuerza de restitución. La evaluación de cada estructura interna consiste en una simulación mediante método de elementos finitos en el módulo estructural del software Ansys para la estructura compuesta de arcos y en el software ABAQUS para la estructura Zigzag. Las etapas empleadas para realizar una simulación por elementos finitos se muestran en el diagrama de flujo de la **Figura 2.9**. Más detalles de la simulación en ABAQUS son descritos en [77].



Figura 2.9. Flujograma de simulación por método de elementos finitos
Fuente: Elaboración Propia

Para el presente caso de estudio, las geometrías de las estructuras son importadas en formato neutro parasolid “*.x_t” al software Ansys. Posteriormente, se asigna las propiedades mecánicas del material a la estructura. El material asignado fue Filaflex como se definió anteriormente, este es un elastómero que presenta un comportamiento hiperelástico. Para describir dicho comportamiento mecánico, se empleará el modelo matemático de Mooney-Rivlin de tres parámetros, el cual predice satisfactoriamente deformaciones de hasta 200% y es un modelo que ha sido utilizado ampliamente en estudios de elastómeros [70]. Este modelo hiperelástico es mostrado en la función de energía-deformación W en la ecuación (2.2).

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) \quad (2.2)$$

Los coeficientes C_{10} , C_{01} y C_{11} de la ecuación (2.2) son parámetros definidos por el material. En el caso del Filaflex, este fue caracterizado mediante una prueba en tensión en [78], por ende, se empleará dicha información para obtener los coeficientes descritos en la ecuación (2.2). Los valores de los coeficientes son $C_{10} = 1.5941$ MPa, $C_{01} = 0.4393$ MPa y $C_{11} = -0.0044$ MPa. El siguiente paso es la aplicación de las condiciones de frontera y de las

cargas, una cara plana del extremo de la estructura es seleccionada para ser utilizada como restricción, esta consiste en restringir el movimiento en todos los ejes. Asimismo, se aplica una carga de fuerza que actúe en el eje de contracción de la estructura. Finalmente, se realiza la creación del mallado que consiste en subdividir la pieza en elementos o piezas discretas. En este caso, se emplea un mallado basado en elementos tetraédricos como se empleó en una investigación sobre actuadores blandos [54], luego de esto se prosigue con la resolución de la simulación y el radio de curvatura de la estructura es cambiado hasta obtener una contracción cercana a la esperada.

2.5 Fabricación

En el presente apartado, los elementos principales tomados en consideración fueron los actuadores candidatos para el dispositivo y el modelo de pierna experimental de un recién nacido. La fabricación de los actuadores permitió su caracterización y comparación de su desempeño, y el segundo facilitó la validación funcional del prototipo. En general, las técnicas de fabricación más relevantes fueron la impresión 3D y el ensamblaje manual, debido a su accesibilidad y capacidad para el prototipado rápido.

2.5.1 Actuador neumático accionado por vacío

Para el primer diseño de actuador candidato, se emplea tres pasos de fabricación. El primer paso de fabricación consiste en fabricar la estructura interna compuesta de arcos usando Filaflex mediante impresión 3D. La impresora usada fue una FlashForge Creator Pro que emplea el método de Fused Deposition Modeling. En el segundo paso, se prepara el skin del actuador (Polietileno 0.100 mm de espesor) mediante el recorte de dos láminas rectangulares de 50 x 80 mm y se perfora un agujero de 4 mm de diámetro en una de las láminas para encajar una conexión neumática para una tubería de plástico de 4 mm de diámetro. Posteriormente, se empleó una selladora de calor (HD-300M-IR, China) para sellar herméticamente a la estructura impresa entre las láminas en el último paso de fabricación. El tiempo de sellado óptimo fue aproximadamente de 5 s.

En el segundo diseño de actuador candidato, la fabricación consistió en tres procedimientos: (1) Impresión 3D de la estructura interna, (2) fabricación del skin y (3) ensamblaje el actuador. Para un prototipado rápido, se empleó filme de Polietileno (PE) para el skin y se fabricó la estructura Zigzag con Filaflex y los accesorios finales con PLA usando una impresora 3D FlashForge Creator Pro. Los accesorios finales son componentes rígidos de sección transversal rectangular donde la estructura y el skin son herméticamente unidos a ambos extremos del actuador con uno conectado a un tubo neumático. En la fabricación del skin, se marca líneas en el filme PE (0.1 mm de espesor) para alinear los accesorios finales en el skin. Asimismo, se coloca masking tape en las líneas marcadas donde los accesorios finales son subsecuentemente adheridos usando un pegamento de secado rápido de cianoacrilato para un sellado. Finalmente, antes del ensamblaje final del actuador, la estructura interna es adherida a los accesorios finales para formar un único componente. El actuador es ensamblado uniendo cada lado de los accesorios finales a la cinta en el skin para evitar el deslizamiento de la estructura dentro del actuador durante su accionamiento, de otro modo, el deslizamiento podría reducir la contracción del LP-VPAM. Al final del ensamblaje, un borde longitudinal del actuador es sellado térmicamente mediante una selladora de calor. Un esquema resumido mostrando los pasos principales de la fabricación de los diseños candidatos es presentado en la **Figura 2.10**.



Figura 2.10. Diagrama de flujo resumido de la fabricación de un músculo artificial accionado por vacío.
Fuente: Elaboración propia

2.5.2 Modelo de pierna experimental del infante

Para la validación funcional del prototipo, el modelo de pierna experimental de un infante de 6 meses de edad fue construido para demostrar las capacidades del actuador seleccionado en los ejercicios de flexión y extensión de la rodilla. El modelo fue hecho mediante impresión 3D empleando como material Ácido Poliláctico PLA, está constituido de dos piezas que representan al muslo y a la pierna de un infante. Para el dimensionamiento

de dichas piezas se consideró las medidas de longitud y diámetro de las extremidades inferiores de un recién nacido de seis meses de edad [74], [75]. El modelo de pierna incluye una articulación de rodilla representada por una conexión de perno no ajustada, permitiendo flexión pura del modelo. El peso de la pieza del muslo y de la pierna son 280 g y 188 g respectivamente. En la posición del tobillo, se añade una masa de 100 g aproximadamente para representar el peso del pie del infante de 6 meses de edad. En la **Figura 2.11** se muestra el modelo de pierna ensamblado en el software Inventor. Posteriormente, en la integración del prototipo, se vestirán los actuadores en el modelo de pierna de pierna.

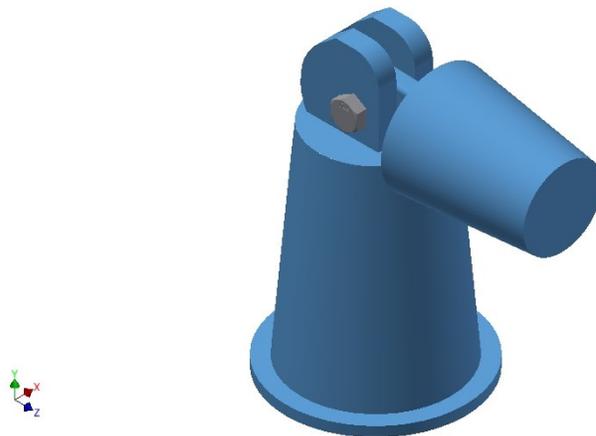


Figura 2.11. Modelo de pierna experimental impreso en 3D en posición supina. El muslo y la pierna inferior forman un ángulo recto.

Fuente: Elaboración Propia

2.6 Pruebas experimentales de caracterización del actuador

Para caracterizar el funcionamiento del actuador, se elaboró dos configuraciones de pruebas. Estas consistieron en medir la fuerza en estado estático y la contracción del actuador.

2.6.1 Prueba de contracción isométrica

Para caracterizar el comportamiento del actuador, se configuro el set-up de la **Figura 2.12a**, esta consistió en medir su fuerza de contracción generada mientras su longitud se mantenía constante. La fuerza producida mediante la presión negativa fue medida usando un sensor de fuerza DFS-BTA de la marca Vernier. El sensor fue usado en el modo de funcionamiento como una celda de carga de 50 N (+0.1 N) en conjunto con un Mini Lab

Quest para adquirir la información. Asimismo, para registrar los valores de presión negativa fue usado un sensor de presión con un Arduino Mega como dispositivo de adquisición de datos. Para el primer diseño de actuador candidato, la presión aplicada fue de 0 a -60 kPa, y para el segundo actuador candidato, la presión de 0 a -40 kPa. La conexión neumática consistió en el actuador conectado a una mini bomba de vacío mediante un tubo neumático. Para ensamblar la configuración se empleó un soporte universal como estructura rígida con un par de pinzas. Durante la prueba, una pieza impresa en 3D fue usada como conexión entre el extremo superior del actuador y la celda de carga para distribuir la fuerza producida, mientras el extremo inferior del actuador fue sujetado a unas pinzas para restringir su longitud. A partir de estas medidas, una curva de fuerza-presión fue generada.

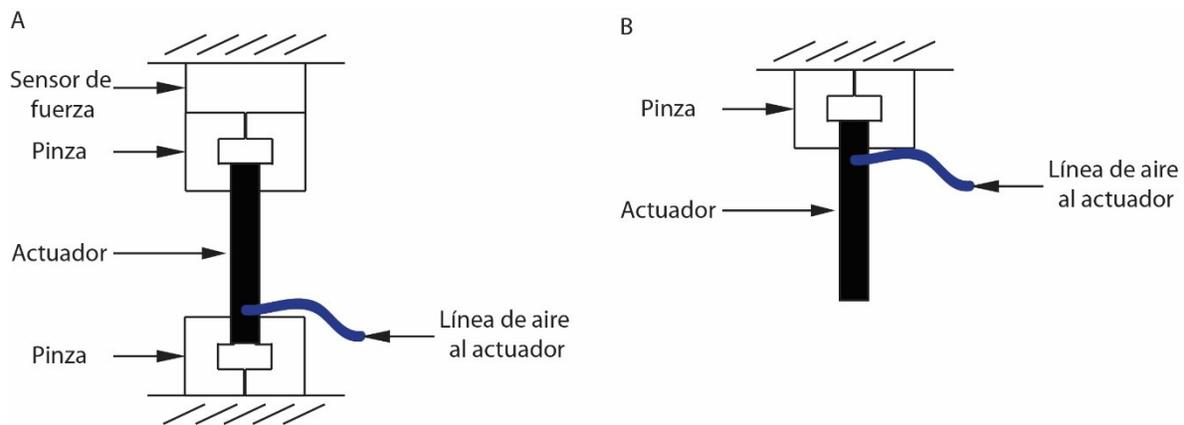


Figura 2.12. Set-up de la prueba de contracción isométrica (A) y de contracción libre (B)
Fuente: Elaboración Propia

2.6.2 Prueba de contracción libre

Del mismo modo a la prueba anterior, se configuró una para medir la contracción del actuador. En esta configuración, el movimiento del extremo superior del actuador estuvo restringido a la estructura rígida mediante una pinza, mientras el extremo opuesto se encontraba en libre movimiento como se indica en la **Figura 2.12b**. Mediante la conexión de tubería de plástico al actuador, la presión negativa es aplicada de 0 hasta -60 kPa y de 0 hasta -40 kPa para el primer y segundo diseño candidato respectivamente. Adicionalmente, la contracción vertical es registrada mediante una grabación de video por una cámara Go Pro Hero 7 Black. Posteriormente, los valores de contracción son extraídos del video mediante

el software Kinovea 0.91, este último es un programa open-source de análisis de movimiento 2D que es usado para medir parámetros cinemáticos. Este software es una herramienta precisa, válida y confiable como fue demostrado en [79] y ha sido empleada en investigaciones clínicas y de deportes [80]–[83]. La prueba de contracción libre fue repetida 5 veces.

2.7 Pruebas experimentales del desempeño del actuador blando

Para validar funcionalmente el actuador en las extremidades inferiores de un recién nacido, se empleó el modelo de pierna descrito anteriormente. Los parámetros considerados fueron el ángulo de la rodilla durante su extensión y flexión.

2.7.1 Prueba de ángulo en la extensión de la rodilla

En esta configuración, el modelo de pierna fue colocado en posición de costado, la cual fue seleccionada por ser uno de los estados comunes de reposo de los recién nacidos [32]. El extremo superior del muslo del modelo fue fijado a una base para restringir su movimiento como se observa en la **Figura 2.13a**.

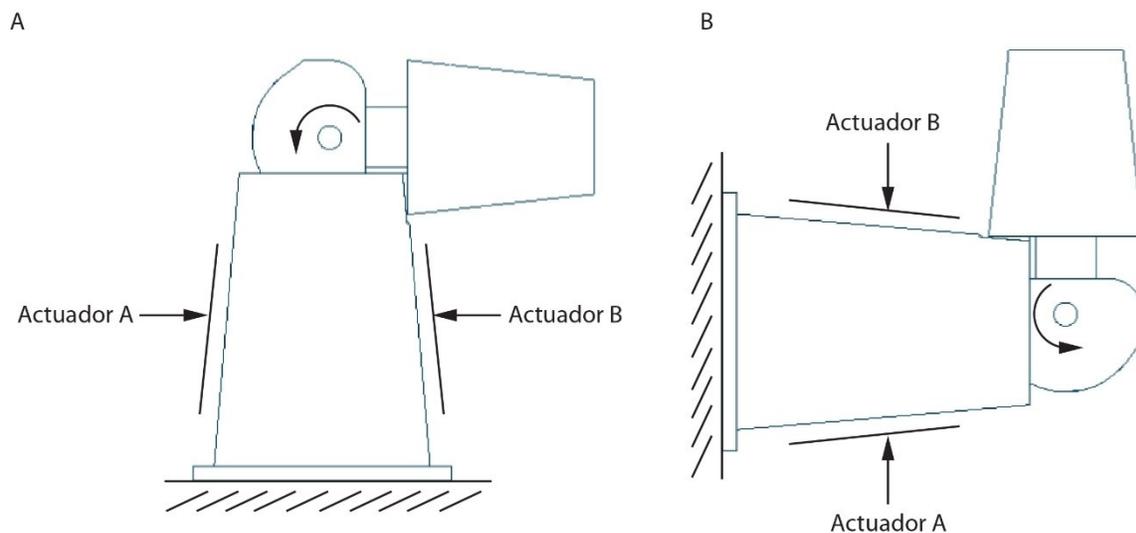


Figura 2.13. Set-up del modelo de pierna para medir el ángulo en el movimiento de extensión (A) y flexión (B) de la rodilla.

Fuente: Elaboración Propia

La configuración emplea una cámara Go Pro para registrar una grabación de video de la prueba. Para esta experiencia, es necesario determinar el ángulo de extensión de la rodilla, por ello, se emplea el software Kinovea 0.91 que puede proveer medidas confiables y precisas de este parámetro cinemático [79]. Asimismo, esta es una herramienta recomendada en [82] para la detección y seguimiento de trayectoria de robots para rehabilitación de extremidades inferiores. En el accionamiento de la prueba, el actuador es presurizado de 0 a -60 kPa y de 0 a -40 kPa para el primer diseño candidato y segundo diseño candidato respectivamente, y la presión es medida mediante un sensor de presión. Este accionamiento fue repetido cinco veces.

2.7.2 Prueba de ángulo en la flexión de la rodilla

A comparación a la prueba anterior, esta configuración consistió en colocar al modelo de pierna en posición prona (**Figura 2.13b**), que también es un estado de reposo común de los recién nacidos [32]. En esta posición, el extremo superior del muslo era fijado mediante unas pinzas a una estructura rígida. En este caso, el actuador ubicado en la parte posterior del muslo fue accionado para obtener el movimiento de flexión de la rodilla. Una cámara Go Pro fue empleada para registrar en una grabación de video los ángulos de flexión, cuyos valores fueron extraídos con las herramientas del software Kinovea 0.91 en una gráfica de ángulo-tiempo. Asimismo, la presión negativa fue recolectada mediante un sensor de presión. La prueba fue repetida cinco veces siendo el actuador presurizado de 0 a -60 kPa para el primer actuador candidato y a -40 kPa para el segundo actuador candidato en cada repetición respectiva. A partir de esta información, se obtuvieron las curva ángulo-presión de cada diseño candidato.

2.8 Integración del dispositivo robótico

En esta sección, se consideró el desarrollo de un prototipo del dispositivo robótico, cuya integración está compuesta de cuatro sub-sistemas, el sistema mecánico, el sistema de accionamiento, el sistema de sensado y el sistema de control. La configuración preliminar

del prototipo está basada en el proyecto óptimo y la integración de los sub-sistemas, esta puede ser visualizada en la **Figura 2.14**.

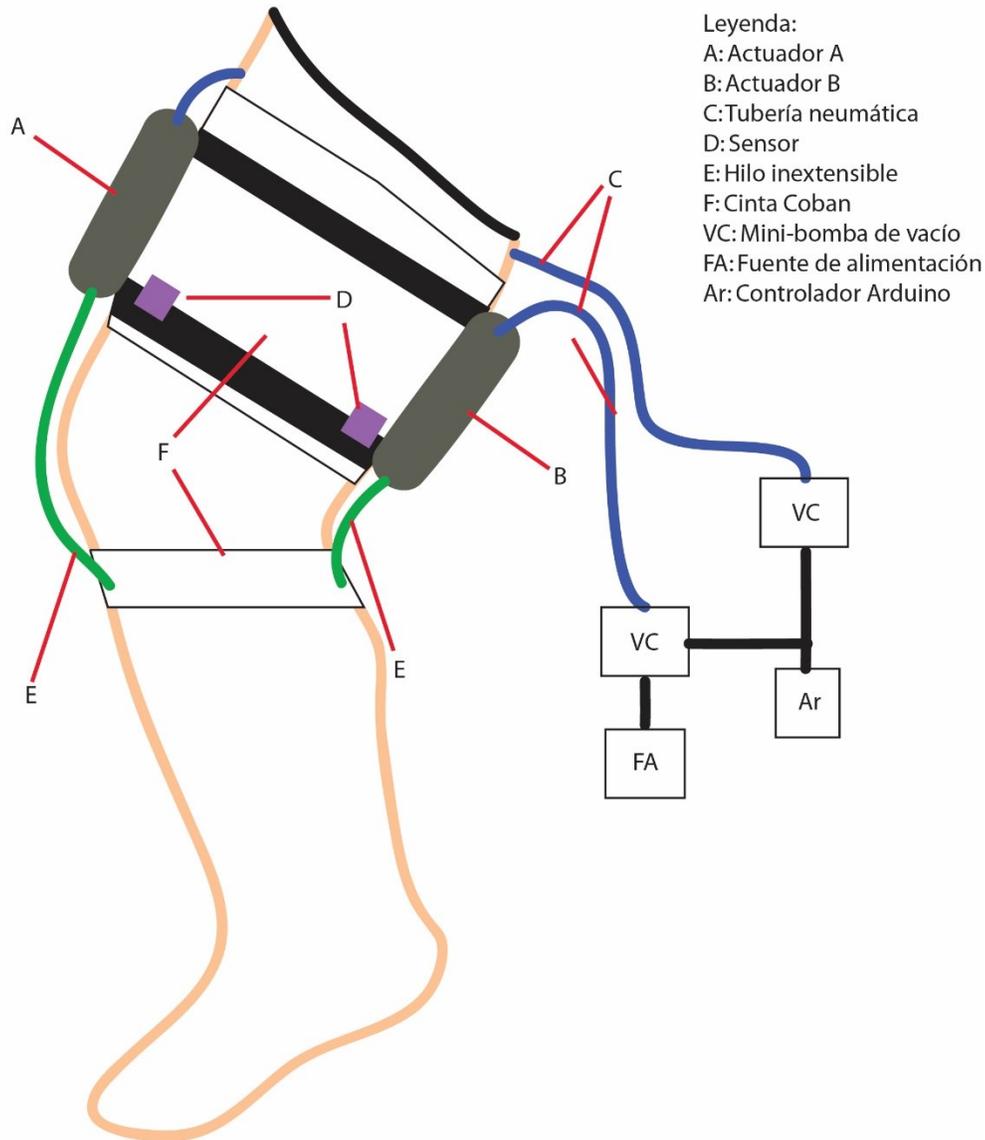


Figura 2.14. Configuración preliminar del dispositivo robótico en la pierna de un recién nacido
Fuente: Elaboración Propia

En el caso del presente dispositivo, el sistema mecánico está formado por la cinta médica F e hilos inextensibles de Kevlar E. La cinta actúa como la estructura mecánica del sistema que brinda soporte al sistema de accionamiento y que se ajusta a la pierna del bebé entrando en contacto directo con la superficie de la pierna, que sería la piel del infante en el caso real. Se plantea que la cinta sea colocada en dos posiciones de la pierna del recién

nacido, una que envuelva el muslo y otra que envuelva la parte inferior de la rodilla o el tobillo. Cada cinta será empleada como punto de sujeción para los actuadores. Asimismo, para el sistema mecánico, los hilos son empleados como elementos de tensión para fijar los actuadores en la cinta médica.

El sistema de accionamiento en el modelo de pierna está dado por la configuración agonista-antagonista de los actuadores A y B, los cuales transmiten la fuerza a la extremidad inferior para generar la flexión del modelo de pierna. La configuración consiste en colocar un actuador A en la parte anterior del muslo, mientras el otro es colocado en la parte posterior. Para el actuador cada actuador, un extremo es fijado a la superior del muslo y el otro extremo es conectado en la zona que representa el tobillo. De este modo, los actuadores funcionan en conjunto con los hilos inextensibles y la cinta médica.

En el sistema de sensado, se plantea el empleo de un sensor magnético D por cada actuador. Cada sensor verificará si el actuador se encuentra totalmente contraído, cuando esto suceda la presión de vacío debe ser retirada del sistema. Ello se relaciona con los ejercicios de rehabilitación para las pruebas de funcionamiento, ya que el movimiento activo es originado del encendido del suministro de la presión de vacío y cuando el actuador haya alcanzado su máxima contracción, se genera del apagado de la bomba de vacío para que se realice el movimiento pasivo del ejercicio. Esta propuesta presenta limitaciones como la complicación al colocar el sensor en el modelo de pierna, pues el área requerida por el sensor es grande. Por ello, una alternativa es el empleo de un sensor de presión para medir la presión interna del actuador y con ello, realizar los ejercicios de rehabilitación.

A continuación, se describe el sistema de control que será empleado para el prototipo. El componente principal de este subsistema es el lazo de control abierto que se muestra en la **Figura 2.15**. Esta consiste en una inicialización por un pulsador, el cual envía una señal hacia el controlador y ello activa el relé para encender la mini-bomba de vacío. Mediante el encendido de la mini-bomba, el actuador es accionado y se genera el movimiento de extensión o flexión. Como se explicó anteriormente cuando el sensor detecte al actuador

contraído, se apagará el sistema y sucederá el movimiento de retorno del modelo de pierna retorne a su estado inicial.

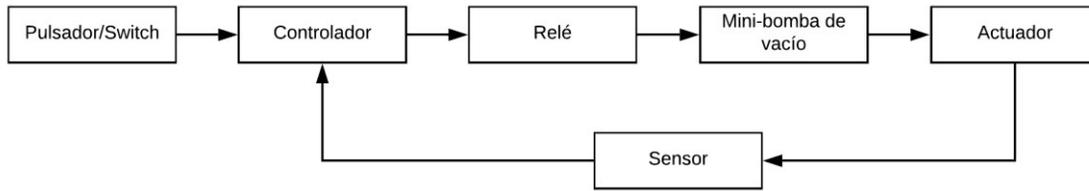


Figura 2.15. Lazo abierto del prototipo del dispositivo robótico.
Fuente: Elaboración Propia

2.8.1 Ejercicio de rehabilitación en posición de costado

En esta prueba experimental, se evalúa el ángulo producido por el prototipo funcional en el modelo de pierna experimental. En este caso, el modelo fue colocado en posición costado representando a un infante que reposa de costado [32], para ello, el extremo superior del muslo del modelo fue fijado mediante pinzas mecánicas en dicha posición para restringir su movimiento. La configuración emplea una cámara Go Pro ubicada en un plano superior para registrar una grabación de video de la flexión del modelo de pierna. La posición inicial del modelo es un ángulo recto formado por la pierna inferior y el muslo. El movimiento de extensión de la rodilla empieza con el accionamiento del actuador ubicado en la parte anterior del muslo, y luego se emplea el otro actuador para generar el movimiento de flexión. Se realizarán 10 repeticiones de la prueba experimental y cada repetición consistirá de una extensión y flexión del modelo de pierna. Para esta experiencia, se procesará la información del video mediante procesamiento de imágenes en el software libre Tracker. En el accionamiento de la prueba, el actuador es accionado en el rango de presurización respectivo, de acuerdo si es el primer diseño candidato o segundo diseño candidato.

2.8.2 Ejercicio de rehabilitación en posición prona

Del mismo modo que la prueba anterior, en este caso el modelo de pierna es sujetado por las pinzas metálicas en posición prona. Esta posición es otra postura de descanso de los neonatos en la cual se realiza el ejercicio de rehabilitación de flexión y extensión de la rodilla. En la configuración en posición prona, la cámara Go Pro es colocada en un plano paralelo al

modelo de pierna para registrar los ángulos de flexión y extensión. El ángulo inicial del ejercicio en esta posición es 165° formado por la pierna inferior y el muslo. El ejercicio empieza con el movimiento de flexión de la rodilla realizado por el actuador vestido en la parte posterior del muslo, no obstante, debido a la influencia de la gravedad en esta posición, el movimiento de extensión de la rodilla será pasivo. Ello significa que el movimiento de retorno del modelo de pierna es realizado por el peso de la total de la pierna, en lugar del actuador ubicado en la parte anterior del muslo. Se realizarán 10 repeticiones de la prueba experimental y cada repetición consistirá de una extensión y flexión del modelo de pierna. Asimismo, el actuador es accionado en el rango de presurización respectivo, de acuerdo si es el primer diseño candidato o segundo diseño candidato. La información del video se procesa mediante el software libre Tracker para extraer la curva ángulo-tiempo.

CAPÍTULO III

RESULTADOS

3.1 Diseño conceptual

3.1.1 Evaluación de concepto de solución

Los conceptos de solución derivados de la matriz morfológica son evaluados en la matriz de evaluación en la **Tabla 3.1**. Se puede observar que el concepto de solución 4 fue el que obtuvo el puntaje más alto, por ende, este es seleccionado como el concepto de solución óptimo. Este concepto está conformado de las siguientes opciones de la matriz morfológica: Músculo neumático artificial - Interruptor - Cinta Coban - Arduino Mega - Sensor de presión. A pesar de que el concepto de solución 1 obtuvo el segundo puntaje más alto, este no será tomado en cuenta para mejorar el concepto de solución óptimo, debido a que solo presenta dos ventajas significativas que son el empleo de un controlador Raspberry pi y de sensores de contacto. En el prototipo funcional, no es necesario un controlador más robusto, pero para la disposición inicial del prototipo se evaluará el uso de sensores magnéticos por su disponibilidad en comparación a un sensor de presión de vacío.

N°	Criterios técnicos y económicos	Conceptos de solución (C.S.)			
		1	2	3	4
1	Facilidad de ensamblaje	3	1	4	4
2	Costos de tecnología	3	1	2	3
3	Costo de operación	3	2	3	3
4	Seguridad	3	3	4	4
5	Estabilidad	3	2	3	3
6	Posibilidad de automatización	3	4	2	2
7	Facilidad de manejo	4	2	4	4
8	Peso	4	3	3	4
9	Disponibilidad de repuestos	3	1	2	3
10	Tamaño	3	3	3	4
	Suma Total	32	22	30	34

Tabla 3.1. Matriz de evaluación de conceptos de solución para el dispositivo
Fuente: Elaboración Propia

3.1.2 Evaluación de proyecto preliminar

El concepto de solución óptimo establece un lineamiento general para el desarrollo de los proyectos preliminares como se expuso anteriormente en la sección 2.2.6. Como se planteó en el capítulo anterior de metodología, fueron elaborados tres proyectos preliminares en la **Tabla 3.2**. Cada uno de ellos es explicado a detalle en el Anexo 1. La distinción principal entre estos es el actuador neumático blando que varía en método de fabricación y funcionamiento.

Variantes de proyectos			Proyecto Preliminar 1		Proyecto Preliminar 2		Proyecto Preliminar 3	
Nº	Criterios de Evaluación	Peso	Valor	Puntaje	Valor	Puntaje	Valor	Puntaje
1	Función	20	4	80	4	80	4	80
2	Fabricación	20	4	80	3	60	4	80
3	Montaje	15	2	30	3	45	1	15
4	Comodidad	15	3	45	4	60	3	45
5	Mantenimiento	10	4	40	4	40	4	40
6	Peso	20	2	40	3	60	1	20
	Total	100		315		345		280

Tabla 3.2. Matriz de evaluación de proyectos preliminares para el dispositivo
Fuente: Elaboración Propia

De acuerdo a la matriz de evaluación de los proyectos preliminares, se determinó que el proyecto óptimo fue el proyecto preliminar 2. Con ello, se prosigue al apartado de análisis por elementos finitos en función al concepto de accionamiento y a los dos diseños de actuadores descritos en el capítulo anterior.

3.2 Análisis por elementos finitos de la estructura interna del actuador

3.2.1 Contracción de la estructura compuesta de celdas en forma de arcos

A partir de la simulación de la estructura interna, se obtuvo los siguientes resultados. En primer lugar, se puede observar en la **Figura 3.1** que la geometría con mayor contracción fue la primera estructura propuesta alcanzando una contracción máxima de 42 mm, que representa 85% de su longitud. Se prosiguió con la evaluación del radio de curvatura (R) y se obtuvo que esta es inversamente proporcional a la contracción como se observa en la tabla

3.3. La estructura con radio de curvatura de 11 mm alcanzó una contracción máxima de 50% que representa aproximadamente una longitud de contracción de 27 mm. La diferencia de las contracciones entre la primera estructura sobredimensionada de 30 mm de ancho y 25 mm de radio de curvatura, y la estructura de 20 mm de ancho (W) y 11 mm de radio de curvatura debe haberse originado debido principalmente al ancho de la estructura, pues el ángulo formado en el vértice externo era significativo. Esto coincide con lo expuesto en la **Tabla 3.3** donde la reducción del radio de curvatura bajo un ancho constante implica que el ángulo en el vértice exterior se reduzca, por ende, como consecuencia la contracción de la estructura se reduce. Del mismo modo, ello implica que un radio mayor de curvatura significa que los vértices o bisagras tienen menor resistencia de movimiento, es decir, el ángulo formado por los lados asociados al vértice se puede reducir con mayor facilidad. Las simulaciones de las variaciones del radio de curvatura en la geometría se pueden ver en los Anexos 2.

Radio de curvatura R (mm)	Longitud de la estructura L (mm)	Contracción (mm)
33	12.212	4.68
31	13.056	5.34
29	14.028	6.05
27	15.160	5.60
25	16.496	7.59
23	18.100	7.78
21	20.072	8.77
19	22.556	9.92
17	25.820	11.51
15	30.356	12.38
13	37.348	15.14
11	51.935	26.69

Tabla 3.3. Variación de la contracción de la estructura en función del radio de curvatura
Fuente: Elaboración Propia

Asimismo, como se esperaba la concentración de esfuerzos en las estructuras fue mayor en los vértices (ver ANEXOS 2), pues son los puntos que presentan la mayor deformación y que causan la contracción. Para proseguir con la etapa de fabricación y caracterización, se tomó en cuenta la estructura de $R = 11$ mm y $w = 20$ mm, ya que esta

produce la mayor contracción para la articulación de revolución en la rodilla y el espacio de trabajo planteado en la Tabla 2.1 de requerimientos.

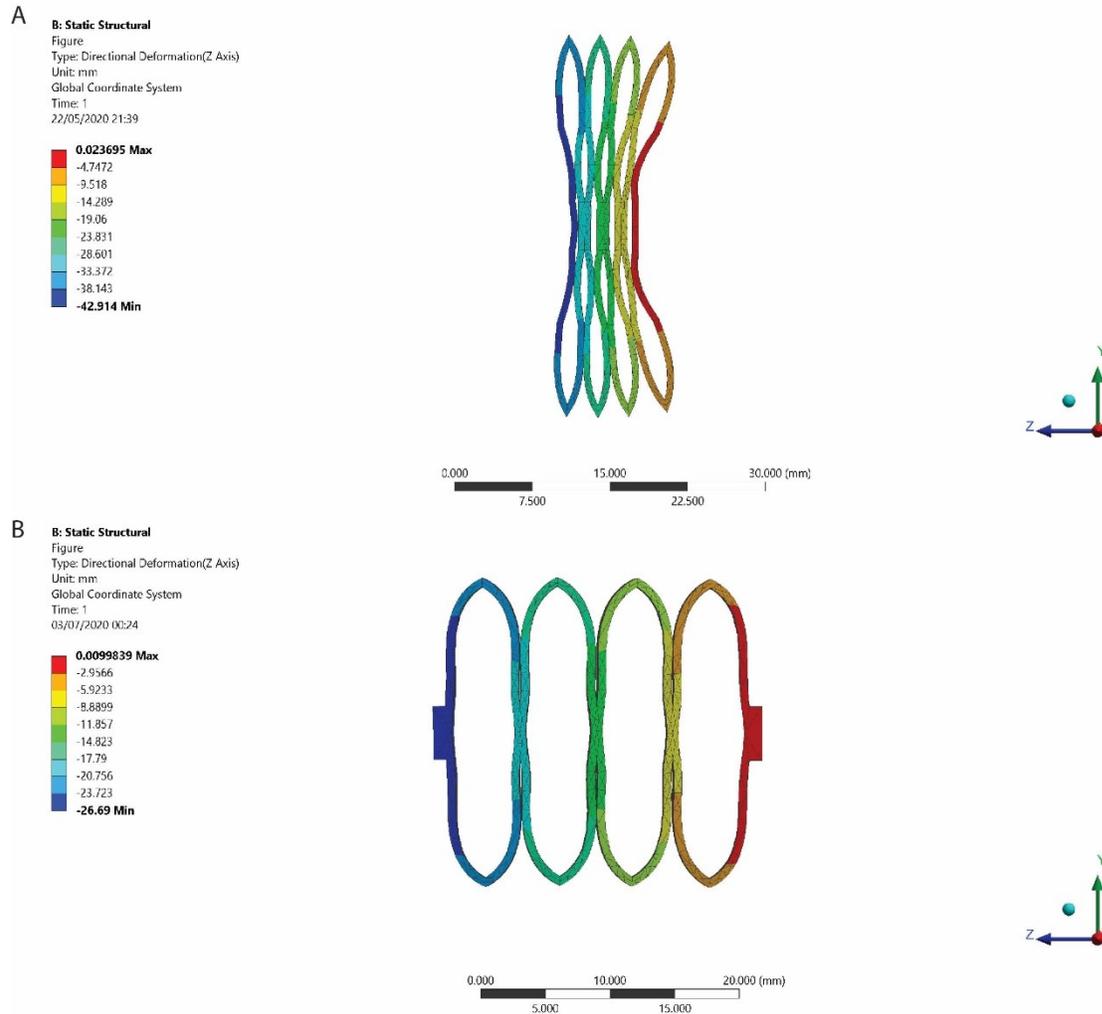


Figura 3.1. Contracción de la estructura con $R=25$ mm y $w=33$ mm (A), y de la estructura con $R=11$ mm y $w=20$ mm (B)

Fuente: Elaboración Propia

3.2.2 Contracción de la estructura compuesta de celdas en forma de V

Los resultados de las simulaciones de las estructuras Zigzag muestran que la fuerza para comprimir las estructuras es baja (< 0.15 N) en las dimensiones empleadas. En la **Figura 3.2** se muestra el estado relajado y completamente contraído de una estructura Zigzag de C6 H10 donde H se refiere a altura de 10 mm de la estructura y C, su número de celdas.

Asimismo, los resultados de todas las configuraciones geométricas propuestas ordenadas por el número de celdas de la estructura son observados en la **Figura 3.3**.

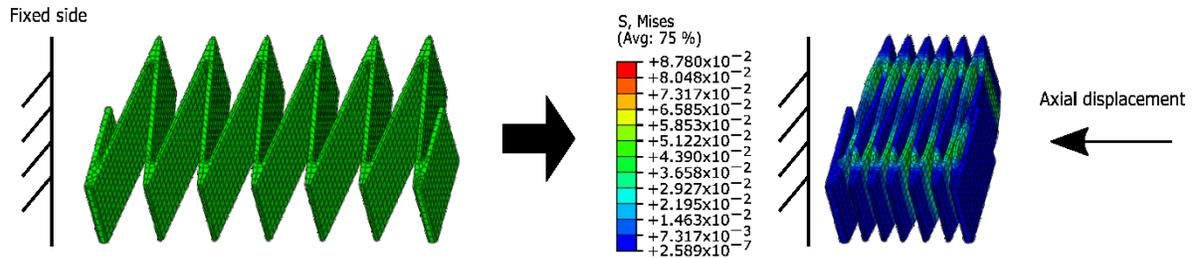


Figura 3.2. Esquema de la configuración del Modelo por Elementos Finitos del esqueleto con forma de Zigzag, mostrando concentraciones de esfuerzos para estados relajados (esfuerzo cero) y completamente contraído [77]

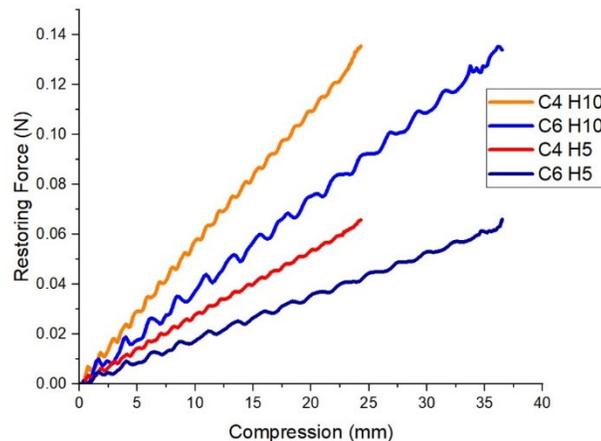


Figura 3.3. Fuerza sobre desplazamiento de contracción extraída del Modelamiento por Elementos Finitos de la estructura Zigzag de cuatro y seis celdas con ancho de 30 mm como previamente se describió, donde C indica el número de celdas y H indica la altura de la estructura. Una celda de la estructura es definida como una celda con forma V en el patrón de la estructura. Las estructuras fueron comprimidas hasta el punto de contacto entre las paredes al final de la compresión [77].

De acuerdo a los resultados de la **Figura 3.3**, para todos los diseños, la fuerza de restitución se mantuvo debajo de 0.15 N. Como se esperaba, el incremento en la altura de la estructura (de 5 a 10 mm) causa un incremento en su rigidez. Esto es relevante, pues una estructura más alta implica una mayor sección transversal y, por consiguiente, una mayor fuerza resultante del actuador, que es reducida por la fuerza de restitución. A pesar de que el área de sección transversal es un gran determinante de la fuerza de resorte, se presenta una modesta diferencia entre los diferentes diseños. Ello sugiere que estos parámetros

geométricos no afectan demasiado a la fuerza, probablemente el espesor de las paredes de la estructura (0.8 mm para todos los diseños) sea el principal determinante de la fuerza de resorte baja (< 0.15 N) para cada diseño. Estos resultados permiten seleccionar a la estructura de 6 celdas con una sección transversal de 30x10 como la estructura Zigzag adecuada para el segundo diseño de actuador, debido a su rango de contracción mayor a 30 mm y su mínimo movimiento de flexión fuera del plano.

A partir de los resultados en 3.2.1 y 3.2.2, se seleccionó la estructura con mayor contracción de cada diseño candidato. Posteriormente a la evaluación, se fabricaron los actuadores candidatos. continuación, se discute los resultados de las pruebas experimentales, cada esquema experimental puede observarse en Anexos 3.

3.3 Pruebas experimentales de caracterización del actuador

3.3.1 Prueba de contracción isométrica

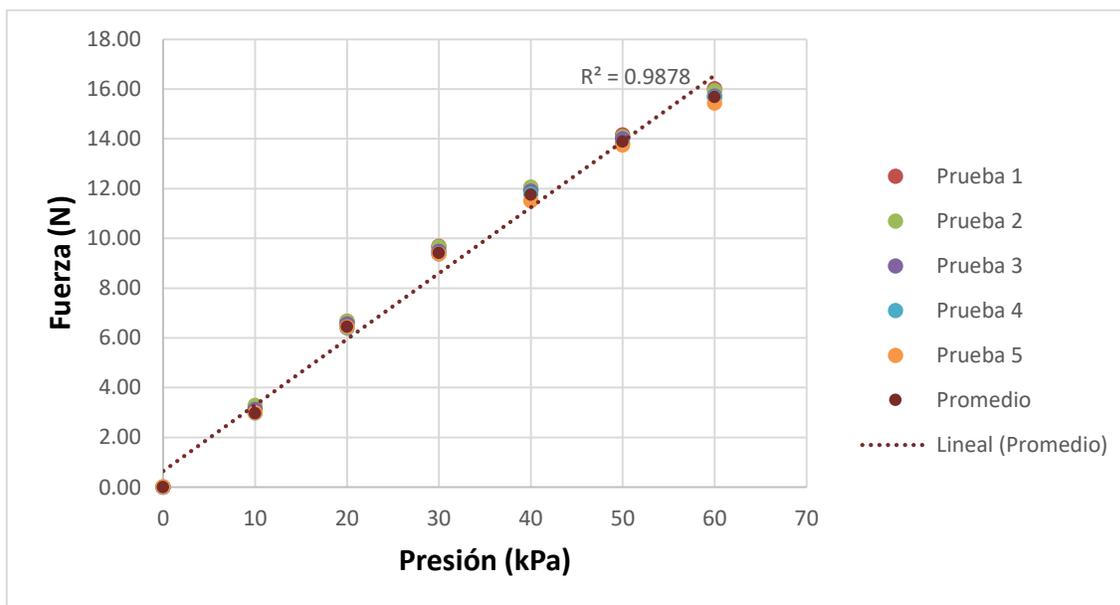


Figura 3.4. Fuerza versus magnitudes de presión de vacío del actuador cuando es sostenido fijamente a longitud constante. Resultados de la respuesta del actuador con estructura compuesta de arcos.
Fuente: Elaboración Propia

La **Figura 3.4** muestra los resultados de la prueba de contracción isométrica, la fuerza del actuador y la presión de vacío presentaron un patrón lineal en el rango de 0 kPa hasta -60

kPa. Las variaciones en los puntos en la figura están en el rango de 0.1 N a 0.5 N, los cuales pueden haber surgido por el set-up de la experiencia. En este caso, la zona del extremo inferior del actuador que es presionada por la pinza podría haberse deslizado ligeramente. Asimismo, las medidas pueden ser afectadas, debido a que el filme de polietileno del actuador podría haber sufrido deformación elástica. El actuador registró aproximadamente una fuerza máxima de 16 N a -60 kPa.

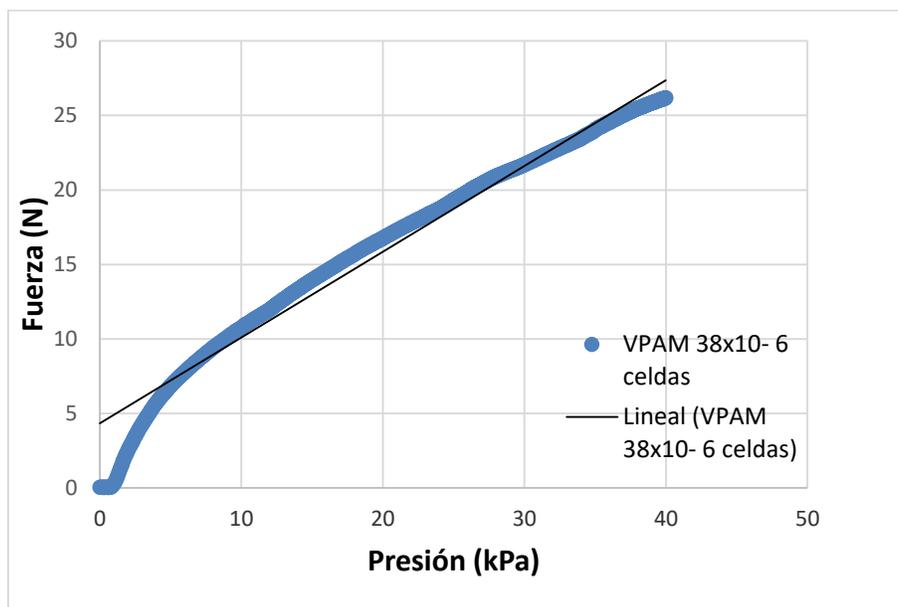


Figura 3.5. Fuerza versus magnitudes de presión de vacío de los actuadores con estructura con celdas V cuando son sostenidos fijamente a longitud constante. El 38x10 se refiere a las dimensiones de la sección transversal del actuador (WxH) y el número de celdas al número de secciones con forma de V en la estructura interna [77].

En la prueba de contracción isométrica del VPAM (**Figura 3.5**), la fuerza máxima del actuador fue de 27 N a una presión de vacío de -40 kPa. El VPAM supera el desempeño del primer diseño de la Figura 3.4. La diferencia entre la fuerza máxima fue 11 N y el VPAM empleó una presión de operación de 0 a -40 kPa en lugar de 0 a -60 kPa. Asimismo, la tendencia de la curva de fuerza-presión se incrementa rápidamente y luego adquiere una tendencia lineal.

3.3.2 Prueba de contracción libre

En la prueba de contracción libre (**Figura 3.6**), el actuador produjo una contracción máxima de aproximada de 27 mm a una presión de -60 kPa. Del mismo modo a la prueba de

contracción isométrica, la relación entre la contracción y la presión de vacío es lineal. Por ende, se puede deducir que la contracción y la presión son directamente proporcionales. Asimismo, la contracción alcanzada por el actuador coincide con el cálculo de contracción requerido por el actuador para generar una rotación de 70° en la articulación de la rodilla.

Comparado al actuador FOAM [58], el actuador presentado muestra una mayor contracción, pues el FOAM (geometría Zig-Zag de 30°) produce una contracción de 20 mm a -70 kPa, no obstante, produce aproximadamente una fuerza mayor de 75 N. Esto es ocasionado por su geometría y sus dimensiones mayores (ancho aproximado de 3 cm y largo de 6 cm).

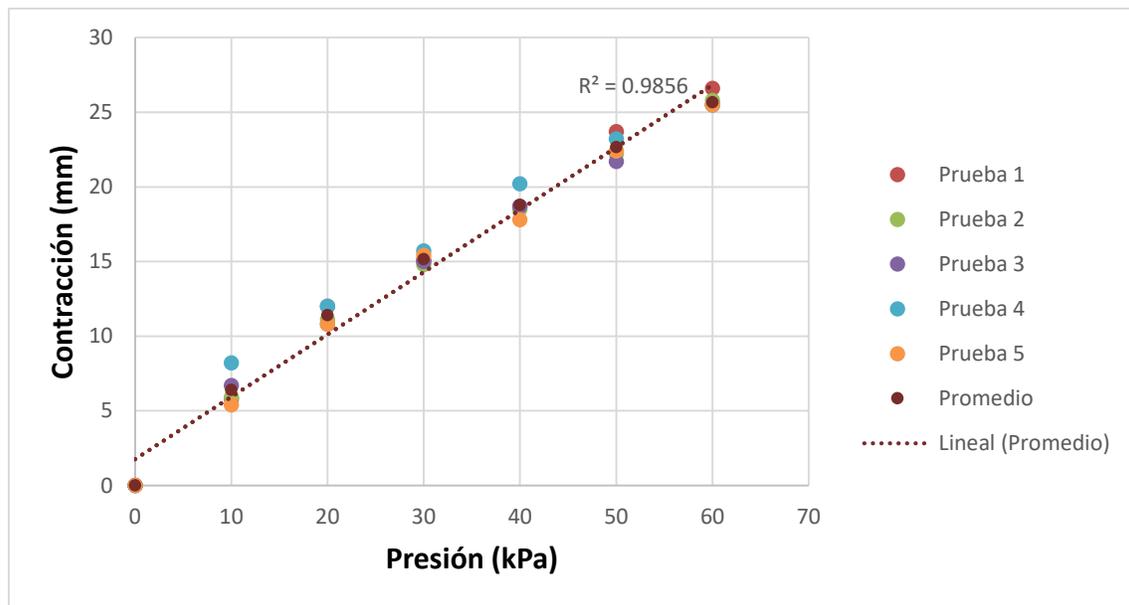


Figura 3.6. Curva de contracción-presión del actuador accionado por vacío. La estructura interna del actuador es la estructura compuesta de celdas con forma de arcos. El radio de curvatura de las celdas es $R = 11$ mm y ancho de estructura $w = 20$ mm.

Fuente: Elaboración Propia

El segundo diseño de actuador propuesto, el músculo artificial accionado por vacío, produjo aproximadamente 31 mm de contracción máxima a una presión de 40 kPa de presión de vacío en la **Figura 3.7**. Esta contracción máxima concuerda parcialmente con los resultados de las simulaciones de la estructura Zigzag, la diferencia es aproximadamente 4 mm. Ello puede ser explicado debido a que el extremo del actuador en la configuración está libre produciendo un modesto movimiento fuera de plano como curvatura y que el skin

interfiere entre los espacios vacíos de las celdas con forma V, reduciendo la contracción absoluta del actuador.

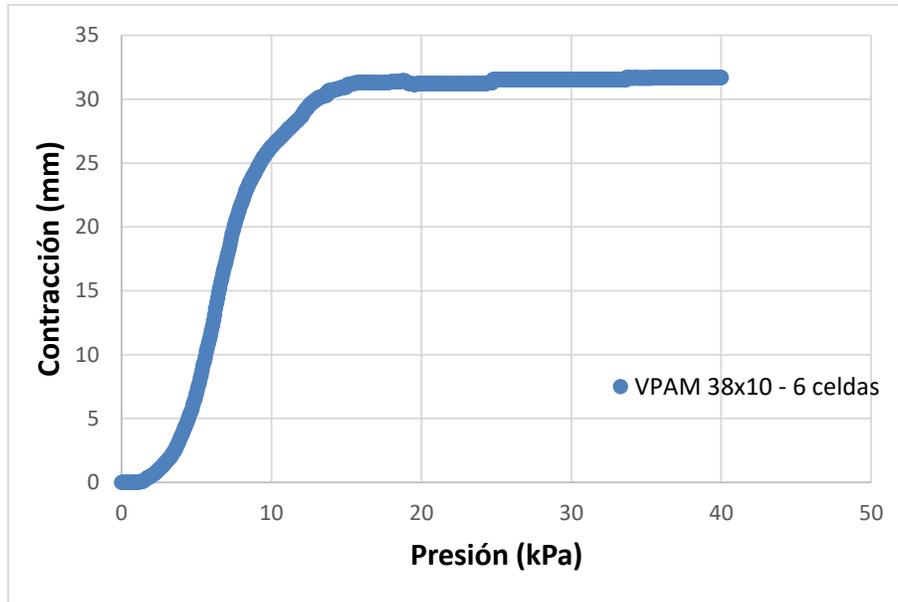


Figura 3.7. Curva de contracción-presión del actuador con esqueleto de zigzag accionado por vacío. El 38x10 se refiere a las dimensiones de la sección transversal del actuador (WxH) y el número de celdas al número de secciones con forma de V en la estructura interna.

Asimismo, el segundo diseño del actuador presenta un rango de operación menor de presión de 0 a -40 kPa y una contracción absoluta mayor comparado al rango de operación del primer diseño. No obstante, el extremo del actuador está libre sin una carga en esta prueba experimental, por ello, se deberían realizar pruebas adicionales para elaborar una curva de fuerza-contracción a presión constante y pruebas con carga para evaluar una probable reducción de la contracción absoluta. Estas pruebas fueron reportadas en [77] donde el actuador fue capaz de producir aproximadamente 32 mm de contracción a una presión constante de -40 kPa y de manejar cargas hasta 0.5 kg.

3.4 Pruebas experimentales del desempeño del actuador blando

3.4.1 Prueba de ángulo en la extensión de la rodilla

Para la determinación de los ángulos de rotación se empleó el software Kinovea, por ende, los datos de la **Figura 3.8** no presentaron una variabilidad significativa. En la prueba

se obtuvo que el ángulo máximo para el movimiento de extensión de la rodilla fue 54° a una presión de -60 kPa. Este valor representa un 77% del ángulo deseado en la tabla de requerimientos, por ende, se satisface parcialmente el requerimiento planteado en la sección 2.1. En esta experiencia, las variables también presentan una relación lineal. Asimismo, de acuerdo al resultado obtenido en esta prueba y la prueba de contracción libre se requeriría una mayor contracción para generar un mayor ángulo de flexión o extensión de la rodilla.

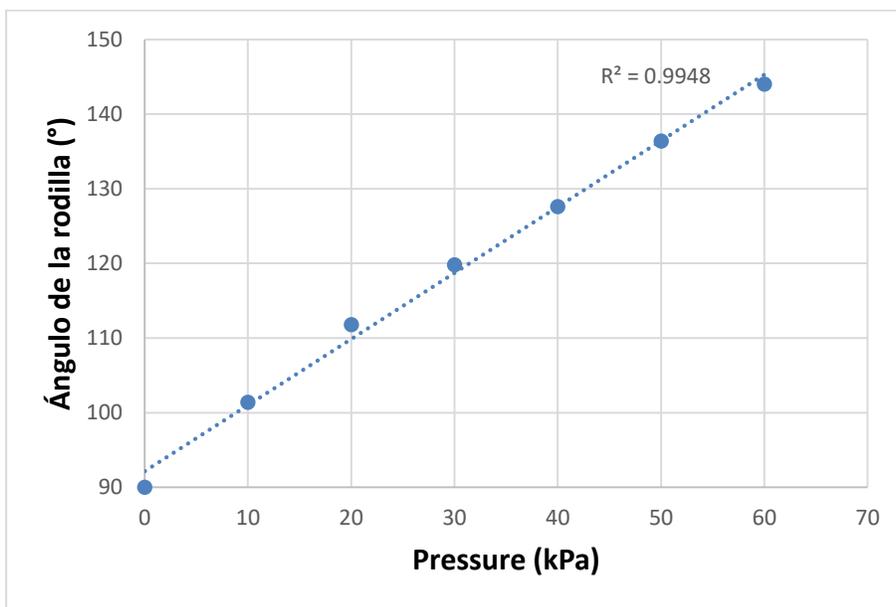


Figura 3.8. Ángulo de extensión de la rodilla producido por el actuador con estructura compuesta de arcos, colocado en la parte anterior del muslo del modelo de pierna. En esta prueba, el modelo de pierna fue fijado en posición de costado. El ángulo es medido entre el muslo y la pierna inferior, de modo que 90° representarían la rodilla en un ángulo recto y 180° representa la pierna completamente extendida como en una configuración recta.

Fuente: Elaboración Propia

A diferencia del primer diseño del actuador con la estructura compuesta de arcos, el VPAM con la estructura Zigzag produjo un ángulo de extensión máximo de 65° a una presión de -40 kPa en la **Figura 3.9**. De este modo, el segundo diseño del actuador produce la fuerza suficiente para levantar la pierna del infante y una contracción mayor que beneficia al ángulo de rotación en el modelo de pierna. El ángulo máximo fue alcanzado aproximadamente a -30 kPa demostrando que podría indicar que no es necesario emplear todo el rango de operación usado previamente de 0 a -40 kPa. En esta experiencia, las variables presentan un comportamiento no lineal que puede ser provocado por la salida del aire del actuador.

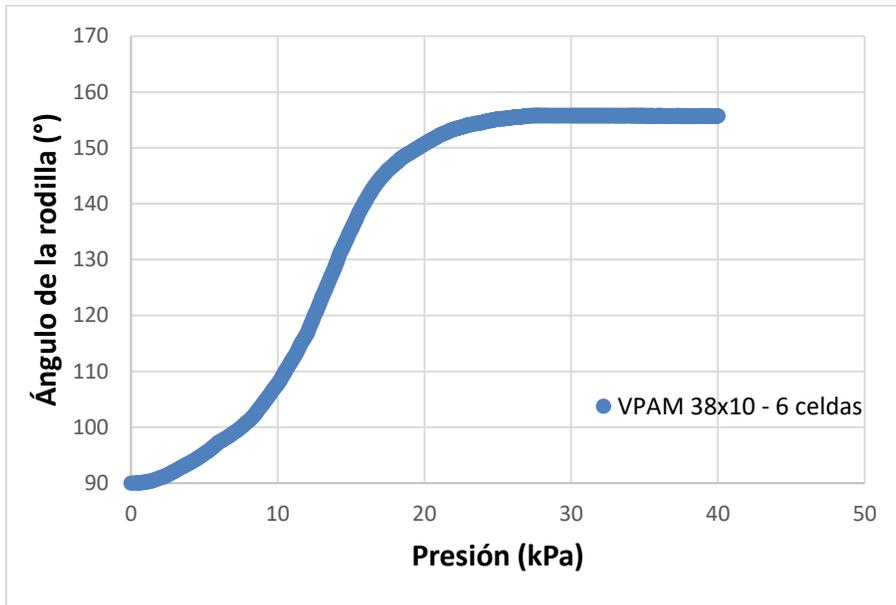


Figura 3.9. Ángulo de extensión de la rodilla producido por el VPAM colocado en la parte anterior del muslo del modelo de pierna. En esta prueba, el modelo de pierna fue fijado en posición de costado. La nomenclatura angular usada es la misma que en la figura previa.

Fuente: Elaboración Propia

3.4.2 Prueba de ángulo en la flexión de la rodilla

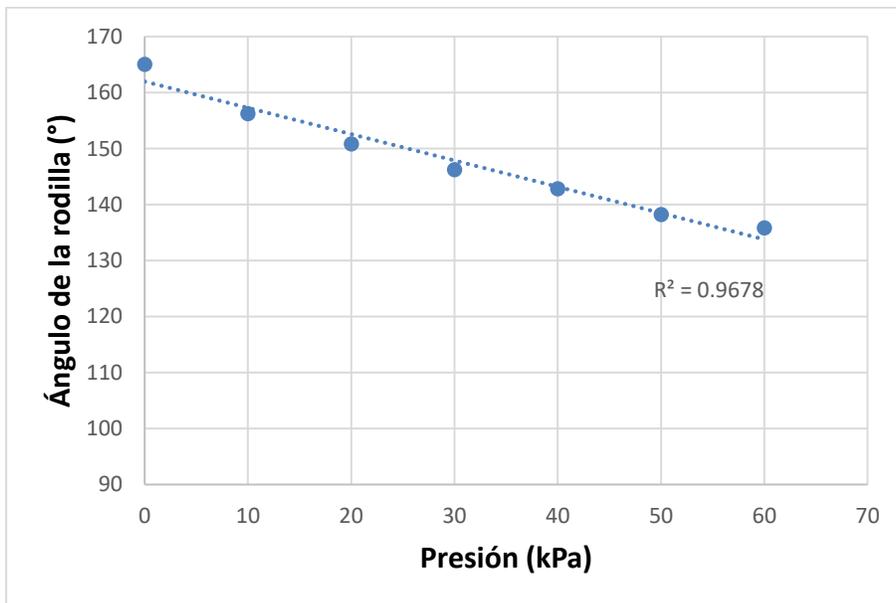


Figura 3.10. Ángulo de flexión de la rodilla producido por el actuador con estructura interna de arcos colocado en la parte posterior del muslo del modelo de pierna. En esta prueba, el modelo de pierna fue fijado en posición prona. El ángulo es medido entre el muslo y la pierna inferior, de modo que 90° representarían la rodilla en un ángulo recto y 180° representa la pierna completamente extendida como en una configuración recta.

Como se puede observar en la **Figura 3.10**, el ángulo de flexión máximo de la rodilla fue aproximadamente 29° a una presión de -60 kPa. En este caso, también se presenta una relación lineal entre el ángulo y la presión como en el ángulo de extensión. No obstante, el ángulo obtenido representa un 41% del valor angular deseado en la tabla de requerimientos, esto fue causado por el hecho de que el par de torsión inicial es elevado para generar la flexión de la rodilla mientras el ángulo de la rodilla sea más cercano a 180° . En el esquema experimental de esta prueba en Anexos 3, se observa el brazo de momento en el movimiento de flexión.

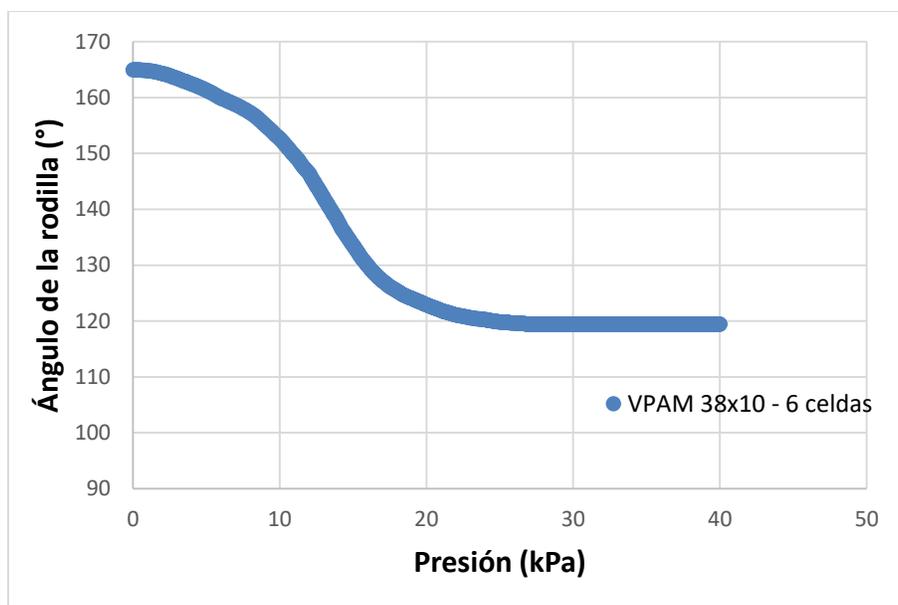


Figura 3.11. Ángulo de flexión de la rodilla producido por el VPAM colocado en la parte posterior del muslo del modelo de pierna. En esta prueba, el modelo de pierna fue fijado en posición prona. La nomenclatura angular usada es la misma que en la figura previa.

Fuente: Elaboración Propia

En la **Figura 3.11**, el VPAM alcanzó un ángulo de flexión de 44° a una presión de -40 kPa. Este resultado es mayor al mostrado en la Figura 3.10 por el primer diseño de actuador, pues el VPAM produce una mayor fuerza como se demostró en la prueba de contracción isométrica traduciéndose en su capacidad para flexionar la rodilla y una mayor contracción que se traduce en un mayor ángulo de flexión.

A partir de los resultados experimentales en los ángulos de flexión producidos en el modelo de pierna experimental, los resultados de ambos diseños de actuadores son comparados en la **Tabla 3.4**. En general, el segundo diseño de actuador presenta ángulos de flexión mayores de manera consistente, con una diferencia absoluta de más de 10° en extensión y flexión comparado al primer diseño. Esto es resultado de que el segundo diseño puede producir una mayor contracción principalmente por su estructura interna e incluso una fuerza mayor debido a su comportamiento como actuador Bellow. Por ello, para la integración del prototipo funcional se empleará el segundo diseño candidato en la configuración agonista-antagonista.

	Primer diseño de actuador candidato	Segundo diseño de actuador candidato
Ángulo máximo en extensión	54°	65°
Ángulo máximo en flexión	30°	43°

Tabla 3.4. Ángulo de flexión de la rodilla producido por el VPAM colocado en la parte posterior del muslo del modelo de pierna. La nomenclatura angular usada es la descrita en las figuras previas. Elaboración propia

3.5 Integración del dispositivo robótico

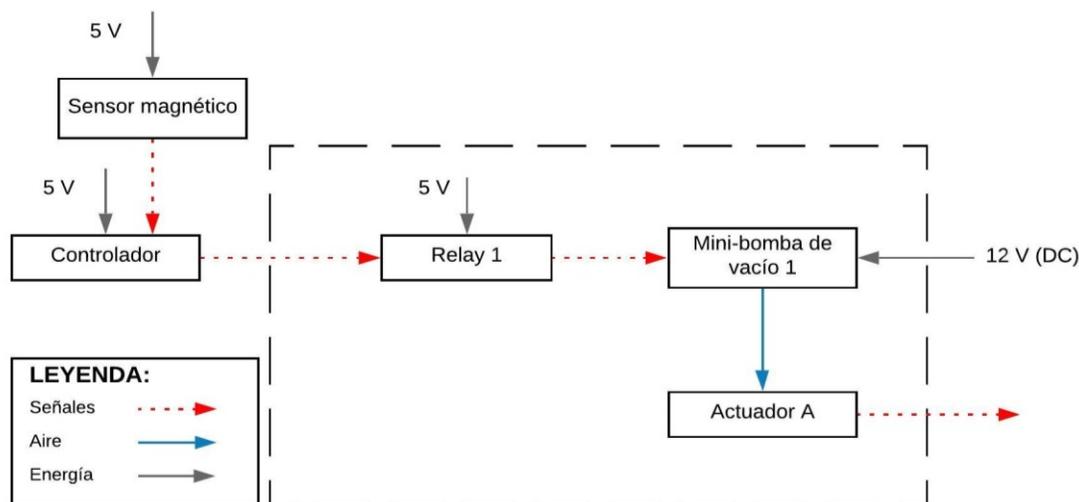
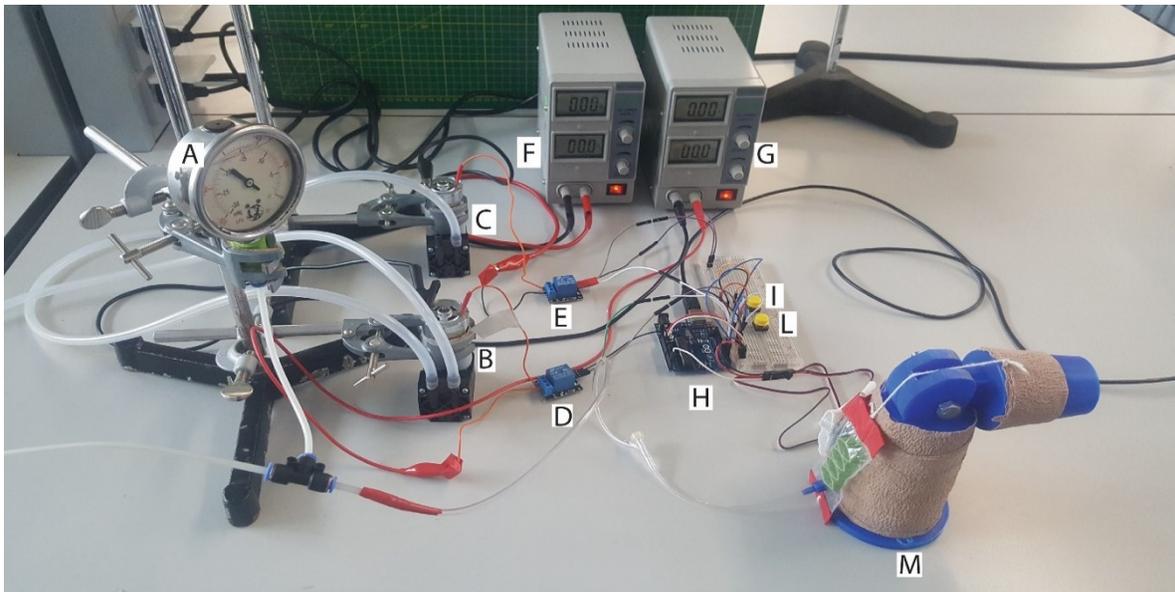


Figura 3.12. Esquema general del planteamiento inicial para el funcionamiento del sistema, incluyendo señales de entrada/salida y energía

Fuente: Elaboración Propia

En esta sección, se presenta el esquema la disposición inicial y final del prototipo funcional del dispositivo robótico. En la **Figura 3.12**, se muestra el esquema inicial de funcionamiento del prototipo funcional, y en la **Figura 3.13**, la disposición inicial del prototipo que consistía en generar el movimiento de flexión y extensión del modelo de pierna del infante identificando si el músculo artificial se encuentra completamente contraído o relajado. Un Arduino Uno fue empleado como micro-controlador del prototipo para encender y apagar las mini-bombas de vacío, así como para medir el estado relajado o contraído de los actuadores mediante sensores magnéticos. Cada bomba de vacío era alimentada por su propia fuente y accionada por un relay. Durante la implementación del prototipo, se percibió que las bombas de vacío accionadas generan una gran cantidad de ruido y vibración, por ende, las bombas fueron sostenidas mediante pinzas para reducir la vibración. En general, la configuración inicial presentaba varias limitaciones en su desempeño por el uso de los sensores magnéticos que eran dificultosos de vestir en el modelo de pierna y las lecturas sobre el estado de los actuadores era variable, debido a su posición en el modelo de pierna. En este caso, en los extremos del actuador tenían colocados imanes de neodimio. La disposición inicial fue empleada como base para el desarrollo de la disposición final del dispositivo robótico, que emplea menos componentes en general.



Leyenda:

A: Sensor de presión

D: Relay 1

H: Arduino UNO

M: Modelo de pierna + actuadores

B: Bomba de vacío 1

E: Relay 2

I: Pulsador de encendido

C: Bomba de vacío 2

F, G: Fuente de energía

L: Pulsador de apagado

Figura 3.13. Disposición inicial del prototipo funcional del dispositivo mostrando los componentes electrónico y mecánicos.

Fuente: Elaboración Propia

En la **Figura 3.14**, se muestra la disposición final del prototipo funcional, en esta nuevamente el músculo artificial presenta el rol de flexión o extensión de la articulación de la rodilla. Como se explicó previamente el prototipo estará conectado a una PC que creará la función escalonada de presión para el regulador de presión. Siguiendo, el micro-controlador transmitirá la señal digital al convertidor D/A y el regulador conectado a una mini-bomba de vacío establece la presión de operación de -40 kPa. Finalmente, la presión retorna a un valor de 0 kPa y el actuador retorna a su estado inicial, este proceso es repetido por el músculo agonista y antagonista. Una limitación del presente sistema es no poder medir la contracción a tiempo real de los músculos artificiales en el modelo de pierna, además, no se cuenta con una retroalimentación de la presión interna del actuador.

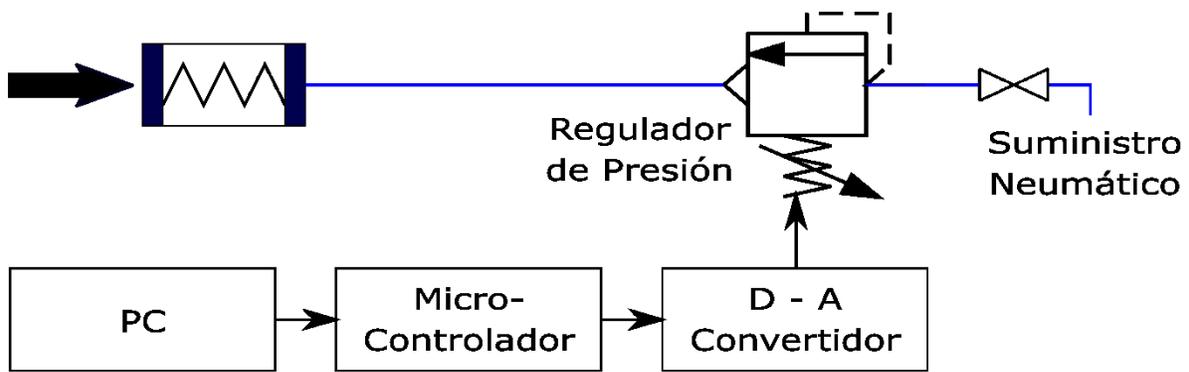


Figura 3.14. Diagrama del sistema del prototipo funcional. Un sistema de control de lazo abierto es usado para el prototipo. Para enviar la señal de presión al regulador de presión, la PC genera una señal de presión y es transferida por el micro-controlador al convertidor digital- analógico (flechas oscuras, señal). El regulador de presión regula la presión del actuador mediante la presión de vacío proveída del suministro neumático (líneas azules, succión de aire). Elaboración Propia.

A continuación, se presentan los elementos principales que fueron empleados para la integración final del dispositivo robótico. En Anexos 6 se adjunta los datos de fabricante de los componentes electrónicos.

Elementos mecánicos

- Cinta coban e hilos inextensibles: Es una venda elástica ligera que puede ser empleada para asegurar dispositivos médicos. Asimismo, presenta una excelente fijación y es autoadherente, por ende, esta cinta es adecuada para ser usada en esta aplicación donde entrará en contacto con la piel del recién nacido. La venda empleada es de 3 pulgadas x 5 yardas de la marca 3M. Del mismo modo, el hilo inextensible usado para el prototipo fue de Kevlar y de poliamida de 1 mm de diámetro.
- Actuador neumático: Para la integración del dispositivo robótico, se utilizó dos actuadores flexibles del segundo diseño VPAM, que fue caracterizado en las pruebas experimentales.
- Mangueras y accesorios: Como mangueras se empleó un tubo flexible de PVC de 6 mm para conectar la línea de succión de la bomba de vacío y otro de 4 mm para conectar el actuador y el sensor de presión analógico. Asimismo, se consideró una

conexión neumática tipo recta “T” para generar una línea de aire hacia el sensor mencionado.

Elementos electrónicos

- Fuente de aire comprimido: Se empleó para el presente trabajo dos bombas de aire de diafragma de vacío AIRPO D2028B, que funcionan con 12V. Su rango de presión de trabajo es de 0 a -54 kPa y de flujo de 9 - 15 LPM. Asimismo, tiene una vida útil de 500 horas y unas dimensiones de 38 x 60 x 87 mm³. En este prototipo, se empleó una bomba para alcanzar la presión de succión de -40 kPa. Sobre la selección de la mini-bomba se puede observar a mayor detalle el dimensionamiento en Anexos 4.
- Micro-controlador: Para el controlador del sistema, se empleó una placa de control Arduino Mega para recopilar las señales digitales creadas por la PC en el software Matlab, así como enviar las señales hacia la DAC.
- Convertidor digital-analógico: Se empleó un convertidor de señales de digital a analógico MCP4075 de 12 bits, con el propósito de tener disponible una mayor resolución de voltaje.
- Regular de presión electrónico: El regulador electrónico de presión de vacío ITV-0090 fue empleado por su presión de operación de -1 a -101 kPa y su tamaño reducido.

Para la implementación de las pruebas de la configuración agonista-antagonista, se empleó en el modelo de pierna con los componentes mecánicos mencionados previamente como se observa en la **Figura 3.15**. La cinta Coban es envuelta en el muslo y la pierna inferior del modelo de pierna experimental del infante. Los actuadores son colocados en la cinta en la parte anterior y posterior del muslo, mediante los hilos inextensibles.

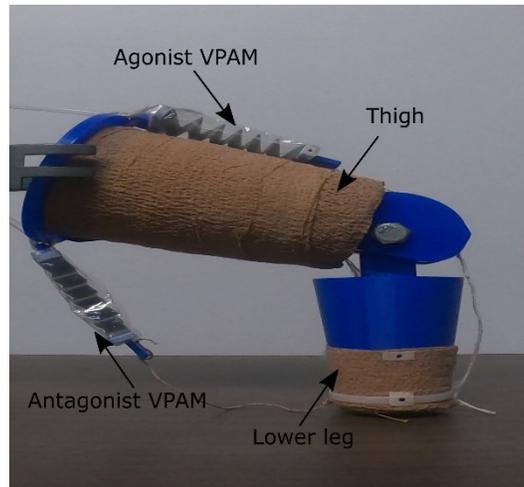


Figura 3.15. Configuración experimental del sistema mecánico y de accionamiento en el modelo de pierna de un infante impreso en 3D. El modelo de pierna está compuesto de dos partes, que representan el muslo (Thigh) y la pierna inferior (Lower leg). El músculo artificial agonista (Agonist VPAM) y el músculo artificial antagonista (Antagonist VPAM) para generar la flexión de la rodilla están montados en el modelo de pierna. En este caso, el modelo está orientado como si el paciente estuviese en posición supina, mientras que en los experimentos fueron llevados a cabo en posición prona y de costado [77].

3.5.1 Algoritmo e implementación del sistema de control y sensado

En esta sección, se presenta a mayor detalle el algoritmo e implementación del sistema de control del prototipo para la integración robótica basado en lo descrito en la **Figura 3.14**. Como se explicó previamente, la presión interna del actuador es regulada mediante el regulador electrónico de presión de vacío. La función escalonada de presión es creada en la interfaz del software Matlab y transmitida al micro-controlador Arduino Mega. El Arduino Mega tiene implementado un código de programación para transmitir una señal digital hacia la DAC MCP4725. El convertidor DAC es alimentado por el Arduino Mega, por ello, su señal analógica de salida está en el rango de 0 a 5 V con una resolución de 12 bits. Esta señal es recibida por el regulador ITV-0090 que opera con una señal de entrada de 0 a 10 V para una presión de operación de -1 a -101 kPa. El actuador es accionado con la función escalonada de 0 a -40 kPa y en cada ciclo de ejercicio el modelo de pierna desarrolla el movimiento de flexión o extensión de la rodilla, así como su retorno a su estado inicial. En los Anexos 5 se muestra el algoritmo para cada prueba en el modelo de pierna que se programó en Matlab y en Arduino.

3.5.2 Ejercicio de rehabilitación en posición de costado

En base a las pruebas experimentales en la caracterización, el VPAM presenta potencial para la presente aplicación, en la cual el actuador debería ser capaz de levantar la pierna o flexionar la articulación de la rodilla como en ejercicios de rehabilitación con infantes. Los actuadores han sido montados en el modelo de pierna de un infante en una configuración agonista-antagonista con el propósito de demostrar su capacidad realizando varios ciclos de ejercicios. El beneficio de la configuración mencionado previamente es que el actuador agonista produce el movimiento de extensión y no requiere la asistencia del musculo antagonista para retornar a su estado relajado. Retornar la pierna del infante a su posición inicial requeriría una fuerza significativa del actuador antagonista. Un ejemplo de la configuración funcionando en el modelo de pierna es mostrado en la **Figura 3.16**, donde el músculo agonista produce el movimiento de extensión y el músculo antagonista causó el movimiento de flexión de la rodilla [77].

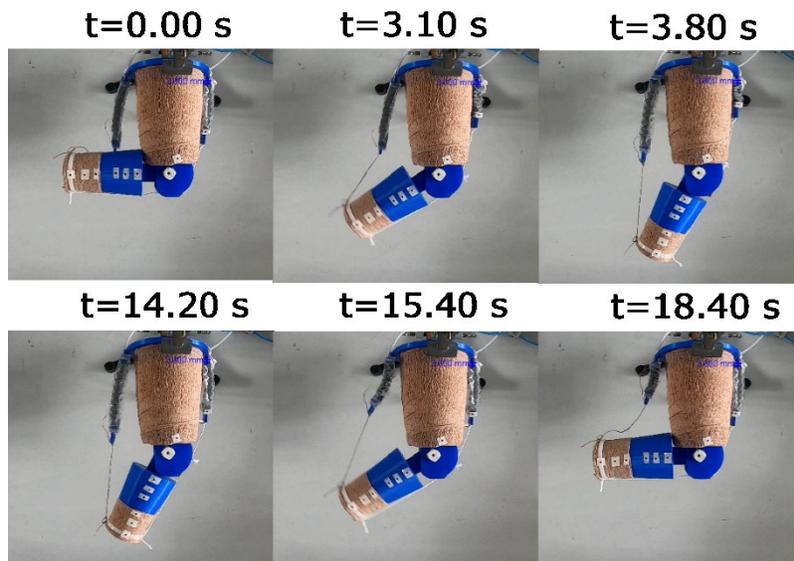


Figura 3.16. Imágenes de series de tiempo del modelo de pierna de infante ejemplificando un ejercicio de rehabilitación durante la extensión (tres cuadros de la parte superior) y la flexión de la rodilla (tres cuadros de la parte inferior). El modelo de pierna es fijado de costado para representar a un infante descansando de costado, la dirección de la gravedad está hacia dentro de la página [77].

En la **Figura 3.17**, el rango angular producido por el actuador de extensión a flexión fue 61° en la posición de costado y altamente repetible para cada ciclo de ejercicio [77]. Asimismo, el riesgo de producirse una alta aceleración y velocidad durante el ejercicio está

presente, esto puede ser visto por las grandes magnitudes de pendiente y los cambios abruptos en pendiente en la transición de ángulo inicial a final en la **Figura 3.17**. Una aceleración de la pierna inferior representa un riesgo para el infante, no obstante, esta es reducida por el actuador antagonista en paralelo que previene la sobre-extensión o flexión de la rodilla. Una función de entrada de presión sinusoidal sería ventajosa en este aspecto, pues no resultaría en aceleraciones abruptas. Curvas suaves son usualmente observadas en flexión o extensión articular nativa y en exosuits para ayudar a caminar [33], [84].

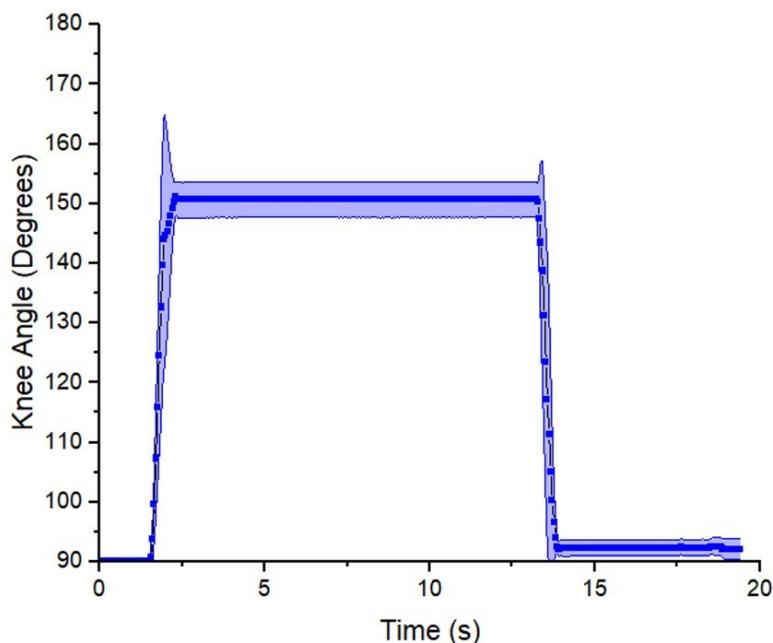


Figura 3.17. Ángulo de extensión de la rodilla en el tiempo del modelo de pierna del infante en posición de costado. El ángulo es medido entre el muslo y la pierna inferior, de modo que 90° representarían la rodilla en un ángulo recto y 180° representa la pierna completamente extendida como en una configuración recta [77].

3.5.3 Ejercicio de rehabilitación en posición prona

El ángulo de flexión alcanzado fue aproximadamente 43° en la posición prona y altamente repetible para cada ciclo de ejercicio como se observa en la **Figura 3.18** [77]. Cuando el modelo de pierna está alcanzando su flexión máxima, la velocidad angular se reduce, como es visto por el descenso en la pendiente en la gráfica de ángulo-tiempo. Ello coincide con el par de torsión proveído por el peso de la pierna, mostrando que, en posición prona, la fuerza de salida del actuador debería ser mayor al peso de la pierna inferior y el pie

para generar movimiento. Desde que la gravedad ayuda en este caso en el retorno del modelo de pierna a su posición inicial, solo el actuador de flexión fue usado en esta prueba experimental. El riesgo de una alta aceleración permanece también durante este ejercicio. La limitación es que el rápido de la pierna inferior a su posición inicial podría crear un riesgo de nuevamente un riesgo de daño. En este caso, ello refuerza la idea de que una función escalonada durante contracción y relajamiento sería mejor reemplazada por una rampa para evitar daños, y mayor trabajo es necesario para establecer los cambios ideales de contracción y relajamiento.

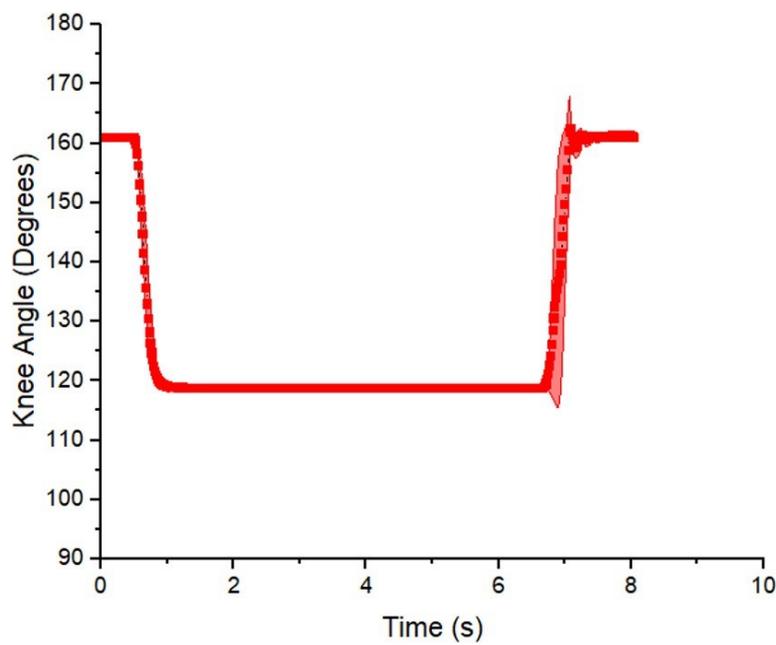


Figura 3.18. Ángulo de flexión de la rodilla en el tiempo del modelo de pierna del infante en posición de prona. La misma nomenclatura angular es usada de la figura anterior [77].

CONCLUSIONES

En el presente trabajo se estableció las pautas iniciales para el desarrollo de un prototipo funcional de un dispositivo para la rehabilitación de extremidades en recién nacidos con mielomeningocele.

1. Se propuso un modelo de músculo artificial neumático accionado por vacío LP-VPAM para desarrollar el ejercicio de rehabilitación de flexión y extensión de la rodilla, este fue propuesto en función de la tabla de requerimientos y el diseño conceptual aplicado en el presente trabajo, y fue seleccionado entre los dos diseños propuestos. El LP-VPAM consiste en una estructura de Filaflex con accesorios finales de sección transversal rectangular que es adherida herméticamente a una lámina de Polietileno y su funcionamiento es conducido mediante presión de vacío. Para obtener un rango de movimiento en la rodilla de 54° , se calculó teóricamente que la contracción esperada fuera de 30 mm. A partir de ello, las estructuras de los diseños propuestos fueron simuladas, sobresaliendo los resultados de la estructura zigzag del LV-VPAM que alcanzó una contracción mayor a 30 mm, la cual satisfacía el espacio de trabajo y la contracción esperada. El actuador seleccionado presenta las ventajas de ser miniaturizado (altura de perfil de 10 mm) y de funcionar a bajas magnitudes de presión de vacío (< -40 kPa). Su sección transversal es de 38x10 mm y la sección de su estructura interna es de 30x10 mm. Como trabajo a futuro, el actuador puede ser modelado para permitir su dimensionamiento en otras aplicaciones.
2. En las pruebas experimentales previa a la implementación del sistema robótico, se fabricaron y caracterizaron ambos diseños de actuadores propuestos sobresaliendo el diseño LP-VPAM. En la prueba de contracción isométrica, este actuador obtuvo una fuerza máxima de 27 N a una presión de -40 kPa mientras la longitud del actuador permanecía constante. En la prueba de contracción libre, se obtuvo una contracción máxima de 32 mm a una presión de -40 kPa, en esta prueba el movimiento de un extremo

del actuador estaba libre. Asimismo, se fabricó el modelo de pierna con las dimensiones antropométricas de un recién nacido de 6 meses de edad mediante impresión 3D. Este fue empleado con el propósito de evaluar el rango de movimiento resultante usando el actuador. En posición de costado, el LP-VPAM obtuvo un rango de movimiento de 61° (una diferencia de 7° con el primer diseño propuesto), y en posición prona, el actuador obtuvo un rango de movimiento de 43° (una diferencia de 13° con el primer diseño propuesto),

3. Se implementó el sistema robótico mediante la integración de los subsistemas de accionamiento, de sensado, mecánico y de control. El primer subsistema está conformado por los actuadores, los cuales están encargados de realizar el movimiento de flexión y extensión en posición prona o de costado. El segundo subsistema está compuesto por el sensor de presión del regulador de presión para accionar o relajar los actuadores. Del mismo modo, el subsistema mecánico está compuesto de la cinta médica Coban para soportar a los actuadores. Por último, el subsistema de control agrega otros componentes electrónicos como el controlador y el regulador de presión. Los subsistemas funcionan en conjunto mediante un lazo de control abierto.
4. Para la validación funcional del sistema, se empleó el modelo de pierna con las dimensiones antropométricas de un recién nacido de 6 meses de edad. Se realizaron pruebas experimentales para determinar curvas de ángulo-tiempo usando una función escalonada de 0 a -40 kPa. En el movimiento en posición de costado, se obtuvo que el ángulo de extensión máximo es 61° a una presión de -40 kPa, el cual representa 13.0 % más del valor deseado. En el movimiento en flexión de la rodilla en posición prona se obtuvo que el ángulo de flexión es 43° a una presión de -40 kPa, que representa el 80.0 % del valor esperado. El prototipo del dispositivo fue capaz de alcanzar y sobrepasar el rango de movimiento deseado, demostrando relevancia clínica a pesar de no alcanzar el objetivo en posición prona por el peso añadido de la pierna.
5. Como trabajo a futuro, el sistema podría evaluarse una configuración de actuadores distinta a la mostrada, como una configuración de actuadores en serie o en paralelo para

incrementar el ángulo de rotación y alcanzar el valor esperado, de tal modo que se pueda obtener la fuerza o contracción necesaria. Asimismo, el prototipo podría ser probado en distintos modelos de pierna de varias edades de los recién nacidos en la etapa de validación. Del mismo modo, se obtuvo que los tiempos de activación de los movimientos activos y pasivos en la integración del dispositivo robótico satisfacen lo establecido por la lógica de control implementada, no obstante, para satisfacer los tiempos de activación y relajo, estos deben ser investigados a mayor profundidad.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] I. Zaganjor *et al.*, “Describing the prevalence of neural tube defects worldwide: A systematic literature review,” *PLoS One*, vol. 11, no. 4, pp. 1–31, 2016.
- [2] J. K. Sansom, C. Teulier, B. A. Smith, V. Moerchen, K. Muraszko, and B. D. Ulrich, “Muscle activation patterns in infants with myelomeningocele stepping on a treadmill,” *Pediatr. Phys. Ther.*, vol. 25, no. 3, pp. 278–289, 2013.
- [3] D. L. Bisaro, J. Bidonde, K. J. Kane, S. A. Bergsma, and K. E. Musselman, “Past and current use of walking measures for children with spina bifida: a systematic review,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 96, no. 8, pp. 1533-1543.e31, 2015.
- [4] G. S. González, G. Edgar, V. Martínez, I. Dávila, F. H. Castro, and F. M. Tapia, “Fetoscopic surgery in myelomeningocele,” *Rev Peru Ginecol Obs.*, vol. 64, no. 4, pp. 615–620, 2018.
- [5] C. Tarqui-mamani, H. Sanabria, N. Lam, and J. Arias, “Incidencia de los defectos del tubo neural en el Instituto Nacional Materno Perinatal de Lima,” *Rev Chil Salud Pública*, vol. 13, no. 2, pp. 82–89, 2009.
- [6] Instituto Nacional de Salud del Niño San Borja, “Guía de Práctica Clínica para el Diagnóstico y Tratamiento de Mielomeningocele.” Lima, pp. 1–19, 2018.
- [7] Instituto Mexicano del Seguro Social, “Guía De Práctica Clínica. Prevención, Diagnóstico y Tratamiento de la Espina Bífida en Niños,” *IMSS*. pp. 1–30, 2013.
- [8] C. Y. P. Aizawa *et al.*, “Conventional physical therapy and physical therapy based on reflex stimulation showed similar results in children with myelomeningocele,” *Arq. Neuropsiquiatr.*, vol. 75, no. 3, pp. 160–166, 2017.
- [9] C. Teulier *et al.*, “Stepping Responses of Infants With Myelomeningocele When Supported on a Motorized Treadmill,” *Phys. Ther.*, vol. 89, no. 1, pp. 60–72, 2009.

- [10] D. K. Lee and J. K. Sansom, “Early Treadmill Practice in Infants Born with Myelomeningocele: A Pilot Study,” *Pediatr. Phys. Ther.*, vol. 31, no. 1, pp. 68–75, 2019.
- [11] S. E. Calderón-Porras, A. Mancilla-Ramírez, and O. G. Rolón-Lacarriere, “Eficacia del programa acuático con técnicas de hidrocinesiterapia y Halliwick en niños con mielomeningocele con nivel funcional motor L3 o inferior,” *Rev. Mex. Neurocienc.*, vol. 13, no. 2, pp. 86–92, 2012.
- [12] J. C. Heathcock, C. Christensen, K. Bush, M. Butler, J. J. Buehner, and D. M. Basso, “Treadmill Training After Surgical Removal of a Spinal Tumor in Infancy,” *Phys. Ther.*, vol. 94, no. 8, pp. 1176–1185, 2014.
- [13] N. Rademacher, D. P. Black, and B. D. Ulrich, “Early spontaneous leg movements in infants born with and without myelomeningocele,” *Pediatr. Phys. Ther.*, vol. 20, no. 2, pp. 137–145, 2008.
- [14] D. Chapman, “The influence of position on leg movements and kicks in older infants with spina bifida,” *Pediatr. Phys. Ther.*, vol. 28, no. 4, pp. 380–385, 2016.
- [15] C. D. Lunsford, M. F. Abel, and K. M. King, *34 – Orthoses for Myelomeningocele*, Fifth Edit. Elsevier Inc., 2019.
- [16] S. D. Apkon *et al.*, “Advances in the Care of Children with Spina Bifida,” *Adv. Pediatr.*, vol. 61, no. 1, pp. 33–74, 2014.
- [17] L. M. Dagenais, E. R. Lahay, K. A. Stueck, E. White, L. Williams, and S. R. Harris, “Effects of electrical stimulation, exercise training and motor skills training on strength of children with meningomyelocele: A systematic review,” *Phys. Occup. Ther. Pediatr.*, vol. 29, no. 4, pp. 445–463, 2009.
- [18] S. Children’s, “Myelomeningocele : Exercises for your baby,” Seattle, 2018.
- [19] UNICEF, *Niñas y niños en un mundo urbano*, vol. 1. 2012.

- [20] G. Bueno, “Características Epidemiológicas, manifestaciones clínicas y manejo en los pacientes con espina bífida en el Instituto Nacional de Salud del Niño - San Borja en el período 2013 al 2016,” Universidad de San Martín de Porres, 2018.
- [21] Ministerio de Salud, “Resolución Ministerial N°546-2011/MINSA,” 2011.
- [22] J. H. Zafra Tanaka, L. Veramendi Espinoza, and N. Villa Santiago, “Problemas en la calidad de atención en salud: oportunidad de mejora,” *An. la Fac. Med.*, vol. 76, no. 1, p. 87, 2015.
- [23] P. O. R. Una and S. D. E. Calidad, “Resultados del Operativo ‘Por una Salud de Calidad,’” Lima, 2018.
- [24] K. Rotter P., F. Solís F., and M. González A., “Costos de atención en pacientes con mielomeningocele en los Institutos de Rehabilitación Infantil Teletón,” *Rev. Chil. pediatría*, vol. 78, no. 1, pp. 35–42, 2007.
- [25] D. Gallahue, J. Ozmun, and J. Goodway, *Understanding motor development: infants, children, adolescents, adults*, 7th Editio. OH, United States, 2011.
- [26] D. A. Sival *et al.*, “Neonatal loss of motor function in human spina bifida aperta,” *Pediatrics*, vol. 114, no. 2 I, pp. 427–434, 2004.
- [27] R. Shepherd, *Cerebral Palsy in Infancy*, 1st Editio. 2013.
- [28] N. Özkaya, M. Nordin, D. Goldsheyder, and D. Leger, *Fundamentals of Biomechanics. Equilibrium, Motion, and Deformation*, 4th ed. New York: Springer International Publishing, 2017.
- [29] M. Claudia Panesso, M. Constanza Trillos, and I. Tolosa Guzmán, “Biomecánica clínica de la rodilla,” *Doc. investig. Fac. Rehabil. Desarro. Hum.*, vol. 39, p. 40, 2008.
- [30] E. Antoranz Simón and J. Villalba Indurria, *Desarrollo Cognitivo y Motor*. 2010.
- [31] L. Izquierdo Razquin, “Actuación fisioterápica en mielomeningocele . A propósito

de un caso,” 2016.

- [32] Å. Bartonek, “Motor development toward ambulation in preschool children with myelomeningocele-a prospective study,” *Pediatr. Phys. Ther.*, vol. 22, no. 1, pp. 52–60, 2010.
- [33] B. Sargent, J. Scholz, H. Reimann, M. Kubo, and L. Fetters, “Development of infant leg coordination: Exploiting passive torques,” *Infant Behav. Dev.*, vol. 40, pp. 108–121, 2015.
- [34] K. J. Kim, M. S. Kang, Y. Choi, H. Y. Jang, J. Han, and C. Han, “Development of the exoskeleton knee rehabilitation robot using the linear actuator,” *Int. J. Precis. Eng. Manuf.*, vol. 13, no. 10, pp. 1889–1895, 2012.
- [35] K. P. Michmizos, S. Rossi, E. Castelli, P. Cappa, and H. I. Krebs, “Robot-Aided Neurorehabilitation: A Pediatric Robot for Ankle Rehabilitation,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 23, no. 6, pp. 1056–1067, 2015.
- [36] Y. Ren and D. Zhang, “FEXO knee: A rehabilitation device for knee joint combining functional electrical stimulation with a compliant exoskeleton,” *Proc. IEEE RAS EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics*, pp. 683–688, 2014.
- [37] P. D. Neuhaus, J. H. Noorden, T. J. Craig, T. Torres, J. Kirschbaum, and J. E. Pratt, “Design and evaluation of Mina: A robotic orthosis for paraplegics,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, 2011.
- [38] J. Wu, J. Gao, R. Song, R. Li, Y. Li, and L. Jiang, “The design and control of a 3DOF lower limb rehabilitation robot,” *Mechatronics*, vol. 33, pp. 13–22, 2016.
- [39] J. K. Mohanta, S. Mohan, P. Deepasundar, and R. Kiruba-shankar, “Development and control of a new sitting-type lower limb rehabilitation robot,” *Comput. Electr. Eng.*, vol. 67, pp. 330–347, 2018.
- [40] A. Zoss, H. Kazerooni, and A. Chu, “On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX),” *Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, 2005.

- [41] P. Beyl, J. Naudet, R. Van Ham, and D. Lefeber, “Mechanical design of an active knee orthosis for gait rehabilitation,” *2007 IEEE 10th Int. Conf. Rehabil. Robot. ICORR '07*, no. c, pp. 100–105, 2007.
- [42] S. Sridar, P. H. Nguyen, M. Zhu, Q. P. Lam, and P. Polygerinos, “Development of a soft-inflatable exosuit for knee rehabilitation,” *IEEE Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, vol. 2017-Sept, pp. 3722–3727, 2017.
- [43] J. Sancho-Pérez, M. Pérez, E. García, D. Sanz-Merodio, A. Plaza, and M. Cestari, “Mechanical description of ATLAS 2020, a 10-DOF paediatric exoskeleton,” *Adv. Coop. Robot. Proc. 19th Int. Conf. Climbing Walk. Robot. Support Technol. Mob. Mach. CLAWAR 2016*, pp. 814–822, 2016.
- [44] Y. L. Park, J. Santos, K. G. Galloway, E. C. Goldfield, and R. J. Wood, “A soft wearable robotic device for active knee motions using flat pneumatic artificial muscles,” *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, pp. 4805–4810, 2014.
- [45] K. Subramanyam *et al.*, “Soft wearable orthotic device for assisting kicking motion in developmentally delayed infants,” *J. Med. Devices, Trans. ASME*, vol. 9, no. 3, pp. 2015–2016, 2015.
- [46] A. D. Marchese, “Design, Fabrication, and Control of Soft Robots with Fluidic Elastomer Actuators,” Massachusetts Institute of Technology, 2015.
- [47] D. Yang, “Soft Pneumatic Actuators Using Negative Pressure,” Harvard University, 2016.
- [48] J. J. Huaroto Sevilla, “Diseño de un generador de estímulos mecánicos como interfaz blanda entre prótesis y miembro residual a nivel transradial con capacidad nominal de estimulación entre 0 y 8.5 N a 70 Hz,” Universidad Nacional de Ingeniería, 2019.
- [49] M. Cianchetti, C. Laschi, A. Menciassi, and P. Dario, “Biomedical applications of soft robotics,” *Nat. Rev. Mater.*, vol. 3, no. 6, pp. 143–153, 2018.
- [50] W. S. W. A. Najmuddin and M. T. Mustaffa, “A study on contraction of pneumatic

- artificial muscle (PAM) for load-lifting,” *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 908, no. 1, 2017.
- [51] S. Superiore, S. Anna, I. Italiano, S. Superiore, and S. Anna, “A multifunctional pneumatic artificial muscle . Proof of concept,” no. August, 2016.
- [52] E. W. Hawkes, D. L. Christensen, and A. M. Okamura, “Design and implementation of a 300% strain soft artificial muscle,” *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, vol. 2016-June, no. 1, pp. 4022–4029, 2016.
- [53] R. F. Shepherd *et al.*, “Multigait soft robot,” *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.*, vol. 108, no. 51, pp. 20400–20403, 2011.
- [54] P. Polygerinos *et al.*, “Modeling of Soft Fiber-Reinforced Bending Actuators,” *IEEE Trans. Robot.*, vol. 31, no. 3, pp. 778–789, 2015.
- [55] P. Polygerinos, K. C. Galloway, E. Savage, M. Herman, K. O’Donnell, and C. J. Walsh, “Soft robotic glove for hand rehabilitation and task specific training,” *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, vol. 2015-June, no. June, pp. 2913–2919, 2015.
- [56] R. Niiyama, D. Rus, and S. Kim, “Pouch Motors: Printable/inflatable soft actuators for robotics,” *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, pp. 6332–6337, 2014.
- [57] M. A. Robertson and J. Paik, “New soft robots really suck: Vacuum-powered systems empower diverse capabilities,” *Sci. Robot.*, vol. 2, no. 9, pp. 1–27, 2017.
- [58] S. Li, D. M. Vogt, D. Rus, and R. J. Wood, “Fluid-driven origami-inspired artificial muscles,” *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.*, vol. 114, no. 50, pp. 13132–13137, 2017.
- [59] Z. Suo, “Theory of dielectric elastomers,” *Acta Mech. Solida Sin.*, vol. 23, no. 6, pp. 549–578, 2010.
- [60] Soft robotics toolkit, “Dielectric elastomer actuators.” [Online]. Available: <https://softroboticstoolkit.com/>.
- [61] E. Acome *et al.*, “Hydraulically amplified self-healing electrostatic actuators with muscle-like performance,” *Science (80-.)*, vol. 359, no. 6371, pp. 61–65, 2018.

- [62] N. Kellaris, V. G. Venkata, G. M. Smith, S. K. Mitchell, and C. Keplinger, “Peano-HASEL actuators: Muscle-mimetic, electrohydraulic transducers that linearly contract on activation,” *Sci. Robot.*, vol. 3, no. 14, pp. 1–11, 2018.
- [63] P. A. L. S. Martins, R. M. N. Jorge, and A. J. M. Ferreira, “A comparative study of several material models for prediction of hyperelastic properties: Application to silicone-rubber and soft tissues,” *Strain*, vol. 42, no. 3, pp. 135–147, 2006.
- [64] G. Holzapfel, *Nonlinear Solid Mechanics: A Continuum Approach for Engineering Science*, vol. 37, no. 4/5. 2002.
- [65] P. Areias and K. Matouš, “Finite element formulation for modeling nonlinear viscoelastic elastomers,” *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, vol. 197, no. 51–52, pp. 4702–4717, 2008.
- [66] H. Khajehsaeid, J. Arghavani, and R. Naghdabadi, “A hyperelastic constitutive model for rubber-like materials,” *Eur. J. Mech. A/Solids*, vol. 38, pp. 144–151, 2013.
- [67] R. S. Rivlin, “Large Elastic Deformations of Isotropic Materials. IV. Further Developments of the General Theory,” *Philos. Trans. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 241, no. 835, pp. 379–397, 1948.
- [68] M. Mooney, “A theory of large elastic deformation,” *J. Appl. Phys.*, vol. 11, no. 9, pp. 582–592, 1940.
- [69] L. R. G. Treloar, “Stress-Strain Data for Vulcanized Rubber under Various Types of Deformation,” *Rubber Chem. Technol.*, vol. 17, no. 4, pp. 813–825, 1944.
- [70] M. C. Boyce and E. M. Arruda, “Constitutive models of rubber elasticity: A review,” *Rubber Chem. Technol.*, vol. 73, no. 3, pp. 504–523, 2000.
- [71] K. T. Ulrich and S. D. Eppinger, *Product Design and Development*, Fifth. New York: McGraw-Hill, 2012.
- [72] B. Barriga, *Métodos de diseño en ingeniería mecánica*. Pontificia Universidad

Católica del Perú, 1985.

- [73] MINSA, “Norma Técnica de Salud para la atención Integral de salud Neonatal,” p. 31, 2014.
- [74] H. Sun and R. Jensen, “BODY SEGMENT GROWTH DURING INFANCY,” *J. Biomech.*, vol. 27, no. 3, pp. 265–275, 1994.
- [75] J. P. Wells, D. L. Hyler-both, T. D. Danley, and G. H. Wallace, “Biomechanics of growth and development in the healthy human infant : A pilot study subjects who were brought to the West Virginia School of,” *J Am Osteopat. Assoc*, vol. 102, no. 6, pp. 313–319, 2002.
- [76] B. Barriga Gamarra, *Métodos de diseño en Ingeniería Mecánica*. Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú, 2016.
- [77] M. J. Mendoza *et al.*, “A vacuum-powered artificial muscle designed for infant rehabilitation,” *Micromachines*, vol. 12, no. 8, pp. 1–19, 2021.
- [78] W. Hu and G. Alici, “Bioinspired Three-Dimensional-Printed Helical Soft Pneumatic Actuators and Their Characterization,” *Soft Robot.*, vol. 00, no. 00, pp. 1–16, 2019.
- [79] C. Balsalobre-Fernandez, C. Tejero-Gonzales, J. Del Campo-Vecino, and N. Bavaresco, “The concurrent validity and reliability of a low-cost, high-speed camera-based method for measuring the flight time of vertical jumps.,” *J. Strength Cond. Res.*, vol. 28, no. 2, pp. 528–533, 2014.
- [80] L. M. Aguilar, J. P. Torres, C. R. Jimenes, D. R. Cabrera, M. F. Cardenas, and P. F. Urgirles, “Analysis of the angles in hip, knee and ankle during the pedaling of a Cross Country Olympic cyclist,” *CHILECON 2015 - 2015 IEEE Chil. Conf. Electr. Electron. Eng. Inf. Commun. Technol. Proc. IEEE Chilecon 2015*, pp. 205–208, 2016.
- [81] A. Puig-Diví, C. Escalona-Marfil, J. M. Padullés-Riu, A. Busquets, X. Padullés-

Chando, and D. Marcos-Ruiz, “Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives,” *PLoS One*, vol. 14, no. 6, pp. 1–14, 2019.

[82] C. Valdivia, A. Ortega, M. Salazar, and J. Escobedo, “Therapeutic Motion Analysis of Lower Limbs Using Kinovea,” *Int. J. Soft Comput. Eng.*, vol. 3, no. 2, pp. 359–365, 2013.

[83] N. M. Nor Adnan, M. N. A. Ab Patar, H. Lee, S. I. Yamamoto, L. Jong-Young, and J. Mahmud, “Biomechanical analysis using Kinovea for sports application,” *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.*, vol. 342, no. 1, 2018.

[84] Y. Ding, M. Kim, S. Kuindersma, and C. J. Walsh, “Human-in-the-loop optimization of hip assistance with a soft exosuit during walking,” *Sci. Robot.*, vol. 3, no. 15, pp. 1–9, 2018.

ANEXOS

ANEXOS 1:

Definición y bocetos de Proyectos Preliminares

4.1 Definición de proyectos preliminares

4.1.1 Proyecto preliminar 1

- Se tienen 2 actuadores neumáticos accionados por presión positiva. Su funcionamiento consiste en que cuando uno de ellos se expande axialmente, sus extremos perpendiculares se contraen.
- El actuador es ubicado en la parte anterior del muslo y es empleado para generar la extensión de la rodilla, mientras el otro ubicado en la parte posterior de la pierna, para generar la flexión de la rodilla.
- Se tiene un sensor de presión para monitorear la presión interna del actuador.
- Se utiliza una conexión neumática tipo “T” o “Y” para el par de actuadores, el aire comprimido es proveído por una bomba de diafragma.
- A través de las conexiones neumáticas, el sistema es controlado por un Arduino Mega y una fuente de alimentación.
- Se coloca cinta coban alrededor de la pierna del recién nacido para evitar el contacto entre la piel del recién nacido y el actuador. Asimismo, actúan como puntos de sujeción para los actuadores.

4.1.2 Proyecto preliminar 2

- En este caso, el sistema cuenta con dos actuadores uno ubicado en la parte anterior del muslo y otro en la parte posterior. Según su ubicación anterior, los actuadores son acoplados a la pierna en la parte superior del muslo y el otro extremo está acoplado debajo de la rodilla.
- El actuador está compuesto de dos componentes principales, un esqueleto interno y una piel o skin. Asimismo, el actuador contiene una boquilla para conexiones

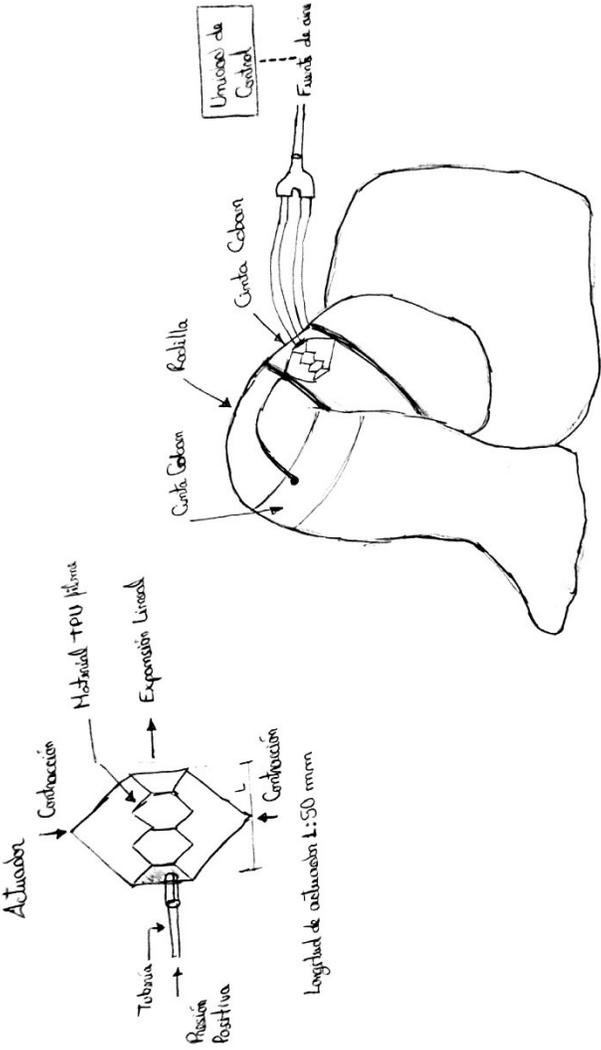
neumáticas. Su accionamiento es mediante presión de vacío proveído por un compresor o una mini bomba de vacío que es controlada por un Arduino.

- Los actuadores son conectados mediante conexiones tipo “Y” o “T” y tuberías.
- La cinta Coban es empleada para cubrir la piel del recién nacido y para actuar como zonas de fijado para los actuadores. Los actuadores se conectan a estas zonas mediante hilo.

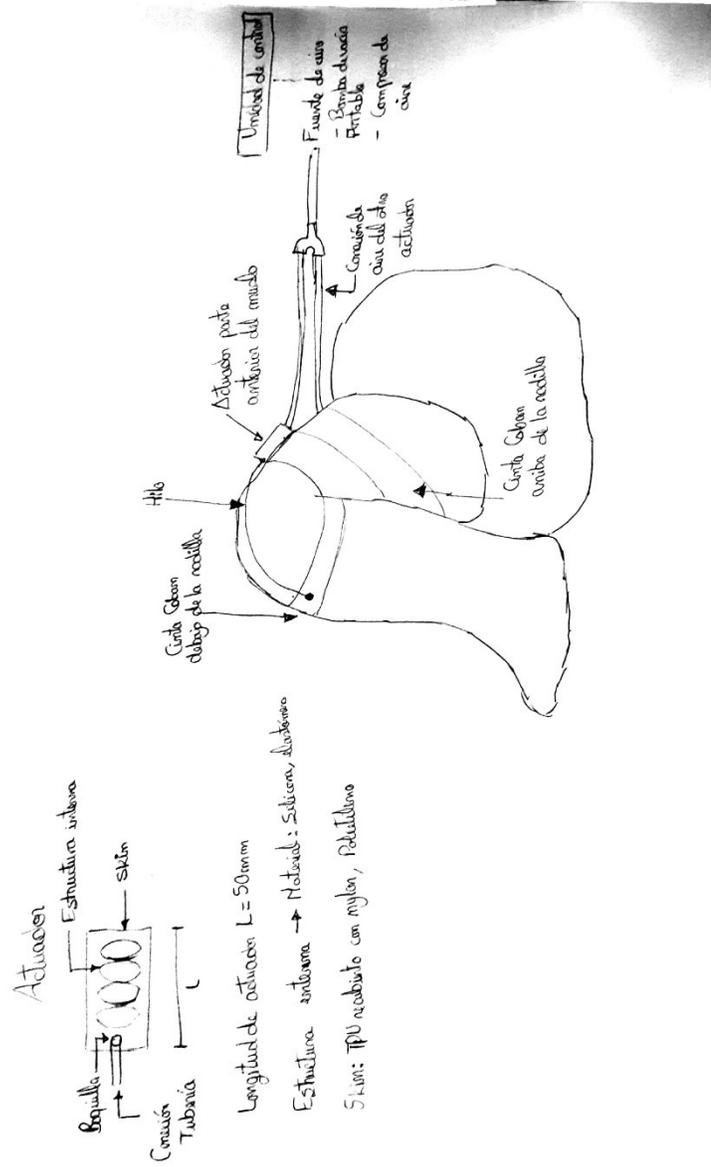
4.1.3 Proyecto preliminar 3

- En este caso, el sistema cuenta con dos actuadores uno ubicado en la parte anterior del muslo y otro en la parte posterior. Según su ubicación anterior, los actuadores son acoplados a la pierna en la parte superior del muslo y el otro extremo está acoplado debajo de la rodilla.
- El actuador está compuesto de dos componentes principales, un esqueleto interno y una piel o skin. Asimismo, el actuador contiene una boquilla para conexiones neumáticas. Su accionamiento es mediante presión de vacío proveído por un compresor o una mini bomba de vacío.
- Los actuadores son conectados mediante conexiones tipo “Y” o “T”, y son conectados a válvulas electro neumáticas.
- La cinta Coban es empleada para cubrir la piel del recién nacido y para actuar como zonas de fijado para los actuadores. Los actuadores se conectan a estas zonas mediante hilo.
- A través de las conexiones neumáticas, el sistema es controlado por un Arduino Mega y una fuente de alimentación.

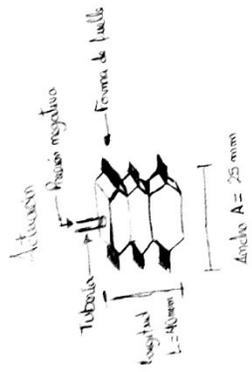
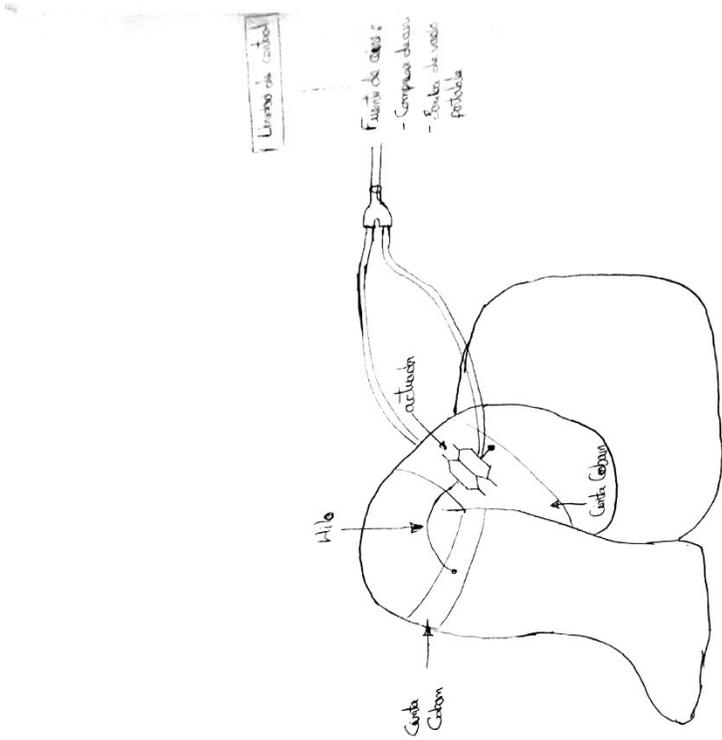
4.2 Boceto de proyecto preliminar 1



4.3 Boceto de proyecto preliminar 2



4.4 Boceto de proyecto preliminar 3

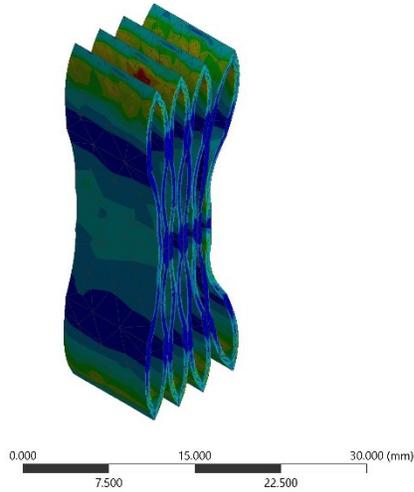


ANEXOS 2: Resultados de simulación por elementos finitos

5.1 Estructura interna de 25 mm de radio de curvatura y 33 mm de ancho

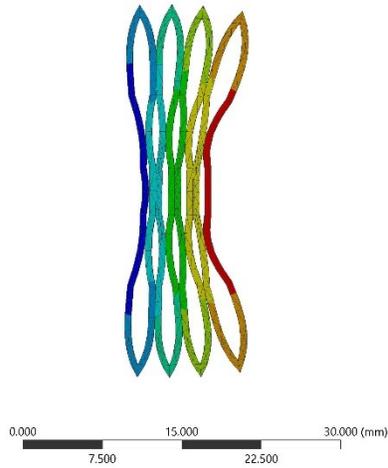
B: Static Structural
Figure
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
22/05/2020 21:41

0.48335 Max
0.42983
0.37632
0.3228
0.26928
0.21577
0.16225
0.10873
0.055216
0.0016992 Min



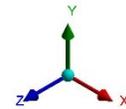
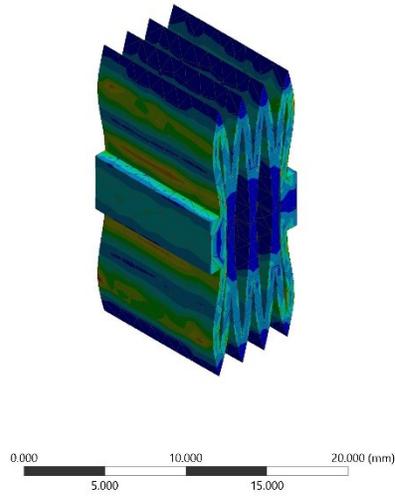
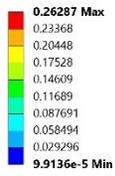
B: Static Structural
Figure
Type: Directional Deformation(Z Axis)
Unit: mm
Global Coordinate System
Time: 1
22/05/2020 21:39

0.023695 Max
-4.7472
-9.518
-14.289
-19.06
-23.831
-28.601
-33.372
-38.143
-42.914 Min

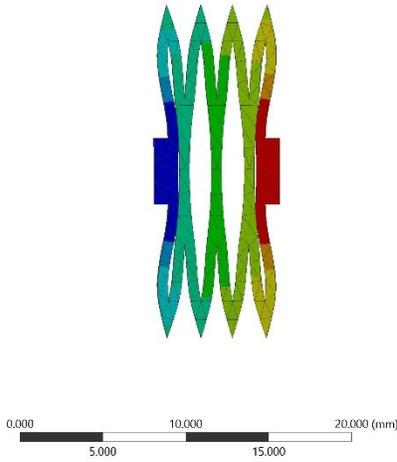
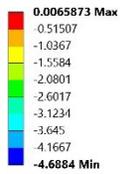


5.2 Estructura interna de 33 mm de radio de curvatura y 20 mm de ancho

B: Static Structural
 Figure
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 03/07/2020 00:49

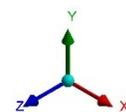
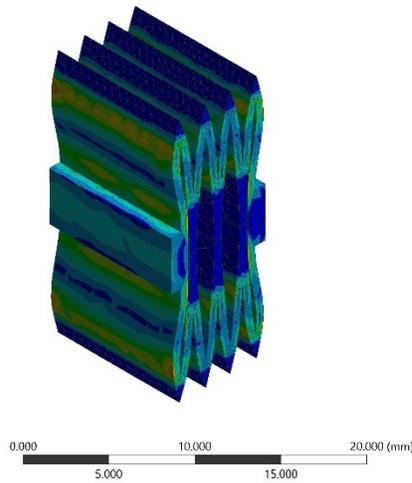
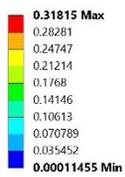


B: Static Structural
 Figure
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1
 03/07/2020 00:49

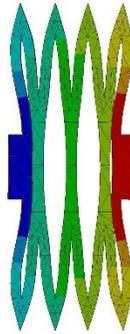
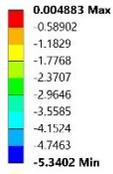


5.3 Estructura interna de 31 mm de radio de curvatura y 20 mm de ancho

B: Static Structural
 Figure
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 03/07/2020 15:43

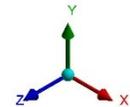
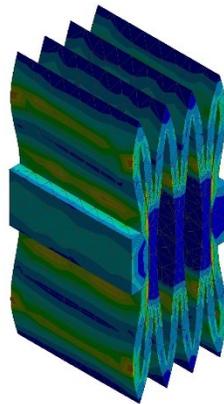
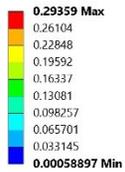


B: Static Structural
 Figure
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1
 03/07/2020 15:42

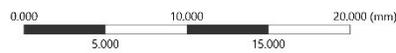
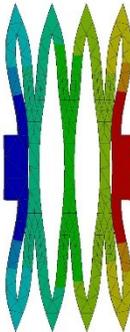
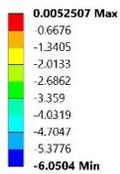


5.4 Estructura interna de 29 mm de radio de curvatura y 20 mm de ancho

B: Static Structural
 Figure
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 03/07/2020 06:17



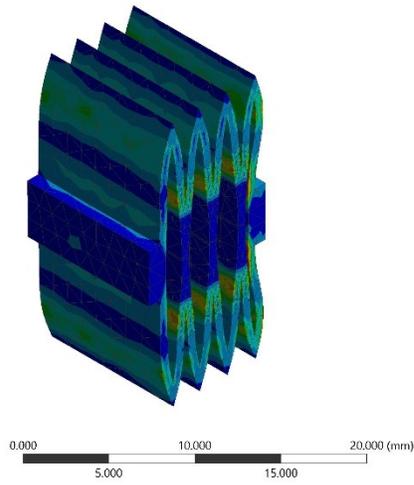
B: Static Structural
 Figure
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1
 03/07/2020 06:16



5.5 Estructura interna de 27 mm de radio de curvatura y 20 mm de ancho

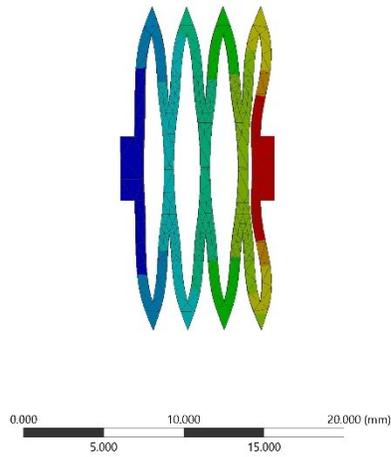
B: Static Structural
Figure
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
03/07/2020 05:50

0.28455 Max
0.25294
0.22133
0.18973
0.15812
0.12651
0.094899
0.06329
0.031681
7.2017e-5 Min



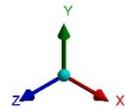
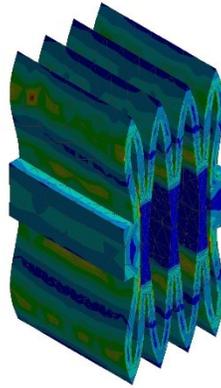
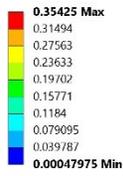
B: Static Structural
Figure
Type: Directional Deformation(Z Axis)
Unit: mm
Global Coordinate System
Time: 1
03/07/2020 05:49

0.0046377 Max
-0.61902
-1.2427
-1.8663
-2.49
-3.1136
-3.7373
-4.3609
-4.9846
-5.6082 Min

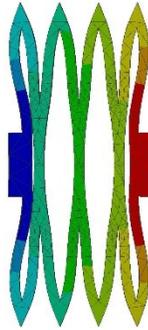
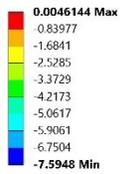


5.6 Estructura interna de 25 mm de radio de curvatura y 20 mm de ancho

B: Static Structural
 Figure
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 03/07/2020 05:30

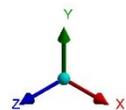
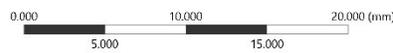
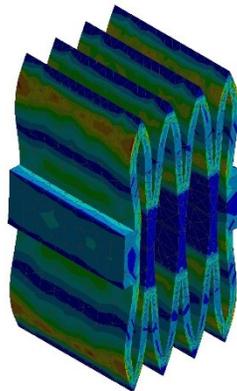
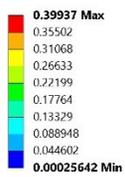


B: Static Structural
 Figure
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1
 03/07/2020 05:30

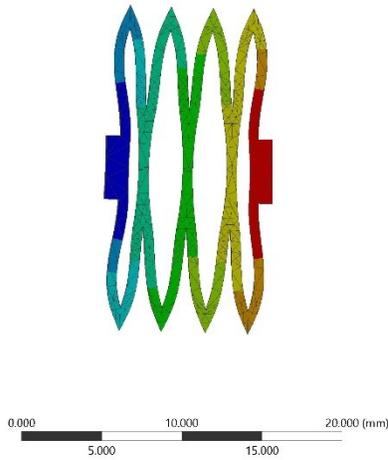
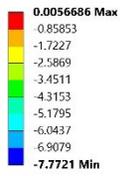


5.7 Estructura interna de 23 mm de radio de curvatura y 20 mm de ancho

B: Static Structural
 Figure
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 03/07/2020 05:12

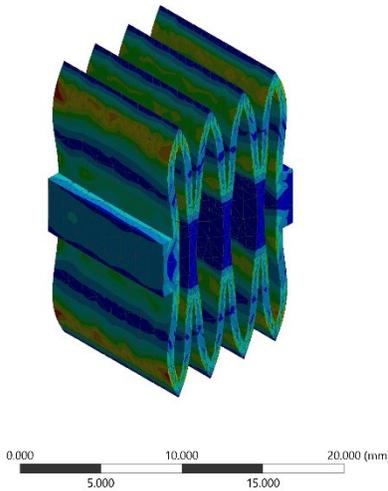
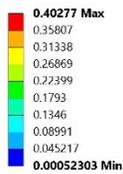


B: Static Structural
 Figure
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1
 03/07/2020 05:13

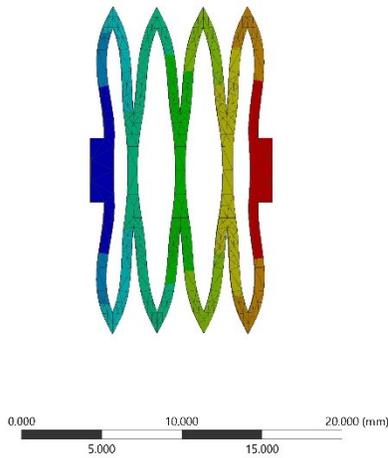
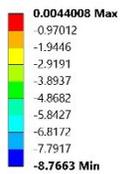


5.8 Estructura interna de 21 mm de radio de curvatura y 20 mm de ancho

B: Static Structural
 Figure
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 03/07/2020 04:22



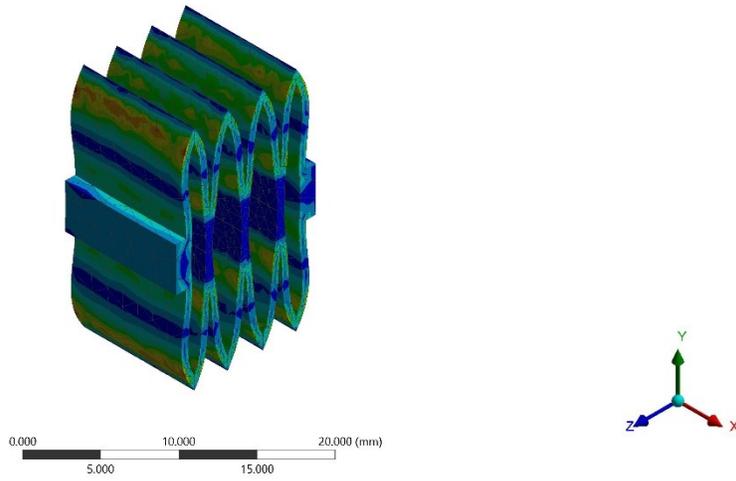
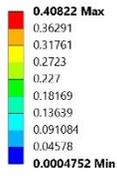
B: Static Structural
 Figure
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1
 03/07/2020 04:22



5.9 Estructura interna de 19 mm de radio de curvatura y 20 mm de ancho

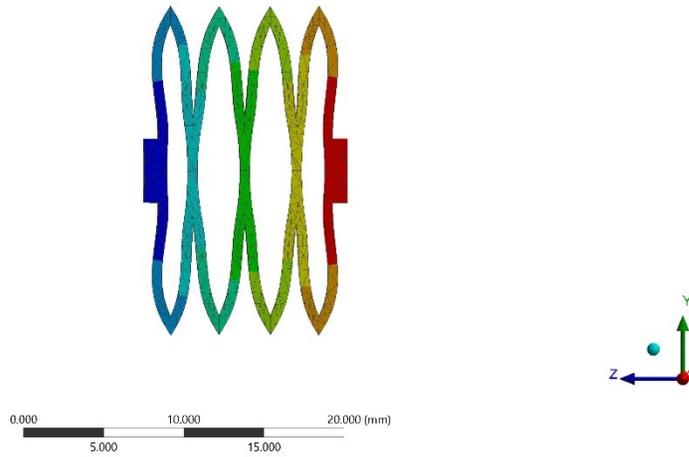
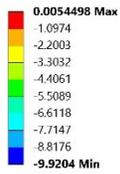
B: Static Structural

Figure
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
03/07/2020 04:12



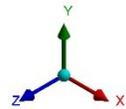
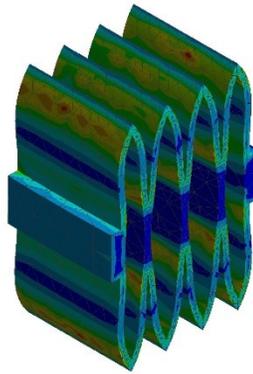
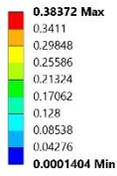
B: Static Structural

Figure
Type: Directional Deformation(Z Axis)
Unit: mm
Global Coordinate System
Time: 1
03/07/2020 04:14

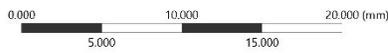
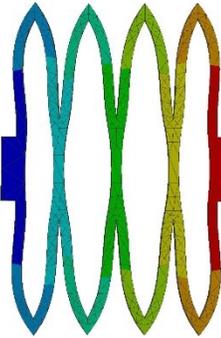
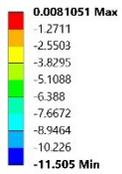


5.10 Estructura interna de 17 mm de radio de curvatura y 20 mm de ancho

B: Static Structural
 Figure
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 03/07/2020 03:58

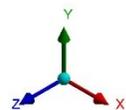
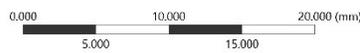
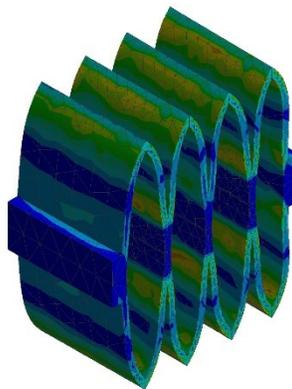
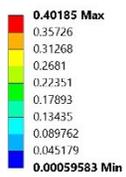


B: Static Structural
 Figure
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1
 03/07/2020 03:57

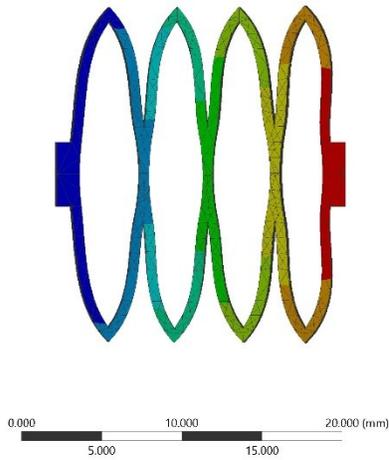
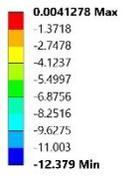


5.11 Estructura interna de 15 mm de radio de curvatura y 20 mm de ancho

B: Static Structural
 Figure
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 03/07/2020 03:53

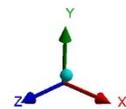
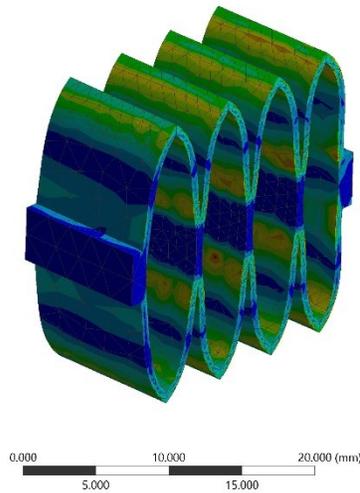
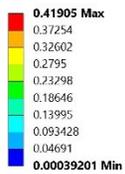


B: Static Structural
 Figure
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1
 03/07/2020 03:53

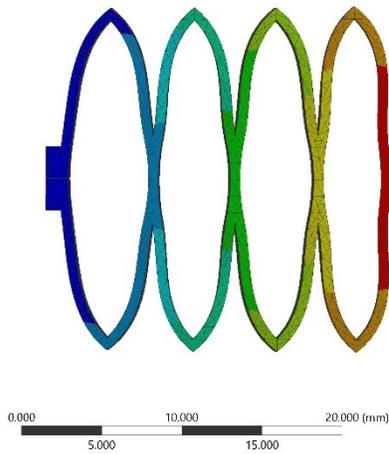
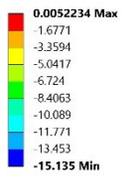


5.12 Estructura interna de 13 mm de radio de curvatura y 20 mm de ancho

B: Static Structural
 Figure
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 03/07/2020 03:19



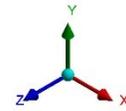
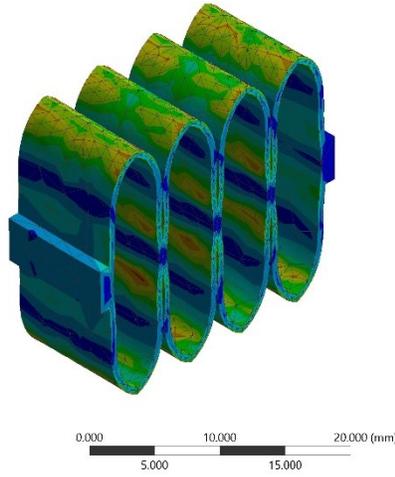
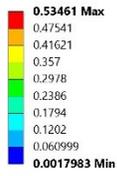
B: Static Structural
 Figure
 Type: Directional Deformation(Z Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1
 03/07/2020 03:19



5.13 Estructura interna de 11 mm de radio de curvatura y 20 mm de ancho

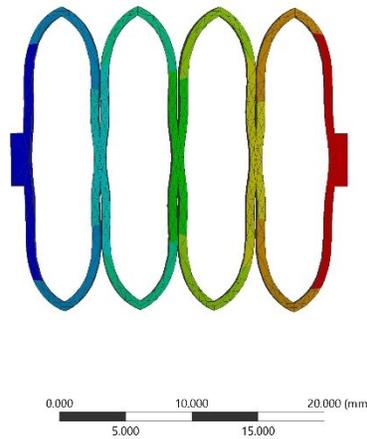
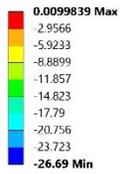
B: Static Structural

Figure
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
03/07/2020 00:24



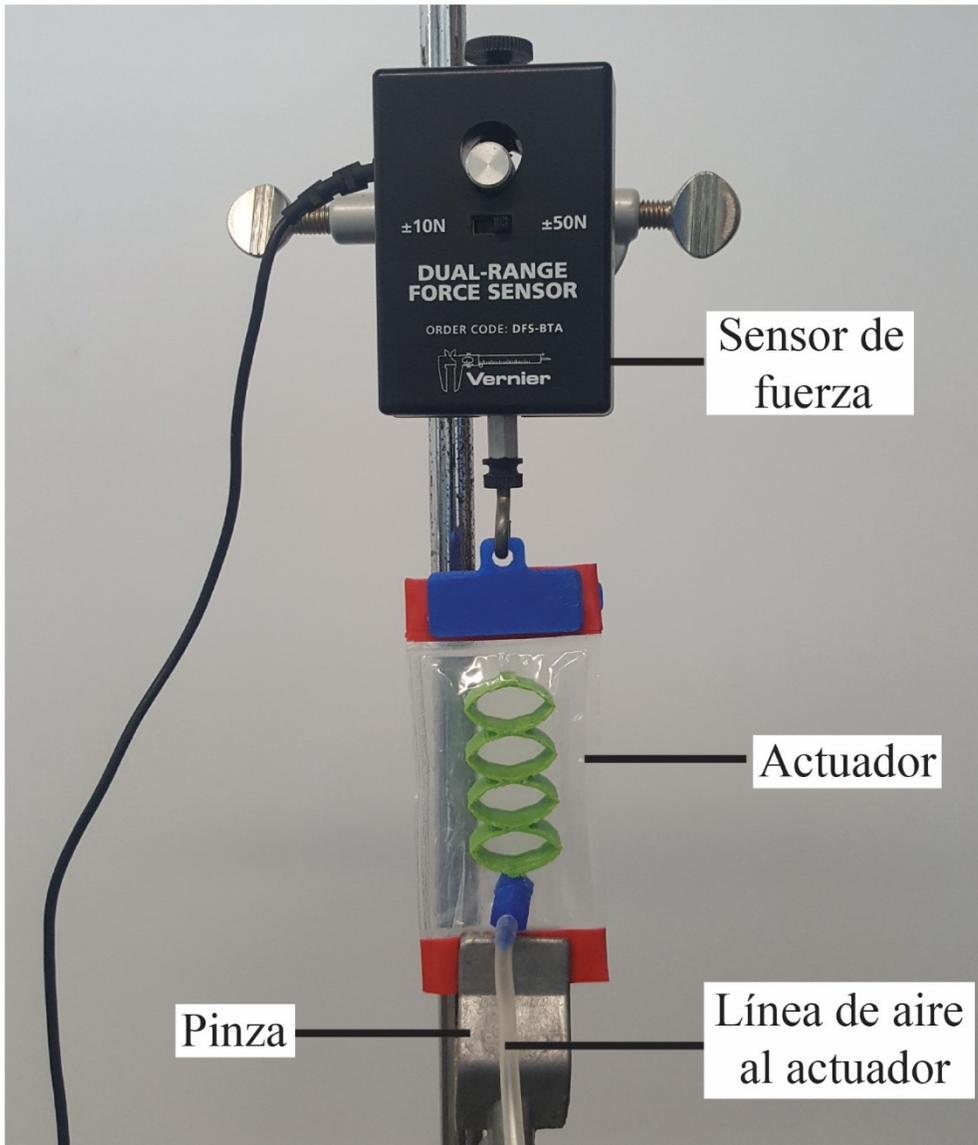
B: Static Structural

Figure
Type: Directional Deformation(Z Axis)
Unit: mm
Global Coordinate System
Time: 1
03/07/2020 00:24

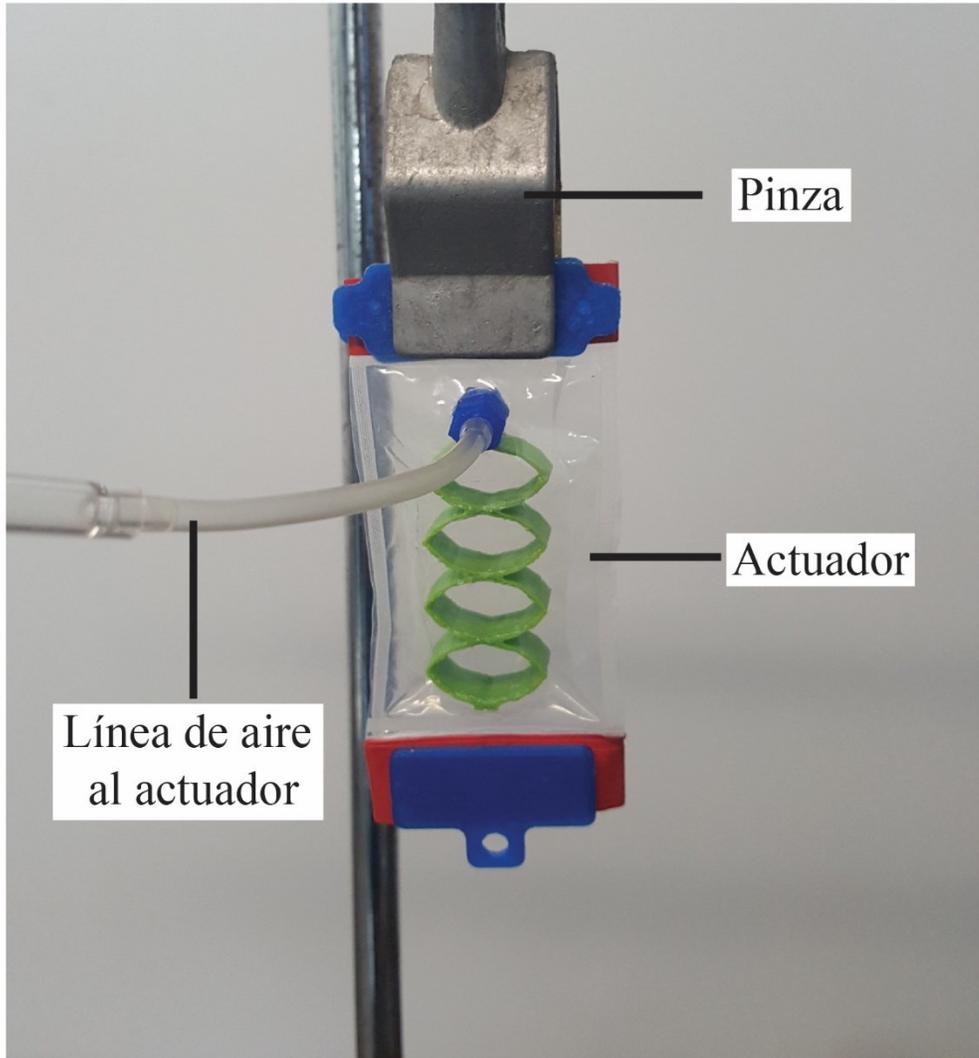


ANEXOS 3: Configuración de las pruebas experimentales

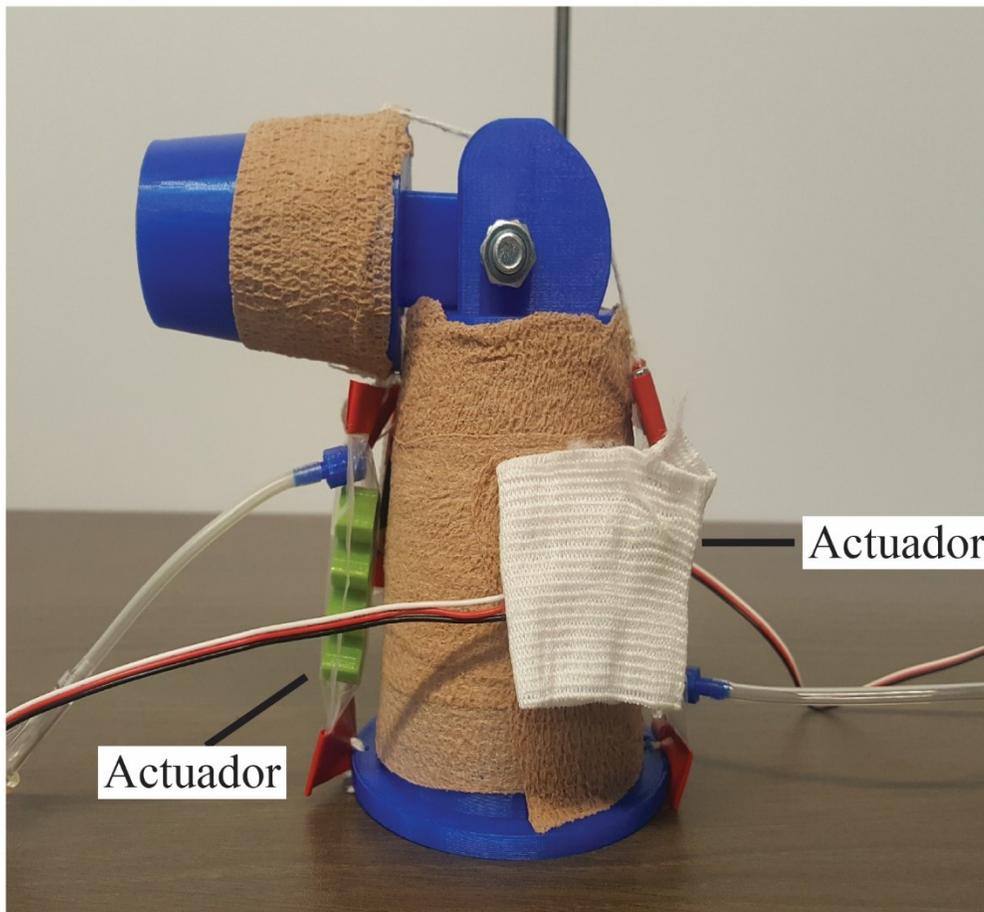
6.1 Prueba de contracción isométrica



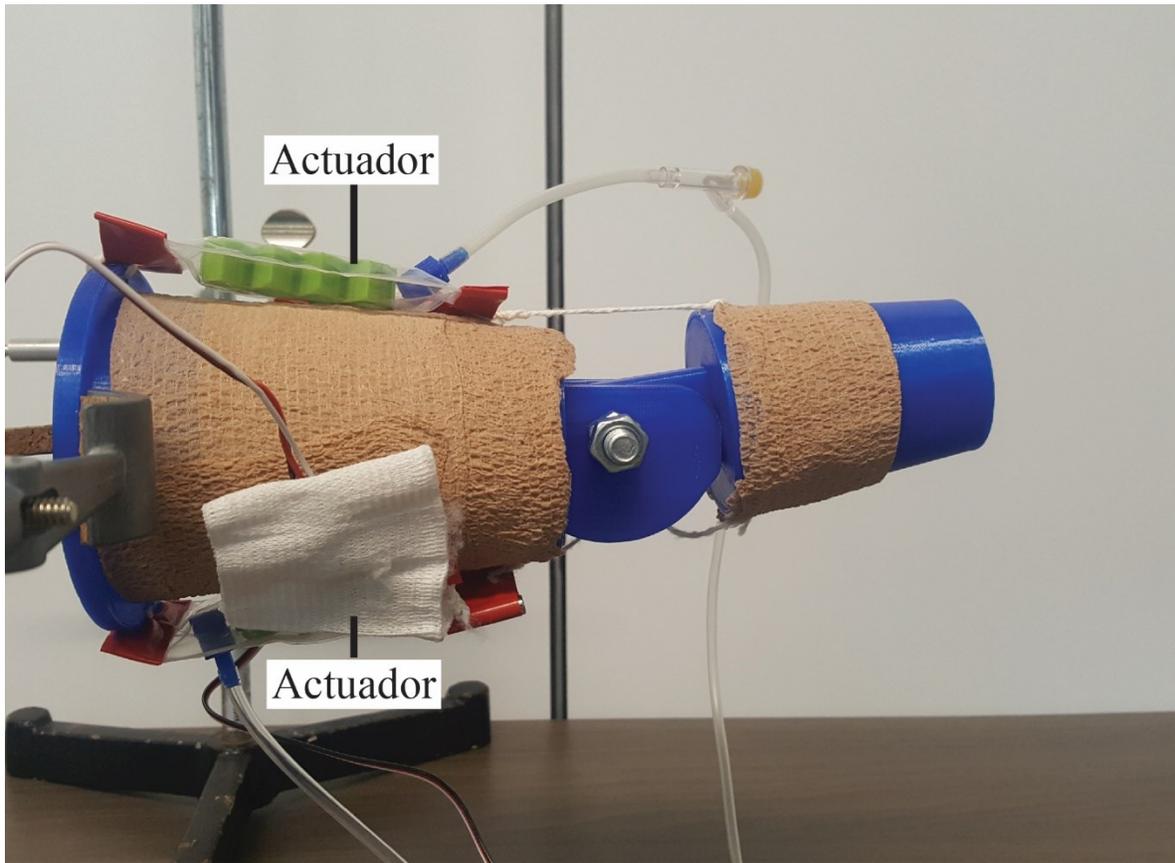
6.2 Prueba de contracción libre



6.3 Prueba de ángulo en la extensión de la rodilla. El modelo de pierna debe ser colocado horizontalmente.



6.4 Prueba de ángulo en la flexión de la rodilla



ANEXOS 4: Selección de mini-bomba de vacío

Para la selección de la mini-bomba se empleó la siguiente ecuación:

$$Q = \frac{V_T}{t} = \frac{1.2V_s - V_e}{t}$$

Donde V_s es el volumen de aire dentro del skin del actuador, V_e es el volumen de la estructura interna de Filaflex en el actuador y t es el tiempo de duración del ejercicio, que es aproximadamente 5 s. El componente V_s ha sido multiplicado por un factor de 1.2 por el proceso de sellado. Finalmente, el caudal total del sistema Q es estimado:

$$Q = \frac{1.2 * 10 * 20 * 50 - 1097.50}{5} = 2260.5 \text{ mm}^3/\text{s}$$

$$Q = 0.14 \text{ LPM}$$

Para este flujo se ha considerado la bomba de vacío AIRPO 2028D que pueda producir de 9 LPM a 15 LPM, el cual es suficiente para la presente aplicación incluyen las pérdidas producidas en las conexiones neumáticas y en las tuberías.

ANEXOS 5: Códigos fuente en Arduino

8.1 Código para el movimiento en extensión en posición supina

```
1  int LED = 13; //Señal de LED
2  int PUSH_ON = 3; //Señal de pulsador de encendido
3  int PUSH_OFF = 4; //Señal de pulsador de apagado
4  int relayT1 = 5; //Señal de Relay 1
5  int relayT2 = 6; //Señal de Relay 2
6  int mag = A4; //Valor analógico de sensor magnético
7  int val = 0;
8
9  void setup() {
10     pinMode(LED, OUTPUT);
11     pinMode(PUSH_ON, INPUT);
12     pinMode(PUSH_OFF, INPUT);
13     digitalWrite(LED,LOW);
14     pinMode(relayT1, OUTPUT); // Configurar relay como salida o OUTPUT
15     pinMode(relayT2, OUTPUT);
16     Serial.begin(9600); // Abrir el puerto serie a la velocidad de 9600bps para trasnmicion de datos.
17
18 }
19
20 void loop() {
21     val = analogRead(mag);
22     Serial.println(val);
23     if (digitalRead(PUSH_ON) == LOW){
24         for (int i = 0; i <= 5; i++) {
25
26             digitalWrite(LED, HIGH);
27             Serial.println("LED Encendido");
28             digitalWrite(relayT1, HIGH); // envia señal alta al relay T1
29             digitalWrite(relayT2, HIGH); // envia señal alta al relay T2
30             Serial.println("Sistema encendido");
31
32             delay(3000);
33             val = analogRead(mag);
34             Serial.println(val);
35             if (val < 450){
36                 digitalWrite(LED, LOW);
37                 Serial.println("Apagado");
38                 digitalWrite(relayT1, LOW);
39                 digitalWrite(relayT2, LOW);
40                 Serial.println("Sistema apagado");
41             }
42             delay(5500);
43         }
44     }
45
46     if (digitalRead(PUSH_OFF) == LOW){
47         digitalWrite(LED, LOW);
48         Serial.println("Apagado");
49         digitalWrite(relayT1, LOW); // envia señal baja al relay T1
50         digitalWrite(relayT2, LOW); // envia señal alta al relay T2
51         Serial.println("Sistema apagado");
52         delay(1000);
53     }
54 }
```

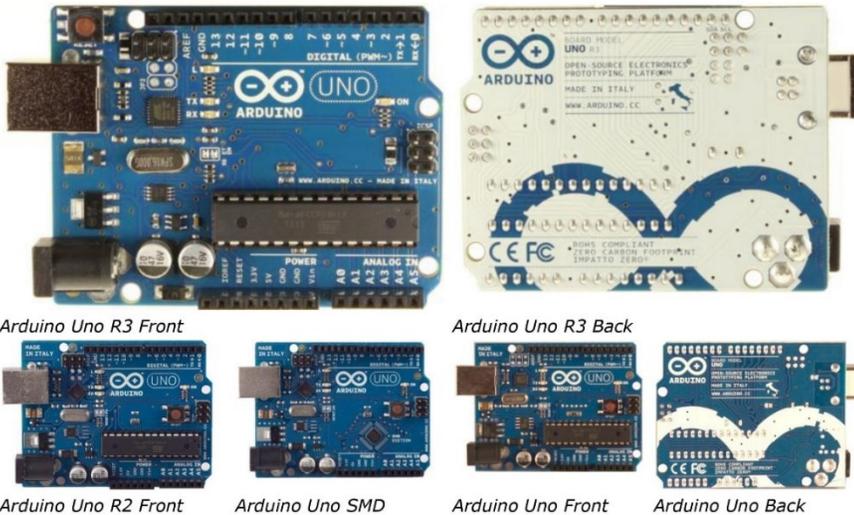
8.2 Código para el movimiento en flexión en posición prona

```
1 int LED = 13; //Señal de LED
2 int PUSH_ON = 3; //Señal de pulsador de encendido
3 int PUSH_OFF = 4; //Señal de pulsador de apagado
4 int relayT1 = 5; //Señal de Relay 1
5 int relayT2 = 6; //Señal de Relay 2
6 int mag = A5; //Valor analógico de sensor magnético
7 int val = 0;
8
9 void setup() {
10  pinMode(LED, OUTPUT);
11  pinMode(PUSH_ON, INPUT);
12  pinMode(PUSH_OFF, INPUT);
13  digitalWrite(LED,LOW);
14  pinMode(relayT1, OUTPUT); // Configurar relay como salida o OUTPUT
15  pinMode(relayT2, OUTPUT);
16  Serial.begin(9600); // Abrir el puerto serie a la velocidad de 9600bps para trasmisión de datos.
17
18 }
19
20 void loop() {
21  val = analogRead(mag);
22  Serial.println(val);
23  if (digitalRead(PUSH_ON) == LOW){
24    for (int i = 0; i <= 5; i++) {
25
26      digitalWrite(LED, HIGH);
27      Serial.println("LED Encendido");
28      digitalWrite(relayT1, HIGH); // envia señal alta al relay T1
29      digitalWrite(relayT2, HIGH); // envia señal alta al relay T2
30      Serial.println("Sistema encendido");
31
32      delay(3000);
33      val = analogRead(mag);
34      Serial.println(val);
35      if (val > 700){
36        digitalWrite(LED, LOW);
37        Serial.println("Apagado");
38        digitalWrite(relayT1, LOW);
39        digitalWrite(relayT2, LOW);
40        Serial.println("Sistema apagado");
41      }
42      delay(5500);
43    }
44  }
45
46  if (digitalRead(PUSH_OFF) == LOW){
47    digitalWrite(LED, LOW);
48    Serial.println("Apagado");
49    digitalWrite(relayT1, LOW); // envia señal baja al relay T1
50    digitalWrite(relayT2, LOW); // envia señal alta al relay T2
51    Serial.println("Sistema apagado");
52    delay(1000);
53  }
54 }
```

ANEXOS 6: Datos de fabricante

9.1 Arduino UNO

Arduino Uno



Overview

The Arduino Uno is a microcontroller board based on the ATmega328 ([datasheet](#)). It has 14 digital input/output pins (of which 6 can be used as PWM outputs), 6 analog inputs, a 16 MHz ceramic resonator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started.

The Uno differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the Atmega16U2 (Atmega8U2 up to version R2) programmed as a USB-to-serial converter.

| [Revision 2](#) of the Uno board has a resistor pulling the 8U2 HWB line to ground, making it easier to put into [DFU mode](#).

| [Revision 3](#) of the board has the following new features:

- 1.0 pinout: added SDA and SCL pins that are near to the AREF pin and two other new pins placed near to the RESET pin, the IOREF that allow the shields to adapt to the voltage provided from the board. In future, shields will be compatible both with the board that use the AVR, which operate with 5V and with the Arduino Due that operate with 3.3V. The second one is a not connected pin, that is reserved for future purposes.
- Stronger RESET circuit.
- Atmega 16U2 replace the 8U2.

"Uno" means one in Italian and is named to mark the upcoming release of Arduino 1.0. The Uno and version 1.0 will be the reference versions of Arduino, moving forward. The Uno is the latest in a series of USB Arduino boards, and the reference model for the Arduino platform; for a comparison with previous versions, see the [index of Arduino boards](#).

Summary

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V

Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega328) of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Clock Speed	16 MHz

Schematic & Reference Design

EAGLE files: [arduino-uno-Rev3-reference-design.zip](#) (NOTE: works with Eagle 6.0 and newer)

Schematic: [arduino-uno-Rev3-schematic.pdf](#)

Note: The Arduino reference design can use an Atmega8, 168, or 328, Current models use an ATmega328, but an Atmega8 is shown in the schematic for reference. The pin configuration is identical on all three processors.

Power

The Arduino Uno can be powered via the USB connection or with an external power supply. The power source is selected automatically.

External (non-USB) power can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. The adapter can be connected by plugging a 2.1mm center-positive plug into the board's power jack. Leads from a battery can be inserted in the Gnd and Vin pin headers of the POWER connector.

The board can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If supplied with less than 7V, however, the 5V pin may supply less than five volts and the board may be unstable. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the board. The recommended range is 7 to 12 volts.

The power pins are as follows:

- **VIN.** The input voltage to the Arduino board when it's using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.
- **5V.** This pin outputs a regulated 5V from the regulator on the board. The board can be supplied with power either from the DC power jack (7 - 12V), the USB connector (5V), or the VIN pin of the board (7-12V). Supplying voltage via the 5V or 3.3V pins bypasses the regulator, and can damage your board. We don't advise it.
- **3V3.** A 3.3 volt supply generated by the on-board regulator. Maximum current draw is 50 mA.
- **GND.** Ground pins.

Memory

The ATmega328 has 32 KB (with 0.5 KB used for the bootloader). It also has 2 KB of SRAM and 1 KB of EEPROM (which can be read and written with the [EEPROM library](#)).

Input and Output

Each of the 14 digital pins on the Uno can be used as an input or output, using [pinMode\(\)](#), [digitalWrite\(\)](#), and [digitalRead\(\)](#) functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- **Serial: 0 (RX) and 1 (TX).** Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. These pins are connected to the corresponding pins of the ATmega8U2 USB-to-TTL Serial chip.
- **External Interrupts: 2 and 3.** These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the [attachInterrupt\(\)](#) function for details.
- **PWM: 3, 5, 6, 9, 10, and 11.** Provide 8-bit PWM output with the [analogWrite\(\)](#) function.

- **SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK).** These pins support SPI communication using the [SPI library](#).
- **LED: 13.** There is a built-in LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off.

The Uno has 6 analog inputs, labeled A0 through A5, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though it is possible to change the upper end of their range using the AREF pin and the [analogReference\(\)](#) function. Additionally, some pins have specialized functionality:

- **TWI: A4 or SDA pin and A5 or SCL pin.** Support TWI communication using the [Wire library](#).

There are a couple of other pins on the board:

- **AREF.** Reference voltage for the analog inputs. Used with [analogReference\(\)](#).
- **Reset.** Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.

See also the [mapping between Arduino pins and ATmega328 ports](#). The mapping for the Atmega8, 168, and 328 is identical.

Communication

The Arduino Uno has a number of facilities for communicating with a computer, another Arduino, or other microcontrollers. The ATmega328 provides UART TTL (5V) serial communication, which is available on digital pins 0 (RX) and 1 (TX). An ATmega16U2 on the board channels this serial communication over USB and appears as a virtual com port to software on the computer. The '16U2 firmware uses the standard USB COM drivers, and no external driver is needed. However, [on Windows, a .inf file is required](#). The Arduino software includes a serial monitor which allows simple textual data to be sent to and from the Arduino board. The RX and TX LEDs on the board will flash when data is being transmitted via the USB-to-serial chip and USB connection to the computer (but not for serial communication on pins 0 and 1).

A [SoftwareSerial library](#) allows for serial communication on any of the Uno's digital pins.

The ATmega328 also supports I2C (TWI) and SPI communication. The Arduino software includes a [Wire library](#) to simplify use of the I2C bus; see the [documentation](#) for details. For SPI communication, use the [SPI library](#).

Programming

The Arduino Uno can be programmed with the Arduino software ([download](#)). Select "Arduino Uno" from the **Tools > Board** menu (according to the microcontroller on your board). For details, see the [reference](#) and [tutorials](#).

The ATmega328 on the Arduino Uno comes preburned with a [bootloader](#) that allows you to upload new code to it without the use of an external hardware programmer. It communicates using the original STK500 protocol ([reference](#), [C header files](#)).

You can also bypass the bootloader and program the microcontroller through the ICSP (In-Circuit Serial Programming) header; see [these instructions](#) for details.

The ATmega16U2 (or 8U2 in the rev1 and rev2 boards) firmware source code is available. The ATmega16U2/8U2 is loaded with a DFU bootloader, which can be activated by:

- On Rev1 boards: connecting the solder jumper on the back of the board (near the map of Italy) and then resetting the 8U2.
- On Rev2 or later boards: there is a resistor that pulling the 8U2/16U2 HWB line to ground, making it easier to put into DFU mode.

You can then use [Atmel's FLIP software](#) (Windows) or the [DFU programmer](#) (Mac OS X and Linux) to load a new firmware. Or you can use the ISP header with an external programmer (overwriting the DFU bootloader). See [this user-contributed tutorial](#) for more information.

Automatic (Software) Reset

Rather than requiring a physical press of the reset button before an upload, the Arduino Uno is designed in a way that allows it to be reset by software running on a connected computer. One of the hardware flow control lines (DTR) of the ATmega8U2/16U2 is connected to the reset line of the ATmega328 via a 100 nanofarad capacitor. When this line is asserted (taken low), the reset line drops long enough to reset the chip. The Arduino software uses this capability to allow you to upload code by simply pressing the upload button in the Arduino environment. This means that the bootloader can have a shorter timeout, as the lowering of DTR can be well-coordinated with the start of the upload. This setup has other implications. When the Uno is connected to either a computer running Mac OS X or Linux, it resets each time a connection is made to it from software (via USB). For the following half-second or so, the bootloader is running on the Uno. While it is programmed to ignore malformed data (i.e. anything besides an upload of new code), it will intercept the first few bytes of data sent to the board after a connection is opened. If a sketch running on the board receives one-time configuration or other data when it first starts, make sure that the software with which it communicates waits a second after opening the connection and before sending this data. The Uno contains a trace that can be cut to disable the auto-reset. The pads on either side of the trace can be soldered together to re-enable it. It's labeled "RESET-EN". You may also be able to disable the auto-reset by connecting a 110 ohm resistor from 5V to the reset line; see [this forum thread](#) for details.

USB Overcurrent Protection

The Arduino Uno has a resettable polyfuse that protects your computer's USB ports from shorts and overcurrent. Although most computers provide their own internal protection, the fuse provides an extra layer of protection. If more than 500 mA is applied to the USB port, the fuse will automatically break the connection until the short or overload is removed.

Physical Characteristics

The maximum length and width of the Uno PCB are 2.7 and 2.1 inches respectively, with the USB connector and power jack extending beyond the former dimension. Four screw holes allow the board to be attached to a surface or case. Note that the distance between digital pins 7 and 8 is 160 mil (0.16"), not an even multiple of the 100 mil spacing of the other pins.

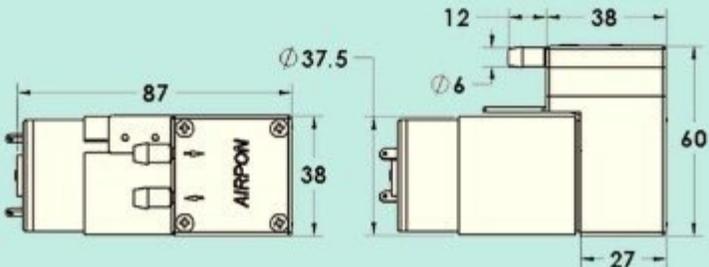
9.2 AIRPO 2028D Mini-bomba de vacío

AIR PUMP SERIES **FOREVER**



D2028 Pump Specifications

Free Flow Range.....12-15LPM
Vacuum Range.....0-16"Hg
Pressure Range.....0-32PSI
Standard Motor Voltage Options.....12VDC
Power.....12W
Motor Construction Option.....Iron Core-Oil Bearing
Diaphragm Material Option.....EPDM
Operating Temperature Range.....32°-120°F (0°-50°)



9.3 Regulador de presión de vacío ITV 0090

Compact Vacuum Regulator Series *ITV009*

CE RoHS

How to Order

For single unit and single unit for manifold

ITV009 0 - 3 **N**

Pressure range
9 -100 kPa

Power supply voltage
0 24 VDC ±10%
1 12 to 15 VDC

Input signal

0	Current type 4 to 20 mA DC (Sink type)
1	Current type 0 to 20 mA DC (Sink type)
2	Voltage type 0 to 5 VDC
3	Voltage type 0 to 10 VDC

Built-in One-touch fittings type

For single unit

Symbol	VAC ¹	OUT ²	ATM ³
NII	Metric size (Light gray)	ø4	
U	Inch size (Orange)	ø5/32"	

For manifold

Symbol	VAC ¹	OUT ²	ATM ³	
NII	Metric size (Light gray)	ø6	ø4	ø6
U	Inch size (Orange)	ø1/4"	ø5/32"	ø1/4"

Cable connector (Option)

N	Without cable connector
S	Straight type 3 m
L	Right angle type 2 m

Bracket/Option for single unit only

NII	Without bracket
B	Flat Bracket 
C	L-bracket 

Base type

NII	For single unit
M	For manifolds