



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA  
SEDE CUENCA**

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**DESARROLLO DE MEJORAS AL MECANISMO DE UN  
PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL  
CONSIDERANDO SOCKET Y ACTUADORES**

*Trabajo de titulación previo a la obtención  
del título de: Ingeniera Mecatrónica*

AUTORA: ANDREA ROMINA ZHINDÓN SALINAS

TUTOR: ING. JOHN IGNACIO CALLE SIGUENCIA, Ph.D.

Cuenca – Ecuador  
2022

# **CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

Yo, Andrea Romina Zhindón Salinas, con documento de identificación N.º 0105242242 manifiesto que:

Soy la autora y responsable del presente trabajo; y, autorizo a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Cuenca, 31 de julio del 2022

Atentamente,



---

**Andrea Romina Zhindón Salinas**  
**0105242242**

# **CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Yo, Andrea Romina Zhindón Salinas, con documento de identificación N° 0105242242, expreso mi voluntad y por medio del presente documento cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del Proyecto Técnico: "Desarrollo de Mejoras al Mecanismo de un Prototipo de Prótesis Transhumeral considerando Socket y Actuadores", el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniera Mecatrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribo este documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 31 de julio del 2022

Atentamente,



---

**Andrea Romina Zhindón Salinas**  
**0105242242**

# **CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

Yo, John Ignacio Calle Siguencia con documento de identificación N° 0102118213, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: DESARROLLO DE MEJORAS AL MECANISMO DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL CONSIDERANDO SOCKET Y ACTUADORES, realizado por Andrea Romina Zhindón Salinas con documento de identificación N° 0105242242, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Proyecto Técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 31 de julio del 2022

Atentamente,



Firmado electrónicamente por:  
**JOHN IGNACIO  
CALLE  
SIGUENCIA**

---

**Ing. John Ignacio Calle Siguencia, Ph.D**  
**0102118213**

# Dedicatoria

## *Romina Zhindón*

Este proyecto técnico se lo dedico con todo mi cariño a mis padres Lali y Diego por su esfuerzo, su motivación y por ayudarme a seguir esta carrera para mi vida profesional y por creer en mi capacidad de lograr alcanzar una meta más en mi vida.

A mis hermanas, Ana, Belén y Valeska quienes con sus palabras de aliento no me dejaron decaer para que siguiera adelante y siempre sea perseverante y cumpla con mis metas.

A mi perrita Arlie que gracias a la compañía de todos los días me animo a seguir adelante con este proyecto técnico.

# Agradecimientos

## *Romina Zhindón*

Primero agradezco a la vida que me permitió llegar al final de esta etapa, con salud y la fuerza para enfrentar todos los obstáculos puesto en el camino.

A toda mi familia, a mis Padres Lali y Diego, quienes me apoyaron en toda mi carrera universitaria y que motivaron cada día a que cumpla esta meta, a mis hermanas Ana, Belén y Valeska quienes no dejaron que me rindiera en todo este proceso y estuvieron dándome todo el apoyo necesario para no rendirme en esta etapa.

A mi perrita Arlie, que me acompañó en todas mis desveladas para terminar mi proyecto de titulación.

A mis compañeros y amigos, Pablo, Carlos, Byron, que con su apoyo y aliento me ayudaron a terminar esta etapa acompañándome en toda la vida universitaria.

A mis mejores amigas, Fer, Mary, Salomé, quienes no dejaron que me rindiera hasta culminar con mis estudios, dándome su amor y apoyo.

A mis compañeros de trabajo, Pedro y Sara, por darme horas libres para poder culminar con mi proyecto de titulación dentro de las horas de trabajo.

A todos los docentes de la carrera, quienes fueron una parte fundamental para alcanzar este logro, brindándonos sus conocimientos y experiencia, en especial a mi tutor Ing. John Calle Ph.D, a la Ing. Cecilia Villa Ph.D, a la Dra. Yaroslava Robles Ph.D y al Ing. Luis López, Ph.D, quienes aportaron con sus conocimientos y consejos durante el desarrollo de este trabajo de titulación.

Este documento fue realizado enteramente en L<sup>A</sup>T<sub>E</sub>X

# Índice

<b>Certificado de responsabilidad y autoría del trabajo de titulación</b>	<b>I</b>
<b>Certificado de cesión de derechos de autor del trabajo de titulación a la Universidad Politécnica Salesiana</b>	<b>II</b>
<b>Certificado de dirección del trabajo de titulación</b>	<b>III</b>
<b>Dedicatoria</b>	<b>IV</b>
<b>Agradecimientos</b>	<b>V</b>
<b>Resumen</b>	<b>XIV</b>
<b>Abstract</b>	<b>XV</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Problema</b>	<b>2</b>
2.1. Descripción del problema . . . . .	2
2.2. Antecedentes . . . . .	3
2.3. Alcances . . . . .	3
2.4. Delimitación . . . . .	3
2.4.1. Delimitación geográfica . . . . .	3
2.5. Problema General . . . . .	4
2.6. Problemas Específicos . . . . .	4
<b>3. Objetivos</b>	<b>5</b>
3.1. Objetivo General . . . . .	5
3.2. Objetivos Específicos . . . . .	5
<b>4. Marco Teórico</b>	<b>5</b>
4.1. Amputaciones del miembro superior . . . . .	5
4.2. Biomecánica del brazo . . . . .	6
4.2.1. Articulación del codo . . . . .	6
4.2.2. Movimientos realizados por la articulación del codo . . . . .	7
4.2.3. Músculos motores para flexión del codo . . . . .	8

4.2.4.	Músculos motores para extensión del codo . . . . .	9
4.2.5.	Prono-supinación . . . . .	9
4.2.6.	Músculos motores de pronación . . . . .	11
4.2.7.	Músculos motores de supinación . . . . .	11
4.2.8.	Dinámica de la articulación radiocubital proximal . . . . .	12
4.2.9.	Dinámica de la articulación radiocubital distal . . . . .	13
4.2.10.	Articulación muñeca . . . . .	14
4.2.11.	Goniometría de la muñeca . . . . .	15
4.2.12.	Flexión y extensión . . . . .	16
4.2.13.	Desviación radio-cubital . . . . .	16
4.2.14.	Músculos que intervienen en cada movimiento . . . . .	17
4.2.15.	Total de movimientos realizados por la muñeca . . . . .	20
4.2.16.	Medidas antropométricas de un brazo . . . . .	21
4.3.	Rangos de movimiento y torques de los distintos movimientos del brazo . . .	23
4.3.1.	Flexo-extensión del codo . . . . .	23
4.3.2.	Prono-supinación . . . . .	24
4.3.3.	Desviación radio-cubital . . . . .	24
4.3.4.	Flexo-extensión de la muñeca . . . . .	24
4.4.	Prótesis transhumeral . . . . .	25
4.4.1.	Socket . . . . .	25
4.4.2.	Selección de socket . . . . .	26
4.4.3.	Actuadores que intervienen en una prótesis . . . . .	30
4.5.	Sistema mecánico en una prótesis . . . . .	30
4.6.	Materiales para elaboración de una prototipo de prótesis . . . . .	31
4.6.1.	Materiales para elaboración del socket . . . . .	31
4.6.2.	Materiales para la impresión 3D . . . . .	33
4.6.3.	Materiales para la construcción interna de la prótesis . . . . .	34
4.6.4.	Actuadores para el prototipo de prótesis . . . . .	36
4.7.	Software de ingeniería . . . . .	41
4.7.1.	Análisis mediante software de ingeniería . . . . .	41
4.7.2.	Eficiencia de la simulación de Von Mises . . . . .	42
<b>5.</b>	<b>Marco metodológico</b>	<b>43</b>
5.1.	Diagnóstico del sistema de la prótesis transhumeral para la definición de componentes a ser modificados . . . . .	43

5.1.1.	Análisis de componentes en subsistemas de la prótesis . . . . .	46
5.2.	Propuesta de solución . . . . .	49
5.2.1.	Método artesanal para la elaboración del socket . . . . .	50
5.2.2.	Método para la fijación de socket artesanal . . . . .	51
5.2.3.	Método mediante software de ingeniería para elaboración de socket .	53
5.2.4.	Modificaciones del sistema del brazo: Húmero . . . . .	54
5.2.5.	Modificaciones del sistema de antebrazo: Radio y Cubito . . . . .	61
5.2.6.	Sistema de la mano y sus componentes . . . . .	67
5.3.	Cálculos de la tensión de Von Mises . . . . .	71
5.4.	Análisis del rediseño de la prótesis transhumeral con software de ingeniería .	72
5.4.1.	Centro de gravedad . . . . .	73
5.4.2.	Medidas antropométricas . . . . .	75
5.4.3.	Análisis estático mediante software Inventor . . . . .	77
<b>6.</b>	<b>Análisis de resultados</b>	<b>84</b>
6.1.	Análisis del socket . . . . .	84
6.2.	Análisis del diseño . . . . .	85
6.3.	Análisis de esfuerzos . . . . .	86
6.4.	Construcción e integración . . . . .	88
<b>7.</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>93</b>
<b>8.</b>	<b>Recomendaciones</b>	<b>94</b>
<b>11.</b>	<b>Referencias.</b>	<b>97</b>
<b>ANEXOS</b>		<b>98</b>

## Lista de Tablas

1.	Movimientos de la muñeca . . . . .	21
2.	Medidas antropométricas . . . . .	22
3.	Peso total de un brazo humano . . . . .	22
4.	Matriz de decisión . . . . .	32
5.	Características de filamentos . . . . .	34
6.	Propiedades del aluminio . . . . .	35
7.	Propiedades del grilón . . . . .	35
8.	Características del nuevo actuador . . . . .	38
9.	Características del motor lineal . . . . .	39
10.	Características del servomotor . . . . .	40
11.	Movimientos de los distintos actuadores . . . . .	48
12.	Componentes y mecanismos por cambiar . . . . .	50
13.	Cálculo de la Tensión de Von Mises . . . . .	72
14.	Medidas finales . . . . .	77
15.	Datos finales del análisis estático . . . . .	83
16.	ABS . . . . .	83
17.	Medidas del diseño . . . . .	86
18.	Datos obtenidos . . . . .	87
19.	Características de impresión . . . . .	88

## Lista de Figuras

1.	Niveles de amputaciones . . . . .	2
2.	Croquis del establecimiento . . . . .	4
3.	Estructuras óseas de la articulación del codo . . . . .	7
4.	Ángulo de transporte . . . . .	8
5.	Movimiento de prono-supinación . . . . .	10
6.	Amplitud de movimientos . . . . .	11
7.	Movimiento principal . . . . .	12
8.	Movimiento de pronación . . . . .	13
9.	Representación por manivela . . . . .	14
10.	Complejo articular . . . . .	15
11.	Goniometría . . . . .	16
12.	Goniometría . . . . .	17
13.	Músculos en flexión . . . . .	18
14.	Músculos en extensión . . . . .	19
15.	Músculos en aducción . . . . .	19
16.	Músculos en abducción . . . . .	20
17.	Peso de los segmentos corporales . . . . .	23
18.	Partes de una prótesis transhumeral . . . . .	25
19.	Socket . . . . .	26
20.	Malla interna . . . . .	27
21.	Parte rígida del socket . . . . .	28
22.	Conjunto . . . . .	29
23.	Socket impreso . . . . .	30
24.	ThermoLyn soft (EVA) . . . . .	33
25.	Clasificación de los actuadores . . . . .	36
26.	Servomotor RMD-x6 . . . . .	37
27.	Motor lineal PQ12 . . . . .	39
28.	Servomotor ANNIMOS . . . . .	40
29.	Prótesis actualmente . . . . .	44
30.	Sistema del codo actualmente . . . . .	45
31.	Sistema de la mano actualmente . . . . .	46
32.	Peso actual de la prótesis . . . . .	47
33.	Componentes mecánicos de la prótesis . . . . .	49

34.	Anillo laminado . . . . .	52
35.	Socket artesanal . . . . .	52
36.	Escaneo de al muñón del paciente . . . . .	53
37.	Software EVA . . . . .	53
38.	Socket impreso en 3D . . . . .	54
39.	Acople del socket y la tapa del húmero de la Prótesis Transhumeral Biomecatrónica, (anterior) . . . . .	55
40.	Húmero de la Prótesis Transhumeral Biomecatrónica, (anterior) . . . . .	55
41.	Vista lateral del húmero . . . . .	56
42.	Perspectiva delantera del húmero . . . . .	56
43.	Vista posterior del húmero . . . . .	57
44.	Tapa de la parte posterior del húmero . . . . .	57
45.	Húmero con todos los componentes de la Prótesis Transhumeral Biomecatrónica, (anterior) . . . . .	58
46.	Parte delantera . . . . .	59
47.	Parte posterior . . . . .	59
48.	Acoples de la articulación del codo, (anterior) . . . . .	60
49.	Agujeros del motor para la integración al húmero . . . . .	61
50.	Sistema interno, (anterior) . . . . .	62
51.	Sistema interno, (anterior) . . . . .	63
52.	Anterior eje . . . . .	63
53.	Nuevo eje . . . . .	64
54.	Sistema interno . . . . .	64
55.	Carcasa de la Prótesis Transhumeral Biomecatrónica, (anterior) . . . . .	65
56.	Carcasa . . . . .	66
57.	Carcasa que será impresa en Ninja Flex . . . . .	67
58.	Muñeca anterior . . . . .	68
59.	Rediseño del acople de la muñeca . . . . .	68
60.	Parte delantera de la Maki 3.0, (anterior) . . . . .	69
61.	Parte posterior de la Maki 3.0, (anterior) . . . . .	69
62.	Parte delantera del nuevo sistema de la mano . . . . .	70
63.	Parte posterior del nuevo sistema de la mano . . . . .	70
64.	Sistema interno modificado con los nuevos actuadores . . . . .	71
65.	Centro de gravedad XY . . . . .	73
66.	Centro de gravedad XZ . . . . .	73

67.	Centro de gravedad YZ . . . . .	74
68.	Datos de centro de gravedad. . . . .	74
69.	Medidas de la prótesis . . . . .	75
70.	Fuerza en la mano . . . . .	77
71.	Tensión de Von Mises con la fuerza en la mano . . . . .	78
72.	Factor de seguridad con la fuerza en la mano . . . . .	78
73.	Fuerza en el barzo . . . . .	79
74.	Tensión de Von Mises con la fuerza del brazo . . . . .	79
75.	Factor de seguridad con la fuerza del brazo . . . . .	80
76.	Tensión de Von Mises con las fuerzas del brazo y de la mano . . . . .	80
77.	Factor de seguridad con las fuerzas del brazo y de la mano . . . . .	81
78.	Torque que interviene en los actuadores . . . . .	81
79.	Tensión de Von Mises junto a las fuerzas y a los torques de los actuadores . .	82
80.	Factor de seguridad junto a las fuerzas y a los torques de los actuadores . . .	82
81.	Diseño del socket . . . . .	84
82.	Diseño del anillo de sujeción . . . . .	85
83.	Ensamble de la prótesis junto con el socket . . . . .	86
84.	Resultados de las simulaciones . . . . .	87
85.	Resultados de las simulaciones . . . . .	87
86.	Húmero . . . . .	89
87.	Antebrazo . . . . .	90
88.	Sistema interno ensamblado . . . . .	91
89.	Acople muñeca . . . . .	91
90.	Sistema de la mano ensamblado . . . . .	92
91.	Parte posterior de la mano . . . . .	92

## Resumen

**E**l presente proyecto técnico muestra el rediseño del sistema mecánico de una prótesis transhumeral biomecatrónica, teniendo en cuenta los actuadores y el socket, a base de un primer diseño de la prótesis. El desarrollo en las mejoras en el sistema mecánico parte desde las restricciones que se tienen al momento de hacer la selección de los nuevos actuadores.

Primero se realizó un estudio del estado del arte para identificar los sistemas que intervienen en la prótesis transhumeral, es decir: los actuadores, socket, materiales y software de ingeniería. Por medio de este estudio se definieron los movimientos que realiza el brazo humano, incluyendo los músculos que intervienen en cada uno de los movimientos, para dar a conocer los actuadores que pueden ser usados en la prótesis y realizar la elección de estos para que cumplan con los movimientos que se pretenden imitar. Se identificaron los distintos sockets para la elección de la mejor opción para el paciente. En la selección de materiales se evaluaron la resistencia y la dureza de cada material que existe en el mercado y el software de ingeniería se escogió para realizar el análisis final de cada componente.

Para el rediseño del sistema mecánico, se realizó un diagnóstico de la prótesis para saber sobre el peso, los grados de libertad y que tanto soporta el material en que fueron impresos los componentes. Luego de que se realizó el diagnóstico se propusieron los cambios en el diseño, teniendo en cuenta la selección de los nuevos actuadores y su incorporación a la prótesis. Aprobados los cambios, se procedió a realizar el rediseño del prototipo de prótesis transhumeral. Se realizaron los análisis correspondientes de cada pieza con el material en el que sería impreso para saber que tan factible sería usar el material para la impresión 3D.

Finalmente, el análisis en el software de ingeniería resultó favorable para cada pieza del prototipo de prótesis y con esto se procedió a la impresión de cada pieza y a la construcción del prototipo de prótesis transhumeral para realizar las pruebas de funcionamiento al vacío.

**Palabras clave:** Sistema Mecánico de Prótesis, Prótesis Transhumeral, Amputación de miembro superior.

## Abstract

**T**his technical project shows the redesign of the mechanical system of a biomechatronic transhumeral prosthesis, taking into account the actuators and the socket, based on a first design of the prosthesis. The development of the improvements in the mechanical system starts from the restrictions at the moment of the selection of the new actuators.

First, a study of the state of the art was carried out to identify the systems involved in the transhumeral prosthesis, i.e.: actuators, socket, materials and engineering software. By means of this study, the movements performed by the human arm were defined, including the muscles involved in each of the movements in order to identify the actuators that can be used in the prosthesis and make the choice of these to comply with the movements that are intended to mimic. The different sockets were identified in order to choose the best option for the patient. In the selection of materials, the resistance and hardness of each material that exists in the market were evaluated and the engineering software was chosen to perform the final analysis of each component.

For the redesign of the mechanical system, a diagnosis of the prosthesis was made to know about the weight, the degrees of freedom and how much the material in which the components were printed supports. After the diagnosis was made, design changes were proposed, taking into account the selection of the new actuators and their incorporation into the prosthesis. Once the changes were approved, the transhumeral prosthesis prototype was redesigned. The corresponding analysis of each part was carried out with the material in which it would be printed in order to know how feasible it would be to use the material for 3D printing.

Finally, the analysis in the engineering software was favorable for each part of the prosthesis prototype and with this we proceeded to the printing of each part and the construction of the transhumeral prosthesis prototype to perform the vacuum function tests.

**Keywords:** Mechanical Prosthesis System, Transhumeral Prosthesis, Upper Limb Amputation.

# 1. Introducción

**E**l avance tecnológico ha ayudado a los seres humanos a tener la capacidad de crear prótesis tan similares a las extremidades del cuerpo humano, las cuales han facilitado que aquellas personas que tengan una amputación puedan realizar las actividades diarias. La tecnología en prótesis han comenzado desde una prótesis que sea de manera estética hasta una prótesis biónica, la cual puede realizar todos los movimientos y actividades de un miembro del cuerpo humano.

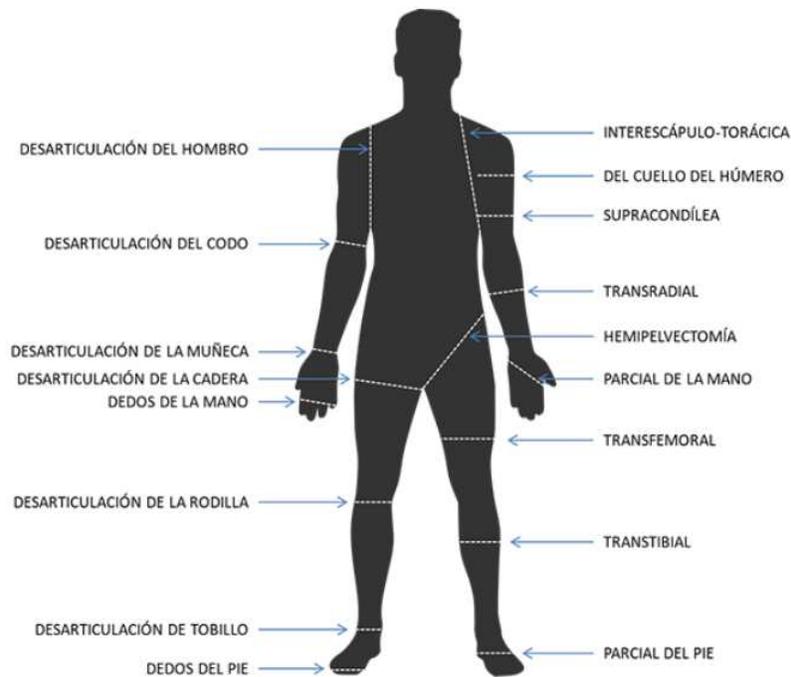
Una persona es capaz de realizar más de 100 actividades, entre ellas encontramos: escribir, tomar líquidos, navegar en el celular e incluso saludar a las personas, todas estas actividades tienen algo en común y es tener las extremidades totalmente funcionales, ¿Qué pasa si una persona carece de una de sus extremidades? Una amputación es una condición cuyo resultado ha sido el resultado de la pérdida de una extremidad y cuya causa suele ser desde una lesión, enfermedad o una operación quirúrgica. Comúnmente la pérdida de un miembro causa un trauma psicológico al paciente, ya que al momento de perder alguna extremidad se disminuye la aceptación por parte de otras personas o por medio de la sociedad (Angamarca, 2021) (Romero y Pucha, 2020).

En una prótesis de tipo transhumeral, el brazo o mano debería ofrecer a los amputados un control natural, intuitivo y cognitivamente simple sobre numerosos grados de libertad biomiméticos. Las prótesis mioeléctricas surgieron entonces como la mejor opción para este tipo de amputaciones, las cuales por medio de electrodos colocados en la superficie de la piel permite recoger señales y por medio de un sistema de filtrado de señales y algoritmos de control permite mover actuadores que dan los movimientos a la prótesis (Romero y Pucha, 2020).

En la Figura 1 se aprecia las distintas amputaciones, en este proyecto técnico nos centramos en la amputación transhumeral.

## Figura 1

### *Niveles de amputaciones*



**Nota:** Se muestra los diferentes tipos de amputaciones, tomado de MBA-SURGICAL-EMPOWERMENT (2021)

## 2. Problema

### 2.1. Descripción del problema

La Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca, cuenta con una línea de investigación enfocada en “Prótesis y Órtesis”, el cual se dedica a la investigación y elaboración de estas, lo que realizo en la primera etapa de este trabajo de investigación que fue el “Diseño y construcción de una prótesis transhumeral biomecatrónica”, en el cual se detectó el problema de que esta prótesis no tiene la capacidad de realizar ciertos movimientos y este viene a ser un problema para la persona que la usará, ya que se limitará a realizar ciertos movimientos.

## **2.2. Antecedentes**

En la Universidad Politécnica Salesiana se han desarrollado 4 prótesis de mano y antebrazo, para un paciente específico, donde la primera fase denominada Maki 1.0 tenía muchas deficiencias en la parte estética, en la segunda fase Maki 2.0 tuvo una mejor presentación estética y tenía muchas más funcionalidades hasta llegar a la Maki 3.0 la cual cuenta con un análisis más profundo en la biomecatrónica, haciendo que esta se asemeje a la anatomía humana, y así llegando a la Maki 3.1, que contará con mejoras dentro del sistema mecánico, y el cambio en los distintos actuadores, para que esta llegue a tener la semejanza anatómica de un antebrazo realizando la mayoría de los movimientos. La UPS cuenta con los distintos equipos especializados para la construcción de prótesis y también con grupos de investigación dedicados en ingeniería biomédica (GIIB) la cual cuenta con una línea de investigación que se dedica a las prótesis y órtesis. Como parte de la Carrera de Mecatrónica, se han venido adquiriendo conocimientos en distintas áreas de ingeniería como son la mecánica, control y electrónica, las cuales aportaran para las mejoras y pruebas del prototipo de la prótesis transhumeral como parte del trabajo de titulación.

## **2.3. Alcances**

En Ecuador el Ministerio de salud Pública hasta el año 2018 poseía tres talleres de órtesis y prótesis, en los Hospitales Eugenio Espejo en Quito, Isidro Ayora en Loja y "Hospital de Guayaquil". Estas prótesis producidas en estos establecimientos tienen costos entre 2000 y 3000 dólares, además que no son tan estéticas y en algunos casos muy básicas en sus funciones. Solo en el hospital de Guayaquil se producía un total de 832 prótesis anualmente. El proyecto por desarrollarse dará solución a un problema social; será útil tanto para personas con discapacidad que tienen una amputación transhumeral y también beneficiará al Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) de la Universidad Politécnica Salesiana, sede Cuenca, los cuales se desarrollaran en próximas fases de este proyecto, sistemas de control para realizar la integración directa de la persona con la prótesis (Romero y Pucha, 2020).

## **2.4. Delimitación**

### **2.4.1. Delimitación geográfica**

El presente proyecto técnico de titulación se realizó en la Universidad Politécnica Salesiana ubicada en la ciudad de Cuenca, provincia del Azuay, entre las calles Ellia Luit y Calle Vieja.

## Figura 2

*Croquis del establecimiento*



**Nota:** El croquis de establecimiento donde se realiza el proyecto técnico. Tomado de: Google Maps.

### 2.5. Problema General

- ¿Es posible desarrollar mejoras al sistema de la prótesis transhumeral, para asegurar una adecuada integración del sistema mecánico y así permitir una mejora en los movimientos anatómicos?

### 2.6. Problemas Específicos

- ¿Es posible diseñar un socket para la prótesis transhumeral para mejorar la fijación de esta en el miembro amputado?
- ¿Se podrá diagnosticar el sistema de la prótesis transhumeral para definir aquellos componentes que pudieran ser modificados para asegurar un adecuado cambio en el sistema mecánico para el beneficio de los movimientos anatómicos?
- ¿Es posible realizar modificaciones del diseño garantizando una posterior construcción para definir una integración adecuada al sistema mecánico y cumplir con los distintos movimientos anatómicos requeridos?
- ¿Se podrá evaluar el mecanismo realizando distintas comprobaciones de resultados por medio del software de ingeniería y pruebas sobre un prototipo funcional?

## **3. Objetivos**

### **3.1. Objetivo General**

- Desarrollar mejoras al sistema de la prótesis transhumeral, para asegurar una adecuada integración entre el sistema mecánico y así permitir una mejora en los movimientos anatómicos.

### **3.2. Objetivos Específicos**

- Diseñar el socket para el miembro amputado y obtener una mejor fijación de la prótesis transhumeral.
- Diagnosticar el sistema de la prótesis transhumeral para definir aquellos componentes que pudieran ser modificados para asegurar un adecuado cambio en el sistema mecánico para el beneficio de los movimientos anatómicos.
- Realizar modificaciones del diseño, garantizando una posterior construcción para definir una integración adecuada al sistema mecánico y cumplir con los distintos movimientos anatómicos requeridos.
- Evaluar el mecanismo realizando comprobaciones de resultados por medio del software de ingeniería y pruebas sobre un prototipo funcional.

## **4. Marco Teórico**

Para el desarrollo del presente proyecto es necesario realizar una investigación sobre las distintas amputaciones que existen en el miembro superior, sobre la biomecánica del brazo para entender su funcionalidad, dando a conocer sus grados de libertad, geometría y medidas antropométricas. Se profundizará en las prótesis transhumerales como es su elaboración, sujeción del socket, sistemas internos, etc. Para conocer sobre los materiales de la construcción del prototipo se hará una búsqueda y poder seleccionar el mejor material que hará soporte y dará una mejor estética al prototipo de prótesis.

### **4.1. Amputaciones del miembro superior**

La amputación es la separación de una de las partes de un miembro, esta sección puede ser de uno o varios huesos; en cambio, una desarticulación es la separación de un miembro

desde la zona articular. A continuación se describen las distintas amputaciones del miembro superior.

- **Transfalangeal:** amputación de uno o más dedos de la mano, estas amputaciones pueden ser parciales o totales.
- **Transmetacarpal:** amputación parcial de la mano dada por medio del carpo.
- **Transcarpal:** amputación parcial del esqueleto de la muñeca.
- **Desarticulación de la muñeca:** amputación donde la mano es removida desde la muñeca.
- **Amputación transradial:** amputación que se da en el hueso del radio.
- **Desarticulación del codo:** amputación donde el antebrazo es removido a partir de la articulación del codo.
- **Amputación transhumeral:** amputación que se realiza en el hueso del húmero, conserva la articulación del hombro.
- **Desarticulación del hombro:** amputación total del brazo donde este es removido desde la articulación del hombro (Encalda, 2018).

## 4.2. Biomecánica del brazo

La biomecánica estudia la relación de análisis funcional y anatómico de los distintos sistemas biológicos, especialmente del ser humano, es necesario conocer sobre las características mecánicas del cuerpo para comprender sus movimientos (Floyd y Thompson, 2009).

### 4.2.1. Articulación del codo

El codo es la articulación intermedia que existe en el miembro superior, es la unión mecánica que encontramos entre el brazo y antebrazo en donde permite que la mano y los dedos puedan ser situados en el espacio (Nigel y Derek, 2007).

En la articulación del codo, vista desde una manera funcional, está compuesta por tres distintas articulaciones: radiocubital, proximal, humero-radial y humero-cubital.

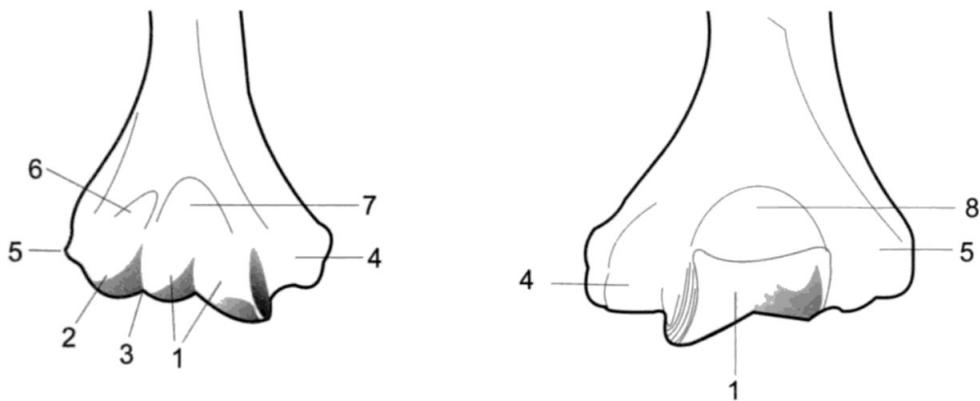
Por medio de la articulación radiocubital se lleva a cabo los movimientos de prono-supinación, mientras que con las articulaciones de humero-radial y humero-cubital ayuda a realizar flexo-extensión del codo.

Visto desde un punto anatómico, el codo debe ser considerado como una sola articulación compuesta por distintas estructuras óseas como la epífisis distal del humero y las epífisis proximales del radio y cúbito (Voegelo, 2001).

En la Figura 3 se muestra las estructuras óseas de la articulación del codo, donde nos permite entender la parte interna de esta articulación con un solo grado de libertad, dando el movimiento de flexo-extensión, mientras que en la parte externa se tiene dos grados de libertad que da los movimientos: flexión y rotación longitudinal (Kapandji y Torres, 2006)

### Figura 3

*Estructuras óseas de la articulación del codo*



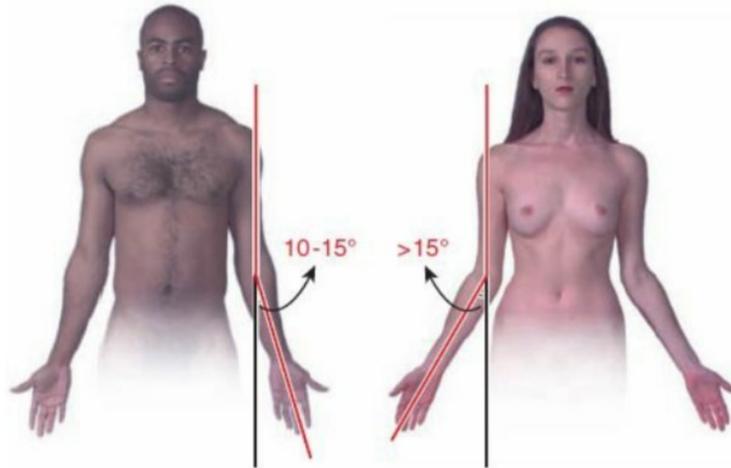
**Nota:** Derecha. Vista anterior de la epífisis distal del húmero. Izquierda. Vista posterior de la epífisis distal del húmero. 1: tróclea; 2; cóndilo; 3: canal cóndilo-troclear; 4: epicóndilo medial; 5: epicóndilo lateral; 6: fosita radial; 7: fosa coronoidea, tomado de tomado de Voegelo (2001).

#### 4.2.2. Movimientos realizados por la articulación del codo

La articulación del codo permite movimientos de flexión y extensión. El eje longitudinal del cúbito en extensión completa forma un ángulo de  $170^\circ$  aproximadamente, este ángulo se lo denomina ángulo de transporte, en la Figura 4 se muestra el ángulo de transporte. En la posición anatómica el codo se encuentra frente a la cintura y el ángulo de transporte desaparece cuando el antebrazo está pronación (Moore y colaboradores, 2013).

## Figura 4

### *Ángulo de transporte*



**Nota:** *Ángulo de transporte de la articulación del codo, tomado de Moore y colaboradores (2013).*

Para los movimientos del codo interactúan alrededor de 17 músculos, los cuales se extienden hacia el antebrazo y mano. La mayoría de estos músculos tiene la capacidad de influir en el movimiento del codo. Los músculos principales para la flexión y extensión del codo son: braquial, bíceps braquial y tríceps braquial (Moore y colaboradores, 2013).

#### **4.2.3. Músculos motores para flexión del codo**

Los músculos que intervienen para la flexión del codo son tres:

1. El músculo braquial se extiende desde la apófisis coronoides hasta la cara anterior del húmero, este es exclusivamente para el flexo del codo.
2. El músculo braquiorradial se extiende desde la apófisis estiloides del radio hasta el borde externo del húmero.
3. El músculo bíceps braquial es el flexor principal, en donde su inserción inferior se localiza en la tuberosidad bicipital del radio y sus inserciones superiores se sitúan en el omóplato. Su acción secundaria es la supinación cuando el codo está flexionado a 90 grados (Kapandji y Torres, 2006).

#### **4.2.4. Músculos motores para extensión del codo**

La extensión del codo se debe a la acción de un solo músculo, el tríceps braquial, sin embargo, el músculo ancóneo tiene la funcionalidad de estabilizar el codo.

El tríceps braquial está compuesto por tres cuerpos carnosos que finalizan en un tendón común que es insertado en el olecranon (Kapandji y Torres, 2006).

1. Cabeza medial se fija en la cara posterior del húmero por debajo de corredera del nervio radial.
2. Cabeza lateral se fija sobre el borde externo de la diáfisis humeral, principalmente por encima del canal del nervio radial.
3. Cabeza larga se inserta sobre el omóplato.

La eficacia del músculo tríceps braquial difiere según el grado de flexión del codo.

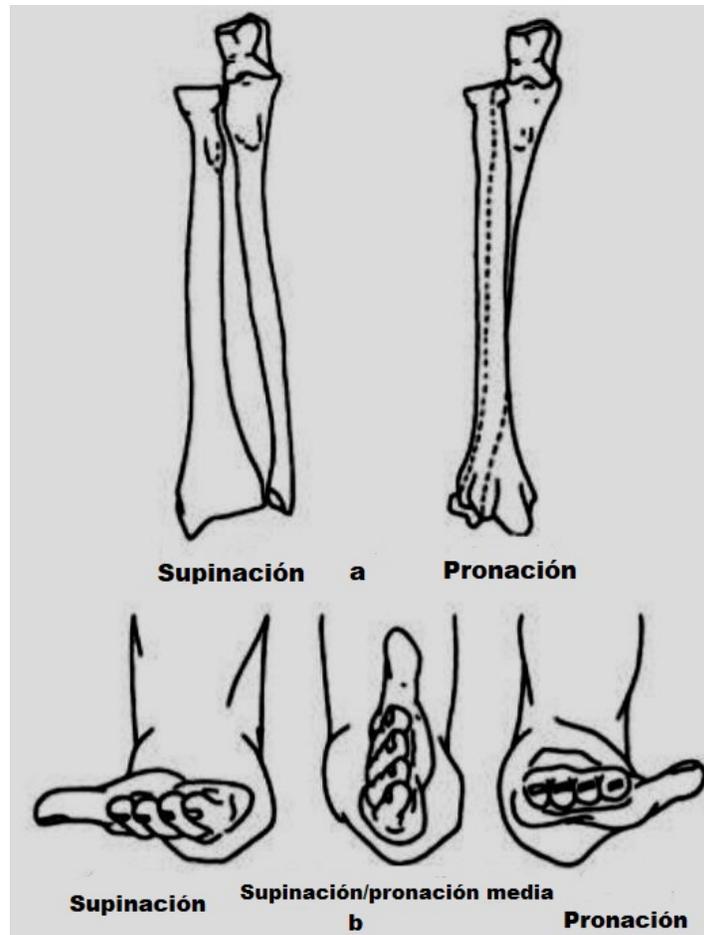
#### **4.2.5. Prono-supinación**

El movimiento de pronosupinación es la rotación que se da a lo largo de su eje longitudinal, donde la mano es el extremo efector del miembro superior, es decir, que puede situarse en cualquier ángulo para poder agarrar u sostener un objeto (Kapandji y Torres, 2006) (Nigel y Derek, 2007).

En la posición de supinación, los huesos del antebrazo se hallan situados de manera paralela uno con el otro y la posición anatómica de la palma es orientada hacia adelante. En la posición de pronación, los huesos del antebrazo se encuentran entrecruzados, es decir, el radio es el anterior al cúbito y la palma es orientada hacia abajo (Nigel y Derek, 2007). En la Figura 5 se observa el movimiento de pronosupinación.

## Figura 5

### *Movimiento de prono-supinación*



**Nota:** a) Relación del radio y el cúbito durante los movimientos de pronación y supinación; b) Movimiento de la mano en pronación y supinación, tomado de tomado de Nigel y Derek (2007).

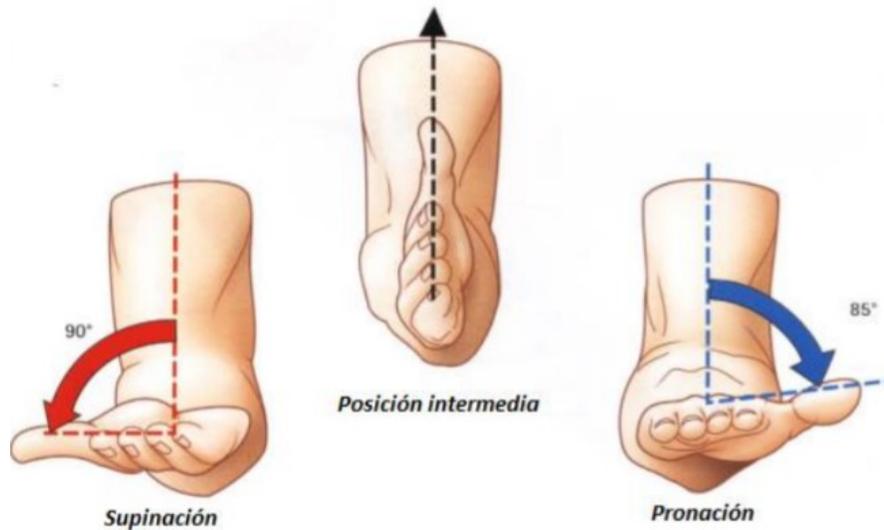
Para el movimiento de prono-supinación de la mano se debe cumplir tener en consideración los ángulos de sus amplitudes.

- En posición de supinación, se sitúa en el plano horizontal, donde su amplitud de movimiento es de  $90^\circ$ .
- En posición de pronación, apenas alcanza el plano horizontal, donde su amplitud de movimiento es de  $85^\circ$

En la Figura 6 se muestra los ángulos de amplitud de cada movimiento.

## Figura 6

### *Amplitud de movimientos*



**Nota:** *Ángulos de movimientos de Pronación y Supinación, tomado de de tomado de Kapandji y Torres (2006).*

#### 4.2.6. Músculos motores de pronación

Los músculos que realizar la pronación son sobre el pronador redondo, donde actúan por tracción sobre el ángulo inferior de la manivela, y el músculo pronador cuadrado, que actúa desenrollando el cúbito en relación del radio (Nigel y Derek, 2007) (Kapandji y Torres, 2006).

#### 4.2.7. Músculos motores de supinación

Para el movimiento de supinación se acciona por medio de los músculos supinador y bíceps braquial.

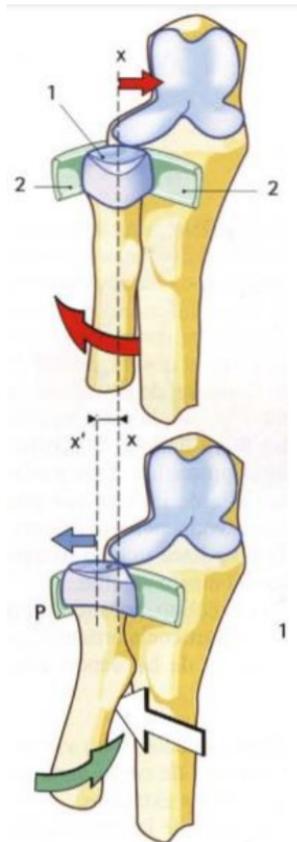
1. El músculo supinador actúa al "des enrollarse".
2. El músculo bíceps braquial actúa por tracción sobre el ángulo superior de la manivela, donde su máxima eficacia se da cuando el codo está en flexión de 90° (Nigel y Derek, 2007) (Kapandji y Torres, 2006).

#### 4.2.8. Dinámica de la articulación radiocubital proximal

En la Figura 7 se observa el movimiento principal, el cual es de rotación de la cabeza radial en torno a su eje X, en el interior del anillo osteofibroso, cabe recalcar que la cabeza del radio no es completamente circular, sino que tiene una forma ligeramente ovalada (Kapandji y Torres, 2006).

#### Figura 7

*Movimiento principal*



**Nota:** Acción radio cubital; 1) Cabeza radial; 2) Anillo Osteofibroso, tomado de Kapandji y Torres (2006).

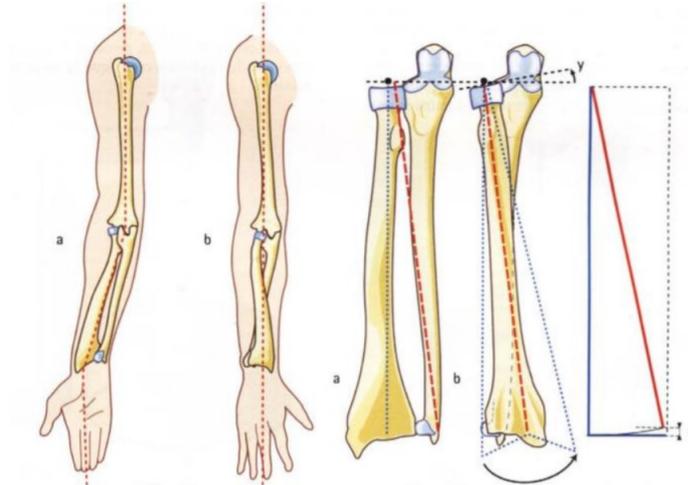
Durante la pronación, como se muestra en la Figura 8 el radio se localiza por fuera del cúbito a, lo cruza por delante b, lo cual tiene dos consecuencias:

- El eje del antebrazo, que era ligeramente oblicuo hacia fuera, se alinea con el eje del brazo b, lo que ayuda a la alineación del eje de la mano.

- El eje del radio se convierte en oblicuo hacia abajo y hacia dentro.

## Figura 8

### *Movimiento de pronación*



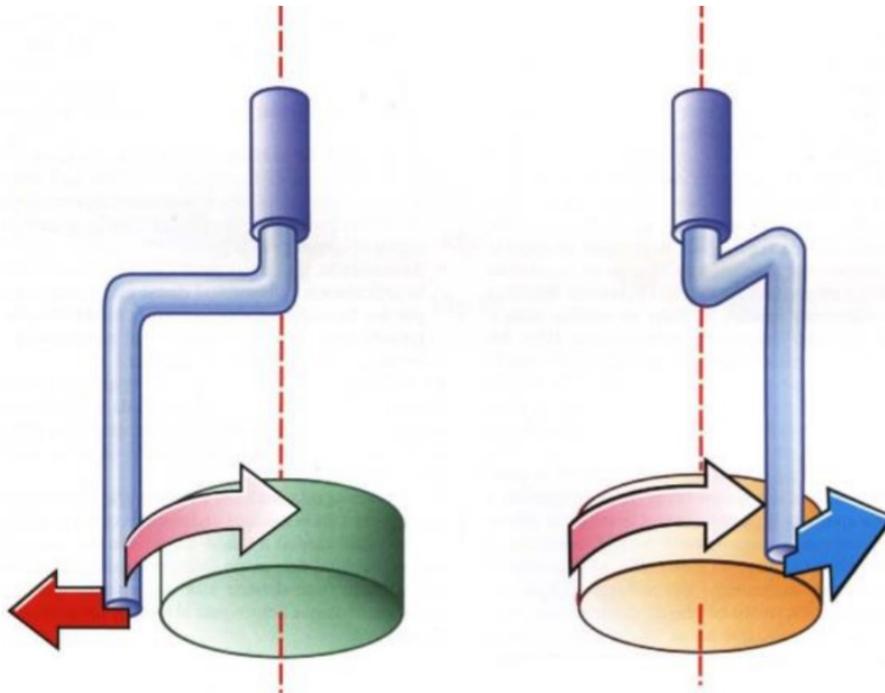
**Nota:** *Eje del antebrazo y eje del radio durante la pronación, tomado de Kapandji y Torres (2006).*

#### 4.2.9. Dinámica de la articulación radiocubital distal

Donde se produce el movimiento principal es la rotación en la porción distal del radio en torno al cúbito (Nigel y Derek, 2007). Este movimiento puede ser comparado con una manivela donde se parte desde la supinación, como se observa en la Figura 9, la rama superior, el mando de la manivela representa la cabeza del radio, donde se efectúa la rotación del eje longitudinal, mientras que en la pronación el movimiento se efectúa en la rama inferior es una translación circunferencial, es decir una rotación combinada con desplazamiento a una trayectoria circular.

## Figura 9

*Representación por manivela*



**Nota:** Manivela que representa el movimiento de pronosupinación, tomado de Kapandji y Torres (2006).

### 4.2.10. Articulación muñeca

La muñeca es considerada una de las articulaciones biomecánicamente más compleja del ser humano, como se muestra en la Figura 10, ya que es capaz de soportar distintas cargas, fuerzas de compresión y torsión sin que esta sea desestabilizada (Voegelo, 2001).

La muñeca es el área anatómica que une el antebrazo con la mano, la parte superior está compuesta por las partes meta-epifisarias distales de los huesos del antebrazo con el conjunto de huesos que forma el carpo (Medina y colaboradores, 2016).

La muñeca está compuesta por distintas articulaciones, las cuales son:

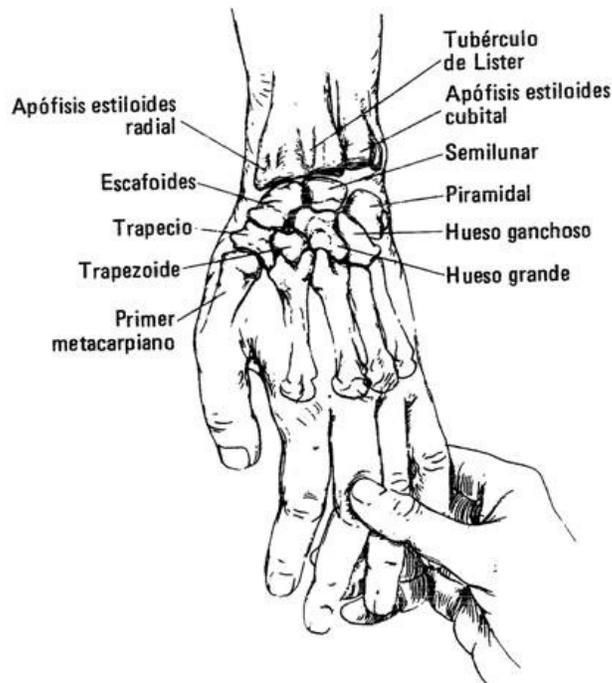
- Articulación radiocarpiana, articulada por la glenoide antebraquial con el cóndilo carpiano, está integrado por la unión de tres huesos de la primera hilera del carpo (escafoides, semilunar y piramidal) (Angulo y colaboradores, 2011).
- Articulación medio-carpiana, es articulada entre las dos filas de los huesos del carpo, en

la segunda fila se tiene los siguientes huesos (trapecio, trapezoide, hueso grande y hueso ganchoso), los que están unidos por medio de astroides y por dos membranas interóseas para la movilidad (Medina y colaboradores, 2016) (Angulo y colaboradores, 2011).

- Articulaciones intercarpianas, están ayudando a la unión de los huesos del carpo entre sí a través de articulación de tipo artrodia, los cuales se sujetan por medio de ligamentos (Angulo y colaboradores, 2011).

## Figura 10

### *Complejo articular*



**Nota:** *Complejo articular de la muñeca con sus huesos y articulaciones, tomado de Angulo y colaboradores (2011)*

### 4.2.11. Goniometría de la muñeca

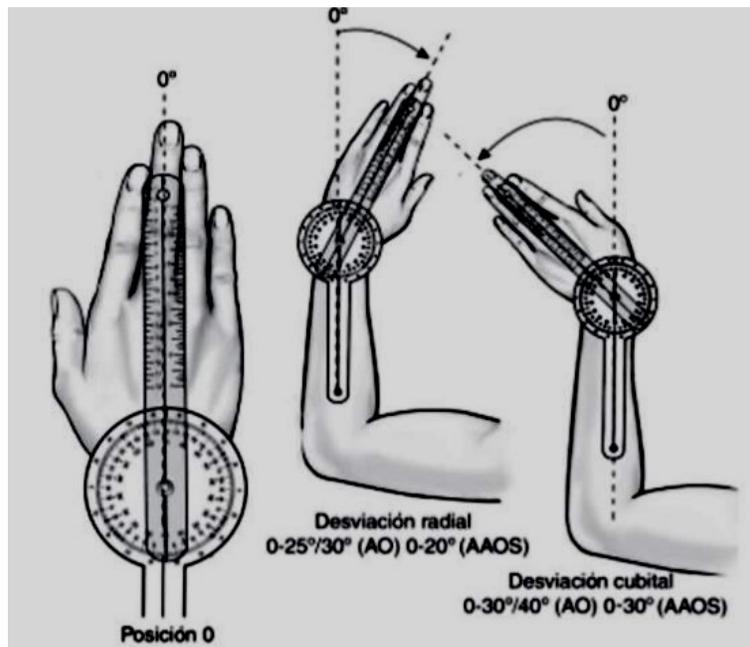
La flexión de la muñeca se describe como flexión volar o palmar, mientras que la extensión se denomina flexión dorsal o dorsiflexión. En cada movimiento se produce un cierto grado de circunducción rotatoria en la muñeca, aunque este grado no puede ser medido de una manera exacta en el ámbito clínico. (Clarkson y colaboradores, 2003)

#### 4.2.12. Flexión y extensión

En la Figura 11 se muestra la goniometría de flexión y extensión de la muñeca.

**Figura 11**

*Goniometría*



**Nota:** Flexión - extensión de la muñeca, tomado de Clarkson y colaboradores (2003)

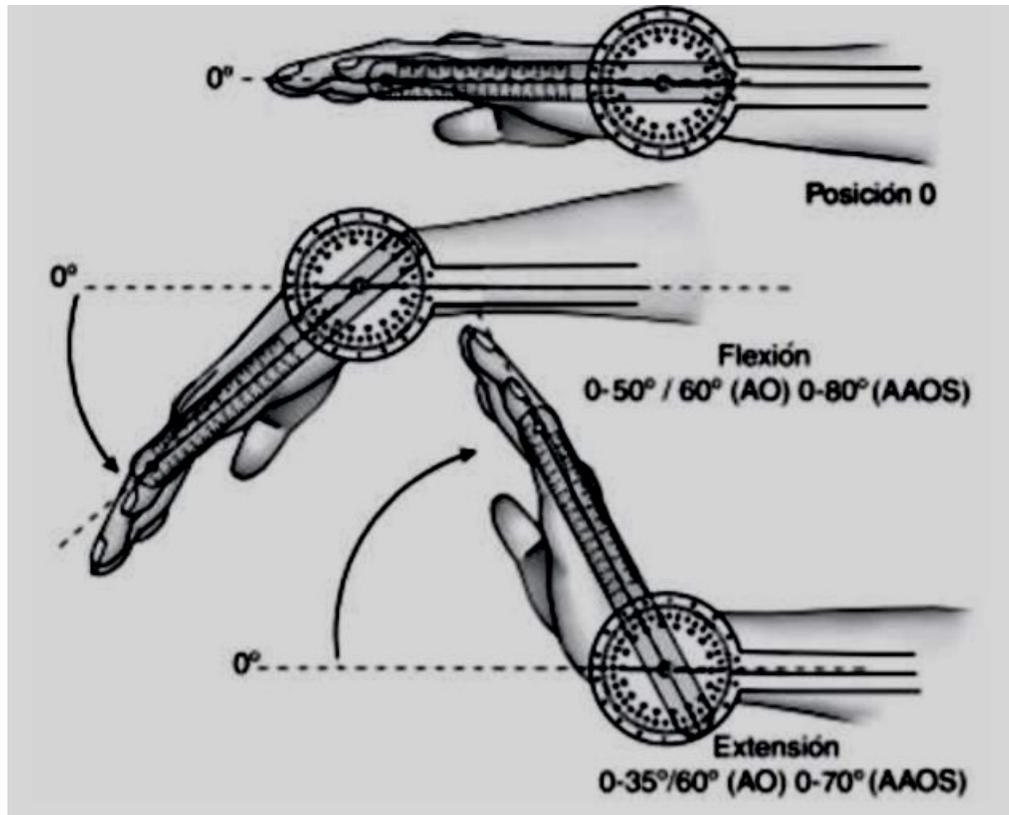
- Posición: el paciente se encuentra sentado, el antebrazo en pronación apoyado sobre una mesa y la alineación de goniómetro debe encontrarse en 0°.
- Eje: se coloca sobre una proyección del hueso piramidal. flexo-extensión de la muñeca es a partir de la posición 0 donde el antebrazo se encuentra en pronación.
- Movimiento: se practica la flexión y extensión de la muñeca. El brazo móvil del goniómetro acompaña el movimiento.
- Valores normales: Flexión 0-50° según la Asociación para el Estudio de Osteosíntesis de Suiza (AO) y 0-80° según la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS). Y la extensión según (AO) 0-35° y según (AAOS) 0-70° (Clarkson y colaboradores, 2003).

#### 4.2.13. Desviación radio-cubital

En la Figura 12 se muestra la goniometría de la desviación radiocubital de la muñeca.

## Figura 12

### Goniometría



**Nota:** Desviación radio-cubital de la muñeca, tomado de Clarkson y colaboradores (2003)

- Posición: el paciente se encuentra sentado, el antebrazo en pronación apoyado sobre una mesa.
- Eje: colocado sobre la proyección superficial del hueso grande.
- Movimiento: se practica desviación radial y cubital de la muñeca. El brazo móvil del goniómetro acompaña el movimiento.
- Valores normales: desviación radial: 0-25° (AO) y 0-20° (AAOS). Y desviación cubital: 0-30° (AO) y 0-30° (AAOS). (Clarkson y colaboradores, 2003).

#### 4.2.14. Músculos que intervienen en cada movimiento

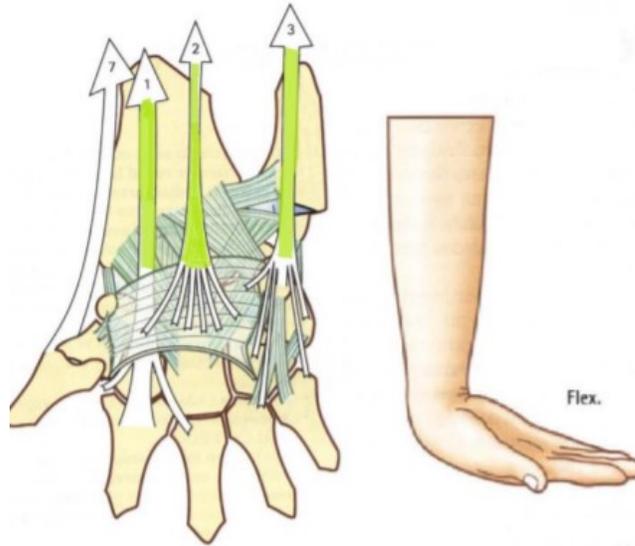
Se entiende que ninguno de los músculos que componen la muñeca tiene una acción pura, lo que nos dice que para obtener una de estas acciones, será necesario una acción simultánea

de dos grupos para anular un componente (Kapandji y Torres, 2006).

1. Flexión: intervención de tres músculos.

### Figura 13

*Músculos en flexión*

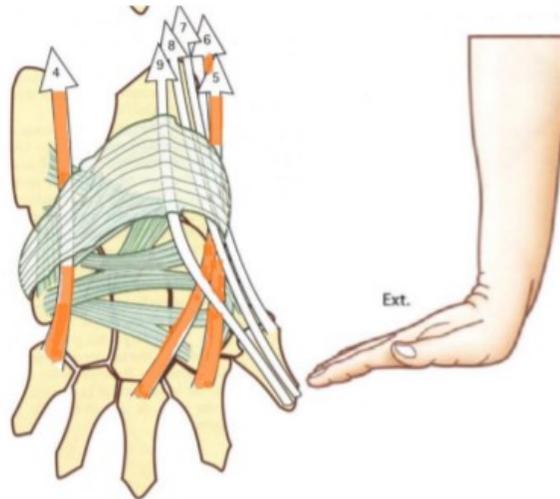


**Nota:** 1. *Músculo flexor cubital del carpo*, 2. *Músculo palmar largo*, 3. *Músculo flexor radial del carpo*, tomado de Clarkson y colaboradores (2003)

2. Extensión: intervención de tres músculos.

## Figura 14

### *Músculos en extensión*

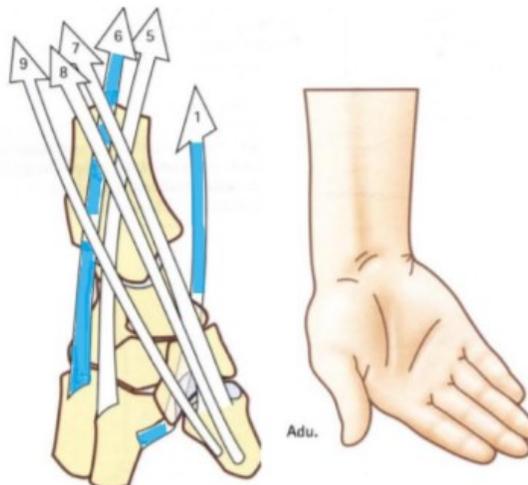


**Nota:** 4. *Músculo extensor radial largo del carpo*, 5. *Músculo extensor radial corto el carpo*, 6. *Músculo extensor cubital del carpo*, tomado de Clarkson y colaboradores (2003)

3. Aducción: intervención de dos músculos.

## Figura 15

### *Músculos en aducción*

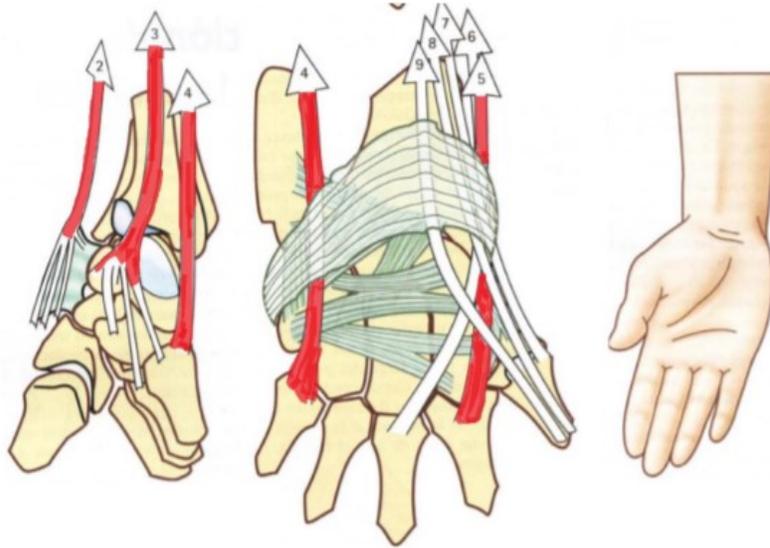


**Nota:** 1. *Músculo flexor cubital del carpo*, 6. *Músculo extensor cubital del carpo*, tomado de Clarkson y colaboradores (2003)

4. Abducción: intervención de cuatro músculos.

**Figura 16**

*Músculos en abducción*



**Nota:** 2. *Músculo flexor radial del carpo*, 3. *Palmar largo*, 4. *Músculo extensor radial largo del carpo*, 5. *Músculo extensor radial corto del carpo*, tomado de Clarkson y colaboradores (2003)

**4.2.15. Total de movimientos realizados por la muñeca**

En la Tabla 1 se realizó un resumen de los distintos movimientos que realiza la muñeca.

**Tabla 1***Movimientos de la muñeca*

	<b>Flexión</b>	<b>Extensión</b>	<b>Desviación radial</b>	<b>Desviación cubital</b>
<b>Articulación</b>	Radio carpiana y medio carpiana	Medio carpiana y radio carpiana	Medio carpiana y radio carpiana	Radio carpiana (predominante) y medio carpiana
<b>Plano</b>	Sagital		Frontal	
<b>Eje</b>	Frontal		Sagital	
<b>Factores limitantes normales</b>	Tensión en el ligamento radio-carpiano posterior y cápsula articular posterior	Tensión en el ligamento radio-carpiano anterior y en la cápsula articular anterior; tiene contacto entre el radio y los huesos del carpo	Tensión en el ligamento colateral cubital, ligamento cubito carpiano y porción cubital de la cápsula articular; tiene contacto entre la apófisis estiloides radial y el hueso escafoides.	Tensión en el ligamento colateral radial y porción radial de la cápsula articular
<b>Sensación final normal</b>	Firme	Firme / dura	Firme / dura	
<b>Amplitud del movimiento activo normal</b>	0-80°	0-70°	0-20°	0-30°
<b>Patrón capsular</b>	La flexión y extensión están restringidos por igual			

**Nota:** *Se describe los distintos movimientos que realiza la muñeca, junto a las articulaciones que intervienen en los movimientos, tomado de Clarkson y colaboradores (2003)*

#### 4.2.16. Medidas antropométricas de un brazo

Tomando las medidas antropométricas del paciente de 45 años, de género masculino, el cual tiene una amputación transhumeral, se obtuvo la siguiente tabla de medidas.

En la Tabla 2 se muestra las medidas obtenidas del paciente.

**Tabla 2***Medidas antropométricas*

Medidas antropométricas	CM
Altura del paciente	160 cm
Longitud total del brazo	63 cm
Distancia desde dedo medio a codo, (Antebrazo y mano)	40 cm
Distancia del dedo medio a la muñeca (Mano)	17 cm
Longitud del muñón	13 cm

**Nota:** *Las medidas antropométricas tomadas al paciente;.según Romero y Pucha (2020).*

Las dimensiones obtenidas del paciente respetan la simetría del brazo no amputado. Al momento de tener las medidas definidas del paciente se requiere tener la información del peso ideal para la construcción de la prótesis, para obtener estos datos se hizo uso de la herramienta que nos brinda ergonautas. En la Tabla 3 se muestra el peso ideal de un brazo visto desde el área médica y desde la herramienta de ergonautas.

**Tabla 3***Peso total de un brazo humano*

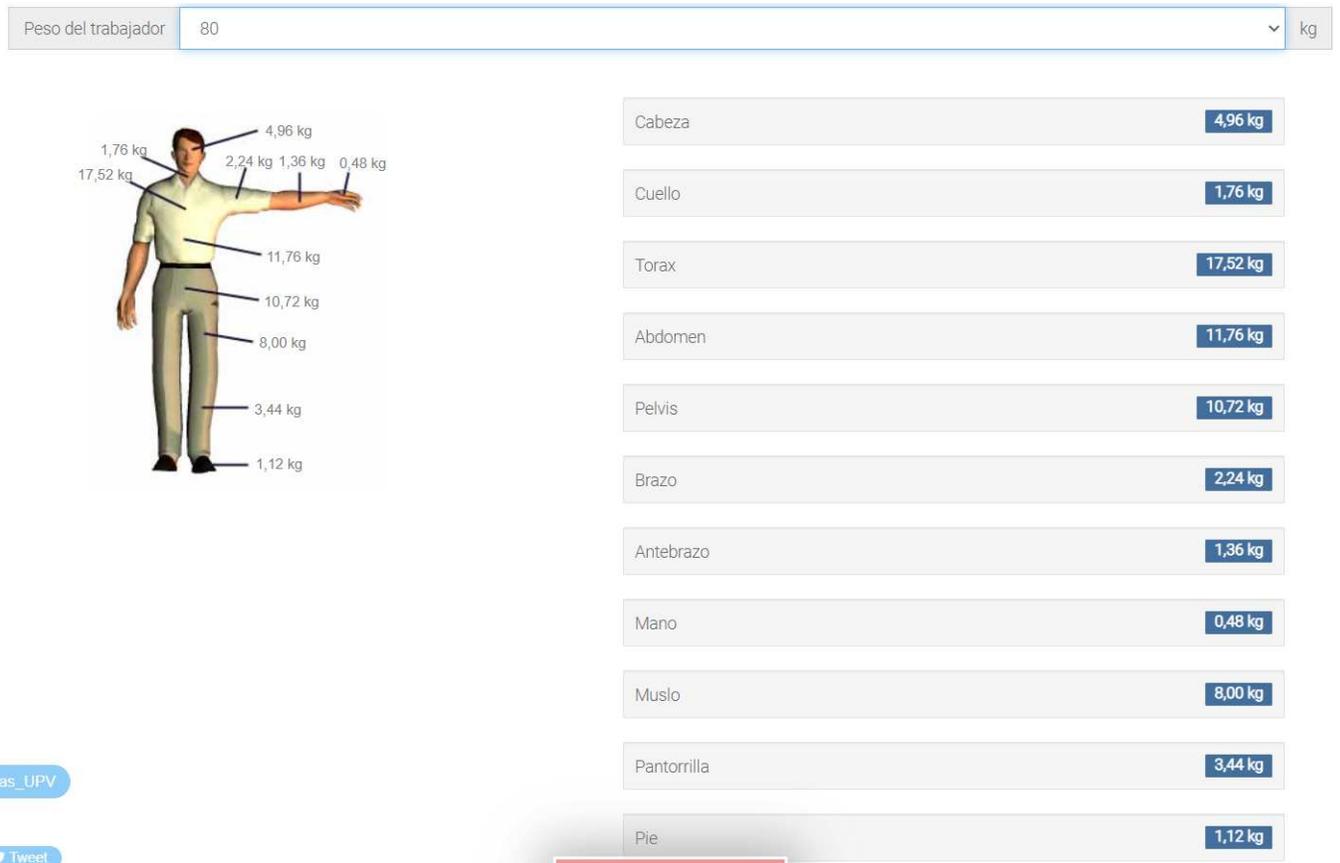
<b>Peso de un brazo humano</b>				
	<b>Mano</b>	<b>Antebrazo</b>	<b>Brazo</b>	<b>Total</b>
<b>Medicina</b>	0,7 kg	1,6 kg	2,7 kg	5 kg
<b>Ergonautas</b>	0,48 kg	1,36 kg	2,2 kg	4,08 kg

**Nota:** *Peso ideal anatómicamente, tomado de Diego-Mas (2015)*

En la Figura 17 se muestra el uso de la herramienta que nos proporciona ergonautas para tener la consideración el peso del brazo.

## Figura 17

### Peso de los segmentos corporales



**Nota:** Peso de cada segmento, teniendo de referencia al paciente, tomado de Diego-Mas (2015).

## 4.3. Rangos de movimiento y torques de los distintos movimientos del brazo

### 4.3.1. Flexo-extensión del codo

El rango total de movimiento de un codo sano es de 0 grados al momento de estar totalmente extendido y aproximadamente 145 grados totalmente flexionados.

Las especificaciones de torque y velocidad son complejas de obtener, ya que existen pocos estudios de las actividades de la vida diaria (ADLs), sin embargo, un estudio realizado por Murray y Johnson encontró un promedio de 5,5 Nm en flexión, así mismo Buckley encontró una velocidad angular de 250 grados/segundos aproximadamente (Rouse y colaboradores,

2004) (Drew y colaboradores, 2017).

#### **4.3.2. Prono-supinación**

El rango total de movimiento suele ser de 0 grados al momento de estar en posición intermedia, aproximadamente 90 grados en supinación y 85 grados en pronación, es decir que en su totalidad tiene un rango de movimiento de 175 grados.

Hay que tener en cuenta que la función principal de la muñeca es dar posición a la orientación de la mano para facilitar el agarre de distintos objetos. Entonces, para el torque de la muñeca debe ser suficiente para la orientación de la mano, por ejemplo, la rotación de una botella de agua de 500 ml se requiere 280 Nm de torque.

Se requiere hacer un análisis en el cual nos permita posicionar 1 kg de peso en la palma de la mano, es decir, se requiere encontrar el torque que generará el actuador (Bennett y colaboradores, 2016).

#### **4.3.3. Desviación radio-cubital**

Existen varios rangos de movimiento al momento de realizar ADLs y con esto se ha realizado distintos estudios para obtener un promedio del rango de movimiento, para el primer estudio se tuvo como resultado 15° de desviación radial y 40° de desviación cubital (Brigstocke y colaboradores, 2013) y en el segundo estudio indica que el rango de movimiento de la desviación radial es de 15° y para la desviación cubital de 45° (Kapandji y Torres, 2006).

En un estudio realizado a 10 adultos sanos, se obtuvo que el torque de la desviación radial oscila entre 7.9 a 15.3 Nm y la desviación cubital oscila entre 5.9 a 11.9 Nm (Delp y colaboradores, 1996).

#### **4.3.4. Flexo-extensión de la muñeca**

Se han realizado distintos estudios los cuales demuestran el rango de movimiento en distintos estudios, en el primer estudio indica que los resultados para la extensión de muñeca son 50° y para la flexión 45° (Brigstocke y colaboradores, 2013) y en el segundo indica que tiene un rango de 85° para flexión y extensión (Kapandji y Torres, 2006).

Según un estudio realizado en el 2015 nos indica que el torque en la flexión de la muñeca varía entre 5 a 20 Nm y el torque de la extensión varía entre 3 a 14 Nm (Yoshii y colaboradores, 2015) y en el segundo estudio nos indica que el torque de flexión oscila entre 5.2 a 18.7 Nm y en extensión oscila entre 3.4 a 9.4 Nm (Delp y colaboradores, 1996).

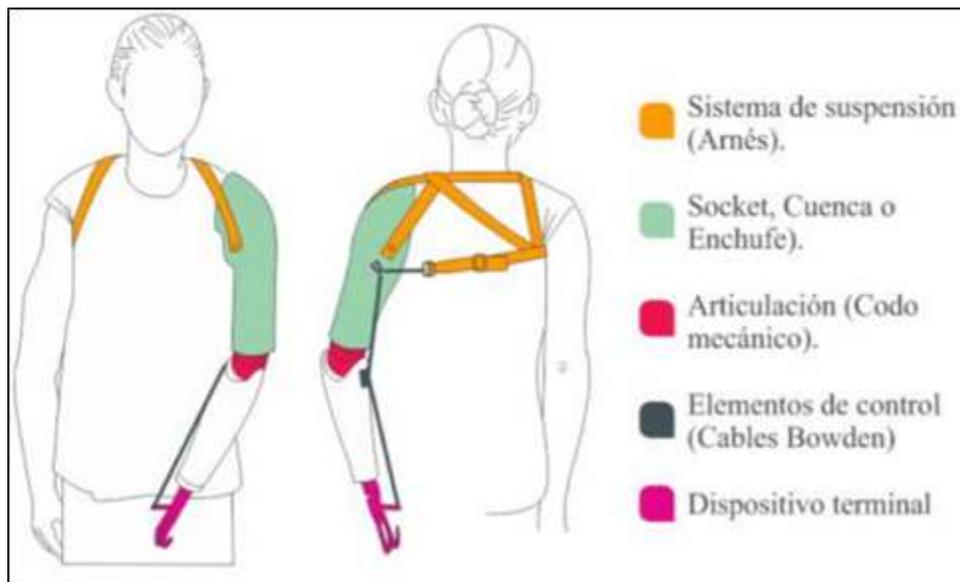
#### 4.4. Prótesis transhumeral

Las personas quienes experimentan una amputación de un brazo o pierna tienen la seguridad de que el uso de una prótesis y su rehabilitación, proporcionen una mejor calidad de vida. En los últimos años, se han venido realizando mejoras en el campo de las prótesis, donde se pretende obtener mejores diseños, dentro de estas mejoras se encuentra el análisis de los distintos movimientos, análisis del muñón por medio de computadora y las técnicas sofisticadas para su fabricación (Nieto y colaboradores, 2003).

En la Figura 18, se observan las distintas partes de una prótesis.

#### Figura 18

*Partes de una prótesis transhumeral*



**Nota:** Partes que conforman una prótesis, para luego ser fabricadas, tomado de Ramírez y colaboradores (2011).

##### 4.4.1. Socket

El socket es la pieza más importante de una prótesis, en la actualidad existe una gran gama de estilos, formas y técnicas para fabricarlo, estas van desde técnicas manuales y por medio de sistemas automatizados como el sistema CAD-CAM. Los materiales utilizados para su construcción han varado a través del tiempo, se tiene registrado sockets construidos con madera, hierro fundido, cuero, resinas poliéster, silicona, grafito, fibra de vidrio y fibra de carbono (Nieto y colaboradores, 2003).

En la Figura 19 se observa una prótesis junto con su socket.

### **Figura 19**

*Socket*



**Nota:** *Socket de una prótesis transhumeral, tomado de Ottobock (2014).*

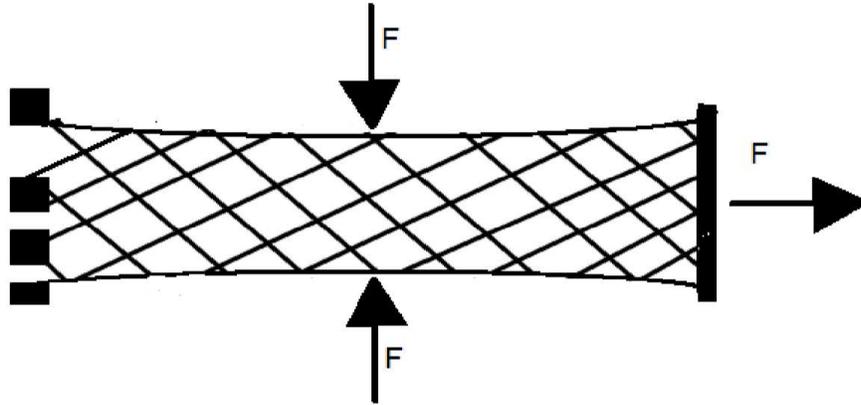
#### **4.4.2. Selección de socket**

En la actualidad existen distintos tipos de socket para la adaptación al muñón de una amputación del miembro superior, sin embargo, para la elección del socket, se debe tener en cuenta las necesidades del paciente.

- Para un ajuste ergonómico a la anatomía del muñón se puede optar por la elaboración de un socket con un mallado interno y en la parte exterior una capa de dureza, la cual dará estabilidad en el muñón, el mallado que se realiza para este socket se observa en la Figura 20.

**Figura 20**

*Malla interna*

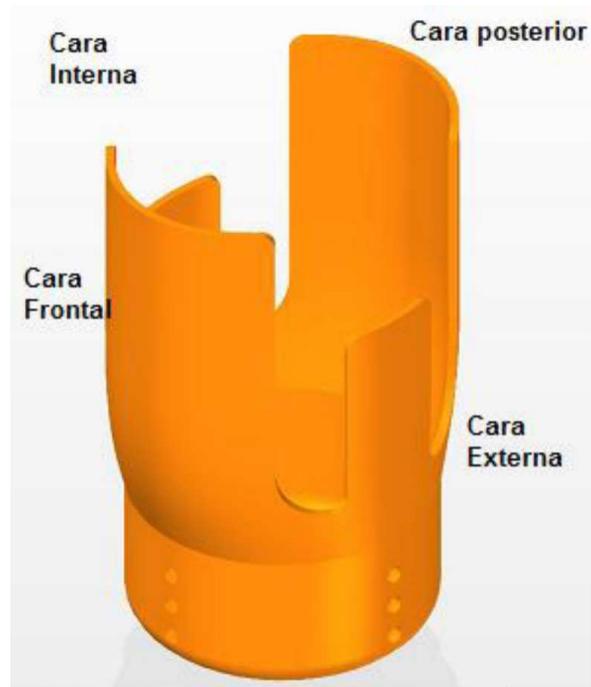


**Nota:** *Malla interna para la sujeción de la piel y del socket, tomado de Díaz y colaboradores (2010).*

Como se mencionó, la malla mostrada ayudará a la sujeción de la piel y el socket, sin embargo, se necesita la parte externa, la cual vendrá a ser rígida, para que genere presión el muñón y así la prótesis pueda estar bien sujeta, esta parte rígida se observa en la Figura 21 (Díaz y colaboradores, 2010).

## Figura 21

*Parte rígida del socket*

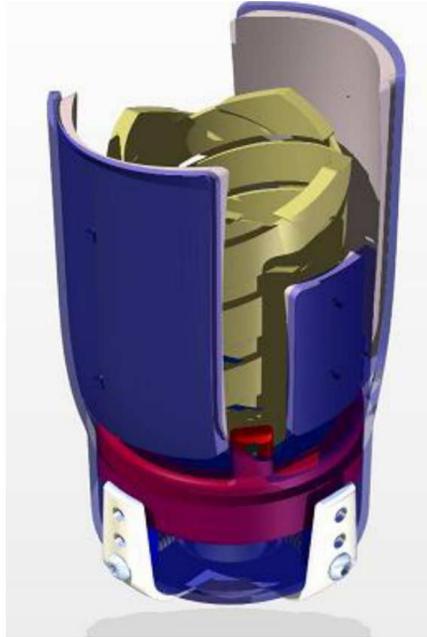


**Nota:** La parte rígida brinda la presión necesaria entre el muñón y el socket, tomado de Díaz y colaboradores (2010).

En la Figura 22 se muestra el resultado del socket con mallado interno.

## Figura 22

*Conjunto*



**Nota:** *Se muestra la parte rígida junto a la malla para obtener un mejor socket que garantice una correcta presión al muñón, tomado de Díaz y colaboradores (2010).*

- Una alternativa para la construcción de un socket es por medio de impresión 3D, utilizando ácido poliláctico (PLA), en donde se diseña por medio de un software de ingeniería en el cual se replicará con las dimensiones tomadas del paciente para que se realice la debida impresión, tomando en cuenta que para la impresión 3D, se debe saber el manejo del software de la impresora, para que la pieza tenga un acabado de buena estética y así pueda ser usado por el paciente (Hallworth y colaboradores, 2020).

En la Figura 23, se muestra el resultado de la impresión en 3D de un socket.

## Figura 23

*Socket impreso*



*Nota: Muestra de un socket impreso en 3D, tomado de Pazmiño y colaboradores (2019).*

### 4.4.3. Actuadores que intervienen en una prótesis

Según (Núñez y Sáez, 2018), un actuador es un dispositivo capaz de transformar energía hidráulica, neumática o eléctrica en la activación de un proceso con la finalidad de generar un efecto sobre un proceso automatizado. Son los elementos que influyen directamente en la señal de salida del automatismo, modificando su magnitud según las instrucciones que reciben de la unidad de control.

Este sistema está compuesto por elementos encargados de producir la potencia mecánica del sistema, y estos elementos son denominados actuadores, los cuales son capaces de generar una fuerza a partir de líquido, energía eléctrica o gaseosa, con esto distinguimos tres tipos de actuadores: hidráulicos, neumáticos y eléctricos (Díaz y Dorador, 2009).

### 4.5. Sistema mecánico en una prótesis

El sistema mecánico encontramos tres subsistemas, soporte, transmisión y actuación (Sospedra, 2015).

#### 1. Sistema de soporte

Este sistema ayuda para dar forma al diseño y estructura, además de proteger a los sistemas mecánicos y de control, en el prototipo de la prótesis debe ser ligero y resistente,

por ello el material a emplearse deber tener buenas propiedades mecánicas como: alta resistencia, facilidad de manufactura, baja densidad, etc. (Sospedra, 2015).

## **2. Sistema de transmisión**

La función del sistema de transmisión es transmitir el movimiento que produce los actuadores, hacia los mecanismos o elementos que permiten realizar los movimientos deseados en la prótesis (Sospedra, 2015).

## **3. Sistema de actuación**

Este sistema produce el movimiento de la prótesis, los elementos que producen el movimiento se denominan actuadores, sin embargo, existen ciertas limitaciones en las especificaciones del diseño, estas pueden ser: potencia requerida, tamaño, peso, precisión, niveles de ruido y costo, esto hace necesario la elección adecuada de los actuadores para que nos brinden las características deseadas para el adecuado funcionamiento de la prótesis (Sospedra, 2015).

## **4.6. Materiales para elaboración de una prototipo de prótesis**

Los materiales para la elaboración de una prótesis juegan un papel muy importante, ya que se debe realizar una selección de acuerdo a la resistencia que se desea tener, que se brinde una buena estética, durabilidad, flexibilidad al momento de construir una prótesis.

### **4.6.1. Materiales para elaboración del socket**

En la actualidad existen varias maneras de realizar un socket, una de las más usadas es la técnica artesanal, sin embargo, con los avances de nuevas tecnologías se ha ido implementando el uso de un escáner, el cual facilitará a la toma del molde, y acelerará la construcción del mismo (Díaz y colaboradores, 2010).

Se han creado socket, de distintos materiales, los cuales ayudan a la persona con el miembro amputado sentir comodidad para portar la prótesis y así evitar cualquier tipo de fatiga, cansancio, o desequilibrio al momento hacer uso de la prótesis (Ramírez y colaboradores, 2011).

Para la elección adecuada del material para la elaboración de socket, se determina de acuerdo a la siguiente matriz de decisión, donde cada especificación se dio un rango de acuerdo a la relevancia de querer cumplir con el objetivo de diseño, dando un valor de (0% - 100%).

De la misma manera se calificó con la siguiente escala:

- Malo= 1
- Regular= 2
- Bueno= 3

Cada calificación que se da a cada material se multiplicará con el valor de cada criterio y a la final sumarlas y conseguir la valoración más alta será la adecuada para el prototipo en construcción.

**Tabla 4**

*Matriz de decisión*

Factores de decisión		ABS		PLA		Resina Tough		ThermoLyn soft (EVA) antibacteriano, color piel	
Criterios	Valor	Calf.	PF	Calf.	PF	Calf.	PF	Calf.	PF
<b>Resistencia</b>	35 %	1	0,35	1	0,35	1	0,35	3	0.9
<b>Manufactura</b>	20 %	2	0,4	2	0,4	2	0,4	3	1.2
<b>Bajo peso</b>	30 %	3	0,9	3	0,9	3	0,9	3	0.35
<b>Costo</b>	15 %	3	0,45	3	0,45	1	0,15	2	0.2
<b>Puntaje</b>		2.1		2.1		1.8		2.65	

**Nota:** La matriz de decisión ayuda a la elección de los materiales ,tomado de Romero y Pucha (2020) y de Ottobock (2010).

Como se puede observar mediante la matriz de decisión, en la Tabla 4, el material que tiene mejores características para la elaboración del socket es ThermoLyn soft (EVA) antibacteriano, el cual es un plástico termo-formable donde tiene una flexibilidad al momento de encaje, una buena calidad en superficie, comodidad del uso, y un factor importante es que este es lavable. En la Figura 25, podemos observar el material a utilizar para la elaboración del socket.

## Figura 24

*ThermoLyn soft (EVA)*



**Nota:** tomado de Ottobock (2010).

### 4.6.2. Materiales para la impresión 3D

Se pretende utilizar ácido poliláctico (PLA), acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) y Ninja Flex. Estos materiales pueden ser impresos con distintas propiedades especificadas en el software de Voxelizer e ideaMAKER, por medio de estas propiedades ayudará que los materiales tengan más durabilidad y resistencia. En la Tabla 5, se observa las distintas comparaciones entre las propiedades del material PLA y ABS, para tener una idea del ¿Por qué?, se van a utilizar estos materiales para la parte estética y ciertos componentes de la prótesis.

**Tabla 5***Características de filamentos*

<b>Características de filamentos</b>			
	<b>Características</b>	<b>Ventajas</b>	<b>Desventajas</b>
<b>PLA (Ácido poliláctico)</b>	-Dureza alta. -Flexibilidad baja -Durabilidad media -Temp. de impresión 180°C - 230°C- -Temp. de cama de impresión 20°C - 60°C	Facilidad de impresión, amplia variedad de colores y estilos, biodegradable	Quebradizo, propiedades mecánicas mediocres
<b>ABS (Acrilonitrilo butadieno estireno)</b>	-Dureza alta. -Flexibilidad media -Durabilidad alta -Temp. de impresión 210°C - 250°C -Temp. de cama de impresión 80°C - 110°C	Alta resistencia, muy duradero, resistente a altas temperaturas	Se deforma al imprimirse, emite humos nocivos, requiere un cabezal de impresión de alta temperatura
<b>Ninja Flex</b>	-Dureza alta -Flexibilidad alta -Durabilidad alta -Temp. de impresión 135-164°C -Temp. de cama de impresión 20°C - 60°C	Resistencia al calor, resistencia al impacto, flexibilidad necesaria.	Almacenar cuidadosamente, cuidado en la temperatura de impresión.

**Nota:** Se observa las características de los filamentos que serán utilizados, tomado de *Technologies (2020)* y de *Pozo (2019)*

**4.6.3. Materiales para la construcción interna de la prótesis**

Existen varios materiales para el sistema de soporte, para esto se necesitan materiales que sean resistentes a distintas cargas, ligeros para que el peso de la prótesis no sea afectado. Para esto se considera dos materiales que son el aluminio y el grilón, ambos materiales son resistentes, sin embargo, por cuestiones de no alterar el peso en la prótesis se eligió el grilón, ya que con su poca densidad se logrará que la prótesis no se exceda en el peso.

Las propiedades del aluminio se observan en la Tabla 6.

**Tabla 6***Propiedades del aluminio*

<b>Aluminio</b>	
Metal plateado muy ligero.	
Masa atómica	26,9815
Punto de fusión	660°C
Punto de ebullición	2.467°C
Densidad	2,7 kg/m <sup>3</sup>
Recubrimiento de una capa dura y transparente de óxido de aluminio que lo protege de la corrosión.	

*Nota: tomado de Arceredillo (2022)*

Las propiedades del grilón se observa en la Tabla 7.

**Tabla 7***Propiedades del grilón*

<b>Grilón</b>	
Obtenido a partir de la Poliamida 6,	
Resistencia agentes químicos.	
Densidad	1,14 g/cm <sup>3</sup>
Resistencia a la tracción	360 kg/cm <sup>2</sup>
Dureza	R 119
Resistencia al impacto	0.8-5.5 ft*lb/in
Temperatura de trabajo	90°C

*Nota: tomado de Ccerind (2020)*

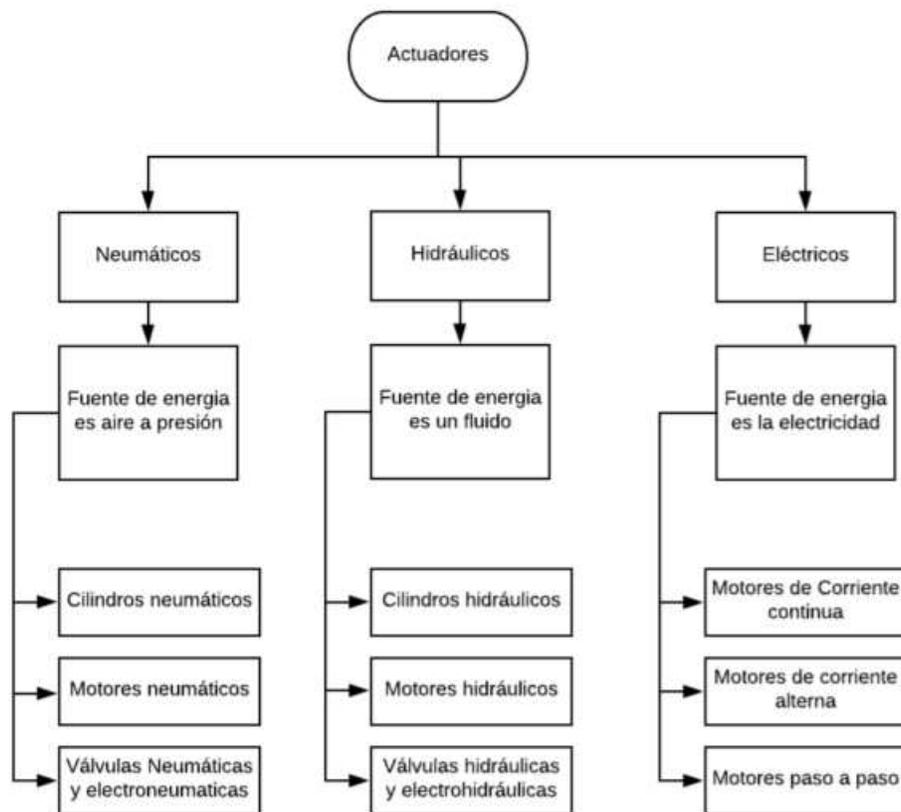
#### 4.6.4. Actuadores para el prototipo de prótesis

Los actuadores son los dispositivos los cuales ejercen un cambio de posición, velocidad o estado sobre un elemento mecánico por medio de transformación de energía (Corona y colaboradores, 2014).

Existen distintos tipos de actuadores, donde cada uno tiene sus respectivas características. Las características que se requieren cumplir en los actuadores son que estos sean de tamaño pequeño, bajo consumo de energía, operación silenciosa, peso reducido, mínima generación de calor, rápida respuesta, control simple y bajo costo de reducción (Vázquez y colaboradores, 2014). En la Figura 25 se muestra la clasificación de los actuadores.

**Figura 25**

*Clasificación de los actuadores*



**Nota:** Se clasifica los distintos actuadores, que pueden ser usados en las prótesis, tomado de Vázquez y colaboradores (2014).

Para el prototipo de prótesis se decide el uso de los servomotores, con estos actuadores se

obtiene el control, la precisión y velocidad necesaria para realizar el movimiento mecánico.

- **Definición:** La principal propiedad cuenta con un sistema de retroalimentación, en el cual indica al servo drive la posición en la que se encuentra el eje y que corrija si esta no es la correcta. Para determinar el nivel de precisión que se puede conseguir una resolución de 1.280.000 pulsos por vuelta.
- **Características:** Luego de su precisión, otra característica es la capacidad de mantener un torque constante en toda su gama de revoluciones hasta 3000 rpm. El servomotor aplica todo su toque disponible para conservar la posición de la carga, independiente de la velocidad de funcionamiento del servomotor. Los servomotores soportan hasta un 300% de sobrecarga por un determinado período de tiempo y esto posibilita romper la inercia con aceleraciones/desaceleraciones bruscas (AADECA, 2017)

Una vez que se revisó las características y definición de los servomotores, se procede a elegir el servomotor que será utilizado en el prototipo de prótesis, en este caso es un servomotor reductor, RMD-x6 el cual tiene un diseño cerrado, proceso de recubrimiento anticorrosivo, donde no hay que preocuparse por el polvo, la lluvia y otros distintos entornos de trabajo exteriores. La rotación precisa hace que el control sea más exacto, ya que su relación de reducción es de 1:6, donde el par es mayor y la eficiencia es más alta (Ozrobotics, 2017). En la Figura 26 se muestra el servomotor a utilizar.

## Figura 26

*Servomotor RMD-x6*



**Nota:** *Servomotor que será utilizado, tomado de K-Tech (2019).*

En la Tabla 8 se da a conocer las distintas características que posee el servomotor, RMD-x6.

**Tabla 8**

*Características del nuevo actuador*

<b>Descripción</b>	<b>Valor</b>
Relación de reducción	6:1
Voltaje de entrada	24-48 V
Velocidad sin carga	240 rpm-24 V
Velocidad nominal	190 rpm
Corriente nominal	4 A
Potencia nominal	70 W
Torque Nominal	3.5 Nm
Eficiencia del motor	70%
Resistencia	0.33 ohm
Conexión de cables	Y
Inductancia de fase a fase	0.19 mH
Velocidad constante	60 rpm/v
Torque constante	0.88 Nm/A
Número de pares de polos	14
Peso del motor	335 gr

**Nota:** *Se da a conocer las características del nuevo actuador para que sea tomado en cuenta al momento de realizar la parte electrónica, tomado de MyActuador (2015)*

Para realizar los movimientos como; desviación, radiocubital y los movimientos del agarre del sistema de la mano se utiliza un motor lineal que tenga retroalimentación, para que al momento que se realice las placas electrónicas exista la retroalimentación en la Figura 27 se muestra el actuador lineal.

## Figura 27

*Motor lineal PQ12*



**Nota:** El motor lineal el cual realizará movimientos en distintos sistemas de la prótesis, tomado de Actuonix (2022).

## Tabla 9

*Características del motor lineal*

Descripción	Valor
Pico de potencia	30 N a 8 mm/s
Punto de máxima eficiencia	12N a 12 mm/s
Velocidad máxima	15 mm/s
Fuerza máxima	45 N
Carga lateral máxima	10N
Fuerza de tracción posterior	25N
Trazo	20 mm
Tensión de entrada	6 o 20 VDC
Masa	19 g
Temperatura de funcionamiento	-10 °C a 50 °C
Repetibilidad posicional	$\pm 0.1mm$
Juego mecánico	0.25 mm
Protección contra la entrada	IP-54
Potenciómetro de retroalimentación	$5k\omega \pm 50\%$
Interruptores de límite	8
Ciclo de trabajo máximo	20%

**Nota:** Se da a conocer las características específicas del motor lineal, tomado de Actuonix (2022)

Para el movimiento de flexión y extensión de la muñeca se pretende usar un servomotor que pueda realizar estos movimientos, en la Figura 28 se muestra el servomotor a utilizar.

**Figura 28**

*Servomotor ANNIMOS*



**Nota:** El servomotor que realizará el movimiento de flexión y extensión de la muñeca, tomado de Actuonix (2022).

**Tabla 10**

*Características del servomotor*

Descripción	Valor
Rango de voltaje	7.4 V
Velocidad de funcionamiento	0.11 seg/60 grados
Par de torsión	77.2 lbs/cm
Corriente de parada	2.3 A a 7.4 V
Sistema de control	PWM
Rango de ancho de pulso	500 - 2500 $\mu$ seg
Posición neutral	1500 $\mu$ seg
Grado de funcionamiento	180°
Relación de transmisión	373
Motor	3 polos

**Nota:** Se da a conocer las características específicas del servomotor, tomado de ANNIMOS (2022)

## 4.7. Software de ingeniería

¿Qué es? El software de computadora es el producto que construyen los programadores profesionales y al que después se le da mantenimiento durante un largo tiempo, incluye programas que se ejecutan dentro de la computadora. La ingeniería de software es formada por un proceso y arreglo de herramientas que permite elaborar software de cómputo en alta calidad (Olguín y Enríquez, 2010).

### 4.7.1. Análisis mediante software de ingeniería

Para la modelación de los componentes y el análisis que se puede realizar existen distintos software's donde se explican a continuación:

- **Ansys:** este es un programa el cual asistirá en la generación de la geometría de los silenciadores, así como su mallado para un posterior análisis, empleando elementos finitos donde se impondrá las condiciones de contorno, tanto en fuerzas así como las propiedades del material.
- **Inventor:** es un sistema de modelado sólido basado en operaciones geométricas, que proporciona todas las herramientas necesarias para ejecutar proyectos de diseño, desde el primer boceto hasta el dibujo final. Incluye operaciones de modelado 3D entre las que destacamos las siguientes:
  - Crear dibujos 2D para fabricación y modelos 3D
  - Crear operaciones, piezas, y subensamblajes adaptativos.
  - Administrar piezas y ensamblajes grandes.
  - Usar VBA para acceder al API de Autodesk Inventor.
  - Realizar animaciones de los mecanismos creados y generar vistas diversas (Ramírez y colaboradores, 2009).
- **SolidWorks:** es un programa de diseño asistido por computadora para modelado mecánico desarrollado en la actualidad por SolidWorks Corp. El programa permite modelar piezas como ensambles y extraer de ellos tanto dibujos de detalle como otro tipo de información necesaria para la producción. Es un programa que funciona con base en las nuevas técnicas de modelado con sistemas CAD (Fernández y Castillo, 2015).
- **Adams View:** El software de simulación gráfica ADAMS (análisis dinámico automático de sistemas mecánicos) es empleado como herramienta de solución a los problemas

cinemáticos y cinéticos de eslabonamientos y mecanismos comúnmente encontrados en los cursos de dinámica de máquinas de los programas educativos de Ingeniería Mecánica. En principio se listan las ecuaciones de movimiento relativo, que hacen uso del álgebra vectorial, así como las ecuaciones cinéticas de fuerza. Después se desarrollan y simulan los modelos de tres casos de estudio de eslabonamientos dentro del entorno gráfico de ADAMS. Finalmente, se comparan los resultados cinemáticos obtenidos de manera analítica y numérica (Ponce y colaboradores, 2017).

#### 4.7.2. Eficiencia de la simulación de Von Mises

Anteriormente, se mencionaron los distintos programas que ayudan a realizar los análisis de los modelados realizados por medio de software de ingeniería. Con esto se decide realizar el análisis y simulación de Von Mises y para esto se explica la eficiencia de realizar esta simulación (Leon y Vázquez, 2010).

El esfuerzo de Von Mises se usa como un criterio para determinar la aparición de una falla en materiales dúctiles. El criterio de falla establece que el esfuerzo debe ser menos que el esfuerzo de fluencia del material. En forma de desigualdad, el criterio puede escribirse como:

$$\sigma_{VM} \leq \sigma_y \quad (1)$$

El esfuerzo de Von Mises  $\sigma_{VM}$  está dado por:

$$\sigma_{VM} = \sqrt{I_1^2 - 3I_2} \quad (2)$$

Donde:

I=inercia

y donde  $I_1$  e  $I_2$  son las primeras dos invariantes del tensor de esfuerzo. Para el estado general de esfuerzo, expresado por las ecuaciones 3 y 4:

$$I_1 = \sigma_x + \sigma_y + \sigma_z \quad (3)$$

$$I_2 = \sigma_x\sigma_y + \sigma_y\sigma_z + \sigma_z\sigma_x - \tau_{yz}^2 - \tau_{xz}^2 - \tau_{xy}^2 \quad (4)$$

En términos de los esfuerzos principales,  $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ , las dos invariantes pueden escribirse como:

$$I_1 = \sigma_x + \sigma_y \quad (5)$$

$$I_2 = \sigma_x \sigma_y - \tau_{xy}^2 \quad (6)$$

Es fácil verificar que el esfuerzo de Von Mises dado en la ecuación 2 puede expresarse como:

$$\sigma_{VM} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2} \quad (7)$$

Para el estado de esfuerzo plano, se tiene:

$$I_1 = \sigma_x + \sigma_y \quad (8)$$

$$I_2 = \sigma_x \sigma_y - \tau_{xy}^2 \quad (9)$$

Y para la deformación unitaria plana, se tiene:

$$I_1 = \sigma_x + \sigma_y + \sigma_z \quad (10)$$

$$I_2 = \sigma_x \sigma_y + \sigma_y \sigma_z + \sigma_z \sigma_x - \tau_{xy}^2 \quad (11)$$

En donde  $\sigma_z = \nu(\sigma_x + \sigma_y)$  (Leon y Vázquez, 2010).

## 5. Marco metodológico

Dentro del marco metodológico se da a conocer todo el proceso realizado para obtener las distintas mejoras en el prototipo de prótesis transhumeral, tomando en cuenta el estado actual de la prótesis, realizando un diagnóstico de todos los sistemas que intervienen en la prótesis y posteriormente realizar las modificaciones necesarias para que la prótesis cumpla con los objetivos planeados.

### 5.1. Diagnóstico del sistema de la prótesis transhumeral para la definición de componentes a ser modificados

Actualmente, la prótesis se encuentra en el siguiente estado, como se muestra en la Figura 29:

## Figura 29

### *Prótesis actualmente*



**Nota:** Foto de la prótesis actualmente para que pueda ser diagnosticada, tomado de Romero y Pucha (2020).

Basándose en el estado actual de la prótesis, se obtiene los siguientes datos que se reflejan en la prótesis, como; las dimensiones, materiales y de la misma manera obtenemos los siguientes subsistemas que intervienen en el prototipo de prótesis; articulación del codo, antebrazo, muñeca y mano.

1. **Dimensiones:** como se mostró en la Tabla 2, las dimensiones fueron tomadas directamente al paciente para que estas sean antropométricas y que no existan irregularidades al momento de realizar el diseño.
2. **Materiales:** los materiales usados para la estética de la prótesis han sido impresos en PLA, ABS y Ninja Flex.  
Los componentes internos de la prótesis fueron elaborados de aluminio y acero.
3. **Articulación del codo:** la articulación del codo es accionada por medio de servomotores y es acoplado al antebrazo por medio de una articulación elaborada por PLA. En la Figura 30 se muestra el estado actual de la articulación del codo.

### Figura 30

*Sistema del codo actualmente*



**Nota:** Se muestra el sistema del codo y como es adaptado al resto de la prótesis, elaboración propia, tomado de Romero y Pucha (2020).

4. **Antebrazo:** el antebrazo se subdivide en dos componentes, el primero cuenta con el apoyo de un servomotor para el movimiento de flexión y extensión, el segundo componente es de material flexible, en este caso Ninja Flex, que este es acoplado por medio de un eje de aluminio y un actuador lineal para el movimiento de desviación radiocubital.
5. **Muñeca:** la muñeca es acoplada hacia el antebrazo, por medio de una articulación elaborada de aluminio, y para realizar el movimiento de flexión y extensión es utilizando un servomotor.
6. **Mano:** para la mano sé y los dedos se utiliza 5 actuadores lineales para que los dedos realicen distintos agarres de la mano. En la Figura 31 se muestra el estado actual de la mano.

### Figura 31

*Sistema de la mano actualmente*



*Nota: tomado de Romero y Pucha (2020)*

#### 5.1.1. Análisis de componentes en subsistemas de la prótesis

- **Peso:**

Actualmente, la prótesis tiene un peso de 5.46 kg. como lo muestra la Figura 32, su es peso excesivo para el prototipo de prótesis, como se mostró en la Tabla 3, que un brazo humano tiene un peso alrededor de los 4.08 kg. a 5 kg. tomando referencia desde el hombro hasta la mano. Lo que lleva a decir que el prototipo de prótesis excede del peso para que el paciente pueda usar la prótesis en un futuro, ya que existirá un cambio en el equilibrio.

## Figura 32

*Peso actual de la prótesis*



**Nota:** Se muestra el peso actual de la prótesis, dando a conocer que tiene un peso excesivo, tomado de Romero y Pucha (2020).

Luego de tener las referencias de un peso normal para el prototipo de prótesis, se lleva a proponer distintos cambios en los componentes internos y materiales para disminuir el peso actual del prototipo de prótesis y este se asimile al de un brazo humano.

### ■ **Grados de libertad:**

Actualmente, la prótesis cuenta con 4 grados de libertad, con 12 actuadores independientes, los cuales cinco se encuentran en la mano, uno a la altura de la muñeca, dos a la altura del antebrazo, uno para la articulación del codo y uno en el brazo (Romero y Pucha, 2020).

En la Tabla 11 se muestra los movimientos de los distintos actuadores ya colocados en la prótesis y los actuadores nuevos que reemplazarán algunos de los actuadores.

**Tabla 11**

*Movimientos de los distintos actuadores*

<b>Actuador</b>	<b>Movimiento</b>
<b>Actuador lineal de cada dedo</b>	Agarre de los dedos.
<b>Servomotor de la muñeca</b>	Flexión y extensión de la muñeca.
<b>Actuador lineal del antebrazo</b>	Desviación radiocubital, pronación y supinación.
<b>Servomotor del antebrazo</b>	Desviación radiocubital, pronación y supinación.
<b>Servomotor de la articulación del codo</b>	Flexión y extensión del codo.

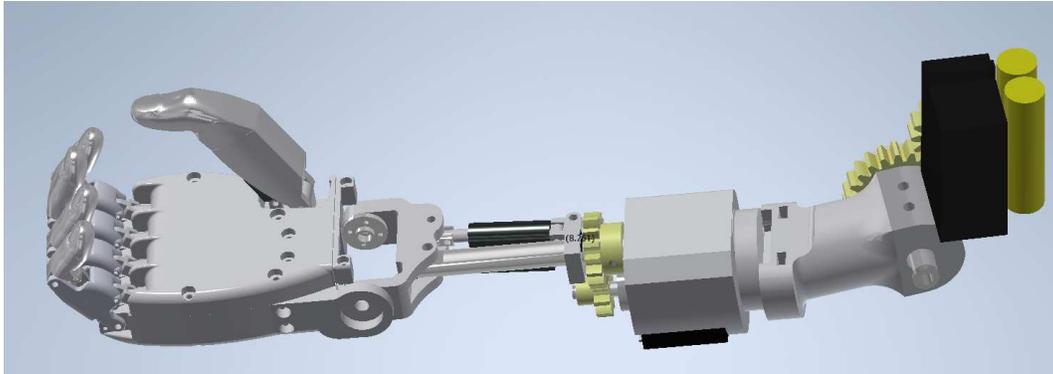
**Nota:** *Se da a conocer los distintos movimientos que realizan los actuadores actualmente en la prótesis.*

■ **Componentes mecánicos:**

En el interior de la prótesis se encuentra compuestos por componentes elaborados de distintos materiales como; aluminio, acero y PLA. A la altura de la muñeca y antebrazo se encuentra distintos acoples para el servomotor y el motor lineal, en donde se realizan los movimientos de flexión y extensión de la muñeca y la desviación radiocubital, para que se pueda dar este último movimiento se tiene un eje de aluminio junto a un engranaje para que el servomotor logre realizar la desviación radiocubital. A la altura del codo se encuentra un acople elaborado de PLA, el cual es accionado por un engranaje que realiza el movimiento de flexión y extensión del brazo. Para finalizar a la altura del brazo se tiene el servomotor que accionará a otro engranaje para que se realice los movimientos de la prótesis y de la misma manera se encuentra las baterías que alimentará a los motores. En la Figura 33, se muestra los componentes mecánicos e internos de la prótesis.

### Figura 33

*Componentes mecánicos de la prótesis*



**Nota:** Se muestra los componentes internos de la prótesis, tomado de Romero y Pucha (2020) y de Encalda (2018).

## 5.2. Propuesta de solución

Para la solución a los distintos problemas encontrados al momento de realizar el diagnóstico de cada subsistema del prototipo de prótesis transhumeral, se determinaron los distintos cambios que fueron realizados, tanto en los componentes internos, como en los mecanismos del prototipo de prótesis. En la Tabla 12 se muestra un breve resumen de los componentes y mecanismos que serán cambiados.

**Tabla 12***Componentes y mecanismos por cambiar*

Dimensiones		¿Por qué?
Estas medidas fueron tomadas de manera antropométrica, no tendrá cambios.		No tendrá cambios ya que las medidas del paciente no cambiarán.
Materiales		
Estética	Se mantendrá PLA, ABS y Ninja Flex.	Ya que el PLA, ABS y Ninja Flex, son compatibles con las distintas impresoras, estos materiales son fáciles de conseguir y sus propiedades ayudan a la impresión y construcción del prototipo de prótesis y de la misma manera cuenta con una amplia variedad de colores.
Componentes	Para los componentes de aluminio se buscará un material más liviano como el: Grilón, PLA y ABS.	Se desea disminuir el peso de la prótesis por lo que es necesario buscar un material más liviano y resistente para reemplazar con los componentes de aluminio.
Grados de libertad	Actualmente se tiene 4 grados de libertad. Con los nuevos actuadores se pretende mantener los grados de libertad y disminuir los actuadores. Y con estos nuevos actuadores se mantendrá los movimientos de: -Flexión y extensión del codo. -Flexión y extensión de la muñeca. -Desviación radio-cubital. -Pronación y supinación.	Cambiar los distintos actuadores se obtendrá captar mejor las señales para realizar posteriormente un mejor controlador y disminuir el peso con los nuevos actuadores.
Sistemas de la prótesis		
Articulación del codo	Se hará el cambio para acoplar el motor.	Ya que con el sistema actual no cuenta con el espacio para acoplar estos nuevos motores.
Mano y muñeca	Este sistema se mantendrá como lo tiene actualmente la prótesis.	Se mantienen ya que el sistema se encuentra funcionando de manera correcta.
Antebrazo	Se cambiará el sistema mecánico de los componentes de aluminio.	Como se mencionó en los materiales, se cambiará el sistema interno del antebrazo.

**Nota:** *Se determina los componentes, materiales y sistemas internos de la prótesis que serán cambiados en base al diagnostico realizado de la prótesis transhumeral biomecatrónica, elaboración propia*

**5.2.1. Método artesanal para la elaboración del socket**

El socket será elaborado de manera artesanal siguiendo los distintos pasos que se mencionan a continuación, los cuales fueron vistos y realizados en el laboratorio ortopédico OrthosaLab.

- Se atiende al paciente para conocer el estado del muñón, teniendo en cuenta la piel, tipo de cicatriz, nivel de amputación, sensibilidad, valoración articular y muscular.

- Se marca por medio de un lápiz tinta, se marca en el muñón los relieves, las hendiduras, para que al momento que se aplique el yeso quede estas marcas en el mismo.
- Una vez realizado el molde, se hace un llenado al vacío con yeso blanco, y para que este se seque tiene un tiempo de demora aproximadamente de un día y medio.
- Cuando el molde esté listo, se debe realizar las modificaciones necesarias y quitar ciertas imperfecciones, para que el molde quede igual al muñón del paciente. Esto es para que al momento que se haga la fundición en el material seleccionado, el socket quede justo los distintos relieves y hendiduras que existen en el muñón.
- Teniendo el molde listo, se lo coloca en la mesa de trabajo, donde previamente se coloca el plástico termo-formable al horno a 130 °C, esta temperatura es recomendada por la empresa que vende este material, para que al momento que el plástico tenga un color transparente se sabrá que este está listo para que sea fundido sobre el molde. Se debe tener en cuenta que al final del molde ira colocada la pieza de fijación, la cual dará soporte a la prótesis.
- Una vez que el plástico es colocado sobre el molde, se corta lo sobrante del plástico y posteriormente se da los últimos detalles al socket. Una vez terminado se llama al paciente para el socket sea colocado y cerciorarse que quede a la medida del muñón y si se encuentra alguna incomodidad sea dicha a tiempo para evitar problemas a futuro (Rodriguez y Rodriguez, 2021) .

### **5.2.2. Método para la fijación de socket artesanal**

En la actualidad existen distintos métodos para la sujeción del socket hacia el muñón, sin embargo, en este caso se ha decidido optar por el método artesanal visto en el laboratorio OrthosaLab. En este método lo único que se realiza es por medio de un molde tomado del muñón, se utiliza plástico termo-formable, el cual quedara a medida del paciente y esto será suficiente para que exista la correcta fijación del socket hacia el muñón.

Cuando hablamos de la fijación entre socket y la prótesis, se necesita un tipo de fijación el cual sea apto para anclaje y des-anclaje, teniendo en cuenta esa necesidad se necesita el uso de un anillo laminado, el cual puede ser realizado en aluminio con el diámetro necesario para que sea acoplado al socket y de la misma manera a la prótesis, teniendo en cuenta la altura, ya que esta va a ir desde el socket hacia la prótesis y tener el espacio correcto en la prótesis para el anclaje (Rodriguez y Rodriguez, 2021).

En la Figura 34, se muestra a breve manera como debe ser el anillo laminado para la sujeción del socket hacia la prótesis.

**Figura 34**

*Anillo laminado*



**Nota:** *Anillo laminado para la sujeción del socket, tomado de Ottobock (2009).*

Una vez realizado el proceso para la elaboración del socket de manera artesanal, el resultado sería el siguiente:

**Figura 35**

*Socket artesanal*



**Nota:** *Socket elaborado de manera artesanal, tomado de Ottobock (2009).*

### 5.2.3. Método mediante software de ingeniería para elaboración de socket

En la actualidad existen varias formas para la elaboración de un socket para una prótesis, en este caso se utiliza un escáner 3D, mediante este escáner se toma las medidas al paciente como se observa en la siguiente figura:

**Figura 36**

*Escaneo de al muñón del paciente*



**Nota:** *Uso de escáner para el muñón del paciente, tomado de Romero y Pucha (2020).*

Una vez que se tiene el escaneo de miembro residual del paciente, se procede al uso de software para la modelación del socket y luego este pueda ser diseñado e impreso en 3D. En la Figura 37 se observa como es el software del escáner.

**Figura 37**

*Software EVA*



**Nota:** *Escaneo mediante el software EVA, tomado de Romero y Pucha (2020).*

Luego de realizar las modificaciones por medio el software que nos brinda el escáner, se puede realizar el diseño en Inventor y previamente imprimirlo en 3D, como se muestra en la Figura 38.

### **Figura 38**

*Socket impreso en 3D*



**Nota:** *Socket impreso en 3D luego de haber sido modelado en un software de diseño, tomado de Ottobock (2014).*

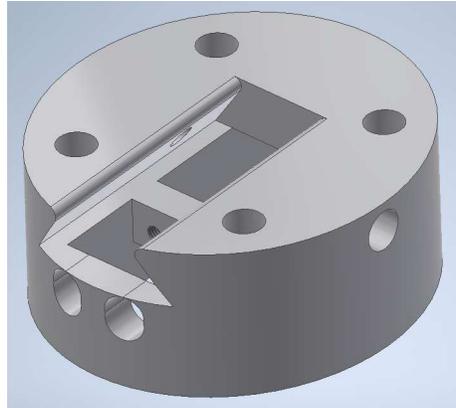
#### **5.2.4. Modificaciones del sistema del brazo: Húmero**

##### **■ Componentes**

Para la modificación del brazo en donde se encuentra el húmero, lo que anteriormente se tenía eran dos piezas distintas para el sistema. Lo que se realizó fue un cambio para acoplar las baterías en la parte posterior que alimentarán al prototipo de prótesis y de la misma manera realizar el espacio para el actuador, el cual va a realizar el movimiento de flexión y extensión pueda ser acoplado.

### Figura 39

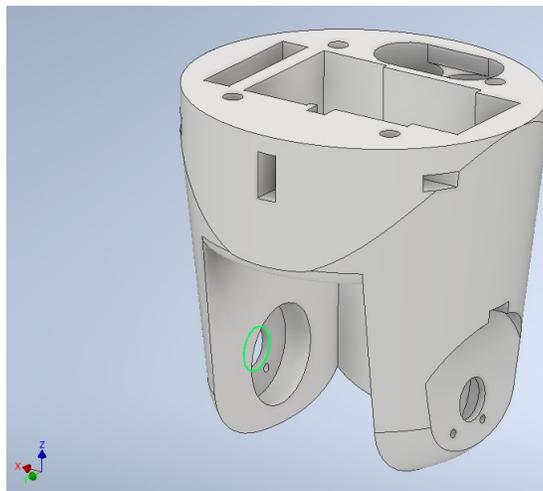
*Acople del socket y la tapa del húmero de la Prótesis Transhumeral Biomecatrónica, (anterior)*



**Nota:** Se muestra la tapa que recubriría la parte de las baterías y el servomotor y de la misma manera los agujeros para que se acople el socket que irá colocado el paciente, tomado de Romero y Pucha (2020).

### Figura 40

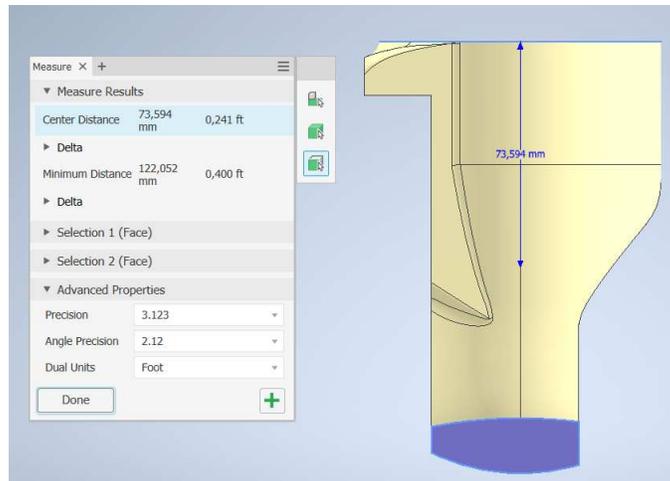
*Húmero de la Prótesis Transhumeral Biomecatrónica, (anterior)*



**Nota:** Se observa el húmero antes de realizar los cambios en donde se observa los distintos compartimientos y agujeros para acoplar las baterías, el servomotor y la articulación del codo, tomado de Romero y Pucha (2020).

## Figura 41

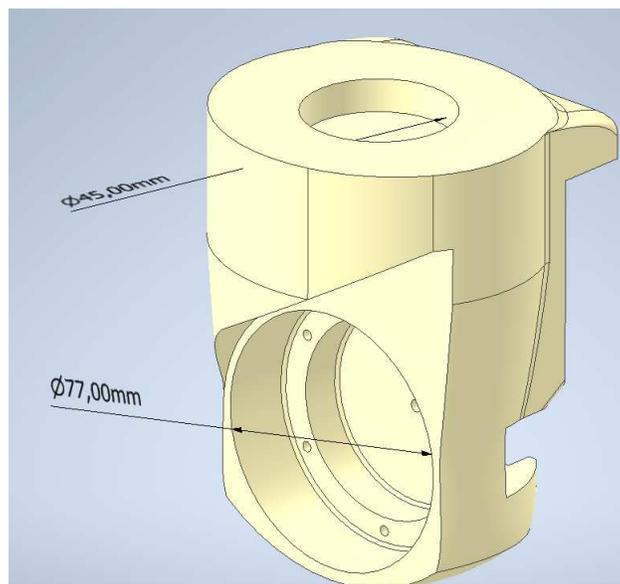
*Vista lateral del húmero*



**Nota:** Nuevo húmero junto a la dimensión y se observa el espacio donde irán las baterías, elaboración propia.

## Figura 42

*Perspectiva delantera del húmero*

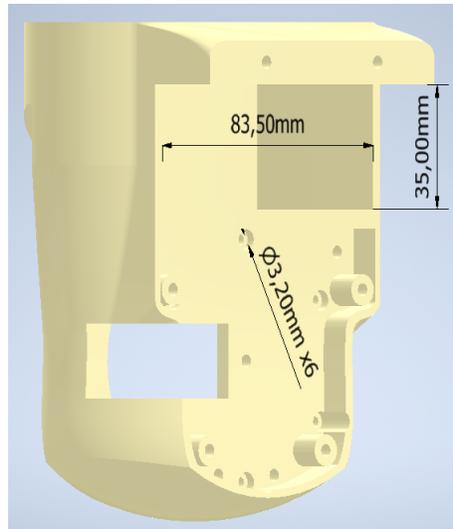


**Nota:** Se muestra en donde será acoplado el nuevo motor y en la aprte superior es donde se encunetra el agujero para que el socket sea acoplado, elbaoración propia.

En la parte posterior del húmero se cuenta con un compartimento en el cual se colocaran las baterías y el espacio adecuado para los distintos cables de la placa electrónica, como se muestra en la Figura 43. Cabe mencionar que en la parte superior se cuenta con un agujero para la respectiva sujeción del socket a la pieza

### Figura 43

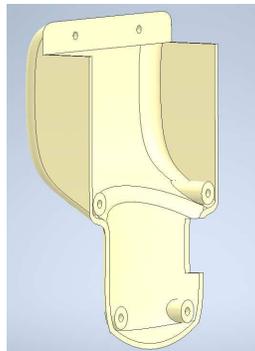
*Vista posterior del húmero*



**Nota:** se muestra la parte posterior del húmero en donde encajan las baterías que van a alimentar al prototipo de prótesis y así mismo se muestra los espacios en donde serán insertados los cables de la placa electrónica, elaboración propia.

### Figura 44

*Tapa de la parte posterior del húmero*

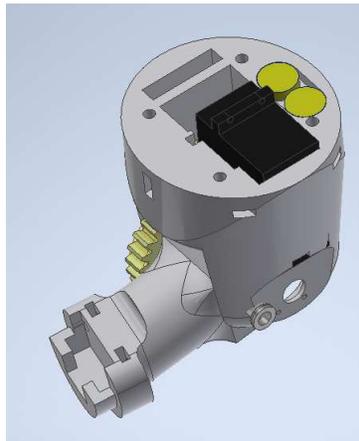


**Nota:** se tiene una tapa la cual recubrirá a las baterías y la placa que alimenta a los motores para evitar que entre polvo o agua, elaboración propia.

Una vez que se tiene el diseño del húmero, se procede a colocar los distintos componentes, es decir, el motor y las baterías. En la Figura 45 se muestra como la Prótesis Transhumeral Biomecatrónica tenía la integración de los componentes y en las Figuras 46 y 47, se muestra el rediseño del húmero junto con las baterías, el nuevo actuador y la tapa que recubrirá a estos elementos.

**Figura 45**

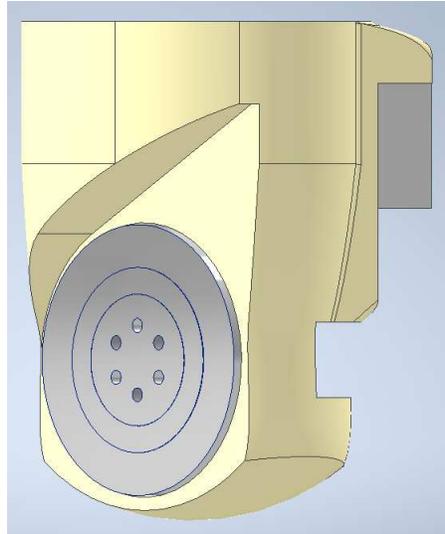
*Húmero con todos los componentes de la Prótesis Transhumeral Biomecatrónica, (anterior)*



**Nota:** *Se muestra como acoplaba todos elementos en la parte del húmero, el servomotor, las baterías, los engranajes y la articulación del codo, tomado de Romero y Pucha (2020).*

**Figura 46**

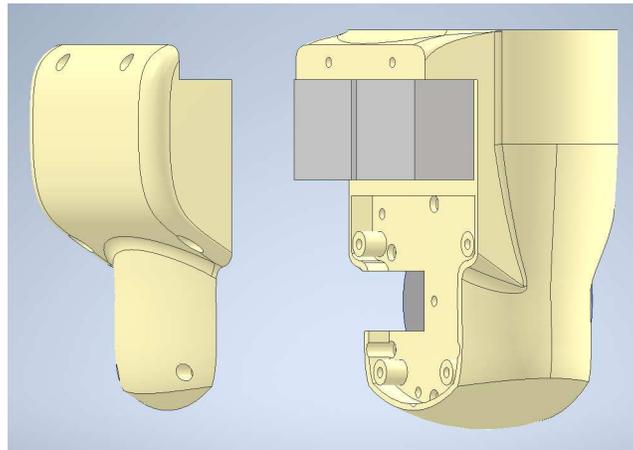
*Parte delantera*



**Nota:** Se observa la parte delantera del húmero junto al nuevo actuador, elaboración propia.

**Figura 47**

*Parte posterior*



**Nota:** Se observa la parte posterior del húmero acopladas con las baterías y con la tapa que recubrirá la parte posterior del húmero, elaboración propia.

■ **Materiales**

Para la sección del húmero se optó por el uso del material PLA, como se demostró en la

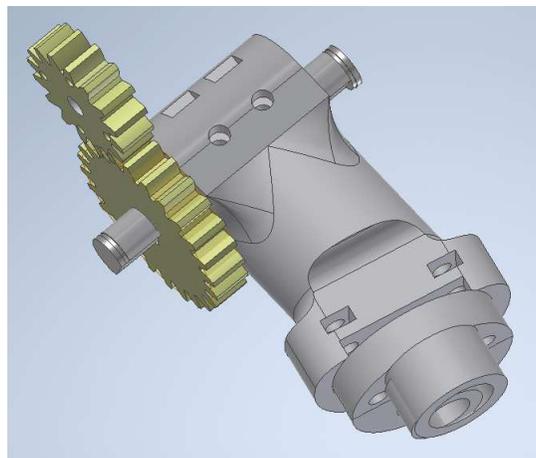
Tabla 5, las distintas características de dureza, resistencia y facilidad de impresión que posee este material, por lo cual esta pieza será impresa en PLA.

- **Integración**

Para la integración del nuevo actuador al húmero y del húmero hacia el resto de la prótesis se utiliza los agujeros del nuevo motor, los cuales cuentan con un agujero roscable M3, que se acoplará a la parte del antebrazo.

**Figura 48**

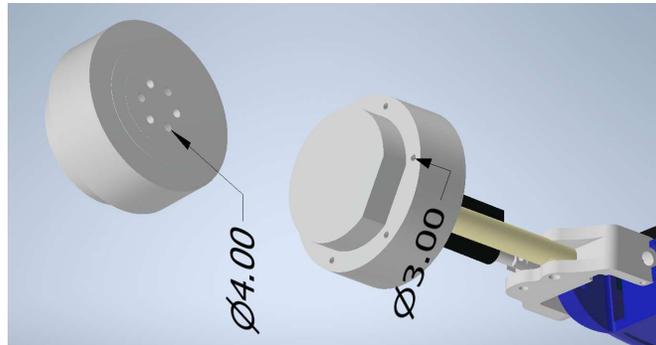
*Acoples de la articulación del codo, (anterior)*



**Nota:** *Se observa los acoples que se tenían para la articulación del codo y en la parte inferior donde se acopla el servomotor y pueda realizar los movimientos de flexión y extensión, tomado de Romero y Pucha (2020)*

## Figura 49

*Agujeros del motor para la integración al húmero*



**Nota:** Se muestra los distintos agujeros de los nuevos actuadores, para que sean acoplados a las distintas partes de la prótesis, elaboración propia.

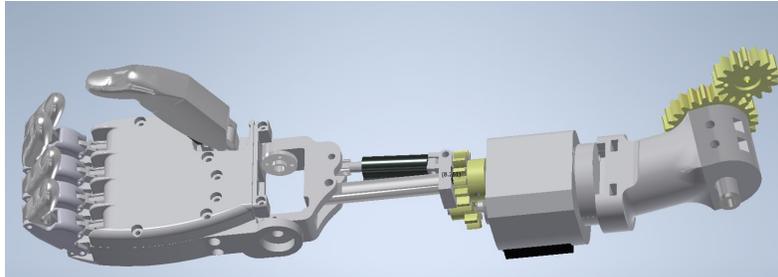
### 5.2.5. Modificaciones del sistema de antebrazo: Radio y Cubito

#### ■ Componentes

Actualmente, en la parte de la carcasa se tiene el material de Ninja Flex, el cual tiene buena flexibilidad, éste, puede ser acoplado a la parte de la muñeca para que se realice el movimiento de desviación radiocubital y pronación y supinación. Esta impresión se pretende mantener, ya que por la flexibilidad del material se podrá acoplar a las nuevas modificaciones realizadas. El sistema interno, actualmente, está compuesto por un motor lineal, un servomotor y un eje de aluminio. Estos elementos se accionan conjuntamente para que el eje pueda rotar y de la misma manera el motor lineal sea accionado, para que los movimientos tengan fluidez. Los distintos engranajes y acoples que tiene han sido impresos en PLA. Como modificaciones del sistema interno se tiene la implementación del nuevo actuador, el cual reemplazará al servomotor. De esta manera se necesita un nuevo eje en grilón, ya que este va a ser mecanizado y acoplado al actuador para mantener los movimientos de desviación radiocubital y pronación y supinación. Cabe decir que el actuador lineal se mantendrá para que se realice el movimiento, y los acoples de este motor lineal serán impresos en ABS para que tenga mayor resistencia. En la Figura 46 se muestra como era el sistema interno junto con los engranajes y el servomotor.

## Figura 50

*Sistema interno, (anterior)*



**Nota:** Sistema interno de la Prótesis Transhumeral Biomecatrónica junto a la Maki 3.0 se puede observar el servomotor, los engranajes, articulación del codo y el acople al sistema de la mano, tomado de Romero y Pucha (2020) y de Encalda (2018).

### ■ Integración

Para la adecuada integración del antebrazo hacia los demás sistemas de la prótesis se utiliza un eje mecanizado en grilón, el cual al ser un material plástico reduce el peso y la vez este será mecanizado para que cuente con distintos agujeros roscables hacia el nuevo motor y pueda ser integrado y soporte al resto de la prótesis.

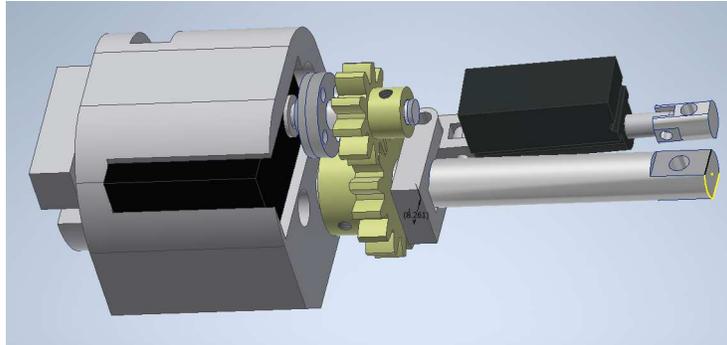
### ■ Materiales

Para el sistema del antebrazo, este se divide en dos partes, donde el sistema interno cuenta con dos movimientos: de desviación radiocubital y pronación y supinación, junto con el sistema de la carcasa que asegurará la protección al sistema interno.

- En el sistema interno, actualmente la prótesis cuenta con un eje elaborado de aluminio, para realizar la rotación del movimiento, pronación y supinación, junto a engranajes impresos en PLA para que el movimiento sea continuo. Junto al eje para la rotación se cuenta con un motor lineal, el cual ayuda a realizar el movimiento de desviación radiocubital.

## Figura 51

*Sistema interno, (anterior)*



**Nota:** *Sistema interno anteriormente junto a todos sus componentes, tomado de Romero y Pucha (2020)*

- Para la disminución del peso en la prótesis y aminorar los componentes, se procede a utilizar un eje que será mecanizado en el material de grilon el cual es un plástico resistente, el cual reemplazará al eje elaborado de aluminio y de esta manera será acoplado al nuevo actuador, lo que se decidió mantener es el motor lineal que se encuentra junto al nuevo eje para que se pueda realizar el movimiento de desviación radiocubital.

## Figura 52

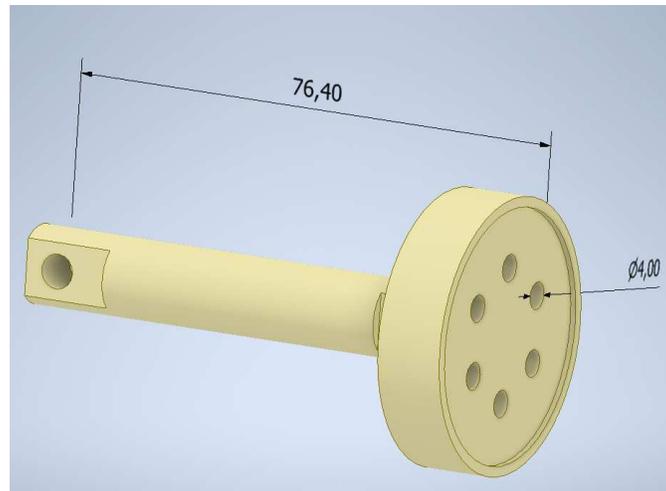
*Anterior eje*



**Nota:** *Este eje va acoplado a la parte de la muñeca y la parte inferior va hacia un rodamiento para que el eje pueda rotar, tomado de Romero y Pucha (2020).*

### Figura 53

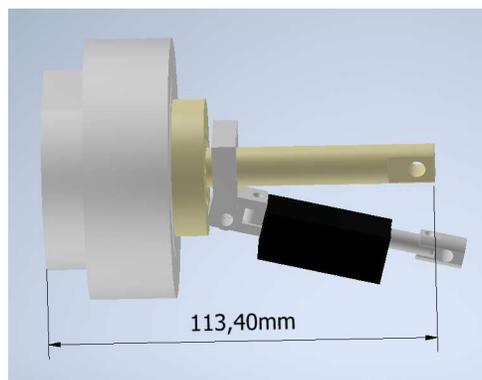
*Nuevo eje*



**Nota:** *Diseño del nuevo eje que será adaptado al nuevo actuador junto a los agujeros, que serán acoplados al nuevo motor, elaboración propia.*

### Figura 54

*Sistema interno*

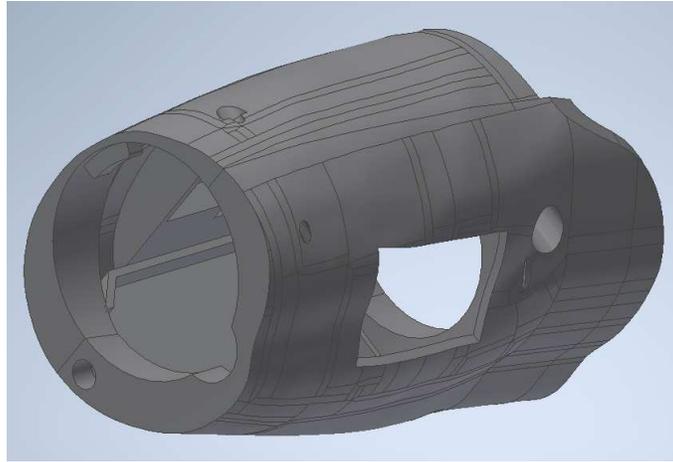


**Nota:** *Diseño del sistema interno junto a los nuevos componentes en donde se muestra los nuevos componentes internos de la prótesis y se ve como los componentes son reducidos al sistema interno que se tenía anteriormente, elaboración propia.*

- Para el recubrimiento de los componentes internos se decide mantener la impresión en PLA, ya que este material es resistente y tiene la dureza para soportar el peso de los componentes del sistema interno, donde la carcasa será impresa en 3D en el material PLA.

## Figura 55

*Carcasa de la Prótesis Transhumeral Biomecatrónica, (anterior)*

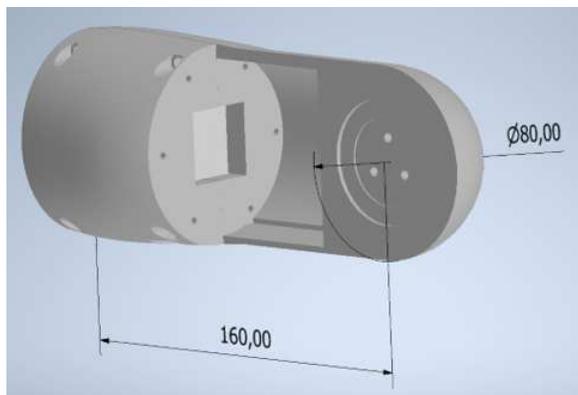


**Nota:** *Están seran las carcasas que recubrián al sistema interno se observa los agujeros donde pasa el eje y donde acopla el servomotor para realizar los movimeintos, tomado de Romero y Pucha (2020).*

- La primera parte del antebrazo, la carcasa que recubre al nuevo actuador y donde se acoplará al húmero, se observa que tiene los agujeros para que unan las dos partes, donde se puede manipular los switches del nuevo actuador y el agujero en la parte inferior para que los cables del actuador puedan ser conectados a la placa electrónica.

## Figura 56

### Carcasa

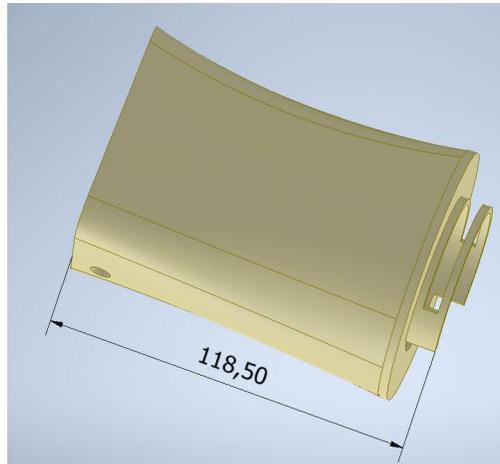


**Nota:** Están seran las carcasas que recubrirán al sistema interno teniendo un total de 200mm, se muestra los distintos agujeros que sujetarán al nuevo servomotor, en donde se muestra un espacio para que se pueda maipular la sección de los switches del actuador y de la misma manera un compartimeinto para introducir la placa electrónica que controlará a los servomotores, elaboración propia.

- La segunda parte del antebrazo, la cual será impresa en un material flexible (Ninja Flex), ya que este ayudará a que los movimientos puedan ser fluidos y sin que se genere fatiga posteriormente y sé que pueda realizar el movimiento de desviación radiocubital, de la misma manera en la parte posterior se encuentra un tope para limitar el movimiento del actuador.

## Figura 57

*Carcasa que será impresa en Ninja Flex*



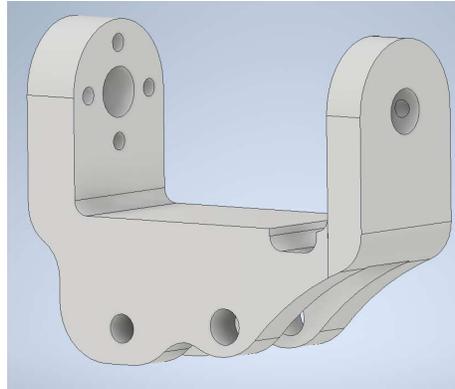
**Nota:** *Esta segunda parte de la carcasa, va acoplada al componente de la muñeca y recubre la sección del motor lineal, elaboración propia.*

### 5.2.6. Sistema de la mano y sus componentes

El sistema de la mano se pretende mantener al que se tenía en la prótesis Maki 3.0, los cambios que serán realizados es en los agujeros de los motores lineales para que estos puedan ser acoplados sin ejercer mucha presión y de esta manera el sistema de la mano pueda realizar los movimientos, sujeción, los distintos componentes de este sistema son impresos en PLA y los acoples pequeños son impresos en ABS, ya que logran resistir los movimientos que realizará la mano.

## Figura 58

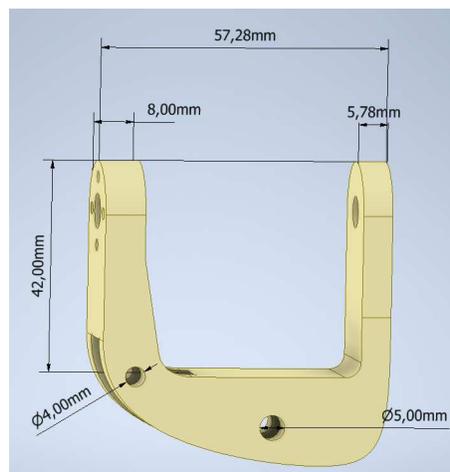
*Muñeca anterior*



**Nota:** El primer diseño del acople de muñeca dejaba hacer la sujeción correcta del sistema interno del antebrazo al sistema de la mano, sin embargo ahora contando con el nuevo diseño del sistema de la mano y junto al servomotor que realizará el movimiento de flexión y extensión de la muñeca, tomado de Romero y Pucha (2020).

## Figura 59

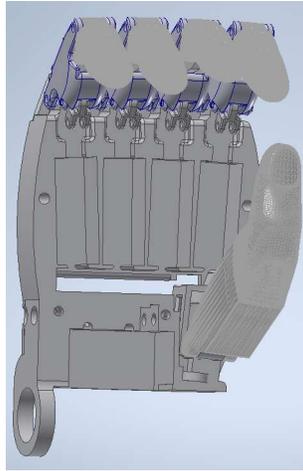
*Rediseño del acople de la muñeca*



**Nota:** Se muestra los cambios realizados en el acople de la muñeca ya que ahora se observa de una manera más sencilla de imprimir sin la necesidad de tener curvas muy pronunciadas y así cumplir con lo requerido que es la sujeción del eje, del motor lineal y del servomotor que va hacia el sistema de la mano, elaboración propia.

### Figura 60

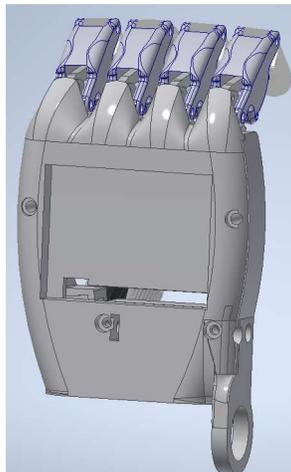
*Parte delantera de la Maki 3.0, (anterior)*



**Nota:** *En la parte delantera se muestra los agujeros para los motores lineales, en donde pasarán los cables que irán en la parte posterior de la mano y en la parte inferior se muestra el agujero donde se acoplará el servomotor para que la muñeca pueda realizar el movimiento de flexión y extensión, tomado de Encalda (2018).*

### Figura 61

*Parte posterior de la Maki 3.0, (anterior)*



**Nota:** *En la parte posterior de la mano se muestra el espacio donde va la placa electrónica en donde los actuadores de la mano podrán ser accionados, tomado de Encalda (2018).*

## Figura 62

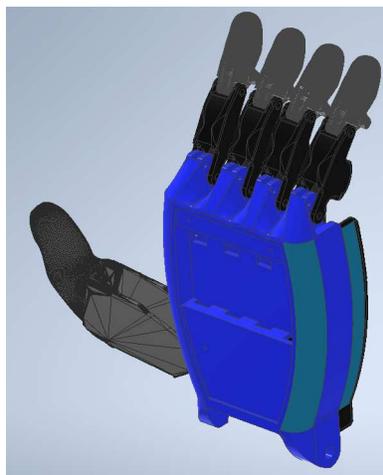
*Parte delantera del nuevo sistema de la mano*



**Nota:** *En la parte delantera se observa donde irán insertados los motores lienales, y en la parte inferior se ve el agujero para colocar ya sea una placa electrónica o el servomotor para que la mano realice el movimiento de flexión y extensión, elaboración propia.*

## Figura 63

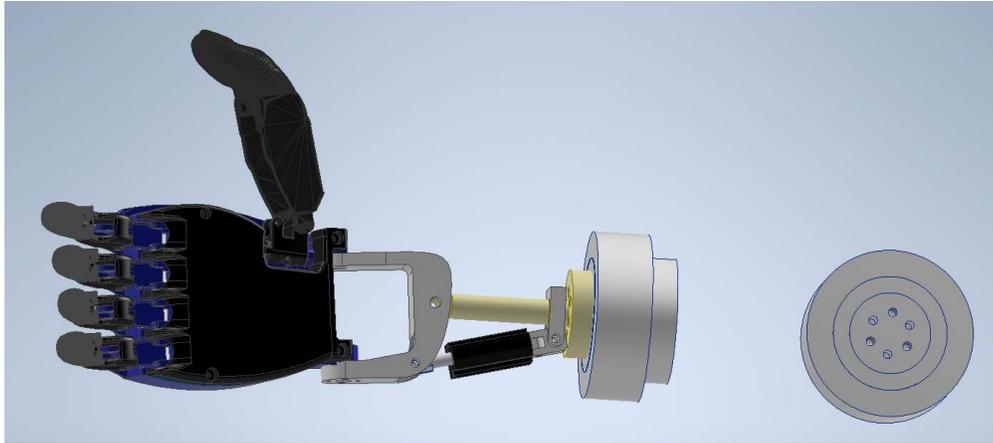
*Parte posterior del nuevo sistema de la mano*



**Nota:** *En la parte posterior de la mano se muestra el espacio donde va la placa electrónica en donde los actuadores de la mano podrán ser accionados y de la misma manera pequeños agujeros para que puedan pasar los cables de los motores lienales de la mano, elaboración propia.*

## Figura 64

*Sistema interno modificado con los nuevos actuadores*



**Nota:** Sistema interno junto a las modificaciones mencionadas junto a los nuevos actuadores, eje que será mecanizado en grilon y al sistema de la mano, se observa la disminución de todos los componentes que se veían en la Prótesis Transhumeral Biomecatrónica y de la Maki 3.0.

### 5.3. Cálculos de la tensión de Von Mises

Por medio de los cálculos se obtendrá la tensión de Von Mises para luego los resultados sean comparados con las simulaciones realizadas en el software de ingeniería

- **Fuerza calculada para el brazo:** se calcula la fuerza que va a ejercer el brazo sin ninguna carga, para eso tenemos la siguiente fórmula.

$$F = m * a \quad (12)$$

Donde:

m= es la masa total de los componentes de la prótesis

a= es la aceleración constante de  $9.81 \text{ m/s}^2$

$$F = m_{imp} + m_{motores} + m_{eje} \quad (13)$$

$$F = (3.81 * 9.81) = 37.376N \quad (14)$$

La fuerza que ejercerá el brazo sin ninguna carga es de: 37.376 N

- **Calculo de los componentes:** por medio del cálculo de los componentes se tendrá la seguridad

de que estos soportarán la fuerza que genera el brazo y de la misma manera si estos materiales soportarán alguna carga que soporte el brazo, para eso tenemos la siguiente fórmula:

$$\sigma = \frac{S}{N} \quad (15)$$

Donde:

S=es la resistencia de material

N= es el factor de seguridad

Teniendo en cuenta esta fórmula se procede a realizar una tabla con los datos y resultados de la fórmula con los distintos componentes de la prótesis, los cuales soportarán las cargas y movimientos.

**Tabla 13**

*Cálculo de la Tensión de Von Mises*

Componente	Material	Peso (gr)	N1	N2	S (Mpa)	1 (Mpa)	2 (Mpa)
Húmero	PLA	271	2	15	47,56	23,78	3,170667
Tapa Húmero	PLA	65	2	15	47,56	23,78	3,170667
Antebrazo 1	PLA	195	2	15	47,56	23,78	3,170667
Antebrazo 2	PLA	75	2	15	47,56	23,78	3,170667
Muñeca Acople	ABS	21	2	15	21,24	10,62	1,416
Eje	Grilón	19	2	15	35,3	17,65	2,353333

*Nota: Se observa las tensiones de Von Mises de los distintos componentes.*

#### **5.4. Análisis del rediseño de la prótesis transhumeral con software de ingeniería**

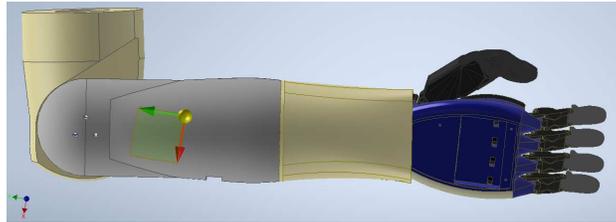
Se realiza un análisis en los puntos críticos del prototipo de prótesis, ya que el recubrimiento o carcasa son solo para dar la estética al prototipo de prótesis. Por medio del análisis podemos ver la tensión de Von Mises y el Factor de Seguridad, para saber si los materiales seleccionados para cada pieza serán resistentes a las fuerzas que intervienen en los puntos críticos de la prótesis.

### 5.4.1. Centro de gravedad

Por medio del software Inventor nos permite conocer el centro de gravedad, donde se van a concentrar las fuerzas que intervienen en el prototipo de prótesis, sin embargo, este centro de gravedad va a ir cambiando a medida que la prótesis va cambiando de posición.

**Figura 65**

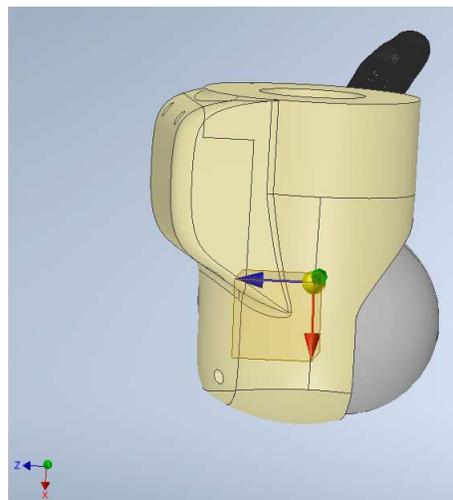
*Centro de gravedad XY*



**Nota:** *Se toma una posición habitual en donde es uno de los puntos centrales de todos los movimientos y se obtiene el centro de gravedad en plano XY, elaboración propia.*

**Figura 66**

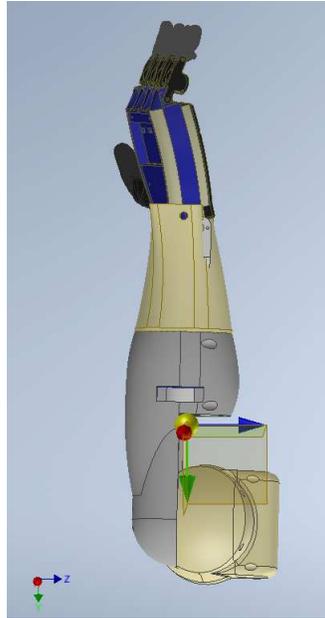
*Centro de gravedad XZ*



**Nota:** *Centro de gravedad en plano XZ, elaboración propia.*

**Figura 67**

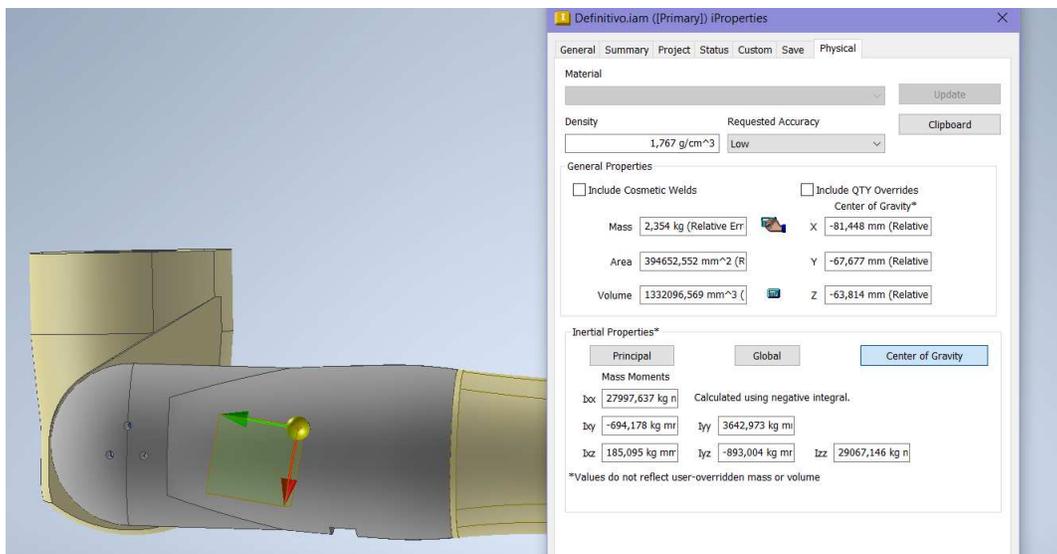
*Centro de gravedad YZ*



**Nota:** Centro de gravedad en plano YZ, elaboración propia.

**Figura 68**

*Datos de centro de gravedad.*



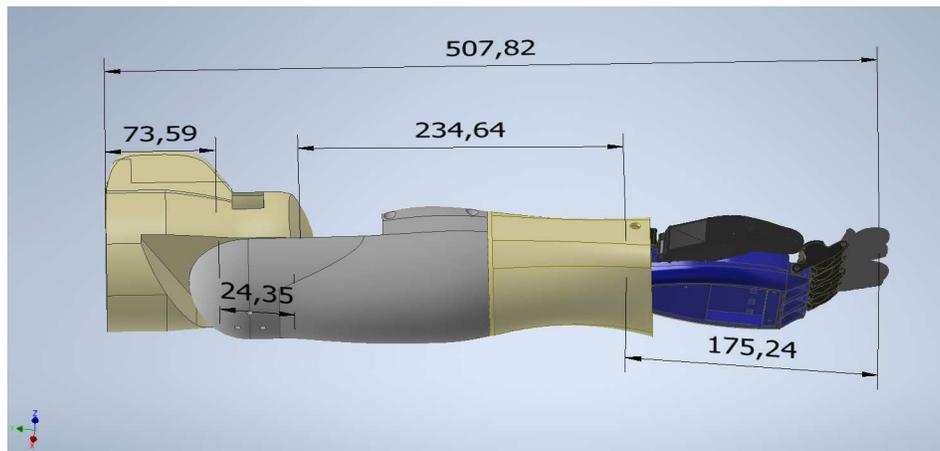
**Nota:** Valores del centro de gravedad, elaboración propia.

### 5.4.2. Medidas antropométricas

En la Tabla 2, se mostró las distintas medidas antropométricas tomadas al paciente y para que estas sean comparadas posteriormente con el rediseño de la prótesis, ya que si las medidas de la prótesis son más grandes, el centro de gravedad del paciente va a variar y de esta manera podría experimentar una sensación de extrañeza.

**Figura 69**

*Medidas de la prótesis*



**Nota:** Se muestra las medidas totales de las distintas secciones de la prótesis para ser comparadas con las medidas antropométricas del paciente, elaboración propia.

A continuación se muestra las distintas comparaciones de las secciones de la prótesis con las medidas antropométricas tomadas al paciente expuestas en la Tabla 2.

#### ■ Brazo

El brazo total extendido es de 63 cm, si a esto le restamos el antebrazo junto con la mano y la medida del muñón se obtiene la medida restante del brazo que deberá tener la prótesis.

$$\text{Brazo\_restante} = \text{Brazo\_total} - \text{Antebrazo} - \text{Mano} \quad (16)$$

$$\text{Brazo\_restante} = 63\text{cm} - 40\text{cm} - 13\text{cm} \quad (17)$$

$$\text{Brazo\_restante} = 10\text{cm} \quad (18)$$

La medida que se obtiene es de 10 cm, si se compara con lo que se ha rediseñado se tiene 97,94 mm que es 9,79 cm, teniendo una medida correcta.

- **Antebrazo**

Para la medida del antebrazo se va a obtener haciendo la resta del antebrazo con mano menos la distancia del dedo medio a la muñeca y de esta manera tenemos:

$$\textit{Antebrazo} = \textit{Antebrazoconmano} - \textit{Mano} \quad (19)$$

$$\textit{Antebrazo} = 40\textit{cm} - 17\textit{cm} \quad (20)$$

$$\textit{Antebrazo} = 23\textit{cm} \quad (21)$$

La medida obtenida comparada con la rediseñada son valores bien similares, según la ecuación 17 el valor real es de 23 cm y de la simulación tenemos 23,46 cm entonces esta medida es correcta.

- **Mano**

Para la medida de la mano no debemos realizar ninguna resta, ya que la medida tomada al paciente es de 17 cm y la medida del rediseño es de 17,42 cm, con esto tenemos un valor muy parecido, por lo tanto, esta medida también es correcta.

- **Comparación total de la prótesis**

La medida total del brazo extendido es de 63 cm menos el muñón es de 13 cm, lo cual tenemos un resultado de 50 cm es el valor que debería tener nuestro rediseño de prótesis al momento de que esté totalmente extendido, si comparamos con el diseño es de 50,78 cm lo cual es correcto.

Las medidas finales de la prótesis se exponen en la siguiente tabla, estas medidas son de importancia para realizar el análisis de movimiento junto con los análisis cinemáticos y cinéticos.

**Tabla 14**

*Medidas finales*

Medidas finales		
	Real	Diseño
Porción faltante del brazo	10 cm	9,79 cm
Antebrazo	23 cm	23,46 cm
Mano	17 cm	17,52 cm
Total	50 cm	50,78 cm

**Nota:** *Se muestra las medidas antropométricas tomadas del paciente y las medidas finales del diseño, elaboración propia.*

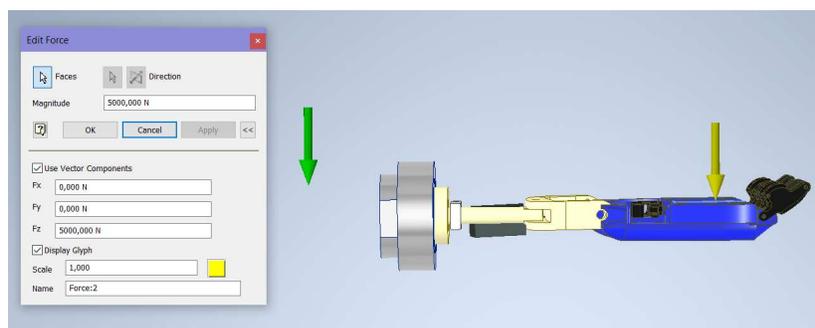
### 5.4.3. Análisis estático mediante software Inventor

Para la simulación se considera los elementos donde van a ir sujetos y el elemento fijo, el cual va a soportar las cargas, se omite los elementos que forman la parte de estética, como las carcasas, ya que esto solo da la estética de la prótesis.

La simulación se toma los puntos más críticos cuando el brazo esté en flexión, tomando en cuenta el torque que realiza los motores y las fuerzas que va a aguantar la mano y el antebrazo. Realizando el ensamble del sistema interno para hacer el análisis estático en el software, donde se colocaron las distintas restricciones de fijación.

**Figura 70**

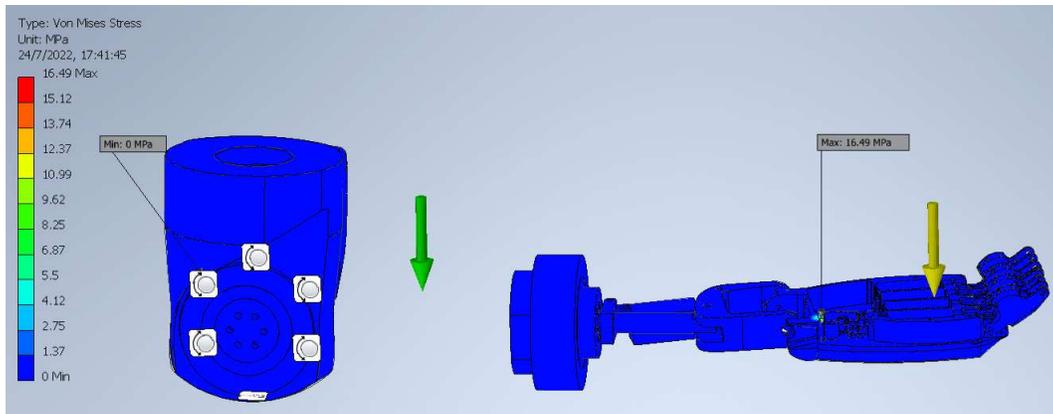
*Fuerza en la mano*



**Nota:** *Para el analisis se pone la gravedad que esta ve en de color azul y la fuerza de color amarillo la cual interviene en la mano en este caso consideramos una carga de 0.5 kilogramos, lo que nos da 5000 Nmm, elaboración propia.*

## Figura 71

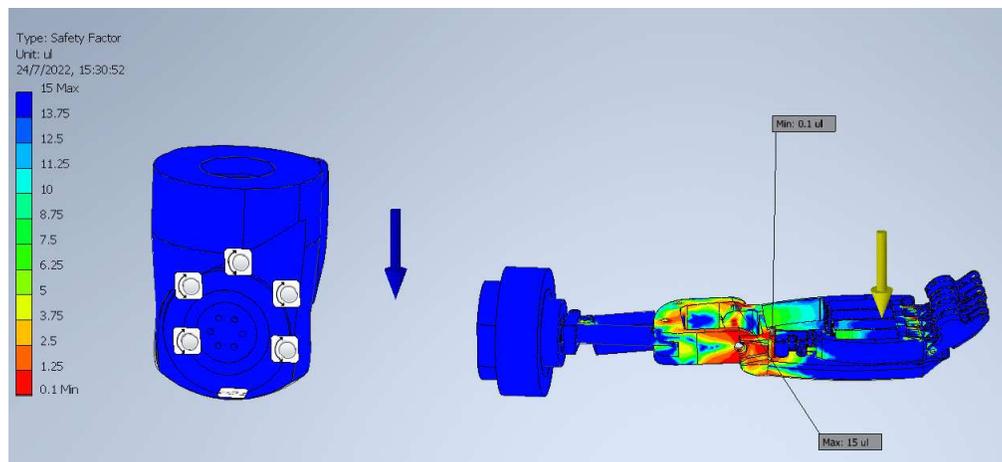
*Tensión de Von Mises con la fuerza en la mano*



**Nota:** Se muestra la gravedad de color azul y la fuerza de color amarillo la cual soportará la mano, dando una tensión mínima de 0 MPa y una máxima de 16,49 MPa, elaboración propia.

## Figura 72

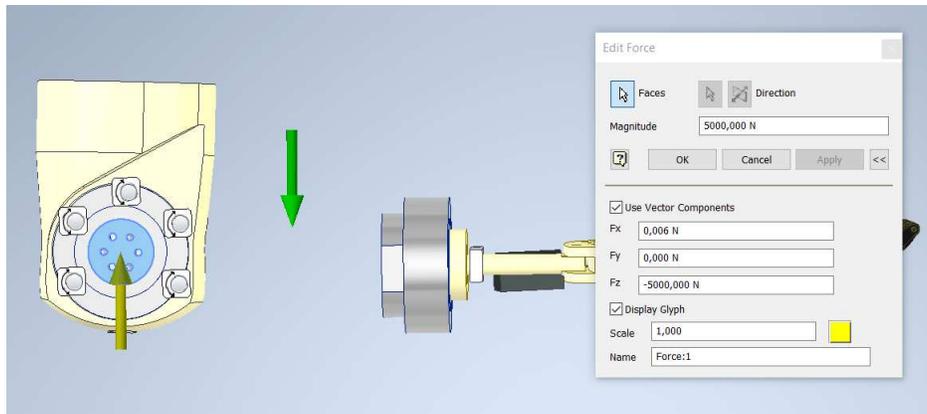
*Factor de seguridad con la fuerza en la mano*



**Nota:** Se muestra la gravedad de color azul y la fuerza de color amarillo la cual soportará la mano, un factor de seguridad mínimo de 0.1 ul y un máximo de 15 ul, elaboración propia.

**Figura 73**

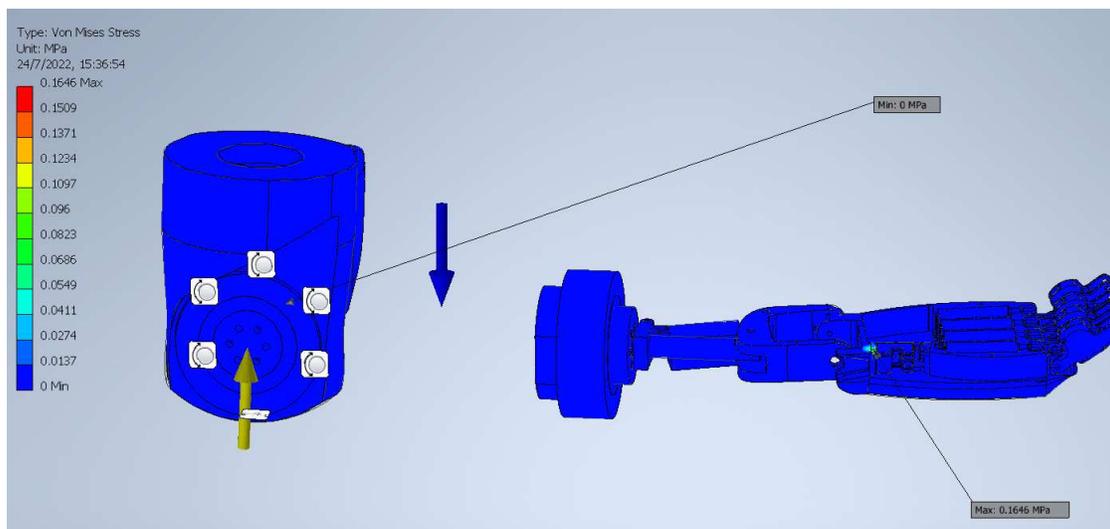
*Fuerza en el brazo*



**Nota:** Para el analisis se pone la gravedad que esta ve en de color azul y la fuerza de color amarillo la cual interviene en la mano en este caso consideramos una carga de 0.5 kilogramos, lo que nos da 5000 Nmm, elaboración propia.

**Figura 74**

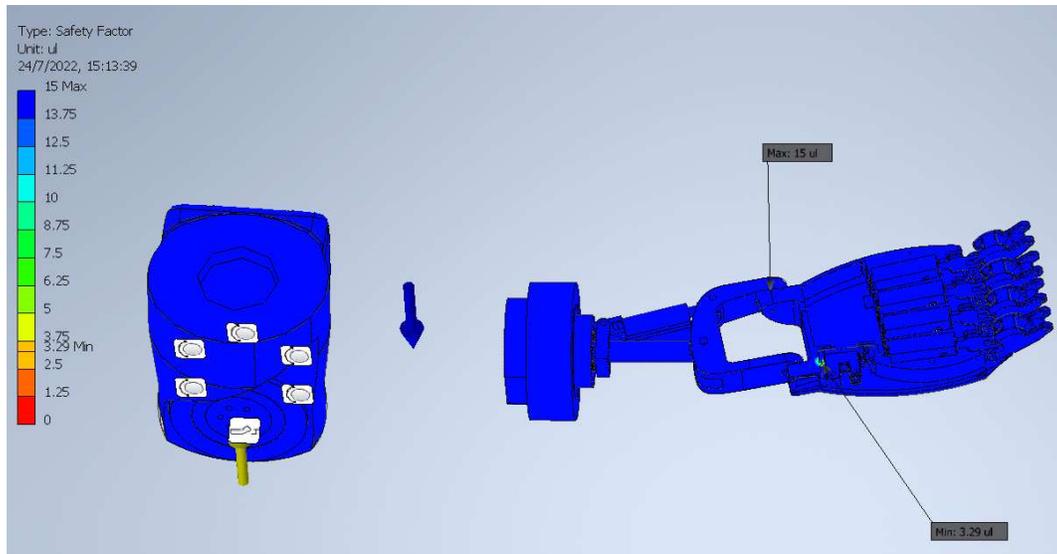
*Tensión de Von Mises con la fuerza del brazo*



**Nota:** Se muestra la gravedad de color azul y la fuerza de color amarillo la cual soportara el brazo, dando una tensión mínima de 0 MPa y una máxima de 0,1646 MPa, elaboración propia.

## Figura 75

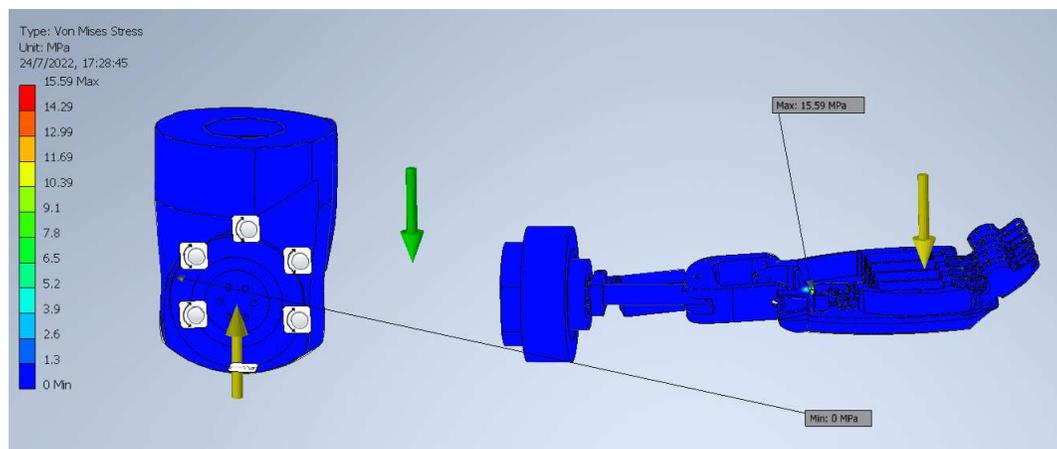
*Factor de seguridad con la fuerza del brazo*



**Nota:** Se muestra la gravedad de color azul y la fuerza de color amarillo la cual soportara el brazo, dando factor de seguridad mínimo de 3,29 ul y un máximo de 15 ul, elaboración propia.

## Figura 76

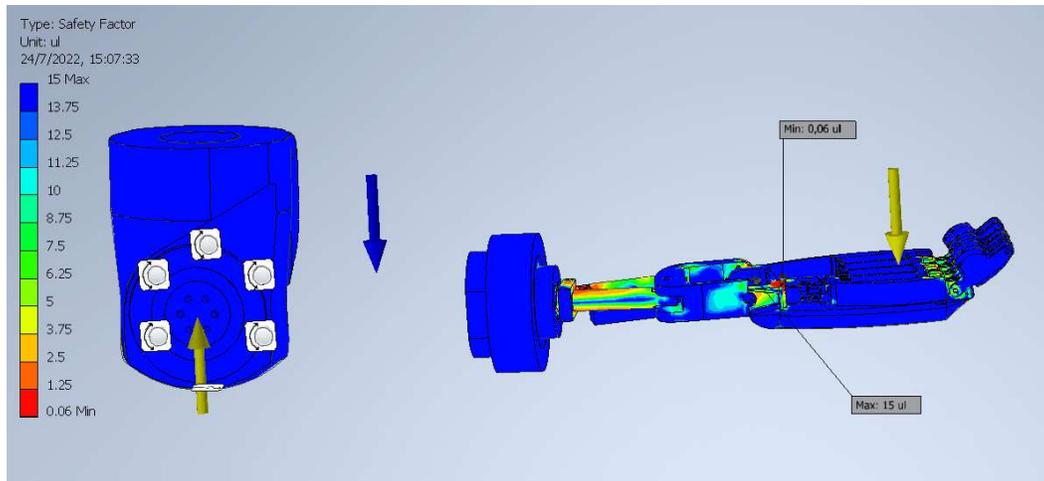
*Tensión de Von Mises con las fuerzas del brazo y de la mano*



**Nota:** Se muestra la gravedad de color azul y las fuerzas de color amarillo tanto del brazo como de la mano, dando una tensión mínima de 0 MPa y una máxima 15,59, elaboración propia.

## Figura 77

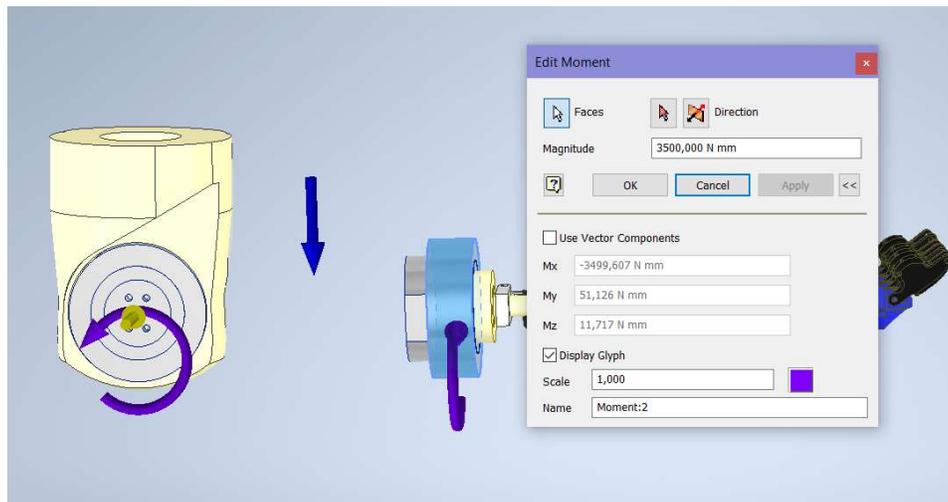
Factor de seguridad con las fuerzas del brazo y de la mano



**Nota:** Se muestra la gravedad de color azul y las fuerzas de color amarillo tanto del brazo como de la mano, dando factor de seguridad mínimo de 0,06 ul y un máximo de 15 ul, elaboración propia.

## Figura 78

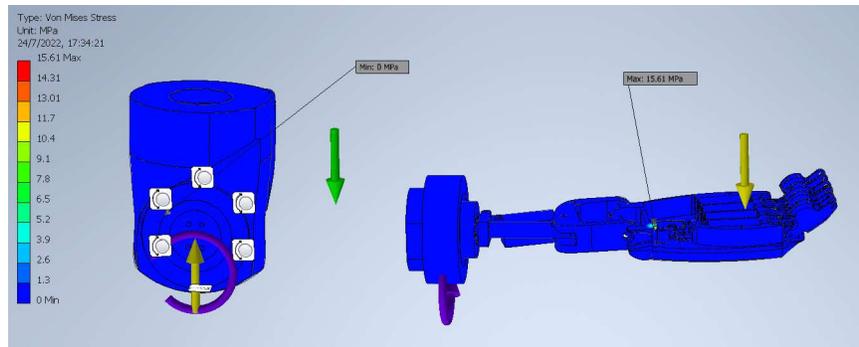
Torque que interviene en los actuadores



**Nota:** Para el analisis completo se pone la gravedad que esta ve en de color verde, la fuerza de color amarillo y los torques de color morado, se considera las fuerzas de la mano y del brazo de 5000 Nmm y el torque de lo motores de 3500 Nmm, elaboración propia.

## Figura 79

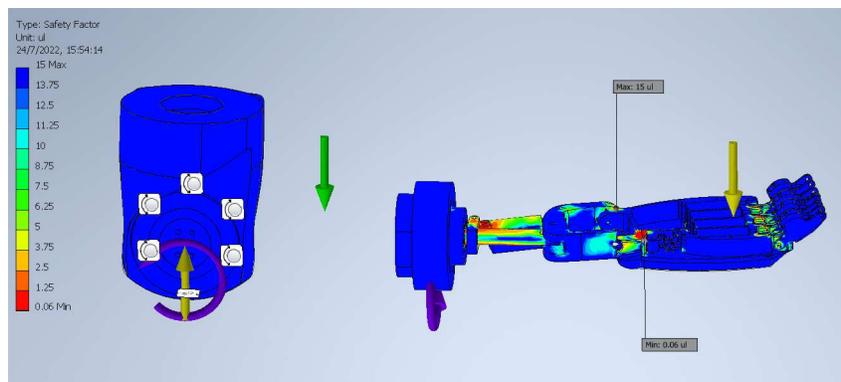
*Tensión de Von Mises junto a las fuerzas y a los torques de los actuadores*



**Nota:** Se muestra las distintas fuerzas de color amarillo y los torques de color morado, que soportará el brazo, dando una tensión mínima de 0 MPa y una máxima de 15,61 MPa, elaboración propia.

## Figura 80

*Factor de seguridad junto a las fuerzas y a los torques de los actuadores*



**Nota:** Se muestra las distintas fuerzas de color amarillo y los torques de color morado, que soportará el brazo, dando un factor de seguridad mínimo de 0,06 ul y un máximo de 15 ul, elaboración propia.

A continuación se muestra una tabla resumida con los distintos valores obtenidos del análisis estático de la prótesis.

**Tabla 15***Datos finales del análisis estático*

Fuerzas		Tensión Von Mises (MPa)	Factor de seguridad (F.S.)
Brazo	Mínimo	0	3,29
	Máximo	0,1646	15
Mano	Mínimo	0	0,1
	Máximo	16,49	15
Brazo y mano	Mínimo	0	0,06
	Máximo	15,59	15
Torques	Mínimo	0	0,06
	Máximo	15,61	15

**Nota:** Se muestra los distintos datos obtenidos mediante el software de Inventor con la opción del análisis estático, elaboración propia.

Con los resultados obtenidos se evalúa el material que se usa en el sistema interno que es el ABS, en el componente más crítico que podemos ver al realizar el análisis es el acople de la muñeca.

Según la tesis desarrollada en la Universidad Politécnica Salesiana, de una pieza impresa en 3D en ABS, se tiene las siguientes propiedades (Romero y Pucha, 2020).

**Tabla 16***ABS*

Material y densidad de relleno	Esfuerzo máximo (MPa)	Módulo de elasticidad (MPa)	Esfuerzo de fluencia (MPa)	Elongación (%)
ABS 80%	21,24	2158,68	8,77	1,17

**Nota:** Distintas propiedades del ABS, tomado de: Romero y Pucha (2020)

Como se vio en la Tabla 16, el esfuerzo de fluencia es de 8,77 MPa y el esfuerzo máximo que puede soportar el material antes de que se produzca una fractura es de 21,24 MPa y en la simulación obtenemos los valores de la Tensión de Von Mises con 5 Nm en la mano circula

de los 14 a 15 MPa teniendo en cuenta la fuerza solo en la mano, con las dos fuerzas en la mano y en el brazo y con todos los torques y fuerzas que intervienen en la prótesis. El factor de seguridad en las distintas simulaciones podemos observar que ronda desde un 0,06 hasta 15, esto nos dice que la prótesis va a soportar su propio peso y con las cargas de 5 Nm.

## 6. Análisis de resultados

### 6.1. Análisis del socket

En la Figura 35, se mostró como luce un socket artesanal y en la Figura 38, como se ve un socket impreso en 3D luego de haber pasado por un escáner. Cabe mencionar que para la elaboración se necesita que el paciente este presente para la toma de moldes y de medidas, en cambio, por medio de escáner es un método menos invasivo para el paciente.

Teniendo las medidas del paciente mostradas en la Tabla 2, se sabe que el muñón tiene una longitud de 13 cm y mediante el software de diseño Inventor permite tener la idea de como se verá el socket ya sea realizado de manera artesana como impresión 3D.

#### Figura 81

*Diseño del socket*



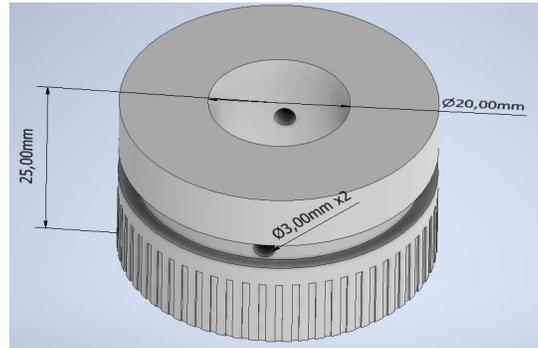
**Nota:** Como se mencionó en la Tabla 2 de medidas antropométricas del paciente se sabe que el muñón tiene una distancia de 13 cm, es decir que el socket debe tener una altura de 10 a 13 cm para que el muñón encaje, elaboración propia.

Una vez que se tiene el socket diseñado por medio de Inventor, se procede a diseñar el

anillo que irá fijo en el húmero para luego ensamblar y acoplar al húmero.

## Figura 82

*Diseño del anillo de sujeción*



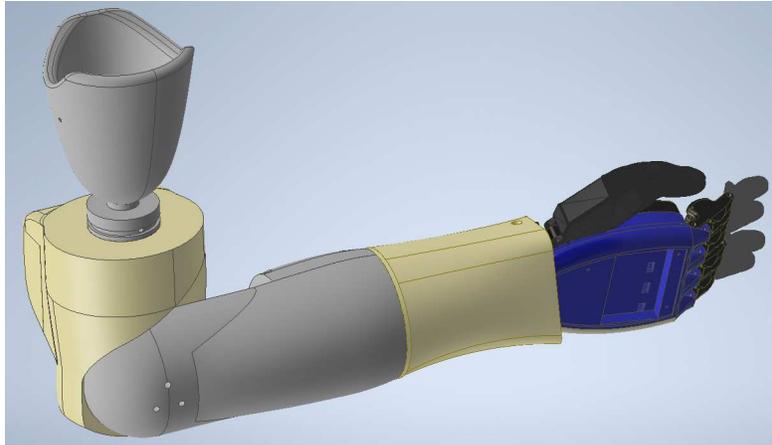
**Nota:** *El anillo de sujeción viene asimilarse a las tuercas de inscrutación ya que estas al momento de estar a una alta temperatura entra al plástico y queda fijo, para el montaje hacia el socket cuenta con dos agujeros los cuales que este pueda ser colocado o retirado cuando el paciente lo desee, elaboración propia.*

## 6.2. Análisis del diseño

El prototipo de prótesis respeta el diseño antropométrico como se muestra en la Tabla 17 y comprobando que estas sean similares a las medidas que fueron tomadas al paciente, para que este prototipo tenga una estética bastante agradable similar a la de un brazo, como se ve a en la Figura 83.

### Figura 83

*Ensamble de la prótesis junto con el socket*



**Nota:** Se observa la prótesis final junto con el socket que usará el paciente, elaboración propia.

### Tabla 17

*Medidas del diseño*

	Diseño
Diseño Porción faltante de brazo	9,79 cm
Antebrazo	23,46 cm
Mano	17,42 cm
<b>Total</b>	<b>50,60 cm</b>

**Nota:** Medidas finales del diseño, elaboración propia.

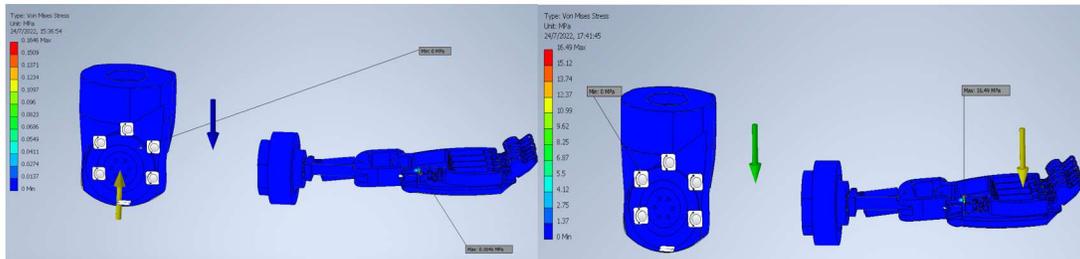
### 6.3. Análisis de esfuerzos

Para el análisis de esfuerzos de la prótesis, se consideró ciertas condiciones críticas, como ejemplo sostener un peso de 0.5 kg en la mano en posición de flexión, se realizaron los distintos cálculos para obtener la tensión de Von Mises y que estos resultados sean comparados con la simulación.

Para la simulación se utiliza el software de Inventor, que por medio de la simulación de métodos numéricos que proporciona el software Inventor, se carga las propiedades de cada material, las distintas fijaciones que tendrá la prótesis y las condiciones del mallado, en la Tabla 18 se observa los datos obtenidos.

**Figura 84**

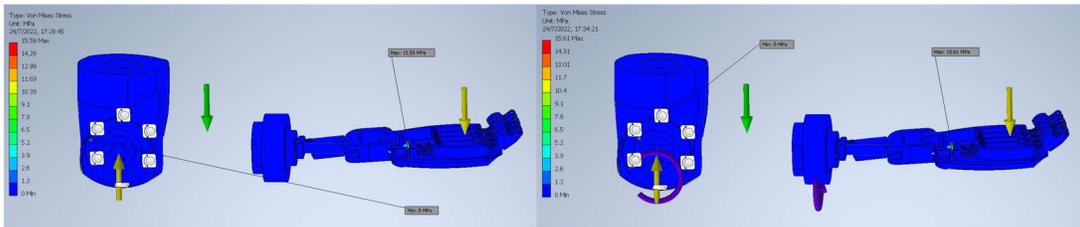
*Resultados de las simulaciones*



**Nota:** Resultados de la tensión de Von Mises con una sola fuerza en el brazo y en la mano, elaboración propia.

**Figura 85**

*Resultados de las simulaciones*



**Nota:** Resultados de la tensión de Von Mises con ambas fuerzas y junto a los torques, elaboración propia.

**Tabla 18**

*Datos obtenidos*

Resultados finales del análisis estático			
		Cálculos	Simulaciones
Tensión de Von Mises	Máximo	23,78 MPa	16,49 MPa
	Mínimo	1,41 MPa	0 MPa
Factor de seguridad	Máximo	15	15
	Mínimo	2	3,29

**Nota:** Datos finales obtenidos, elaboración propia.

Como se indica en la Tabla 18, cuando la prótesis se encuentra en posición de flexión con

una carga de 0.5 kg en la mano, el material tendrá una tensión máxima calculada de 23,78 MPa y simulada de 16,49 MPa, los resultados de estas tensiones son del material ABS, según la tesis realizada por (Romero y Pucha, 2020), el esfuerzo máximo a la fractura es de 21,24 MPa, garantizando que la prótesis no sufrirá de deformaciones ni alguna rotura con la carga de 0.5 kg. Como se sabe, el material de PLA y Grilon tienen los esfuerzos de rotura de 45 MPa y 35,304 MPa respectivamente, es decir que la prótesis soportará con cada componente.

#### 6.4. Construcción e integración

La construcción de la prótesis se realizó en impresión 3D con material PLA y ABS, cada pieza fue impresa con distintas características de relleno y espesor al momento de la impresión en la Tabla 19, se muestra los datos de impresión de los componentes.

**Tabla 19**

*Características de impresión*

<b>Componente</b>	<b>Relleno</b>	<b>Espesor de cada capa</b>	<b>Peso</b>	<b>Material</b>
<b>Húmero</b>	45% cúbico	0,16 mm	271 gr	PLA
<b>Tapa húmero</b>	25% cúbico	0,16 mm	65 gr	PLA
<b>Antebrazo 1</b>	25% cúbico	0,2 mm	195 gr	PLA
<b>Antebrazo 2</b>	35% cúbico	0,2 mm	75 gr	PLA
<b>Acople Muñeca</b>	80% sólido	0,1 mm	21 gr	ABS
<b>Dedos</b>	45% hexagonal	0,2 mm	16 gr	PLA
<b>Acoples antebrazo</b>	80% cúbico	0,2 mm	5 gr	ABS
<b>Acoples dedos</b>	65% sólido	0,2 mm	28 gr	PLA

**Nota:** Se muestra las características de la impresión en 3D de los componentes del prototipo de prótesis, elaboración propia.

Para el eje de rotación ubicado en el antebrazo fue mecanizado en Grilón, el cual tiene un peso de 19 gramos.

Teniendo las características de impresión de cada material se procede a ensamblar, a continuación se muestra las distintas partes de la prótesis y finalmente ensamblar completamente al prototipo de prótesis.

- **Húmero:** el diseño anterior del húmero se observa en las Figuras 39 y 40.

## Figura 86

*Húmero*



**Nota:** Se muestra la impresión en PLA del húmero junto con el motor RMD-x6, elaboración propia.

- **Antebrazo 1 y 2:** en la Figura 55 se observa como era la carcasa en la Prótesis Transhumeral Biomecatrónica.

## Figura 87

*Antebrazo*

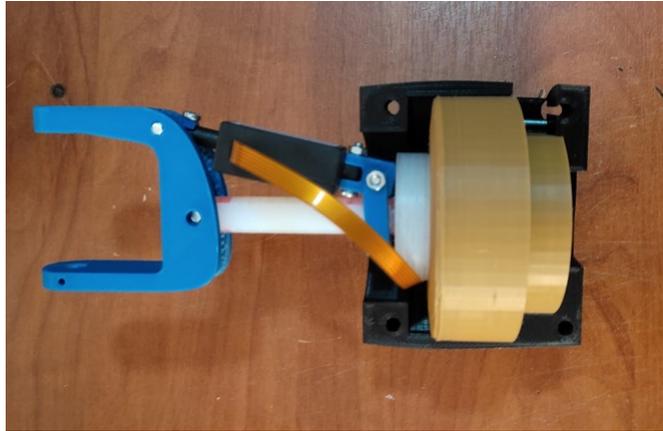


**Nota:** *Impresión en PLA de la carcasa que recubrirá el sistema interno, elaboración propia.*

- **Sistema interno:** en la Figura 51 se observa el sistema interno en la Prótesis Transhumeral Biomecatrónica, con todos los componentes.

**Figura 88**

*Sistema interno ensamblado*



**Nota:** Se muestra los distintos acoples que juetan al motor lineal, el acople de la muñeca y el nuevo eje, se observa una impresión del nuevo actuador ya que al momento no se cuenta con los dos actuadores para el ensamble, elaboración propia.

- **Acople muñeca:**

**Figura 89**

*Acople muñeca*

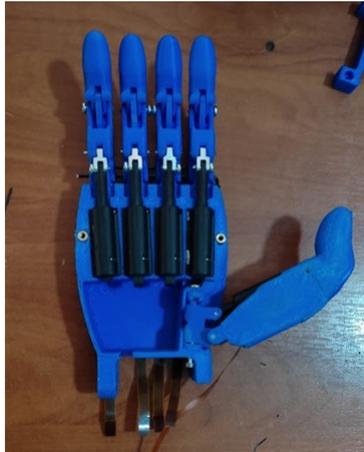


**Nota:** Acople de la muñeca impreso en ABS y que acopla al sistema interno y al sistema de la mano, elaboración propia.

- **Mano:** el sistema de la mano en la Maki 3.0 se observa en la Figura 60 y 61 y ahora se muestra la impresión del nuevo diseño

### Figura 90

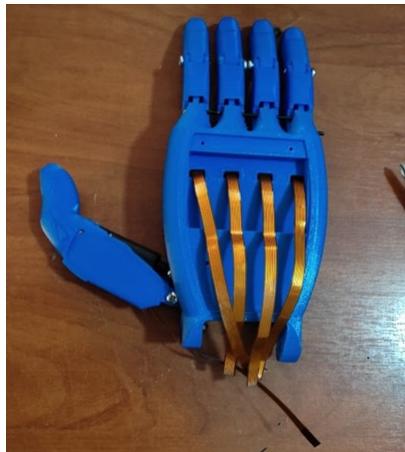
*Sistema de la mano ensamblado*



**Nota:** Se ve el ensamble del sistema de la mano junto con los motores lineales y cada acople de los dedos, elaboración propia.

### Figura 91

*Parte posterior de la mano*



**Nota:** Se ve la parte posterior de la mano con los espacios para que paso los cables y el espacio para la placa electrónica, elaboración propia.

## 7. Conclusiones

El socket puede ser realizado de dos maneras, tanto de manera artesanal y por medio de software de ingeniería; sin embargo, por medio del método artesanal es más invasivo para el paciente, ya se necesita la presencia del paciente para la toma de medidas, toma de molde y pruebas posteriores. En cambio, al realizar el socket por medio de software de ingeniería es menos invasivo para el paciente, ya que solo se necesita el escaneo del miembro residual para luego ser diseñado e impreso.

La Prótesis Transhumeral Biomecatrónica junto con la Maki 3.0, tienen un peso elevado comparándolo con el peso normal de un brazo humano, los materiales que conforman el sistema interno son mecanizados en aluminio, acero o impresos en ABS y la parte estética está conformada por materiales como ABS, PLA y Ninja Flex. Al ver el mecanismo interno se tiene muchos componentes que lo conforman como: engranajes, servomotores, acoples y el eje para la rotación, sabiendo que este sistema es el segundo principal luego de la articulación del codo que ha sido reemplazada por el actuador RMD-x6, se omiten algunos de los componentes como: los servomotores y engranajes que estos fueron reemplazados por dos actuadores RMD-x6 para el movimiento de flexión-extensión del codo y para pronación y supinación del antebrazo, para la flexión y extensión de la muñeca se conservó el servomotor pequeño para estos movimientos, una vez que se determinó los cambios a realizar en el sistema interno y en el externo de la Maki 3.0 se procedió a realizar la propuesta de solución para las mejoras del prototipo de prótesis.

Basándome en la propuesta de solución dada, se pudo lograr la disminución de muchos componentes internos de la Prótesis Transhumeral Biomecatrónica y de la Maki 3.0, ya que la intervención de estos componentes hacían que la prótesis tenga un peso un poco elevado al peso normal de un brazo humano, de la misma manera se pudo mantener las medidas antropométricas tomadas para la Prótesis Transhumeral Biomecatrónica, acoplar a las restricciones electrónicas tomando en cuenta los espacios para las placas y para la colocación de los nuevos actuadores que fueron implementados, tanto en el diseño como en el prototipo, gracias a estos nuevos actuadores se podrá realizar posteriormente un mejor control para la toma de señales de los movimientos anatómicos.

Por medio del análisis de los esfuerzos es para asegurarse de que todas las piezas que irán en el prototipo soporten las cargas indicadas, obteniendo unos resultados muy favorables, sin embargo, esta prótesis es destinada principalmente para movimiento más que para las cargas, pero gracias a los análisis sabemos que la prótesis puede soportar una carga de 0.5 kg en la palma de la mano, sin la preocupación de que la prótesis vaya a fallar. Una vez

que se tiene los diseños y las simulaciones en orden y con buenos resultados, se procede a la construcción del prototipo, el cual se realizó por medio de impresión 3D y mecanizado convencional, los componentes del sistema interno fueron impresos en ABS, ya que como se mostró en el análisis soportará las distintas cargas que serán sometidas en la prótesis, para la parte estética las piezas fueron impresas en PLA y Ninja Flex y gracias a esto se obtuvo piezas funcionales para la construcción del prototipo. Las pruebas en el dispositivo no pudieron ser realizadas, ya que por medio de la falta de uno de los actuadores y de las placas electrónicas para el control del prototipo de prótesis, no se pudieron realizar las distintas pruebas al vacío, sin embargo, gracias al análisis realizado se obtuvo que con el uso de ambos actuadores las piezas del sistema interno soportarán el torque y las cargas respectivas que intervienen en el prototipo de prótesis.

## **8. Recomendaciones**

Luego de saber el proceso de elaboración del socket, se recomienda la presencia del paciente para la toma de las medidas necesarias para que el socket sea ajustado al miembro residual del paciente.

Se recomienda que al momento de armar la prótesis se tenga el debido cuidado con los distintos componentes que forman el sistema interno, es decir, no derramar líquidos dentro de la prótesis, ya que puede dañar los componentes electrónicos y mecánicos.

No dejar la prótesis en altas temperaturas, ya que podría degradar el material fácilmente porque este es impreso en 3D.

Se recomienda que una vez que se tenga los dos actuadores RMD-x6 realizar las pruebas al vacío para asegurarse de que la prótesis va a soportar la fuerza de brazo.

## Referencias

- AADECA (2017). Servomotores: control, precisión y velocidad. *AADECA*.
- Actuonix (2022). Pq12-p linear actuator with feedback.
- Angamarca, S. (2021). Mejora del sistema mecánico para movimiento de muñeca de prototipo de prótesis de mano y desarrollo de un sistema de control utilizando electromiografía de superficie para la toma de señales.
- Angulo, M. T., Álvarez, A., y Fuentes, Y. (2011). Biomecánica clínica biomecánica de la extremidad superior exploración de la muñeca. *Fisioter. y Podol. Ser. Biomecánica clínica*.
- ANNIMOS (2022). Animos motor digital sin núcleo de 77.2 lbs, servo de 7,4 v, alta velocidad, engranaje de acero inoxidable, resistente al agua, estándar baja servos 180 grados.
- Arceredillo, V. (2022). *History and properties Technical information about Aluminium*. ALU-STOCK.
- Bennett, D. A., Mitchell, J. E., Truex, D., y Goldfarb, M. (2016). Design of a myoelectric transhumeral prosthesis. *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*.
- Brigstocke, G., Hearnden, A., Holt, C. A., y Whatling, G. (2013). The functional range of movement of the human wrist. *Journal of Hand Surgery*.
- Ccerind (2020). *Propiedades de grilón*. Ccerind.
- Clarkson, H. M., Hurabielle, J., Doy, K., y Marlowe, J. D. (2003). *Proceso evaluativo musculoesquelético: amplitud del movimiento articular y test manual de fuerza muscular*. Editorial Paidotribo.
- Corona, L., Abarca, G. S., y Mares, J. (2014). *Sensores y actuadores aplicaciones con Arduino*. Arduino.
- Delp, S. L., Grierson, A. E., y Buchanan, T. S. (1996). Maximum isometric moments generated by the wrist muscles in flexion-extension and radial-ulnar deviation. *J. Biomech.*
- Diego-Mas, J. A. (2015). Psc, peso de los segmentos corporales,.
- Drew, A. J., Izykowski, M. T., Bachus, K. N., Henninger, H. B., y Foreman, K. B. (2017). Transhumeral loading during advanced upper extremity activities of daily living. *PLoS One*.
- Díaz, I. N., Peñuelas, U. M., y Dorador, J. M. (2010). Diseño de un socket ajustable de miembro superior con suspensión ajustable. *MEMORIAS DEL XVI CONGRESO INTERNACIONAL ANUAL DE LA SOMIM*.
- Díaz, J. C. y Dorador, J. M. (2009). Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano. *MEMORIAS DEL XV CONGRESO INTERNACIONAL ANUAL*

*DE LA SOMIM.*

- Encalda, G. (2018). Análisis cinemático y cinético de los mecanismos para una prótesis biomecánica de mano y construcción de un prototipo utilizando el proceso de estereolitografía.
- Fernández, J. y Castillo, F. (2015). *MANUAL DE PRÁCTICAS DE CAD UTILIZANDO EL PROGRAMA SOLIDWORKS 2014*. FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES CUAUTITLÁN.
- Floyd, R. y Thompson, C. (2009). *Manual of Structural Kinesiology*. McGraw-Hill Higher Education.
- Hallworth, B. W., Austin, J. A., William, H. E., Rehani, M., Shehata, A. W., y Hebert, J. S. (2020). A modular adjustable transhumeral prosthetic socket for evaluating myoelectric control. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*.
- K-Tech (2019). Mg6012(rmd-x6)bldc, motor de reducción micro/servo, engranaje de precisión, robot de tubería para pies/médicos/ruedas, brazo mecánico, scara, agv.
- Kapandji, A. y Torres, M. (2006). *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana*. Médica Panamericana.
- Leon, C. y Vázquez, A. (2010). Análisis por el método de los elementos finitos de compuestos laminados.
- MBA-SURGICAL-EMPOWERMENT (2021). Todo lo que debes saber sobre amputaciones.
- Medina, C. E., Rodríguez, M. B., y Martínez, F. M. (2016). El complejo articular de la muñeca: aspectos anatófisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y tratamiento de la fractura distal del radio. *MediSur*.
- Moore, K., Dailey, A., y Agur, A. (2013). *Anatomía con orientación clínica*. Wolters Kluwer.
- MyActuador (2015). Rmd-x6 1:6.
- Nieto, J. J., Carvajal, M. F., Urriolagoitia, G., Hernández, L. H., y Minor, A. (2003). Determinación de esfuerzos en el socket de una prótesis transtibial por medio del método del elemento finito. *Acta Ortopédica Mexicana*.
- Nigel, P. y Derek, F. (2007). *Anatomía y movimiento humano. estructura y funcionamiento*. -.
- Núñez, D. A. y Sáez, J. A. (2018). La importancia de los actuadores. *Universidad ECCI*.
- Olguín, V. y Enríquez, J. (2010). *INGENIERÍA DEL SOFTWARE. UN ENFOQUE PRÁCTICO*. McGraw-Hill.
- Ottobock (2009). *Prosthetics Upper Limb*. Ottobock.
- Ottobock (2010). *Material Components Systems*. Ottobock.
- Ottobock (2014). Prótesis transhumeral dynamicarm.
- Ozrobotics (2017). Rmd-x6 gear ratio 1:6, micro servo motor.

- Pazmiño, A. O., Pozo, E. R., y Medina, E. H. (2019). Obtención del modelo geométrico de un socket para prótesis infantiles utilizando ingeniería inversa y modelamiento mediante software cad. *Revista científica Dominio de las Ciencias*.
- Ponce, R., Martínez, M., Rabadán, M., y Bravo, C. (2017). Análisis dinámico multicuerpo en msc adams/view. *Revista de Tecnologías Computacionales*.
- Pozo, J. (2019). Estudio y caracterización de materiales utilizados para la construcción de prótesis impresas mediante tecnología fdm.
- Ramírez, I., Díaz, F., y Castillo, D. (2009). *Manual de inventor V10*. FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES CUAUTITLÁN.
- Ramírez, J. L., Luna, R. I. F., García, M., y Dorador, J. M. (2011). Rediseño de interfaz para prótesis mecánica transhumeral. *MEMORIAS DEL XVII CONGRESO INTERNACIONAL ANUAL DE LA SOMIM*.
- Rodriguez, R. y Rodriguez, M. (2021). Proceso de toma de moldes para un socket.
- Romero, J. M. y Pucha, R. I. (2020). Diseño y construcción de prótesis transhumeral biomecatrónica.
- Rouse, J. H., Farquharson, R. H., y Betts, C. G. (2004). Multi-function body-powered prosthetic wrist unit and method.
- Sospedra, B. (2015). Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica infractuada.
- Technologies, A. I. (2020). Pla y otros materiales de impresión 3d, url = <https://abax3dtech.com/2020/11/20/pla-y-otros-materiales-de-impresora-3d-caracteristicas-de-filamentos/>.
- Voegelo, V. (2001). *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Springer-Verlag Ibérica.
- Vázquez, J. R. M., Uribe, A. Z. E., y Cuevas, I. D. R. (2014). Diseño y construcción de un mecanismo paralelo para prototipo de prótesis transhumeral.
- Yoshii, Y., Yuine, H., O. Kazuki, W. I. T., y Ishii, T. (2015). Measurement of wrist flexion and extension torques in different forearm positions. *Biomed. Eng.*

# **ANEXOS**

**ANEXO A**  
**Datasheet del motor lineal PQ12**



PQ12 Actual Size

#### Benefits

- Compact miniature size
- Precise position feedback
- Limit switches
- Simple control
- Low voltage
- Equal push/pull force
- Easy mounting

#### Applications

- Robotics
- Consumer appliances
- Toys
- RC vehicles
- Automotive
- Industrial Automation



## Miniature Linear Motion Series · PQ12

Actuonix Motion Devices unique line of Miniature Linear Actuators enables a new generation of motion-enabled product designs, with capabilities that have never before been combined in a device of this size. These tiny linear actuators are a superior alternative to designing your own push/pull mechanisms. Their low cost and easy availability make them attractive to hobbyists and OEM designers alike.

The PQ12 actuators are complete, self contained linear motion devices with position feedback for sophisticated position control capabilities, or end of stroke limit switches for simple two position automation. Driving them couldn't be easier, simply apply a DC voltage to extend the actuator, and reverse the polarity to retract it. Several gear ratios and voltage options are available to give you varied speed/force configurations.

#### PQ12 Specifications

Gearing Option	30:1	63:1	100:1
Peak Power Point	15N@15mm/s	30N @ 8mm/s	40N @ 6mm/s
Peak Efficiency Point	8N @ 20mm/s	12N@12mm/s	20N @ 8mm/s
Max Speed (no load)	28mm/s	15mm/s	10mm/s
Max Force (lifted)	18N	45N	50N
Max Side Load	5N	10N	10N
Back Drive Force	9N	25N	35N
Stroke	20 mm		
Input Voltage	6 or 12 VDC		
Stall Current	550mA @ 6V, 210mA @ 12V		
Mass	19g (P,S) 21g (R)		
Operating Temperature	-10°C to +50°C		
Positional Repeatability	±0.1mm		
Mechanical Backlash	0.25 mm		
Audible Noise	55dB @ 45cm		
Ingress Protection	IP-54		
Feedback Potentiometer	5kΩ±50%		
Limit Switches	Max. Current Leakage: 8uA		
Maximum Duty Cycle	20%		

#### Basis of Operation

The PQ12 is designed to push or pull a load along its full stroke length. The speed of travel is determined by the load applied (see load curves). When power is removed the actuator will hold its position, unless the applied load exceeds the back drive force. Repeated stalling of the actuator against a fixed load will shorten the life of the actuator. Since application conditions (Environmental, loading, duty cycle, vibration, etc) vary so widely, we advise application specific testing to determine the expected life of the actuator.

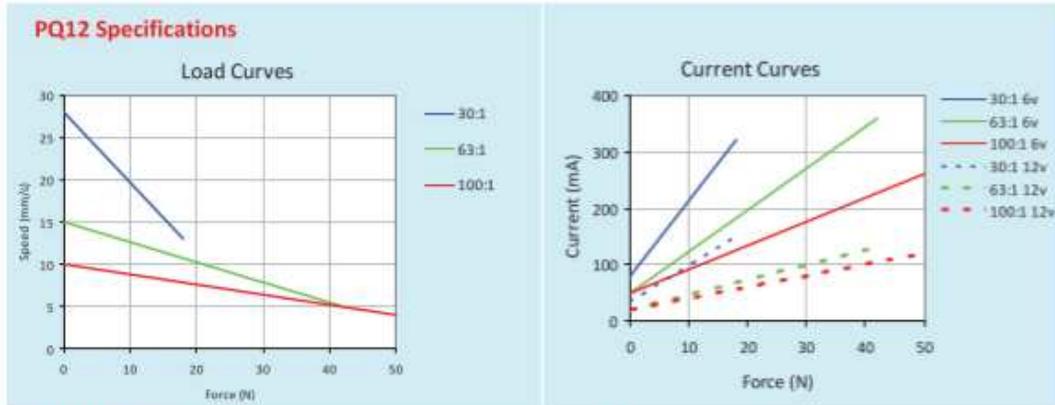
#### Ordering

Small quantity orders can be placed directly online at [www.Actuonix.com](http://www.Actuonix.com). Each actuator ships with two mounting brackets, M3 mounting hardware, and one FPC ribbon cable connector. To extend the length of the ribbon cable you can purchase one of our PQ12 cable adapters and extension cable, or solder wires directly to the ribbon cable. Contact [sales@Actuonix.com](mailto:sales@Actuonix.com) for volume quotes and customization options for OEM's.



Actuonix Motion Devices Inc. 1 (206) 347-9884 Phone sales@actuonix.com  
 Unit 201-1783 Sean Heights 1 (888) 225-9198 Toll Free www.actuonix.com  
 Saanichton, BC Canada 1 (206) 347-9884 Fax  
 V8M 0B3

Copyright 2016 © Actuonix Motion Devices Inc.



### Model Selection

The PQ12 has 3 configuration choices: Gear Ratio, Voltage and Controller. PQ12 options are identified according to the following scheme:

#### PQ12-GG-VV-C

feature	options
<b>GG:</b> Gear reduction ratio (refer to load curves above)	<b>30, 63, 100</b> (lower ratios are faster but push less force, and vice versa)
<b>VV:</b> Voltage	<b>6, 12</b> (DC volts)
<b>C:</b> Controller	<b>P</b> Potentiometer Feedback <b>S</b> Limit Switches <b>R</b> RC Linear Servo (6V Only)

### PQ12 Controller Options

#### Option S – End of Stroke Limit Switches

WIRING: (see next page for pin numbering)

- 1- Limit Switch Detection (Optional)
- 2- Actuator Motor Power
- 3- Actuator Motor Power
- 4- Not Connected
- 5- Not Connected

The –S actuators have limit switches that will turn off power to the motor when the actuator reaches within 1mm of the end of stroke. Internal diodes allow the actuator to reverse away from the limit switch. The limit switches cannot be moved. While voltage is applied to the motor power pins (2 & 3) the actuator extends. Reverse the polarity and the actuator retracts. This can be accomplished manually with a DPDT switch or relay, or using an H-Bridge circuit. The –S model cannot be used with the LAC control board. Pin #1 can be used to sense when the actuator has reached the end limits. See our FAQ page for a simple schematic to light an LED when the limits are reached.

All the information provided on this datasheet is for information purposes only and is subject to change. Purchase and use of all Actuonix Actuators is subject to acceptance of our Terms and Conditions of sale as posted here: <http://www.Actuonix.com/terms.asp>

#### Option P – Potentiometer Position Feedback

WIRING: (see next page for pin numbering)

- 1 – Feedback Potentiometer negative reference rail
- 2 – Actuator Motor Power
- 3 – Actuator Motor Power
- 4 – Feedback Potentiometer positive reference rail
- 5 – Feedback Potentiometer wiper

The –P actuators have no built in controller, but do provide analog position feedback. While voltage is applied to the motor power pins (2 & 3) the actuator extends. Reverse the polarity and the actuator retracts. Position of the actuator stroke can be monitored using the internal linear potentiometer. Provide any stable low and high reference voltage on pins 1 & 4, then read the position signal on pin 5. The voltage on pin 5 will vary linearly between the two reference voltages in proportion to the position of the actuator stroke. Connect to an LAC board for easy interface with any of the following control signals: Analog 0-5V or 4-20mA, or Digital 0-5V PWM, 1-2ms Standard RC, or USB.

#### Option R – RC Linear Servo

WIRING: (see last page for pin numbering)

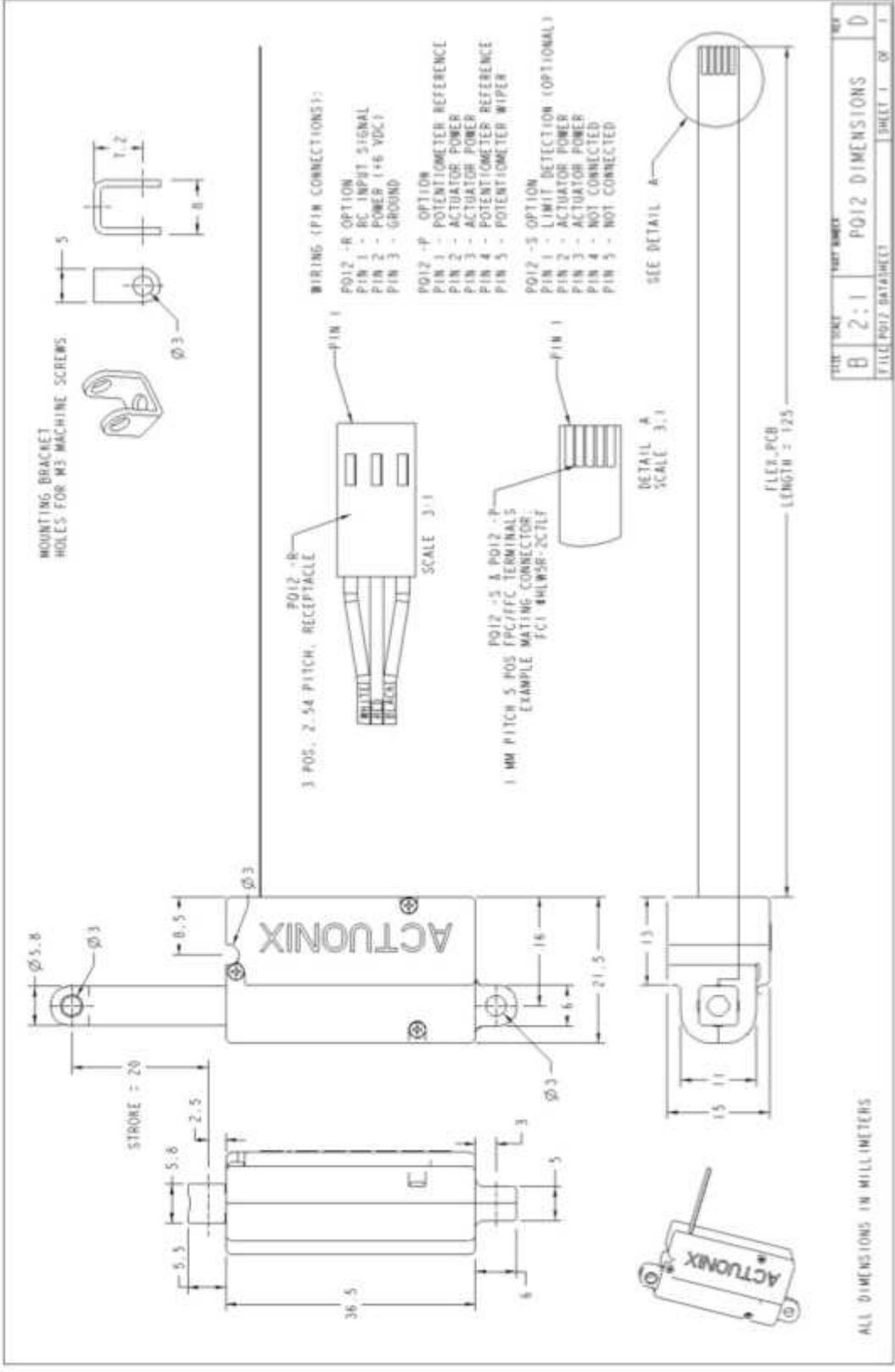
- 1 - RC input signal (RC-servo compatible)
- 2 - Power (+6 VDC)
- 3 - Ground

*Note: Reversing polarity on pins 2 and 3 may cause damage*

–R actuators are ideally suited to use in robotics and radio control models. The –R actuators or ‘linear servos’ are a direct replacement for regular radio controlled hobby servos. The desired actuator position is input to the actuator on lead 1 as a positive 5 Volt pulse width signal. A 2.0 ms pulse commands the controller to fully retract the actuator, and a 1.0 ms pulse signals it to fully extend. If the motion of the actuator, or of other servos in your system, seems erratic, place a 1–4Ω resistor in series with the actuator’s red V+ lead wire. The PQ12–R Linear Servos are designed to work with typical RC receivers and battery packs. Consequently, they also are compatible with Arduino control boards, VEX Microcontrollers and many other similar boards designed for robotics.



Actuonix Motion Devices Inc. 1 (206) 347-9684 Phone sales@actuonix.com  
 Unit 201-1753 Sean Heights 1 (888) 225-9198 Toll Free www.actuonix.com  
 Saanichton, BC Canada 1 (206) 347-9684 Fax  
 VEM 053



All data provided on this sheet is for information purposes only and is subject to change. Purchase and use of all Actuonix Actuator's subject to acceptance of our Terms and Conditions of sale as posted here: <http://www.actuonix.com/terms.asp>

**ACTUONIX**  
 MOTION DEVICES INC.

Actuonix Motion Devices Inc. 1 (206) 347-9884 Phone  
 Unit 201-1783 Brian Heights 1 (888) 235-9198 Toll Free  
 Burnaby, BC Canada 1 (206) 347-9884 Fax  
 V6H 0B3

Copyright 2019 © Actuonix Motion Devices Inc. Rev D. January 2019  
 sales@actuonix.com  
 www.actuonix.com

**ANEXO B**  
**Datasheet del actuador RMD-x6**

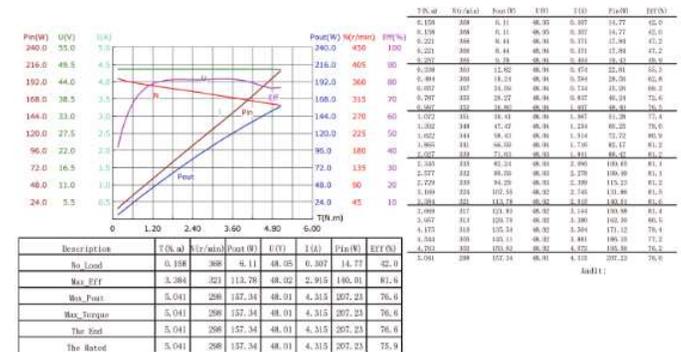
# RMD-X6 V3 1:8



## PRODUCT PARAMETERS

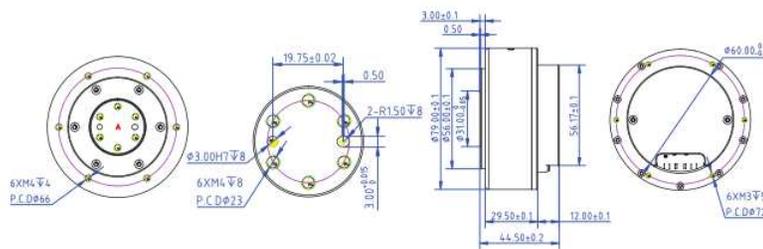
Actuator Name		RMD-X6 V3
Item No		1033220040
Control mode		Servo mode(Torque /Velocity/Position) Motion mode (feedforward torque/velocity/position)
Communication Method & Baudrate		CAN BUS : 500Kbaud / 1Mbps RS485 BUS : 115200/500K/1M/1.5K /2.5K
Input voltage	V	48
No-load output Speed	rpm	360
Nominal output Speed	rpm	310
Nominal current	A	3.6
Output Normal power (Thermal equilibrium point)	W	135
Nominal torque	N.M	4.5
Motor efficiency	%	78%
Overload coefficient		2.5
Wire Resistance	$\Omega$	0.55
Wire inductance	mH	0.18
Motor Speed constant	rpm/v	62
Motor Torque constant	N.M/A	0.17
Axial direction payload	N	775
Radial direction payload	N	1040
Rotor inertia	g $cm^2$	850
Motor weight	g	490
Reducer ratio		8 : 1
Backlash	Arc min	8

Thermal equilibrium point: The above thermal equilibrium point data measured by myactuator at Ambient temperature of 24 degrees Celsius (no other heat dissipation methods) and temperatureise of 60 degrees. Users need to reasonably set the rated working range according to the test environment temperature and heat dissipation conditions.



## MOTOR CHARACTERISTIC

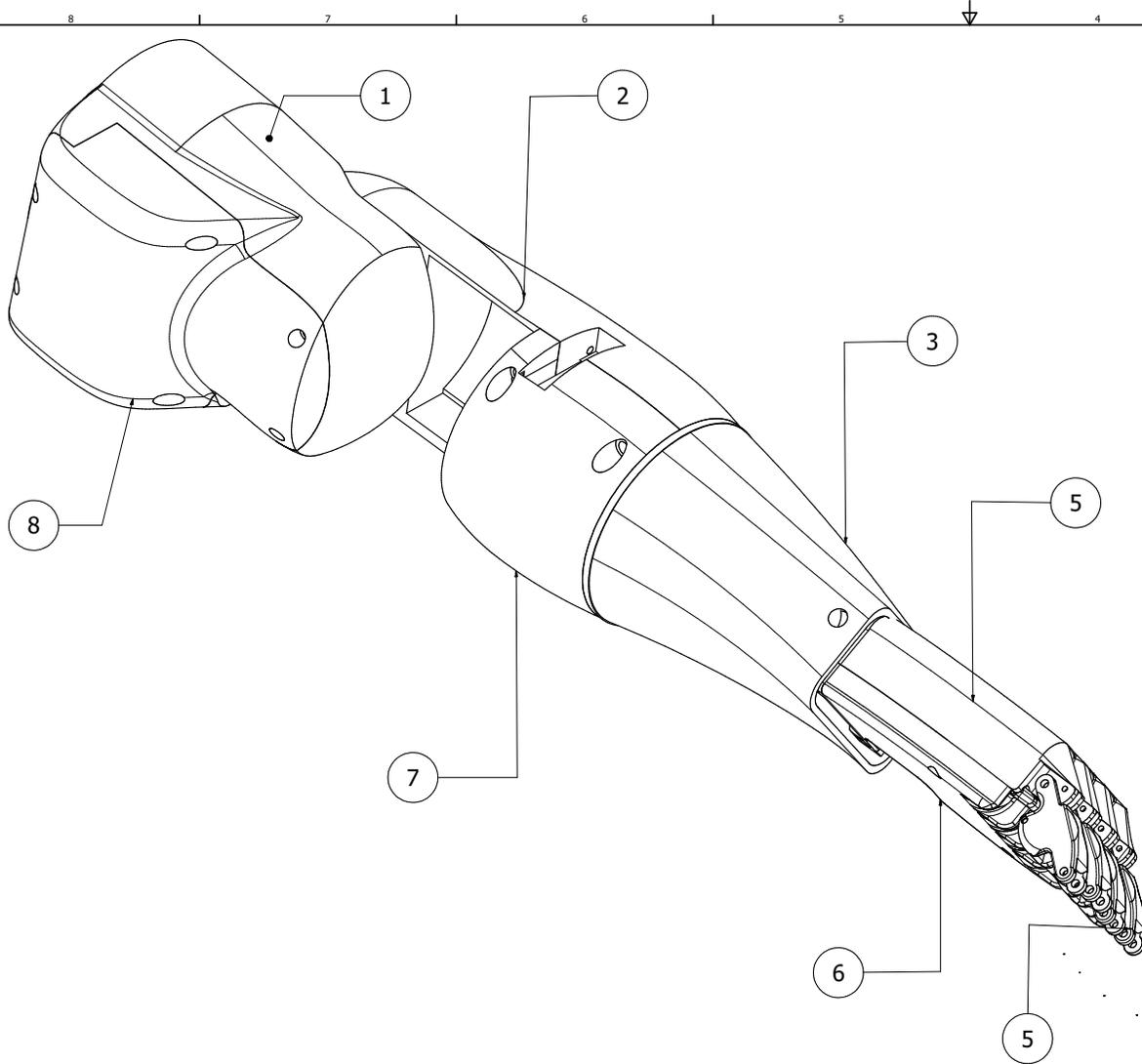
## INSTALLATION DRAWING



View A/2:1 Locating the Mounting Flange

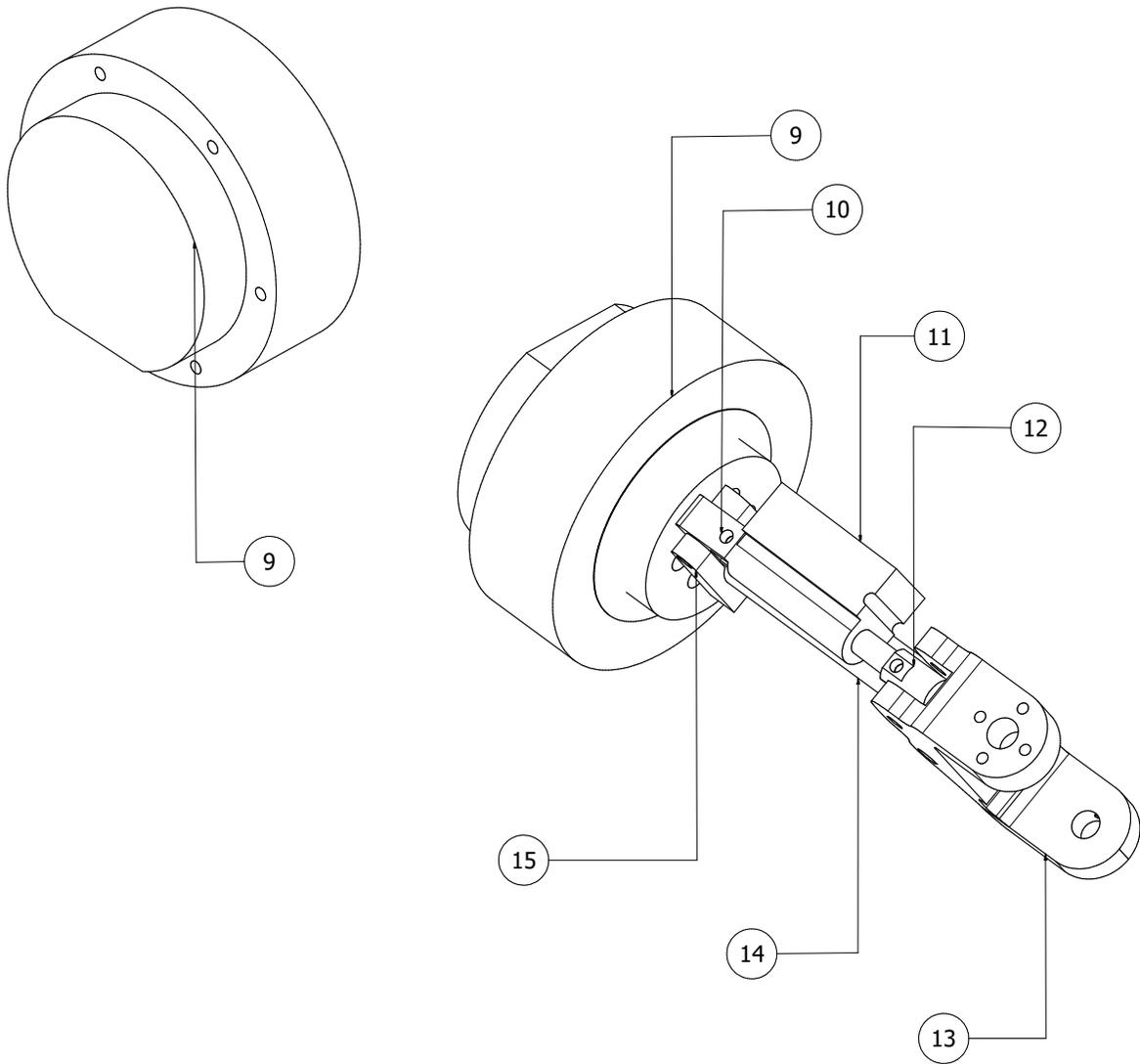
## **ANEXO C**

### **Planos de los componentes del prototipo de prótesis transhumeral**



POSICIÓN	DENOMINACIÓN	MATERIAL	CANTIDAD	NORMA	OBSERVACIONES
8	Tapa húmero	PLA	1		
7	Antebrazo 2	PLA	1		
6	Tapa de servomotores	PLA	1		
5	Medio dedos	PLA	4		
4	Palma	PLA	1		
3	Antebrazo 3	Ninja Flex	1		
2	Antebrazo 1	PLA	1		
1	Húmero	PLA	1		

Décimo ciclo	Fecha	Nombre	<p><b>UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA</b> SEDE MATRIZ CUENCA</p> <p>INGENIERÍAS Carrera de Ingeniería Mecatrónica</p>
Dibujado:	21/11/2021	Zhindón R.	
Comprobado:	20/07/2022	Ing. Calle	
Trabajo de titulación			
Escala:	Tol. gen.:	Listado general de los componentes del prototipo de prótesis transhumeral	
Lámina:	17	<b>PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL</b>	



15	Soporte actuador lineal	ABS	1		
14	Eje	Grilon	1		
13	Acople muñeca	ABS	1		
12	Acople desviación radiocubital	ABS	1		
11	Actuador lineal 20mm		6		
10	Acople actuador lineal	ABS	1		
9	Motor RMD x6		2		

POSICIÓN	DENOMINACIÓN	MATERIAL	CANTIDAD	NORMA	OBSERVACIONES
----------	--------------	----------	----------	-------	---------------

Décimo ciclo	Fecha	Nombre
Dibujado:	21/11/2021	Zhindón R.
Comprobado:	20/07/2022	Ing. Calle

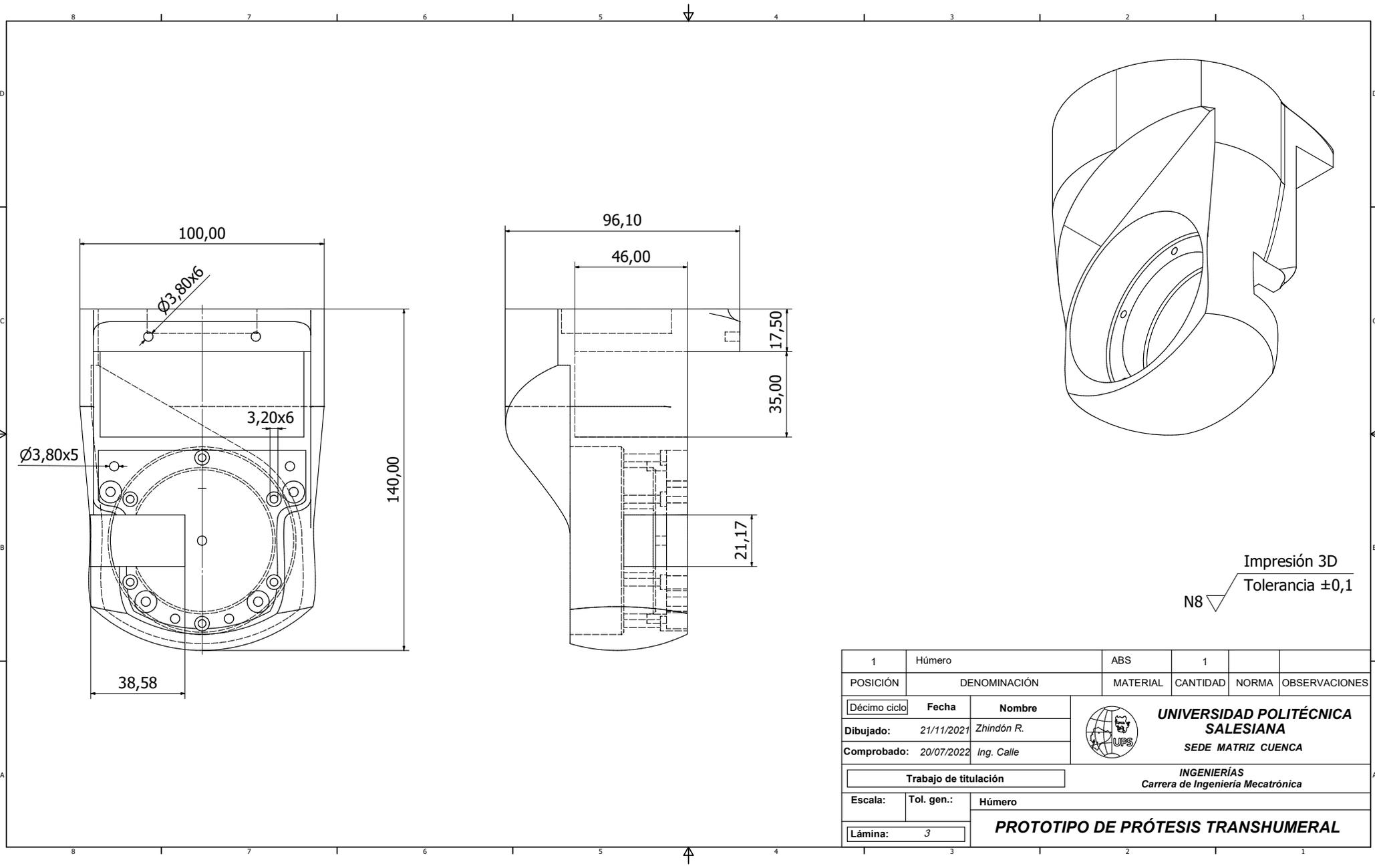


**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**  
SEDE MATRIZ CUENCA

**Trabajo de titulación** INGENIERÍAS  
Carrera de Ingeniería Mecatrónica

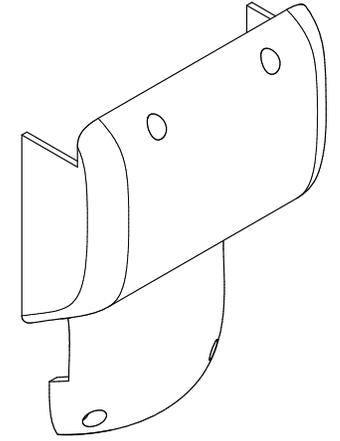
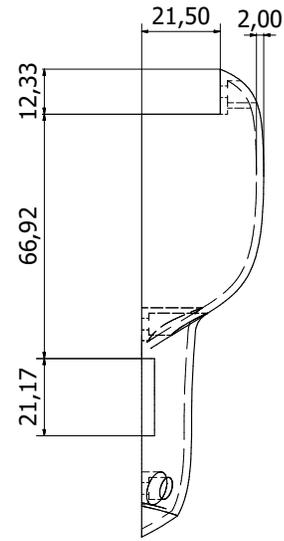
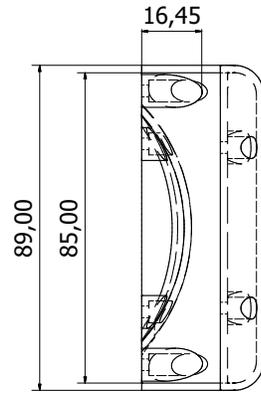
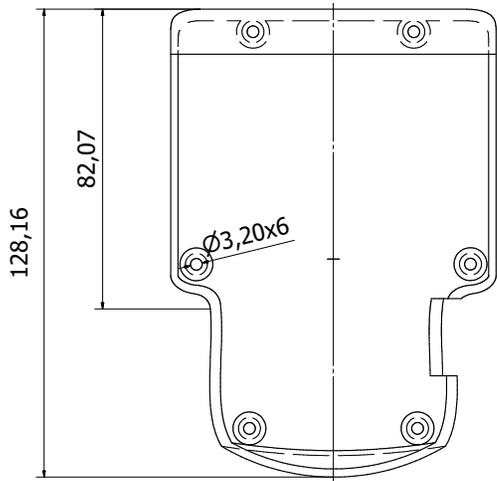
Escala: Tol. gen.: Listado general de los componentes del prototipo de prótesis transhumeral

Lámina: 17 **PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL**



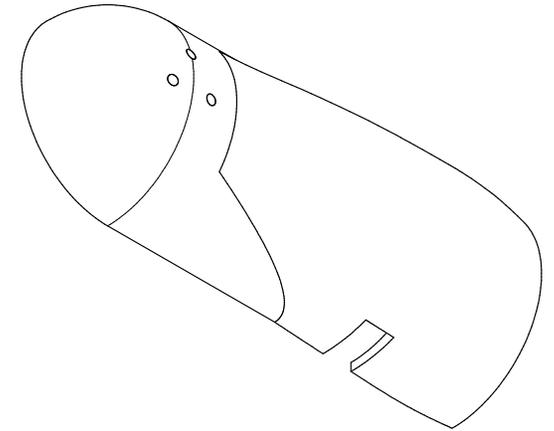
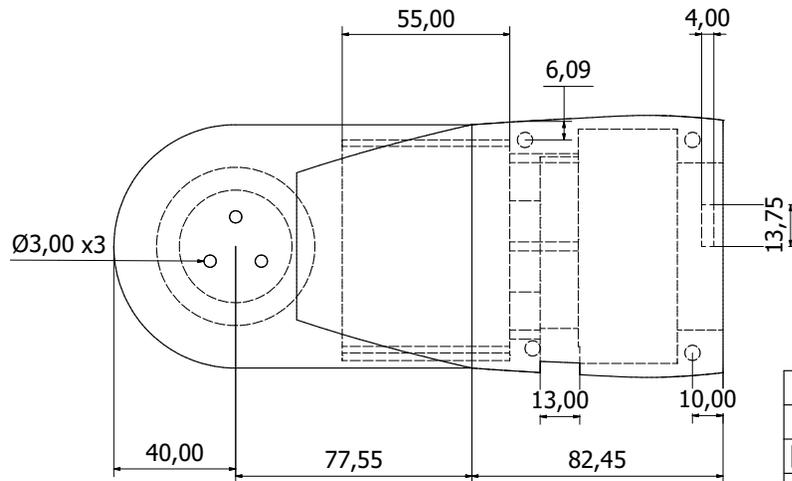
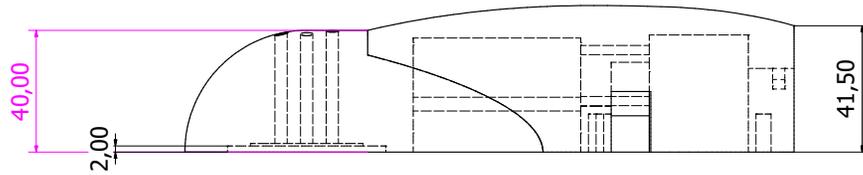
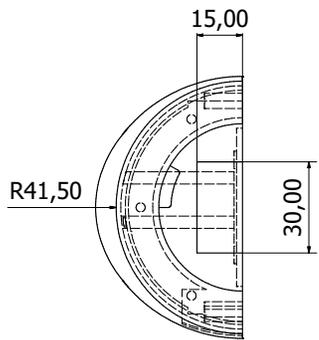
Impresión 3D  
Tolerancia ±0,1  
N8

1	Húmero	ABS	1		
POSICIÓN	DENOMINACIÓN	MATERIAL	CANTIDAD	NORMA	OBSERVACIONES
Décimo ciclo	Fecha	Nombre	<b>UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA</b> SEDE MATRIZ CUENCA INGENIERÍAS Carrera de Ingeniería Mecatrónica		
Dibujado:	21/11/2021	Zhindón R.			
Comprobado:	20/07/2022	Ing. Calle			
<b>Trabajo de titulación</b>					
Escala:	Tol. gen.:	Húmero	<b>PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL</b>		
Lámina:	3				



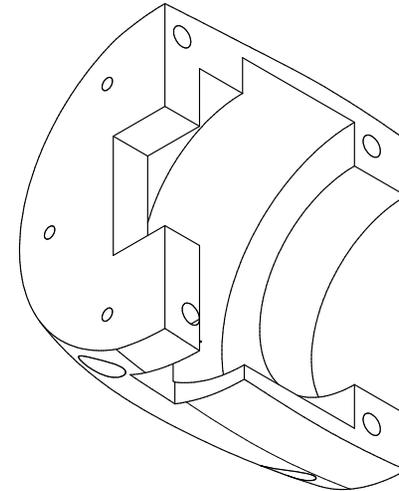
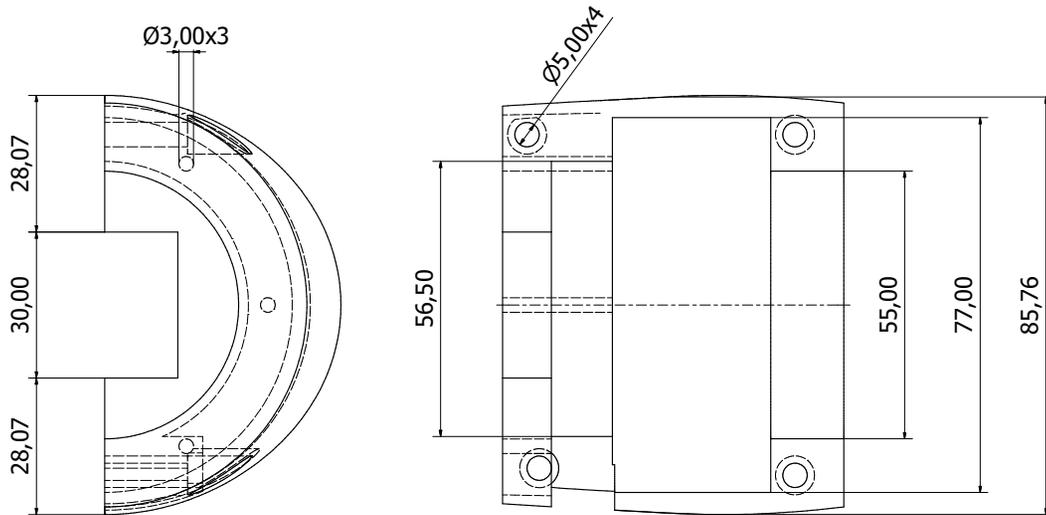
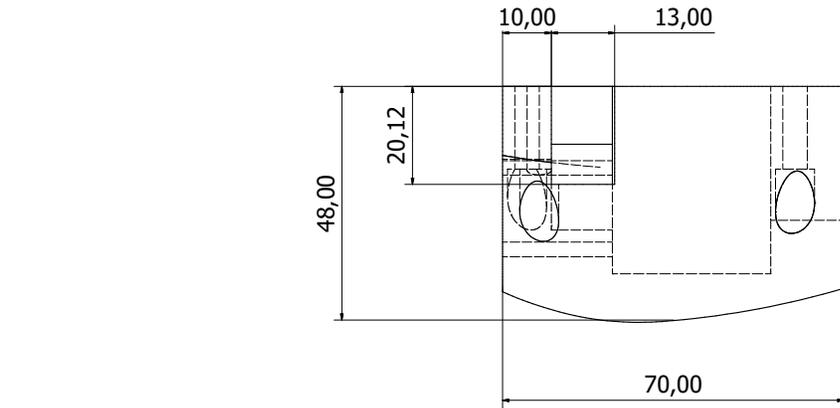
Impresión 3D  
Tolerancia ±0,1  
N8

8	Tapa húmero	PLA	1		
POSICIÓN	DENOMINACIÓN	MATERIAL	CANTIDAD	NORMA	OBSERVACIONES
Décimo ciclo	Fecha	Nombre	<b>UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA</b> SEDE MATRIZ CUENCA INGENIERÍAS Carrera de Ingeniería Mecatrónica		
Dibujado:	21/11/2021	Zhindón R.			
Comprobado:	20/07/2022	Ing. Calle			
Trabajo de titulación					
Escala:	Tol. gen.:	Tapa húmero			
Lámina:	4	<b>PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL</b>			



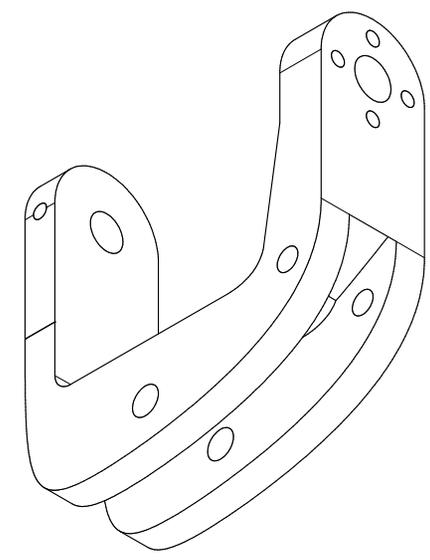
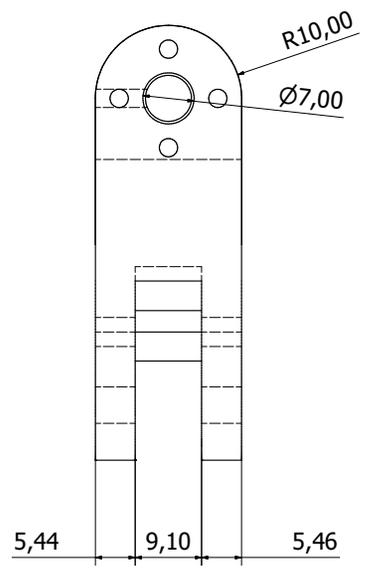
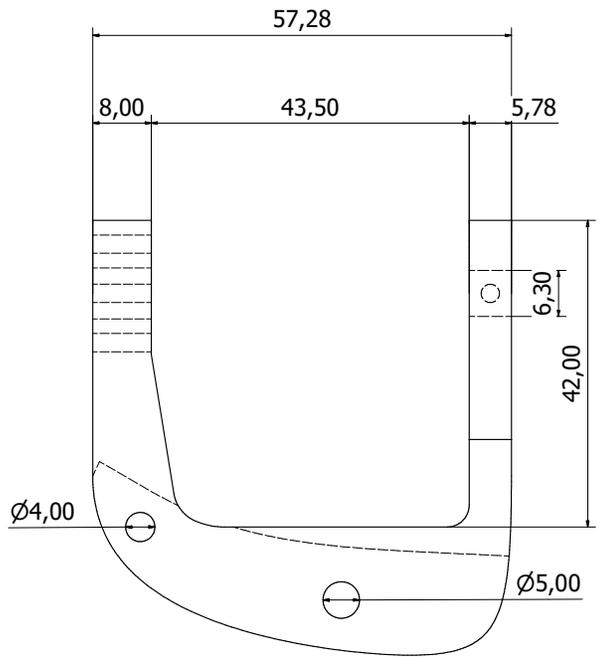
Impresión 3D  
Tolerancia ±0,1  
N8

2	Antebrazo 1	PLA	1		
POSICIÓN	DENOMINACIÓN	MATERIAL	CANTIDAD	NORMA	OBSERVACIONES
Décimo ciclo	Fecha	Nombre	<b>UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA</b> SEDE MATRIZ CUENCA INGENIERÍAS Carrera de Ingeniería Mecatrónica		
Dibujado:	21/11/2021	Zhindón R.			
Comprobado:	20/07/2022	Ing. Calle			
<b>Trabajo de titulación</b>					
Escala:	Tol. gen.:	Antebrazo 1			
Lámina:	5	<b>PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL</b>			



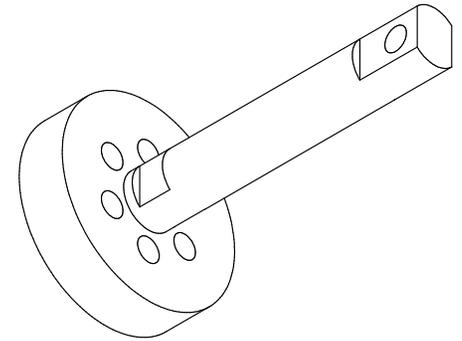
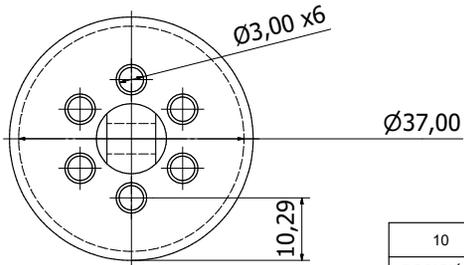
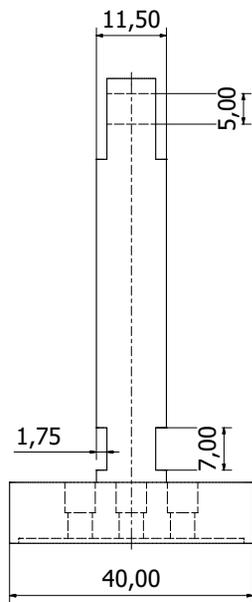
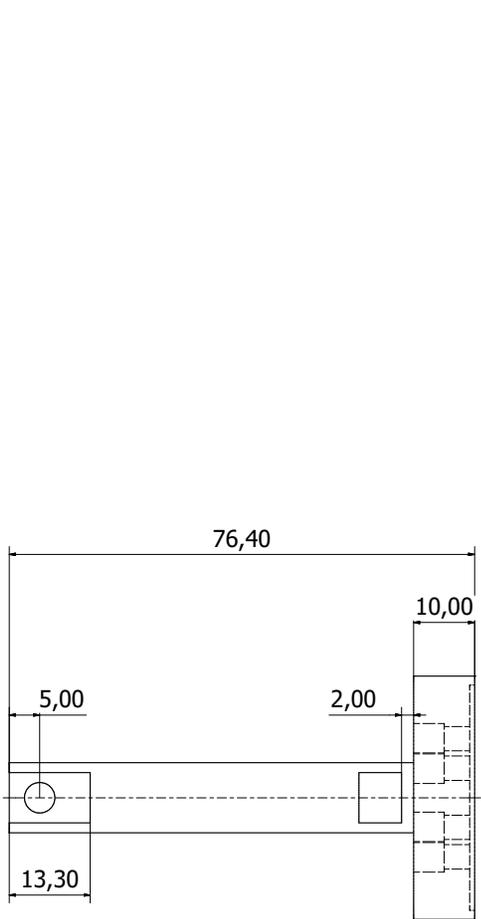
Impresión 3D  
Tolerancia  $\pm 0,1$   
N8

4	Antebrazo 2	PLA	1		
POSICIÓN	DENOMINACIÓN	MATERIAL	CANTIDAD	NORMA	OBSERVACIONES
Décimo ciclo	Fecha	Nombre	<b>UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA</b> SEDE MATRIZ CUENCA INGENIERÍAS Carrera de Ingeniería Mecatrónica		
Dibujado:	21/11/2021	Zhindón R.			
Comprobado:	20/07/2022	Ing. Calle			
<b>Trabajo de titulación</b>					
Escala:	Tol. gen.:	Antebrazo 2			
Lámina:	6	<b>PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL</b>			



Impresión 3D  
Tolerancia ±0,1  
N8

13	Acople muñeca	ABS	1		
POSICIÓN	DENOMINACIÓN	MATERIAL	CANTIDAD	NORMA	OBSERVACIONES
Décimo ciclo	Fecha	Nombre	<b>UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA</b> SEDE MATRIZ CUENCA INGENIERÍAS Carrera de Ingeniería Mecatrónica		
Dibujado:	21/11/2021	Zhindón R.			
Comprobado:	20/07/2022	Ing. Calle			
Trabajo de titulación					
Escala:	Tol. gen.:	Acople muñeca			
Lámina:	7	<b>PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL</b>			



Mecanizado  
Tolerancia  $\pm 0,5$   
N5

10	Eje	Grilon	1		
POSICIÓN	DENOMINACIÓN	MATERIAL	CANTIDAD	NORMA	OBSERVACIONES
Décimo ciclo	Fecha	Nombre	<b>UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA</b> SEDE MATRIZ CUENCA INGENIERÍAS Carrera de Ingeniería Mecatrónica		
Dibujado:	21/11/2021	Zhindón R.			
Comprobado:	20/07/2022	Ing. Calle			
<b>Trabajo de titulación</b>					
Escala:	Tol. gen.:	Eje	<b>PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL</b>		
Lámina:	8				