

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PUCP

**Diseño de un sistema de prótesis de muñeca de tres grados de libertad con
actuadores de *soft robotics***

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN PARA LA OBTENCIÓN DEL GRADO
DE BACHILLER EN CIENCIAS CON MENCIÓN EN INGENIERÍA
MECATRÓNICA**

AUTOR

Brian Alberto Chero Arana

ASESOR:

José Gustavo García Sulca

Lima, agosto, 2020

Resumen

Siendo nuestras manos la mejor forma que se tiene para interactuar con el mundo que nos rodea, la pérdida de una de ellas o incluso ambas, puede resultar bastante limitante para una persona en sus actividades del día a día. Actualmente existen varios modelos de prótesis de mano comerciales con una gran cantidad de funciones, pero acompañadas de un fuerte precio, algo que algunos usuarios no estarán en condiciones de pagar. Por otro lado, existe un nuevo campo en la robótica conocido como *soft robotics*, el cual abarca todo lo referente al uso de materiales suaves y deformables en conjunto con componentes electrónicos para lograr morfologías no convencionales y ha ido ganando importancia en los últimos años. Aplicando estos elementos, se propone diseñar un sistema para prótesis de muñeca de 3 grados de libertad y de menor costo que el de las prótesis comerciales actuales. Habiendo previamente identificado los movimientos de una muñeca a emular y mediante una búsqueda del estado del arte referente a prótesis de antebrazo, se recopilaron algunos mecanismos que podrían permitir el giro buscado en la muñeca, así como formas de controlar los movimientos de la prótesis, principalmente con señales mioeléctricas. Teniendo en cuenta esta información, se desarrollaron tres conceptos de solución integrando elementos de *soft robotics* para generar movimientos en la muñeca y controlados mediante señales generadas por el cuerpo (mioeléctricas y electroencefalográficas). Producto de esta investigación se obtuvo el modelo óptimo de solución para el objetivo planteado y se determinó la importancia de la fuente de energía neumática para el desempeño final del sistema.

TABLA DE CONTENIDOS

Índice de Figuras	iii
Índice de Tablas	iv
Introducción	1
Capítulo 1. Antecedentes y Estado del Arte	3
1.1. Fisiología	
1.1.1. Fisiología de la muñeca	3
1.1.2. Fisiología en amputados	4
1.2. Antecedentes y Patentes	
1.2.1. Robot hand with humanoid fingers	4
1.2.2. Myoelectric Prosthesis.....	5
1.2.3. Articulated Hand Prosthesis	6
1.2.4. Michelangelo	6
1.2.5. Desarrollo de un mecanismo de muñeca con dos grados de libertad para una prótesis biomecánica de mano.....	6
1.3. Sensores	
1.1.1. Sensor MyoWare™ de músculo mioeléctrico con electrodos	8
1.1.1. Sensor Mindflex	9
1.1.1. Sensor de Presión	10
1.1.1. Sensor de Posición Angular.....	10
1.4. Actuadores	
1.1.1. Micromotores	11
1.1.1. Estructuras Neumáticas Ligeras	11
1.1.1. Extending Soft Actuator	12
1.1.1. Pneumatic Artificial Muscles	12
1.1.1. PneuNet	13
1.5. Controladores	
1.1.1. Arduino UNO	13
1.1.1. BeagleBone.....	14
Capítulo 2. Diseño Conceptual	15
2.1. Requerimientos del Sistema	15
2.2. Estructura de Funciones	17
2.3. Matriz Morfológica	19
2.4. Conceptos de Solución	21
2.4.1. Concepto de Solución 1	13
2.4.2. Concepto de Solución 2.....	14
2.4.3. Concepto de Solución 3.....	13
2.5. Evaluación de Conceptos de Solución	24
Conclusiones	27
Bibliografía	28

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Movimientos de la muñeca	3
Figura 2: Vista en alzado de una prótesis mioeléctrica	5
Figura 3: Vista en sección de la mano de una prótesis	5
Figura 4: Vista de perfil de la mano de una prótesis (superior) (1), en explosión de la muñeca (izquierda) (2) y en sección de la muñeca rotada 60 grados (derecha) (3)	6
Figura 5: Muñeca AxonWrist en funcionamiento	7
Figura 6: Sistema de engranes del mecanismo	8
Figura 7: MyoWare™ Muscle Sensor	9
Figura 8: Jugador de MindFlex	9
Figura 9: Sensor de Presión HK3022	10
Figura 10: Transductor de posición angular PRAS3	10
Figura 11: Micromotor HPCB 10:1	11
Figura 12: Pneumatic lightweight structures	11
Figura 13: Extending actuator	12
Figura 14: Pneumatic Artificial Muscles' functioning	12
Figura 15: PneuNets bending actuator	13
Figura 16: Arduino Uno	14
Figura 17: Tarjeta BeagleBone	14
Figura 18: Estructura de Funciones del sistema	18
Figura 19: Concepto de Solución número 1	21
Figura 20: Concepto de Solución número 2	22
Figura 21: Concepto de Solución número 3	23

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Requerimientos del sistema	15
Tabla 2: Matriz morfológica del dominio mecánico. Fuente: Elaboración propia	19
Tabla 3: Matriz morfológica del dominio electrónico. Fuente: Elaboración propia	19
Tabla 4: Matriz morfológica del dominio electrónico. Fuente: Elaboración propia (cont.)	20
Tabla 5: Matriz morfológica del dominio de control. Fuente: Elaboración propia	20
Tabla 6: Valores técnicos de los conceptos de solución. Fuente: Norma VDI 2225	24
Tabla 7: Valores económicos de los conceptos de solución. Fuente Norma VDI 2225	24
Tabla 8: Diagrama de evaluación según norma VDI 2225. Fuente: Norma VDI 2225	25



INTRODUCCIÓN

Las manos son extremidades muy importantes para la vida cotidiana de las personas, pues están presentes en la gran mayoría de acciones que se realizan. Desde acciones básicas como sostener una botella o abrir una puerta, hasta otras más complejas que requieren de más precisión como escribir una carta o tocar el piano. Nuestras manos son la mejor forma que se tiene para interactuar con el mundo que nos rodea, por este mismo motivo, la pérdida de una de ellas o incluso ambas, puede resultar bastante limitante para una persona.

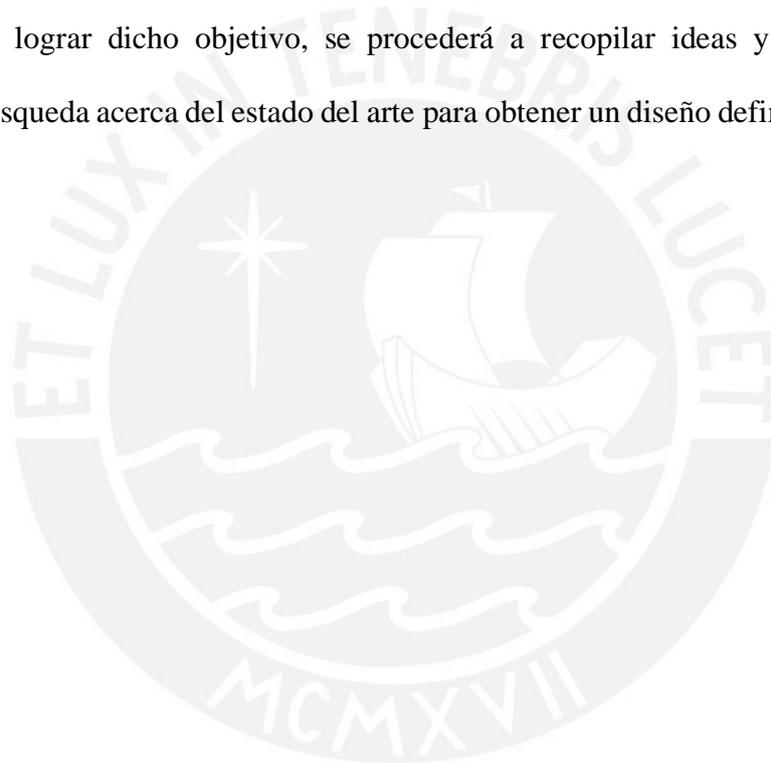
Según estadísticas obtenidas por el Instituto Nacional de Rehabilitación Adriana Rebaza Flores, el 21.9% de los pacientes atendidos en este lugar presentan amputación en un miembro superior. Como dato importante adicional, se aprecia que el 82.5% de los pacientes se encuentran en condición de pobreza (57.1% en pobreza no extrema y 25.4% en pobreza extrema), lo cual evidencia la realidad económica de las personas que sufren de esta situación.¹

Actualmente existen varios modelos de prótesis de mano comerciales, provenientes de empresas como *Touch Bionics*² u *Ottobock*³, los cuales cuentan con una amplia gama de funciones y diseños novedosos y por lo tanto, tienen un alto precio en el mercado, el cual oscila entre 60000 y 120000 dólares según los componentes que posea. Están adicionalmente empresas como Exiii Japan, las cuales han presentado diseños de prótesis al alcance cualquier persona para ser construidos mediante impresión 3D, y que, según ellos, tienen un precio de construcción de 300 dólares⁴.

Adicionalmente ha aparecido un nuevo campo en la robótica conocido como *soft robotics*, el cual abarca todo lo referente al uso de materiales suaves y deformables en conjunto con componentes electrónicos para lograr morfologías no convencionales y ha ido ganando importancia en los últimos años. Estos elementos presentan muchas características que podrían resultar muy útiles para el desarrollo de una prótesis⁵.

Con esta información, se propone diseñar un sistema para prótesis de muñeca de 3 grados de libertad y que tenga un menor costo que el de las prótesis comerciales actuales, implementando además elementos de *soft robotics*. Por otro lado, se buscará que la prótesis se asemeje lo más posible a las características de un brazo real sin sacrificar su funcionalidad.

El encaje protésico a implementar será compatible con amputaciones del antebrazo. Aunque no se entrará a diseñar una prótesis de mano robótica propia para ser acoplada con la muñeca en cuestión, también se buscará que sea compatible con modelos de prótesis de mano ya existentes. Para lograr dicho objetivo, se procederá a recopilar ideas y conceptos útiles mediante una búsqueda acerca del estado del arte para obtener un diseño definitivo del sistema.



CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE

En el presente capítulo se presentará una explicación sobre la fisiología pertinente para el presente trabajo. Además, se presentará una revisión del estado del arte sobre patentes de prótesis de antebrazo y modelos comerciales. Finalmente, se presentará una recopilación de sensores, actuadores y controladores cuyas características podrían resultar útiles para la realización del presente proyecto.

1.1 Fisiología

1.1.1 Fisiología de la muñeca

La muñeca humana está formada por los extremos distales del radio y cúbito y los huesos carpianos y cuenta con 3 articulaciones: Articulación radiocarpiana, mediocarpiana y radiocubital distal.

Esta articulación realiza movimientos en tres planos principales: Sagital, en el cual se realizan los movimientos de flexión (Arco de movilidad: 80-85°) y extensión (Arco de movilidad: 75°); frontal, en el cual se realizan los movimientos de desviación cubital (Arco de movilidad: 15-25°) y radial (Arco de movilidad: 30-35°); y transversal, en el cual se realizan los movimientos de supinación y pronación (90°)⁶.

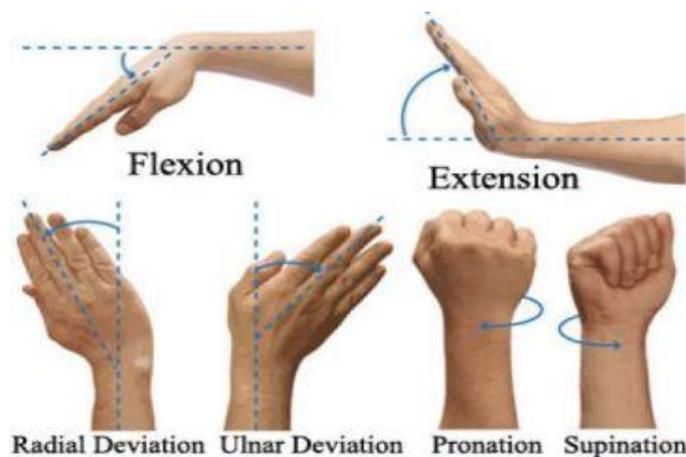


Figura 1: Movimientos de la muñeca

1.1.2 Fisiología en amputados

La amputación es el procedimiento quirúrgico que consiste en la remoción, extirpación o resección de una parte o la totalidad de una extremidad a través de una o más estructuras óseas, en forma perpendicular al eje longitudinal del miembro. Existen dos tipos de amputación: Primaria o traumática, producida por un agente traumático, y secundaria o quirúrgica, realizada mediante un acto quirúrgico.

Las amputaciones se dividen principalmente en dos grupos, de la extremidad superior e inferior, de los cuales para el presente proyecto solo es relevante el primero. Esta amputación se puede dar en diferentes niveles: Amputación de los dedos, de la muñeca, del antebrazo, del brazo del hombro, y desarticulación del codo. Para las amputaciones de antebrazo, se trata de conservar la mayor longitud posible de la extremidad y buscar una zona en la que se pueda curar bien el muñón resultante de la amputación.⁷

Existe un síntoma bastante frecuente entre los pacientes que sufren de la amputación de un miembro, conocido como síndrome de miembro fantasma. Este síndrome se puede presentar en forma de sensación fantasma, el cual consiste en la percepción no dolorosa del miembro fantasma, así como es común que se presente con varios tipos de dolor. Aproximadamente el 79.9% de los pacientes amputados sufren de dolor en el miembro amputado, incluso hasta mucho tiempo después de la operación. Según descripciones de pacientes, este dolor puede variar desde una sensación de hormigueo o picazón hasta una parecida a una descarga eléctrica⁸.

1.2 Antecedentes y Patentes

1.2.1 Robot hand with humanoid fingers⁹

Como se aprecia en la figura 1.2, esta patente presenta un diseño de prótesis de brazo controlada mediante electrodos (21, 22, 31, 32), de los cuales dos (21 y 22) se encargan

de controlar la apertura y cierre de la mano, y los otros dos (31, 32) son los encargados de enviar las señales correspondientes a un procesador (33), el cual mediante la unidad de giro incorporada (3), logra que la muñeca realice los movimientos de pronación y supinación de la muñeca. Estos cuatro electrodos también permiten que se realicen ambas acciones de manera combinada o simultánea.

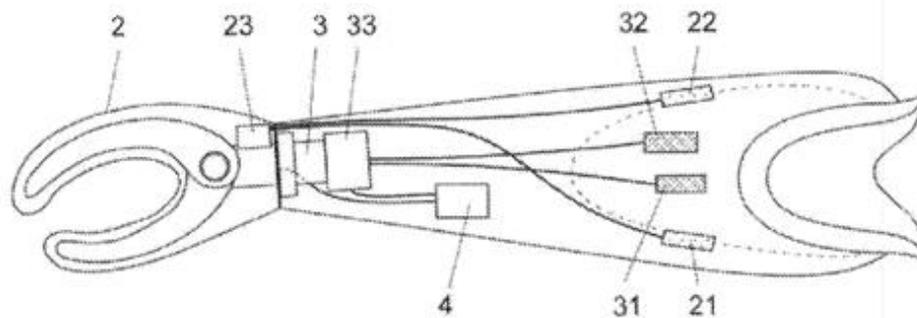


Figura 2: Vista en alzado de una prótesis mioeléctrica.

1.2.2 Myoelectric Prosthesis¹⁰

Como se aprecia en la figura 1.3, esta patente presenta un diseño de muñeca accionado por un motor (7) conectado a un engranaje cónico (10), el cual se encuentra conectado perpendicularmente a otro engranaje cónico (11) con tornillo sin fin (13). La muñeca en cuestión realiza el movimiento de flexión cuando el tornillo sin fin interactúa con la rueda dentada (5). Para su control, se mide lo que se conoce como actividad de acciones musculares residuales. A su vez, se tiene un dispositivo electrónico (28), encargado de regular el voltaje entregado al motor, así como su sentido.

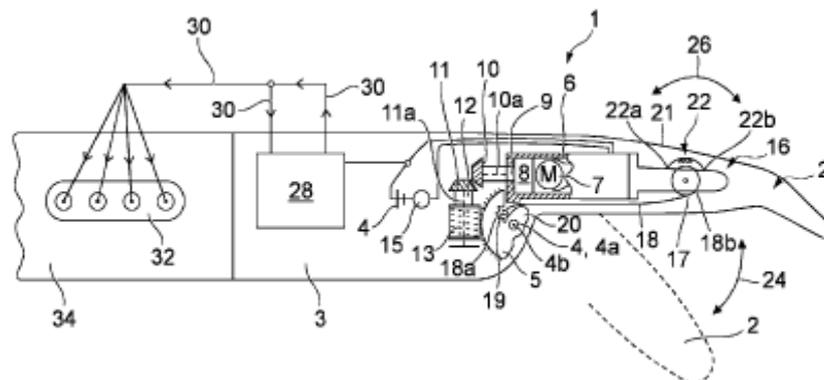


Figura 3: Vista en sección de la mano de una prótesis.

1.2.3 Articulated Hand Prosthesis¹¹

Como se aprecia en la figura 1.4, en la presente patente, el diseño de la muñeca está conformado por 3 partes: Una placa de montaje (1), un elemento de acoplamiento (2), y un muelle de torsión (3) entre ambos. El elemento de acoplamiento tiene un pasador giratorio (23), el cual pasa por los agujeros centrales de los otros dos elementos (13, 33) para lograr la unión. El muelle tiene dos muelles giratorios (41,42) que van conectados al pin de la placa (12, no apreciado en la figura 2), y al pin del acoplamiento (21). Se muestra el mecanismo explicado en la figura 3 rotado 60 grados, en donde los pines (21,12) se han desplazado en relación con el otro. Este mecanismo permite lograr una muñeca móvil independiente, la cual gracias al muelle de torsión volverá a su posición original una vez que la fuerza externa se detenga.

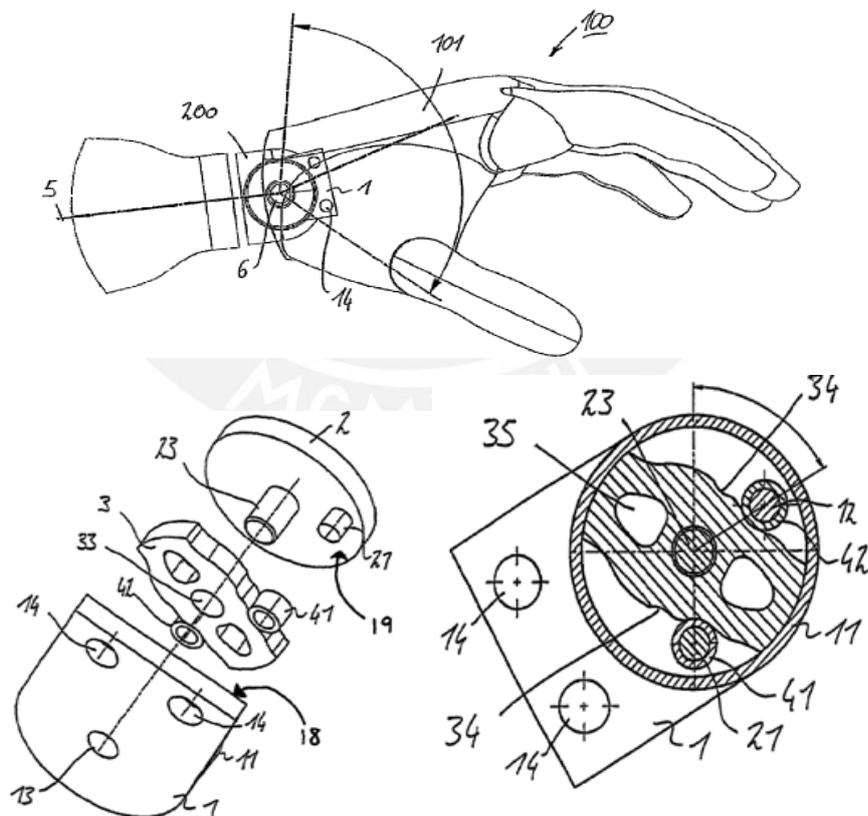


Figura 4: Vista de perfil de la mano de una prótesis (superior) (1), en explosión de la muñeca (izquierda) (2) y en sección de la muñeca rotada 60 grados (derecha) (3).

1.2.4 Michelangelo¹²

Modelo de prótesis de mano comercial que cuenta con una muñeca plano-ovalada conocida como AxonWrist, consta de dos módulos unidos, uno tiene la capacidad de realizar movimientos de flexión y extensión, y la otra, movimientos de pronación y supinación. El segundo módulo se puede girar 360° y dispone de 24 posiciones de encaje de 15° cada una. Esta muñeca cuenta con un modo flexible, en el cual imita la conducta de movimiento de una muñeca relajada, y con un modo rígido, en el cual esta se bloquea en la posición en la que se coloque. El diseño y movimiento de la mano se aprecia en la figura 1.5.



Figura 5: Muñeca AxonWrist en funcionamiento.

1.2.5 Desarrollo de un mecanismo de muñeca con dos grados de libertad para una prótesis biomecánica de mano¹³

Esta tesis presenta un mecanismo de muñeca, apreciado en la figura 1.6 que cuenta con dos engranajes. El primero, ubicado en la parte derecha, consiste en un engrane y un piñón de dientes rectos, los cuales permiten realizar el movimiento de flexión-extensión. El segundo, ubicado en la parte inferior, consiste en un piñón de dientes rectos y un engrane interno, los cuales permiten realizar el movimiento de pronación-supinación.

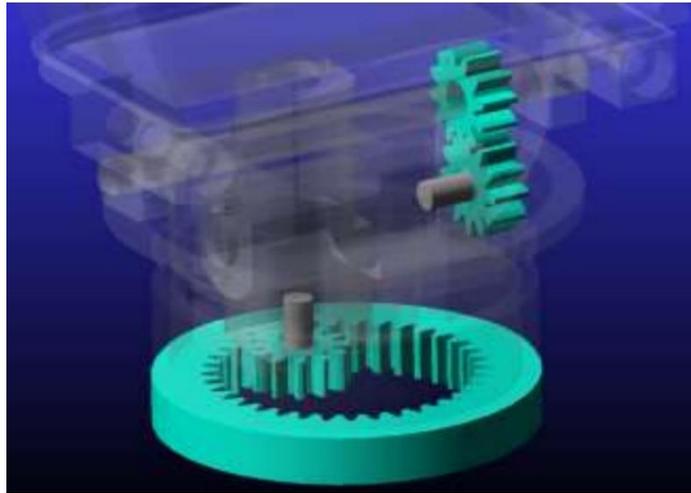


Figura 6: Sistema de engranes del mecanismo.

1.3 Sensores

Para el control de estas prótesis existen métodos de dos tipos: invasivos y no invasivos, que permiten la conexión entre prótesis y paciente. Está el uso de elementos como sensores que se deben conectar a los músculos y de este modo pueden interpretar las descargas eléctricas producidas por los mismos, así como también existen implantes de electrodos en los nervios, los cuales de igual manera interpretan las señales del cerebro, pero de una forma mucho más precisa.

1.3.1 Sensor MyoWare™ de músculo mioeléctrico con electrodos

Sensor capaz de medir mediante el uso de electrodos superficiales la actividad eléctrica de un músculo, gracias al potencial eléctrico generado por las células de la fibra muscular. Internamente es capaz de filtrar, rectificar y amplificar las señales eléctricas y finalmente convertirlas en una señal analógica de salida que se incrementa tanto como se flexione el músculo al que se le realice la medición. Esta señal puede ser leída por un microcontrolador¹⁴.

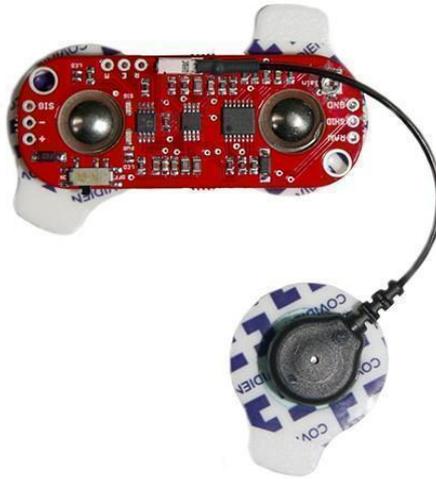


Figura 7: MyoWare™ Muscle Sensor¹⁴.

1.3.2 Sensor MindFlex

Parte de un juego desarrollado por la empresa Mattel, este dispositivo cuenta con un doble sensor que va colocado en la cabeza, el cual tiene la capacidad de recoger emisiones eléctricas del cerebro a muy bajo nivel. En el contexto del juego, se usa esta información para mover una pelota a través de un laberinto, pero mediante algunas modificaciones, se puede lograr que este dispositivo sea compatible con microcontroladores como Arduino¹⁵.



Figura 8: Jugador de MindFlex¹⁶.

1.3.3 Sensor de Presión

Los sensores de presión tienen la capacidad de generar un voltaje proporcional a la presión ejercida por una fuente externa. Para las principales aplicaciones se tiene la medición de presión de agua o presión neumática. Existen modelos compatibles con el microcontrolador Arduino¹⁷.



Figura 9: Sensor de Presión HK3022¹⁷.

1.3.4 Sensor de Posición Angular

Dispositivos compuestos con sensores de ángulo magnéticos de diferentes formatos, los cuales se conectan al sistema mecánico mediante un eje macho o hembra. El movimiento angular es detectado mediante un imán al interior¹⁸.



Figura 10: Transductor de posición angular PRAS3¹⁸.

1.4 Actuadores

1.4.1 Micromotores

Motor con características dimensionales reducidas en comparación a los modelos más comunes, con entradas para recibir voltaje para su control. En varios modelos viene incluida una caja reductora¹⁹.

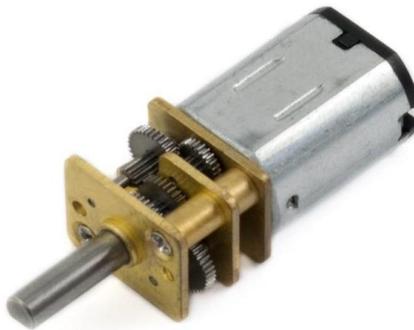


Figura 11: Micromotor HPCB 10:1¹⁹.

1.4.2 Estructuras Neumáticas Ligeras

Estas estructuras consisten en una serie de actuadores neumáticos agrupados en varios filamentos funcionales lineales. La activación selectiva de todos o alguno de estos actuadores le brinda a esta estructura la capacidad de realizar desplazamientos multiaxiales. Al no contar con uniones mecánicas, se elimina el riesgo de generar lesiones al usuario o a cualquier persona cercana²⁰.

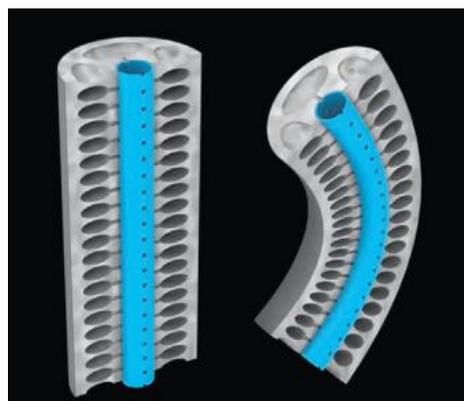


Figura 12: Pneumatic lightweight structures²⁰.

1.4.3 Extending Soft Actuator

Actuador neumático de una sola cámara con fibra de doble hélice que restringe la expansión radial y que sin partes rígidas que cuenta con un grado de libertad (movimiento axial), como se aprecia en la figura. Es un actuador fácil y barato de manufacturar y capaz de aguantar cargas pesadas²¹.

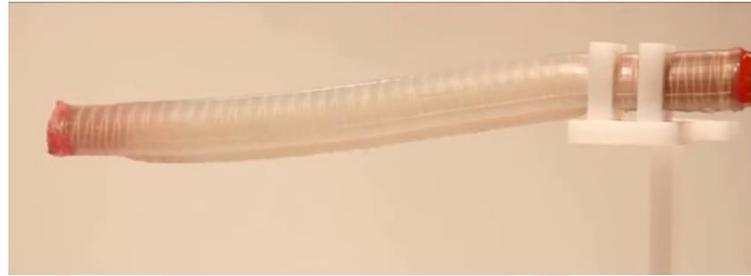


Figura 13: Extending actuator²².

1.4.4 Pneumatic Artificial Muscles

Músculos neumáticos inventados en la década de 1950. Estos actuadores son livianos, fáciles de fabricar y cuentan con una contracción máxima. Cuentan con un grado de libertad (movimiento en el eje axial), y como se puede apreciar en la figura, cuentan con una manguera para la salida del aire, acción que causa la contracción del músculo. Normalmente, un músculo neumático puede realizar contracciones de hasta el 40% de su longitud²³.

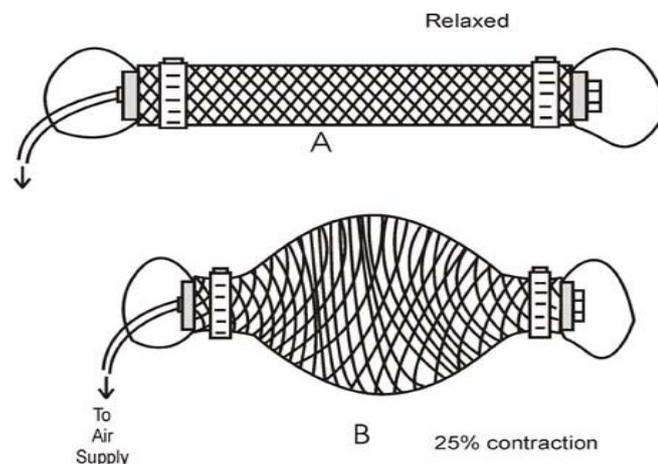


Figura 14: Pneumatic Artificial Muscles' functioning²³.

1.4.5 PneuNet

Este actuador consiste en una base con varias cámaras huecas interconectadas, las cuales pueden ser infladas aplicando presión neumática. Mediante la inclusión de una capa limitante de tensión, se restringe el movimiento axial del actuador, con lo cual, una vez que se infla, empieza a curvarse. La forma curva que toma este elemento es usada para agarrar objetos²⁴.

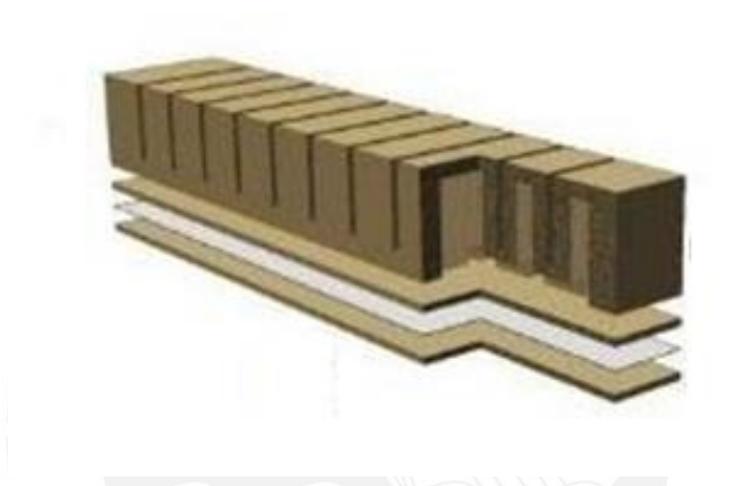


Figura 15: PneuNets bending actuador²⁴.

1.5 Controladores

1.5.1 Arduino UNO

Placa basada en el microcontrolador ATmega328P. Cuenta con 14 pines de entrada/salida digital, 6 entradas analógicas, un cristal de 16MHz, conexión USB, conector Jack de alimentación, terminales ICSP, y un botón de reseteo.²⁵ Es de los microcontroladores más sencillos de programar que hay en el mercado, gracias a su interfaz muy intuitiva, su lenguaje de programación sencillo de manejar, y la gran cantidad de proyectos pre desarrollados que se pueden encontrar en la internet²⁶.

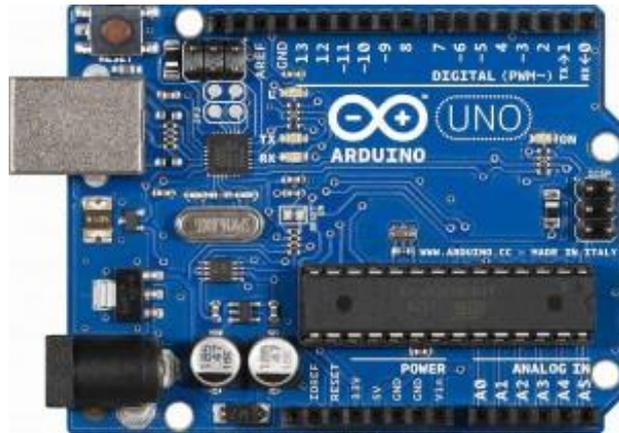


Figura 16: Arduino Uno²⁵.

1.5.2 BeagleBone

Tarjeta de desarrollo de bajo costo con la capacidad de usar software y hardware open source y que corre bajo un sistema operativo Linux.²⁷ Cuenta con 65 pines digitales, 7 pines analógicos, 4 puertos seriales, 8 salidas PWM, 2 pines I2C, 4 timers, conexión USB, conexión Ethernet, y otras funciones.²⁸



Figura 17: Tarjeta BeagleBone²⁸.

CAPÍTULO 2

DISEÑO CONCEPTUAL

En el presente capítulo se presentarán los requerimientos del proyecto y se propondrá un concepto de solución en base a los mismos.

2.1. Requerimientos del sistema

LISTA DE EXIGENCIAS	
Deseo o exigencia	Descripción
FUNCION PRINCIPAL	
E	Mover una mano acoplada en tres planos (sagital, frontal, transversal) gracias a la prótesis de muñeca.
FUERZA	
E	La resistencia debe ser la necesaria para soportar cargas de al menos 1 kilo, incluyendo el peso de la mano acoplada, en la posición más crítica.
CONTROL	
E	El sistema de control debe ser capaz de recibir adecuadamente las señales enviadas por el cuerpo e interpretarlas correctamente según la lógica interna para enviar las órdenes correspondientes a los actuadores y que estos realicen las acciones requeridas.
SEGURIDAD	
E	Se diseñará tomando en cuenta medidas de riesgo para salvaguardar la integridad física del usuario por norma NTP235.
E	Protección contra polvo y agua por norma IP23.
MONTAJE	
E	Debe presentar un ensamblaje y desmontaje modular, y así permitir una instalación rápida y que no requiera de un operario experimentado.
E	ANTROPOMETRÍA

	La forma final del sistema debe asemejarse a la forma real de un antebrazo. Longitudes promedio de peruanos: Antebrazo: 39 cm, circunferencia de la muñeca: 17.15 cm. ^{29 30}
E	La longitud del antebrazo en la prótesis debe ser variable en cierto grado para adaptarse a las diferentes longitudes de amputación de los usuarios.
	MANTENIMIENTO
E	Diseño modular permitirá que el sistema interno sea accesible para el usuario para tareas de mantenimiento.
	COSTO
E	El costo del sistema debe ser menor al valor de las prótesis comerciales actuales (60,000 dólares).
	SEÑALES
E	El sistema contará con un botón de encendido y apagado, así como los indicadores necesarios para que el usuario esté al pendiente del estado de la prótesis.
E	Usar señales provenientes del propio cuerpo para controlar los movimientos de la prótesis.
	ENERGÍA
E	Incorporar una batería en la prótesis para brindarle autonomía al sistema por un tiempo razonable.
E	Implementar elementos necesarios para regular voltaje a los valores necesarios y poder energizar los demás componentes.
	FABRICACIÓN
E	Los materiales a utilizar para la construcción de la máquina deben ser de fácil adquisición, bajo costo, alta demanda y fácil procesamiento, incluidos los elementos de <i>soft robotics</i> en caso no puedan ser comprados.
D	Se evitará en lo posible el uso de componentes importados.

Tabla 1: Requerimientos del sistema.

2.2. Estructura de funciones

En la presente estructura de funciones, se tienen 3 dominios principales: El dominio mecánico, de control y de energía.

Para el dominio de energía, se recibe energía eléctrica de una fuente incorporada en la prótesis (esto debido a que se busca que dicho sistema tenga cierto grado de autonomía, algo que sería imposible si tuviera que mantener conectada a una toma de corriente), y se almacena en la batería interna del equipo hasta que sea necesitada. Además, se recibe un tipo adicional de energía para los actuadores de soft robotics, en este caso, energía neumática, pues los actuadores elegidos son de este tipo. Ambos tipos de energía se adecúan primeramente y después se usan para energizar los diversos actuadores, dispositivos de control y sensores a utilizar.

Para el dominio de control se tienen dos señales de entrada: Las señales de entrada que van a darle al sistema la orden de inicio, y las señales emitidas por el cuerpo que, una vez sensadas, serán interpretadas para generar señales de control dependiendo del actuador que se requiere para generar el movimiento deseado. Además, existe una realimentación mediante varios sensores de la posición final que alcanza la prótesis para poder comprobar que sea la posición que se desea, o en caso contrario, hacer las correcciones necesarias.

Para el dominio mecánico, se tienen los actuadores para generar los 3 grados de libertad deseados en la prótesis de mano conectada al sistema de la muñeca. Con las señales de control generadas y la energía correctamente distribuída, se accionan los actuadores necesarios para transferir el movimiento hacia la prótesis de mano hasta alcanzar la posición deseada.

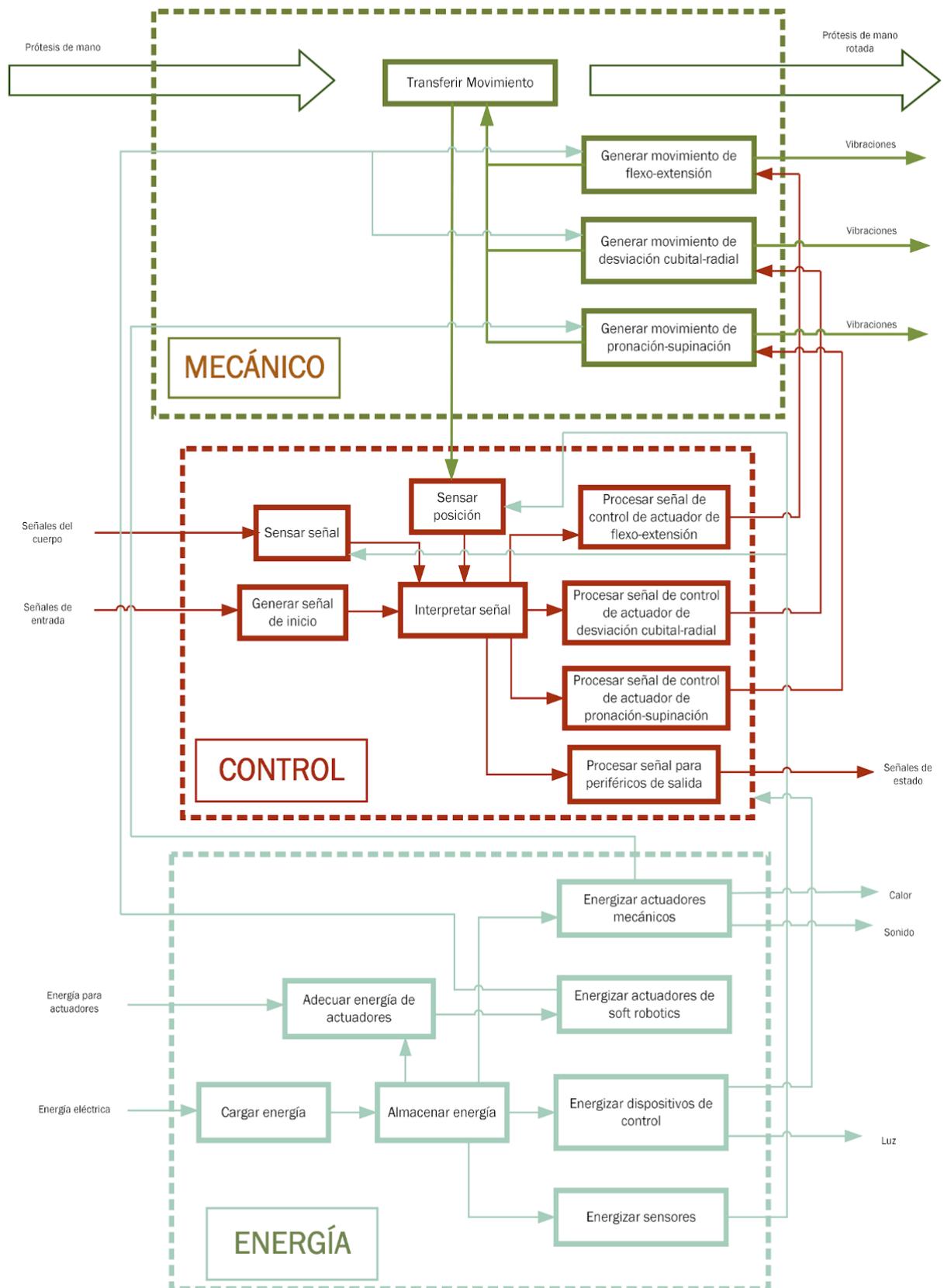


Figura 18: Estructura de Funciones del sistema

2.3. Matriz morfológica

2.3.1. Dominio mecánico

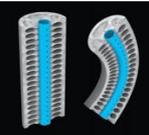
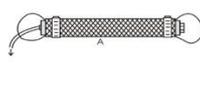
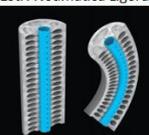
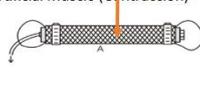
Generar movimiento de flexo-extensión				
	Estr. Neumática Ligera	PneuNet (Flexión)	Artificial Muscle (Contracción)	Extending Actuator
Generar movimiento de desviación cubital-radial				
	Estr. Neumática Ligera	PneuNet (Flexión)	Artificial Muscle (Contracción)	Extending Actuator
Generar movimiento de pronación-supinación				
	Micromotor	Servomotor	Motor Paso a Paso	

Tabla 2: Matriz morfológica del dominio mecánico

2.3.2. Dominio electrónico

Adecuar energía			
	Power boost	Cargador de pilas	
Almacenar Energía			
	Batería de Litio	Batería de Grafeno	Pilas Recargables
Adecuar energía de actuadores			
	Bomba de Aire		
Energizar actuadores mecánicos			
	Conexión directa	Driver para motor	Driver para paso a paso
Energizar actuadores de soft robotics			
	Conexión directa	Driver para motor	Electroválvula

Tabla 3: Matriz morfológica del dominio electrónico

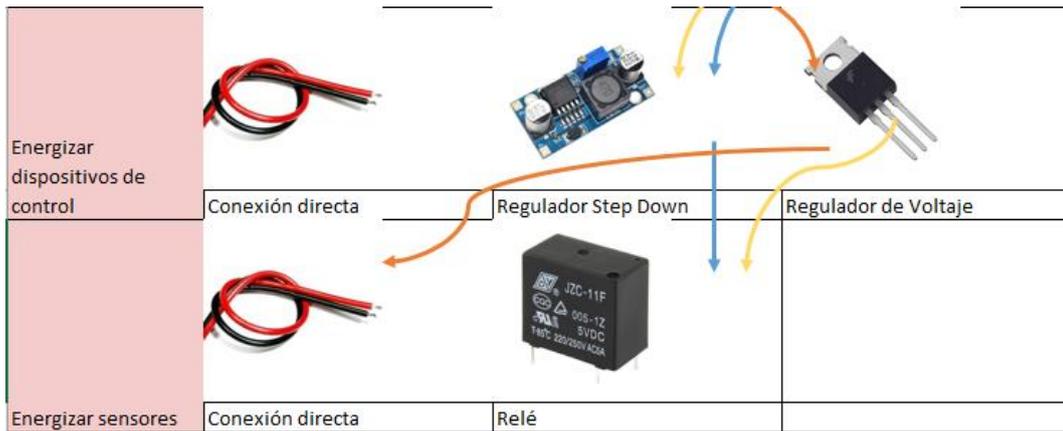


Tabla 4: Matriz morfológica del dominio electrónico (cont.)

2.3.3. Dominio de control

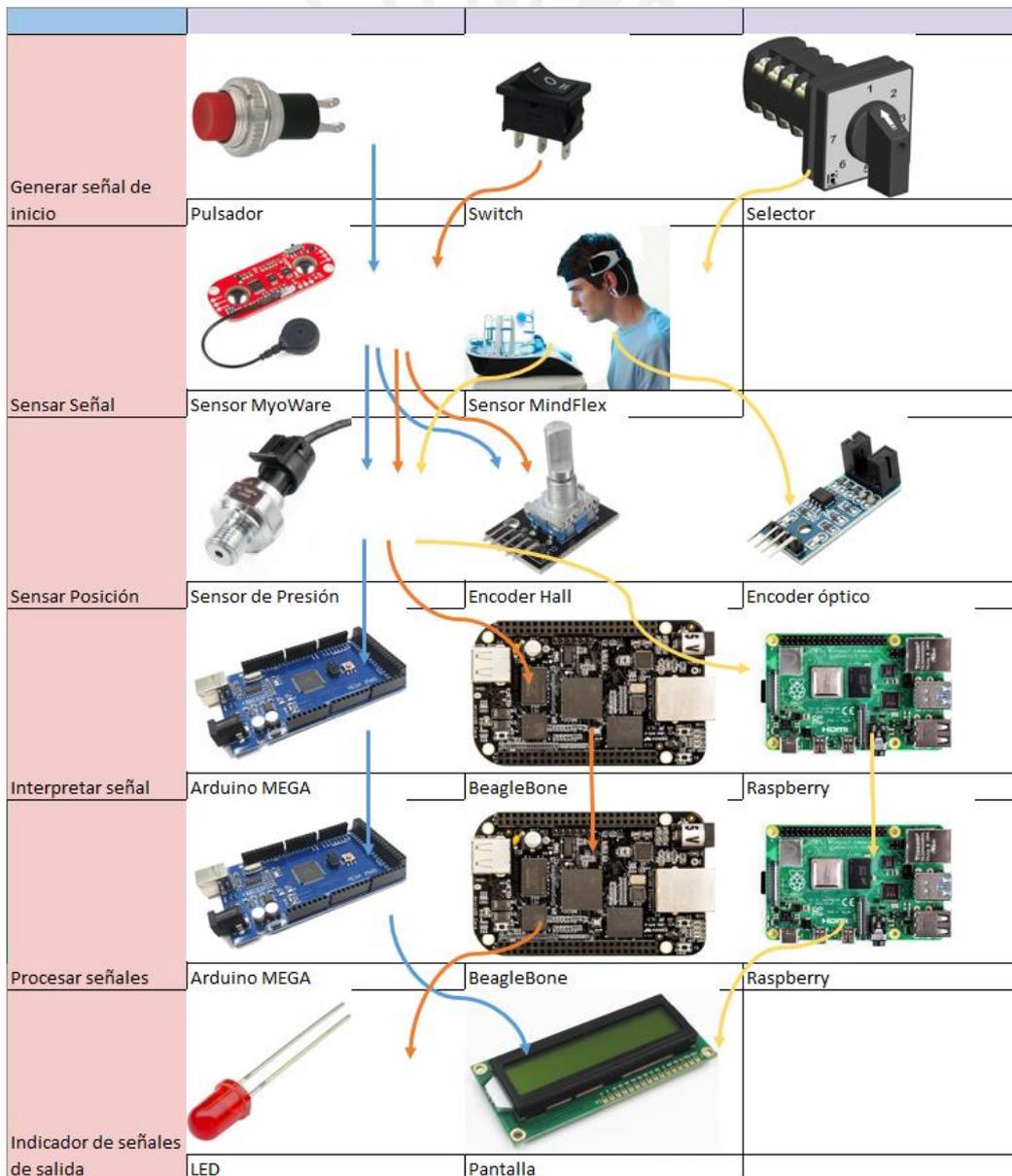


Tabla 5: Matriz morfológica del dominio de control

Se definen las siguientes trayectorias:

- Color azul: Opción 1
- Color naranja: Opción 2
- Color amarillo: Opción 3

2.4. Conceptos de solución

2.4.1. Concepto de solución 1

El concepto de prótesis se divide en 3 partes principales: El mecanismo de rotación de en el extremo, el cual consiste en un micromotor conectado a una base apoyada sobre cuatro ruedas locas; el mecanismo de movimiento en dos ejes en la sección media, el cual consiste en una estructura neumática ligera de cuatro columnas con cavidades, accionada por una bomba (puede ser una incorporada en el sistema o una externa cargada por el usuario) y controlada mediante electroválvulas; y la unidad de control en el extremo más cercano al brazo, en donde se encuentra el controlador y los demás elementos requeridos (elementos de control, de energía, etc). Cuenta con dos juegos de electrodos que van en contacto directo con el brazo del paciente para recibir las señales de control.

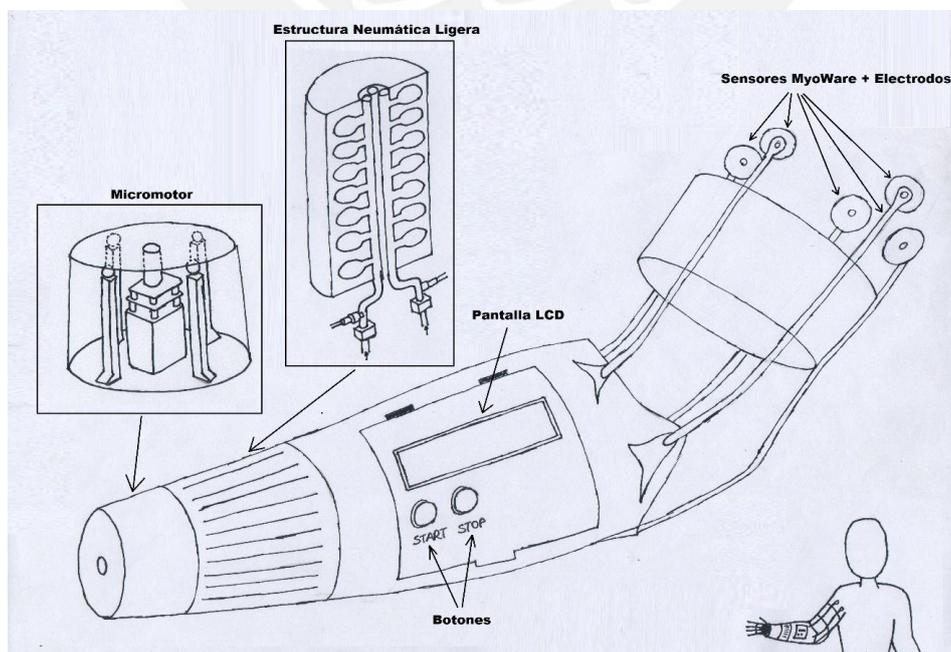


Figura 19: Concepto de Solución número 1

2.4.2. Concepto de solución 2

El concepto de prótesis se divide en 3 partes principales: El mecanismo de rotación de en el extremo, el cual consiste en un servomotor unido a la tapa superior de un cilindro hueco con una guía en la cara superior, permitiendo que esta tapa gire respecto al sistema; el mecanismo de movimiento en dos ejes en la sección media, el cual consiste en una base montada sobre una barra con esfera, la cual le permite rotar respecto a este punto, y cuatro músculos artificiales distribuidos alrededor, accionados por una bomba (puede ser una incorporada en el sistema o una externa cargada por el usuario) y controlados mediante electroválvulas; y la unidad de control en el extremo más cercano al brazo, en donde se encuentra el controlador y los demás elementos requeridos (elementos de control, de energía, etc). Cuenta con dos juegos de electrodos que van en contacto directo con el brazo del paciente para recibir las señales de control.

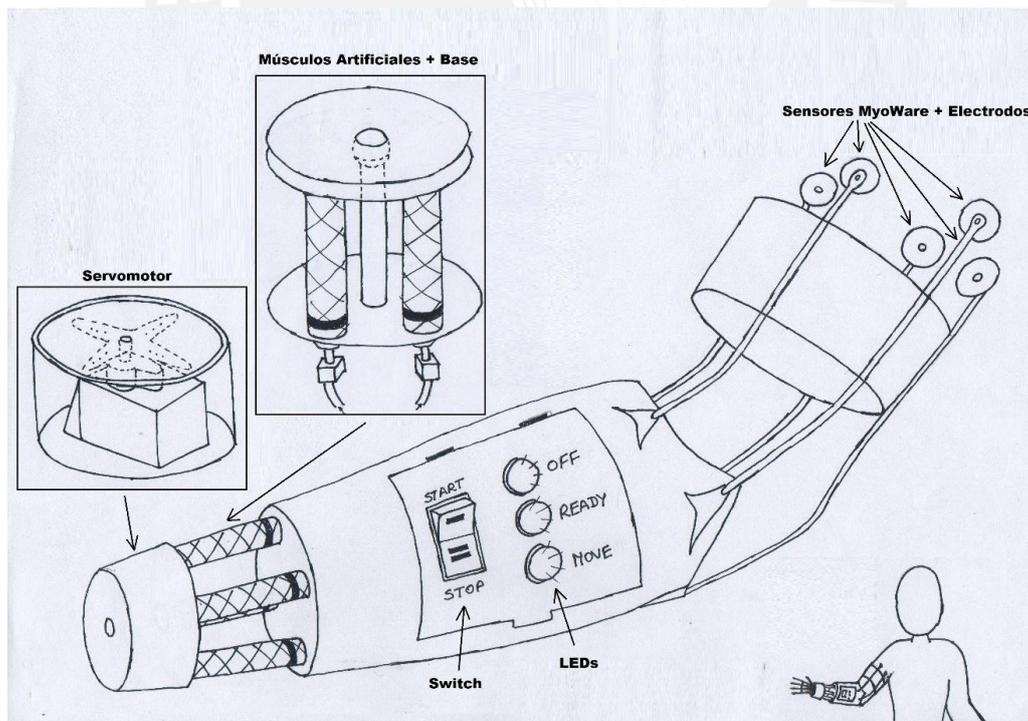


Figura 20: Concepto de Solución número 2

2.4.3. Concepto de solución 3

El concepto de prótesis se divide en 3 partes principales: El mecanismo de rotación de en el extremo, el cual consiste en un motor paso a paso unido a la tapa superior de un cilindro hueco con una guía en la cara superior, permitiendo que esta tapa gire respecto al sistema; el mecanismo de movimiento en dos ejes en la sección media, el cual consiste en una base montada sobre una barra con esfera, la cual le permite rotar respecto a este punto, y cuatro actuadores de extensión distribuidos alrededor, accionados por una bomba y controlados mediante electroválvulas; y la unidad de control en el extremo más cercano al brazo, en donde se encuentra el controlador y los demás elementos requeridos (elementos de control, de energía, etc). Cuenta con un dispositivo que va colocado en la cabeza del paciente y puede detectar el nivel de concentración del mismo a modo de señales de control.

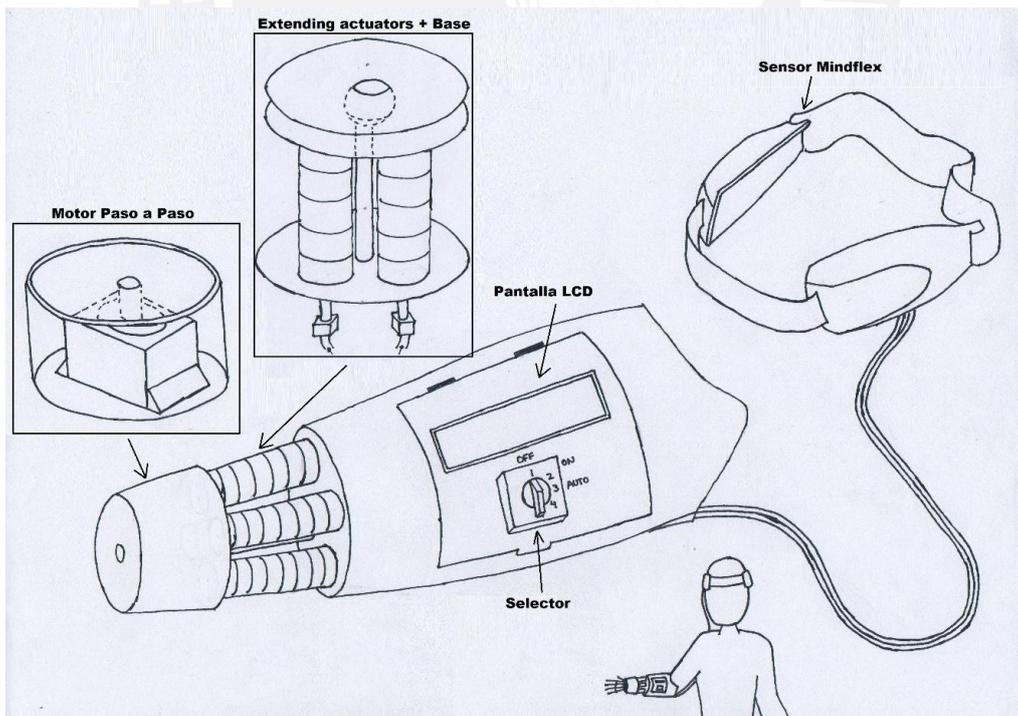


Figura 21: Concepto de Solución número 3

2.5. Evaluación de conceptos de solución

Para la evaluación de cada concepto de solución, se realiza el análisis técnico económico elaborando las siguientes tablas, en donde p: puntaje de 0 a 4 (Escala de valores según VDI 2225), 0 = No satisface, 1 = Aceptable a las justas, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Muy bien (ideal) y g: es el peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación. De ese modo, se puede concluir mediante un método efectivo, la mejor versión de los conceptos de solución para el diseño de la prótesis.

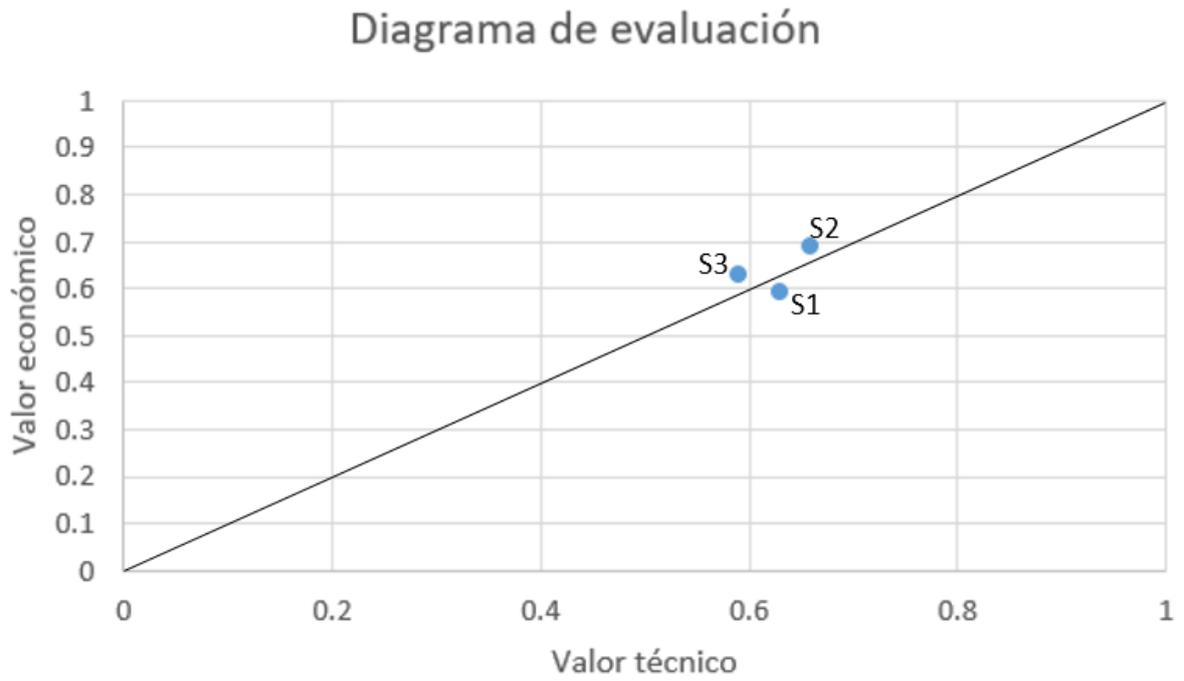
Tabla 6: Valores técnicos de los conceptos de solución. Fuente: Norma VDI 2225

DISEÑO MECATRÓNICO - EVALUACIÓN DE PROYECTOS										Área de Diseño		
Valor Técnico ξ_i												
Proyecto: Sistema para prótesis de muñeca												
Criterios de evaluación para diseños en fase de conceptos o proyectos												
Variantes de concepto			Solución 1			Solución 2			Solución 3		Solución ideal	
Nr.	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Función	3	2	6	3	9	3	9	3	9	4	12
2	Tamaño	2	3	6	3	6	3	6	3	6	4	8
3	Lista de exigencias (grado de cumplimiento incluyendo deseos)	3	1	3	2	6	1	3	3	6	4	12
4	Seguridad	3	3	9	2	6	2	6	2	6	4	12
5	Electrónica	2	2	4	2	4	2	4	2	4	4	8
6	Ergonomía	2	3	6	3	6	3	6	3	6	4	8
7	Facilidad de montaje	3	2	6	3	9	3	9	3	9	4	12
8	Higiene	4	3	12	3	12	3	12	3	12	4	16
Puntaje máximo $\sum p$ o $\sum gp$		22	19	52	21	58	20	55	32	88		
Valor técnico ξ_i				0.59		0.66		0.63			1.00	
Orden												

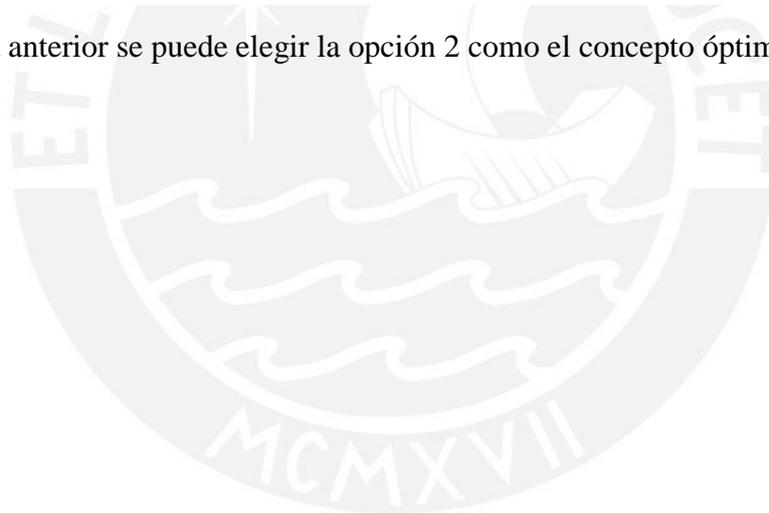
Tabla 7: Valores económicos de los conceptos de solución. Fuente Norma VDI 2225

DISEÑO MECATRÓNICO - EVALUACIÓN DE PROYECTOS										Área de Diseño		
Valor Económico η_i												
Proyecto: Sistema para prótesis de muñeca												
Criterios de evaluación para diseños en fase de conceptos o proyectos												
Variantes de concepto			Solución 1			Solución 2			Solución 3		Solución ideal	
Nr.	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Costo de materiales	3	2	6	2	6	2	6	2	6		0
2	Costo de electrónica	3	2	6	2	6	2	6	2	6	4	12
3	Costo de fabricación	2	1	2	2	4	2	4	2	4	4	8
4	Fácil adquisición de los materiales de fabricación	3	2	6	2	6	1	3	3	6	4	12
Puntaje máximo $\sum p$ o $\sum gp$		11	7	20	8	22	7	19	12	32		
Valor técnico ξ_i				0.63		0.69		0.59			1.00	
Orden												

Tabla 8: Diagrama de evaluación según norma VDI 2225. Fuente: Norma VDI 2225.



Del diagrama anterior se puede elegir la opción 2 como el concepto óptimo de solución.



Conclusiones

Los actuadores de *soft robotics* presentan características útiles e innovadoras para el desarrollo de una prótesis de antebrazo, sin embargo, la mayor limitación en la implementación de estos actuadores es que actualmente no existen muchos modelos comerciales, y la fabricación casera de uno de estos elementos implicaría una etapa de experimentación para determinar sus características de funcionamiento.

Para una implementación física del diseño elaborado en el presente proyecto, se deberá tomar en cuenta esta naturaleza tan variada de los actuadores de *soft robotics*, pues hay varios factores involucrados que cambian las condiciones de funcionamiento para cada modelo. Algunos datos relevantes para el dimensionamiento y selección final de componentes son el espacio que necesitan, y la fuerza que pueden ejercer/soportar,

Además, para dicha implementación física, se deberá tener en cuenta las limitaciones del uso de señales emitidas por el cuerpo para temas de control, y conseguir una forma eficiente de utilizar la cantidad limitada de señales disponibles para lograr que el sistema pueda generar todos los movimientos requeridos.

Es importante considerar también que, al trabajar con energía neumática, las dimensiones finales del diseño definitivo del sistema así como las condiciones finales de funcionamiento (ángulos máximos de giro), dependerán del valor de la presión neumática que se le pueda brindar al sistema. Al estar trabajando con las dimensiones de un antebrazo común, este valor, a su vez, dependerá de las dimensiones máximas que una bomba de aire puede tener de modo que no exceda las dimensiones generales del sistema diseñado.

Bibliografía

- [1] Farro, Luis, Tapia, Raquel, Bautista, Luz, Montalvo, Rosa, & Iriarte, Hermelinda.. *Características clínicas y demográficas del paciente amputado*. Revista Médica Herediana (2012). Recuperado de: http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1018-130X2012000400005&lng=es&tlng=es
- [2] Buffone, Ben. *Touch Bionics i-limb prosthesis is controlled by an iPhone app* (2013). Recuperado de: <https://www.cnet.com/news/touch-bionics-i-limb-prosthesis-is-controlled-by-an-iphone-app/>
- [3] ottobock. *Prótesis de mano Michelangelo*. Recuperado de: <https://www.ottobock.es/protesica/miembro-superior/sistemas-de-brazo-y-mano/axon-bus-con-mano-michelangelo/>
- [4] Open Biomedical Initiative. *Exiii Japan releases open source files for 3D printed HACKberry bionic hand*. Recuperado de: <http://www.openbiomedical.org/exiii-japan-releases-open-source-files-for-3d-printed-hackberry-bionic-hand/>
- [5] M. Roca Vives, "PRÓTESIS MIOELÉCTRICA", WO 2018/178420 A1, 2018.
- [6] Universidad Autónoma de Barcelona. *Tema 8: Biomecánica de la muñeca*. Recuperado de: <https://www.studocu.com/es/document/universitat-autonoma-de-barcelona/biomecanica/apuntes/tema-8-biomecanica-de-la-muneca/2479704/view>
- [7] Universidad Tecnológica de Pereira (2013). *Persona con amputación: Guía de Rehabilitación*. Recuperado de: <https://academia.utp.edu.co/programas-de-salud-3/files/2014/02/GUIA-AMPUTADOS.pdf>
- [8] Villaseñor, Julio César, Escobar, Victor Hugo, Sánchez, Ángel, Quintero, Iván (2014). *Dolor del miembro fantasma: fisiopatología y tratamiento*. Recuperado de: <https://www.medigraphic.com/pdfs/quirurgicas/rmq-2014/rmq141j.pdf>
- [9] H. Gill, S. Vijayakumar and I. Saunders (2014), *PROSTHETICS AND ORTHOTICS*, US 2014/0324189 A1.
- [10] G. Puchhamer, *ARTICULATED HAND PROSTHESIS*, US8690963 B2, 2014.
- [11] J. Medina and P. Vélez (2014), *Soft Robotic: Una nueva generación de robots*. Maskana.
- [12] ottobock (2014). *Fascinated with Michelangelo*.

- [13] W. Caldas and C. Castillo, "Desarrollo de un mecanismo de muñeca con dos grados de libertad para una prótesis biomecánica de mano", Titulación, Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca, 2018.
- [14] Tdrobotica. *Sensor de Músculo Mioeléctrico*. Recuperado de: <https://tienda.tdrobotica.co/biomedicos/397-sensor-de-musculo-mioelectrico.html>
- [15] Mica, Erick (2010). *How to Hack Toy EEGs*. Recuperado de: <http://www.frontiernerds.com/brain-hack>
- [16] NeuroSky. *Mindflex*. Recuperado de: <https://store.neurosky.com/products/mindflex>
- [17] Naylamp Mechatronics. *Sensor de presión HK3022 05MPa*. Recuperado de: <https://naylampmechatronics.com/sensores-liquido/318-sensor-de-presion-hk3022-05mpa.html>
- [18] SENSING. *Transductor de posición angular magnético eje macho y hembra PRAS3-5*. Recuperado de: <https://sensores-de-medida.es/catalogo/transductor-de-posicion-angular-magnetico-eje-macho-y-hembra-pras3-5/>
- [19] Tdrobotica. *Micromotor HPCB 10:1*. Recuperado de: <https://tienda.tdrobotica.co/categoria/515-micromotor-hpcb-10103-kg-cm3000rpm.html>
- [20] FESTO (2010). *Pneumatic lightweight structures*. Recuperado de: https://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/42104/Pneumatic_lightweight_structures.pdf
- [21] Soft Robotics Toolkit. *Fiber-reinforced actuators*. Recuperado de: <https://softroboticstoolkit.com/book/fr-variation-motion>
- [22] Soft Robotics Toolkit (2018). *FR Extending*. Recuperado de: https://www.youtube.com/watch?v=o_kZfQLINF8
- [23] Soft Robotics Toolkit. *Pneumatic Artificial Muscles*. Recuperado de: <https://softroboticstoolkit.com/book/pneumatic-artificial-muscles>
- [24] Souhail, Amir & Vessakosol, Passakorn. *PneuNets bending actuator design and fabrication using low cost silicones*. Recuperado de: https://www.researchgate.net/publication/329736390_PneuNets_bending_actuator_design_and_fabrication_using_low_cost_silicones
- [25] Iescamp. *Placa Arduino UNO*. Recuperado de: <http://www.iescamp.es/miarduino/2016/01/21/placa-arduino-uno/>

- [26] Muñoz, Rubén (2018). *Qué es Arduino y por qué es tan interesante para aprender a programar*. Recuperado de:
<https://computerhoy.com/reportajes/tecnologia/que-es-arduino-que-es-tan-interesante-aprender-programar-311393>
- [27] Mecatrónica UASLP. *Introducción a Beaglebone*. Recuperado de:
<https://mecatronicauaslp.wordpress.com/2014/02/28/introduccion-a-beaglebone/>
- [28] Velasco, Rubén (2015). *Beaglebone Black, un duro competidor para Raspberry Pi*. Recuperado de:
<https://www.redeszone.net/2015/01/24/beaglebone-black-un-duro-competidor-para-raspberry-pi/>
- [29] Salazar, Nicolás, Henrich, Marco, Larios, Patricia, Reaño, Martín y Schofield, George (2018). *Diseño de un método para la determinación de las medidas antropométricas para ser usadas en el tallaje de la población peruana*. Recuperado de:
<https://www.redalyc.org/jatsRepo/3374/337458057004/html/index.html>
- [30] Nutrición Especializada. *Tabla de medidas ideales del cuerpo masculino*. Recuperado de:
<http://www.nutricionespecializada.com/m/tablahombres.html>

