



UNIVERSIDAD
DE PIURA

REPOSITORIO INSTITUCIONAL
PIRHUA

DISEÑO Y CONTROL DE PRÓTESIS IMPRESA EN 3D PARA EXTREMIDAD SUPERIOR EMPLEANDO MOVIMIENTOS MUSCULARES

Jan Diaz-Purizaga

Piura, septiembre de 2018

FACULTAD DE INGENIERÍA

Departamento de Ingeniería Mecánico-Eléctrica

Diaz, J. (2018). *Diseño y control de prótesis impresa en 3D para extremidad superior empleando movimientos musculares* (Tesis para optar el título de Ingeniero Mecánico-Eléctrico). Universidad de Piura. Facultad de Ingeniería. Programa Académico de Ingeniería Mecánico-Eléctrica. Piura, Perú.



Esta obra está bajo una licencia

[Creative Commons Atribución-NoComercial-SinDerivar 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

[Repositorio institucional PIRHUA – Universidad de Piura](#)

UNIVERSIDAD DE PIURA

FACULTAD DE INGENIERÍA



“Diseño y control de prótesis impresa en 3D para extremidad superior empleando movimientos musculares”

**Tesis para optar el Título de
Ingeniero Mecánico – Eléctrico**

Jan Luis Alexander Diaz Purizaga

Asesor: Dr. Ing. Miguel Buenaventura Castro Sánchez
Co-Asesor: Mgr. Ricardo Rodríguez Torres

Piura, septiembre 2018

A mis padres, hermanos y al resto de mi familia, ya que siempre han estado apoyándome en los buenos y malos momentos, dándome la fuerza necesaria para poder alcanzar todo lo que he conseguido.

A mis amigos, en especial a John, Diego, Enrique, Yajaira, Luis, Irvin y Anthony ya que me ayudaron e hicieron que los momentos dentro y fuera de la Universidad sean mucho más entretenidos y me hicieron ver que todo es más sencillo si cuentas con la ayuda correcta.

Prólogo

Uno de los principales problemas que han afrontado las personas desde el inicio de la humanidad hasta la actualidad es sustituir miembros faltantes de su cuerpo, mostrándose pinturas rupestres o esqueletos donde se ve la presencia de amputaciones que van desde los 40000 A.C., y teniendo registros escritos desde los 3800 A.C.

A lo largo de la historia se puede ver que las prótesis han ido evolucionando tanto con respecto al material de fabricación, como al funcionamiento de éstas.

Actualmente se puede observar prótesis hechas con cuero y madera, hasta unas más avanzadas hechas de metal; de igual manera hay prótesis que son puramente estéticas, y algunas que se pueden controlar con los impulsos nerviosos del cuerpo humano, por lo cual el precio de una prótesis varía entre un amplio rango de precios, según los requerimientos de las personas.

Es por estas necesidades, por lo que se escogió este tema, para que personas que no cuenten con los recursos económicos necesarios puedan obtener una prótesis funcional y en un corto tiempo en comparación a las que actualmente se encuentran en el mercado, logrando así que más personas puedan superar esta dificultad, mejorar su estilo de vida y su salud física y mental. Ya que se ha comprobado que la mayoría de las personas que carecen de alguna extremidad desarrollan problemas musculares y óseos, así como, baja autoestima.

Por último, se desea agradecer a la empresa PIXED S.A.C. por haber brindado sus instalaciones y los materiales necesarios para la elaboración de esta tesis.

Resumen

El principal objetivo del presente trabajo es disminuir tanto el costo como el tiempo que tarda en producir una prótesis funcional, de igual manera conseguir una prótesis hecha “a la medida” del paciente.

En primer lugar, se efectuó un seguimiento a los diferentes músculos de la extremidad, con la finalidad de lograr identificar cuáles son los que influyen en los movimientos. Una vez obtenida esta información, se procedió a seleccionar un músculo por cada movimiento, basándose en su proximidad a la piel y su grado de influencia.

Luego de haber identificado los músculos, se procedió a evaluar y tomar datos de los movimientos utilizando diferentes sensores, con la finalidad de lograr identificar cual es mejor tanto en el tema de precisión en la medida y tiempo de vida.

Por último, se procedió a realizar un diseño de prótesis funcional para mano y antebrazo, evaluando las zonas y momentos más críticos que se pueden dar.

Índice general

Introducción	1
Capítulo 1 Estado del arte	3
1.1. Antecedentes	3
1.1.1. Historia de las prótesis a nivel mundial.....	3
1.1.2. Historia de las prótesis en Perú.....	8
1.1.3. Historia de las prótesis impresas en 3D.....	9
1.2. Prótesis automatizadas actuales o prótesis robóticas	10
1.3. Prótesis mioeléctricas impresas en 3D.....	12
Capítulo 2 Análisis o estudio fisiológico del miembro superior	15
2.1. Principales movimientos.....	15
2.1.1. Originados por el codo	15
2.1.2. Originados por la muñeca.....	17
2.2. Partes del miembro superior	19
2.2.1. Brazo.....	19
2.2.2. Antebrazo.....	21
2.2.3. Mano.....	28
2.3. Identificación de los músculos a evaluar	32
2.3.1. Flexión y extensión del antebrazo	32
2.3.2. Pronosupinación	33
2.3.3. Flexión y extensión de la mano	33
2.3.4. Desviación cubital y radial	34
2.3.5. Movimiento de dedos	34
Capítulo 3 Electrónica y automatización	37
3.1. Circuitos electrónicos.....	37
3.1.1. Circuito de control	37
3.1.2. Circuito de alimentación.....	38

3.2.	Elementos electrónicos	38
3.2.1.	Circuito de control	38
3.2.2.	Circuito de alimentación.....	41
3.3.	Esquema de la programación	44
3.3.1.	Fase 1	44
3.3.2.	Fase 2.....	45
3.3.3.	Fase 3	45
3.3.4.	Fase 4.....	45
Capítulo 4 Diseño y análisis de esfuerzos		47
4.1.	Diseño	47
4.1.1.	Dedos	48
4.1.2.	Mano.....	50
4.1.3.	Muñeca	50
4.1.4.	Antebrazo.....	51
4.1.5.	Tensor	51
4.1.6.	Caja tensora	52
4.1.7.	Pin.....	52
4.1.8.	Codo.....	53
4.1.9.	Brazo.....	53
4.2.	Análisis de esfuerzos.....	55
4.2.1.	Primera situación	55
4.2.2.	Segunda situación	62
4.2.3.	Tercera situación.....	77
4.3.	Prototipo final	82
Conclusiones.....		85
Referencias		87
APÉNDICES		
ANEXOS		

Introducción

En los últimos años el tema de las prótesis ha tenido grandes avances, logrando cosas que sólo se podían ver en películas de ciencia ficción como el controlar un brazo robótico simplemente con pensarlo o conectándolo directamente a los nervios del brazo faltante, se debe mencionar que conforme más avanzada es la prótesis, mayor es su costo, haciendo que estas no estén al alcance de todos.

Debido a esta problemática, Ivan Owen en el 2013, opta por utilizar una impresora 3D, tecnología que hasta ese momento no tenía mucha acogida, para imprimir una prótesis de mano para Liam, un niño de 5 años que nació sin dedos en su mano derecha, logrando así fabricar una prótesis funcional a una fracción del costo de las que ya se encontraban en el mercado.

Luego de que se publicara un video de Liam con su nueva mano, se presentaron varios voluntarios que ponían a disposición sus impresoras para que más personas puedan conseguir estas prótesis, gracias a esta acogida nació **e-NABLE**, una comunidad donde voluntarios brindan sus servicios de impresión 3D para elaborar prótesis a las personas que se encuentren cerca de ellos, comunidad de la que forma parte la empresa PIXED S.A.C., empresa que difundió el uso de la impresora 3D para la elaboración de prótesis.

Es así como el siguiente proyecto se centra en desarrollar una prótesis funcional impresa en 3D para personas con carencia de extremidades superiores.

Capítulo 1

Estado del arte

1.1. Antecedentes

1.1.1. Historia de las prótesis a nivel mundial

Aunque el tema de prótesis está siendo muy tocado últimamente, este no es un tema nuevo ya que desde el inicio de la humanidad las personas se han visto con la necesidad de sustituir partes faltantes de sus cuerpos ocasionadas por accidentes o problemas congénitos, las cuales se pueden observar a través de las distintas edades de la Humanidad:

1.1.1.1 Prehistoria

Inicia desde la aparición del hombre hasta la aparición de la escritura, aproximadamente 5000 A.C.

Aquí se pueden encontrar los siguientes indicios:

- **40000 A.C.:** Un esqueleto con una antigüedad de 40000 A.C. con amputación de miembro superior. [1]
- **36000 A.C.:** Pinturas rupestres en cavernas de España y Francia donde muestran personas con amputaciones de miembros superiores. [1]

1.1.1.2 Edad Antigua

Inicia con la aparición de la escritura, aproximadamente 5000 A.C. hasta el año 476 D.C.

Aquí se pueden encontrar los siguientes indicios:

- **3800 – 1600 A.C.:** El primer registro escrito de una prótesis data de estos años y se encuentra dentro de sanscrito de la india llamado RIGVEDA (texto sagrado de la India), en el cual se narra la historia de un Guerrero que perdió una pierna y los dioses gemelos llamados Ashwins, le regalaron una pierna de hierro para que le ayudara con la batalla. [1] [2]
- **1000 A.C. - 600 A.C.:** La primera prótesis encontrada pertenece a este periodo de tiempo y fue en El Cairo, Egipto, es una prótesis de pie (Figura 1) (Dedo) hecha en madera y cuero, aunque en un inicio se pensó que fue utilizada de forma estética, para llegar al otro mundo “completos”, luego se descartó esta idea por encontrar rastros de que la prótesis si fue usada, como unos rasguños en la parte inferior de esta prótesis. Esta prótesis presentaba un borde biselado, así como un aplanado inferior y un elemento tipo bisagra. [1]



Figura 1: Prótesis encontrada en El Cairo.

Fuente: <http://tecnologia2011organos.blogspot.pe/>

- **500 A.C.:** Heródoto registra la historia de un soldado persa, llamado Hegesistratus, quien, tras ser tomado prisionero, se amputó el pie para poder escapar de un cepo, luego de esto se construyó una prótesis metálica para poder volver a la batalla. [1] [3]
- **300 A.C.:** Se desarrolló una prótesis de pierna hecha de cobre y madera. [3]
- **218 – 202 A.C.:** En este periodo de tiempo se realizó la Segunda Guerra Púnica, durante esta guerra el General Romano Marcus Sergius, fabricó una mano de hierro para poder portar su espada. [4]

1.1.1.3 Edad Media

Inicia el año 476 D.C. y termina el año 1453.

A pesar de que durante esta edad no hubo muchos avances con respecto al tema de prótesis, debido a que estas sólo eran diseñadas para que sirvieran en la batalla (como una extensión de la armadura de los caballeros) y de forma estética, es decir, la de miembro superior diseñadas para soportar los pesados escudos y la de miembro inferior diseñada para calzar en los estribos de los caballos [1], se encontraron los siguientes indicios:

- **1440:** Se fabricó la prótesis de mano llamada mano de “Alt-Ruppin” (Figura 2), la cual es la única prótesis que resalta en esta edad, esta prótesis consistía en un pulgar rígido en oposición y dedos flexibles, los cuales se podían fijar mediante un mecanismo de trinquete, además poseía una muñeca móvil. [4]



Figura 2: Mano de Alt-Ruppin.

Fuente: <http://tecnologia2011organos.blogspot.pe/>

- Además, la denominada “Peg Leg” (Figura 3) para miembro inferior, la cual era fabricada en madera y cuero, y se asemejaba mucho a una pata de palo como se ve en las películas de piratas. Cabe mencionar que las prótesis de miembro superior sólo tenían ganchos básicos. [1]



Figura 1: Peg Leg.

Fuente: <https://gregoryalfonso.wordpress.com/>

1.1.1.4 Edad Moderna

Inicia el año 1453 y termina el año 1789.

Aquí se encontraron los siguientes indicios:

- **1480:** Alrededor de este año se fabrica una prótesis de mano hecha de hierro, perteneciente a un mercenario alemán llamado Gotz Berlichingen, la cual tenía movimientos de articulación independientes y era controlado a través de la mano sana, además contaba con los movimientos de pronación y supinación. [1]
- **1536:** El médico militar francés Ambroise Paré, mejoró considerablemente el desarrollo del primer brazo artificial a nivel del codo, llamado “Le Petit Loraine”, la cual era una prótesis de miembro superior usada por un capitán de la armada francesa en batalla, los dedos de la mano podían abrirse y cerrarse con articulación independiente de las articulaciones por medio de trabas y resortes, además constaba de una palanca que permitía la flexión y extensión del antebrazo al accionar una palanca. [4] [1]
Paré también inventó una prótesis de miembro inferior que permitía arrodillarse. [1]
- **1696:** El cirujano holandés, Pieter Andriansson Verduyn, creó la primera prótesis bajo la rodilla sin mecanismo de traba, la cual es muy parecida a las prótesis con corselete (Figura 4), con articulaciones externas, el cono (donde descansa el muñón), estaba forrado con cuero y reforzado con láminas de cobre, además poseía un pie fabricado en madera. [1]



Figura 4: Prótesis con corselete.

Fuente: http://ortopedicoslaar.com.mx/producto/protesis_para_pierna_corselete-por-abajo-de-la-rodilla/

1.1.1.5 Edad Contemporánea

Inicia el año 1789 y se extiende hasta la actualidad.

Aquí se pueden encontrar los siguientes indicios.

- **1800:** James Pott, desarrolló una prótesis de miembro inferior, sobre la rodilla, con pantorrilla de madera, rodilla de acero y el pie articulado, su prótesis vinculaba el pie con la rodilla a través de cables. [1]
- **Siglo XIX:** A inicios del siglo se empleaban distintos materiales para la fabricación de las prótesis como el cuero, polímeros naturales y madera, además se desarrollan nuevos mecanismos para la transmisión de fuerzas y la sujeción, con ayuda de los resortes. [4]
- **Siglo XIX:** Peter Beil, da origen a las prótesis autopropulsadas, mediante un diseño de mano, en la cual la apertura y cierre de esta se controla mediante el tronco y el hombro opuesto. [4]
- **Siglo XIX:** El Conde Berfort creó una prótesis de un brazo con flexión de codo, la cual se activaba al presionar una palanca contra el pecho, además utilizaba el hombro opuesto como fuente de energía para los movimientos de la mano y el codo. Se debe mencionar que la mano de su prótesis contaba con un pulgar móvil, parecido a los actuales ganchos Hook (Figura 5). [4]



Figura. 5: Prótesis de gancho Hook.

Fuente: <http://protesis-bionicas-el-futuro-hoy.blogspot.pe/2012/05/>

- **1898:** El médico ortopédico italiano, Giuliano Vanghetti, introdujo el control de las prótesis vinculándolas directamente con los músculos y tendones. [3]

- **1912:** En EE. UU., Dorrance desarrolló un gancho, que funciona como mano, el cual se abre mediante un movimiento de la cintura escapular y se cierra mediante la acción de un tirante de goma. Al mismo tiempo en Alemania se crea el gancho Fischer, el cual poseía una mayor potencia y diversos tipos de prensión y sujeción. [4]
- **1912:** Luego en Alemania, se crean prótesis activadas por los músculos del muñón, logrando que la mano se mueva mediante la flexión del codo, conectando el músculo flexor del muñón a la mano mediante varillas de marfil. [4]
- **1946:** Se crean las prótesis de propulsión asistida, es decir, aquellas prótesis que empleaban un sistema eléctrico o neumático. [4]
- **1960:** Rusia, se da el comienzo de las prótesis mioeléctricas, las cuales extraían pequeños potenciales que se originaban durante las contracciones musculares, para luego ser amplificados y utilizados. [4]
- **1960:** Se propuso en la Universidad de British Columbia, el uso del control numérico a máquinas para obtener un modelo de muñón listo para utilizar. [3]
- **1970:** “The University College of London”, desarrolló un proceso automático para modelar los encajes donde descansa el muñón con polipropileno. [3]
- **1970:** “The University College of London”, desarrolló un sistema que digitaliza el muñón y le envía esta data a una máquina de control numérico que moldea automáticamente el muñón. [3]

1.1.2. Historia de las prótesis en Perú

Lamentablemente no se ha encontrado información para este punto, debido a que en Perú sólo se comercializan las prótesis, como es el caso de Ortopedias Wong y la Clínica San Juan de Dios, que se encargan de distribuir (vender) prótesis y éste es el caso de muchas otras empresas.

Actualmente una empresa piurana (PIXED S.A.C) es la que está incursionando en este tema, se está afianzando en el campo de la biomecánica, específicamente en la rama de prótesis de extremidades para gente con capacidades diferentes. A diferencia de las otras empresas, PIXED utiliza la impresión 3D para la elaboración de las prótesis.

1.1.3. Historia de las prótesis impresas en 3D

La historia de las prótesis impresas en 3D inicia con Ivan Owen, quien creó una mano con largos dedos de metal (Figura 6), tras esto fue contactado por un carpintero de Sudáfrica, llamado Richard, quien había perdido los dedos en un accidente de trabajo, les tomó casi un año hacer un diseño y un prototipo con materiales que ellos pudieran encontrar en sus respectivos países. [5]



Figura 6: *Puppet Hand.*

Fuente: <http://enablingthefuture.org/about/>

Luego de esto fue contactado por la madre de Liam, un niño de 5 años, que había nacido sin dedos en la mano derecha, para que le cree una versión más pequeña de su mano. Es aquí donde Owen se pone a investigar y tropieza con un diseño hecho por el cirujano dental, el Dr. Robert Norman, quien hizo una prótesis para Corporal John Coles en Adelaide, hecha con hueso de ballena y metal. De esta prótesis, sacó los últimos detalles que necesitaba para mejorar el mecanismo de poleas de la prótesis. [6]

Luego de crear su primer prototipo, se dio cuenta que la mano crecería rápidamente, dejando la prótesis de lado, es aquí donde optó por usar una impresora 3D para crear la siguiente versión. [5]

En julio del 2013, Jon Schull, subió un video de Liam con su nueva mano y se dio cuenta que en los comentarios había personas que ofrecían sus impresoras 3D para ayudar a quienes lo necesitaban, a consecuencia de esto pensó en hacer un grupo en Google+, donde los voluntarios puedan compartir sus ubicaciones para que las personas que necesiten ayuda puedan ubicar al voluntario más cercano a su zona, naciendo así el grupo e-NABLE. [5]

También debemos destacar la participación de Jorge Zuñiga, un investigador chileno que trabajaba en el departamento de investigación biomecánica de la Universidad de Nebraska en Omaha, quien tras escuchar acerca de lo sucedido con Owen, y al darse cuenta, tras jugar con su hijo, lo importante que es para el desarrollo de los niños el sujetar cosas. Empezó a desarrollar una mano robótica parecida a la humana, hasta que su hijo dijo que los niños preferían una mano que se pareciera a la de un robot y es ahí donde nació “*Cyborg Beast*” (Figura 7). [7]



Figura 7: *Cyborg Beast.*

Fuente: <http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/cyborg-beast/>

Otro proyecto con la misma tecnología es el “Proyecto Daniel” de *Not Impossible*, quien utiliza esta tecnología para proporcionar brazos a los jóvenes afectados por la guerra del sur de Sudán. El proyecto toma ese nombre por Daniel Omar, quien perdió ambos brazos al estallar una bomba cerca de donde él estaba cuidando el ganado de su familia. [8]

Al conocer esta historia, el productor de cine y filántropo, Mick Ebeling localizó a Daniel y le entregó la primera versión de una prótesis de mano. [8]

Después de Daniel, Mick con su equipo y el doctor Tom Catena instruyeron a un grupo de refugiados para que sigan fabricando las prótesis, logrando así la primera escuela taller, conocida, de prótesis en 3D. [8]

1.2. Prótesis automatizadas actuales o prótesis robóticas

Actualmente se pueden observar los siguientes avances obtenidos por diferentes científicos y entidades con respecto a las prótesis robóticas:

- Hugh Herr, ingeniero mecánico y biofísico estadounidense, logró crear las primeras prótesis que logran emular la locomoción humana, controladas por microprocesadores que emulan la funcionalidad de las articulaciones. Hugh se introdujo en este mundo tras la amputación de sus piernas, por congelamiento, mientras escalaba una montaña. [9]
- Investigadores de Suecia y EE. UU. han desarrollado una prótesis de brazo y mano que permite que el paciente vuelva a sentir, lo cual se logró por medio de electrodos que conectan la mano con el brazo y el cerebro. Estos electrodos se probaron en un paciente, Igor Spetic, quien sentía escalofríos al tocar el algodón; cuando tocó a ciegas con la prótesis una bola de algodón, se le puso la piel de gallina, dándole a conocer inmediatamente que era algodón. Además, al recuperar el sentido del tacto estos pacientes ya no experimentan los dolores fantasmas. [10]

- Gudmundur Olafsson, utiliza una prótesis de tobillo la cual le permite controlar el movimiento del tobillo y el pie con su mente, esto es posible debido a que los impulsos que emite el cerebro no conectan con los nervios, sino con unos sensores que requieren de una pequeña cirugía para ser colocados. [11]
- La Universidad Johns Hopkins ha desarrollado una prótesis completa de brazo, la cual está conectada en 26 puntos al tronco y le permite al paciente controlarla con sólo pensar en el movimiento que se desee hacer, es decir recibe las instrucciones directamente del cerebro. Esto es posible debido a que se unieron las terminaciones nerviosas del miembro amputado a esta prótesis biónica. Actualmente es utilizada por Les Baugh, quien perdió ambos brazos en un accidente. Esta prótesis no está lista para la comercialización debido a su alto costo (500 mil dólares). [11]
- El Instituto Politécnico Nacional (IPN), México, desarrolló una prótesis por encima del codo, la cual, mediante 5 servomotores, realiza los movimientos de flexión y extensión del codo, pronación y supinación y la apertura y cierre de la mano. La contracción de los dedos se realiza mediante cuerdas de acero y funciona con una fuente de voltaje. Esta prótesis permite movimientos como la escritura. [12]
- La Agencia de Defensa de los Estados Unidos, junto con el Instituto Politécnico Johns Hopkins han desarrollado una prótesis robótica que se controla con el pensamiento, aparentemente la prótesis funciona con dos bandas que leen los pulsos generados por los músculos (*Myo Armband*). [13]
- El Instituto de Investigación en Matemáticas Aplicadas y en Sistemas (IIMAS), México, ha desarrollado una prótesis de mano, la cual es controlada con los pies, la cual mediante una plantilla que tiene diversos mecanismos que logran activar los movimientos de la mano, sólo requiere memorizar a que dedo del pie le corresponde que movimiento y en qué proporción. [14]
- Miguel Amezcua, estudiante de ingeniería mecatrónica en el Tecnológico de Monterrey, campus Guadalajara, México, diseñó una mano que permite movimiento independiente de los dedos, empleando tres electrodos en el brazo que captan los impulsos bioeléctricos, posteriormente quiere lograr que el paciente pueda saber cuánta fuerza está ejerciendo, así como la temperatura de los objetos. [15]
- La empresa rusa Motorica, ha desarrollado una que le permite tener al paciente las funciones de tocar y tomar objetos de hasta un kilogramo y trasladar bolsas de hasta 4 kilogramos, además esta prótesis se maneja mediante el escaneo de los impulsos musculares y algunos movimientos pre programados. [16]

- Especialistas de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESIME) del Instituto Politécnico Nacional (IPN), México, han desarrollado una mano con una movilidad del 70% y capaz de realizar los principales tipos de agarre que son: Sujeción puntual, palmar, lateral, cilíndrica, esférica t de gancho. [17]
- DEKA, ha desarrollado una prótesis de brazo diseñada para reproducir el movimiento de manera natural en personas que han sufrido amputaciones, podría producir la misma fuerza, tiene el mismo tamaño, peso, forma y agarre que un brazo adulto normal podría producir. El control se realiza mediante señales de los electrodos de electromiografía que detecta la actividad eléctrica causada cuando una persona contrae los músculos. [18]
- Los estudiantes Christian Ramírez y Verónica Barros, estudiantes de la Universidad Técnica Particular de Loja (UTPL), desarrollaron una prótesis que tiene las funciones de movimiento, manipulación y agarre de objetos, las cuales son controladas por señales mioeléctricas generadas por los músculos del brazo. [19]

1.3. Prótesis mioeléctricas impresas en 3D

Los avances obtenidos hasta el momento por diferentes investigadores y entidades en prótesis mioeléctricas son las siguientes:

- La Universidad de Cuenca, Azogues, Ecuador, desarrolló una prótesis mioeléctrica con impresión 3D, la prótesis de la mano fue adquirida de la empresa INMOOV, y para la modificación del tamaño y partes de la prótesis se usó el Antero 3D, un software que te permite elaborar piezas o figuras en tercera dimensión para luego imprimirlas. Para la parte de la programación se utilizó un servomotor maestro de 12 canales, el cual permite controlar hasta 12 servomotores, de los cuales sólo se utilizó 5, y un sensor muscular V3, colocado a la altura del bíceps. La mano cuenta con 16 grados de libertad, 3 por cada dedo y el conjunto de los dedos con un solo movimiento. [20]
- Ingenieros de la Universidad Nacional de Colombia están desarrollando una prótesis mioeléctrica, controlada por medio de un sensor mioeléctrico colocado a la altura del brazo y el paciente al accionar su musculatura permite el movimiento de dedos y agarre. Por el momento esta prótesis presenta movimientos de agarre tipo pinza y la rotación de la mano. [21]

- Juan Pablo Pozzi, estudiante de la carrera de Ingeniería de la Universidad Nacional de Rosario (UNR), Argentina, desarrolló una prótesis de mano que posee movimiento de dedos independiente, esta prótesis fabricada en ABS, por medio de una impresora 3D, cuenta con una batería que le da una autonomía de 6 horas y que funciona mediante señales bioeléctricas basadas en la actividad eléctrica que se genera al contraer los músculos. [22]
- Jorge Alberto Robledo Ramírez, ingeniero electrónico de Medellín, desarrolló una prótesis con movimiento independiente de dedos, además puede abrir y cerrar la mano, coger objetos pequeños, escribir en computador o agarrar un lápiz para escribir, el control es mediante sensores mioeléctricos que él mismo diseñó, ya que no encontró forma de cómo conseguirlos. Actualmente, esta prótesis la utiliza Iván Orlando González Gil, quien perdió ambas manos cuando trataba de deshacerse de una granada que encontró en la calle. [23]

Capítulo 2

Análisis o estudio fisiológico del miembro superior

El principal objetivo de este capítulo es identificar los músculos que permiten realizar los principales movimientos del miembro superior, para luego poder obtener las señales directamente sobre ellas.

2.1. Principales movimientos

2.1.1. Originados por el codo

2.1.1.1. Flexo extensión

Este movimiento consta de los movimientos de flexión y extensión del antebrazo. La flexión consta en acercarlo al brazo y la extensión por el contrario de alejarlo (Figura 8).

Estos movimientos se realizan en las articulaciones húmero ulnar y húmero radial del codo.

Los ángulos de este movimiento van de 0° a 140° o 160°, llegando a veces a una súper extensión donde va desde -10°. Se debe mencionar que la referencia (0°) es cuando el brazo y el antebrazo están alineados.

Este movimiento está limitado por:

- La tensión de los ligamentos.
- El contacto de las salientes antebraquiales contra las superficies correspondientes del húmero.
- El espesor de la masa muscular.

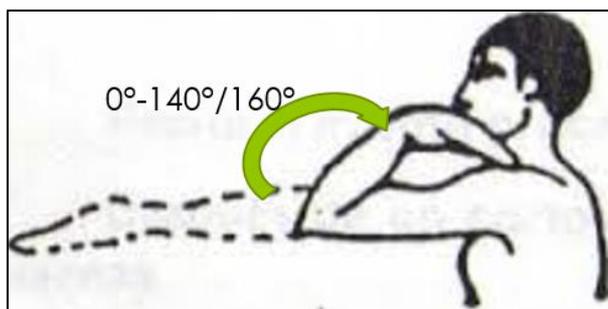


Figura 8: Movimiento de flexión y extensión del antebrazo.

Fuente: <http://leslin-hernandez.blogspot.pe/2011/08/movimientos-corporales.html>

2.1.1.2. Pronosupinación

Este movimiento comprende los movimientos de pronación y supinación. La pronación es el movimiento que sitúa el pulgar hacia dentro del cuerpo y la palma de la mano hacia abajo; en cambio la supinación, sitúa el pulgar hacia fuera del cuerpo y la palma de la mano hacia arriba (Figura 9).

Estos movimientos se generan en la articulación radioulnar proximal.

Los ángulos de estos movimientos van de 0° a 75° o 80° para la pronación y de 0° a 80° o 85° para la supinación, con una flexión del codo a 90°. También se debe mencionar que la referencia (0°) es cuando la palma de la mano está en una posición vertical.

También se puede obtener una pronosupinación forzada logrando un giro de casi 360°, esto se realiza con la ayuda de la articulación del hombro, y esto se logra cuando el antebrazo está completamente extendido.

Este movimiento más que todo es limitado por la tensión de los ligamentos cuadrados del codo, y el disco articular que se encuentra en la parte baja de la unión entre el cúbito y el radio.

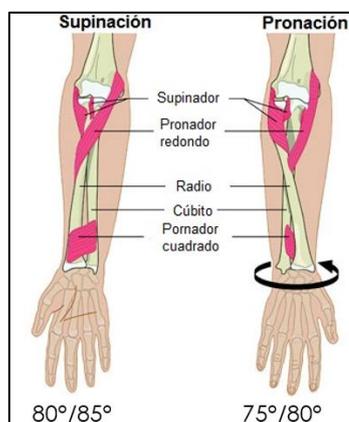


Figura 9: Movimiento de pronación y supinación.

Fuente: <http://anatomiaifisiologia-uil.blogspot.pe/2015/11/el-codo.html>

2.1.2. Originados por la muñeca

2.1.2.1. Flexión

Este movimiento consiste en inclinar la mano hacia la parte interna del antebrazo, es decir, hacia la palma de la mano (Figura 10).

El ángulo de este movimiento es de 0° a 70° o 90° . Tomando como referencia (0°) cuando la mano está alineada con el antebrazo.

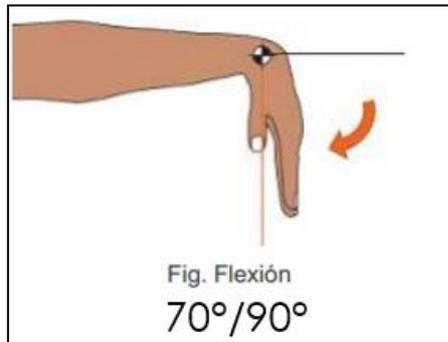


Figura 10: Movimiento de Flexión de la mano.

Fuente: <http://www.enfoqueocupacional.com/2011/09/factores-de-riesgo-de-las-posturas.html>

2.1.2.2. Extensión

Este movimiento consiste en inclinar la mano hacia la parte externa del antebrazo (Figura 11).

El ángulo de este movimiento es de 0° a 65° o 85° . Tomando como referencia (0°) cuando la mano está alineada con el antebrazo.

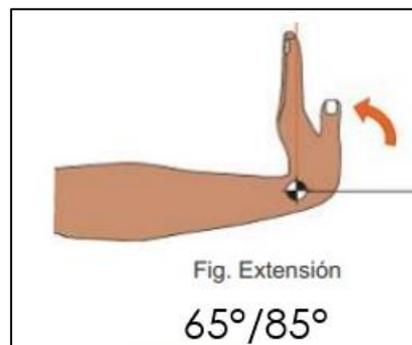


Figura 11: Movimiento de Extensión de la mano.

Fuente: <http://www.enfoqueocupacional.com/2011/09/factores-de-riesgo-de-las-posturas.html>

Se debe mencionar que los movimientos tanto de flexión como de extensión se ven limitados por la tensión de los ligamentos de la articulación radio carpiana, ya que es en esta articulación es donde se percibe mejor este movimiento.

2.1.2.3. Desviación cubital o ulnar

Este movimiento consiste en inclinar la mano hacia el lado del cúbito, es decir, hacia el lado donde se encuentra el dedo meñique (Figura 12).

El ángulo de este movimiento va de 0° a 25° o 40°. Tomando como referencia (0°) cuando la mano está alineada con el antebrazo.



Figura 12: Movimiento de Desviación Ulnar o Cubital.

Fuente: <http://www.enfoqueocupacional.com/2011/09/factores-de-riesgo-de-las-posturas.html>

2.1.2.4. Desviación radial

Este movimiento consiste en inclinar la mano hacia el lado del radio, es decir, hacia el lado donde se encuentra el dedo pulgar (Figura 13).

El ángulo de este movimiento va de 0° a 15° o 25°. Tomando como referencia (0°) cuando la mano está alineada con el antebrazo.



Figura 13: Movimiento de Desviación Radial.

Fuente: <http://www.enfoqueocupacional.com/2011/09/factores-de-riesgo-de-las-posturas.html>

Estos movimientos están limitados por la tensión de los ligamentos colaterales cubital y radial más que por el contacto de los huesos, al igual que los dos primeros movimientos la articulación radio carpiana es más solicitada que el medio carpiano.

2.2. Partes del miembro superior

2.2.1. Brazo

2.2.1.1. Músculos del brazo

En el brazo se encuentran tres músculos: Músculo bíceps braquial, músculo tríceps braquial y músculo braquial (Figura 14). Los cuales están dispuestos en dos compartimientos musculares distintos y se pueden apreciar en la siguiente imagen.

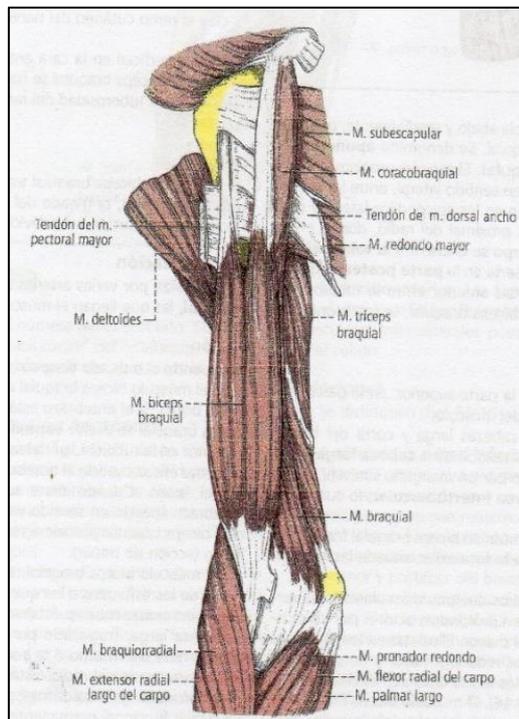


Figura 14: Vista anterior de los músculos del brazo. Plano superficial.
Fuente: Latarjet, M.; Ruiz, A. (2011). Anatomía Humana, Tomo 1, p. 529.

- **Músculos del compartimiento braquial anterior**

Aquí se encuentran los músculos flexores, los cuales son:

Músculo bíceps braquial, también se identifica como flexor largo, este músculo a su vez se divide en tres partes: Superior, en la cual se distinguen la cabeza larga y corta del bíceps braquial, media e inferior, de las cuales sólo la parte media se encuentra en la superficie.

Este músculo es flexor del antebrazo sobre el brazo. Si el antebrazo está en pronación se vuelve supinador.

Músculo braquial, conocido también como flexor corto, la cara anterior de este músculo está en contacto con el bíceps braquial y su cara posterior, con el húmero. Quedando sólo el borde lateral del músculo en la superficie.

Este músculo sólo es flexor del antebrazo y es más potente que el bíceps braquial. Esta acción es independiente de la posición del antebrazo.

- **Músculos del comportamiento braquial posterior**

Aquí se encuentran los músculos extensores, los cuales son:

Músculo tríceps braquial, se divide en tres porciones, cabeza larga, cabeza lateral y cabeza medial. Para poder visualizar mejor el músculo lo dividiremos a su vez en tres partes, superior, medio e inferior. La parte superior, la cual se encuentra por debajo del hombro y el músculo redondo menor (músculo del hombro), lo cruza por encima.

La parte media, es superficial y en la parte posterior se encuentra el húmero.

La parte inferior, la cara posterior se encuentra en contacto con el codo.

Este músculo es extensor del antebrazo sobre el brazo.

Músculo ancóneo, ayuda al tríceps braquial en la flexión del antebrazo, representa la quinta parte de la fuerza de flexión requerida.

En la siguiente imagen (Figura 15), podemos observar las ubicaciones de los siguientes músculos: Del músculo bíceps braquial, se puede observar la cabeza larga y corta de dicho músculo; el músculo braquial; y del músculo tríceps braquial, se observan la cabeza larga y medial de dicho músculo. Los cuales se describieron anteriormente.

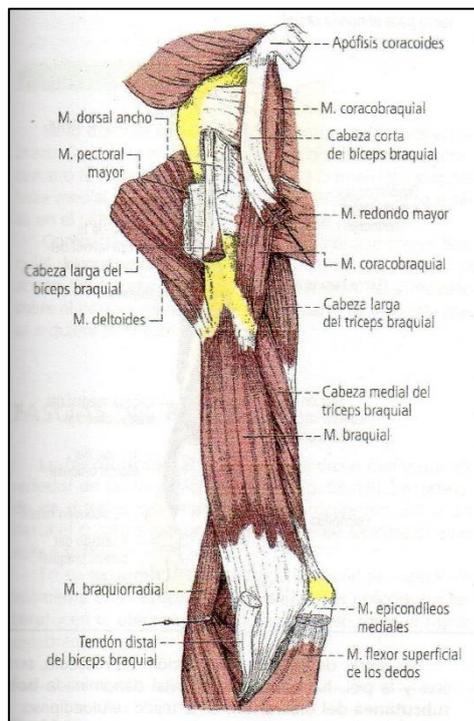


Figura 15: Músculo de la cara anterior del brazo. Plano superficial.

Fuente: Latarjet, M.; Ruiz,A.(2011). Anatomía Humana, Tomo 1, p. 533.

2.2.2. Antebrazo

2.2.2.1. Músculos del antebrazo

Al igual que los músculos del brazo, los músculos del antebrazo se dividen en tres zonas.

- **Compartimiento antebraquial anterior**

En este compartimiento los músculos están dispuestos en cuatro planos.

Primer plano

Músculo pronador redondo, la parte superior sale del codo y al igual que la parte media es superficial, pero la parte inferior de éste es profunda, y se encuentra debajo del músculo braquiorradial, pero por delante del braquial y del flexor superficial de los dedos.

Este músculo da potencia al movimiento de pronación, ayuda también a los movimientos lentos y rápidos que requieren fuerza. También ayuda al movimiento de flexión del antebrazo sobre el brazo.

Músculo flexor radial del carpo (palmar mayor), es un músculo superficial, debajo de este músculo está el músculo flexor superficial de los dedos, y el tendón del flexor largo del pulgar, en su parte inferior. Además, este músculo se encuentra en contacto con el músculo palmar largo, pronador redondo y braquiorradial.

Es el encargado de flexionar la mano sobre el antebrazo y de inclinar un poco la mano.

Músculo palmar largo (palmar menor), es un músculo superficial, debajo de él se encuentra el músculo flexor superficial de los dedos. Además, se encuentra entre el flexor radial del carpo y el flexor cubital del carpo.

Este músculo se encarga de flexionar la mano sobre el antebrazo.

Músculo flexor cubital de carpo (cubital anterior), su parte media se encuentra en la superficie, su borde posterior se encuentra en contacto con el cúbito. Además, está en contacto con el músculo palmar largo.

Este músculo flexiona con potencia la mano sobre el antebrazo.

En la siguiente imagen (Figura 16), se puede observar la ubicación de los músculos antes descritos: músculo pronador redondo, músculo flexor radial del carpo, músculo palmar largo, músculo flexor cubital de carpo.

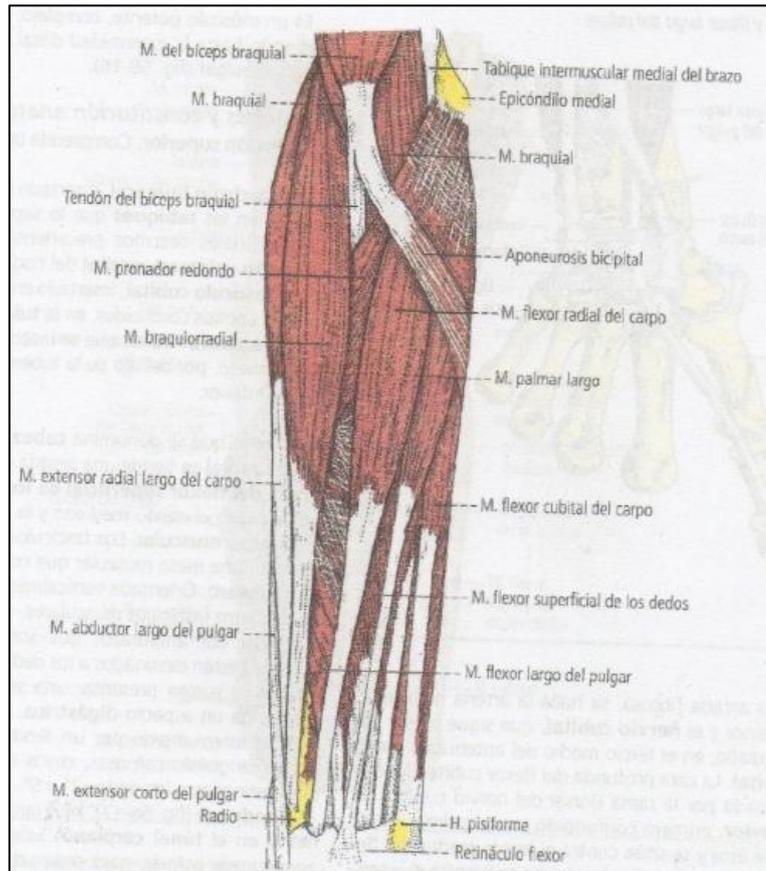


Figura 16: Músculos del compartimiento antebraquial anterior.
Porción superficial. Primer plano.

Fuente: Latarjet, M.; Ruiz, A. (2011). Anatomía Humana, Tomo 1, p. 559.

Segundo plano

Músculo flexor superficial de los dedos, se encuentra oculto por los músculos del primer plano, en la parte inferior sólo lo cubren los tendones de los músculos del primer plano. Sus bordes se encuentran debajo del flexor cubital del carpo, pronador redondo y el braquiorradial.

Este músculo principalmente flexiona la falange media sobre la falange proximal; además, flexiona la falange proximal sobre la mano y la mano sobre el antebrazo.

En la siguiente imagen (Figura 17), se puede observar la ubicación del músculo flexor superficial de los dedos, se debe mencionar que esta imagen se obtiene, luego de haber retirado los músculos del primer plano del antebrazo.

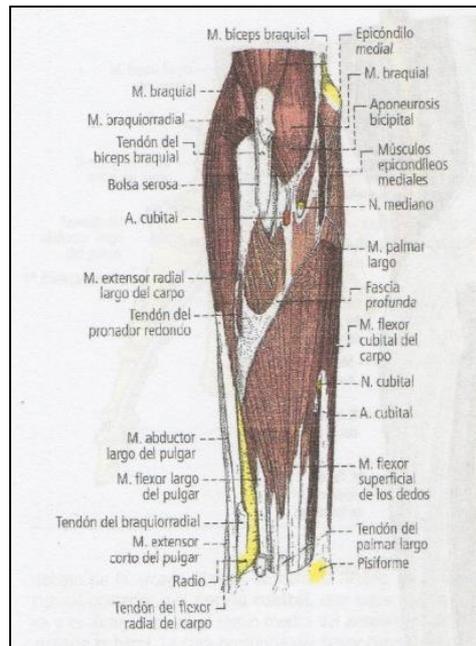


Figura 17: Músculos del compartimiento antebraquial anterior. Porción superficial. Segundo Plano.

Fuente: Latarjet, M.; Ruiz, A. (2011). Anatomía Humana, Tomo 1, p. 562.

Tercer plano

Músculo flexor profundo de los dedos, es un músculo profundo. Se puede percibir el músculo hasta la mitad del antebrazo, es ahí donde el músculo se divide en cuatro tendones. Este músculo se apoya directamente sobre el esqueleto del antebrazo, hasta llegar al músculo pronador cuadrado, se encuentra debajo del músculo flexor superficial de los dedos, su parte media está en contacto con el músculo flexor cubital del carpo.

Este músculo es el responsable principalmente de la flexión de la falange distal sobre la falange media; además, flexiona la falange media sobre la proximal, la proximal sobre la mano y la mano sobre el antebrazo.

Músculo flexor largo del pulgar, es un músculo profundo. Se encuentra debajo del músculo flexor superficial de los dedos y el flexor radial del carpo. En la parte más baja se encuentra debajo del músculo braquiorradial. Este músculo realiza principalmente la flexión de la falange distal sobre la falange proximal; además, flexiona la falange proximal sobre el metacarpiano.

En la siguiente imagen (Figura 18), se puede observar donde están situados los músculos descritos anteriormente: músculo flexor profundo de los dedos, músculo flexor largo del pulgar. Se debe mencionar que para obtener esta imagen se deben sustraer el primer y segundo plano del antebrazo.

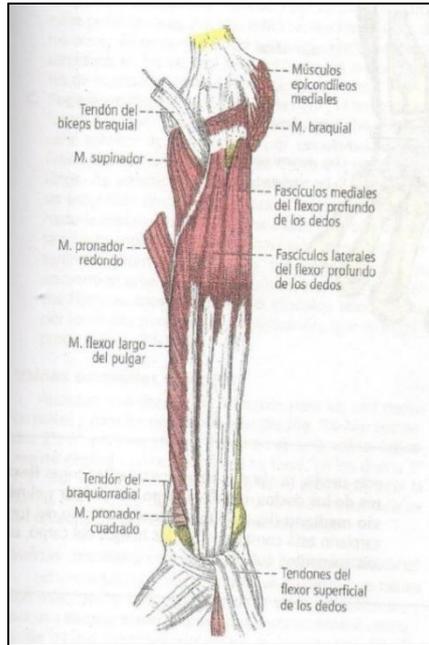


Figura 18: Músculos del compartimiento antebraquial anterior. Porción profunda. Tercer plano.

Fuente: Latarjet, M.; Ruiz, A. (2011). Anatomía Humana, Tomo 1, p. 565.

Cuarto plano

Músculo pronador cuadrado, es un músculo profundo ubicado en la cara anterior e inferior del esqueleto del antebrazo. Se encuentra detrás de los tendones del flexor cubital del carpo, del flexor profundo de los dedos y del flexor largo del pulgar, estos tendones cruzan perpendicularmente las fibras de este músculo.

Este músculo se encarga de mover el cúbito cuando se realiza la pronación.

- Compartimiento antebraquial posterior

En este compartimiento pueden verse dos porciones.

Porción posterior del compartimiento antebraquial posterior

Esta porción se divide en dos capas.

Capa superficial

Músculo extensor de los dedos, el cuerpo muscular es superficial. Está ubicado entre el extensor radial largo y el extensor del meñique.

Este músculo extiende las falanges proximales sobre el metacarpo y luego la mano sobre el antebrazo. El movimiento puede ser individual para cada dedo.

Músculo extensor del meñique, es un músculo superficial. Está ubicado entre el extensor de los dedos y el extensor cubital del carpo.

Este músculo ayuda al músculo extensor de los dedos en la extensión y brinda un movimiento independiente del meñique.

Músculo extensor cubital del carpo, es un músculo superficial. Está ubicado entre el músculo extensor del meñique y el borde posterior saliente del cúbito. La parte superior de este músculo cubre al músculo supinador. Este músculo es extensor de la mano sobre el antebrazo y abductor.

Músculo ancóneo, es un músculo superficial, que no produce relieve. La parte más profunda de este músculo cubre la articulación del codo, este músculo también se encuentra en contacto con el tríceps braquial y el músculo extensor del carpo.

Este músculo ayuda al tríceps braquial en la extensión del antebrazo sobre el brazo.

En la siguiente imagen (Figura 19), se puede observar la ubicación de los músculos antes descritos: músculo extensor de los dedos, músculo extensor del meñique, músculo extensor cubital del carpo, músculo ancóneo, a excepción del músculo extensor del meñique, el cual no se aprecia, pero si se puede ver el tendón del extensor del meñique, que es la parte inferior de este músculo.

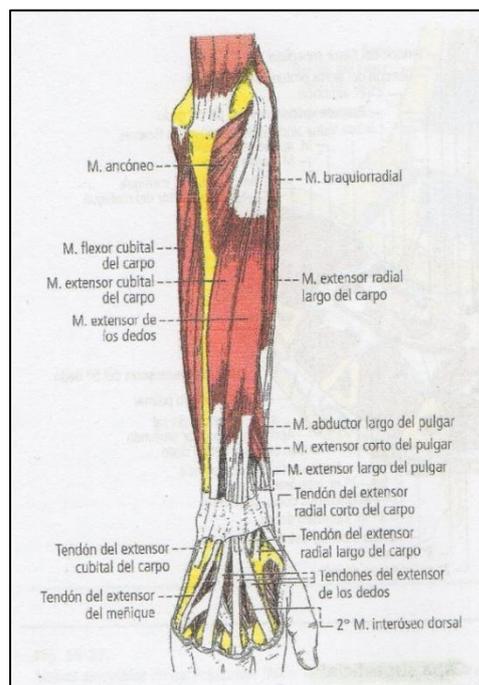


Figura 19: Músculos de la región posterior del antebrazo. Capa superficial.

Fuente: Latarjet, M.; Ruiz, A. (2011). Anatomía Humana, Tomo 1, p. 570.

Capa profunda

Músculo abductor largo del pulgar, es un músculo profundo. Está ubicado inmediatamente después del supinador, además se encuentra junto al extensor corto del carpo y el extensor corto del pulgar, con este último siempre mantiene contacto. Además, está cubierto por el músculo extensor de los dedos y pegado a la parte media del cúbito.

Este músculo es abductor del pulgar. Dirige al primer metacarpiano en sentido lateral y hacia adelante.

Músculo extensor corto del pulgar, es un músculo profundo. Tiene relación con los mismos músculos que el abductor largo del pulgar.

La principal función de este músculo es extender la falange proximal del pulgar. Además, es abductor del primer metacarpiano.

Músculo extensor largo del pulgar, es un músculo profundo. Está cubierto por el músculo extensor de los dedos; además, entra en contacto con la cara posterior del radio.

Este músculo actúa sobre la falange distal del pulgar, a diferencia de los otros dedos este movimiento no recibe ayuda de ninguno de los otros músculos de la mano.

Músculo extensor del índice, es un músculo profundo. Está ubicado cerca al músculo extensor largo del pulgar y al extensor cubital del carpo.

Este músculo refuerza la acción del extensor de los dedos en la extensión del índice.

En la siguiente imagen (Figura 20) se pueden apreciar los músculos antes descritos: músculo abductor largo del pulgar, músculo extensor corto del pulgar, músculo extensor largo del pulgar, músculo extensor del índice. También se aprecia el músculo supinador, que se verá posteriormente.

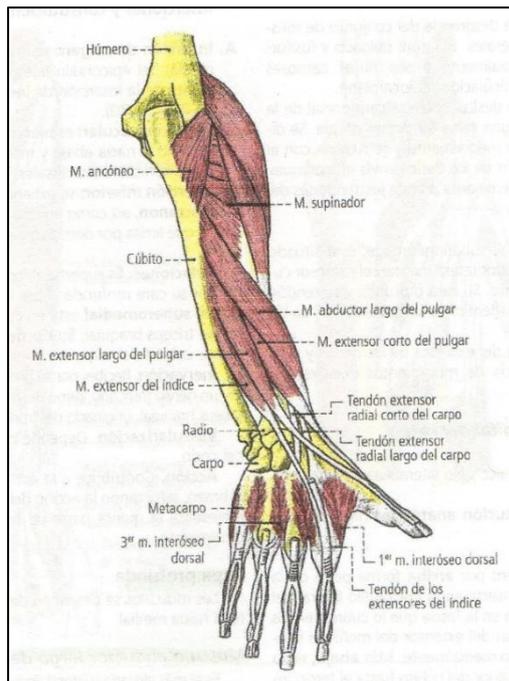


Figura 20: Músculos de la región posterior del antebrazo. Capa profunda.
Fuente: Latarjet, M.; Ruiz, A. (2011). Anatomía Humana, Tomo 1, p. 572.

- **Porción lateral del compartimiento posterior del brazo**

Músculo braquiorradial (supinador largo), es un músculo superficial y fácil de palpar bajo la piel. Este músculo en su cara profunda cubre la parte inferior del húmero, además se encuentra cerca de la cabeza lateral del tríceps braquial. Este músculo es flexor del antebrazo sobre el brazo.

Músculo extensor radial largo del carpo (primer radial externo), es un músculo superficial. Parte de su cara superficial está cubierta por el músculo braquiorradial; su cara profunda cubre al músculo extensor radial corto del carpo y las articulaciones del codo.

Este músculo es extensor de la mano sobre el antebrazo, al igual que realiza el movimiento abductor de la mano.

Músculo extensor radial corto del carpo (segundo radial externo), cubre al supinador y al codo. Está debajo del extensor radial largo del carpo, en la parte inferior entra en contacto con la cara lateral del radio.

Este músculo extiende la mano sobre el antebrazo y a su vez realiza un movimiento de abducción de la mano.

Músculo supinador, se encarga de hacer girar el radio medial a lateral. Asegura sólo la supinación y el bíceps braquial entra cuando este requiere fuerza.

En la siguiente imagen (Figura 21), se observa la ubicación de los músculos antes mencionados: músculo extensor radial largo del carpo, músculo extensor radial corto del carpo. Se debe mencionar que la imagen muestra los músculos más cercanos a los huesos.

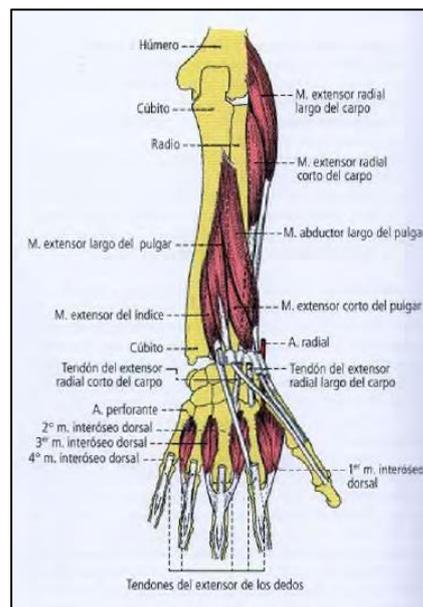


Figura 21: Músculos extensores radiales, abductor largo, extensores del pulgar y del índice e interóseos dorsales.

Fuente: Latarjet, M.; Ruiz, A. (2011). Anatomía Humana, Tomo 1, p. 574.

2.2.3. Mano

2.2.3.1. Músculos de la mano

Debido a que el objetivo de esta investigación es poder controlar el movimiento de una prótesis de mano o antebrazo, utilizando los impulsos generados por los músculos del brazo o antebrazo, haremos una revisión muy rápida de los diecinueve músculos que se encuentran dentro de la mano, ya que no se podrían obtener señales de estos.

Estos diecinueve músculos se encuentran repartidos en:

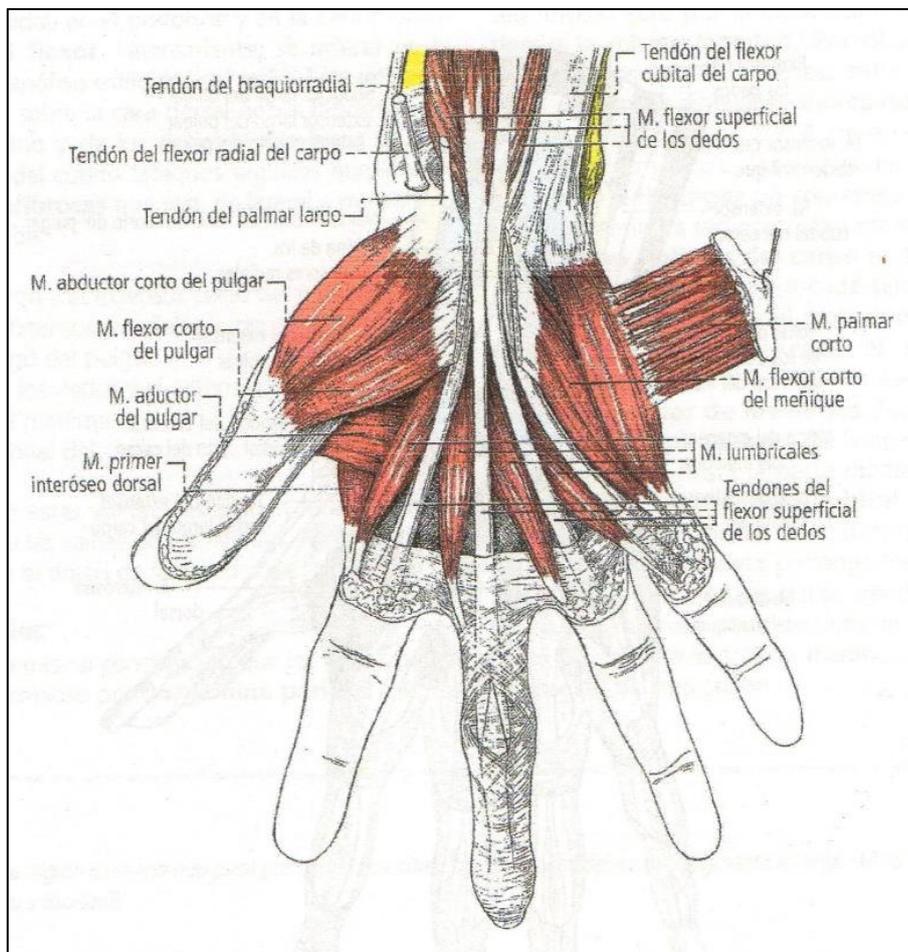


Figura 22: Músculos de la palma de la mano. Plano superficial.
Se ha seccionado el retináculo flexor.

Fuente: Latarjet, M.; Ruiz, A. (2011). Anatomía Humana, Tomo 1, p. 578.

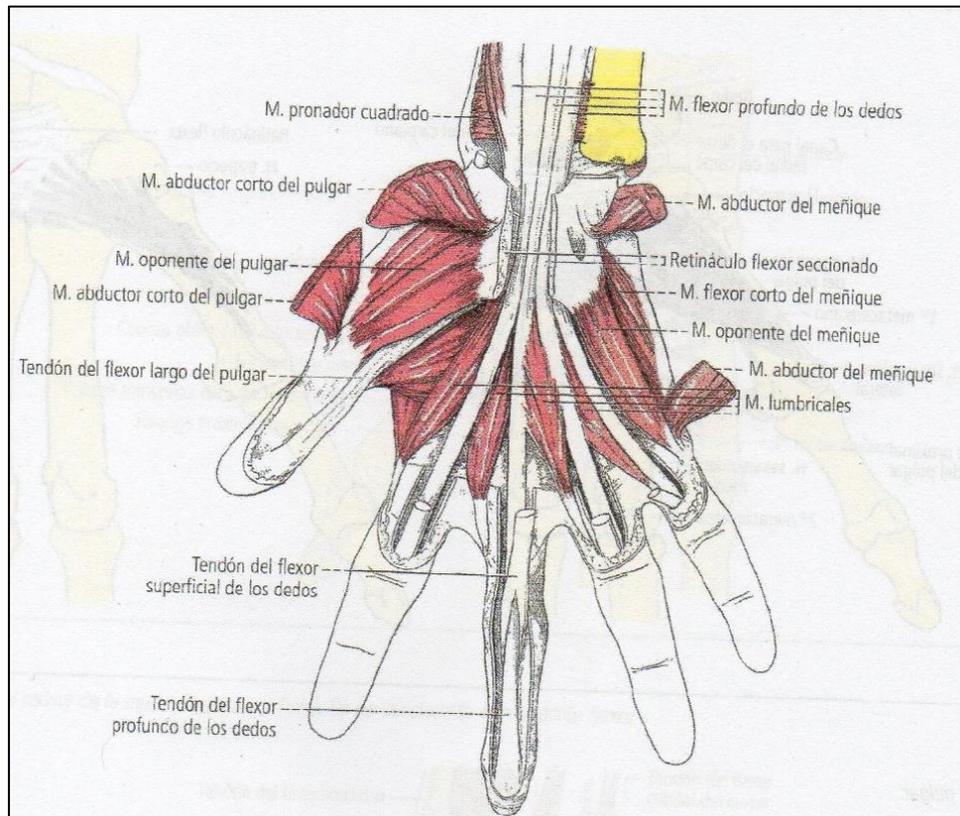


Figura 23: Músculos de la palma de la mano. Plano medio.

Fuente: Latarjet, M.; Ruiz,A.(2011). Anatomía Humana, Tomo 1, p. 581.

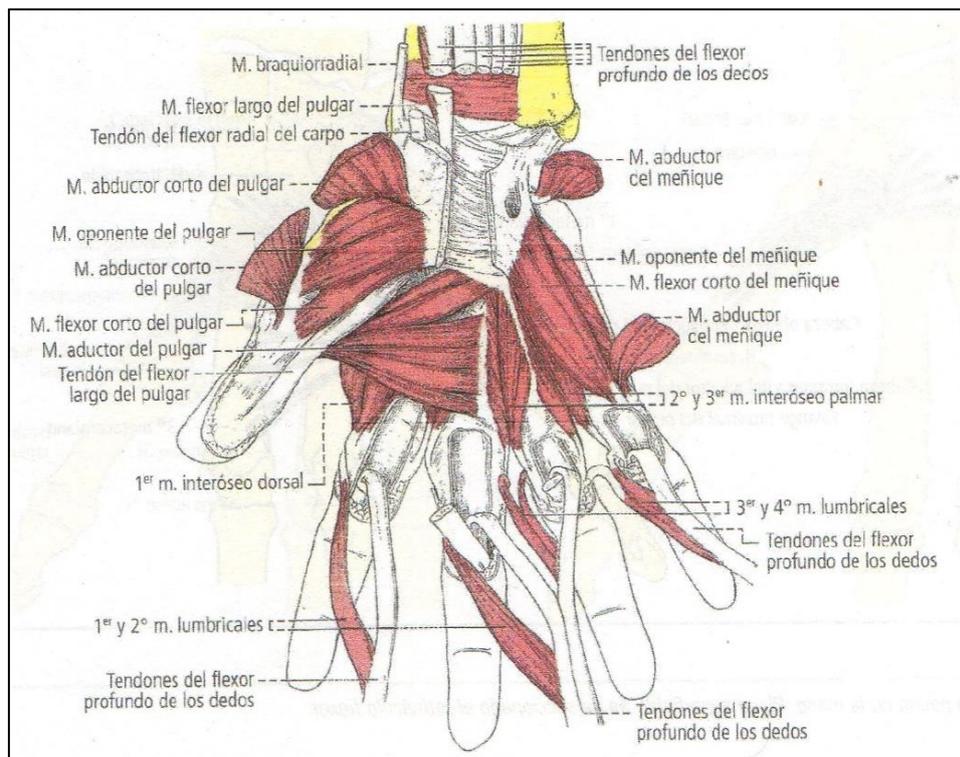


Figura 24: Músculos de la palma de la mano. Plano profundo.

Fuente: Latarjet, M.; Ruiz,A.(2011). Anatomía Humana, Tomo 1, p. 584.

- **Músculos de la eminencia tenar**

Dentro de este grupo se encuentran:

El músculo abductor corto del pulgar, su función es separar al primer metacarpiano y la falange proximal del eje medio del carpo.

El músculo flexor corto del pulgar, su función es acercar al pulgar al eje de la mano y flexiona la falange proximal. Es abductor y flexor a la vez.

El músculo oponente del pulgar, su función es dirigir el primer metacarpiano hacia adelante y medialmente.

El músculo abductor del pulgar, su función es aproximar el primer metacarpiano al segundo.

Todos estos músculos constituyen una sola masa ubicada en la base del pulgar y se pueden observar en las siguientes figuras: Figura 22, 23, 24 y 25.

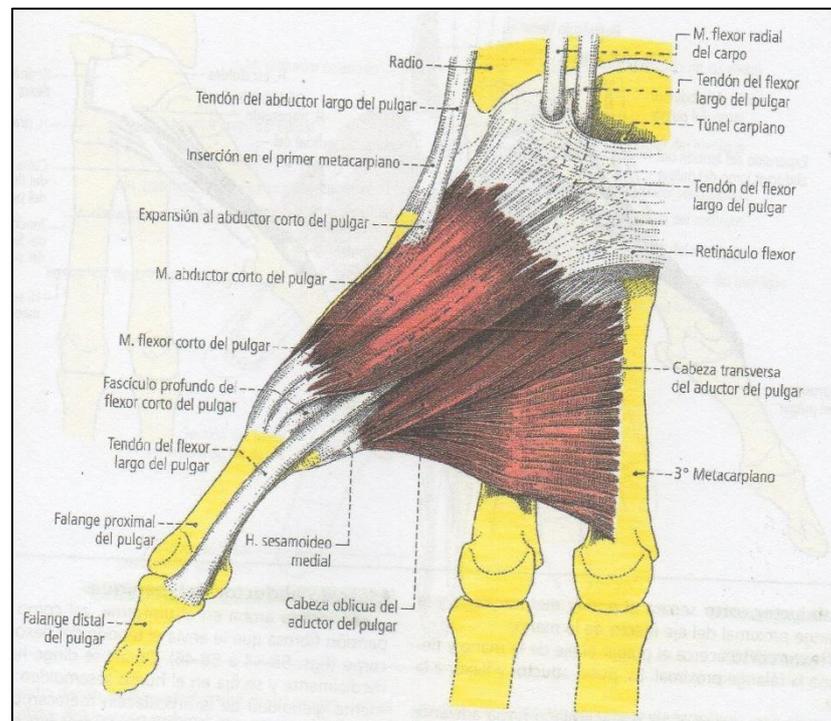


Figura 25: Músculos de la eminencia tenar.

Fuente: Latarjet, M.; Ruiz, A. (2011). Anatomía Humana, Tomo 1, p. 579.

- **Músculos de la eminencia hipotenar**

Dentro de este grupo se encuentran: El músculo palmar corto (palmar cutáneo), el músculo abductor del meñique, el músculo flexor corto del meñique y el músculo oponente del meñique. Estos músculos son superficiales.

Cada uno de estos músculos tiene una acción particular, ya sea sobre la falange proximal o sobre el metacarpiano, aunque estos movimientos no son tan evidentes como en el caso del pulgar.

- **Músculos de la celda palmar media**

A estos músculos se le conoce como músculos lumbricales, se encuentran en la parte media de la palma, junto a los tendones flexores superficiales. Estos músculos son flexores de la falange proximal y extensores de las dos falanges distales de los 4 dedos (sin incluir el pulgar).

- **Músculos interóseos**

Este grupo se divide a su vez se divide en:

Músculos interóseos palmares (Figura 26), estos músculos se encuentran en el segundo, tercer y cuarto espacio Inter metacarpianos y ocupan la mitad de estos espacios.

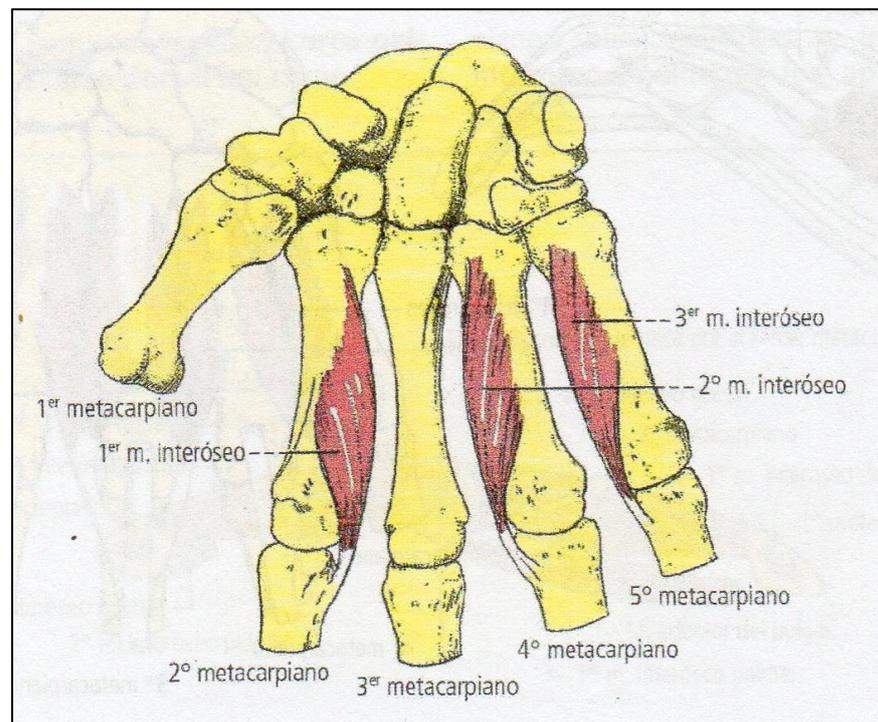


Figura 26: Músculos interóseos palmares. Vista anterior.

Fuente: Latarjet, M.; Ruiz,A.(2011). Anatomía Humana, Tomo 1, p. 585.

Músculos interóseos dorsales (Figura 27), estos cuatro músculos ocupan la totalidad del espacio interóseo, se ubican entre los dos metacarpianos que limitan cada espacio.

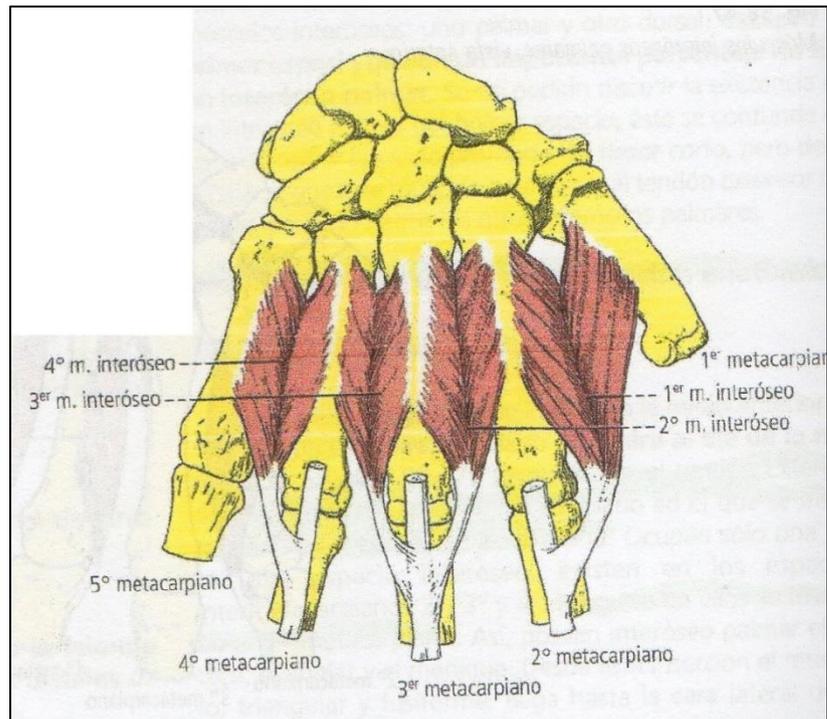


Figura 27: Músculos interóseos dorsales. Vista posterior.

Fuente: Latarjet, M.; Ruiz,A.(2011). Anatomía Humana, Tomo 1, p. 585.

Los músculos interóseos ocupan el plano más profundo de la palma. Estos músculos son los responsables de separar los dedos (interóseos dorsales) y de juntarlos (interóseos palmares). Ambos músculos flexionan la falange proximal sobre el metacarpiano y extienden las falanges media y distal en relación con la proximal.

2.3. Identificación de los músculos a evaluar

Ahora que se tiene la relación de todos los músculos del brazo y antebrazo, se procederá a seleccionar cuáles son los músculos que originan los movimientos y con respecto a eso seleccionar el adecuado para que controle la prótesis. Teniendo en cuenta los siguientes criterios:

- **Criterio 1:** El músculo debe ser superficial, es decir, debe encontrarse lo más cercano a la superficie de la piel, para poder ubicar bien el sensor y tener una correcta lectura de la tensión del músculo seleccionado.
- **Criterio 2:** El músculo no se debe encontrar dentro de la parte del cuerpo que realiza el movimiento. Esto quiere decir que, para un movimiento realizado por el antebrazo, como el de flexión y extensión del antebrazo, el músculo se debe encontrar en el brazo y para el movimiento de la mano, el músculo seleccionado se debe encontrar en el antebrazo o brazo.

2.3.1. Flexión y extensión del antebrazo

Los músculos que contribuyen a este movimiento son:

Músculos del brazo

Músculo bíceps braquial
 Músculo braquial
 Músculo tríceps braquial
 Músculo acóneo

Músculos del antebrazo

Músculo pronador redondo
 Músculo braquiorradial

De todos estos músculos descartamos el músculo acóneo por ser un músculo profundo, es decir, por estar debajo de otro músculo.

Los músculos del antebrazo por el criterio dos, antes mencionado.

Quedando como posibles el músculo bíceps braquial, músculo braquial y el músculo tríceps braquial.

2.3.2. Pronosupinación

Los músculos que contribuyen a este movimiento son:

Músculos del brazo

Músculo bíceps braquial

Músculos del antebrazo

Músculo pronador redondo
 Músculo pronador cuadrado
 Músculo supinador

De la misma manera descartamos el músculo pronador cuadrado y el músculo supinador por ser músculos profundos.

Aquí sí se puede seleccionar tanto el músculo pronador redondo como el músculo bíceps braquial, se debe mencionar que para este movimiento se pueden seleccionar los músculos del antebrazo, ya que se puede decir que la pronosupinación no es un movimiento propiamente del antebrazo.

2.3.3. Flexión y extensión de la mano

Los músculos que contribuyen a este movimiento son:

Músculo del antebrazo

Músculo flexor radial del carpo
 Músculo palmar largo
 Músculo flexor cubital del carpo
 Músculo flexor superficial de los dedos
 Músculo flexor profundo de los dedos

Músculo extensor cubital del carpo
 Músculo extensor radial largo del carpo
 Músculo extensor radial corto del carpo

Debido a la posición del músculo, los músculos: flexor superficial de los dedos, flexor profundo de los dedos y el extensor radial corto del carpo, no se utilizarán por no ser accesibles, es decir son profundos.

Quedando los siguientes músculos para ser evaluados: músculo flexor radial del carpo, músculo palmar largo, músculo flexor cubital del carpo, músculo extensor cubital del carpo y músculo extensor radial largo del carpo.

2.3.4. Desviación cubital y radial

Los músculos que contribuyen a este movimiento son:

Músculos del antebrazo

Músculo flexor radial del carpo
 Músculo extensor radial largo del carpo
 Músculo extensor radial corto del carpo

Debido a la posición del músculo, el músculo extensor radial corto del carpo quedará eliminado.

Aquí se deben evaluar los siguientes músculos: músculo flexor radial del carpo y músculo extensor radial largo del carpo.

2.3.5. Movimiento de dedos

Los músculos que contribuyen a este movimiento son:

Músculos del antebrazo

Músculo flexor superficial de los dedos
 Músculo flexor profundo de los dedos
 Músculo flexor largo del pulgar
 Músculo extensor de los dedos
 Músculo extensor del meñique
 Músculo abductor largo del pulgar
 Músculo extensor corto del pulgar
 Músculo extensor largo del pulgar
 Músculo extensor del índice

Debido a la posición del músculo, los músculos: flexor superficial de los dedos, flexor profundo de los dedos, flexor largo del pulgar, abductor largo del pulgar, extensor corto del pulgar, extensor largo del pulgar y extensor del índice quedaran eliminados.

Aquí se pueden seleccionar los siguientes músculos: músculo extensor de los dedos y músculo extensor del meñique.

De acuerdo con lo evaluado, se optó por evaluar tanto como para la flexión y extensión del antebrazo y la pronosupinación de la mano, el músculo bíceps braquial, por ser superficial y por ser uno de los más grandes del brazo, además porque nos podemos dar cuenta que es responsable o contribuye a los movimientos antes mencionados.

Para el movimiento de la muñeca y los dedos, no se puede tomar un músculo en particular, ya que no hay coincidencias entre los músculos que contribuyen en los movimientos.

Capítulo 3

Electrónica y automatización

3.1. Circuitos electrónicos

Como se comentó anteriormente, el propósito de esta investigación es poder controlar el movimiento de una prótesis de extremidad superior con el movimiento muscular del brazo.

La electrónica en este proyecto estará dividida en 2 partes, una encargada del controlar y mover la prótesis, la que se llamará circuito de control y la otra que se encarga de la autonomía de la prótesis y la alimentación de los elementos, la que se llamará circuito de alimentación, aunque esta última no presenta mucha complejidad, gracias a que actualmente se pueden conseguir muchos circuitos que realicen esto.

3.1.1. Circuito de control

El cual comienza con la toma de la señal del músculo, pasando por el controlador, para finalmente llegar a los motores, quienes serán los responsables de los movimientos.

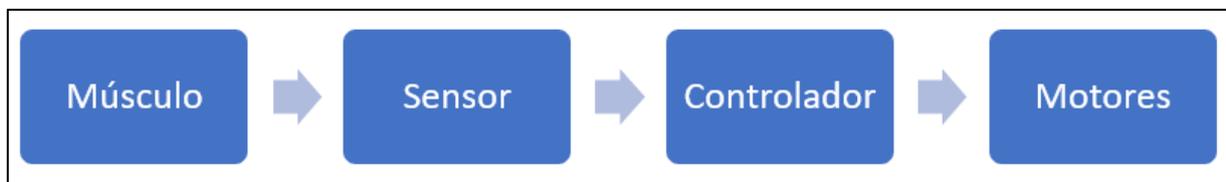


Figura 28: Diagrama de bloques inicial del circuito de control.

Fuente: Elaboración Propia.

3.1.1.1. Conexión músculo – electrónica

Lo que se hace en esta parte es convertir el movimiento muscular realizado en una señal de tipo electrónico, es decir, en forma de pulsos, señales en voltaje o corriente, la señal obtenida dependerá del tipo de sensor y el movimiento muscular.

3.1.1.2. Acondicionamiento de señal

Para poder controlar los motores con la señal obtenida del sensor hace falta tener un circuito que reciba esta señal y pueda transformarla a una adecuada para el control de los motores, esto es porque no podemos asegurar que las señales que se obtienen del sensor sean las adecuadas para el correcto funcionamiento del motor, por lo que dicho circuito se encargaría de incrementar, filtrar y adecuar la señal del sensor para que el motor funcione correctamente.

3.1.2. Circuito de alimentación

Debido a que se desea tener autonomía en la prótesis, es decir que ésta no esté siempre conectada a un tomacorriente, se necesita de una batería, es por eso por lo que este circuito se dividirá en dos, uno encargado de alimentar con la batería los elementos electrónicos y otra que se encargue de cargar esta batería.

3.1.2.1. Circuito de carga de la batería

En lo que consiste este circuito es acondicionar mediante elementos electrónicos la energía eléctrica o solar para poder emplearse posteriormente en la carga de la batería.

3.1.2.2. Circuito de alimentación de elementos electrónicos

Esta parte consistirá en obtener los diferentes voltajes de alimentación para cada elemento partiendo de la batería, lo cual se conseguirá por medio de convertidores DC/DC.

3.2. Elementos electrónicos

Para que cada una de las partes que se detallaron anteriormente funcionen como se desea, es necesario que se emplee uno o más elementos electrónicos, los cuales se detallarán a continuación.

3.2.1. Circuito de control

3.2.1.1. Conexión músculo – electrónica

Para poder realizar esta transformación se han encontrado dos sensores: El primero que es el *Myoware Muscle Sensor*, un sensor Mioeléctrico y el segundo es el *Sensor Force Resistor*, un sensor de fuerza resistiva.

La diferencia entre ambos es la siguiente:

- **Myoware Muscle Sensor:**

Este sensor capta directamente las pequeñas diferencias de voltaje emitidas por el músculo cuando este se comprime (movimiento de flexión) o estira (movimiento de extensión) y las convierte en señales de voltaje amplificadas que pueden ser leídas directamente con un Arduino.

El valor del voltaje aumentará según la tensión del músculo aumente y este valor depende del voltaje de alimentación del sensor.

Este sensor se conectará directamente al músculo y su valor dependerá de cuan tenso este el músculo.

El *Datasheet* de este sensor, obtenido del proveedor Advancer Technologies [24]. (Ver Anexo B-1)



Figura 29: *Myoware Muscle Sensor.*

Fuente: Advancer Technologies.

- **Sensor Force Resistor (SFR):**

Este sensor capta la fuerza que se ejerce directamente en la pequeña sección circular que se encuentra en la parte superior y la convierte en valores de voltaje, el cual al igual que el anterior puede ser leído directamente con el Arduino.

El voltaje depende de la polaridad con la que es conectada el sensor, y el valor de resistencia que se conecta, la polaridad influye en que si a mayor fuerza, mayor voltaje o si a mayor fuerza, menor voltaje; la resistencia influye en cuanto varia cada voltaje en relación con la fuerza que se ejerce. Con este sensor la señal será medida dependiendo con cuanta fuerza el músculo presione el sensor contra una de las paredes fijas de la prótesis.

El *Datasheet* de este sensor, obtenido del proveedor Interlink Electronics [25]. (Ver Anexo B-2)



Figura 30: *Force Sensor Resistor.*

Fuente: Electrotec Electrónica & Robótica.

Por temas de durabilidad y costo, se empleará el SFR (sensor de fuerza), ya que el sensor mioeléctrico a pesar de que sea mejor para esta aplicación, necesita de unos electrodos para su correcto funcionamiento, los cuales al estar sometidos a un uso continuo y al tener que adherirse y retirarse constantemente del cuerpo pierde sus propiedades, causando que el sensor mioeléctrico no funcione como debería; cosa que no sucede con el SFR ya que no depende de algún otro elemento para trabajar.

De igual manera se debe mencionar que la forma en la que se utilizará uno u otro sensor será diferente, debido a que el sensor mioeléctrico va a ir siempre adherido al brazo o a algún músculo, en cambio, el sensor de fuerza no, su ubicación puede variar.

3.2.1.2. Acondicionamiento de señal

Para esta parte se necesitará de dos elementos, el dispositivo que adecue la señal obtenida por el sensor del músculo para enviársela al motor (Un Arduino) y el motor, el cual será un servomotor.

- **Arduino:**

En este caso se utilizará el Arduino Nano (Figura 31) como elemento que permita moldear la señal del SFR, para poder controlar al motor.

El Arduino se encargará de leer la señal en voltaje obtenida por el sensor, la cual es leída en forma de bits, es decir la señal enviada por el SFR es de 0 a 5V, pero la leída por el Arduino va de 0 a 1023 bits; una vez obtenido esto se procederá a amplificar, filtrar y comparar los valores obtenidos, para que de acuerdo con los límites especificados, el servomotor gire en un sentido, en el otro o se detenga.

El voltaje de alimentación de este elemento varía desde 5V a 12V. Se debe aclarar que el Arduino internamente tiene un convertidor DC/DC para que pueda funcionar normalmente y poder suministrar voltajes de 3.3 y 5V.

En el Anexo B-3 se muestra la Datasheet del Arduino Nano, la cual se obtuvo directamente de la página oficial de Arduino.

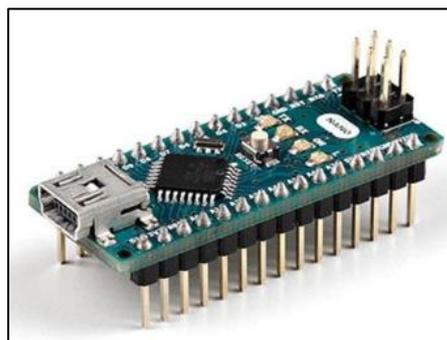


Figura 31: Arduino Nano.

Fuente: Arduino (Página Oficial).

- **Servomotor:**

En este caso se utilizará un servo MG995 (Figura 32), el cual recibirá del Arduino la señal que le permite actuar y poder moverse en un sentido o en el otro según sea la fuerza ejercida en el SFR.

El voltaje de alimentación que se empleará para este elemento es de 5V, dicho voltaje no será suministrado por el Arduino, sino directamente de la batería, debido a que para el funcionamiento del servomotor se necesitan valores de corriente que el Arduino, por sí mismo, no puede suministrar.

El Anexo B-4 muestra el Datasheet del servomotor, el cual se obtuvo del proveedor Tower Pro.



Figura 32: Servomotor MG995.

Fuente: http://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG995_Tower-Pro.pdf

Se debe considerar que se utilizarán dos servomotores, uno para el movimiento de flexión y extensión del antebrazo, los cuales son movimientos realizados en el codo; y el movimiento de apertura y cierre de la mano.

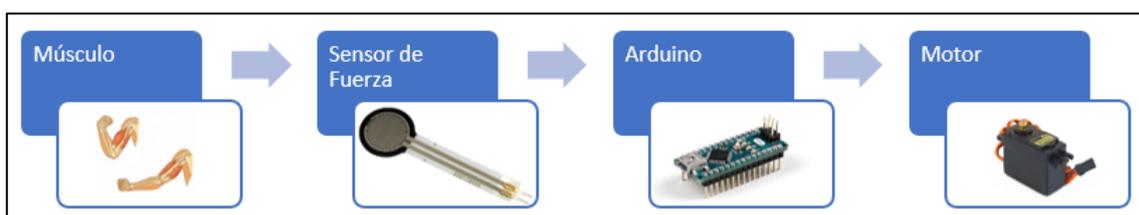


Figura 33: Diagrama de bloques final del Circuito de Control.

Fuente: Elaboración propia.

3.2.2. Circuito de alimentación

3.2.2.1. Circuito de carga de la batería

Debido a que se planea hacer un sistema de carga empleando corriente eléctrica o solar, se diseñarán los dos sistemas de carga.

- **Carga a partir del sistema eléctrico**

Inicialmente se pensó en construir un sistema con una salida para conectar directamente al tomacorriente y al interior de la prótesis se encontraría con un puente de diodos, conectados a un condensador, el cual rectificaría la señal hasta transformarla en casi constante (Rectificador de Onda Completa), para luego emplear un convertidor *flyback* para reducir el alto voltaje que se obtiene luego de rectificar a uno adecuado para la batería.



Figura 34: Diagrama de bloques inicial del Circuito de Carga de la Batería a partir de Energía Eléctrica.

Fuente: Elaboración Propia.

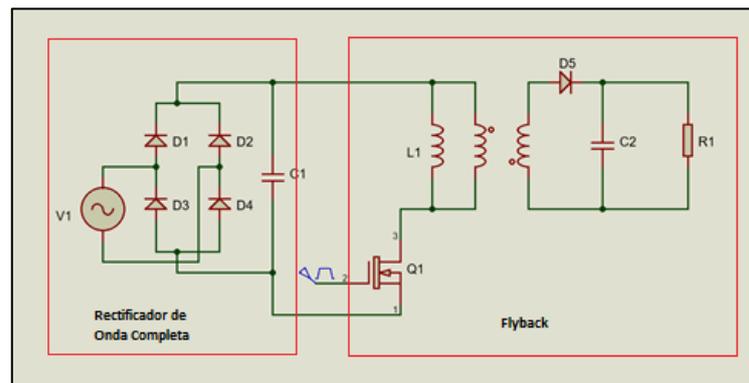


Figura 35: Circuito del diagrama de bloques de la fig. 34.

Fuente: Elaboración Propia.

Posteriormente se pensó en utilizar un cargador de celular (Figura 36) y que la prótesis cuente con un puerto de carga micro USB e internamente un convertidor DC/DC, para adecuar los 5V que se obtienen del cargador a uno adecuado para la carga de la batería.



Figura 36: Cargador de celular. Con entrada de 220V en alterna y salida de 5V en continua.

Fuente: Elaboración propia.



Figura 37: Diagrama de bloques de la primera modificación del Circuito de Carga de la Batería a partir de Energía Eléctrica.

Fuente: Elaboración propia.

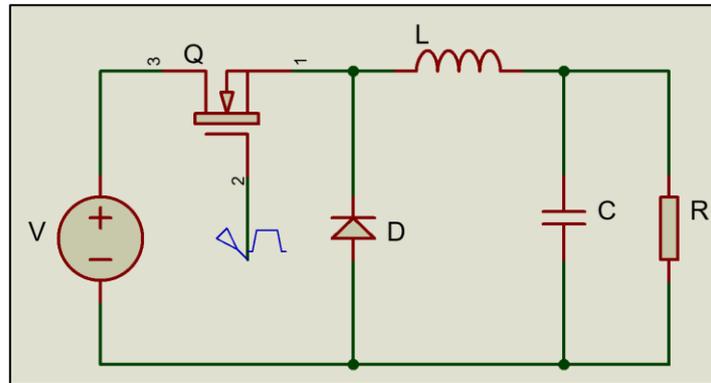


Figura 38: Circuito del diagrama de bloques de la fig. 37.

Fuente: Elaboración propia.

Finalmente se procederá a colocar este cargador de celular con un puerto micro USB e internamente se utilizará un módulo cargador de baterías ion litio TP4056 (Figura 39), el cual facilita la conversión del voltaje obtenido del cargador del celular al de la batería.

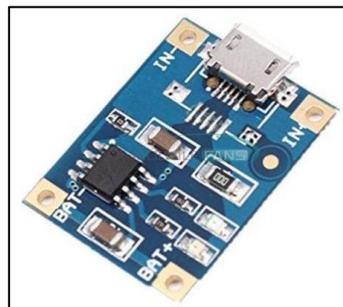


Figura 39: Módulo cargador de baterías ion litio TP4056

Fuente: https://articulo.mercadolibre.com.pe/MPE-426576007-usb-micro-tp4056-18650-modulo-de-carga-de-bateria-de-litio-_JM

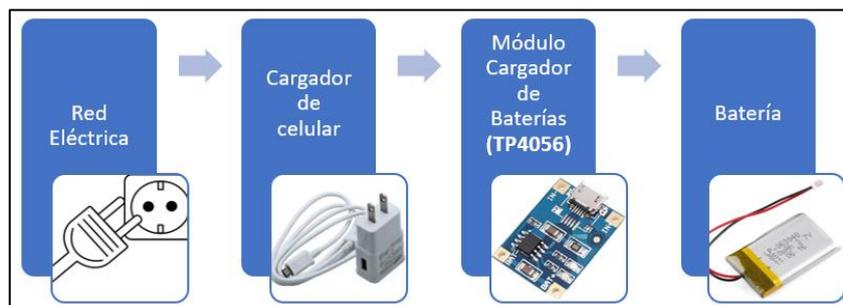


Figura 40: Diagrama de bloques final del Circuito de Carga de la Batería a partir de Energía Eléctrica.

Fuente: Elaboración propia.

3.2.2.2. Circuito de alimentación de elementos electrónicos

Como se explicó anteriormente este circuito se encarga de suministrar el voltaje de alimentación necesario para que cada elemento electrónico funcione adecuadamente.

Hay dos formas de alimentar los elementos, el primero es obtener el voltaje directamente de la batería y el segundo es alimentar los elementos con el Arduino el cual tiene salidas de 3.3V y 5V.

El Arduino y los servomotores se alimentarán directamente de la batería, esto es porque el Arduino no puede suministrar la corriente suficiente para que los servomotores se muevan. En cambio, el resto de los elementos, como sensores, resistencias y leds se alimentarán con el Arduino.

En este punto se explicará cómo se obtiene el voltaje de alimentación de la batería, para lo cual se emplea un circuito que permita elevar los 3.7V que se obtienen de la batería a 5v, que se emplearan para el funcionamiento del Arduino y los servomotores.

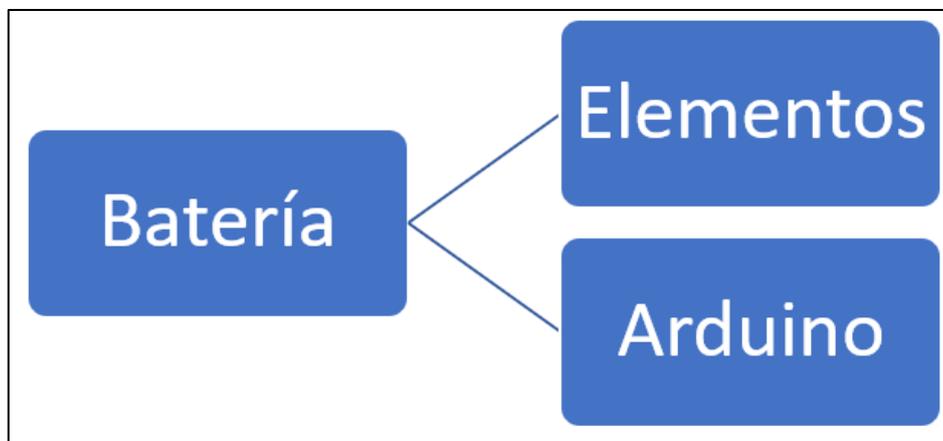


Figura 41: Diagrama de bloques del sistema de alimentación de los elementos.

Fuente: Elaboración propia.

3.3. Esquema de la programación

En este punto se hablará acerca de la programación que permite que el Arduino controle los motores por medio de la señal que brinda el sensor de fuerza.

3.3.1. Fase 1

En esta fase el Arduino amplifica la señal obtenida del sensor para que de esta manera se pueda apreciar la diferencia entre los niveles que se van a establecer, es decir para que la diferencia entre los valores cuando el músculo está relajado o tenso sea mayor. Sin esta fase los valores antes mencionados son muy cercanos.

3.3.2. Fase 2

Esta es la fase de calibración, en la cual se pide que la persona relaje, tense o tense al máximo el músculo que se va a evaluar, por varias veces, luego se saca un promedio de cada movimiento que se pida, para poder establecer zonas, las cuales he denominado línea de movimiento y línea de traba por las acciones que se quiere que realice el motor.

3.3.3. Fase 3

En esta fase se vuelven a tomar valores del sensor, a diferencia de la fase anterior, en esta el usuario ya puede tensar o relajar el músculo a voluntad, debido a que ya se establecieron los límites de movimientos, además en esta fase se toman 5 valores, con un tiempo de muestreo de 10 milisegundos, una vez obtenidos estos 5 valores, se saca un promedio y este promedio va a la siguiente fase.

3.3.4. Fase 4

En esta fase se compara el valor obtenido en la fase 3 con los límites de la fase 2 y procede a enviar la señal que controla los motores. Es decir, un valor obtenido por el sensor que sea menor a la línea de movimiento hará que baje el codo o abra la mano; un valor que se encuentre entre las líneas de movimiento y traba hará que suba el codo o cierre la mano y por último un valor que este sobre la línea de traba, hará que el motor se detenga o cambie.

Cuando el valor que da el sensor es mayor a la línea de traba, el motor se traba y empieza un contador, el propósito de este contador es saber por cuanto tiempo el usuario mantiene el valor sobre la línea de traba, si es por menos de 2 segundos, el motor que está siendo controlado se detiene, y para volver a controlarlo se debe enviar una señal mayor a la línea de traba; si el valor se mantiene por más de 2 segundos, el Arduino pasa de controlar el movimiento de la mano a controlar el del codo o viceversa, manteniendo el otro en la posición donde se quedó, logrando así controlar dos motores con un solo sensor.

En el Apéndice A-1, se muestra el diagrama de bloques de la programación, explicando las fases antes mencionadas.

Capítulo 4

Diseño y análisis de esfuerzos

4.1. Diseño

El diseño de esta prótesis debe ser la adecuada para permitir un correcto movimiento de apertura y cierre de mano, al igual que la flexión y extensión de los dedos. Los diseños que se muestran a continuación se basan en la *Flexy Hand 2* (Figura 42), para el caso de la mano y dedos, como se ha venido trabajando anteriormente; y la *Arm v2* (Figura 43), para el caso de muñeca y antebrazo.



Figura 42: *Flexy Hand 2*.

Fuente: <https://www.thingiverse.com/thing:380665>

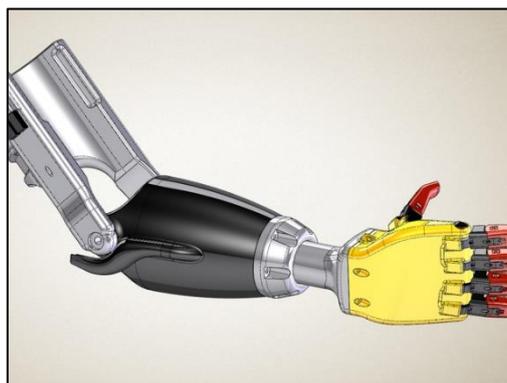


Figura 43: *Arm v2*.

Fuente: <https://www.thingiverse.com/thing:1131463>

4.1.1. Dedos

El diseño de los dedos es idéntico al de la *Flexi Hand 2*, con la única diferencia de que los dedos utilizados a excepción del pulgar tienen dos conductos que van a lo largo de todo el dedo, en lugar de uno, modificación realizada por la empresa Pixed S.A.C.

El propósito de estos conductos es ayudar al movimiento de flexión y extensión de los dedos y al cierre y apertura de la mano, respectivamente. La flexión se debe al hilo de cáñamo que pasa por los conductos que se encuentran en la parte inferior de los dedos y la extensión, al hilo elástico que pasa por los conductos superiores.

A continuación, se mostrarán los isométricos de los dedos, así como la imagen renderizada de cada uno de ellos:

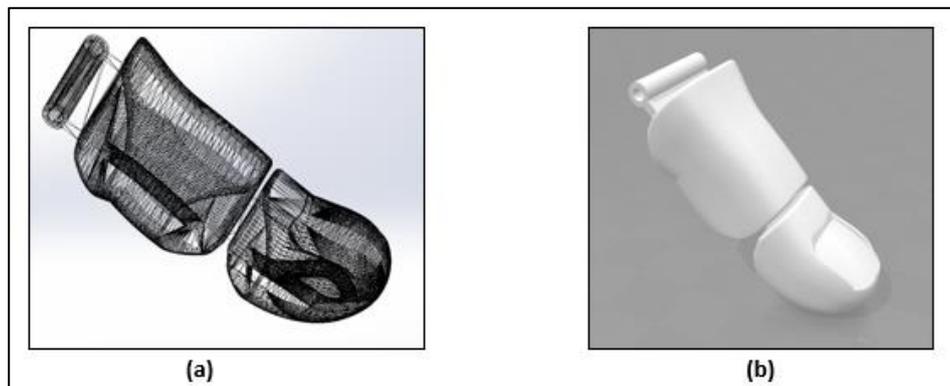


Figura 44: (a) Isométrico del dedo pulgar, en donde se puede apreciar el conducto antes mencionado. (b) Dedo pulgar renderizado, es decir cómo se apreciaría una vez impresa.

Fuente: Elaboración propia.

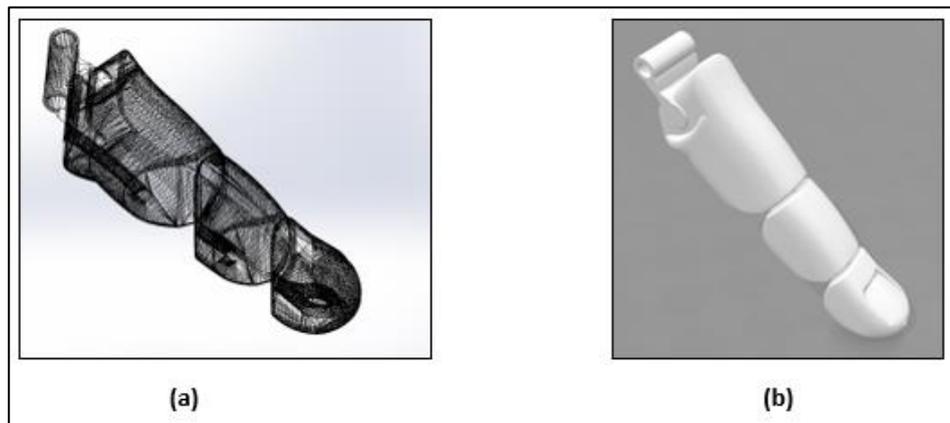


Figura 45: (a) Isométrico del dedo índice, en donde se puede apreciar los conductos antes mencionados. (b) Dedo índice renderizado.

Fuente: Elaboración propia.

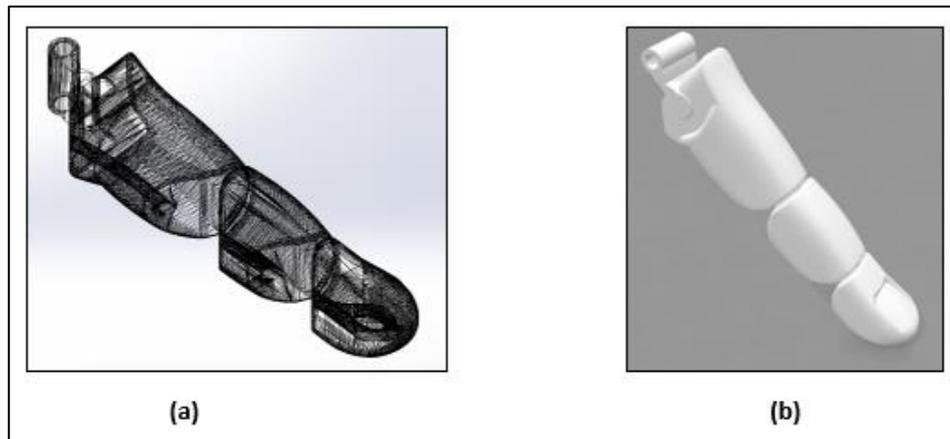


Figura 46: (a) Isométrico del dedo medio, en donde se puede apreciar los conductos antes mencionados
 (b) Dedo medio renderizado.
Fuente: Elaboración propia.

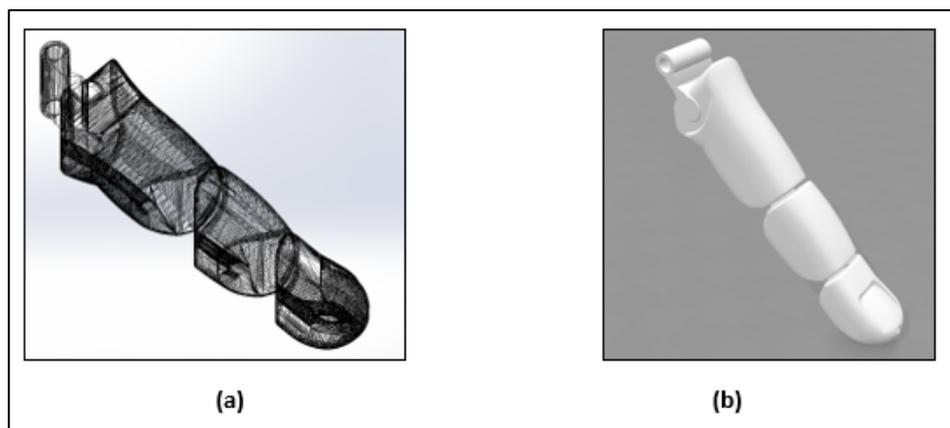


Figura 47: (a) Isométrico del dedo anular, en donde se puede apreciar los conductos antes mencionados
 (b) Dedo anular renderizado.
Fuente: Elaboración propia.

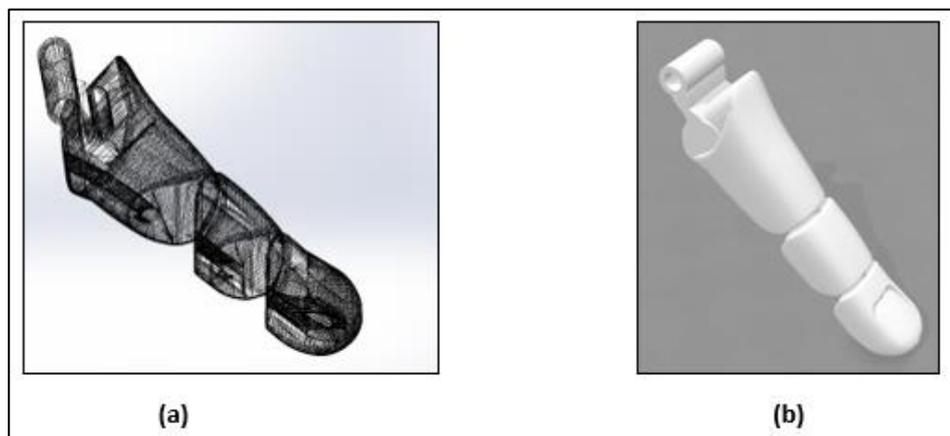


Figura 48: (a) Isométrico del dedo meñique, donde se puede apreciar los conductos antes mencionados
 (b) Dedo meñique renderizado.
Fuente: Elaboración propia.

4.1.2. Mano

Al igual que los dedos, este modelo es inspirado en el diseño de la *Flexi Hand 2* y a diferencia de este, contiene 9 conductos (casi el doble que la *Flexi Hand 2*), 5 de los cuales van a lo largo de la mano, se encuentran más cercanos a la palma y es el camino que siguen los hilos de cáñamo provenientes de los dedos; los otros 4 conductos, se encuentran más alejados de la palma y comunican los hilos elásticos provenientes de los dedos con una sección rectangular en la cual se encuentra un cilindro transversal que sirve para sujetar estos hilos y mantenerlos tensos, modificación realizada por la empresa Pixed S.A.C.

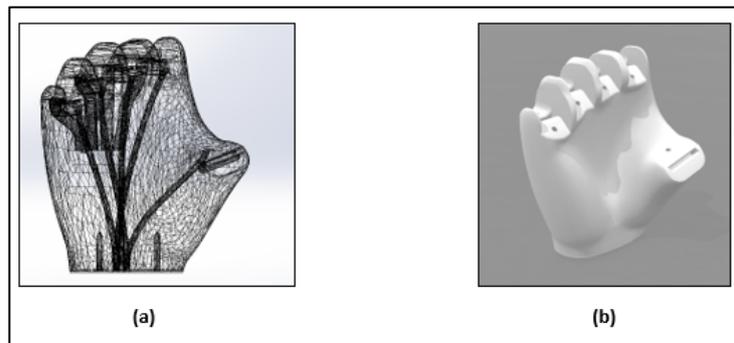


Figura 49: (a) Isométrico de la mano, donde se puede apreciar los conductos antes mencionados.
(b) Mano renderizada.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.3. Muñeca

Este es un diseño inspirado en el modelo *Arm V2*, obtenido de *Thingiverse*, esta pieza sirve como empalme entre la mano y el antebrazo, además presenta un agujero pasante el cual sirve como conducto para los 5 hilos de cáñamo que vienen desde los dedos.

En la parte de la pieza que corresponde a la mano tiene dos agujeros para colocar tornillos y asegurar la mano con la muñeca y en la parte inferior, seis agujeros que unen la muñeca con el antebrazo.

En el Apéndice A-2 se muestran los planos de esta pieza obtenidos directamente del programa SolidWorks.

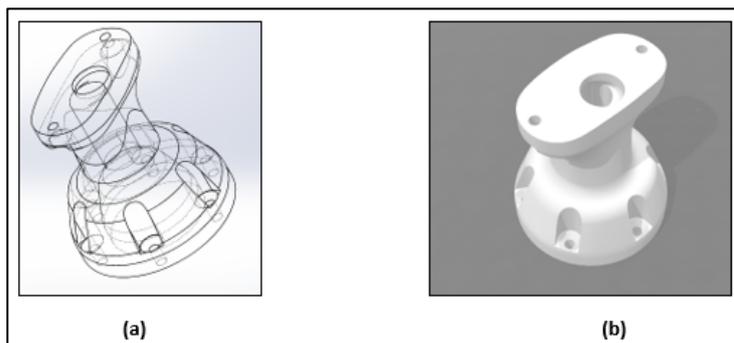


Figura 50: (a) Isométrico de la muñeca. (b) Muñeca renderizada.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.4. Antebrazo

El antebrazo también está inspirado en el diseño de la *Arm v2*, con la diferencia de que para este diseño se optó por hacerla un poco más larga, con la finalidad de tener dos zonas marcadas, una hueca que permita colocar dentro de ella los elementos electrónicos y así mantenerlos alejados del cuerpo del paciente, y la otra que se encuentra más cerca a la muñeca, la cual internamente cuenta con paredes rectas dentro de las cuales se encontrará el mecanismo que sirve para la apertura y cierre de la mano.

Además, en la parte más alejada de la muñeca tiene una especie de orejas que servirán como unión entre el antebrazo y el brazo. Posteriormente se podrá observar que esta zona es la más crítica, ya que soporta el mayor momento de la prótesis.

En el Apéndice A-3 se muestran los planos de esta pieza obtenidos directamente del programa SolidWorks.

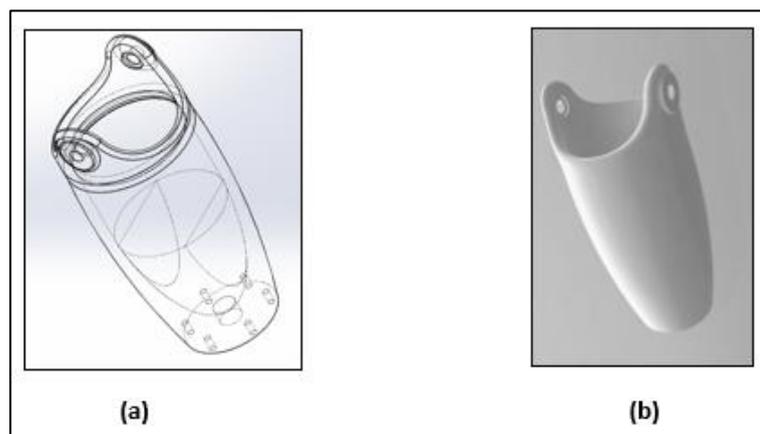


Figura 51: (a) Isométrico del antebrazo. (b) Antebrazo renderizado.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.5. Tensor

La función de esta pieza es la de servir de riel a la caja tensora. Las orejas de la caja tensora ingresan en los rieles del tensor limitando desplazamiento y la dirección en la que se desplaza.

En el Apéndice A-4 se muestran los planos de esta pieza obtenidos directamente del programa SolidWorks.

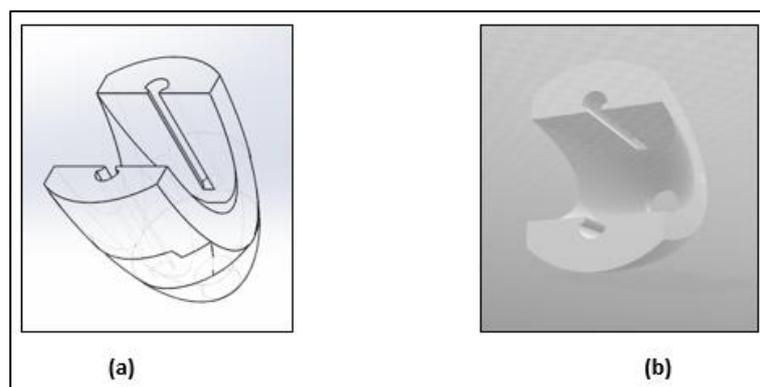


Figura 52: (a) Isométrico del tensor. (b) Tensor renderizado.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.6. Caja tensora

La caja tensora, como su mismo nombre lo dice, es una pieza cuya función es tensar los hilos de cáñamo proveniente de los dedos, esto se hace para que los dedos puedan obtener su forma inicial, la cual se asemeja a una mano semi abierta.

Esta caja tensora presenta 5 conductos para los pines, uno para cada dedo, los pines ingresan por la sección cuadrada y son asegurados por un tornillo que ingresa por la sección circular, esto se debe a que se busca que los pines tensen el cáñamo conforme se ajusta el tornillo. También presenta un cilindro en forma transversal, en este pequeño cilindro se amarrará un par más de hilos de cáñamo los cuales estarán conectados directamente al motor, para que cuando el motor actué, jale la caja tensora, lo que tensará los hilos y cerrará la mano.

En el Apéndice A-5 se muestran los planos de esta pieza obtenidos directamente del programa SolidWorks.

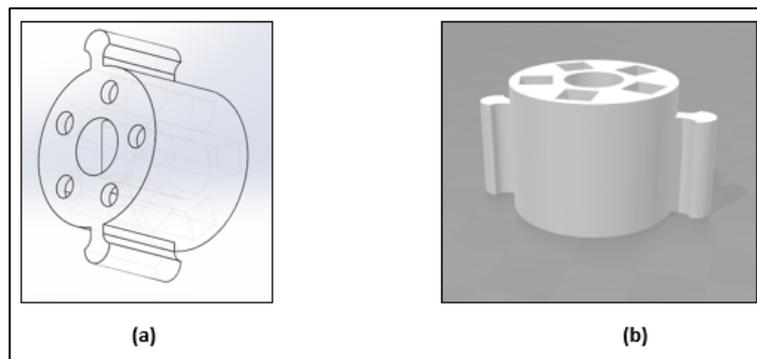


Figura 53: (a) Isométrico de la caja tensora. (b) Caja tensora renderizada.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.7. Pin

Estos pines son los responsables de mantener tensos los hilos de cáñamo, el cáñamo se amarra al pin en el agujero de la parte inferior y luego este se sujeta a la caja tensora por medio de tornillos. Se debe mencionar que mientras más se ajusta el tornillo, más se tensa el cáñamo.

En el Apéndice A-6 se muestran los planos de esta pieza obtenidos directamente del programa SolidWorks.

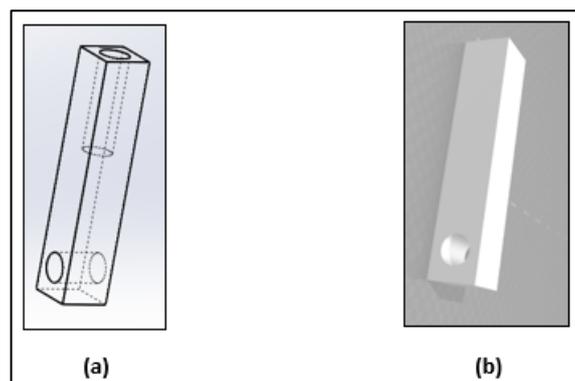


Figura 54: (a) Isométrico el pin de la caja tensora. (b) Pin de la caja tensora renderizada.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.8. Codo

Esta pieza como su mismo nombre lo dice hará la función de codo, siendo el responsable de la flexión y extensión del antebrazo.

Presenta una cavidad en su interior, debido que es ahí donde encajará el motor responsable del movimiento de los dedos, el cual se asegurará al codo por medio de dos tornillos cuya entrada se encuentra en la parte inferior del codo. Además, en esta pieza se puede observar una especie de cresta, la cual funciona como un engranaje, el cual triplicará la fuerza del motor.

En el Apéndice A-7 se muestran los planos de esta pieza obtenidos directamente del programa SolidWorks.

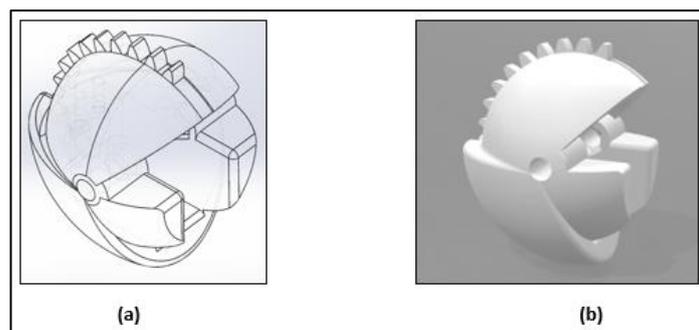


Figura 55: (a) Isométrico del codo. (b) Codo renderizado.

Fuente: Elaboración propia.

4.1.9. Brazo

Esta pieza funciona como la unión entre el paciente y la prótesis, debido a que es en esta pieza donde el muñón descansará y enviará las señales a los motores.

Esta pieza se divide en dos partes: La superior, donde se encuentran unas orejas que sirven para asegurar la prótesis al cuerpo, al igual que una zona cóncava donde entrará y descansará el muñón. Y la inferior donde al igual que el codo hay una cavidad para que ingrese el motor responsable del movimiento de flexión y extensión del antebrazo, junto con un engranaje para la transmisión de potencia; además en esta zona hay un par más de orejas que sirven como unión con el antebrazo.

En el Apéndice A-8 se muestran los planos de esta pieza obtenidos directamente del programa SolidWorks.

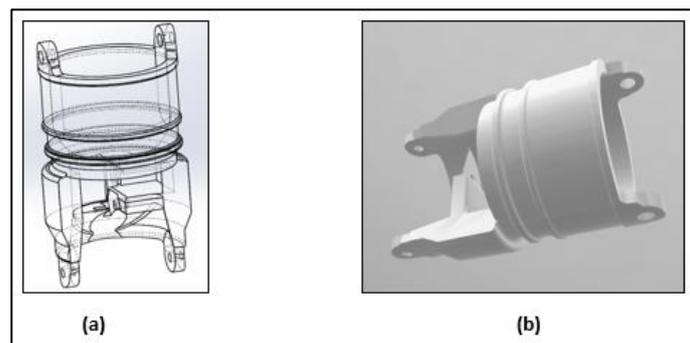


Figura 56: (a) Isométrico del brazo. (b) Brazo renderizado.

Fuente: Elaboración propia.

Luego de haber mostrado cada una de las piezas y cuál es su función, se mostrará una imagen de la prótesis completa (Figura 57) y una vista explosionada de esta (Figura 58). Se debe mencionar que en estas figuras ya se pueden ver los motores, tornillos y pernos que se utilizarán.

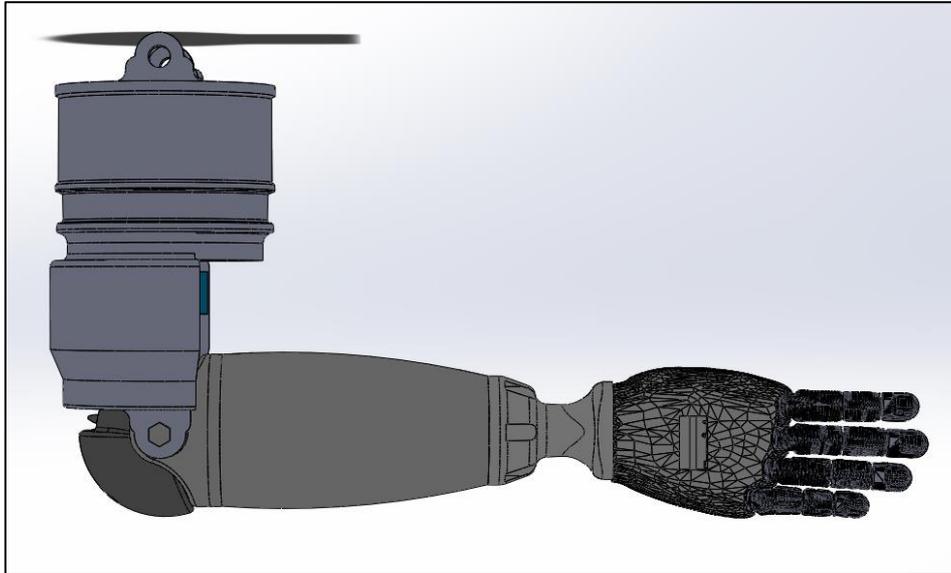


Figura 57: Modelo final de la prótesis.

Fuente: Elaboración propia.

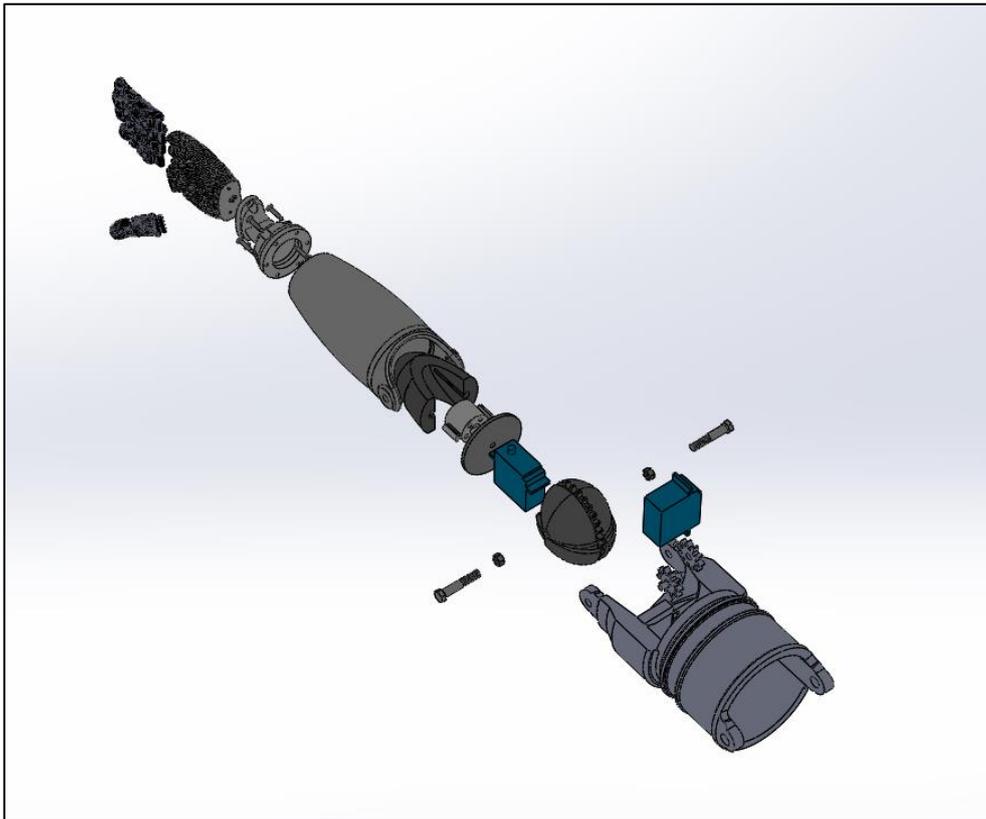


Figura 58: Vista explosionada del modelo final de la prótesis.

Fuente: Elaboración propia.

4.2. Análisis de esfuerzos

Para realizar un correcto análisis de esfuerzos, se evaluarán tres situaciones, las cuales se han considerado como las más críticas, pero antes hay que tener en cuenta que los esfuerzos serán ocasionados por el peso de la prótesis y la carga.

Para poder calcular el peso de cada pieza de la prótesis, se empleará la opción del Solid Works que permite calcular las propiedades físicas de la pieza, para obtener el volumen de esta, la cual se multiplicará por la densidad del material a emplear (Ácido Poliláctico), la cual es de $1.25g/cm^3$.

De la misma manera se empleará el Solid Works para hallar la inercia de las secciones que sean necesarias para realizar el cálculo de los esfuerzos que generan los momentos.

4.2.1. Primera situación

Aquí se evaluarán los esfuerzos que se originan en la prótesis cuando está extendida verticalmente (Posición Inicial), se debe mencionar que solo influyen los pesos de la prótesis y la carga.

Dentro de esta situación se evaluarán las diferentes zonas críticas que se encuentran, las cuales se muestran en la siguiente figura.

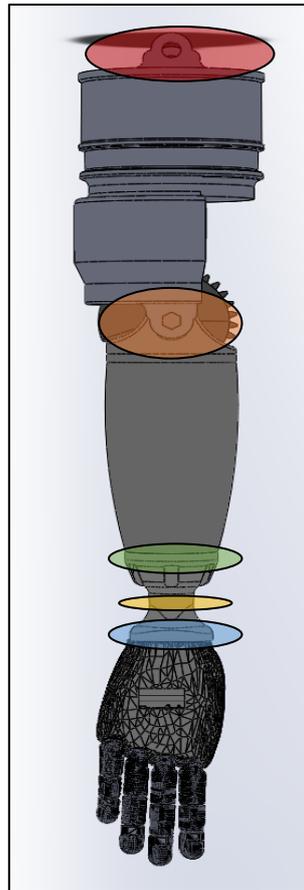


Figura 59: Prótesis en su posición inicial.

Fuente: Elaboración propia.

4.2.1.1. Unión mano – muñeca

Esta unión se encuentra en la zona azul de la Figura 59

En esta zona sólo influye el peso de los dedos, de la mano y de la carga, la cual es soportada por 2 tornillos de 3.25mm de diámetro.

Dedos:

$$Volumen_{Pulgar} = 7.7cm^3 \rightarrow Masa_{Pulgar} = 9.6g$$

$$Volumen_{Indice} = 8.8cm^3 \rightarrow Masa_{Indice} = 11g$$

$$Volumen_{Medio} = 9.8cm^3 \rightarrow Masa_{Medio} = 12.3g$$

$$Volumen_{Anular} = 8.4cm^3 \rightarrow Masa_{Anular} = 10.5g$$

$$Volumen_{Meñique} = 5.7cm^3 \rightarrow Masa_{Meñique} = 7.1g$$

$$\begin{aligned} Masa_{TotalDedos} &= Masa_{Pulgar} + Masa_{Indice} + Masa_{Medio} + Masa_{Anular} \\ &\quad + Masa_{Meñique} \\ Masa_{TotalDedos} &= 9.6g + 11g + 12.3g + 10.5g + 7.1g \\ Masa_{TotalDedos} &= 50.5g \end{aligned}$$

Mano:

$$Volumen_{Mano} = 97.8cm^3 \rightarrow Masa_{Mano} = 122.3g$$

$$\begin{aligned} Masa_{Total,Azul} &= Masa_{TotalDedos} + Masa_{Mano} + Masa_{Carga} \\ Masa_{Total,Azul} &= 50.5g + 122.3g + 5Kg \\ Masa_{Total,Azul} &= 5.2 Kg \end{aligned}$$

$$Peso_{Total,Azul} = Masa_{Total,Azul} * Gravedad$$

$$Peso_{Total,Azul} = 5.2Kg * \frac{9.81m}{s^2}$$

$$Peso_{Total,Azul} = 51N$$

Ese peso será soportado por los dos tornillos, lo que significa que cada uno soportará la mitad de ese peso.

$$\sigma = \frac{Peso_{Total,Azul}}{\text{Área}} = \frac{51/2}{\pi * (1.625mm)^2} = 3.1MPa$$

4.2.1.2. Zona más delgada de la muñeca

Esta unión se encuentra en la zona amarilla de la Figura 59

Para la evaluación de esta zona, a la zona anterior se le debe agregar el peso de la parte de la muñeca que se encuentra entre estas dos zonas.

$$Volumen_{ParteMuñeca} = 13cm^3 \rightarrow Masa_{ParteMuñeca} = 16.3g$$

$$Masa_{Total,Amarilla} = Masa_{Total,Azul} + Masa_{ParteMuñeca}$$

$$Masa_{Total,Amarilla} = 5.2Kg + 16.3g$$

$$Masa_{Total,Amarilla} = 5.2Kg$$

$$Peso_{Total,Amarilla} = Masa_{Total,Amarilla} * Gravedad$$

$$Peso_{Total,Amarilla} = 5.2Kg * \frac{9.81m}{s^2}$$

$$Peso_{Total,Amarilla} = 51N$$

Este peso es soportado por la sección de la pieza a esa altura.

Cuya área es de: $\text{Área} = 343.8111mm^2$

$$\sigma = \frac{Peso_{Total,Amarillo}}{\text{Área}} = \frac{51N}{343.8111mm^2} = 0.1MPa$$

4.2.1.3. Unión muñeca – antebrazo

Esta unión se encuentra en la zona verde de la Figura 59

Para esta zona se le debe sumar a la zona azul, el peso completo de la muñeca, a diferencia de la zona amarilla, que solo se le suma parte de este peso.

$$Volumen_{Muñeca} = 40.4cm^3 \rightarrow Masa_{Muñeca} = 50.5g$$

$$Masa_{Total,Verde} = Masa_{Total,Azul} + Masa_{ParteMuñeca}$$

$$Masa_{Total,Verde} = 5.2Kg + 50.5g$$

$$Masa_{Total,Verde} = 5.2Kg$$

$$\begin{aligned}
 \text{Peso}_{Total,Verde} &= \text{Masa}_{Total,Verde} * \text{Gravedad} \\
 \text{Peso}_{Total,Verde} &= 5.2\text{Kg} * \frac{9.81\text{m}}{\text{s}^2} \\
 \text{Peso}_{Total,Verde} &= 51\text{N}
 \end{aligned}$$

Este peso es soportado por los 6 tornillos de 3.25mm de diámetro que se encuentran en esta unión, por lo que el esfuerzo que soporta cada tornillo es de:

$$\sigma = \frac{\text{Peso}_{Total,Verde}}{\text{Área}} = \frac{51\text{N}/6}{\pi * (1.625\text{mm})^2} = 1\text{MPa}$$

4.2.1.4. Unión antebrazo – codo – brazo

Esta unión se encuentra en la zona naranja de la Figura 59

Esta es una de las zonas más críticas, ya que, a diferencia de las otras, es una de las zonas donde se ejerce mayor momento, además en esta zona hay tres elementos a analizar, los cuales son: El pin, la sección del antebrazo y la sección del brazo.

Elementos que influyen en esta zona:

Antebrazo:

$$\text{Volumen}_{Antebrazo} = 212.9\text{cm}^3 \rightarrow \text{Masa}_{Antebrazo} = 266.1\text{g}$$

Tensor:

$$\text{Volumen}_{Tensor} = 39.2\text{cm}^3 \rightarrow \text{Masa}_{Tensor} = 49\text{g}$$

Caja Tensora:

$$\text{Volumen}_{CajaTensora} = 9.7\text{cm}^3 \rightarrow \text{Masa}_{CajaTensora} = 12.1\text{g}$$

Tapa:

$$\text{Volumen}_{Tapa} = 8.4\text{cm}^3 \rightarrow \text{Masa}_{Tapa} = 10.5\text{g}$$

Codo:

$$\text{Volumen}_{Antebrazo} = 212.9\text{cm}^3 \rightarrow \text{Masa}_{Antebrazo} = 266.1\text{g}$$

$$\text{Volumen}_{Tensor} = 39.2\text{cm}^3 \rightarrow \text{Masa}_{Tensor} = 49\text{g}$$

$$Volumen_{CajaTensora} = 9.7cm^3 \rightarrow Masa_{CajaTensora} = 12.1g$$

$$Volumen_{Tapa} = 8.4cm^3 \rightarrow Masa_{Tapa} = 10.5g$$

$$Volumen_{Codo} = 78cm^3 \rightarrow Masa_{Codo} = 97.5g$$

Motor:

$$Masa_{Motor} = 55g$$

Para esta parte hay que tener en cuenta que hay dos tapas y que la masa del motor la podemos obtener del Anexo B-4.

- **Esfuerzos en el antebrazo:**

$$\begin{aligned} Masa_{Total,Antebrazo} &= Masa_{Total,Verde} + Masa_{Antebrazo} + Masa_{Tensor} \\ &\quad + Masa_{CajaTensora} + 2 * Masa_{Tapa} \\ Masa_{Total,Antebrazo} &= 5.2Kg + 266.1g + 49g + 12.1g + 2 * 10.5g \\ Masa_{Total,Antebrazo} &= 5.5Kg \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} Peso_{Total,Antebrazo} &= Masa_{Total,Antebrazo} * Gravedad \\ Peso_{Total,Antebrazo} &= 5.5Kg * \frac{9.81m}{s^2} \\ Peso_{Total,Antebrazo} &= 54N \end{aligned}$$

Este peso es soportado por el área de la sección transversal, la cual tiene un área de:

$$\begin{aligned} \text{Área} &= 289.61004mm^2 \\ \sigma &= \frac{Peso_{Total,Antebrazo}}{\text{Área}} = \frac{54N}{289.61004mm^2} = 0.2MPa \end{aligned}$$

- **Esfuerzos en el brazo:**

$$\begin{aligned} Masa_{Total,Brazo} &= Masa_{Total,Verde} + Masa_{Antebrazo} + Masa_{Tensor} \\ &\quad + Masa_{CajaTensora} + 2 * Masa_{Tapa} + Masa_{Codo} \\ &\quad + Masa_{Motor} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 Masa_{Total,Brazo} &= 5.2Kg + 266.1g + 49g + 12.1g + 2 * 10.5g + 97.5g \\
 &\quad + 55g \\
 Masa_{Total,Brazo} &= 5.7Kg
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 Peso_{Total,Brazo} &= Masa_{Total,Brazo} * Gravedad \\
 Peso_{Total,Brazo} &= 5.7Kg * \frac{9.81m}{s^2} \\
 Peso_{Total,Brazo} &= 55.9N
 \end{aligned}$$

Este peso es soportado por el área de la sección transversal, la cual tiene un área de:

$$\begin{aligned}
 \text{Área} &= 203.99mm^2 \\
 \sigma &= \frac{Peso_{Total,Brazo}}{\text{Área}} = \frac{55.9N}{203.99mm^2} = 0.3MPa
 \end{aligned}$$

- **Esfuerzos en el pin:**

En este pin hay esfuerzo cortante y de aplastamiento, y se ve afectado por el mismo peso que afecta el brazo.

Cortante:

$$Peso_{Total,Brazo} = 55.9N$$

Este peso es soportado por el área de la sección transversal de los dos pines de 7mm de diámetro.

$$\tau = \frac{Peso_{Total,Brazo}}{\text{Área}} = \frac{55.9N/2}{\pi * (3.5mm)^2} = 0.7MPa$$

Aplastamiento:

$$Peso_{Total,Brazo} = 55.9N$$

Este peso es soportado por el área de la proyección de los 2 pines.

$$\sigma_{ap} = \frac{Peso_{Total,Brazo}}{\text{Área}} = \frac{55.9N/2}{7 * 30mm^2} = 0.1MPa$$

4.2.1.5. Unión prótesis – cuerpo

Esta unión se encuentra en la zona roja de la Figura 59

A diferencia de la zona naranja, el peso del brazo si influye en el cálculo del esfuerzo, además de un segundo motor, el cual se encarga del movimiento del codo; pero al igual que el caso anterior, aquí se analizan tanto el brazo, como el pin, los cuales son están sometidos a la misma fuerza.

$$Volumen_{Brazo} = 350.8cm^3 \rightarrow Masa_{Brazo} = 438.5g$$

$$Masa_{Total,Rojo} = Masa_{Total,Brazo} + Masa_{Brazo} + Masa_{Motor}$$

$$Masa_{Total,Rojo} = 5.7Kg + 438.5g + 55g$$

$$Masa_{Total,Rojo} = 6.2Kg$$

$$Peso_{Total,Rojo} = Masa_{Total,Rojo} * Gravedad$$

$$Peso_{Total,Rojo} = 6.2Kg * \frac{9.81m}{s^2}$$

$$Peso_{Total,Rojo} = 60.8N$$

- **Brazo:**

El peso es soportado por el área transversal, cuyo valor es de:

$$\text{Área} = 215.52mm^2$$

$$\sigma = \frac{Peso_{Total,Rojo}}{\text{Área}} = \frac{60.8N}{215.52mm^2} = 0.3MPa$$

- **Pin:**

Este peso genera dos esfuerzos, el cortante y el de aplastamiento; el cual es soportado por dos pines de 10mm de diámetro.

Cortante:

$$\tau = \frac{Peso_{Total,Rojo}}{\text{Área}} = \frac{60.8N/2}{\pi * (5mm)^2} = 0.4MPa$$

Aplastamiento:

$$\sigma_{ap} = \frac{Peso_{Total,Rojo}}{\text{Área}} = \frac{60.8N/2}{10 * 9.5 * mm^2} = 0.3MPa$$

4.2.2. Segunda situación

Aquí se evaluará cuando la prótesis se encuentra extendida horizontalmente, debido a que en esta posición se generan los mayores momentos, hay que tener en cuenta que en esta posición los elementos estarán sometidos a esfuerzos normales y cortante, por lo que se presentan esfuerzos combinados, los que se evaluarán con el Circulo de Mohr. Al igual que en la primera posición solo influye el peso de la prótesis y la carga.

Dentro de esta situación se evaluarán las diferentes zonas críticas que se encuentran, las cuales se muestran en la siguiente figura (Figura 60).

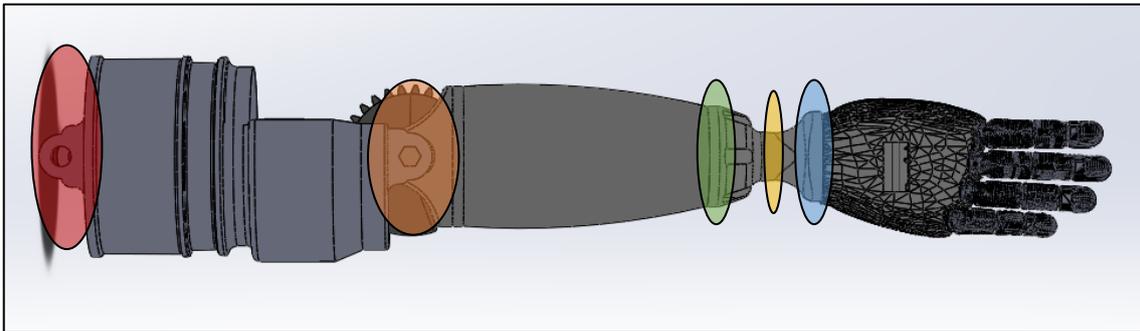


Figura 60: Prótesis extendida horizontalmente.
Fuente: Elaboración propia.

4.2.2.1. Unión mano – muñeca

Esta unión se encuentra en la zona azul de la Figura 60

- Cargas y distancias:

$$\begin{aligned} \text{Peso}_{\text{Pulgar}} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{\text{Pulgar}} = 48.1\text{mm} \\ \text{Peso}_{\text{Indice}} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{\text{Indice}} = 103.6\text{mm} \\ \text{Peso}_{\text{Medio}} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{\text{Medio}} = 102\text{mm} \\ \text{Peso}_{\text{Anular}} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{\text{Anular}} = 98.5\text{mm} \\ \text{Peso}_{\text{Meñique}} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{\text{Meñique}} = 85.9\text{mm} \\ \text{Peso}_{\text{Mano}} &= 1.2N \rightarrow \text{Distancia}_{\text{Mano}} = 34.7\text{mm} \\ \text{Peso}_{\text{Carga}} &= 49.1N \rightarrow \text{Distancia}_{\text{Carga}} = 54.8\text{mm} \end{aligned}$$

- Cortante:

$$\text{Peso}_{\text{Total}} = \text{Peso}_{\text{Total,Azul}} = 50.8N$$

Ese peso será soportado por el área transversal de los os tornillos de 3.25mm de diámetro.

$$\tau = \frac{\text{Peso}_{\text{Total}}}{\text{Área}} = \frac{50.8N/2}{\pi * (1.625\text{mm})^2} = 3.1\text{MPa}$$

- **Momento:**

$$M = \text{Peso}_{\text{Pulgar}} * \text{Distancia}_{\text{Pulgar}} + \text{Peso}_{\text{Indice}} * \text{Distancia}_{\text{Indice}} \\ + \text{Peso}_{\text{Medio}} * \text{Distancia}_{\text{Medio}} + \text{Peso}_{\text{Anular}} \\ * \text{Distancia}_{\text{Anular}} + \text{Peso}_{\text{Meñique}} * \text{Distancia}_{\text{Meñique}} \\ + \text{Peso}_{\text{Mano}} * \text{Distancia}_{\text{Mano}} + \text{Peso}_{\text{Carga}} \\ * \text{Distancia}_{\text{Carga}}$$

$$M = 0.1N * 48.1mm + 0.1N * 103.6mm + 0.1N * 102mm + 0.1N \\ * 98.5mm + 0.1N * 85.9mm + 1.2N * 34.7mm + 49.1N \\ * 54.8mm$$

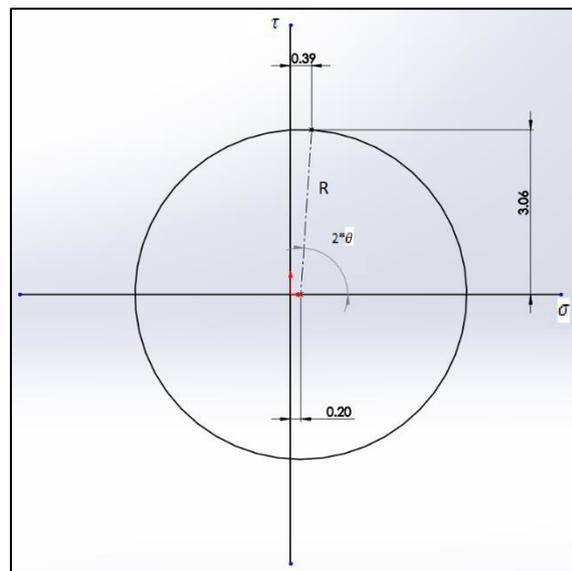
$$M = 2776.1N \cdot mm$$

$$I = 128890.45289mm^4$$

$$C = 18.35933mm$$

$$\sigma_m = \frac{MC}{I} = \frac{2776.1N \cdot mm * 18.35933mm}{128890.45289mm^4} = 0.4MPa$$

- **Esfuerzos combinados**



Se calcula el esfuerzo promedio:

$$\sigma_{prom} = \left(\frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} \right) \\ \sigma_{prom} = \left(\frac{0.4MPa - 0}{2} \right) \\ \sigma_{prom} = 0.2MPa$$

Se halla el Radio de la circunferencia:

$$R = \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2}$$

$$R = \sqrt{\left(\frac{0.4MPa - 0}{2}\right)^2 + (3.1MPa)^2}$$

$$R = 3.1MPa$$

Se hallan los esfuerzos máximos (σ_1) y mínimos (σ_2):

$$\sigma_{1,2} = \sigma_{prom} \pm R$$

$$\sigma_1 = 0.2MPa + 3.1MPa = 3.3MPa$$

$$\sigma_2 = 0.2MPa - 3.1MPa = -2.9MPa$$

Se calcula el máximo valor de la cortante:

$$\tau_{max} = R = 3.1MPa$$

Se calcula el ángulo:

$$\theta = \frac{\tan^{-1}\left(\frac{2 * \tau_{xy}}{\sigma_x - \sigma_y}\right)}{2}$$

$$\theta = \frac{\tan^{-1}\left(\frac{2 * 3.1MPa}{0.4MPa - 0}\right)}{2}$$

$$\theta = 43.2^\circ$$

4.2.2.2. Zona más delgada de la muñeca

Esta unión se encuentra en la zona amarilla de la Figura 60

- **Cargas y distancias:**

$$Peso_{Pulgar} = 0.1N \rightarrow Distancia_{Pulgar} = 71.6mm$$

$$Peso_{Indice} = 0.1N \rightarrow Distancia_{Indice} = 127.1mm$$

$$Peso_{Medio} = 0.1N \rightarrow Distancia_{Medio} = 125.5mm$$

$$Peso_{Anular} = 0.1N \rightarrow Distancia_{Anular} = 122mm$$

$$Peso_{Meñique} = 0.1N \rightarrow Distancia_{Meñique} = 109.4mm$$

$$Peso_{Mano} = 1.2N \rightarrow Distancia_{Mano} = 58.2mm$$

$$Peso_{Carga} = 49.1N \rightarrow Distancia_{Carga} = 78.3mm$$

$$Peso_{ParteMuñeca} = 0.2N \rightarrow Distancia_{ParteMuñeca} = 14.1mm$$

- **Cortante:**

$$Peso_{Total} = Peso_{Total,Amarilla} = 51N$$

Este peso es soportado por la sección de la pieza a esa altura.

Cuya área es de: $\text{Área} = 343.8111\text{mm}^2$

$$\tau = \frac{Peso_{Total}}{\text{Área}} = \frac{51N}{343.8111\text{mm}^2} = 0.1\text{MPa}$$

- **Momento:**

$$M = Peso_{Pulgar} * Distancia_{Pulgar} + Peso_{Indice} * Distancia_{Indice} \\ + Peso_{Medio} * Distancia_{Medio} + Peso_{Anular} \\ * Distancia_{Anular} + Peso_{Meñique} * Distancia_{Meñique} \\ + Peso_{Mano} * Distancia_{Mano} + Peso_{Carga} \\ * Distancia_{Carga} + Peso_{ParteMuñeca} \\ * Distancia_{ParteMuñeca}$$

$$M = 0.1N * 71.6\text{mm} + 0.1N * 127.1\text{mm} + 0.1N * 125.5\text{mm} + 0.1N \\ * 122\text{mm} + 0.1N * 109.4\text{mm} + 1.2N * 58.2\text{mm} + 49.1N \\ * 78.3\text{mm} + 0.2N * 14.1\text{mm}$$

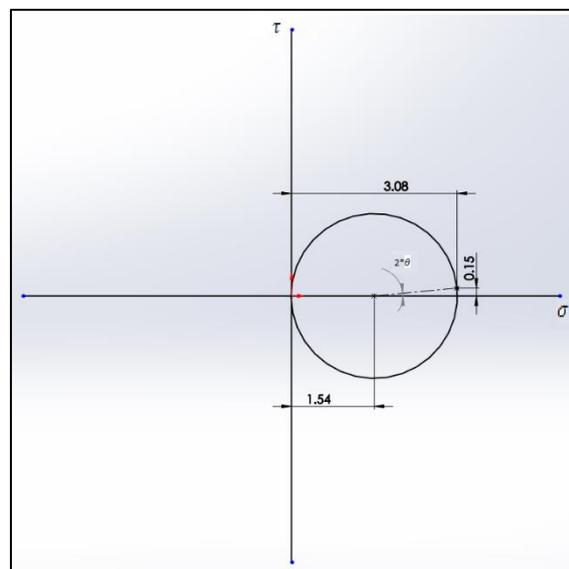
$$M = 3972.8\text{N}\cdot\text{mm}$$

$$I = \frac{\pi}{4} * (r_1^4 - r_2^4) = 15474.9085\text{mm}^4$$

$$C = 12.030755\text{mm}$$

$$\sigma_m = \frac{MC}{I} = \frac{3972.8\text{N}\cdot\text{mm} * 12.030755\text{mm}}{15474.9085\text{mm}^4} = 3.1\text{MPa}$$

- **Esfuerzos combinados**



Se calcula el esfuerzo promedio:

$$\begin{aligned}\sigma_{prom} &= \left(\frac{\sigma_x + \sigma_y}{2}\right) \\ \sigma_{prom} &= \left(\frac{3.1MPa - 0}{2}\right) \\ \sigma_{prom} &= 1.6MPa\end{aligned}$$

Se halla el Radio de la circunferencia:

$$\begin{aligned}R &= \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \\ R &= \sqrt{\left(\frac{3.1MPa - 0}{2}\right)^2 + (0.1MPa)^2} \\ R &= 1.6MPa\end{aligned}$$

Se hallan los esfuerzos máximos (σ_1) y mínimos (σ_2):

$$\begin{aligned}\sigma_{1,2} &= \sigma_{prom} \pm R \\ \sigma_1 &= 1.6MPa + 1.6MPa = 3.2MPa \\ \sigma_2 &= 1.6MPa - 1.6MPa = 0 MPa\end{aligned}$$

Se calcula el máximo valor de la cortante:

$$\tau_{max} = R = 1.549MPa$$

Se calcula el ángulo:

$$\begin{aligned}\theta &= \frac{\tan^{-1}\left(\frac{2 * \tau_{xy}}{\sigma_x - \sigma_y}\right)}{2} \\ \theta &= \frac{\tan^{-1}\left(\frac{2 * 0.1MPa}{3.1MPa - 0}\right)}{2} \\ \theta &= 1.8^\circ\end{aligned}$$

4.2.2.3. Unión muñeca – antebrazo

Esta unión se encuentra en la zona verde de la Figura 60

- **Cargas y distancias:**

$$\begin{aligned}
 \text{Peso}_{\text{Pulgar}} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{\text{Pulgar}} = 105.6\text{mm} \\
 \text{Peso}_{\text{Indice}} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{\text{Indice}} = 161.1\text{mm} \\
 \text{Peso}_{\text{Medio}} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{\text{Medio}} = 159.5\text{mm} \\
 \text{Peso}_{\text{Anular}} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{\text{Anular}} = 156\text{mm} \\
 \text{Peso}_{\text{Meñique}} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{\text{Meñique}} = 143.4\text{mm} \\
 \text{Peso}_{\text{Mano}} &= 1.2N \rightarrow \text{Distancia}_{\text{Mano}} = 92.2\text{mm} \\
 \text{Peso}_{\text{Carga}} &= 49.1N \rightarrow \text{Distancia}_{\text{Carga}} = 112.3\text{mm} \\
 \text{Peso}_{\text{Muñeca}} &= 0.5N \rightarrow \text{Distancia}_{\text{Muñeca}} = 24.4\text{mm}
 \end{aligned}$$

- **Cortante:**

$$\text{Peso}_{\text{Total}} = \text{Peso}_{\text{Total,Verde}} = 51.3N$$

Este peso es soportado por los 6 tornillos de 3.25mm de diámetro que se encuentran en esta unión, por lo que el esfuerzo que soporta cada tornillo es de:

$$\tau = \frac{\text{Peso}_{\text{Total}}}{\text{Área}} = \frac{51.3N/6}{\pi * (1.625\text{mm})^2} = 1\text{MPa}$$

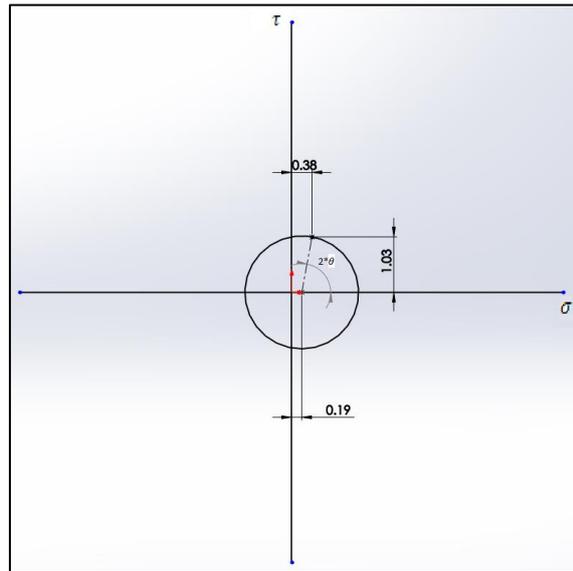
- **Momento:**

$$\begin{aligned}
 M &= \text{Peso}_{\text{Pulgar}} * \text{Distancia}_{\text{Pulgar}} + \text{Peso}_{\text{Indice}} * \text{Distancia}_{\text{Indice}} \\
 &\quad + \text{Peso}_{\text{Medio}} * \text{Distancia}_{\text{Medio}} + \text{Peso}_{\text{Anular}} \\
 &\quad * \text{Distancia}_{\text{Anular}} + \text{Peso}_{\text{Meñique}} * \text{Distancia}_{\text{Meñique}} \\
 &\quad + \text{Peso}_{\text{Mano}} * \text{Distancia}_{\text{Mano}} + \text{Peso}_{\text{Carga}} \\
 &\quad * \text{Distancia}_{\text{Carga}} + \text{Peso}_{\text{Muñeca}} * \text{Distancia}_{\text{Muñeca}} \\
 M &= 0.1N * 105.6\text{mm} + 0.1N * 161.1\text{mm} + 0.1N * 159.5\text{mm} + 0.1N \\
 &\quad * 156\text{mm} + 0.1N * 143.4\text{mm} + 1.2N * 92.2\text{mm} + 49.1N \\
 &\quad * 112.3\text{mm} + 0.5N * 24.4\text{mm} \\
 M &= 5709.3N \cdot \text{mm}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 I &= \frac{\pi}{4} * (r_1^4 - r_2^4) = 282612.778\text{mm}^4 \\
 C &= 18.79275\text{mm}
 \end{aligned}$$

$$\sigma_m = \frac{MC}{I} = \frac{5709.3N \cdot \text{mm} * 18.79275\text{mm}}{282612.778\text{mm}^4} = 0.4\text{MPa}$$

- **Esfuerzos combinados:**



Se calcula el esfuerzo promedio:

$$\begin{aligned}\sigma_{prom} &= \left(\frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} \right) \\ \sigma_{prom} &= \left(\frac{0.4MPa - 0}{2} \right) \\ \sigma_{prom} &= 0.2MPa\end{aligned}$$

Se halla el Radio de la circunferencia:

$$\begin{aligned}R &= \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2} \right)^2 + \tau_{xy}^2} \\ R &= \sqrt{\left(\frac{0.4MPa - 0}{2} \right)^2 + (1MPa)^2} \\ R &= 1MPa\end{aligned}$$

Se hallan los esfuerzos máximos (σ_1) y mínimos (σ_2):

$$\begin{aligned}\sigma_{1,2} &= \sigma_{prom} \pm R \\ \sigma_1 &= 0.2MPa + 1MPa = 1.2MPa \\ \sigma_2 &= 0.2MPa - 1MPa = -0.8MPa\end{aligned}$$

Se calcula el máximo valor de la cortante:

$$\tau_{max} = R = 1MPa$$

Se calcula el ángulo:

$$\theta = \frac{\tan^{-1}\left(\frac{2 * \tau_{xy}}{\sigma_x - \sigma_y}\right)}{2}$$

$$\theta = \frac{\tan^{-1}\left(\frac{2 * 1MPa}{0.4MPa - 0}\right)}{2}$$

$$\theta = 39.3^\circ$$

4.2.2.4. Unión antebrazo – codo – brazo

Esta unión se muestra en la zona naranja de la Figura 60

- Cargas y distancias:

$$\begin{aligned} \text{Peso}_{Pulgar} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Pulgar} = 254.7mm \\ \text{Peso}_{Indice} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Indice} = 310.2mm \\ \text{Peso}_{Medio} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Medio} = 308.6mm \\ \text{Peso}_{Anular} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Anular} = 305.1mm \\ \text{Peso}_{Meñique} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Meñique} = 292.4mm \\ \text{Peso}_{Mano} &= 1.2N \rightarrow \text{Distancia}_{Mano} = 241.3mm \\ \text{Peso}_{Carga} &= 49.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Carga} = 261.3mm \\ \text{Peso}_{Muñeca} &= 0.5N \rightarrow \text{Distancia}_{Muñeca} = 173.4mm \\ \text{Peso}_{Antebrazo} &= 2.6N \rightarrow \text{Distancia}_{Antebrazo} = 85.3mm \\ \text{Peso}_{Tensor} &= 0.5N \rightarrow \text{Distancia}_{Tensor} = 102.5mm \\ \text{Peso}_{CajaTensor} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{CajaTensor} = 109.6mm \\ \text{Peso}_{Tapa,1} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Tapa,1} = 75.1mm \\ \text{Peso}_{Tapa,2} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Tapa,2} = 27.9mm \\ \text{Peso}_{Codo} &= 1N \rightarrow \text{Distancia}_{Codo} = -7.2mm \\ \text{Peso}_{Motor} &= 0.5N \rightarrow \text{Distancia}_{Motor} = 0mm \end{aligned}$$

- Antebrazo:

Cortante:

$$\text{Peso}_{Total} = \text{Peso}_{Total,Antebrazo} = 54.7N$$

Este peso es soportado por el área de la sección transversal, la cual tiene un área de:

$$\begin{aligned} \text{Área} &= 289.61004mm^2 \\ \tau &= \frac{\text{Peso}_{Total}}{\text{Área}} = \frac{54.7N}{289.61004mm^2} = 0.2MPa \end{aligned}$$

Momento:

$$\begin{aligned}
 M = & \text{Peso}_{\text{Pulgar}} * \text{Distancia}_{\text{Pulgar}} + \text{Peso}_{\text{Indice}} * \text{Distancia}_{\text{Indice}} \\
 & + \text{Peso}_{\text{Medio}} * \text{Distancia}_{\text{Medio}} + \text{Peso}_{\text{Anular}} \\
 & * \text{Distancia}_{\text{Anular}} + \text{Peso}_{\text{Meñique}} * \text{Distancia}_{\text{Meñique}} \\
 & + \text{Peso}_{\text{Mano}} * \text{Distancia}_{\text{Mano}} + \text{Peso}_{\text{Carga}} \\
 & * \text{Distancia}_{\text{Carga}} + \text{Peso}_{\text{Muñeca}} * \text{Distancia}_{\text{Muñeca}} \\
 & + \text{Peso}_{\text{Antebrazo}} * \text{Distancia}_{\text{Antebrazo}} + \text{Peso}_{\text{Tensor}} \\
 & * \text{Distancia}_{\text{Tensor}} + \text{Peso}_{\text{CajaTensora}} \\
 & * \text{Distancia}_{\text{CajaTensora}} + \text{Peso}_{\text{Tapa,1}} * \text{Distancia}_{\text{Tapa,1}} \\
 & + \text{Peso}_{\text{Tapa,2}} * \text{Distancia}_{\text{Tapa,2}}
 \end{aligned}$$

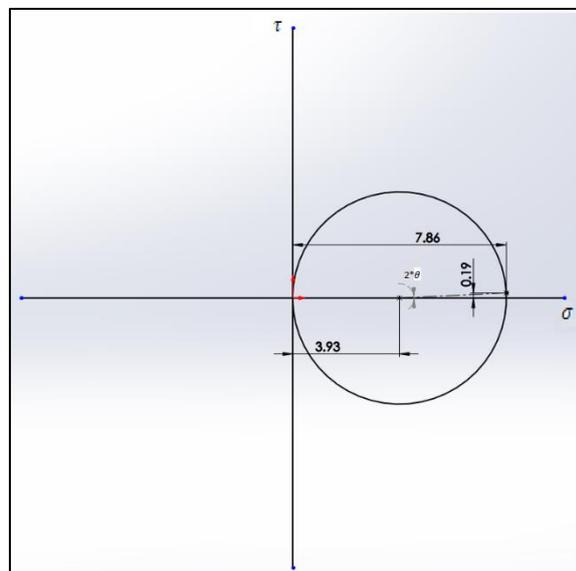
$$\begin{aligned}
 M = & 0.1N * 254.7mm + 0.1N * 310.2mm + 0.1N * 308.6mm + 0.1N \\
 & * 305.1mm + 0.1N * 292.4mm + 1.2N * 241.3mm \\
 & + 49.1N * 261.3mm + 0.5N * 173.4mm + 2.6N \\
 & * 85.3mm + 0.5N * 102.5mm + 0.1N * 109.6mm \\
 & + 0.1N * 75.1mm + 0.1N * 27.9mm
 \end{aligned}$$

$$M = 13647.5N.mm$$

$$I = 26756.01462mm^4$$

$$C = 15.42738mm$$

$$\sigma_m = \frac{MC}{I} = \frac{13647.5N.mm * 15.42738mm}{26756.01462mm^4} = 7.9MPa$$

- Esfuerzos combinados:

Se calcula el esfuerzo promedio:

$$\begin{aligned}\sigma_{prom} &= \left(\frac{\sigma_x + \sigma_y}{2}\right) \\ \sigma_{prom} &= \left(\frac{7.9MPa - 0}{2}\right) \\ \sigma_{prom} &= 4MPa\end{aligned}$$

Se halla el Radio de la circunferencia:

$$\begin{aligned}R &= \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \\ R &= \sqrt{\left(\frac{7.9MPa - 0}{2}\right)^2 + (0.2MPa)^2} \\ R &= 4MPa\end{aligned}$$

Se hallan los esfuerzos máximos (σ_1) y mínimos (σ_2):

$$\begin{aligned}\sigma_{1,2} &= \sigma_{prom} \pm R \\ \sigma_1 &= 4MPa + 4MPa = 8MPa \\ \sigma_2 &= 4MPa - 4MPa = 0MPa\end{aligned}$$

Se calcula el máximo valor de la cortante:

$$\tau_{max} = R = 4MPa$$

Se calcula el ángulo:

$$\begin{aligned}\theta &= \frac{\tan^{-1}\left(\frac{2 * \tau_{xy}}{\sigma_x - \sigma_y}\right)}{2} \\ \theta &= \frac{\tan^{-1}\left(\frac{2 * 0.2MPa}{7.9MPa - 0}\right)}{2} \\ \theta &= 1.4^\circ\end{aligned}$$

- **Pin:**

Cortante:

$$Peso_{Total} = Peso_{Total,Brazo} = 56.2N$$

Este peso es soportado por el área de la sección transversal de los dos pines de 7mm de diámetro.

$$\tau = \frac{Peso_{Total}}{\text{Área}} = \frac{56.2N/2}{\pi * (3.5mm)^2} = 0.7MPa$$

Aplastamiento:

$$Peso_{Total} = Peso_{Total,Brazo} = 56.2N$$

Este peso es soportado por el área de la proyección de los 2 pines.

$$\sigma_{ap} = \frac{Peso_{Total}}{\text{Área}} = \frac{56.2N/2}{7 * 30mm^2} = 0.1MPa$$

- **Brazo:**

Cortante:

$$Peso_{Total} = Peso_{Total,Brazo} = 56.2N$$

Este peso es soportado por el área de la sección transversal, la cual tiene un área de:

$$\text{Área} = 203.99mm^2$$

$$\tau = \frac{Peso_{Total}}{\text{Área}} = \frac{56.2N}{203.99mm^2} = 0.3MPa$$

Momento:

$$M = Momento_{Antebrazo} + Peso_{Codo} * Distancia_{Codo} + Peso_{Motor} * Distancia_{Motor}$$

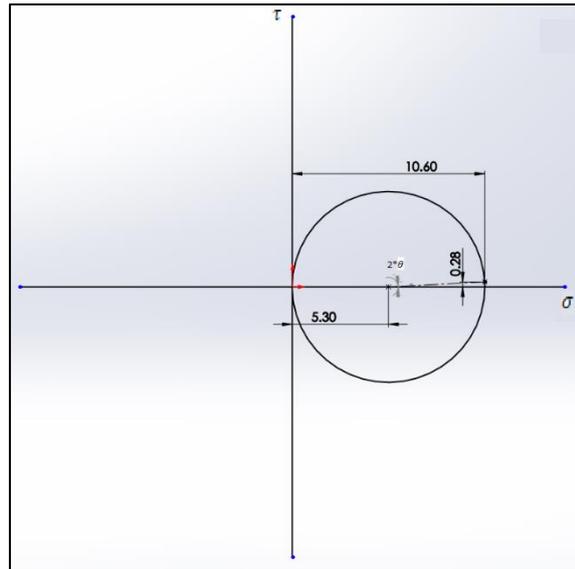
$$M = 13647.5N \cdot mm + 1N * -7.2mm + 0.5N * 0mm$$

$$M = 13640.3N \cdot mm$$

$$I = 14983.23mm^4$$

$$C = 11.65m$$

$$\sigma_m = \frac{MC}{I} = \frac{13640.3N \cdot mm * 11.65m}{14983.23mm^4} = 10.6MPa$$

Esfuerzos combinados:

Se calcula el esfuerzo promedio:

$$\begin{aligned}\sigma_{prom} &= \left(\frac{\sigma_x + \sigma_y}{2}\right) \\ \sigma_{prom} &= \left(\frac{10.6MPa - 0}{2}\right) \\ \sigma_{prom} &= 5.3MPa\end{aligned}$$

Se halla el Radio de la circunferencia:

$$\begin{aligned}R &= \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \\ R &= \sqrt{\left(\frac{10.6MPa - 0}{2}\right)^2 + (0.3MPa)^2} \\ R &= 5.3MPa\end{aligned}$$

Se hallan los esfuerzos máximos (σ_1) y mínimos (σ_2):

$$\begin{aligned}\sigma_{1,2} &= \sigma_{prom} \pm R \\ \sigma_1 &= 5.3MPa + 5.3MPa = 10.6MPa \\ \sigma_2 &= 5.3MPa - 5.3MPa = 0MPa\end{aligned}$$

Se calcula el máximo valor de la cortante:

$$\tau_{max} = R = 5.3MPa$$

Se calcula el ángulo:

$$\theta = \frac{\tan^{-1}\left(\frac{2 * \tau_{xy}}{\sigma_x - \sigma_y}\right)}{2}$$

$$\theta = \frac{\tan^{-1}\left(\frac{2 * 0.3MPa}{10.6MPa - 0}\right)}{2}$$

$$\theta = 1.6^\circ$$

4.2.2.5. Unión prótesis – cuerpo (Zona roja)

Esta unión se muestra en la zona roja de la Figura 60

- Cargas y distancias:

$$\begin{aligned} \text{Peso}_{Pulgar} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Pulgar} = 426mm \\ \text{Peso}_{Indice} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Indice} = 481.5mm \\ \text{Peso}_{Medio} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Medio} = 479.9mm \\ \text{Peso}_{Anular} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Anular} = 476.4mm \\ \text{Peso}_{Meñique} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Meñique} = 463.8mm \\ \text{Peso}_{Mano} &= 1.2N \rightarrow \text{Distancia}_{Mano} = 412.6mm \\ \text{Peso}_{Carga} &= 49.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Carga} = 432.7mm \\ \text{Peso}_{Muñeca} &= 0.5N \rightarrow \text{Distancia}_{Muñeca} = 344.8mm \\ \text{Peso}_{Antebrazo} &= 2.6N \rightarrow \text{Distancia}_{Antebrazo} = 256.6mm \\ \text{Peso}_{Tensor} &= 0.5N \rightarrow \text{Distancia}_{Tensor} = 273.9mm \\ \text{Peso}_{CajaTensor} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{CajaTensor} = 280.9mm \\ \text{Peso}_{Tapa,1} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Tapa,1} = 246.4mm \\ \text{Peso}_{Tapa,2} &= 0.1N \rightarrow \text{Distancia}_{Tapa,2} = 199.2mm \\ \text{Peso}_{Codo} &= 1N \rightarrow \text{Distancia}_{Codo} = 164.2mm \\ \text{Peso}_{Motor,1} &= 0.5N \rightarrow \text{Distancia}_{Motor,1} = 171.3mm \\ \text{Peso}_{Motor,2} &= 0.5N \rightarrow \text{Distancia}_{Motor,2} = 83.2mm \\ \text{Peso}_{Brazo} &= 4.3N \rightarrow \text{Distancia}_{Brazo} = 83.2mm \end{aligned}$$

- Brazo:

Cortante:

$$\text{Peso}_{Total} = \text{Peso}_{Total,Rojo} = 61N$$

El peso es soportado por el área transversal, cuyo valor es de:

$$\text{Área} = 215.52mm^2$$

$$\tau = \frac{\text{Peso}_{Total}}{\text{Área}} = \frac{61N}{215.52mm^2} = 0.3MPa$$

Momento:

$$\begin{aligned}
M = & \text{Peso}_{\text{Pulgar}} * \text{Distancia}_{\text{Pulgar}} + \text{Peso}_{\text{Indice}} * \text{Distancia}_{\text{Indice}} \\
& + \text{Peso}_{\text{Medio}} * \text{Distancia}_{\text{Medio}} + \text{Peso}_{\text{Anular}} \\
& * \text{Distancia}_{\text{Anular}} + \text{Peso}_{\text{Meñique}} * \text{Distancia}_{\text{Meñique}} \\
& + \text{Peso}_{\text{Mano}} * \text{Distancia}_{\text{Mano}} + \text{Peso}_{\text{Carga}} \\
& * \text{Distancia}_{\text{Carga}} + \text{Peso}_{\text{Muñeca}} * \text{Distancia}_{\text{Muñeca}} \\
& + \text{Peso}_{\text{Antebrazo}} * \text{Distancia}_{\text{Antebrazo}} + \text{Peso}_{\text{Tensor}} \\
& * \text{Distancia}_{\text{Tensor}} + \text{Peso}_{\text{CajaTensora}} \\
& * \text{Distancia}_{\text{CajaTensora}} + \text{Peso}_{\text{Tapa,1}} * \text{Distancia}_{\text{Tapa,1}} \\
& + \text{Peso}_{\text{Tapa,2}} * \text{Distancia}_{\text{Tapa,2}} + \text{Peso}_{\text{Codo}} \\
& * \text{Distancia}_{\text{Codo}} + \text{Peso}_{\text{Motor,1}} * \text{Distancia}_{\text{Motor,1}} \\
& + \text{Peso}_{\text{Motor,2}} * \text{Distancia}_{\text{Motor,2}} + \text{Peso}_{\text{Brazo}} \\
& * \text{Distancia}_{\text{Brazo}}
\end{aligned}$$

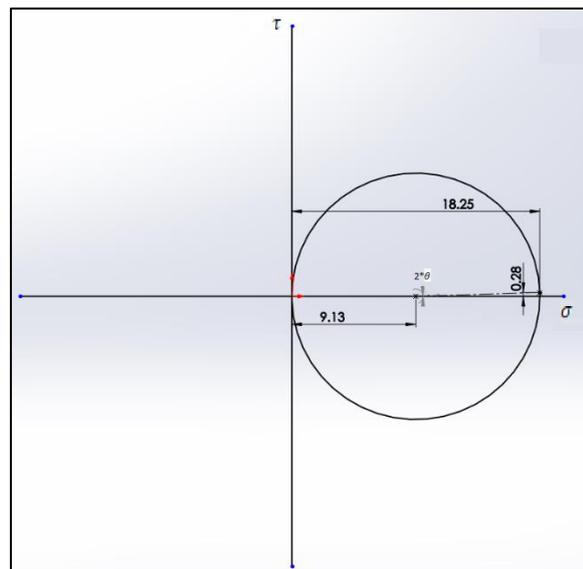
$$\begin{aligned}
M = & 0.1N * 426mm + 0.1N * 481.5mm + 0.1N * 479.9mm + 0.1N \\
& * 476.4mm + 0.1N * 463.8mm + 1.2N * 412.6mm \\
& + 49.1N * 432.7mm + 0.5N * 344.8mm + 2.6N \\
& * 256.6mm + 0.5N * 273.9mm + 0.1N * 280.9mm \\
& + 0.1N * 246.4mm + 0.1N * 199.2mm + 1N * 164.2mm \\
& + 0.5N * 171.3mm + 0.5N * 83.2mm + 4.3N * 83.2mm
\end{aligned}$$

$$M = 23671.8N \cdot mm$$

$$I = 14253.73mm^4$$

$$C = 11mm$$

$$\sigma_m = \frac{MC}{I} = \frac{23671.8N \cdot mm * 11mm}{14253.73mm^4} = 18.3MPa$$

Esfuerzos combinados:

Se calcula el esfuerzo promedio:

$$\sigma_{prom} = \left(\frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} \right)$$

$$\sigma_{prom} = \left(\frac{18.3MPa - 0}{2} \right)$$

$$\sigma_{prom} = 9.2MPa$$

Se halla el Radio de la circunferencia:

$$R = \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2} \right)^2 + \tau_{xy}^2}$$

$$R = \sqrt{\left(\frac{18.3MPa - 0}{2} \right)^2 + (0.3MPa)^2}$$

$$R = 9.2MPa$$

Se hallan los esfuerzos máximos (σ_1) y mínimos (σ_2):

$$\sigma_{1,2} = \sigma_{prom} \pm R$$

$$\sigma_1 = 9.2MPa + 9.2MPa = 18.4MPa$$

$$\sigma_2 = 9.2MPa - 9.2MPa = 0MPa$$

Se calcula el máximo valor de la cortante:

$$\tau_{max} = R = 9.2MPa$$

Se calcula el ángulo:

$$\theta = \frac{\tan^{-1}\left(\frac{2 * \tau_{xy}}{\sigma_x - \sigma_y}\right)}{2}$$

$$\theta = \frac{\tan^{-1}\left(\frac{2 * 0.3MPa}{18.3MPa - 0}\right)}{2}$$

$$\theta = 0.9^\circ$$

- **Pin:**

Este peso genera dos esfuerzos, el cortante y el de aplastamiento; el cual es soportado por dos pines de 10mm de diámetro.

Cortante:

$$Peso_{Total} = Peso_{Total,Rojo} = 61N$$

$$\tau = \frac{Peso_{Total}}{\text{Área}} = \frac{61N/2}{\pi * (5mm)^2} = 0.4MPa$$

Aplastamiento:

$$Peso_{Total} = Peso_{Total,Rojo} = 61N$$

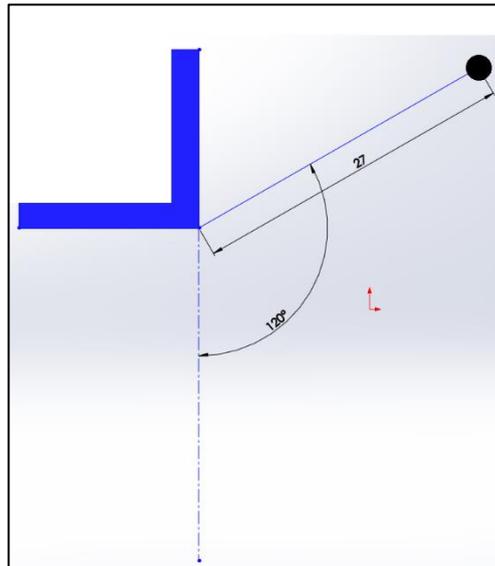
$$\sigma_{ap} = \frac{Peso_{Total}}{\text{Área}} = \frac{61N/2}{10 * 9.5 * mm^2} = 0.3MPa$$

4.2.3. Tercera situación

Esta última situación evaluará los esfuerzos que se originarían en el pin de la zona naranja, cuando la prótesis caiga desde su posición más elevada hasta llegar a una posición vertical (Posición inicial), producto de una falla en el motor o en el sistema.

Para facilitar los cálculos se harán las siguientes consideraciones:

- El movimiento se considerará como el de un péndulo simple.
- El movimiento solo será afectado por la masa de la partícula y la gravedad.
- La longitud será la distancia desde el codo hasta donde se sujeta la carga.
- La masa de la partícula será igual a la masa de la carga más la masa de la prótesis.
- La posición inicial será cuando el codo este completamente flexionado.
- La posición final será cuando el codo este completamente extendido.

**Datos:**

$$l = 27cm$$

$$m = 5.5Kg$$

$$\theta = 120^\circ$$

Para desarrollar esto primero se debe obtener la velocidad final de la partícula, la cual se calculará con balance de energías.

Balance de energía:

$$\begin{aligned}
 E_1 &= E_2 \\
 mgz &= \frac{1}{2}mv^2 \\
 v^2 &= 2gz \\
 v^2 &= 2 * 9.81 * (0.27 + 0.27 * \sin(30^\circ)) \\
 v^2 &= 7.9461m^2
 \end{aligned}$$

Una vez que obtenemos el valor de la velocidad final, podremos calcular el valor de la tensión empleando las siguientes fórmulas:

$$\begin{aligned}
 \sum F_n &= m * a_n \\
 T &= \frac{mv^2}{l} \\
 T &= \frac{5.5 * 7.9461}{0.27} \\
 T &= 161.9N
 \end{aligned}$$

Esta tensión será soportada por la zona naranja, es decir por el brazo, antebrazo y pin, por lo que se procederá a calcular los esfuerzos originados en cada parte.

- **Antebrazo:**

$$\begin{aligned}
 \text{Área} &= 289.61004mm^2 \\
 \tau &= \frac{T}{\text{Área}} = \frac{161.9N}{289.61004mm^2} = 0.6MPa
 \end{aligned}$$

- **Brazo:**

$$\begin{aligned}
 \text{Área} &= 203.99mm^2 \\
 \tau &= \frac{T}{\text{Área}} = \frac{161.9N}{203.99mm^2} = 0.8MPa
 \end{aligned}$$

- **Esfuerzos en el pin:**

Cortante:

Este peso es soportado por el área de la sección transversal de los dos pines de 7mm de diámetro.

$$\tau = \frac{T}{\text{Área}} = \frac{161.9N/2}{\pi * (3.5mm)^2} = 2.1MPa$$

Aplastamiento:

Este peso es soportado por el área de la proyección de los 2 pines.

$$\sigma_{ap} = \frac{\text{Peso}_{Total,Brazo}}{\text{Área}} = \frac{161.9N/2}{7 * 30mm^2} = 0.4MPa$$

Una vez terminado con todo el análisis, se procederá a hacer un cuadro resumen (Tabla 1) para poder observar cual es la zona que está sometida al mayor esfuerzo y así verificar el factor de seguridad del diseño. Para poder verificar esto último se utilizará una tabla la cual muestra el valor del esfuerzo de fluencia, según los parámetros de impresión (Figura 61).

Tabla1: Resumen de esfuerzos y fuerzas

Situaciones	Zonas	Elementos	Fuerzas		Esfuerzos (Mpa)			Esfuerzos Combinados (Mpa)	
			Peso(N)	Momento (N.m)	Normales	Cortantes	Aplastamiento	Normales (Máximos)	Cortantes (Máximos)
Primera Situación	Zona Azul	Pin	25.40		3.10				
	Zona Amarilla	Muñeca	51.00		0.10				
	Zona Verde	Pin	8.50		1.00				
		Antebrazo	54.00		0.20				
	Zona Naranja	Pin	27.95			0.70	0.10		
		Brazo	55.90		0.30				
	Zona Roja	Pin	30.40			0.40	0.30		
		Brazo	60.80		0.30				
Segunda Situación	Zona Azul	Pin	25.40	2.78	0.40	3.10		3.30	3.10
	Zona Amarilla	Muñeca	51.00	3.97	3.10	0.10		3.20	1.60
	Zona Verde	Pin	8.55	5.71	0.40	1.00		1.20	1.00
		Antebrazo	54.70	13.65	7.90	0.20		8.00	4.00
	Zona Naranja	Pin	28.10			0.70	0.10		
		Brazo	56.20	13.64	10.60	0.30		10.60	5.30
	Zona Roja	Pin	30.50			0.40	0.30		
		Brazo	61.00	23.67	18.30	0.30		18.40	9.20
Tercera Situación		Antebrazo	161.90			0.60			
		Pin	80.95			2.10	0.40		
		Brazo	161.90			0.80			

Fuente: Elaboración propia.

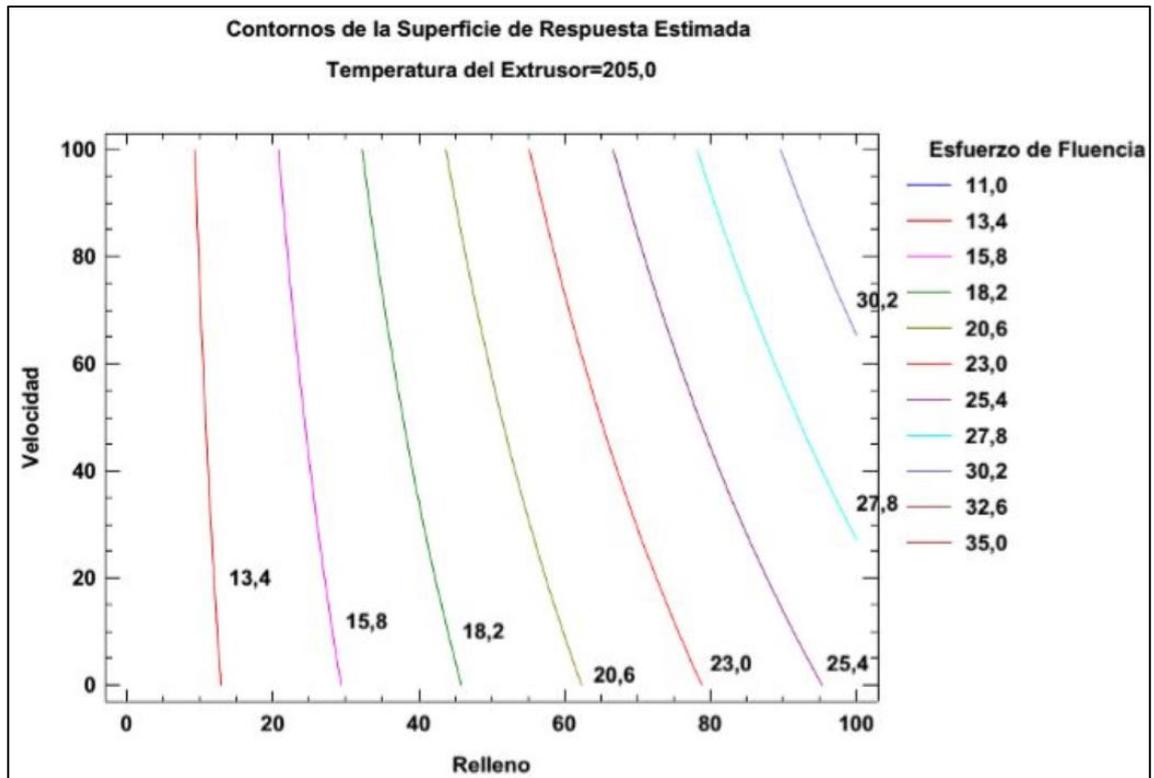


Figura 61: Estimación de la respuesta manteniendo constante la temperatura del extrusor a 205°C
Fuente: Statgraphics Centurion XVI

Tomando en cuenta lo obtenido en la tabla, se puede decir que los dos esfuerzos más grandes se obtienen en el brazo tanto en la zona roja y naranja de la segunda situación, con un valor de 18.4MPa y 10.6MPa respectivamente. Además, se debe tener en cuenta que este valor se ha calculado con un relleno del 100%; sin embargo, lo que normalmente se utiliza es un relleno del 30%, lo que hará que estos esfuerzos disminuyan al 30%, dando lo siguiente:

$$\sigma_{\text{Nuevo,Brazo,Naranja}} = \sigma_{\text{Inicial,Brazo,Naranja}} = 10.6\text{MPa} * 0.3 = 3.18\text{MPa}$$

$$\sigma_{\text{Nuevo,Brazo,Rojo}} = \sigma_{\text{Inicial,Brazo,Rojo}} = 18.4\text{MPa} * 0.3 = 5.52\text{MPa}$$

Si consideramos una velocidad de impresión de 60 y un relleno del 30%, se obtiene un esfuerzo de fluencia promedio de **17MPa**, obteniéndose los siguientes factores de seguridad:

$$F.S._{\text{Naranja}} = \frac{\sigma_f}{\sigma_{\text{Nuevo,Brazo,Naranja}}} = \frac{17\text{MPa}}{3.18\text{MPa}} = 5.3$$

$$F.S._{\text{Rojo}} = \frac{\sigma_f}{\sigma_{\text{Nuevo,Brazo,Rojo}}} = \frac{17\text{MPa}}{5.52\text{MPa}} = 3.1$$

Con esto se puede decir que se tiene un factor de seguridad muy bueno, alrededor de 3 en el peor de los casos, además se debe considerar que el esfuerzo obtenido en el brazo de la zona roja, en la segunda situación también es soportado por el brazo del paciente, ya que el muñón del paciente se introduce en esta pieza.

Ahora se calculará cuanto es el torque que requiere el motor para poder levantar el antebrazo, para esto tomaremos el momento obtenido en el brazo, durante el análisis de la segunda situación en la zona naranja, el cual es de:

$$Torque_{Antebrazo,30} = Torque_{Antebrazo,100} * 0.3 = 13.64N.m * 0.3 = 4.1N.m$$

$$Torque_{Antebrazo} * \omega_{Antebrazo} = Torque_{Motor} * \omega_{Motor}$$

Considerando que se utiliza una relación de piñón, engranaje de 3 a 1, tenemos que:

$$3 * \omega_{Antebrazo} = \omega_{Motor}$$

Por lo tanto:

$$Torque_{Antebrazo} * \omega_{Antebrazo} = Torque_{Motor} * \omega_{Motor}$$

$$4.1N.m * \omega_{Antebrazo} = Torque_{Motor} * 3 * \omega_{Antebrazo}$$

$$Torque_{Motor} = 1.4N.m = 140N.cm = 14.3Kg.cm$$

Los motores que cumplen con esta condición son los siguientes:

En el Anexo B-5 se muestran las diferentes *Datasheets* de algunos motores que se pueden conseguir del proveedor Tower Pro.

- MG946 con un torque máximo de 13Kg.cm.
- MG958 con un torque máximo de 20Kg.cm.
- MG959 con un torque máximo de 32Kg.cm.
- MG968 con un torque máximo de 25Kg.cm.

Si queremos emplear el motor que ya tenemos, el cual brinda un torque máximo de:

$$Torque_{Motor} = 10Kg.cm = 0.981N.m$$

$$Torque_{Antebrazo} * \omega_{Antebrazo} = Torque_{Motor} * \omega_{Motor}$$

$$Torque_{Antebrazo} * \omega_{Antebrazo} = 0.981N.m * 3 * \omega_{Antebrazo}$$

$$Torque_{Antebrazo} = 2.943N.m$$

$$Torque_{Antebrazo} = Torque_{Antebrazo,100} * Relleno$$

$$2.943N.m = 13.64N.m * Relleno$$

$$Relleno = 21.6\%$$

4.3. Prototipo final

En el siguiente punto se mostrará el prototipo final de la prótesis, de igual manera se explicará el funcionamiento final de la prótesis.

En la Figura 63 se muestra el prototipo final de la prótesis, tal y como se mostraba en los diseños antes explicados, con una pequeña variación en la posición de la muñeca, mano y dedos, esto debido a inconvenientes que se explicarán en la parte de conclusiones.

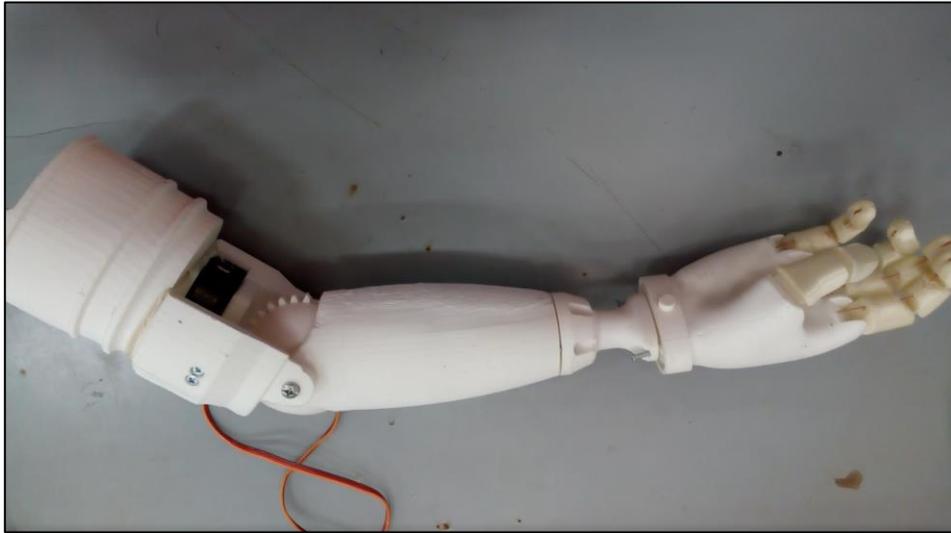


Figura 62: Prototipo final.
Fuente: Elaboración propia.

Como ya se explicó anteriormente la finalidad de esta tesis es poder obtener dos movimientos en la prótesis, la apertura y cierre de mano (Figura 63 y Figura 64) y el movimiento de codo (Figura 65 y Figura 66), lo cual se consiguió de forma parcial, debido a que el movimiento del motor está limitado a 180° y el torque que brinda no es el suficiente para realizar el movimiento.



Figura 63: Prototipo final, mano abierta.
Fuente: Elaboración propia.



Figura 64: Prototipo final, mano cerrada.
Fuente: Elaboración propia.

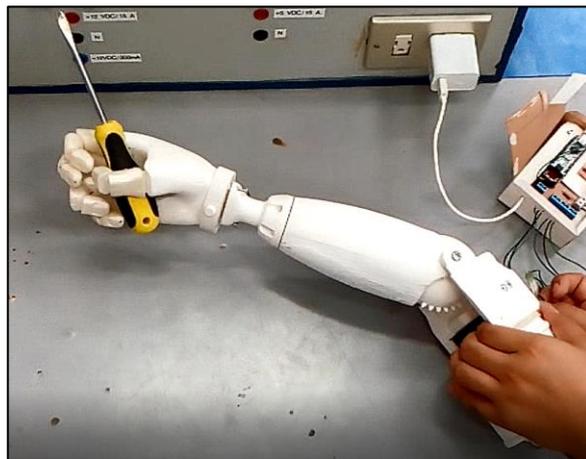


Figura 65: Prototipo final, codo extendido.
Fuente: Elaboración propia.

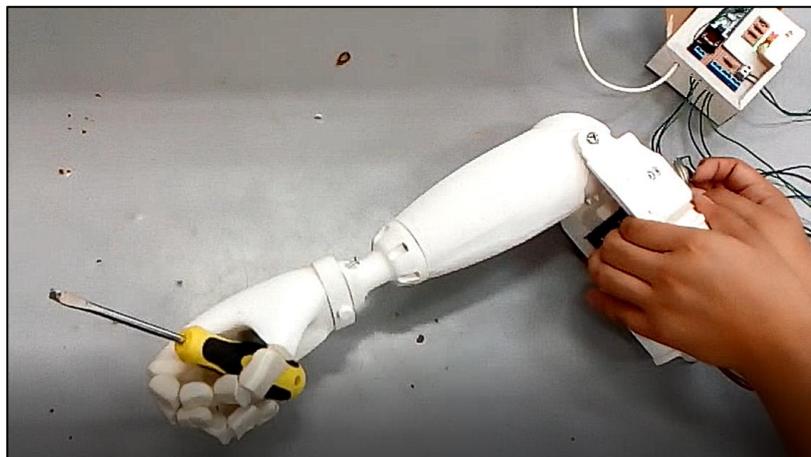


Figura 66: Prototipo final, codo flexionado.
Fuente: Elaboración propia.

Conclusiones

1. Al desarrollar una prótesis que pueda ser impresa en 3D, asegura que el tiempo y el costo de fabricación es mucho menor en comparación con las que actualmente se encuentran en el mercado, debido a que la prótesis se puede imprimir en menos de una semana y los elementos electrónicos usados están a la mano; de igual manera al ser impresas en un material plástico, pesará menos que una fabricada con metal y costarán una fracción de éstas.
2. Se pudieron obtener los movimientos tanto de apertura y cierre de mano como flexión y extensión del codo, controlados ambos por motores independientes, los cuales reciben la señal directamente de un solo sensor de fuerza que según los movimientos que se realicen alternarán y moverán uno u otro motor según se requiera.
3. Al ser controlados por medio de sensores y motores, el paciente no debe ejercer mucha fuerza para mover el peso de la prótesis, debido a que con un pequeño esfuerzo el sensor se activa, envía la señal al motor y es éste el que ejerce la fuerza necesaria para realizar el movimiento.
4. Gracias a algunos diseños encontrados en internet, los cuales sirvieron como base para realizar este diseño, el brazo no muestra una apariencia muy robótica, además cuenta con espacio suficiente dentro de ella como para que los elementos electrónicos encajen con facilidad.
5. Hay un límite inferior al cual la prótesis se puede escalar, y esto se debe a que al reducir el tamaño de la prótesis, el espacio con el que se cuenta en su interior se ve reducido, y esto conlleva a que los elementos electrónicos tengan que colocarse externamente.
6. La prótesis debe ser modificada para cada paciente, esto es porque, aunque el tamaño de la prótesis aumente o disminuya, con respecto al paciente, esto no pasa con los elementos electrónicos ya que son del mismo tamaño. Por ejemplo, las cavidades en las que se encuentran los motores siempre han de tener el mismo tamaño, ya que las dimensiones del motor que se empleará no cambian.

7. Aunque para esta investigación se utilizó el sensor de fuerza, se debe mencionar que el sensor mioeléctrico es mucho mejor para este trabajo en lo que se refiere a la lectura de señales directamente del músculo, pero debido a lo mencionado anteriormente, no se pudo trabajar mucho tiempo con éste, ya que perdía propiedades con cada uso, lo cual se podría mejorar cambiando el material que se emplea en los electrodos.
8. Durante la elaboración del prototipo se presentó el siguiente inconveniente: cuando se intentó el movimiento de flexión de codo (de forma vertical), el motor no generaba el torque necesario para elevar el brazo, por lo que se decidió cambiar la orientación de la muñeca para realizar un movimiento horizontal, solucionando así el problema del torque.

Referencias

- [1] Tecnología 2011. (septiembre 2011). Elaboración de prótesis a lo largo de la historia. [Blog]. Recuperado de <http://tecnologia2011organos.blogspot.pe/>
- [2] Warrior Queen of the Rig Veda. 2017. Recuperado de <http://www.rejectedprincesses.com/princesses/vispala>
- [3] Bowker, M. (1992). Atlas of Limb Prosthetics. Recuperado de <http://oandplibrary.org/alp/>
- [4] Dorado González, J. (2004). Robótica y prótesis inteligentes. *Revista Digital Universitaria*, 6(1).
- [5] Birrell, I. (19 de febrero 2017). 3D – printed prosthetic limbs: the next revolution in medicine. Reino Unido: theguardian. Recuperado de https://www.theguardian.com/technology/2017/feb/19/3d-printed-prosthetic-limbs-revolution-in-medicine?CMP=share_btn_tw
- [6] Enabling The Future. Recuperado de <http://enablingthefuture.org/about/>
- [7] Walmsey, H. y Clark, P. (2015). World-first 3D-printed hand prosthesis inspired by 1845 design kept in online archive. Canberra: ABC. Recuperado de <http://www.abc.net.au/news/2015-12-17/world-first-3d-printed-hand-prosthesis-inspired-by-1845-design/7032736>
- [8] Palou, N. (2014). Prótesis hechas con impresoras 3D para las víctimas de la guerra en Sudán. España: RTVE. Recuperado de <http://www.rtve.es/noticias/20140127/protesis-hechas-impresoras-3d-para-victimas-guerra-sudan/862580.shtml>
- [9] EFE (2016). Hugh Herr: el ingeniero que lidera el desarrollo biónico a nivel mundial. El mostrador. Recuperado de <http://www.elmostrador.cl/vida-en-linea/2016/06/02/hugh-herr-el-ingeniero-que-lidera-el-desarrollo-bionico-a-nivel-mundial/>
- [10] La vanguardia. Prótesis biónicas que permiten volver a sentir. History. Recuperado de <https://pe.tuhistory.com/noticias/protesis-bionicas-que-permiten-volver-sentir>
- [11] Penalva, J. (2015). Los brazos y piernas robóticas con sensores y controlados por la mente son una realidad. Xataka. Recuperado de <https://www.xataka.com/robotica-e->

ia/los-brazos-y-piernas-roboticas-con-sensores-y-controlados-por-la-mente-son-una-realidad

[12] IPN. Crea IPN prototipo de prótesis robótica de brazo. Bienestar 180. Recuperado de <http://www.salud180.com/salud-dia-dia/crea-ipn-prototipo-de-protesis-robotica-de-brazo>

[13] Polo, J. (2016). Esta es la prótesis robótica más avanzada del momento. España: wwwwhat's new. Recuperado de <http://www.whatsnews.com/2016/05/13/esta-es-la-protesis-robotica-mas-avanzada-del-momento/>

[14] Torres Cruz, I. (2017). Desarrollan prótesis robóticas de manos que funcionan con los pies... Crónica. Recuperado de <http://www.cronica.com.mx/notas/2017/1008595.html>

[15] Rivera, R. (2015). Brazos robóticos: la búsqueda de una prótesis funcional y estética. México: sin embargo. Recuperado de <http://www.sinembargo.mx/06-03-2015/1272131>

[16] La compañía rusa Motorica produce una prótesis de última generación. (2016). Rusia: Sputnik. Recuperado de <https://mundo.sputniknews.com/rusia/201605221059932460-motorika-protesis-cyathlon/>

[17] Universia México (2013). Crean una mano robótica en México. México: Universia. Recuperado de <http://noticias.universia.net.mx/ciencia-ntt/noticia/2013/02/28/1007888/crean-mano-robotica-mexico.html>

[18] Hernandez Muro, A. (2014). Aprueban comercialización de brazo robótico “Luke Skywalker” para amputados. Sophimania. Recuperado de <http://www.sophimania.pe/ciencia/medicina-salud-y-alimentos/aprueban-comercializacion-de-brazo-robotico-luke-skywalker-para-amputados/>

[19] Prototipo de mano robótica diseñada por estudiantes ecuatorianos será adaptada como prótesis. (2014). Ecuador: Andes. Recuperado de <http://www.andes.info.ec/es/noticias/prototipo-mano-robotica-disenada-estudiantes-ecuatorianos-sera-adaptada-protesis.html>

[20] Landázuri, L.; Mora Campos, C. y Ortega Castro, J. (2015). Prótesis de mano robótica para personas con pérdidas de extremidades superiores a nivel transradial mediante señales mioeléctricas del brazo. Buenos Aires. Recuperado de <http://www.efdeportes.com/efd211/protesis-de-mano-robotica-a-nivel-transradial.htm>

[21] Colombia avanza en el desarrollo de prótesis mioeléctricas. (2015). Colombia: El Hospital. Recuperado de <http://www.elhospital.com/temas/Colombia-avanza-en-el-desarrollo-de-protesis-mioelectricas+102438>

[22] Granata, J. (2016). Diseñó una prótesis de mano robótica con movimiento independiente en los dedos. Argentina: La Voz. Recuperado de <http://www.lavoz.com.ar/ciudadanos/disenio-una-protesis-de-mano-robotica-con-movimiento-independiente-en-los-dedos>

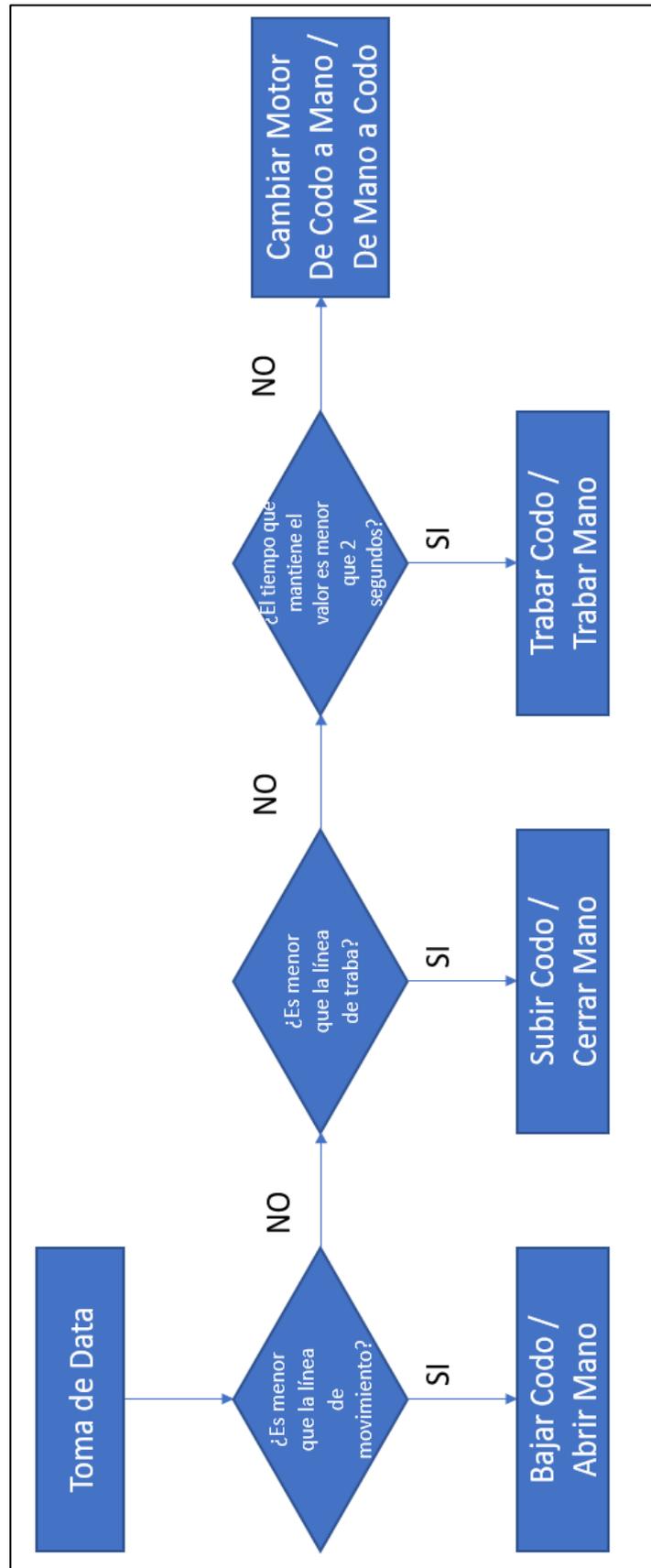
[23] Melo Tobón, A. (2016). Adquirir prótesis para las personas en condiciones de discapacidad es costoso. Esta es una alternativa robótica hecha en Colombia. Colombia: Bacánica. Recuperado de <http://www.bacanika.com/cultura/disenio/item/protesis.html>

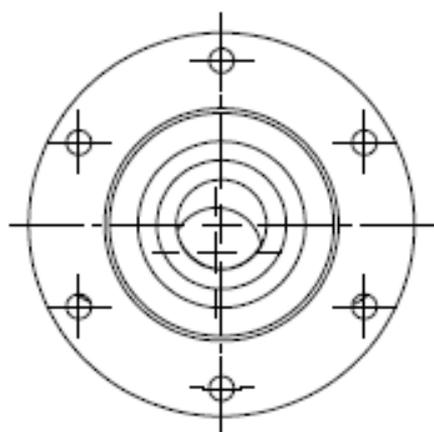
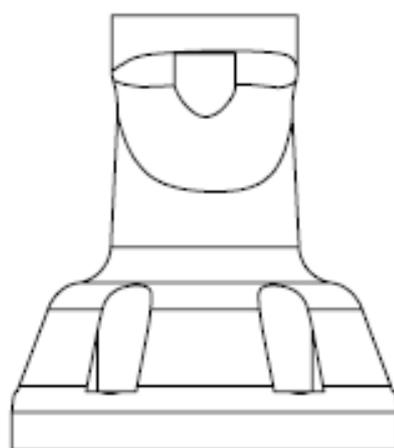
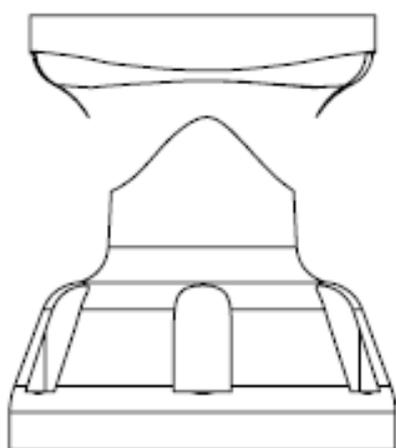
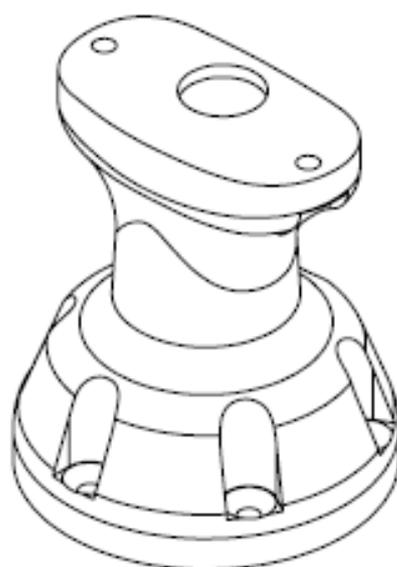
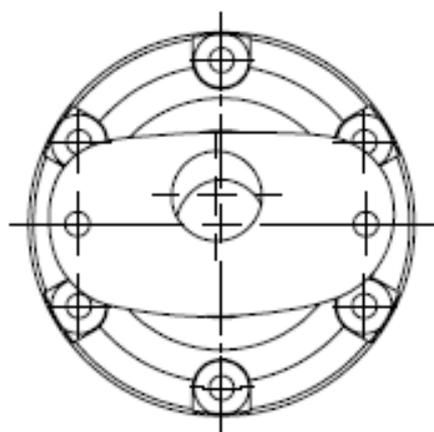
[24] Sparkfun Electronics (2015). Datasheet MyoWare Muscle Sensor. Recuperado de <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>

[25] Interlink Electronics. Datasheet Force Sensor Resistor. Recuperado de <https://www.pololu.com/file/0J749/FSR400-Series-Integration-Guide-13.pdf>

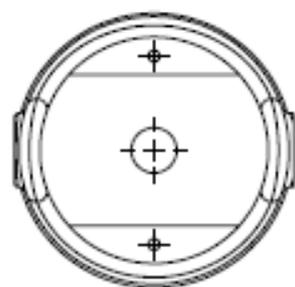
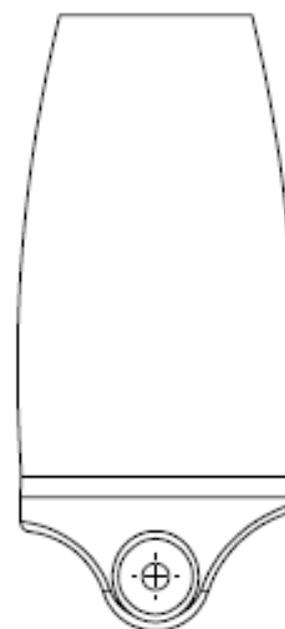
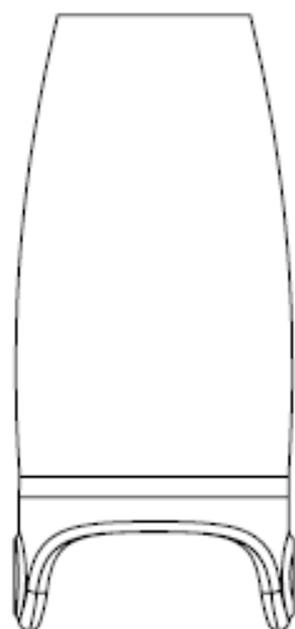
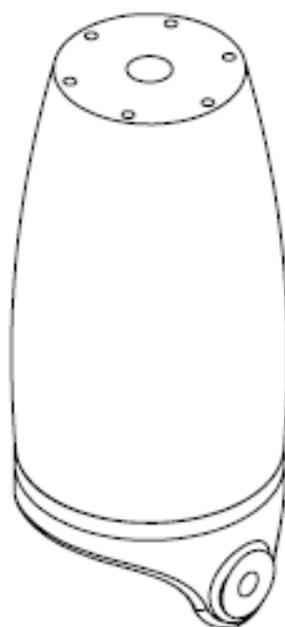
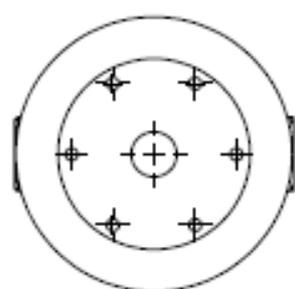
APÉNDICES

Apéndice A-1: Diagrama de bloques de la programación

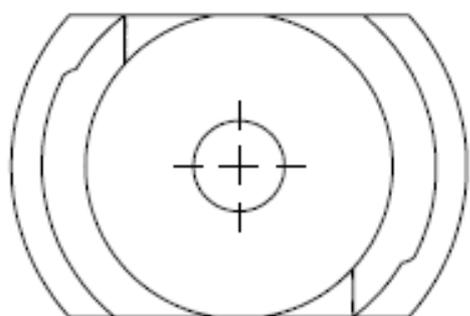
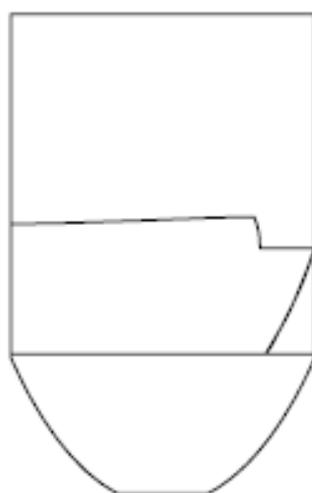
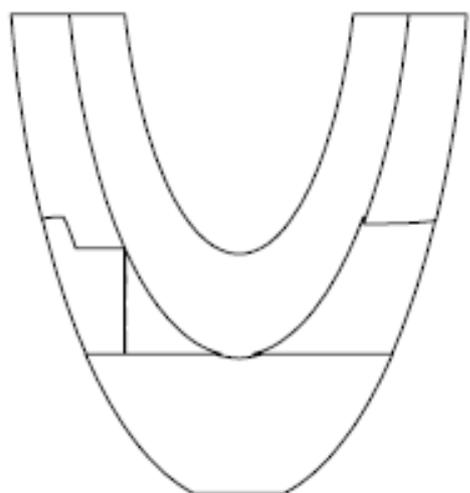
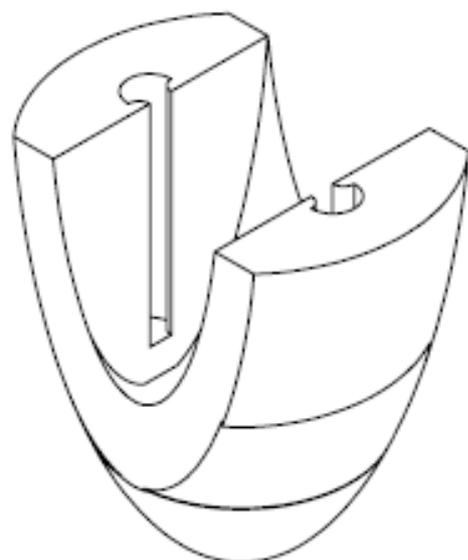
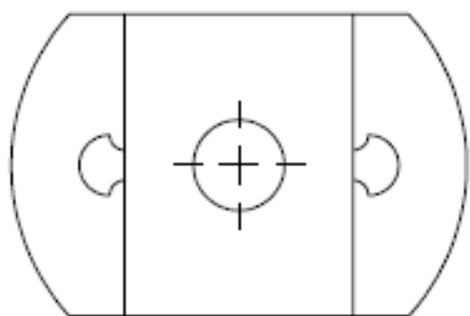




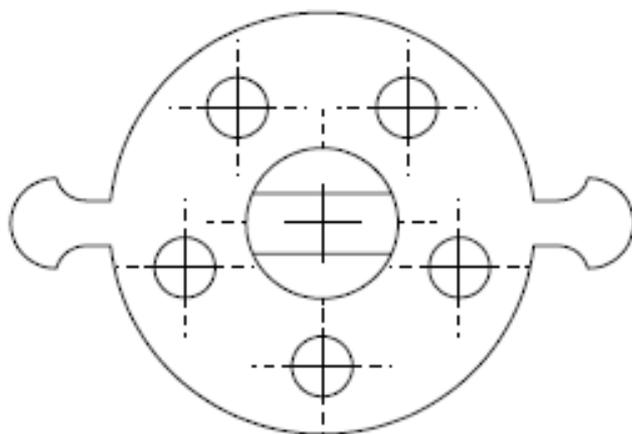
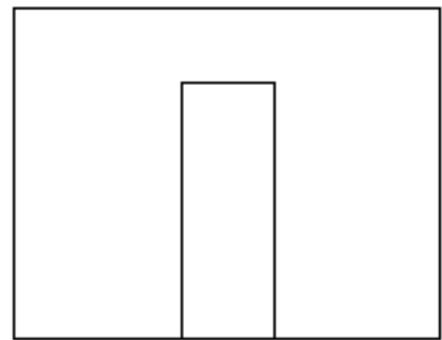
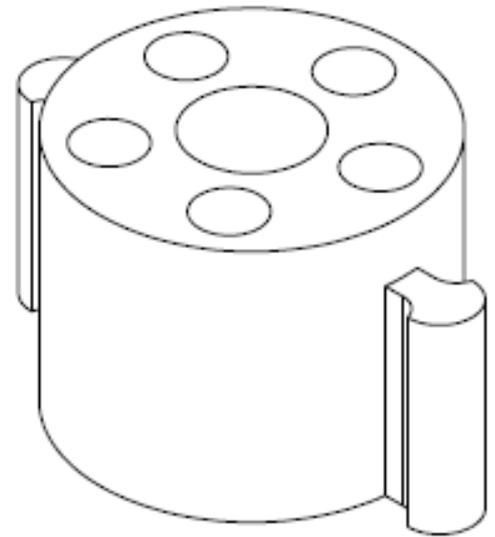
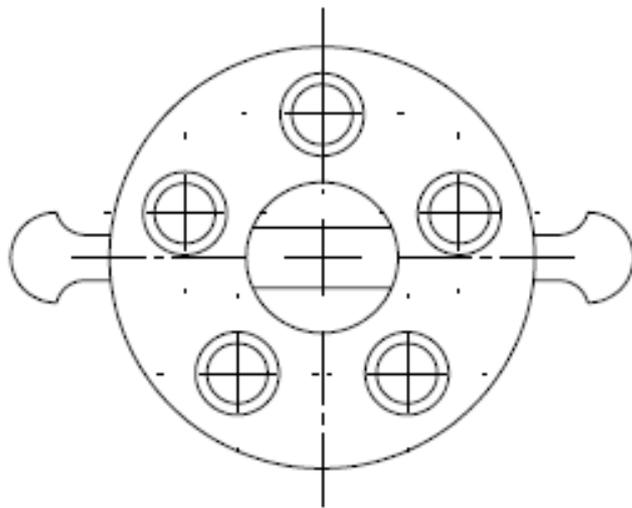
	<i>FECHA</i>	<i>NOMBRE</i>	UNIVERSIDAD DE PIURA <i>FACULTAD DE INGENIERÍA</i>	
<i>DIBUJADO</i>				
<i>REVISADO</i>				
<i>Título</i>	Muñeca		<i>Denominación</i>	<i>Escala</i>
<i>Nombres y apellidos</i>	Jan Luis Alexander Diaz Purizaga		Apéndice A-2	1:1
				<i>Plano N</i>
				1



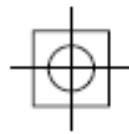
	FECHA	NOMBRE	UNIVERSIDAD DE PIURA FACULTAD DE INGENIERÍA			
DIBUJADO						
REVISADO						
Título	Antebrazo		Denominación	Escala		
Nombres y apellidos	Jan Luis Alexander Diaz Purizaga		Apéndice A-3	1:2		
				Plano N		
				2		



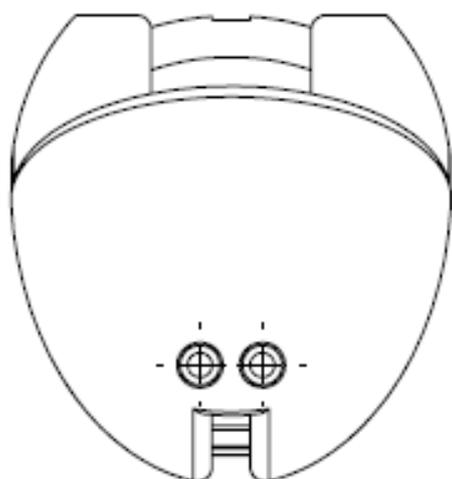
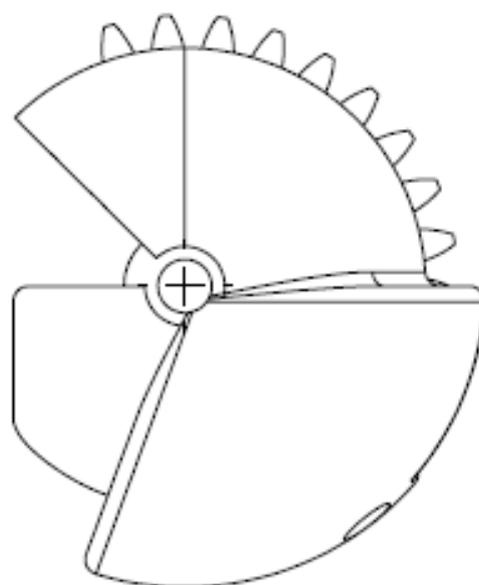
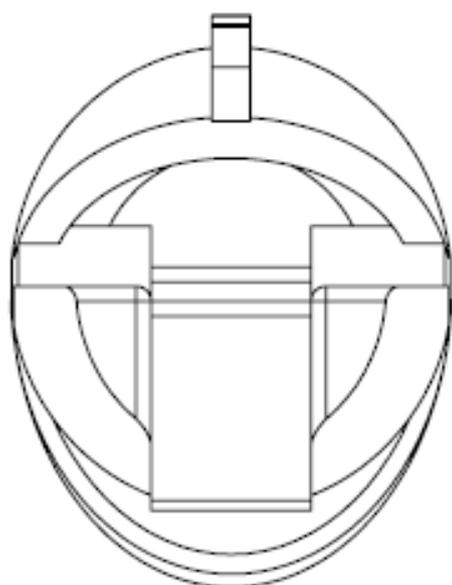
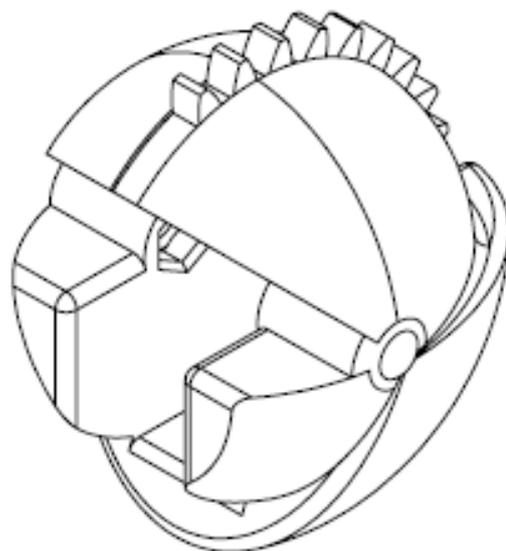
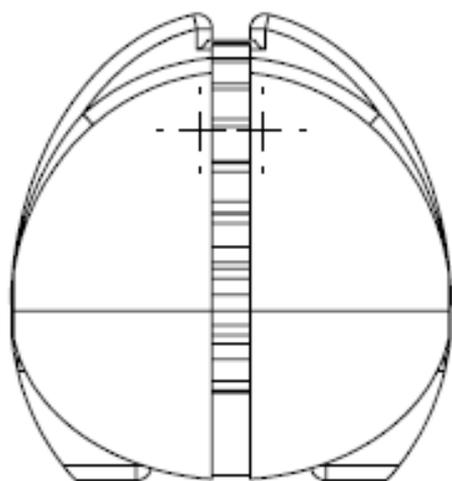
	FECHA	NOMBRE	UNIVERSIDAD DE PIURA FACULTAD DE INGENIERÍA					
DIBUJADO								
REVISADO								
Título Tensor			Denominación Apéndice A-4		Escala 1:1			
Nombres y apellidos Jan Luis Alexander Diaz Purizaga					Plano N 3			



	FECHA	NOMBRE	UNIVERSIDAD DE PIURA FACULTAD DE INGENIERÍA					
DIBUJADO								
REVISADO								
Título	Caja tensora		Denominación	Escala				
Nombres y apellidos	Jan Luis Alexander Diaz Purizaga		Apéndice A-5	2:1				
				Plano N				
				4				



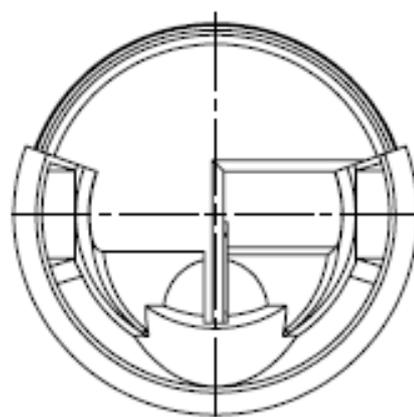
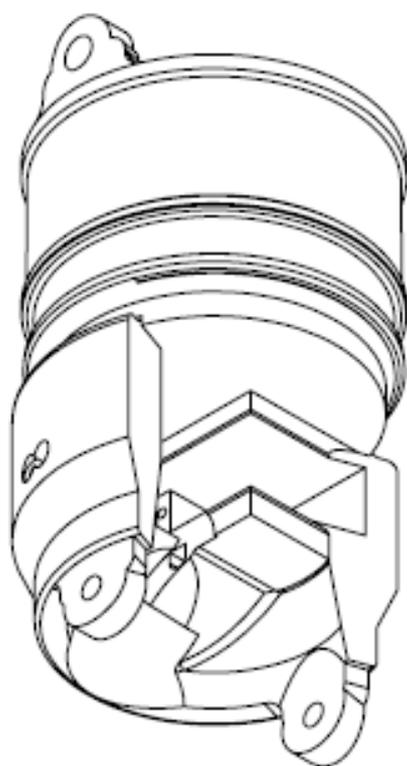
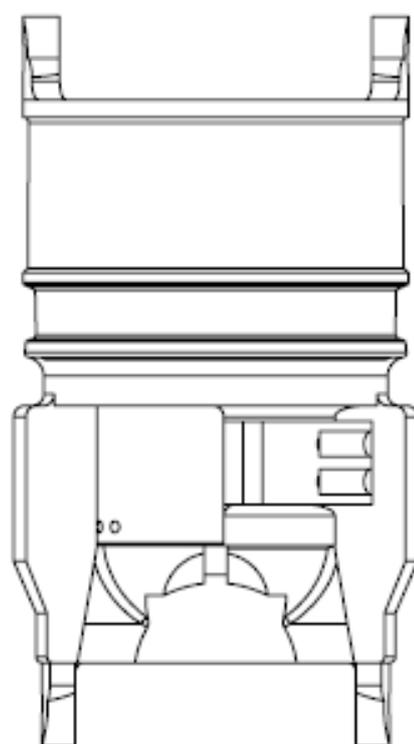
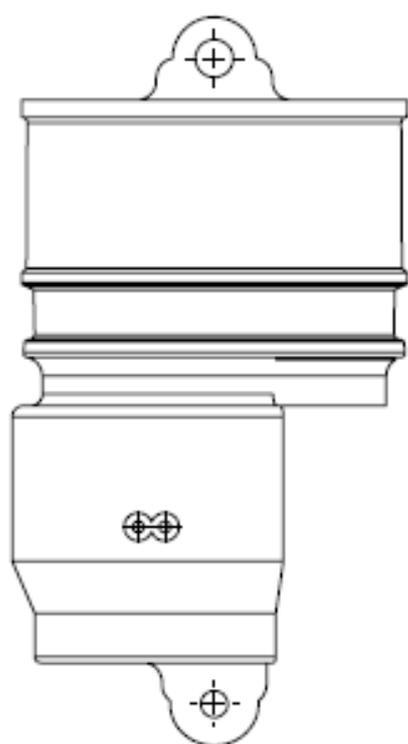
	FECHA	NOMBRE	UNIVERSIDAD DE PIURA FACULTAD DE INGENIERÍA		
DIBUJADO					
REVISADO					
<i>Título</i>	Pin tensor		<i>Denominación</i>	<i>Escala</i> 2:1	
<i>Nombres y apellidos</i>	Jan Luis Alexander Diaz Purizaga		Apéndice A-6	<i>Plano N</i> 5	



	FECHA	NOMBRE
DIBUJADO		
REVISADO		

UNIVERSIDAD DE PIURA
FACULTAD DE INGENIERÍA

<i>Título</i> Codo	<i>Denominación</i> Apéndice A-7	<i>Escala</i> 1:1
<i>Nombres y apellidos</i> Jan Luis Alexander Díaz Purizaga		<i>Plano N</i> 6



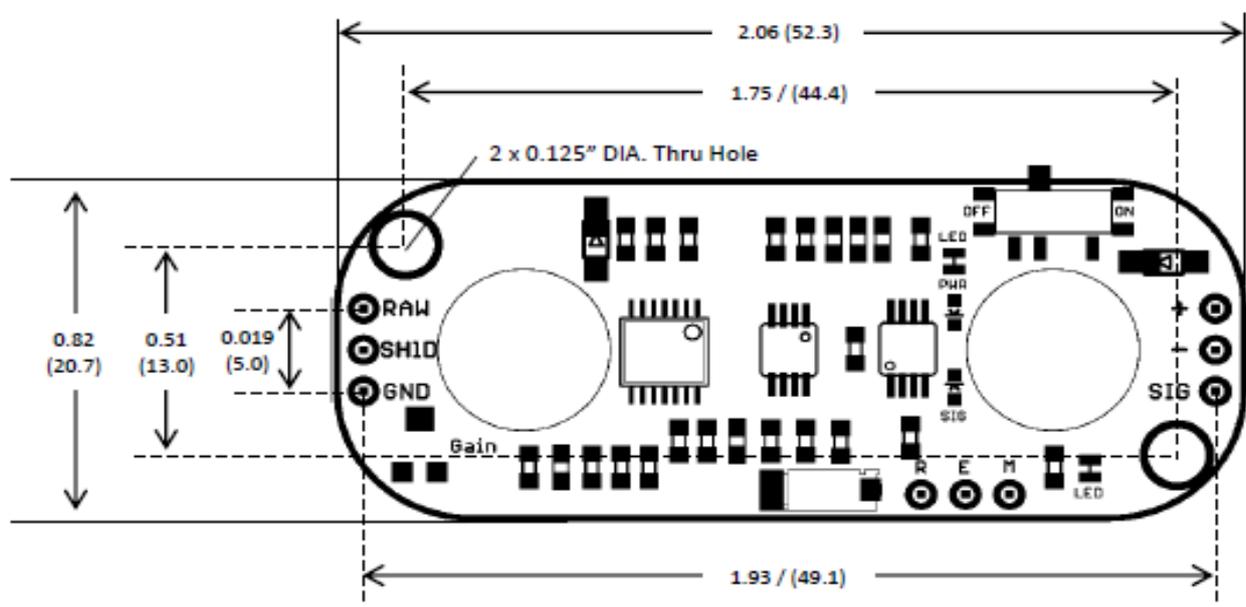
	FECHA	NOMBRE	UNIVERSIDAD DE PIURA FACULTAD DE INGENIERÍA					
DIBUJADO								
REVISADO								
Título	Brazo		Denominación	Escala				
Nombres y apellidos	Jan Luis Alexander Diaz Purizaga		Apéndice A-8	1:2				
				Plano N				
				7				

ANEXOS

Electrical Specifications

Parameter	Min	TYP	Max
Supply Voltage	+3.1V	+3.3V or +5V	+6.3V
Adjustable Gain Potentiometer, R_{gain} ($G = 201 * R_{gain} / 1 \text{ k}\Omega$)	0.01 Ω	50 $\text{k}\Omega$	100 $\text{k}\Omega$
Output Signal Voltage EMG Envelope Raw EMG (centered about $+V_s/2$)	0V 0V	-- --	+ V_s + V_s
Input Impedance	--	110 $\text{G}\Omega$	--
Supply Current	--	9 mA	14 mA
Common Mode Rejection Ratio (CMRR)	--	110	--
Input Bias	--	1 pA	--

Dimensions



ANEXO B-2: Datasheet del Force Sensor Resistor

4.0 Performance Specifications

Below are typical parameters. The FSR is a custom device and can be made for use outside these characteristics. Consult us your specific requirements.

General		
PARAMETER	VALUE	NOTES
Force Sensitivity Range	10 g to 1.0 kg (0.1 to 10N)	Dependent on mechanics
Break Force (Activation Force)	10 g (0.1N)	Dependent on mechanics and FSR build
Part-to-Part Force Repeatability	± 6% of established nominal	With a repeatable actuation system
Single Part Force Repeatability	± 2% of initial reading	With a repeatable actuation system
Hysteresis	+ 10% Average	$(R_{F+} - R_{F-})/R_{F+}$
Long Term Drift	< 5% per $\log_{10}(\text{time})$	Tested to 35 days, 1kg load
Force Resolution	Continuous	Depends on measurement electronics
Stand-Off Resistance	> 10M Ω	Unloaded, unbent
Switch Travel	0.05mm	Typical; depends on design
Device Rise Time	<3 microseconds	Measured with drop of steel ball
Maximum Current	1 mA/cm ² of applied force	
EMI / ESD	Generates no EMI; not ESD sensitive	

Specifications are derived from measurements taken at 1000 grams, and are given as (one standard deviation / mean), unless otherwise noted.

Environmental Performance Specifications

PARAMETER	TYPICAL R CHANGE	NOTES
Hot Operation	-15%	85°C after 1 hour
Cold Operation	-5%	-40°C after 1 hour soak
Hot Humid Operation	+10%	+85°C, 95% RH, after 1hour
Hot or Cold Storage	-10%	-25°C to +85°C, 120hrs
Hot Humid Storage Temperature	+ 30% of established nominal resistance	+85°C, 95% RH, 240 hours
Thermal Shock	± 2% typical	-25°C to +70°C, 10 Cycles, 15 minute dwell, 5 minute transitions

Note: Specifications are derived from measurements taken at 1000 grams.

Durability Performance Specifications

PARAMETER	TYPICAL R CHANGE	NOTES
Tap Testing	-10%	10 million actuations, 1kg, 4Hz
Constant Load	-5%	2.5 kg standing load, 24 hrs
Chemical Resistance		The following chemicals do not affect the operation when applied to the outside of the sensor: cola, coffee, isopropyl alcohol, soap solution, household cleaners. No others tested. Application is a single drop on the exterior of the sensor that is allowed to soak until evaporation and does not enter the sensor.
Sensitivity to Noise/Vibration	No effect	

Note: Specification derived from measurements taken at 1000 grams.

Linear Pots

PARAMETER	VALUE	NOTES
Positional Resolution	0.075 to 0.5 mm (0.003" to 0.02")	Dependent on actuator size and electronics and exact design
Positional Accuracy	Better than $\pm 2\%$ of full length	

5.0 Environmental and Reliability Data

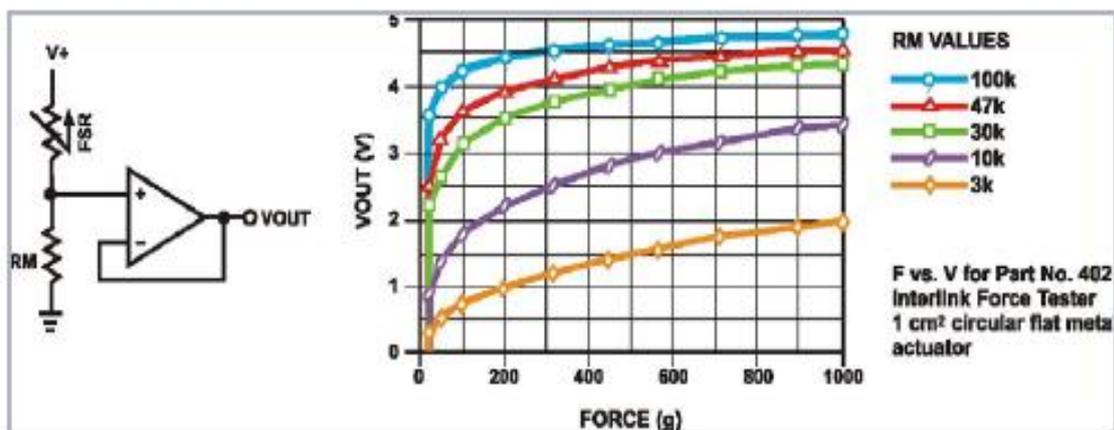
Contact your Interlink Representative for full details.

6.0 Measurement Techniques

6.1 Circuit

Voltage Divider

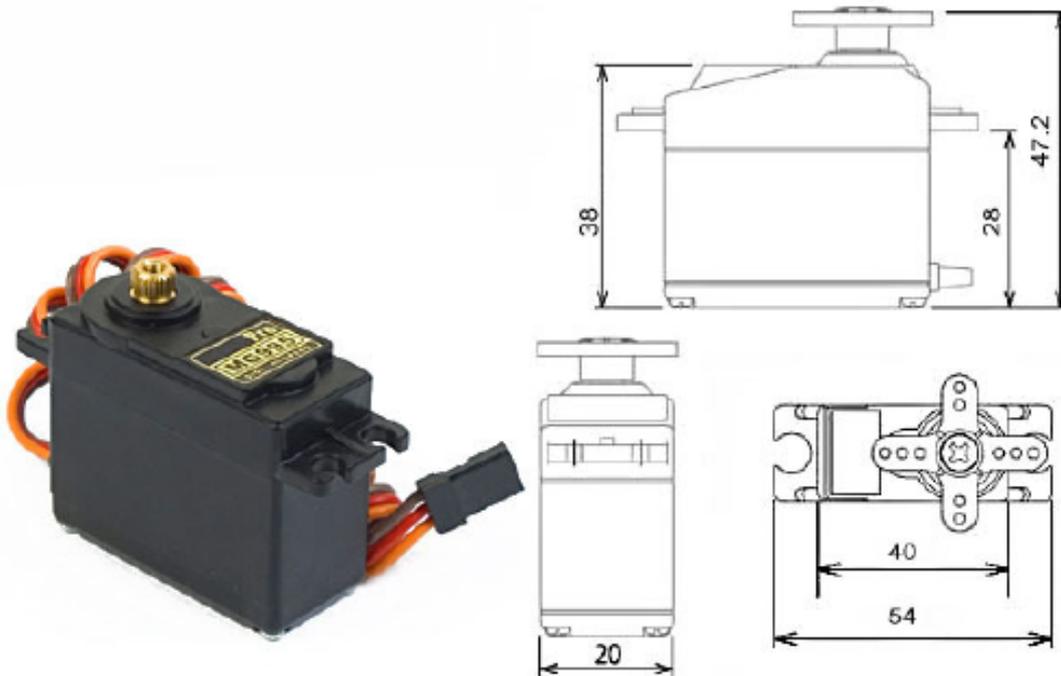
Figure 9: FSR Voltage Divider



ANEXO B-3: Datasheet del Arduino Nano

Microcontroller	ATmega328
Architecture	AVR
Operating Voltage	5 V
Flash Memory	32 KB of which 2 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
Clock Speed	16 MHz
Analog I/O Pins	8
EEPROM	1 KB
DC Current per I/O Pins	40 mA (I/O Pins)
Input Voltage	7-12 V
Digital I/O Pins	22
PWM Output	6
Power Consumption	19 mA
PCB Size	18 x 45 mm
Weight	7 g
Product Code	A000005

MG995 High Speed Metal Gear Dual Ball Bearing Servo



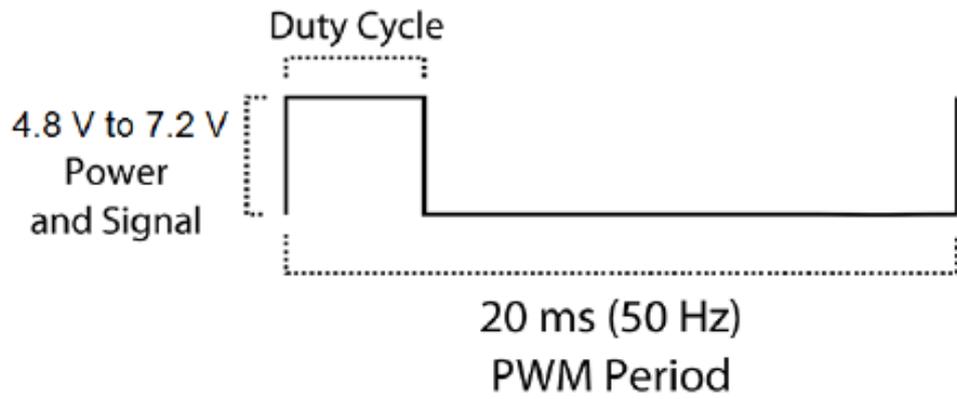
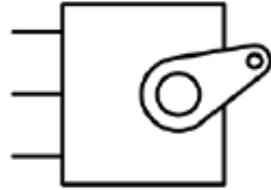
The unit comes complete with 30cm wire and 3 pin 'S' type female header connector that fits most receivers, including Futaba, JR, GWS, Cirrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona, Berg, Spektrum and Hitec.

This high-speed standard servo can rotate approximately 120 degrees (60 in each direction). You can use any servo code, hardware or library to control these servos, so it's great for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. The MG995 Metal Gear Servo also comes with a selection of arms and hardware to get you set up nice and fast!

Specifications

- Weight: 55 g
- Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx.
- Stall torque: 8.5 kgf-cm (4.8 V), 10 kgf-cm (6 V)
- Operating speed: 0.2 s/60° (4.8 V), 0.16 s/60° (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V a 7.2 V
- Dead band width: 5 μ s
- Stable and shock proof double ball bearing design
- Temperature range: 0 °C – 55 °C

PWM=Orange (⏏)
Vcc = Red (+)
Ground=Brown (-)



ANEXO B-5: Datasheet de Servomotores TowerPro



MG945

MG945 Towerpro Digital Metal Servo 12KG High torque
 MG945 is for 1/8 buggy monster and many RC model
 It is low cost of digital servo with export quality and great servo for
 just about any application.

Specification:

Weight: 55g
 Dimension: 40.7×19.7×42.5mm
 Stall torque: 10kg/cm (4.8v); 12kg/cm (6v)
 Operating speed: 0.23sec/60degree (4.8v); 0.2sec/60degree (6.0v)
 Operating voltage: 4.8 ~ 6.6v
 Temperature range: 0-55deg
 Gear Type: Metal gear
 Dead band width: 1us
 Power Supply: Through External Adapter
 servo wire length: 32cm
 Current draw at idle 10mA
 No load operating current draw 170mA
 Stall current draw 1200mA
 Servo Plug: JR (Fits JR and Futaba)
 servo arms & screws included and fit with Futaba servo arm
 It's universal "S" type connector that fits most receivers, including
 Futaba, JR, Hitec, GWS, Cirrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona,
 Berg, Spektrum.
 CE & RoHS approved

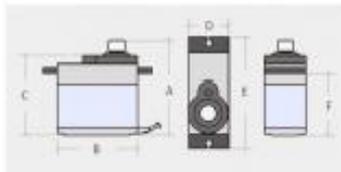
We have upgraded our servo gear set and shaft to aluminum 6061-T6.

It is stronger and lighter than copper.

Categories: Servos & Parts, X-Large Servo 50g+



Product Description



PRODUCT CONFIGURE TABLE

Weight(g)	55
Torque(kg)(4.8v)	10
Speed(sec/60deg)	0.23
A(mm)	42.7
B(mm)	40.9
C(mm)	37
D(mm)	20
E(mm)	54
F(mm)	26.8

Additional Information

Weight 0.08 kg



MG946R

MG946R Towerpro Digital Metal Servo 13KG High torque. It is upgraded version of TowerPro MG945. The new PCB and IC control system which makes it more accurate. Its internal gearing and motor are also upgraded to improve dead bandwidth and centering.

MG946R is for 1/8 buggy monster and many RC model.

We are the original manufacturer of TowerPro MG995 servo. There are many counterfeit servos of TowerPro from China dealers selling on eBay, Amazon and Alibaba websites.

If the suppliers removed "TowerPro" logo from the photos and the products description, they are selling counterfeits low quality servo. Please identify the supplier before you purchased the goods. Only our authorized dealers who provide reliable quality servos and after services.

Specification:

Weight: 55g

Dimension: 40.7x19.7x42.9mm

Stall torque: 10.5kg/cm (4.8v); 13kg/cm (6v)

Operating speed: 0.20sec/60degree(4.8v); 0.17sec/60degree(6.0v)

Operating voltage: 4.8-6.6v

Temperature range: 0-55deg

Servo Plug: JR (Fits JR and Futaba)

Gear Type: Metal gear

Dead band width: 1us

Power Supply: Through External Adapter

servo wire length: 32cm

Current draw at idle 10mA

No load operating current draw 170mA

Stall current draw 1200mA

Servo Plug: JR (Fits JR and Futaba)

servo arms & screws included and fit with Futaba servo arm

It's universal "S" type connector that fits most receivers, including

Futaba, JR, Hitec, GWS, Citrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona,

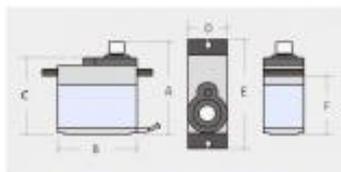
Berg, Spektrum.

CE & RoHS approved

We have upgraded our servo gear set and shaft to aluminum 6061-T6.

It is stronger and lighter than copper.

Categories: Servos & Parts, X-Large Servo 50g+



PRODUCT CONFIGURE TABLE

Weight(g)	55
Torque(kg)(4.8v)	10.5
Speed(sec/60deg)	0.2
A(mm)	42.7
B(mm)	40.9
C(mm)	37
D(mm)	20
E(mm)	54
F(mm)	26.8

Additional Information

Weight 0.08 kg



MG958

MG958

MG958 is best choice if you need higher torque than 15KG. Excellent performance for RC-cars from 10 to 6-th scale, buggy and monster and 30cc 60cc airplane.

Specification:

Weight: 65g
 Dimensions: 40.2 x 20.1 x 36.8mm
 Operating Voltage: 4.8v-6.6v
 Stall Torque (4.8v): 18.0kg.cm
 Stall Torque (6.6v): 20.0kg.cm
 Servo case: Alloy case in the middle
 Gear Type: Metal gear
 Bearing: Double ball bearing
 Temperature range: 0-55deg
 Operating Temperature Range: -20 - +60 Degree C
 Operating Speed (4.8v): 0.16sec/60 degree
 Operating Speed (6.0v): 0.15sec/60 degree
 servo wire length: 32cm
 Current draw at idle: 10mA
 No load operating current draw 170MA
 Stall current draw 1600MA
 Servo Plug: JR (Fits JR and Futaba)
 servo arms & screws included and fit with Futaba servo arm
 CE & RoHS approved

We have upgraded our servo gear set and shaft to aluminum 6061-T6. It is stronger and lighter than copper.

Categories: Servos & Parts, X-Large Servo 50g+

Product Description



PRODUCT CONFIGURE TABLE

Weight(g)	62
Torque(kg)(4.8v)	18
Speed(sec/60deg)	0.2
A(mm)	47.8
B(mm)	40
C(mm)	42
D(mm)	20
E(mm)	54.2
F(mm)	-30

Additional Information

Weight: 0.120 kg



MG959 Black (High torque for giant airplane) (Sold Out)

TowerPro MG959 Black Digital Metal Gear Servo for giant airplane
Alloy casing in the middle

Specification:

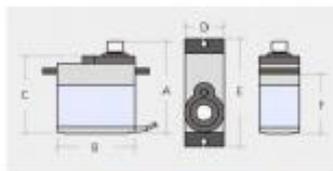
Weight: 67g
 Dimensions: 40.2 x 20.1 x 38.7mm
 Control system: +pulse width control 1520usec neutral
 Required pulse: 3-5v peak to peak square wave
 Operating voltage: 6v-7.4v
 Operating temperature range: -20~+60°C
 Operating speed (6.0v): 0.19sec / 60 degree at no load
 Operating speed (7.4v): 0.17sec / 60 degree at no load
 Stall torque @ 6.0V: 28.0kg cm
 Stall torque @ 7.4V: 32.0kg cm
 Motor type: Coreless motor
 Potentiometer drive: Indirect drive
 Bearing type: Dual ball bearing
 Gear type: metal gears
 Dead band width: 1us
 Wire length: 32cm
 servo arms & screws included
 CE &RoHS approved

Categories: Servos & Parts, X-Large Servo 50g+



DESCRIPTION

Product Description



PRODUCT CONFIGURE TABLE

Weight(g)	67
Torque(6.0v)	28
Speed(sec/60deg)	0.19
A(mm)	43.5
B(mm)	40.2
C(mm)	38.7
D(mm)	20.1
E(mm)	55
F(mm)	26.7



CE RoHS

MG968 (Digital Titanium gear high torque for giant airplane)

Digital Titanium gear servo, coreless motor, Alloy casing in the middle.
 MG968 is best choice if you need higher torque than 24KG.
 Excellent performance for RC-cars 6th scale buggy and monster and 60cc 120cc airplane.

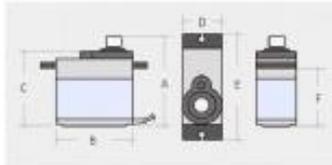
Specification:

Weight: 65g
 Dimension: 40x20x39mm
 Stall torque: 22kg cm (4.8V); 25kg cm (6.0V)
 Operating speed: 0.16sec/60degree (4.8V); 0.13sec/60degree (6.0V)
 Operating voltage: 4.8V- 6.6V
 Gear Type: Metal gear
 Double ball bearing
 Motor type: Coreless motor
 Servo case: alloy case in the middle
 Temperature range: 0- 55deg
 Servo Plug: JR (Fits JR and Futaba)
 servo wire length: 32cm
 servo arms & screws included and fit with Futaba servo arm
 Categories: Servos & Parts, X-Large Servo 50g+



DESCRIPTION ADDITIONAL INFORMATION

Product Description



PRODUCT CONFIGURE TABLE

Weight(g)	65
Torque(kg)(4.8v)	22
Speed(sec/60deg)	0.16
A(mm)	46.2
B(mm)	40.3
C(mm)	37.1
D(mm)	20.1
E(mm)	52.9
F(mm)	29.4

Additional Information

Weight 0.12 kg



MG995

MG995

This is the most famous servo made by TowerPro.

MG995 is a digital metal gear high torque servo for airplane, helicopter, RC-cars from 10 to 6-th scale, truggy and monster and many RC model.

We are the original manufacturer of TowerPro MG995 servo.

There are many counterfeit servos of TowerPro from China dealers selling on eBay, Amazon and Alibaba websites.

If the suppliers removed "TowerPro" logo from the photos and the products description, they are selling counterfeits low quality servo. Please identify the supplier before you purchased the goods. Only our authorized dealers who provide reliable quality servos and after services.

Specification:

Weight: 55g

Dimension: 40.7x19.7x42.9mm

Stall torque: 9.4kg/cm (4.8v); 11kg/cm (5v)

Operating speed: 0.20sec/60degree (4.8v); 0.16sec/60degree (5.0v)

Operating voltage: 4.8~ 6.6v

Gear Type: Metal gear

Temperature range: 0- 55deg

Dead band width: 1us

servo wire length: 32cm

Current draw at idle 10mA

No load operating current draw 170mA

Stall current draw 1200mA

Servo Plug: JR (Fits JR and Futaba)

servo arms & screws included and fit with Futaba servo arm

It's universal "S" type connector that fits most receivers, including

Futaba, JR, Hitec, GWS, Cirrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona,

Beig, Spektrum.

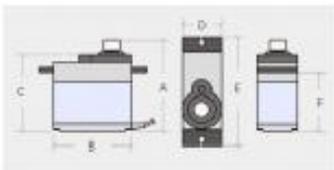
CE &RoHS approved

We have upgraded our servo gear set and shaft to aluminum 6061-T6.

It is stronger and lighter than copper.

Categories: Servos & Parts, X-Large Servo 50g+

Product Description



PRODUCT CONFIGURE TABLE

Weight(g)	55
Torque(kg)(4.8v)	8.5
Speed(sec/60deg)	0.2
A(mm)	42.7
B(mm)	40.9
C(mm)	37
D(mm)	20
E(mm)	54
F(mm)	26.8

Additional Information

Weight 0.08 kg



MG996R

MG996R

MG996R is an upgraded version of MG995 servo.

The new PCB and IC control system which makes it far more accurate.

Its internal gearing and motor are also upgraded to improve dead bandwidth and centering.

It is a great choice for 1/10 buggy and airplane helicopter, RC-cars from 10 to 6-th scale buggy and monster and many RC model.

We are the original manufacturer of TowerPro MG995 servo.

There are many counterfeit servos of TowerPro from China dealers selling on eBay, Amazon and Alibaba websites.

If the suppliers removed "TowerPro" logo from the photos and the products description, they are selling counterfeits low quality servo. Please identify the supplier before you purchased the goods. Only our authorized dealers who provide reliable quality servos and after services.

Specification:

Weight: 55g

Dimension: 40.7×19.7×42.9mm

Stall torque: 9.4kg/cm (4.8v); 11kg/cm (6.0v)

Operating speed: 0.19sec/60degree (4.8v); 0.15sec/60degree (6.0v)

Operating voltage: 4.8- 6.6v

Gear Type: Metal gear

Temperature range: 0- 55deg

Servo Plug: JR (Fits JR and Futaba)

Dead band width: 1us

Servo wire length: 32cm

Current draw at idle: 10mA

No load operating current draw: 170mA

Stall current draw: 1400mA

servo arms & screws included and fit with Futaba servo arm

It's universal "S" type connector that fits most receivers, including

Futaba, JR, Hitec, GWS, Cirrus, Blue Bird, Blue Arrow, Corona,

Berg, Spektrum.

CE & RoHS approved

We have upgraded our servo gear set and shaft to aluminum 6061-T6.

It is stronger and lighter than copper.

Categories: Servos & Parts, X-Large Servo 50g+

Product Description



PRODUCT CONFIGURE TABLE

Weight(g)	55
Torque(kg)(4.8v)	9.4
Speed(sec/60deg)	0.17
A(mm)	42.7
B(mm)	40.9
C(mm)	37
D(mm)	20
E(mm)	54
F(mm)	26.8

Additional Information

Weight 0.060 kg