

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**  
**SEDE CUENCA**  
**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

*Trabajo de titulación previo  
a la obtención de título de  
Ingeniero Mecatrónico*

**PROYECTO TÉCNICO:**  
**“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL  
BIOMECASTRÓNICA”**

**AUTORES:** JOHN MARIO ROMERO BACUILIMA  
RONALD ISRAEL PUCHA ORTIZ

**TUTOR:** ING. LUIS JAVIER SERPA ANDRADE

**CO-TUTOR:** ING. JOHN IGNACIO CALLE SIGÜENCIA

CUENCA - ECUADOR

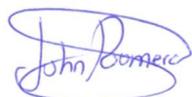
2020

## CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Nosotros, John Mario Romero Bacuilima con documento de identificación N° 0106608177 y Ronald Israel Pucha Ortiz con documento de identificación N° 0106723711, manifestamos nuestra voluntad y cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del trabajo de titulación: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL BIOMECASTRÓNICA”**, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: *Ingeniero Mecatrónico*, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, junio del 2020



John Mario Romero Bacuilima

C.I. 0106608177



Ronald Israel Pucha Ortiz

C.I. 0106723711

## CERTIFICACIÓN

Yo, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL BIOMECASTRÓNICA”**, realizado por John Mario Romero Bacuilima y Ronald Israel Pucha Ortiz, obteniendo el *Proyecto Técnico*, que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, junio del 2020



---

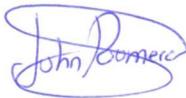
Ing. Luis Javier Serpa Andrade

C.I. 0103779096

## DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, John Mario Romero Bacuilima con documento de identificación N° 0106608177 y Ronald Israel Pucha Ortiz con documento de identificación N° 0106723711, autores del trabajo de titulación: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL BIOMECATRÓNICA”** certificamos que el total contenido del *Proyecto Técnico* es de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría.

Cuenca, junio del 2020



John Mario Romero Bacuilima

C.I. 0106608177



Ronald Israel Pucha Ortiz

C.I. 0106723711

## DEDICATORIAS

Le dedico este trabajo a mi familia en primer lugar a mis padres Luis y Leticia que siempre supieron apoyarme y sin ellos no podría ser posible que culminara este proyecto ni esta etapa de mi vida. A mis tíos y tías que también siempre velaron por mí y me apoyaron incondicionalmente y a mi hermana Karina para que sirva de ejemplo y que ella algún día también alcance sus metas.

A mis compañeros de aulas y todas las personas que estuvieron apoyándome en cualquier momento de mi vida universitaria.

Cuenca, Octubre del 2020.

John Mario Romero Bacuilima.

Dedico este proyecto a mis padres, María Edel mira y Pedro Leónidas, por apoyarme en todas mis decisiones y permitirme culminar esta meta que también es de ellos, a mis hermanos quienes sin darse cuenta me ayudaron en mi crecimiento académico, a mi tía Susana por darme lo mejores consejos y ayudar a mi familia.

Ronald Israel Pucha Ortiz

Cuenca, Octubre del 2020.

## AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a Dios primeramente por permitirme realizar este sueño, a mi familia y amigos que me apoyaron, al grupo de investigación GIIB los cuales nos apoyaron para realizar el proyecto, a mi tutor Ing. Luis Serpa por estar siempre pendiente de nosotros y del avance del proyecto.

Cuenca, Octubre del 2020.

John Mario Romero Bacuilima

Quiero agradecer a Dios, por permitirme culminar esta etapa importante en mi vida, a mis padres Pedro Pucha y Edelmira Ortiz por ser mi motor y sobre todo confiar en mi apoyarme y luchar juntos por esta meta, a mi familia que juntos hemos sabido levantarnos de todos los obstáculos que se nos han impuesto a lo largo de este tiempo, a mis más cercanos amigos Víctor, David, Gustavo, Esteban, Pablo quienes desde colegio compartimos este camino y que fueron mi familia a lo largo de la carrera y que saben que no fue nada fácil pero con ellos compartimos momentos que ahora son historias que a futuro cuando nos volvamos a encontrar no reiremos como se fuera la primera vez, durante el camino te encuentras con personas que cambian tu vida y lo hacen un poco más divertida y sin darte cuenta lo considero un amigo más y agradezco haberlo conocido Brian, también a mi amigo y hermano agradezco por brindarme la más sincera amistad y juntos avanzar esta meta John Romero, expreso mi más sincero agradecimiento a mi tutor de tesis el Ing. Luis Serpa, por brindarnos la guía y apoyo en este proyecto, al Ing. Vladimir Robles, por ser más que un profesor, un amigo y brindarnos un espacio dentro del grupo de investigación y así, compartiéndonos el sincero significado salesiano, y al Ing. Dr. John Calle por el apoyo brindado en base a sus conocimientos y experiencias de mecánica en el desarrollo de este proyecto.

Ronald Israel Pucha Ortiz

## RESUMEN

El presente proyecto técnico con un enfoque de investigación titulado “Diseño y Construcción de Prótesis Transhumeral Biomecatrónica”, está orientado en el campo tecnológico y social. Buscando la construcción de un prototipo de prótesis transhumeral biomecatrónica para una persona que carece del miembro superior derecho.

Se realizó un estudio de la antropometría o estudio de las medidas anatómicas de la persona, por medio de mediciones, y utilizando el escáner Artec Eva del laboratorio de prototipado de la Universidad Politécnica Salesiana, luego se realiza un estudio de la goniometría para los rangos de movimiento reales de una persona, se tomó en cuenta rangos de movimiento necesarios para realizar actividades de la vida diaria (ADLs).

Una vez con las medidas y los rangos de movimiento definidos se realiza el diseño de la prótesis en el software Inventor, y mediante este mismo software se procede a la simulación dinámica de los mecanismos encontrando así los pares y fuerzas necesarios en los actuadores.

Se eligen los actuadores adecuados para realizar los movimientos de Flexo-extensión de codo, pronosupinación, desviación radio cubital y Flexo-extensión de muñeca y se construyen las partes.

La construcción del prototipo de prótesis transhumeral se realizó en primera instancia en impresión 3D de ácido poliláctico (PLA), y para el producto final en acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) debido a las propiedades de este, además se realizó mecanizado convencional para la construcción de piezas en aluminio, Acero st-37 y Grylon.

Se escogen los elementos electrónicos de control de los actuadores, y se diseña la tarjeta eléctrica para realizar los movimientos a lazo abierto del dispositivo, se realiza la programación en PIC para realizar las secuencias de movimiento.

Se realiza el montaje con los componentes mecánicos y electrónicos garantizando una correcta integración, obteniendo un prototipo que cumple con las características del diseño planteados.

Finalmente se realizan las pruebas de funcionamiento al vacío para comprobar que el dispositivo cumple con los requisitos planteados, se realiza el diseño del socket para posteriormente integrar el dispositivo al paciente.

## ABSTRACT

The present technical project with a research approach entitled "Design and Construction of Biomechatronic Transhumeral Prosthesis", is oriented in the technological and social field. Seeking the construction of a prototype biomechatronic transhumeral prosthesis for a person who lacks the right upper limb.

A study of the anthropometry or study of the anatomical measurements of the person was carried out, by means of measurements, and using the Eva Artec scanner of the prototyping laboratory of the Universidad Politécnica Salesiana, then a study of the goniometry for the ranges of real movement of a person, ranges of movement necessary to perform activities of daily living were taken into account.

Once with the defined measurements and ranges of movement, the prosthesis design is performed in the Inventor software, and through this same software, the dynamic simulation of the mechanisms is carried out, thus finding the necessary pairs and forces in the actuators.

Appropriate actuators are chosen to perform the movements of elbow extension flexo, pronosupination, ulnar radius deviation and wrist extension flexo and the parts are constructed.

The construction of the prototype of transhumeral prosthesis was carried out in the first instance in 3D printing of PLA, and for the final product in ABS due to the properties of the same, conventional machining for the construction of parts in aluminum, Steel st-37 and Grylon

The electronic control elements of the actuators are chosen, and the electrical card is designed to perform the open-loop movements of the device, the PIC programming is performed to perform the movement sequences.

The assembly is carried out with the mechanical and electronic components guaranteeing a correct integration, obtaining a prototype that meets the design characteristics proposed.

Finally, the vacuum function tests are carried out to verify that the device meets the requirements, the socket design is performed to later integrate the device into the patient.

## Índice

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR.....	I
CERTIFICACIÓN.....	II
DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD .....	III
DEDICATORIAS.....	IV
AGRADECIMIENTOS.....	V
RESUMEN .....	VI
ABSTRACT .....	VI
Índice .....	VIII
Índice de figuras .....	XIII
Índice de tablas .....	XVIII
INTRODUCCIÓN.....	XX
PROBLEMA .....	XXI
Antecedentes .....	XXII
Importancia y Alcances .....	XXIII
Delimitación .....	XXIII
OBJETIVOS.....	XXIV
Objetivo general.....	XXIV
Objetivos específicos.....	XXIV
Estado Del Arte.....	1
1 FUNDAMENTOS TEÓRICOS .....	1
1.1 Codo .....	1
1.1.1 Articulación .....	1
1.1.2 Paleta humeral .....	2
1.1.3 Los ligamentos del codo.....	4
1.1.4 Movimientos .....	5
1.1.5 Músculos responsables del movimiento de la articulación del codo.....	5
1.1.6 Flexión – extensión.....	6
1.1.7 Pronosupinación.....	8
1.1.8 Dinámica de la articulación radio cubital proximal.....	10
1.1.9 Dinámica de la articulación radio cubital distal .....	12

1.1.10	Músculos motores de la Pronosupinación .....	13
1.2	Muñeca.....	15
1.2.1	Goniometría de la muñeca.....	16
1.2.2	Flexión-extensión .....	17
1.2.3	Desviación radial-cubital .....	18
1.2.4	Muñeca considerada como cardan .....	19
1.2.5	Músculos motores de la muñeca .....	20
1.2.6	Acción de los músculos motores de la muñeca. ....	23
1.2.7	Flexión .....	23
1.2.8	Extensión .....	23
1.2.9	Aducción.....	24
1.2.10	Abducción.....	24
2	Prótesis en la actualidad .....	25
2.1	Prótesis transhumerales comerciales .....	25
2.1.1	Una prótesis antropomórfica accionada por gas para amputados transhumerales .....	25
2.1.2	Diseño de una prótesis transhumeral mioeléctrico (2016).....	27
2.1.3	El brazo RIC: una pequeña prótesis transhumeral antropomórfica (2017) .....	28
2.1.4	Diseño y construcción de un mecanismo paralelo para prototipo de prótesis transhumeral (2014) .....	30
2.2	Prótesis de muñeca .....	31
2.2.1	Prótesis pasivas de muñeca .....	32
2.3	Prótesis muñeca activadas por el cuerpo. ....	36
2.3.1	Sistema de muñeca universal.....	36
2.3.2	Convertidor de movimiento lineal a rotacional .....	37
2.3.3	Unidad de muñeca protésica multifuncional .....	38
	MARCO METODOLÓGICO.....	39
3.1	Rangos movimiento.....	40
3.1.1	Flexo-extensión del codo .....	40
3.1.2	Pronosupinación.....	41
3.1.3	Desviación Radio-cubital .....	43

3.1.4	Flexo-extensión de muñeca .....	43
4	Diseño.....	44
4.1	Especificaciones .....	44
4.2	Diseño Mecánico.....	46
4.2.1	Sistema de soporte.....	46
4.3	Matriz de decisión para materiales.....	49
4.4	Sistema de actuación .....	50
4.4.1	Actuador Flexo-extensión de codo.....	51
4.4.2	Actuador Pronosupinación.....	52
4.4.3	Actuador Abducción y aducción.....	53
4.4.4	Actuador Flexo-extensión de la muñeca.....	54
4.5	Diseño preliminar .....	54
5	Simulaciones.....	56
5.1	Flexo-extensión de codo .....	56
5.2	Pronosupinación.....	58
5.3	Desviación radio-cubital .....	60
5.4	Flexo-extensión de muñeca .....	63
5.5	Simulación combinada .....	65
6	Propiedades generales.....	66
6.1	Centro de gravedad y masa.....	66
6.2	Antropometría y medidas .....	68
6.2.1	Brazo.....	69
6.2.2	Antebrazo .....	69
6.2.3	Mano .....	70
6.2.4	Medida total de prótesis.....	70
7	Análisis estático mediante software inventor.....	70
8	Construcción de prototipo .....	75
8.1	Elección de materiales .....	75
8.2	Impresión 3D.....	75
8.3	Mecanizado.....	78
8.4	Diseño electrónico.....	80

8.5	Sistema de control.....	83
9	Integración .....	84
9.1	Prueba de movimiento.....	85
9.2	Socket y antebrazo .....	86
9.2.1	Antebrazo .....	86
9.2.2	Socket .....	90
	Análisis de costos .....	91
10	Análisis de costo de desarrollo.....	91
10.1	Materia Prima General.....	91
10.2	Análisis costos de desarrollo de prototipo 1 de prótesis transhumeral .....	93
10.2.1	Material directo de prototipo 1 .....	93
10.2.2	Mano de obra de prototipo 1.....	94
10.2.3	Mano de obra directa prototipo 1 .....	94
10.3	Análisis de costos desarrollo de prototipo 2 de prótesis transhumeral. ....	96
10.3.1	Material directo de prototipo 2 .....	96
10.3.2	Mano de obra prototipo 2.....	97
10.3.3	Mano de obra directa prototipo 2 .....	97
10.4	Análisis costos de desarrollo de prototipo 3 de prótesis transhumeral .....	99
10.4.1	Material directo de prototipo 3 .....	99
10.4.2	Mano de obra prototipo 3.....	100
10.4.3	Mano de obra directa prototipo 3 .....	100
10.5	Costo total de desarrollo de prótesis.....	102
11	Análisis costo de venta.....	103
12	Análisis de costo de fabricación .....	104
12.1	Materia Prima.....	104
12.1.1	Material directo.....	105
12.2	Mano de obra.....	106
12.3	Costo total de fabricación de prótesis .....	107
13	Análisis de costo de comercialización .....	108
14	Análisis de resultados.....	109
14.1	Análisis de diseño .....	109

14.2	Análisis Dinámica.....	110
14.3	Análisis de esfuerzos .....	112
14.4	Comparación con prótesis actuales .....	114
14.4.1	Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana vs Prótesis transhumeral accionada por gas (2008) .....	114
	Prótesis transhumeral accionada por gas (2008).....	114
14.4.2	Prótesis Transhumeral Universidad Politécnica Salesiana vs Prótesis Transhumeral Mioeléctrico (2016).....	115
	Prótesis Transhumeral Mioeléctrico (2016).....	116
14.4.3	Brazo RIC (2017) .....	116
14.4.4	Prótesis transhumeral con mecanismo paralelo.....	118
14.5	Construcción, integración y pruebas.....	119
	Conclusión .....	121
	Referencias.....	123

## Índice de figuras

Figura. 1 Niveles de amputación[2] .....	XX
Figura. 2 Función del codo para alimentación [13].....	1
Figura. 3 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;[14] .....	2
Figura. 4 Cóndilo y tróclea Humeral[13] .....	2
Figura. 5 Huesos de la extremidad superior [15] .....	3
Figura. 6 Paleta Humeral. Derecha: parte anterior; Izquierda: parte posterior [13].....	3
Figura. 7 Cavidades de la paleta humeral .....	3
Figura. 8 Los ligamentos del codo .....	4
Figura. 9 Horquilla de la paleta humeral y ligamentos [13].....	4
Figura. 10 Ángulo de transporte de la articulación del codo [15].....	5
Figura. 11 Movimientos de la articulación del codo y músculos que lo producen [15] .....	5
Figura. 12 Amplitud del movimiento del codo [16] .....	6
Figura. 13Músculos motores de la flexión. 1) Músculo Branquial. 2) Músculo Braquiorradial. 3) Músculo Bíceps Branquial. 4) Porción larga de Bíceps Branquial. 5) Porción larga de Bíceps Branquial. 6) El músculo ancóneo [13].....	7
Figura. 14 Músculos motores de la extensión. 1) La cabeza medial del tríceps braquial. 2) La cabeza lateral del tríceps braquial. 3) La cabeza larga del tríceps braquial. 4) Músculo ancóneo [13] .....	8
Figura. 15 a) Relación del radio y el cúbito durante los movimientos de pronación y supinación; b) Movimiento de la mano en pronación y supinación [17] .....	9
Figura. 16 Ángulos de movimientos de Pronación y Supinación [13].....	10
Figura. 17Acción radio cubital; 1) Cabeza radial; 2) Anillo Osteofibroso [13] .....	10
Figura. 18 Eje de la cabeza radial [13].....	11
Figura. 19 Eje del antebrazo y eje del radio durante la pronación [13].....	12
Figura. 20 Manivela que representa el movimiento de pronosupinación [13]. .....	12
Figura. 21 Hueso del radio representado como una manivela [13].....	13
Figura. 22 Mecanismo de movimiento de pronosupinación [13].....	14
Figura. 23 Músculos motores de la pronación y la supinación [13].....	15
Figura. 24 Complejo articular de la muñeca con sus huesos y articulaciones [10].....	16
Figura. 25 Flexión - extensión de la muñeca [13].....	17

Figura. 26 Desviación radio-cubital de la muñeca [13] .....	18
Figura. 27 Partes de Cardan [22].....	20
Figura. 28 Analogía cardan-muñeca. A-A' eje Flexo-extensión. B-B' eje abducción – aducción [13], [23].....	20
Figura. 29 Vista anterior de la muñeca derecha .....	21
Figura. 30 Vista posterior de la muñeca derecha .....	21
Figura. 31 Vista del borde interior de la muñeca derecha.....	22
Figura. 32 Vista del borde externo de la muñeca derecha .....	22
Figura. 33 Músculos que intervienen en el movimiento de flexión de muñeca .....	23
Figura. 34 Músculos que intervienen en el movimiento de extensión de muñeca .....	24
Figura. 35 Músculos que intervienen en el movimiento de aducción de muñeca .....	24
Figura. 36 Músculos que intervienen en el movimiento de abducción de muñeca .....	25
Figura. 37 Diseño mecánico de codo y muñeca. A) Movimiento de flexión/ extensión del codo. B) Movimiento de pronación/ supinación del antebrazo [24].....	26
Figura. 38 Diseño mecánico de movimiento de flexión/ extensión de la muñeca [24].....	26
Figura. 39 Diseño mecánico de la prótesis transhumeral. A) Diseño de la muñeca. B) Diseño del codo [25]. .....	27
Figura. 40 Brazo RIC comparado con otras prótesis en el mercado [5].....	29
Figura. 41 Mecanismo del codo y muñeca en el brazo RIC [5]. .....	29
Figura. 42 Diseño de prótesis transhumeral paralela [26].....	31
Figura. 43 a y b Revolución-Flexión (1 grado de libertad), c Prismático (1 grado de libertad), d Universal (2 grados de libertad), e Esférica [32] .....	32
Figura. 44 Homer WE fricción muñeca[33] .....	33
Figura. 45 FW Muñeca de fricción por flexión[34].....	34
Figura. 46 MyoWrist 2Act [35] .....	34
Figura. 47 MyolinoWrist 2000 [36] .....	35
Figura. 48 4- Muñeca de cuatro funciones [37] .....	35
Figura. 49 OPCIÓN MUÑECA MULTIFLEX ETD2 [38] .....	36
Figura. 50 Sistema de muñeca universal [39] .....	37
Figura. 51 Convertidor de movimiento lineal a rotacional[40].....	37
Figura. 52 Unidad de muñeca protésica multifuncional [41].....	38
Figura. 53 Diseño de prótesis transhumeral paralela. ....	39

Figura. 54 Movimientos propuestos para la prótesis transhumeral [13]. A) Flexo-extensión del codo. B) Prono- supinación del antebrazo. C) Abducción y Aducción. C) Flexo-extensión de la muñeca.....	44
Figura. 55 Prototipo final de Maki 3.0 desarrollada en la Universidad Politécnica Salesiana [49]. .....	45
Figura. 56 Movimientos de Maki 3.0 [49]. A) Flexión-extensión de dedos.....	45
Figura. 57 Resina Tough para ensambles [58] .....	49
Figura. 58 Clasificación de actuadores [59].....	51
Figura. 59 Desviación radio-cubital de la muñeca en working model. ....	53
Figura. 60 Medidas tomadas de amputación transhumeral.....	54
Figura. 61 Medidas tomadas con escaner ARTEC EVA.....	54
Figura. 62 Diseño de prótesis transhumeral en Autodesk Inventor. ....	55
Figura. 63 Simulación de Flexión-extensión codo.....	56
Figura. 64 Simulación de movimiento de Flexión-Extensión de codo con peso de 500g en palma.....	56
Figura. 65 Posiciones de Flexión-extensión de codo.....	56
Figura. 66 Resultados de simulación dinámica de Flexión-extensión muñeca. ....	57
Figura. 67 Servomotor escogido para Flexión-extensión de codo.....	58
Figura. 68 Simulación de Pronación-Supinación en software inventor. ....	58
Figura. 69 Simulación de Pronación-Supinación en inventor con carga de 500g en palma de la mano. ....	59
Figura. 70 Posiciones de simulación de Pronosupinación.....	59
Figura. 71 Resultados de simulación de Pronosupinación.....	59
Figura. 72 Actuator elegido para movimiento de Pronosupinación. ....	60
Figura. 73 Simulación de desviación radial cubital en software inventor de Autodesk. ....	61
Figura. 74 Simulación de desviación radial cubital en software Inventor con peso de 500g en la palma.....	61
Figura. 75 Posiciones de Desviación Radial-Cubital. ....	61
Figura. 76 Junta de revolución en movimiento de desviación Radial-Cubital. ....	61
Figura. 77 Graficas resultantes de Desviación Radial-Cubital.....	62
Figura. 78 Actuator Lineal escogido para movimiento de desviación radial, cubital.....	62
Figura. 79 Simulacion muñeca .....	63
Figura. 80 Simulación de Flexión- Extensión de muñeca con 500g en la palma de la mano.....	63

Figura. 81 Posiciones de Flexión-extensión de muñeca.....	63
Figura. 82 Graficas resultantes de Flexión-extensión de muñeca. ....	64
Figura. 83 Servomotor escogido para Flexión-extensión de muñeca.....	65
Figura. 84 Simulación de movimientos combinados con objeto de 500g en la palma.....	65
Figura. 85 Posiciones de la prótesis en cada segundo de la simulación. ....	66
Figura. 86 Centro de gravedad en el plano XY. ....	66
Figura. 87 Centro de gravedad en el plano ZY. ....	67
Figura. 88 Centro de gravedad en el plano ZX. ....	67
Figura. 89 Centro de gravedad Valores.....	67
Figura. 90 Medidas finales de la prótesis.....	69
Figura. 91 Simulación estática de prótesis en posición dos, peso de 5N.....	71
Figura. 92 Tensión Von Mises y coeficiente de seguridad de prótesis en posición uno, peso de 5N. ....	71
Figura. 93 Deformación de prótesis en posición uno. ....	72
Figura. 94 Simulación estática de prótesis en posición dos, peso de 5N.....	72
Figura. 95 Tensión Von Mises y coeficiente de seguridad de prótesis en posición dos, peso de 5N. ....	73
Figura. 96 Resultados de deformación de prótesis en posición dos.....	73
Figura. 97 Impresora LUZBOT TAZ de la Universidad Politécnica Salesiana. ....	75
Figura. 98 Resultado Final de construcción de Prótesis Transhumeral. ....	80
Figura. 99 Lugares de colocación de placa.....	80
Figura. 100 Conexiones de prótesis transhumeral. ....	81
Figura. 101 Diseño en Multisim 14.0 de la placa de control.....	82
Figura. 102 Vista 3D de placa de control.....	82
Figura. 103 Diseño en Multisim 14.0 de la placa de mano. ....	83
Figura. 104 PIC 16F887.....	83
Figura. 105 Prueba de funcionamiento de Flexión-extensión de codo. ....	85
Figura. 106 Prueba de funcionamiento de Flexión-extensión de Muñeca. ....	85
Figura. 107 Prueba de funcionamiento de Desviación Radial-Cubital. ....	85
Figura. 108 Prueba de funcionamiento de Pronación-Supinación. ....	85
Figura. 109 Modelo en la plataforma "Viewshape".....	87

Figura. 110 Cambio de mallado triangular a cuadrado .....	87
Figura. 111 Modelo mallado cuadrado en Fusión 360.....	88
Figura. 112 Mallado cuadrado a sólido.....	88
Figura. 113 Resultado de solido en Fusion360.....	89
Figura. 114 Exportando archivo de sólido. STEP .....	89
Figura. 115 Modificación de espesor de solido.....	90
Figura. 116 Malla cuadrado a solido de muñón.....	90
Figura. 117 Forma de Socket T-Spline .....	90
Figura. 118 Final Socket de muñón Inventor 2019 .....	91
Figura. 119 Diseño de prótesis y prototipo final.....	109
Figura. 120 Movimientos de Prótesis transhumeral.....	110
Figura. 121 Fuerzas y Par motor de cada movimiento de la prótesis transhumeral. ....	111
Figura. 122 Resultados de deformación de prótesis, posición uno y dos.....	113
Figura. 123 Resultados de Tensión Von Mises de prótesis, posición uno y dos .....	113
Figura. 124 Prótesis transhumeral accionada por gas (2008) vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana .....	114
Figura. 125 Prótesis Transhumeral Mioeléctrico (2016) vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana .....	115
Figura. 126 Brazo RIC vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana .....	117
Figura. 127 Prótesis transhumeral con mecanismo paralelo vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana .....	118
Figura. 128 Construcción de prototipo de prótesis transhumeral.....	119
Figura. 129 Placa de pruebas para prótesis transhumeral.....	119
Figura. 130 Integración y pruebas de dispositivo. ....	120
Figura. 131 Pruebas de funcionamiento. ....	120
Figura. 132 Peso de prótesis transhumeral.....	121

## Índice de tablas

Tabla 1 Movimientos de la muñeca [21].....	19
Tabla 2 Músculos figura 29 .....	21
Tabla 3 Músculos figura 30 .....	21
Tabla 4 Músculos figura 31 .....	22
Tabla 5 Músculos figura 32 .....	23
Tabla 6 Especificaciones de la prótesis [26].....	30
Tabla 7 Especificaciones de algunas prótesis actuales. ....	40
Tabla 8 Especificaciones de algunas prótesis actuales para pronosupinación. ....	42
Tabla 9 Propiedades mecánicas del aluminio [52].....	46
Tabla 10 Propiedades mecánicas del Polímero ABS [54].....	47
Tabla 11 Propiedades mecánicas del Polímero PLA [56]. ....	48
Tabla 12 Propiedades mecánicas del Acero Inoxidable [57].....	48
Tabla 13 Propiedades mecánicas de la resina Tough [58]. ....	49
Tabla 14 Matriz de decisión de materiales a utilizar.....	49
Tabla 15 Matriz de decisión de actuador Flexo-extensión del codo.....	52
Tabla 16 Matriz de decisión de actuador Pronosupinación.....	53
Tabla 17 Resultados de medidas antropométricas.....	55
Tabla 18 Posiciones del centro de gravedad de partes del cuerpo según la biomecánica [#]....	68
Tabla 19 Medidas finales de prótesis transhumeral. ....	70
Tabla 20 Resultados de simulación estática.....	73
Tabla 21 Propiedades de ABS.....	74
Tabla 22 Tiempos de impresión .....	75
Tabla 23 Tiempos de construcción de ejes .....	78
Tabla 24 Tiempos de construcción engranajes. ....	79
Tabla 25 Consumo de actuadores.....	80
Tabla 26 Conexiones .....	83
Tabla 27 Materia prima para desarrollo de prótesis transhumeral.....	91
Tabla 28 Materiales directos para desarrollo de prototipo1 prótesis transhumeral.....	93
Tabla 29 Sueldo de ensamblador y diseñador en el desarrollo de prototipo1 .....	94
Tabla 30 Costos de impresión de piezas para desarrollo de prototipo 1 .....	95

Tabla 31 Costo mano de obra en el mecanizado de piezas para desarrollo de prototipo 1 .....	96
Tabla 32 Mano de obra total para desarrollo de prototipo 1 de prótesis transhumeral .....	96
Tabla 33 Materiales directos para desarrollo de prototipo2 prótesis transhumeral.....	97
Tabla 34 Sueldo de ensamblador y diseñador en el desarrollo de prototipo2 .....	97
Tabla 35 Costos de impresión de piezas para desarrollo de prototipo 2 .....	98
Tabla 36 Costo mano de obra en el mecanizado de piezas para desarrollo de prototipo 2 .....	98
Tabla 37 Mano de obra total en el desarrollo de prototipo 2 de prótesis transhumeral.....	99
Tabla 38 Materiales directos para desarrollo de prototipo3 prótesis transhumeral.....	99
Tabla 39 Sueldo de ensamblador y diseñador en el desarrollo de prototipo3 .....	100
Tabla 40 Costos de impresión de piezas para desarrollo de prototipo 3 .....	100
Tabla 41 Costo mano de obra en el mecanizado de piezas para desarrollo de prototipo 3 .....	101
Tabla 42 Mano de obra total en el desarrollo de prototipo 3 de prótesis transhumeral.....	102
Tabla 43 Total de materiales de prótesis .....	102
Tabla 44 Materia prima para fabricación de prótesis transhumeral .....	104
Tabla 45 Materiales directos para fabricación de prótesis .....	105
Tabla 46 Sueldo de ensamblador para fabricación de prótesis.....	106
Tabla 47 Costos de impresión de piezas para fabricación de prótesis .....	106
Tabla 48 Costo mano de obra en el mecanizado de piezas para fabricación de prótesis .....	106
Tabla 49 Mano de obra total para fabricación de prótesis .....	107
Tabla 50 Medidas de diseño.....	109
Tabla 51 Rangos de movimiento de diseño de prótesis .....	110
Tabla 52 Actuadores y servomotores que conforman la prótesis .....	111
Tabla 53 Resultados según posición en análisis de esfuerzos .....	113
Tabla 54 transhumeral accionada por gas (2008) vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana. ....	114
Tabla 55 Prótesis Transhumeral Mioeléctrico (2016) vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana. ....	116
Tabla 56 Brazo RIC vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana. ....	117
Tabla 57 Prótesis transhumeral con mecanismo paralelo vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana .....	118

## INTRODUCCIÓN

Una amputación es una condición adquirida cuyo resultado es la pérdida de una extremidad y cuya causa suele ser una lesión, una enfermedad o una operación quirúrgica [1]. Por lo regular la pérdida de una miembro causa trauma psicológico al enfermo; éste puede temer que la amputación disminuya la aceptación por parte de otras personas; la pérdida de una parte del cuerpo altera la imagen que el paciente tiene de su cuerpo y puede disminuir su autoestima.

El paciente se enfrentará a la posibilidad de pérdida de la locomoción; invalidez permanente; cambios en sus costumbres y quizás pérdida del trabajo. Toda respuesta a la amputación es altamente individual [2].

En la figura uno se puede apreciar los diferentes tipos de amputaciones, centrándonos en la amputación transhumeral (por encima del codo).

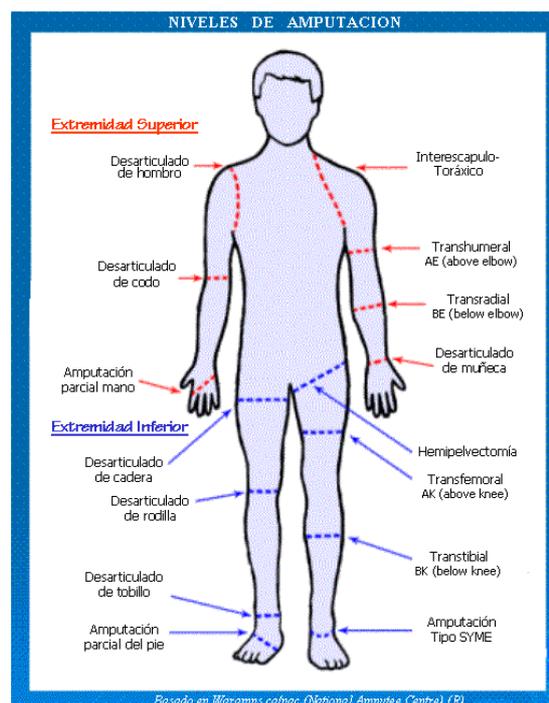


Figura. 1 Niveles de amputación[2]

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 [3]. Los investigadores han estado trabajando durante muchos años en el desarrollo de enfoques alternativos para mejorar la capacidad de control sobre prótesis

activas y para ofrecer un control directo de cada grado de libertad activo. Los enfoques no invasivos, basados en el uso de conjuntos de electrodos colocados sobre el grupo residual de músculos y algoritmos de reconocimiento de patrones, han logrado un gran progreso en las últimas décadas [4].

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.

Los avances tecnológicos, como los controladores integrados, las baterías de iones de litio y los motores sin escobillas han permitido un hardware de mayor para el rendimiento. La interfaz hombre-máquina ha evolucionado debido al uso de algoritmos para el procesamiento de señales electromiográficas (EMG) más sofisticadas. Sin embargo, a pesar de estos avances tecnológicos y científicos, se estima que solo del 50% al 60% de las personas con una amputación de la extremidad superior usan una prótesis y de este grupo, solo del 40% al 60% usan una prótesis mioeléctricas [5].

Las prótesis son aparatos cruciales para los amputados para mejorar la calidad de sus vidas.

#### PROBLEMA

Según el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS), en Ecuador existen 455829 personas con discapacidad. La discapacidad física ocupa el mayor porcentaje con un total 46,68 %, que equivalen a 212766 personas. La provincia del Azuay tiene un total de 14.571 personas con discapacidad física, entre las cuales tenemos que el 33.20% (4838) representa a la amputación de las extremidades. Azuay es una de las provincias que mayor índice de personas con discapacidad laboralmente activas. (CONADIS: 02/12/2018) [6].

En el año 2012 la entidad “Manuela Espejo” entregó un total 559 prótesis en las provincias de Guayas, Pichincha, Los Ríos, Sucumbíos, Pastaza, Napo, Azuay y Santa Elena. Prótesis de tipo cosméticas que no tienen ningún sistema que le permita al paciente realizar ninguna actividad. A nivel mundial el desarrollo de prótesis transhumerales se emplea principalmente cuando la lesión está más allá del tercio medial, utilizando sistemas de adquisición como el brazaletes MYO que permite recoger los impulsos

eléctricos de nuestro brazo, con resultados excelentes como los obtenidos por la Universidad Johns Hopkins que obtuvieron una prótesis con una amplia variedad de movimientos [7], pero cuando la lesión se produce por encima del tercio proximal es muy difícil utilizar electrodos en los músculos del brazo por lo que se considera la adquisición de datos miográficos del tórax a través de electrodos superficiales.

Las encuestas de pacientes indican que una mayor funcionalidad [8], un mayor rango de movimiento y el control simultáneo de múltiples articulaciones se encuentran entre las mayores funcionalidades de prótesis que buscan los amputados de extremidades superiores.

Es posible diseñar y construir una prótesis transhumeral biomecánica con los movimientos y estética similares a la anatomía del ser humano, que provea las suficientes funciones para realizar ADLs y que pueda ayudar a posteriores investigaciones en el campo de la biomecatrónica.

#### Antecedentes

En la Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca se han desarrollado tres prótesis de mano y antebrazo, para un paciente específico, la primera fase denominada Maki 1.0 tenía muchas deficiencias en la parte de estética, la segunda fase denominada Maki 2.0 contó con una estética mejorada y tenía muchas más funcionalidades hasta llegar a la Maki 3.0 que cuenta con un análisis cinemático y dinámico, además que se mejoró la estética haciéndola más parecida y con medidas acordes a la anatomía humana además que tenía funcionalidades mayores, esta prótesis cuenta con un mecanismo de 4 barras para el movimiento de los dedos, accionados por actuadores lineales que son controlados por un sistema de control que obtiene señales de un brazalete MYO. La Universidad cuenta con equipos especializados para la construcción de prótesis biomecatrónica y también con grupos de investigación dedicados a la ingeniería biomédica, tal es el caso del grupo de investigación en ingeniería biomédica (GIIB) que cuenta con una línea de investigación dedicada a prótesis y órtesis que abordan el estudio este tipo de dispositivos.

Como parte de la Carrera de Ingeniería Mecatrónica, se han adquirido conocimientos de otras ingenierías como son la mecánica, control y

electrónica, los cuales aportan para el diseño y construcción de la prótesis transhumeral como parte del trabajo de titulación.

#### Importancia y Alcances

Según la Organización de Estados Americanos (OEA), hoy en día los tres países que poseen un mayor índice de discapacidad en América son: Perú con el 18.5%, EEUU con el 15% y Ecuador con el 12.8% [9]. A pesar de los avances tecnológicos se estima que entre el 50% y 60% de personas con amputaciones no usan ningún tipo de prótesis y esto se debe a que los dispositivos actuales alcanzan su destreza aumentando el peso, el tamaño y la complejidad, además lleva a que el dispositivo caiga en lo que se denomina el “valle desconocido” (uncanny valley) que es la sensación de extrañeza y de no pertenencia que siente un usuario al ver el dispositivo, efecto que puede reducirse o eliminarse con un adecuado diseño de la prótesis [10].

En Ecuador el Ministerio de salud Pública hasta el año 2018 poseía tres talleres de ortesis 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 [11].

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 a el 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.

#### Delimitación

Este proyecto se va a desarrollar en la provincia del Azuay, en la ciudad de Cuenca, en la Universidad Politécnica Salesiana conjunto con el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica, en el laboratorio de prototipado que posee tecnología para desarrollar este tipo de dispositivos.

## OBJETIVOS

### Objetivo general

Diseñar, simular y construir una prótesis transhumeral biomecatrónica funcional utilizando equipos y herramientas de prototipado.

### Objetivos específicos

Proponer un modelo de prótesis basado en los estudios recientes enfocadas a las prótesis de miembro superior utilizados en el proyecto de investigación.

Simular el miembro superior protésico transhumeral incluyendo un análisis de esfuerzos y cargas en base a las restricciones anatómicas.

Construir el prototipo utilizando los equipos y herramientas de prototipado basado en 4 movimientos (flexión y extensión del codo, flexión y extensión de la muñeca, rotación del antebrazo además de abducción y aducción de la muñeca).

Construir un circuito electrónico de mando on-off para los actuadores que permita realizar los cuatro movimientos requeridos en el prototipo propuesto.

## Estado Del Arte

### 1. FUNDAMENTOS TEÓRICO

#### Codo

El codo es la articulación intermedia del miembro superior, realiza la unión mecánica entre el brazo y el antebrazo, permite a la mano y a los dedos situarse en el espacio [12], [13].

El hombre puede llevarse los alimentos a la boca gracias a la flexión del codo mediante un movimiento de flexión- supinación, se puede afirmar entonces que el bíceps braquial, que es el músculo responsable de este movimiento, es el músculo de alimentación (Figura 2) [13].



Figura. 2 Función del codo para alimentación [13]

#### Articulación

La articulación del codo, desde un punto de vista funcional, está compuesta por tres articulaciones diferentes: humerocubital, humerorradial y radiocubital proximal.

En las dos primeras se realizan los movimientos de Flexo-extensión del codo, mientras que en la radiocubital proximal se llevan a cabo los movimientos de pronosupinación.

Sin embargo, el codo debe considerarse, desde un punto de vista anatómico, como una sola articulación. Las estructuras óseas que participan en su constitución son la epífisis distal del húmero y las epífisis proximales del radio y cúbito (Figura 3) [14].

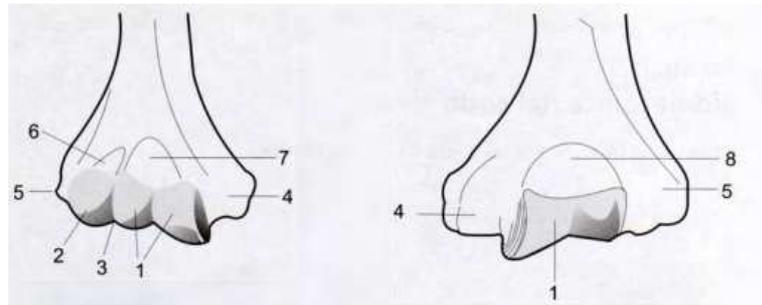


Figura. 3 Derecha. Vista anterior de la epífisis distal del húmero. Izquierda. Vista posterior de la epífisis distal del húmero. 1: tróclea; 2; cóndilo; 3: canal cóndilo-troclear; 4: epicóndilo medial; 5: epicóndilo lateral; 6: fosita radial; 7: fosa coronoidea; [14]

A la altura de la porción inferior del húmero existen dos superficies articulares (Figura 4):

1. La tróclea humeral, en forma de polea o diábolo.
2. El cóndilo humeral, superficie esférica, situado por fuera de la tróclea.

El conjunto cóndilo-tróclea puede compararse a la asociación de un diábolo y de una bola, atravesados por un mismo eje T. Este eje representa el eje de Flexo-extensión del codo [13].

Hay que aclarar que el cóndilo no es una esfera completa sino una hemisfera (la mitad anterior de la esfera), esta superficie no solo permite la Flexo-extensión, sino también la rotación alrededor del eje L (Figura 4) [13].

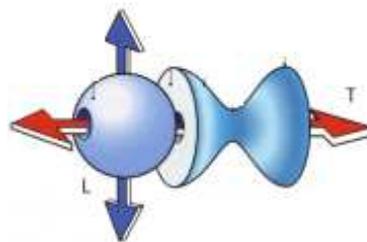


Figura. 4 Cóndilo y tróclea Humeral [13]

En la Figura 3 nos permite entender la parte interna de la articulación con un solo grado de libertad, la Flexo-extensión, mientras que su parte externa está dotado con dos grados de libertad: la flexión y la rotación longitudinal [13].

#### Paleta humeral

Se denomina paleta humeral a la porción inferior del húmero (Figura 5), en cuyo borde inferior se localizan las superficies articulares, tróclea y cóndilo (Figura 6) [13].



Figura. 5 Huesos de la extremidad superior [15]

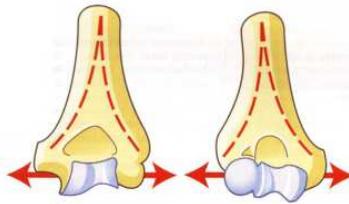


Figura. 6 Paleta Humeral. Derecha: parte anterior; Izquierda: parte posterior [13]

La paleta humeral posee la estructura de horquilla que soporta entre sus dos ramas el eje de las superficies articulares, como si se tratase de una horquilla de bicicleta [13].

En la parte central de la paleta humeral existen dos cavidades:

1. Por delante, la fosita supra troclear, receptora del pico de la apófisis coronoides durante la flexión.
2. Por detrás la fosa olecraniana, receptora del pico olecranon durante la extensión.

Estas dos fositas son imprescindibles para que el codo tenga una determinada amplitud de Flexo-extensión [13].

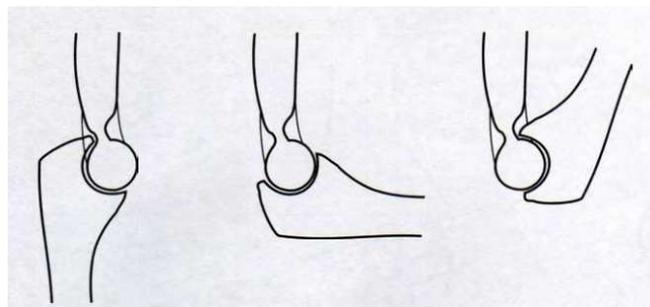


Figura. 7 Cavidades de la paleta humeral [13].

## Los ligamentos del codo

Los ligamentos de la articulación del codo tienen la función de mantener las superficies articulares en contacto. Son tensores, dispuestos a cada lado de la articulación: el ligamento colateral cubital y el ligamento colateral radial [13], [15].

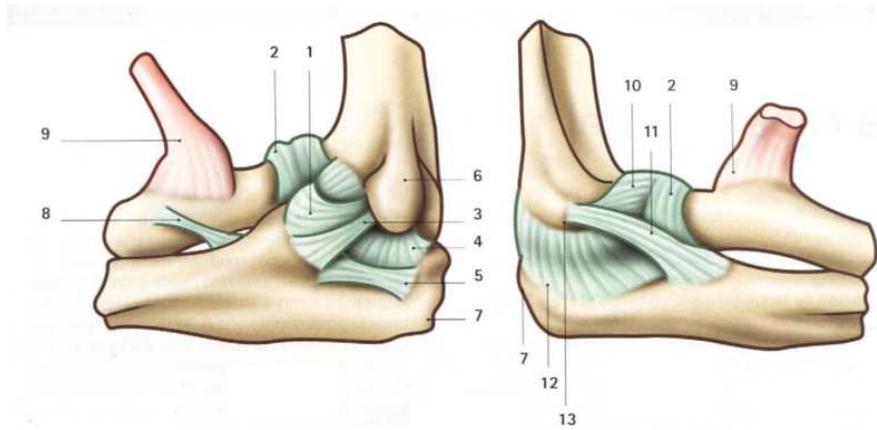


Figura. 8 Los ligamentos del codo [15].

Por lo tanto, puede imaginarse el modelo mecánico del codo como se exponen a continuación.

1. En la parte superior, la horquilla de la paleta humeral, soporte de la polea articular
2. En la parte inferior, un semi anillo unido al brazo de palanca ante branquial y que se encaja en la polea
3. El sistema ligamentoso está representado por dos tensores (Figura 9) unidos al "tallo" que simula el antebrazo y que se articula con los dos extremos del eje  $XX'$  de la polea

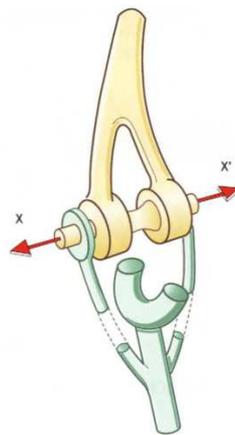


Figura. 9 Horquilla de la paleta humeral y ligamentos [13].

## Movimientos

La articulación del codo permite movimientos de flexión y extensión. El eje longitudinal del cúbito o ulna en extensión completa forma un ángulo de unos  $170^\circ$  con el eje longitudinal del húmero. Este ángulo se denomina ángulo de transporte (Figura 10). La oblicuidad de la ulna, y en consecuencia del ángulo de transporte, es más pronunciada (el ángulo es aproximadamente  $10^\circ$  más agudo) en la mujer que, en el hombre, se dice que así permite que los miembros superiores esquiven la amplia pelvis femenina cuando se balancean al caminar. En posición anatómica, el codo se encuentra frente a la cintura. El ángulo de transporte desaparece cuando el antebrazo está pronado [15].

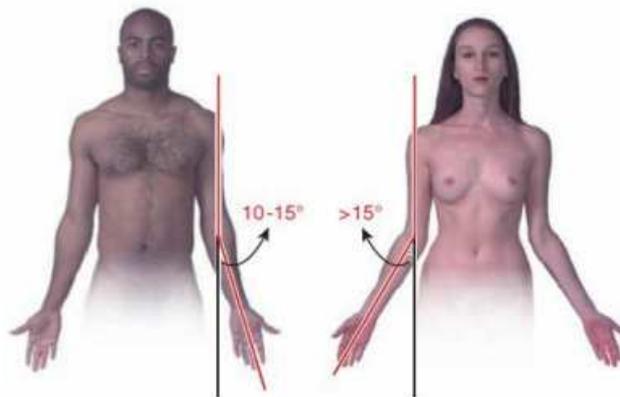


Figura. 10 Ángulo de transporte de la articulación del codo [15]

## Músculos responsables del movimiento de la articulación del codo

En total, son 17 los músculos que cruzan el codo y se extienden hacia el antebrazo y la mano. La mayoría de ellos tienen la capacidad para influir en el movimiento de esta articulación. Los flexores principales de la articulación del codo son el braquial y el bíceps braquial (braquiorradial). El extensor principal de la articulación del codo es el tríceps braquial (anconeo) [15].

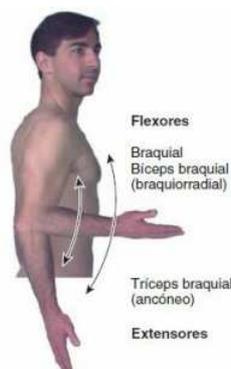


Figura. 11 Movimientos de la articulación del codo y músculos que lo producen [15]

## Flexión – extensión

La flexión del codo permite importantes funciones fisiológicas, como tirar, levantar con el brazo, comer y barrer. La extensión del codo se produce en actividades como lanzar objetos, empujar y extender el brazo [16].

La amplitud máxima de movimiento pasivo del codo es de 5 grados de hiperextensión a 145 grados de flexión (Figura 12), pero algunos estudios indican que para ADLs únicamente se utiliza entre el 30 y 130 grado de flexión [16].

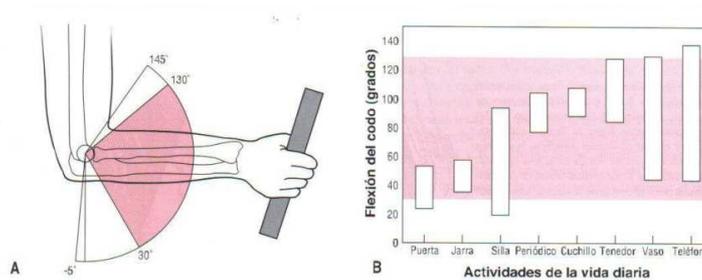


Figura. 12 Amplitud del movimiento del codo [16]

## Músculos motores de la flexión

Los músculos motores de la flexión del codo son tres:

1. El músculo braquial se extiende desde el tubérculo de la apófisis coronoides hasta la cara anterior del húmero, es exclusivamente flexor del codo (Figura 13) [13].
2. El músculo braquiorradial que se extiende desde la apófisis estiloides del radio hasta el borde externo del húmero (Figura 13) [13].
3. El músculo bíceps braquial es el flexor principal. Su inserción inferior se localiza en la tuberosidad bicipital del radio. Sus inserciones superiores se sitúan en el omóplato. Su acción principal es la flexión del codo. Su acción secundaria, es la supinación cuando el codo esta flexionado a 90 grados. Con el codo flexionado, el músculo bíceps branquial tiende a luxar el radio (Figura 13) [13].

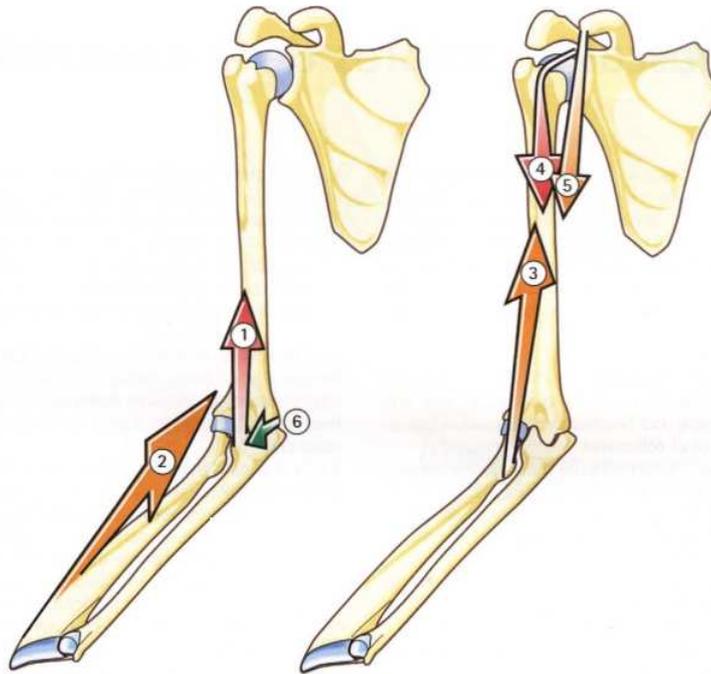


Figura. 13 Músculos motores de la flexión. 1) Músculo Branquial. 2) Músculo Braquiorradial. 3) Músculo Bíceps Branquial. 4) Porción larga de Bíceps Branquial. 5) Porción larga de Bíceps Branquial. 6) El músculo ancóneo [13]

#### Músculos motores de la extensión

La extensión del codo se debe a la acción de un solo músculo, el tríceps branquial, sin embargo, el músculo ancóneo tiene un papel estabilizador activo del codo.

El músculo tríceps branquial está constituido por tres cuerpos carnosos que finaliza en un tendón común que se inserta en el olecranon [13].

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

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

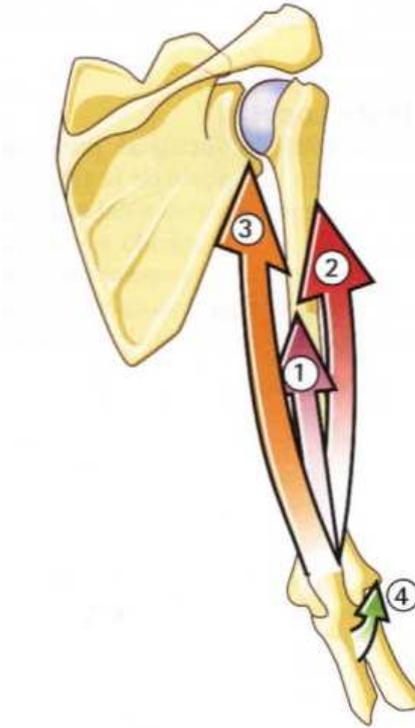


Figura. 14 Músculos motores de la extensión. 1) La cabeza medial del tríceps braquial. 2) La cabeza lateral del tríceps braquial. 3) La cabeza larga del tríceps braquial. 4) Músculo ancóneo [13]

#### Pronosupinación

La pronosupinación es el movimiento de rotación del antebrazo con torno a su eje longitudinal. De este modo, la mano, como extremo efector del miembro superior, puede situarse en cualquier ángulo para poder coger o sostener un objeto [13], [17].

En posición de supinación, los huesos del antebrazo se hallan paralelos uno al otro (Figura 15); en la posición anatómica la palma de la mano se orienta hacia adelante. En la posición de pronación, los huesos del antebrazo se entrecruzan (Figura 15) y el radio es el anterior al cúbito; la palma se orienta hacia abajo [17].

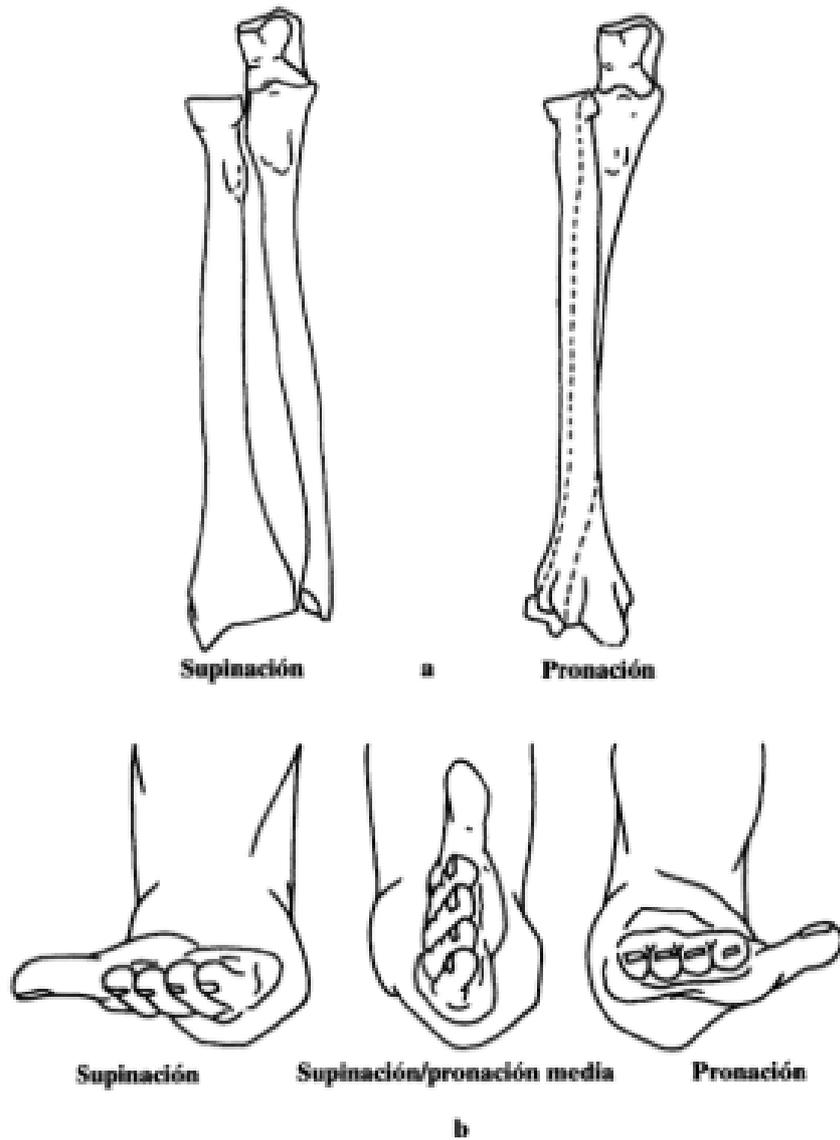


Figura. 15 a) Relación del radio y el cúbito durante los movimientos de pronación y supinación;  
 b) Movimiento de la mano en pronación y supinación [17]

1. La mano, en posición de supinación, se sitúa en el plano horizontal; la amplitud del movimiento de supinación es entonces de  $90^\circ$ ;
2. La mano, en posición de pronación, apenas alcanza el plano horizontal; la amplitud del movimiento de pronación es de  $85^\circ$  (Figura 16) [13], [17].

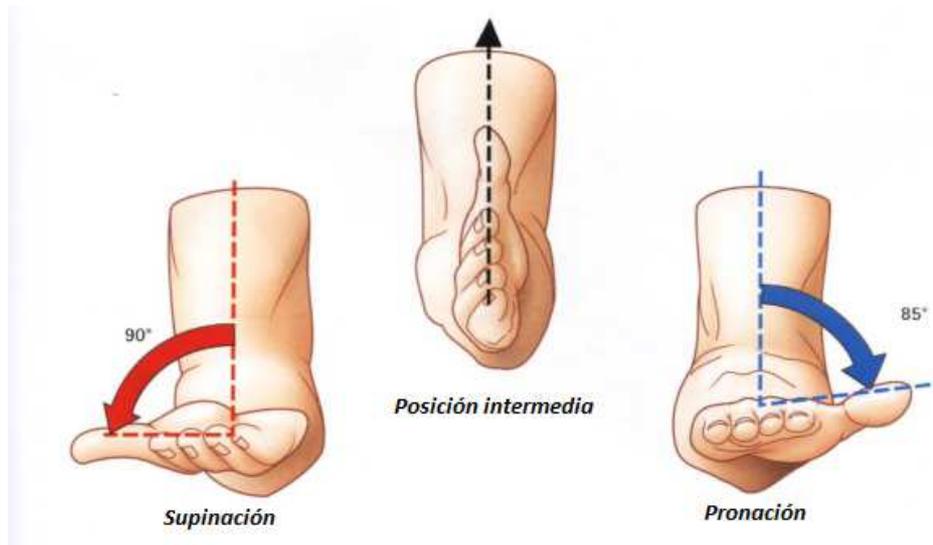


Figura. 16 Ángulos de movimientos de Pronación y Supinación [13]

La Pronosupinación necesita la intervención de dos articulaciones mecánicamente unidas:

- La articulación radio cubital proximal, que pertenece anatómicamente a la articulación del codo;
- La articulación radio cubital distal, que difiere anatómicamente de la articulación radiocarpiana.

Dinámica de la articulación radio cubital proximal

El movimiento principal (Figura 17) es un movimiento de rotación de la cabeza radial, en torno a su eje X, en el interior del anillo osteofibroso. La cabeza del radio no es cilíndrica sino ligeramente ovalada [13].

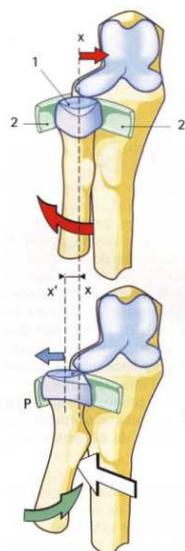


Figura. 17 Acción radio cubital; 1) Cabeza radial; 2) Anillo Osteofibroso [13]

Los movimientos secundarios son cuatro:

1. La cúpula radial gira al contacto del cóndilo humeral.
2. El bisel radial se desliza bajo la tróclea humeral.
3. El eje de la cabeza radial se desplaza hacia fuera durante la pronación (Figura 18). Este hecho se debe a la forma "ovalada" de la cabeza radial.
4. Durante la pronación (Figura 19) el radio se localiza por fuera del cúbito a, lo que cruza por delante b, lo que tiene dos consecuencias:
  1. Por un lado, el eje del antebrazo que era ligeramente oblicuo hacia fuera se alinea con el eje del brazo b, lo que con lleva también la alineación del eje de la mano;
  2. Por otra parte, el eje del radio se convierte en oblicuo hacia bajo y hacia dentro

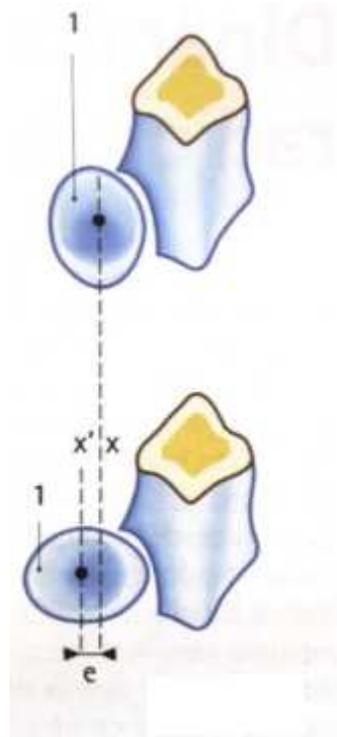


Figura. 18 Eje de la cabeza radial [13]

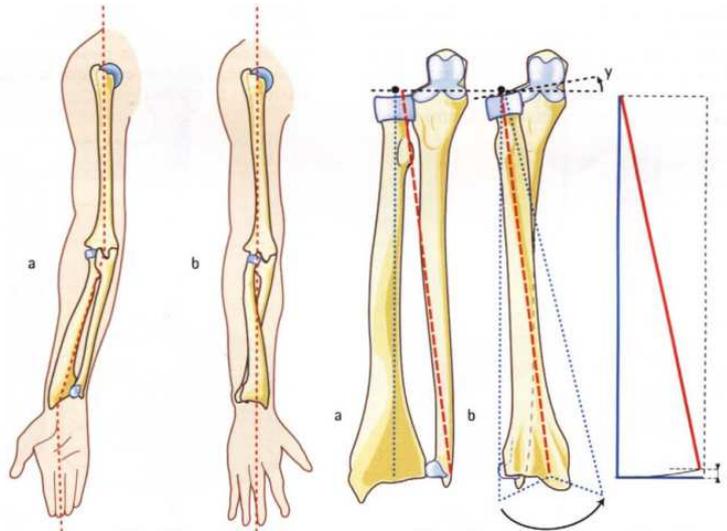


Figura. 19 Eje del antebrazo y eje del radio durante la pronación [13]

#### Dinámica de la articulación radio cubital distal

El movimiento principal es una rotación de la porción distal del radio en torno al cúbito [13], [17].

Este movimiento se puede comparar el radio a una manivela: partiendo de la supinación (Figura 20), la rama superior, el mango de la manivela representa la cabeza del radio, efectúa una rotación sobre el eje longitudinal (línea roja), mientras que durante la pronación el movimiento de la rama inferior es una traslación circunferencial, es decir una rotación combinada con un desplazamiento en una trayectoria circular (flecha rosa). La rama inferior de la manivela gira en torno a un cilindro, que corresponde a la cabeza cubital y su rotación sobre sí misma [13].

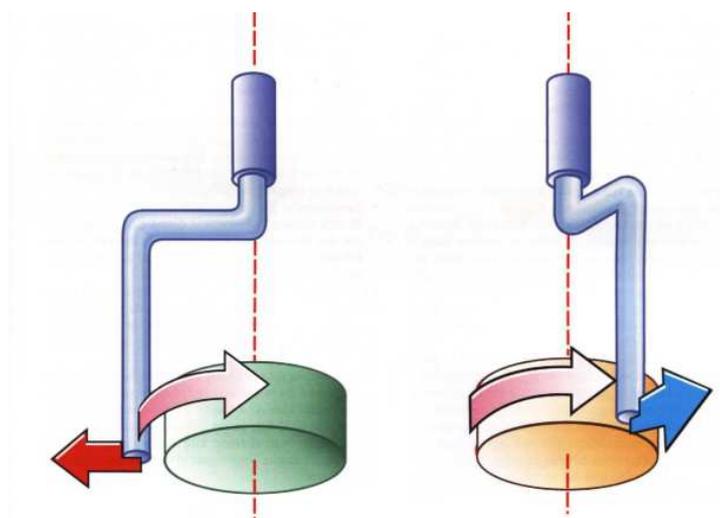


Figura. 20 Manivela que representa el movimiento de pronosupinación [13].

### Músculos motores de la Pronosupinación

Los movimientos de Flexo-extensión y pronosupinación son realizados gracias a la acción de los músculos que rodean la articulación del codo. Estos movimientos son el resultado de la acción de más de un músculo, pudiendo participar a su vez cada músculo en más de uno de tales movimientos [18].

Asumiendo que podemos representar el hueso del radio como una manivela que tiene un eje  $m$  (Figura 21), y también se tiene un eje  $XX'$  (trazos discontinuos rojos), que es el eje de pronosupinación. Existen dos formas de mover esta manivela (Figura 22) [13].

- 1) Bien "desenrollar" un tractor enrollado en una de las ramas (flecha 1);
- 2) Bien tirar del vértice de una de las curvas (flecha 2).

Los músculos prono-supinadores son cuatro, asociados de dos en dos. Para cada uno de los movimientos hay:

- 1) Un músculo corto y plano, cuya acción es la de "desenrollar" (flecha 1);
- 2) Un músculo largo que se inserta en el vértice de una curva (flecha 2) [13].

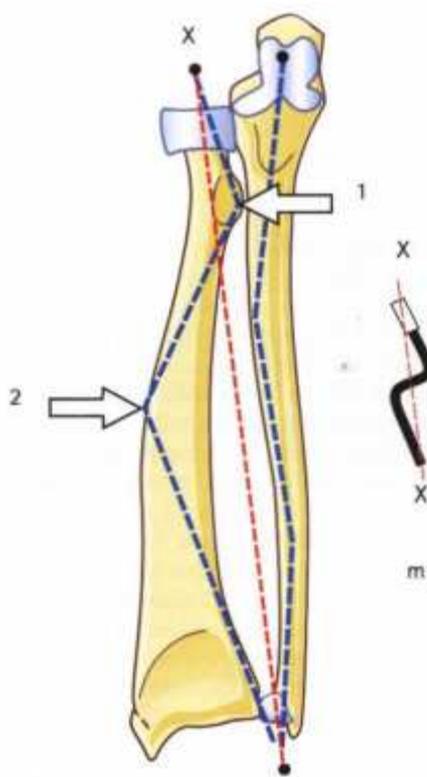


Figura. 21 Hueso del radio representado como una manivela [13].

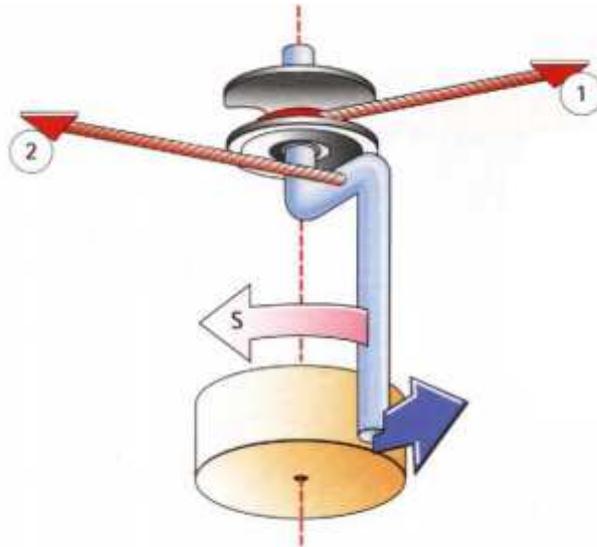


Figura. 22 Mecanismo de movimiento de pronosupinación [13].

#### Músculos motores de la pronación

Los músculos que producen la pronación son el pronador redondo, que actúa por tracción sobre el ángulo inferior de la manivela, y el músculo pronador cuadrado que actúa desenrollando el cubito en relación al radio, de los cuales el primero es el más potente [13], [17].

#### Músculos motores de la supinación

El movimiento de supinación es producto de la acción de los músculos supinador y bíceps braquial [17].

- 1) El músculo supinador actúa al "desenrollarse";
- 2) El músculo bíceps braquial, actúa por tracción sobre el ángulo superior de la manivela y su máxima eficacia se da cuando el codo está en flexión de 90°. Es el músculo más potente de todos los que intervienen en la pronosupinación [13], [17].

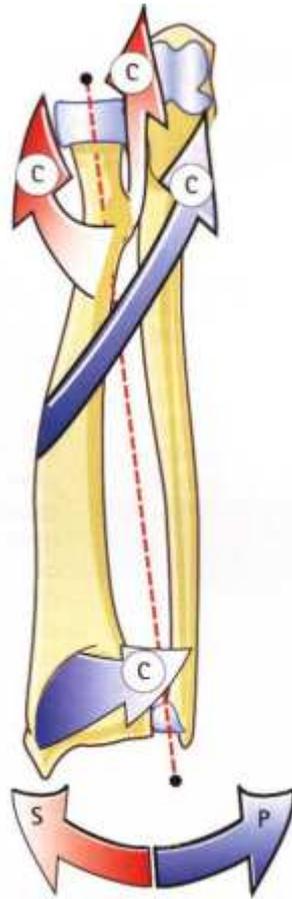


Figura. 23 Músculos motores de la pronación y la supinación [13].

#### Muñeca

La muñeca es una de las articulaciones biomecánicamente más complejas del cuerpo humano, es capaz de soportar importantes fuerzas de compresión y torsión sin desestabilizarse [18].

La muñeca es el área anatómica que establece la unión entre el antebrazo y la mano. La extremidad superior en esta zona está compuesta por las partes meta-epifisarias distales de los huesos del antebrazo, radio y cúbito y por el conjunto de huesos que conforma el carpo [19].

Sólo el radio se relaciona directamente con los huesos del carpo, mientras que el cúbito, está separado anatómicamente de ellos a través de la existencia de un ligamento fibrocartilaginoso denominado ligamento triangular (Figura 24)[20].

La muñeca está compuesta por varias articulaciones las cuales son:

Articulación radiocarpiana (Figura 24), articula la glenoide antebraquial con el cóndilo carpiano, está integrado por la unión de tres huesos de la primera hilera del capo (escafoides, semilunar y piramidal). Esto forma una condiloartrosis [13], [20].

Articulación medio-carpiana (Figura 24), articula entre ellas las dos filas de los huesos del carpo, en la segunda fila se tiene los siguientes huesos (trapezio, trapezoide, hueso grande y hueso ganchoso), los cuales están unidos mediante astroides y por dos membranas interóseas para mejorar la movilidad. [13], [19], [20].

Articulaciones intercarpianas (Figura 24), ayuda a la unión de los huesos del carpo entre si a través de articulaciones de tipo artrodia los cuales están sujetas por ligamentos interóseos.

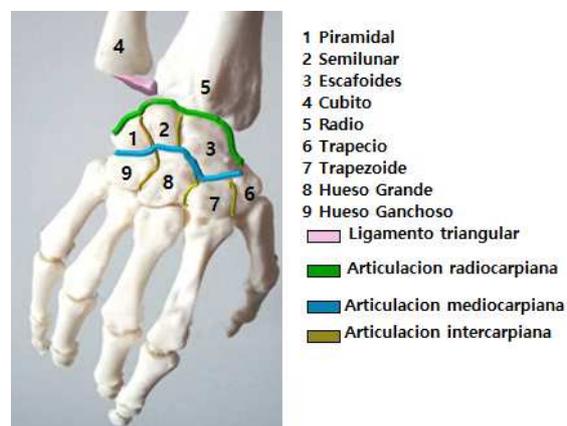


Figura. 24 Complejo articular de la muñeca con sus huesos y articulaciones [10]

#### Goniometría de la muñeca

El movimiento de la muñeca se realiza en el plano de flexión-extensión y desviación radio cubital. La flexión de la muñeca se describe a veces como flexión volar o palmar, mientras que la extensión se denomina a veces flexión dorsal o dorsiflexión. Se produce también un cierto grado de circunducción rotatoria en la muñeca, aunque ello no puede medirse con exactitud en el ámbito clínico.

## Flexión-extensión

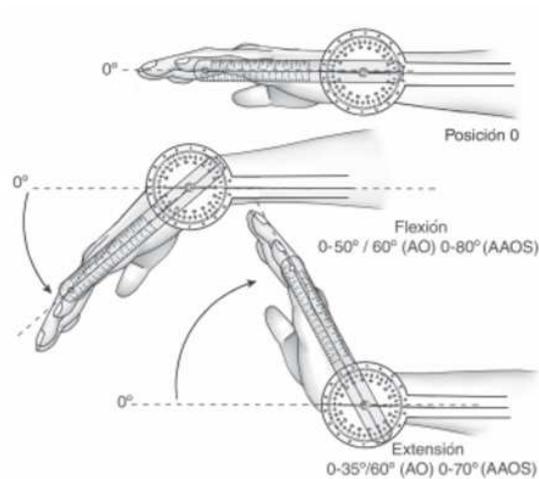


Figura. 25 Flexión - extensión de la muñeca [13]

**Posición:** paciente sentado, antebrazo en pronación apoyado sobre una mesa. (Figura 25).

Alineación del goniómetro: Goniómetro universal en 0°.

**Eje:** colocado sobre la proyección del hueso piramidal (borde cubital de la muñeca, ligeramente por delante de la apófisis estiloides cubital).

Flexión-extensión de la muñeca a partir de la posición 0 (antebrazo en pronación).

**Brazo fijo:** se alinea con la línea media longitudinal del cúbito. Brazo móvil: se alinea con la línea media longitudinal del quinto metacarpiano.

**Movimiento:** se practican la flexión y la extensión de la muñeca. El brazo móvil del goniómetro acompaña el movimiento.

**Registro:** se registra el ángulo formado entre la posición 0 y la posición final de flexión y extensión.

### Valores normales:

Flexión: 0-50°/60° Asociación para el Estudio de Osteosíntesis de Suiza (AO) y 0-80° Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS).

Extensión: 0-35°/60° (AO) y 0-70° (AAOS)

## Desviación radial-cubital

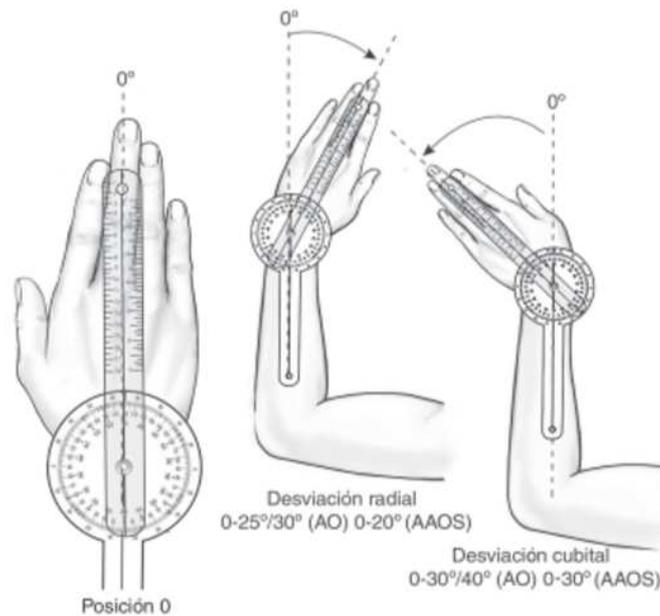


Figura. 26 Desviación radio-cubital de la muñeca [13]

**Posición:** paciente sentado, antebrazo en pronación apoyado sobre una mesa. (Figura 26)

Alineación del goniómetro: Goniómetro universal en 0°.

**Eje:** colocado sobre la proyección superficial del hueso grande (eminencia ósea palpable entre la base del tercer metacarpiano y el radio).

**Brazo fijo:** se alinea con la línea media longitudinal del antebrazo tomando como reparo óseo el epicóndilo.

**Brazo móvil:** se alinea con la línea media de la mano que corresponde a la línea media longitudinal del tercer metacarpiano.

**Movimiento:** se procede a realizar la desviación radial y cubital de la muñeca. El brazo móvil del goniómetro acompaña el movimiento.

**Registro:** se registra el ángulo formado entre la posición 0 y la posición final de desviación radial y cubital.

### Valores normales:

Desviación radial: 0-25°/30° (AO), 0-20° (AAOS).

Desviación cubital: 0-30°/40° (AO), 0-30° (AAOS).

Tabla 1 Movimientos de la muñeca [21]

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

Muñeca considerada como cardán

En la ingeniería el cardan es utilizado para la transmisión de potencia de un punto a otro cuando los ejes no están alineados, en el campo automotriz para transmitir una pareja de rotación entre dos árboles motores que no son colineales, por ejemplo, entre el motor y la ruedas [13].

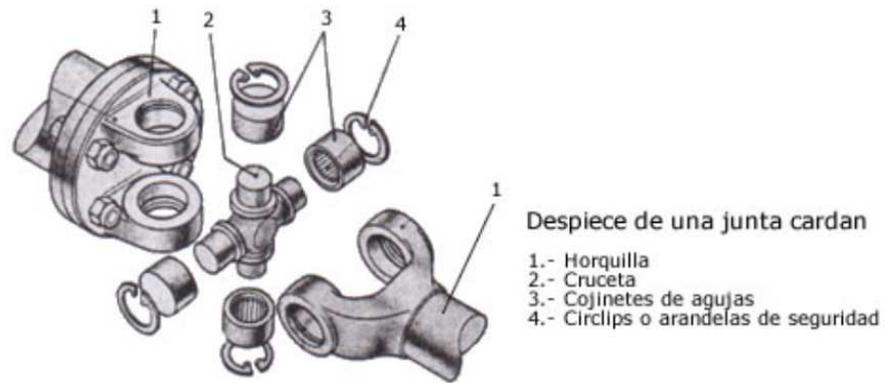


Figura. 27 Partes de Cardan [22].

De las partes que constituyen el cardán, la cruceta es la parte que se asemeja al movimiento que realiza la muñeca en cuanto son la flexión - extensión (rojo) y abducción- aducción (azul), estos en sus ejes respectivos, esta es una analogía a considera cuando se intente desarrollar, diseñar y simular los movimientos de la muñeca.

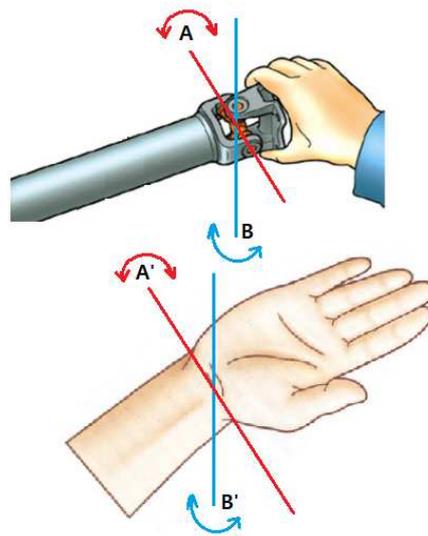


Figura. 28 Analogía cardan-muñeca. A-A' eje Flexo-extensión. B-B' eje abducción – aducción [13], [23]

Músculos motores de la muñeca

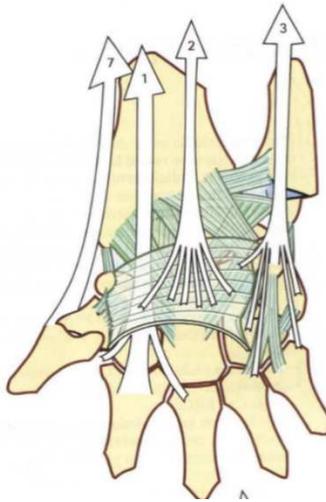


Figura. 29 Vista anterior de la muñeca derecha

Tabla 2 Músculos figura 29

Numero	Nombre de musculo
1	Músculo flexor radial del carpo
2	Músculo palmar largo
3	Músculo flexor cubital del carpo
7	Músculo abductor largo del pulgar

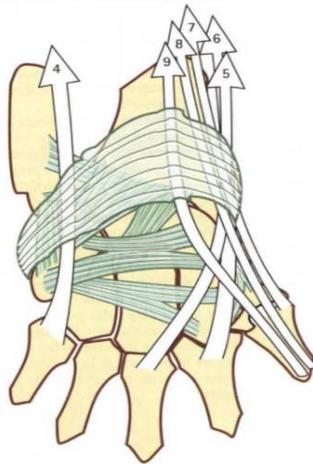


Figura. 30 Vista posterior de la muñeca derecha

Tabla 3 Músculos figura 30

Numero	Nombre de musculo
4	Músculo extensor cubital del carpo
5	Extensor radial del carpo (corto)
6	Extensor radial del carpo (largo)

7	Músculo abductor largo del pulgar
8	Músculo extensor corto del pulgar
9	Músculo extensor largo del pulgar

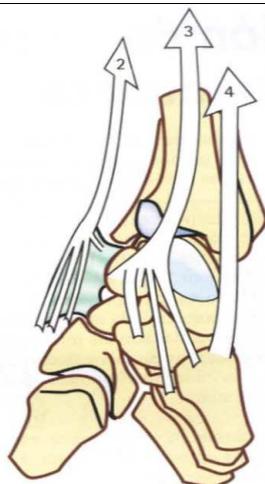


Figura. 31 Vista del borde interior de la muñeca derecha

Tabla 4 Músculos figura 31

Numero	Nombre de musculo
4	Músculo extensor cubital del carpo
5	Extensor radial del carpo (corto)
6	Extensor radial del carpo (largo)
7	Músculo abductor largo del pulgar
8	Músculo extensor corto del pulgar
9	Músculo extensor largo del pulgar

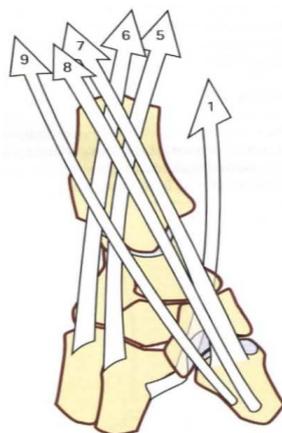


Figura. 32 Vista del borde externo de la muñeca derecha

Tabla 5 Músculos figura 32

Numero	Nombre de musculo
1	Músculo flexor radial del carpo
5	Extensor radial del carpo (corto)
6	Extensor radial del carpo (largo)
7	Músculo abductor largo del pulgar
8	Músculo extensor corto del pulgar
9	Músculo extensor largo del pulgar

Acción de los músculos motores de la muñeca.

Según se tiene entendido ninguno de los músculos de la muñeca tiene una acción pura. Lo que significa que, para obtener acción pura, será siempre necesaria la acción simultanea de dos grupos para así poder anular un componente [13].

Flexión

Para este movimiento son necesario 3 músculos: Músculo flexor cubital del carpo (1) + músculo flexor radial del carpo (3) y músculo palmar largo (2) (Figura 33)

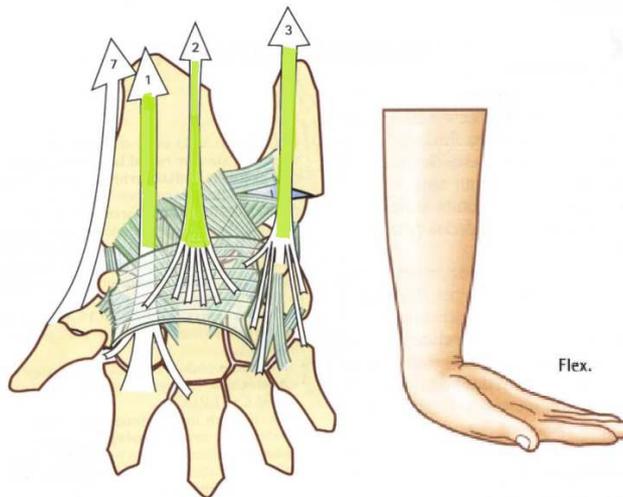


Figura. 33 Músculos que intervienen en el movimiento de flexión de muñeca

Extensión

Para este movimiento son necesario 3 músculos: músculo extensor cubital del carpo (6) + músculo extensor radial largo del carpo (4) y músculo extensor radial corto del carpo (5) (Figura 34)

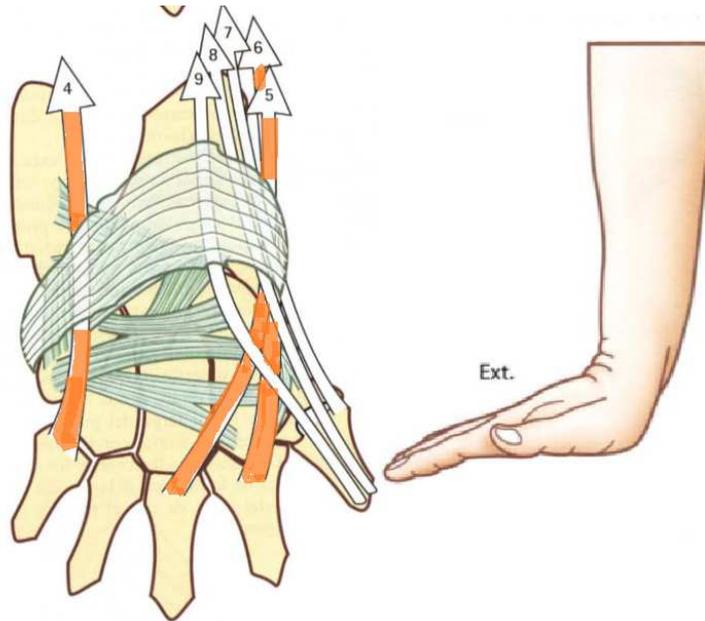


Figura. 34 Músculos que intervienen en el movimiento de extensión de muñeca

Aducción

Para este movimiento son necesario 2 músculos: músculo flexor cubital del carpo (1) + músculo extensor cubital del carpo (6) (Figura 35).

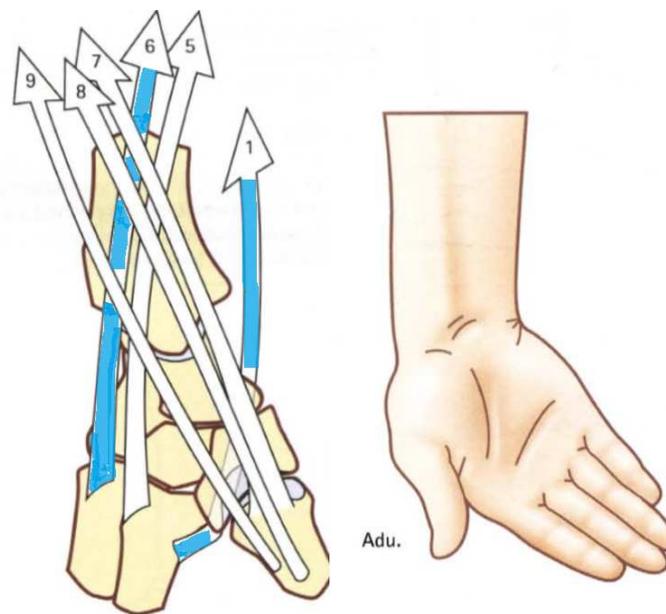


Figura. 35 Músculos que intervienen en el movimiento de aducción de muñeca

Abducción

Para este movimiento son necesario 4 músculos: músculo flexor radial del carpo (2) + palmar largo (3) + músculo extensor radial largo del carpo (4) + músculo extensor radial corto del carpo (5) (Figura 36)

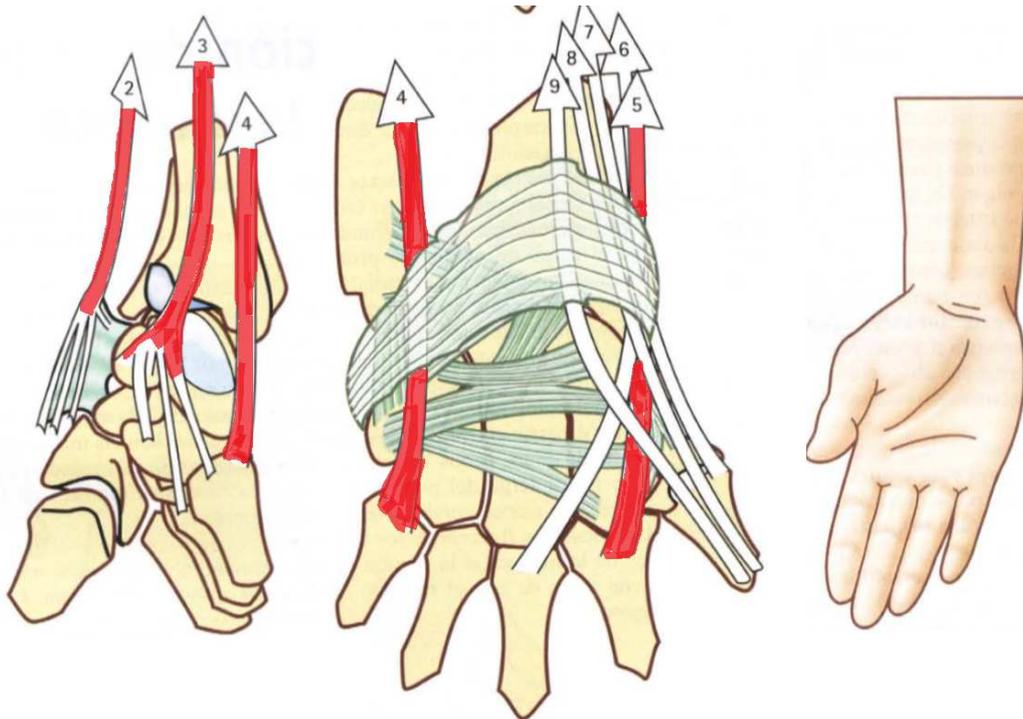


Figura. 36 Músculos que intervienen en el movimiento de abducción de muñeca

#### Prótesis en la actualidad

En el mercado actual existen una variedad muy amplia de prótesis transhumerales, además en revistas especializadas y congresos se puede encontrar muchos diseños de estas prótesis con sus conclusiones y resultados, en esta sección detallaremos algunas de las más importantes y sus ventajas y desventajas.

#### Prótesis transhumerales comerciales

##### Una prótesis antropomórfica accionada por gas para amputados transhumerales

Este artículo nos presente el diseño de una prótesis de brazo antropomórfico con 21 grados de libertad y nueve actuadores independientes accionados por peróxido de hidrógeno como generador de gas para alimentar los nueve actuadores de tipo neumático, esta prótesis tiene un peso total de 2 kg (4.4 lb).

Esta prótesis usa cilindros para el movimiento mecánico del codo y muñeca. El movimiento del codo consiste en una articulación giratoria accionada por un cilindro, como se observa en la figura 37, este diseño proporciona un movimiento 105°. El movimiento de pronación y supinación se acciona mediante una variante de tornillo de avance, esto le proporciona un movimiento de 95° [24].

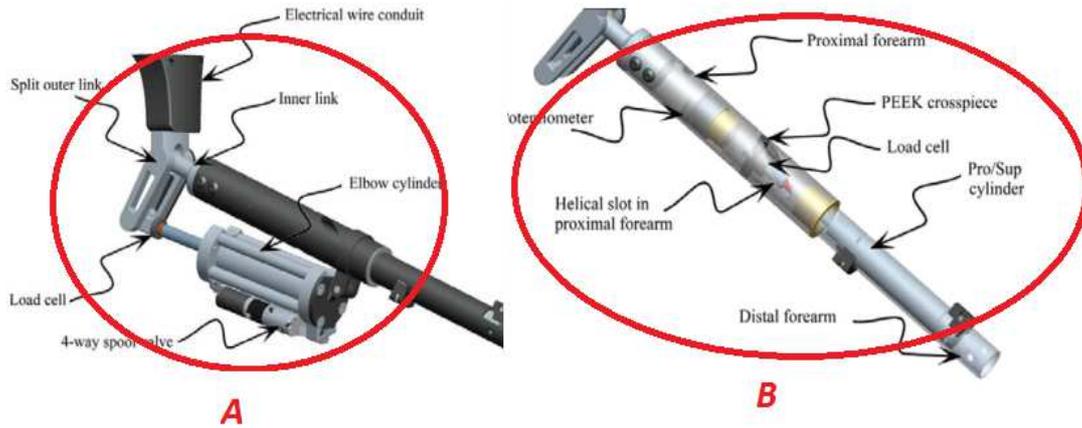


Figura. 37 Diseño mecánico de codo y muñeca. A) Movimiento de flexión/ extensión del codo. B) Movimiento de pronación/ supinación del antebrazo [24].

El movimiento de flexión/ extensión y abducción y aducción de la muñeca se muestra en la figura 38, y consiste en un par de juntas revolutas en voladizo accionadas por un par de cilindros; este diseño ofrece un rango de movimiento de 105° para la flexión/extensión de la muñeca y 40° para la abducción/ aducción de este. [24].

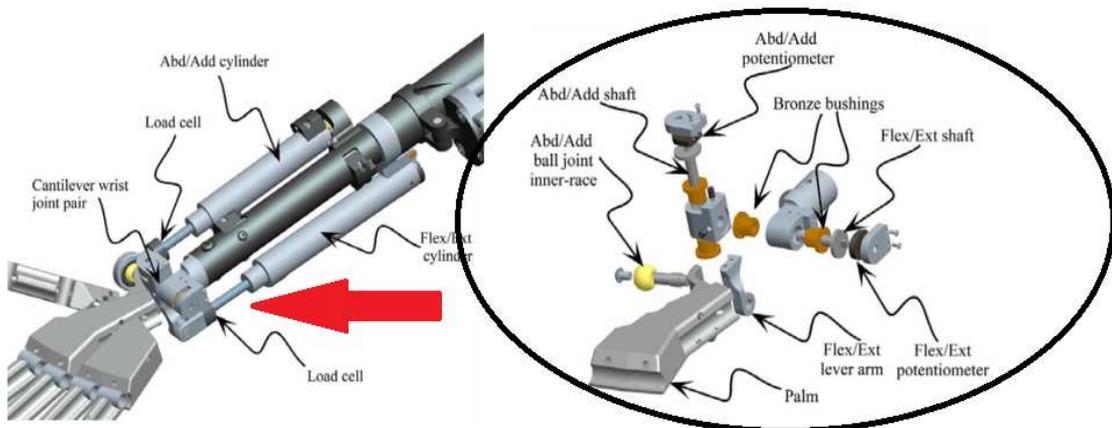


Figura. 38 Diseño mecánico de movimiento de flexión/ extensión de la muñeca [24].

### Ventajas

1. El diseño con actuadores neumáticos permite densidades de potencia de accionamiento comparables al músculo humano, y permito un alto grado de libertad antropomórfica.

## Desventajas

2. Producción de productos de escape
3. Ruido
4. Fuente de energía no es portátil

Diseño de una prótesis transhumeral mioeléctrico (2016)

En este artículo se describe una prótesis trashumara destinada a la investigación y para ello se desarrolló un rotador de muñeca y una articulación de codo con motor.

Para el diseño de la muñeca los autores consideraron un motor brushless DC Maxon ECmax 16 de 5 W (devanado de 6 voltios) para impulsar la muñeca, debido a su pequeña forma y su par de salida alto (3.2 mNm continuos), el cual posee una transmisión en tres etapas para asegurar la tasa de transmisión, la primera etapa con engranajes planetarios seguida de una etapa de engranaje recto intercambiable y por último una etapa de engranaje de tornillo sin fin (figura 39). Los materiales utilizados para la estructura son de aluminio y los ejes de transmisión son de acero inoxidable [25].

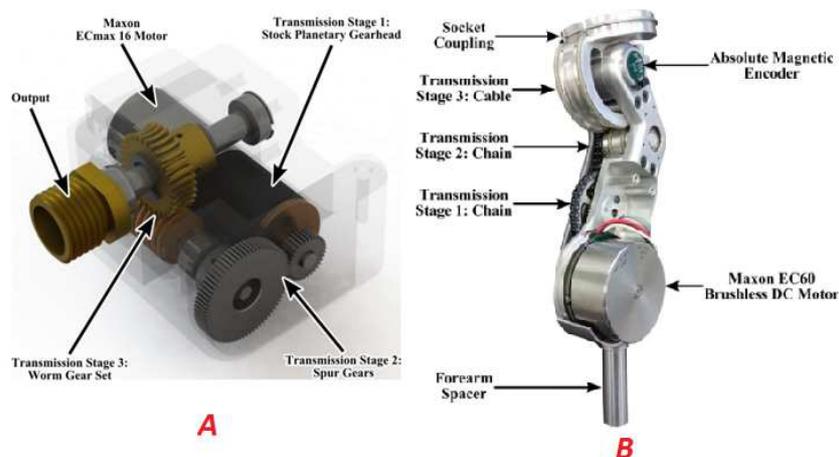


Figura. 39 Diseño mecánico de la prótesis transhumeral. A) Diseño de la muñeca. B) Diseño del codo [25].

Los autores de esta prótesis diseñaron el codo para que tenga un par de salida máximo de 16Nm y una velocidad máxima sin carga de 250 grados/s para lo cual utilizaron un motor brushless DC de 100W Maxon EC60, el cual posee un par de 600 mNm considerado por los autores, pero para alcanzar las condiciones de par de torsión requeridas se requiere una relación de transmisión de 35:1, para lo cual se ha realizado una transmisión en tres

etapas: las dos primeras con relación de cadenas y la última con un cable. Finalmente, los materiales que se usaron en esta parte fueron: para las poleas se usó aluminio 7075 y los piñones de cadena en acero 4140 [25].

La prótesis tiene una masa total de 1.9kg, considerando el codo la muñeca y la mano junto con las baterías.

### Ventajas

1. El diseño de prótesis realizado en este artículo es interesante debido a que usa motores como actuadores, en primera instancia nos detalla muy bien la relación de engranajes usados para la muñeca y la relación de las cadenas y cable usado para la transmisión del movimiento en el codo.
2. La prótesis tiene un bajo peso de aproximadamente 1.9 Kg.
3. Al utilizar cadenas para la transmisión se tiene una alta eficiencia un bajo peso y un dispositivo muy compacto.

### Desventajas

1. La batería no tiene un ciclo de vida muy alto.
2. La estética de la prótesis podría mejorar para hacerla más parecido a un brazo de un ser humano.

El brazo RIC: una pequeña prótesis transhumeral antropomórfica (2017)

El brazo del Instituto de Rehabilitación de Chicago (RIC) tiene 5 grados de libertad (DOF) activos, que incluyen una mano accionada por 2-DOF, una muñeca de 2-DOF y un codo de 1-DOF, además de esto este dispositivo tiene un peso total de 1518 g.

El diseño de esta prótesis es innovador ya que considera el ángulo de transporte natural de los codos humanos aproximadamente  $12^\circ$  (Figura 40), esto permite que cuando el codo este flexionado alcance la línea media del cuerpo [5].

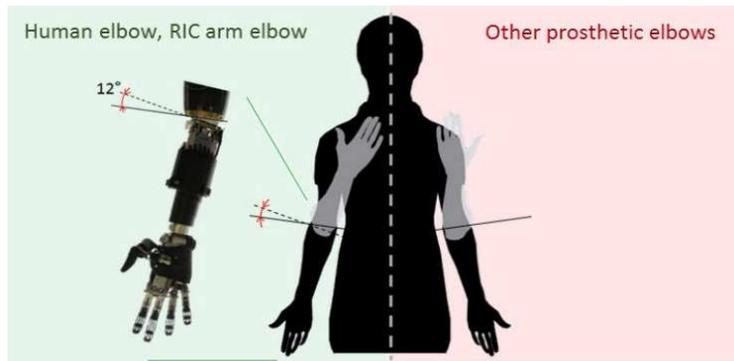


Figura. 40 Brazo RIC comparado con otras prótesis en el mercado [5].

Para el mecanismo de codo utilizan un motor de rotor exterior, el eje de salida de este motor está conectado a una transmisión de engranajes planetarios. Un embrague conecta el engranaje planetario a un tornillo de rodillo diferencial y finalmente este tornillo acciona un mecanismo de cuatro barras que convierte el movimiento lineal del tornillo en un movimiento de revolución de la articulación del codo. Para la muñeca se tiene exactamente el mismo mecanismo que para el codo (Figura 41) [5].

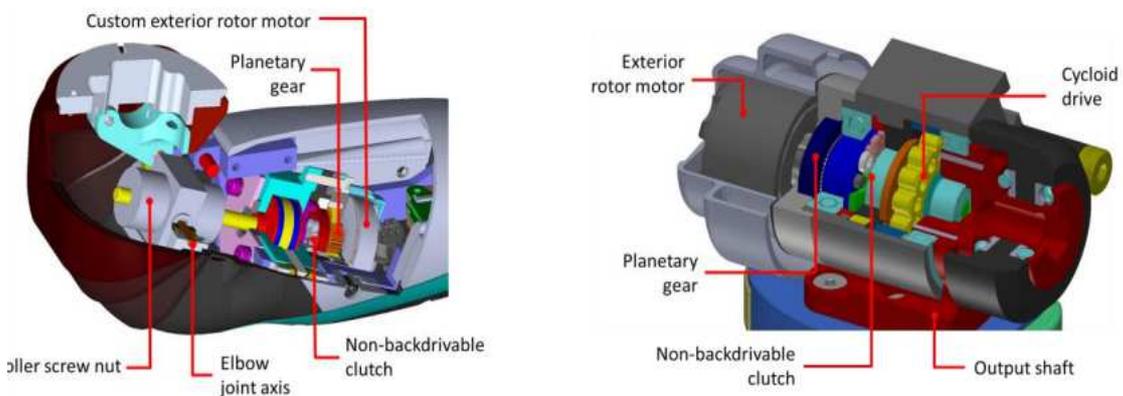


Figura. 41 Mecanismo del codo y muñeca en el brazo RIC [5].

### Ventajas

1. El brazo RIC es una prótesis muy liviana y con un diseño complejo que le permite que sus movimientos sean exactos y que el control de esta prótesis sea muy robusto, integra un motor personalizado junto con un sistema de engranajes planetarios y un embrague para mayor control en los movimientos.
2. La particularidad de esta prótesis se centra en que considera el ángulo de transporte natural del codo de 12° que, aunque parece un pequeño detalle permite a la prótesis tener movimientos mucho más parecidos a los del ser humano.

3. El diseño estético es mucho mejor debido a que todos los engranes son compactos y están acoplados de manera exacta.

#### Desventajas

1. La batería no tiene un ciclo de vida muy alto.
2. Al tener un diseño mecánico muy complicado dificulta las tareas de construcción, ensamble y mantenimiento de la prótesis además que el costo de dicha prótesis debe ser muy alto.

Diseño y construcción de un mecanismo paralelo para prototipo de prótesis transhumeral (2014)

Esta prótesis de 3 grados de libertad propone el diseño de codo que realice rotación humeral, flexión-extensión y pronosupinación motorizada, con la característica de tener una topología de actuadores eléctricos en paralelo. Posee las siguientes especificaciones.

Tabla 6 Especificaciones de la prótesis [26].

<b>Especificación</b>	<b>Valor</b>
Rango de flexión	20°-125°
Tiempo de flexión sin carga	0.95 s
Tiempo estimado con 1.6 Kg. en flexión	1.24 s
Rango de pronación	90°
Rango de supinación	90°
Rango de Pronosupinación	180°
Rotación humeral interna	45°
Rotación humeral externa	45°

Como se observa en la tabla esta prótesis posee un gran rango de movimientos y una velocidad de aproximadamente 90° por segundo para levantar un peso de 1 Kg en flexión del codo por lo que tiene la capacidad para mover objetos cotidianos, como un vaso de agua o un peine, entre otros.

El diseño de esta prótesis es realizado de manera paralela y basando en los movimientos del ser humano, el movimiento de cada grado de libertad es accionado por dos actuadores lineales. El mecanismo tiene cuatro soportes (eslabones), uno de ellos es fijo y le permite al mecanismo tener rigidez estructural y alojar al servomotor que va a dar movimiento a la prensión de la mano. Los otros tres brazos (soportes) son dispositivos de configuración en paralelo, compuestos por actuadores lineales.

En cuanto a los materiales la estructura es fabricada en aluminio y únicamente las uniones universales se fabricaron en acero inoxidable debido a que van a soportar mucho desgaste y fricción.

Finalmente, la estructura tiene un peso total de 1kg de peso.

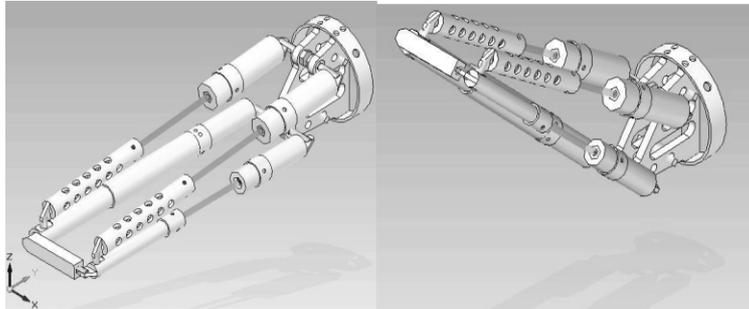


Figura. 42 Diseño de prótesis transhumeral paralela [26].

### Ventajas

1. El diseño de prótesis realizado en este artículo es interesante debido a que usa actuadores lineales simulando los movimientos del ser humano que realiza movimientos en paralelo
2. La prótesis tiene un bajo peso de aproximadamente 1 Kg.
3. Al utilizar materiales de aluminio en la estructura se tiene un peso muy bajo y una resistencia bastante alta, además que usa acero inoxidable en las uniones universales.
4. Es modular y su mantenimiento es relativamente sencillo.

### Desventajas

1. La batería no tiene un ciclo de vida muy alto.
2. La estética de la prótesis podría mejorar para hacerla más parecido a un brazo de un ser humano.

### Prótesis de muñeca

La muñeca humana es una de las articulaciones del miembro superior que se considera compleja dentro de la anatomía humana [27]. Los rangos de los movimientos que realiza una muñeca sana dentro de sus tres grados de libertad comprenden 76° Pronación, 85° Supinación, 75° flexión, 75° extensión, 20 ° desviación radial y 45 ° desviación cubital

[28], [29]. Es necesario tener en cuenta que para realizar los movimientos de pronación y flexión estos producen torques, los cuales son una gran información al momento de considerar una prótesis de muñeca e intentar en la mayoría de lo posible asemejar es esos rangos, con estos el rango de torque para pronación esta entre 6 y 10 Nm y el rango de torque de flexión esta entre 8 y 14 Nm[30], [31].

Se tiene varios tipos de prótesis tanto en el mercado mundial y otros que se están desarrollando con un objetivo de investigación, en esta sección se dará a conocer este tipo de prótesis, lo primero a tener en cuenta y tener conocimiento, son los tipos de juntas y mecanismos que pueden involucrar en una prótesis de muñeca.

Tipos de juntas:

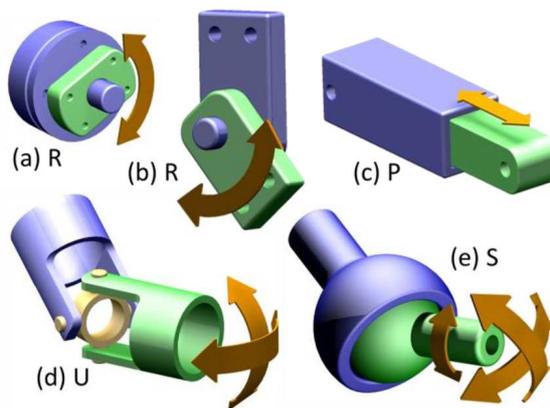


Figura. 43 a y b Revolución-Flexión (1 grado de libertad), c Prismático (1 grado de libertad), d Universal (2 grados de libertad), e Esférica [32]

Para este capítulo se considera las cuatro juntas que pueden usar como elementos independientes o en cadena. Estas cuatro juntas son revolución (R), prismática (P), universal (U) y esférica (s), estas juntas se pueden utilizar para realizar mecanismos que simulen la anatomía de la muñeca humana.

Prótesis pasivas de muñeca

#### Un grado de libertad pasivo

Al tener un solo grado de libertad sus mecanismos son muy simple, debido a esto se han utilizado durante años, entre estos se pueden clasificar dos tipos.

## Giratorios

Permite al dispositivo girar en cualquier posición y esta se puede ajustar gracias al tornillo que tiene incorporado, es la figura 44 se tiene un dispositivo comercial con la característica antes mencionada

Homer WE fricción muñeca

### Características

Permite que el dispositivo terminal sea girado a cualquier posición.

La fricción se ajusta fácilmente con el tornillo de ajuste en el cuerpo de la muñeca.

El inserto de fricción tiene hilos de plomo de acero inoxidable y es reemplazable.



Figura. 44 Homer WE fricción muñeca[33]

## Flexor

Se tiene un solo grado de libertad en el movimiento de flexión de la muñeca, en la figura 45 y 46 se pueden observar unos dispositivos comerciales con la característica antes mencionada.

FW Muñeca de fricción por flexión

### Características

Se puede flexionar y bloquear a 0, 30 o 50 grados mediante una palanca

Bloqueo automático en todos los ajustes.

Resistencia de fricción ajustada fácilmente

Recomendado para usar solo con ganchos



Figura. 45 FW Muñeca de fricción por flexión[34]

MyoWrist 2Act

Característica

Flexión y extensión posibles con 5 posiciones de bloqueo de  $-40^{\circ}$  a  $+40^{\circ}$  en incrementos de  $20^{\circ}$ .



Figura. 46 MyoWrist 2Act [35]

Prótesis con mecanismo Universal (U) o 2 juntas de rotación pasivos.

Se puede considerar una junta universal con el uso de 2 juntas rotacionales en forma ortogonal.

MyolinoWrist 2000.

El tipo de mecanismo que utiliza esta prótesis es una junta de tipo universal U para realizar los movimientos tanto desviación radio-cubital como la de Flexo-extensión.

La característica que lo describe es su fracción ajustable al utilizar una bola mecánica, la cual ayuda al ajuste en cualquier dirección, esto proporciona movimientos más naturales que hacen percibir una postura fisiológica correcta.



Figura. 47 MyolinoWrist 2000 [36]

Muñeca de cuatro funciones

El tipo de mecanismo que utiliza esta prótesis de muñeca es la de 2 juntas rotacionales para realizar los movimientos en flexión  $25^\circ$  y  $50^\circ$  extensión, para pronación y supinación en un rango de  $180^\circ$ , con lo cual se tiene un rango de 360 grados en rotación y con retorno momentáneo.



Figura. 48 4- Muñeca de cuatro funciones [37]

Prótesis con mecanismo Rotacionales +Universal (RU)

Opción muñeca multiflex ETD2

Este tipo de mecanismo se intenta asemejar a la estructura de la muñeca humana, mediante la combinación de la junta universal (U) con la flexión y la desviación radial y la rotacional (R) en tanto a la pronación y supinación, este tipo de prótesis cuenta con resortes para la flexión en cualquier dirección que ayuda al ajuste cuando se colocan cargas, proporcionando la sensación de comodidad a diferencia de una rígida y el acople de tipo rodamiento en la base que ayuda al giro de la muñeca.



Figura. 49 Opción muñeca MULTIFLEX ETD2 [38]

Prótesis muñeca activadas por el cuerpo.

Este tipo de prótesis usualmente utilizan un arnés que mediante el movimiento de partes ya sean el brazo o el hombro generan tensión a un cable del tipo flexible para generar movimiento a la prótesis mediante el mecanismo de este, el accionamiento y funcionamiento de estos cables son similares al cable de frenos de una bicicleta, el cual al genera una tensión en la manilla, el cable hace accionar sistema de frenos y detiene la rueda.

Si se tiene en cuenta que los amputados bilaterales, son aquellos que tienen la amputación de ambos miembros, para ellos lo más recomendable es tener una prótesis con motores.

Los motores en las prótesis son incorporados en dos casos:

1. Para alterar el bloqueo de la articulación pasiva
2. Para proporcionar un accionamiento directo en la articulación.

#### Prótesis de muñeca rotación activada por el cuerpo

Sistema de muñeca universal

El accionamiento de este tipo de prótesis es mediante la mano activa de la persona, la cual genera el movimiento de agarre, esto mediante un tipo de palanca que sale de la parte inferior de la prótesis.

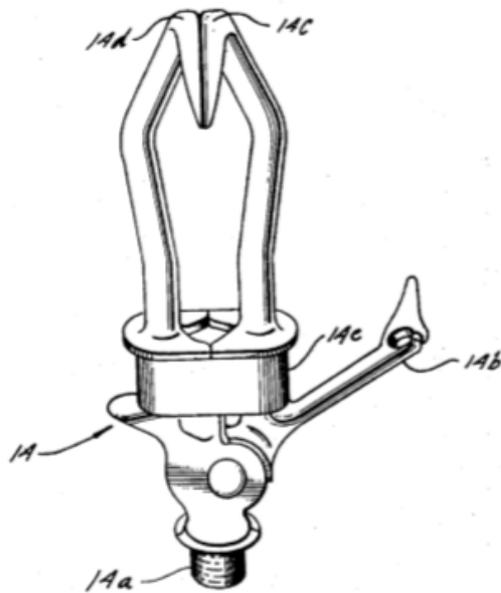


Figura. 50 Sistema de muñeca universal [39]

Convertidor de movimiento lineal a rotacional

Para esta prótesis se tiene el diseño de un mecanismo que hace que el movimiento lineal sea convertido en un movimiento rotacional, generando así el movimiento de pronosupinación en la muñeca, el movimiento es generado al aplicar una tensión en un cable que acciona una junta de pronación, después de liberar dicha tensión, el mecanismo hace que se bloquee en la posición actual y cambia de dirección de rotación en sentido contrario esperando otra vez una tensión, pero esta vez girara en sentido opuesto.

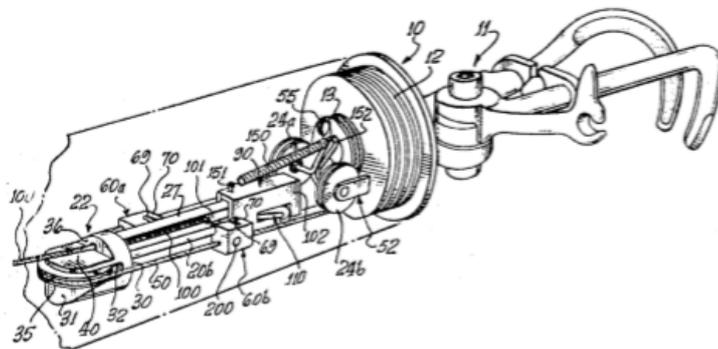


Figura. 51 Convertidor de movimiento lineal a rotacional[40]

## Unidad de muñeca protésica multifuncional

Este tipo de prótesis genera un giro de 270° en pronación y supinación de la prótesis, y un rango de 0 a 50 en la Flexo-extensión de este, los cables ayudan al bloque de los movimientos pronosupinación y Flexo-extensión de forma independiente.

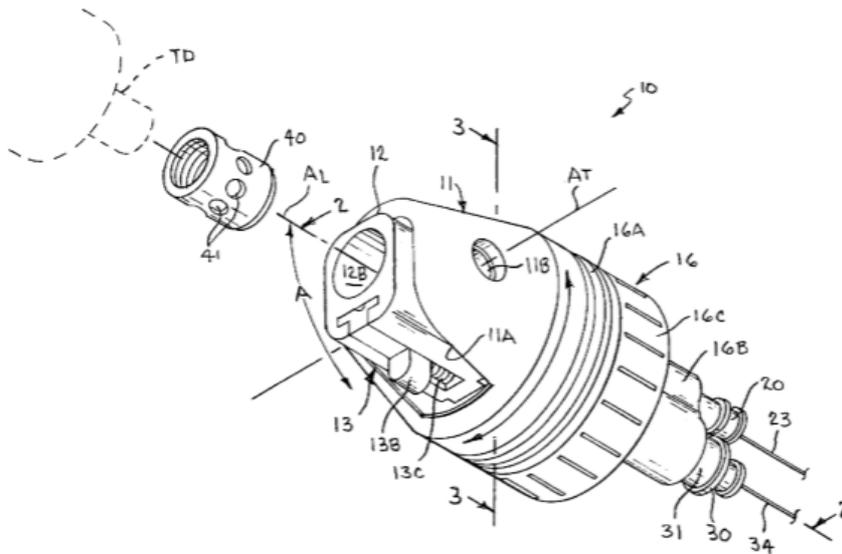


Figura. 52 Unidad de muñeca protésica multifuncional [41]

## MARCO METODOLÓGICO

Para realizar el proyecto se propone la siguiente metodología que consta de 5 fases (Figura 53).

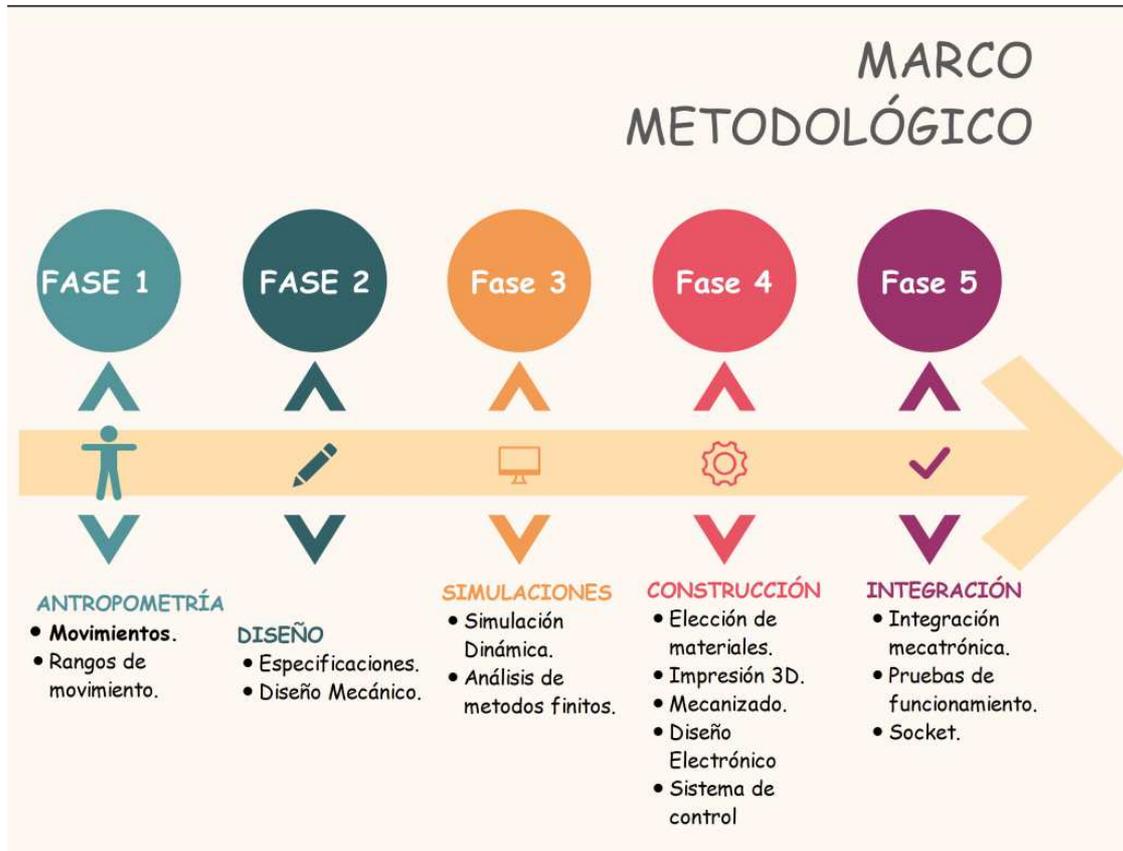


Figura. 53 Diseño de prótesis transhumeral paralela.

La primera fase se centrará en el estudio de la antropometría del paciente, medidas y rangos de movimientos, una vez ya se tengan las medias, se procede con la segunda fase de diseño de la prótesis teniendo en cuenta las especificaciones que dependerán de la antropometría.

La fase 3 consta de las simulaciones computacionales tanto de la dinámica de la prótesis, así como las cargas que esta soportará, esta fase es sumamente importante debido a que aquí se podrá determinar los actuadores a usar.

En la fase 4, se realiza la construcción de las piezas de prótesis teniendo tanto piezas realizadas por adición de material (Impresión 3D), así como piezas por mecanizado convencional, adicional a esto aquí se realiza el diseño de la placa y la construcción de misma y finalmente realizamos la programación del sistema de control.

La fase 5 es la fase de integración, donde se acoplan todas las piezas tanto mecánicas como electrónicas, aquí se realiza las pruebas de funcionamiento, así como la construcción y acoplo del socket a la prótesis.

Estudio de Antropometría.

Rangos movimiento

Flexo-extensión del codo

El rango total de movimiento definido en el capítulo uno de un codo sano suele ser de 0 grados (totalmente extendido) a aproximadamente 145 grados (totalmente flexionado), aunque se indica que la mayoría de las ADLs se pueden realizar con un rango de movimiento de entre 30 y 130 grados, es decir 100 grados de movimiento (Figura 12).

Las especificaciones de torque y velocidad son difíciles de especificar, ya que existen pocos estudios sobre la cinética del codo durante las ADLs. Uno de estos estudios, realizado por Murray y Johnson, realizó un análisis dinámico inverso en diez sujetos que realizan diez ADLs diferentes y encontró que el par máximo del codo, promediado entre todos los sujetos, era de 5,5 Nm en flexión (medido al elevar un bloque a la altura de la cabeza) así mismo Buckley en un estudio de los requisitos de movimiento de la extremidad superior para las ADLs estableció que el codo emplea una velocidad angular máxima de aproximadamente 250 grados / s durante las ADLs típicas [42], [43].

En la siguiente tabla vemos algunas torques y velocidades de algunas prótesis actuales.

Tabla 7 Especificaciones de algunas prótesis actuales.

	<b>Flexo-extensión Codo [Nm]</b>	<b>Velocidad angular [deg/s]</b>	<b>Rango de movimiento [°]</b>
<b>PRÓTESIS</b>			
Una prótesis antropomórfica accionada por gas para amputados transhumerales [24]	30	-	95
Diseño de una prótesis transhumeral mioeléctrico (2016) [25]	16	250	30° a 130° en flexión (donde 0° en flexión corresponde al codo totalmente extendido)
El brazo RIC: una pequeña prótesis transhumeral antropomórfica (2017)[5]	12	80	-

Diseño y construcción de un mecanismo paralelo para prototipo de prótesis transhumeral (2014) [26]	-	90	20°-125°
LTI Boston Codo	12.1	113	-
ESTUDIOS			
Un estudio de las fuerzas externas y los momentos en el hombro y el codo mientras se realizan las tareas diarias.[42], [43]	5.8	-	N/A
Dinámica del miembro superior durante la ejecución de las tareas de Vida cotidiana: una revisión de la base de conocimiento actual [43]	-	250	N/A

Las prótesis comerciales analizadas tienen un promedio de velocidad de 155 °/s, entonces un rango de movimiento se puede establecer desde 0° a 120°, establecido en el capítulo uno de este proyecto, y la velocidad dependerá del actuador a usarse, aunque una velocidad igual o mayor a 155 °/s será la adecuada.

Para el torque necesario se tendrá que hacer un análisis dinámico considerando que el brazo levantará un peso máximo de 1kg en la palma de la mano suficiente peso para realizar ADLs, además que la “Maki 3.0” tiene un peso aproximado de 326 gramos y el peso de la prótesis no debería sobrepasar los 2kg

#### Pronosupinación

El rango total de movimiento definido en el capítulo uno suele ser de 0 grados (posición intermedia) a aproximadamente 90 grados (supinación) y 85 grados (pronación), es decir tiene un rango de movimiento total de 175 grados. (Figura 16).

En la siguiente tabla vemos algunas torques y velocidades de algunas prótesis actuales.

Tabla 8 Especificaciones de algunas prótesis actuales para pronosupinación.

	<b>Pronosupinación [Nm]</b>	<b>Velocidad angular [grados/s]</b>	<b>Rango de movimiento [°]</b>
<b>PRÓTESIS</b>			
Una prótesis antropomórfica accionada por gas para amputados transhumerales [24]	4.2	-	150
Diseño de una prótesis transhumeral mioeléctrico (2016) [25]	1.5	150	180
El brazo RIC: una pequeña prótesis transhumeral antropomórfica (2017)[5]	2.5	500	-
Diseño y construcción de un mecanismo paralelo para prototipo de prótesis transhumeral (2014) [26]	-	-	180
Control de movimiento [5], [44]	0.7	216	180
Otto Bock muñeca [5]	-	130-160	-
Utah Arm ProWrist Rotator [5]	1.7	300	-

Entonces velocidad adecuada para la pronosupinación de la prótesis sería 150°/s como el establecido en el “Diseño de una prótesis transhumeral mioeléctrico (2016)” [25], debido a que las velocidades más altas parecerían un poco exageradas para realizar ADLs. Un rango de movimiento se puede establecer desde 0° a 175°, establecido en el capítulo uno de este proyecto.

En cuanto al torque hay que tener en cuenta que la función principal de la muñeca es posicionar o reposicionar la orientación de la mano para facilitar el agarre de objetos orientados a en varios ejes en el espacio de trabajo, en lugar de tener trabajos de torsión elevados. Entonces el torque de la muñeca debe ser lo suficiente para orientar objetos en la mano. Por ejemplo, la rotación de una botella de agua de 500 ml requeriría 280 mNm

de torque. La rotación de un martillo de carpintero típico (es decir, aproximadamente 500 g), cuando se mantiene en la base del mango, requeriría aproximadamente 1.4 Nm [25].

Haciendo un análisis para poder posicionar 1 kg de peso en la palma de la mano tenemos que encontrar el torque que debería generar el actuador.

#### Desviación Radio-cubital

Estudios realizados a pacientes sanos han demostrado que los rangos de movimientos de la desviación radio-cubital en ADLs varían según el análisis y las tareas que sean han puesto al paciente a realizar para este tipo de movimiento, encontramos en un primer estudio que fue realizado a 15 adultos jóvenes sanos y estos fueron los resultados 38° de desviación cubital y 28° de desviación radial[45], en un segundo estudio el cual no indica el número de pacientes estos fueron los resultados 15° de desviación radial y 40° de desviación cubital [46] y por último Kapandji en su libro indica que estos movimientos tiene un rango de 15° para desviación radial y 45° para desviación cubital[13].

El torque necesario para realizar este tipo de movimiento según un estudio realizado a 10 hombres adultos sanos, se tiene que el momento pico de la desviación radial oscila entre 7.9 a 15.3 Nm y la desviación cubital oscila entre 5.9 a 11.9Nm [47].

#### Flexo-extensión de muñeca

Estudios realizados a pacientes sanos han demostrado que los rangos de movimientos de la flexo-extensión de muñeca en ADLs varían según el análisis y las tareas que sean han puesto al paciente a realizar para este tipo de movimiento, encontramos en un primer estudio que fue realizado a 15 adultos jóvenes sanos y estos fueron los resultados 38° de flexión y 40° de extensión [45], en un segundo estudio el cual no indica el número de pacientes estos fueron los resultados 50° para extensión de la muñeca y 45° de flexión de la muñeca [46], Kapandji en su libro indica que estos movimientos tiene un rango de 85° para flexión y extensión [13], en un último estudio nos expresa en la flexión se utiliza un rango de movimiento de 100 a 150 y en la extensión se utiliza un rango de amplitud de 350 solo para realizar ADLs [20].

Otro aspecto para tomar a consideración es el torque necesario para realizar este tipo de movimientos, para lo cual una publicación de 2015 nos indica que el torque en flexión de muñeca varía entre 5 a 20 Nm y que el torque para la extensión varía entre 3 a 14Nm [48], otro estudio indica que rango de torque para flexión oscila entre 5.2 a 18.7 Nm y para la

extensión oscila entre 3.4 a 9.4Nm estos torque fueron tomadas por estudio realizado a 10 hombres adultos sanos [47].

#### Diseño

Como parte del grupo de investigación en ingeniería biomédica de la Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca, surgió el proyecto de prótesis transhumeral, la cual beneficiaría a una persona con una amputación de este tipo, por tanto el proyecto se enfocará a cumplir las necesidades tanto del grupo de investigación como del paciente, se buscará diseñar un prototipo que posea las mismas medidas antropométricas del paciente, que le permita realizar actividades de la vida diaria, que sea estético, que su peso sea el adecuado, además que permita integrar elementos de control para el paciente.

#### Especificaciones

El prototipo de prótesis transhumeral tiene como propósito tener 4 grados de libertad que simule los movimientos de flexión y extensión del codo, flexión y extensión de la muñeca, rotación del antebrazo además de abducción y aducción de la muñeca, de manera que se disponga de un espacio extra para la ubicación de elementos de control

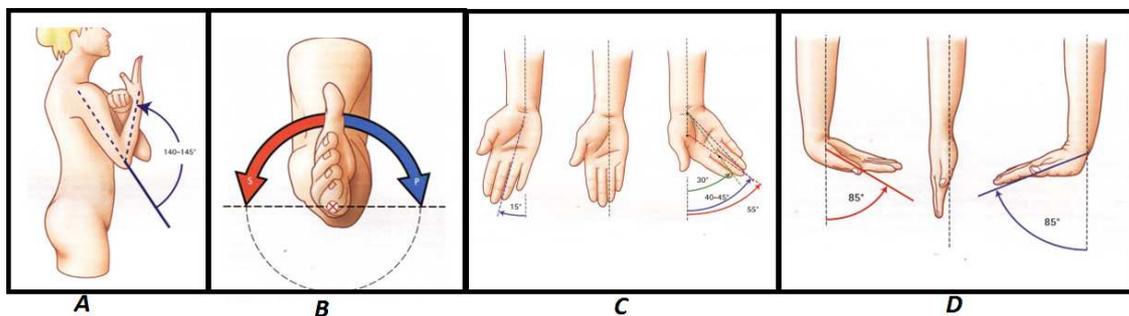


Figura. 54 Movimientos propuestos para la prótesis transhumeral [13]. A) Flexo-extensión del codo. B) Prono- supinación del antebrazo. C) Abducción y Aducción. C) Flexo-extensión de la muñeca.

Además de estos movimientos este dispositivo se acoplará a “Maki 3.0” una prótesis de mano derecha que ya está desarrollada en la Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca, la cual cuenta con 1 grado de libertad con 7 movimientos básicos (Figura 56).

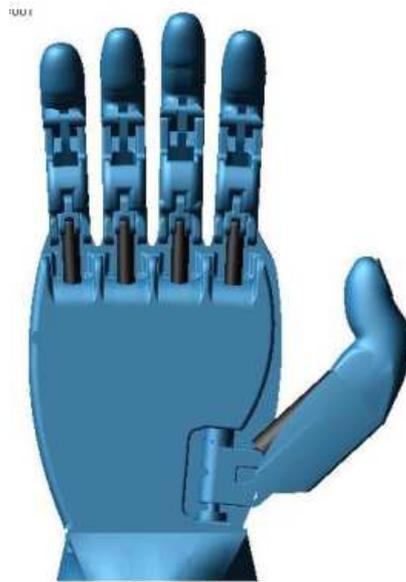


Figura. 55 Prototipo final de Maki 3.0 desarrollada en la Universidad Politécnica Salesiana [49].

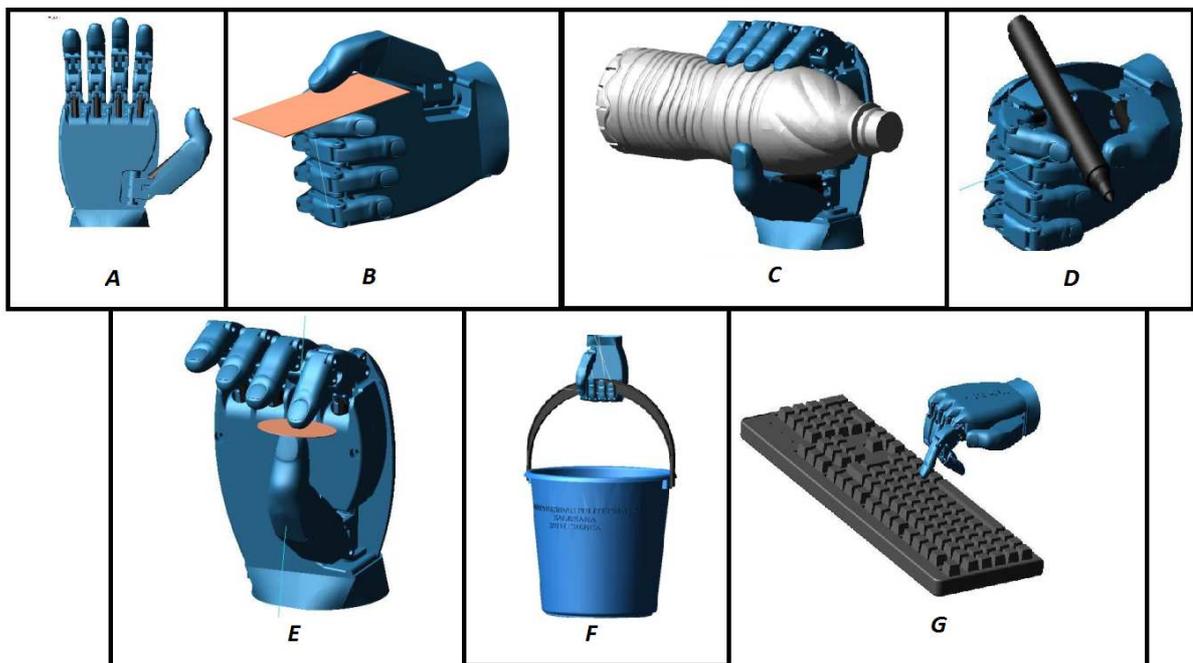


Figura. 56 Movimientos de Maki 3.0 [49]. A) Flexión-extensión de dedos.

B) Agarre lateral.

C) Agarre cilíndrico de diámetro grande.

D) Agarre cilíndrico de diámetro pequeño.

E) Agarre de precisión.

F) Agarre de gancho.

G) Posición de tecleo.

Es importante señalar que en la Maki 3.0 posee un peso de 326 gramos, una altura de 188.83mm, un ancho de 84.13mm y un espesor de 35.5mm además se estableció que la prótesis podía soportar un peso de 40N (Carga máxima soportada por los actuadores).

#### Diseño Mecánico

El sistema mecánico consta de 3 subsistemas: sistema mecánico de soporte, sistema de actuación y sistema de transmisión.

#### Sistema de soporte

El sistema de soporte sirve para brindar rigidez y forma a la prótesis, aquí se albergan todos los elementos mecánicos de transmisión y actuación además de la parte electrónica, debe ser de un material resistente, liviano además que debe ser un material de fácil manufactura.

Entre los elementos a ser considerados tenemos: Aluminio, polímero ABS, PLA, Acero inoxidable, y la resina tough de la impresora de estereolitografía de la Universidad Politécnica Salesiana.

#### **Aluminio**

El aluminio (Al) es el elemento que está dentro del grupo de los metales no féreos, es el material más ampliamente utilizado tanto en la industria como en otras muchas aplicaciones de la vida cotidiana [50].

Sus grandes propiedades como elevada relación resistencia peso, su resistencia a la corrosión, su elevada conductividad térmica y eléctrica, su apariencia y su facilidad de conformado y manufactura lo hacen un material muy utilizada en la industria [51].

En la siguiente tabla se exponen las propiedades más importantes del aluminio.

Tabla 9 Propiedades mecánicas del aluminio [52].

Aluminio 6061 T6	
Densidad	2,70 g/cm <sup>3</sup>
Dureza Brinell	100-120HB
Limite elástico	241 MPa
Resistencia a la tracción	290 MPa
<b>Módulo de elasticidad</b>	<b>69 Pa</b>

#### **Polímero ABS**

El acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) es un polímero amorfo procedente de la emulsión o polimerización en masa de acrilonitrilo y estireno en presencia de polibutadieno. Las propiedades más importantes del ABS son:

1. Fluidez
2. Resistencia al calor
3. Resistencia a los impactos
4. Facilidad de procesado

Se puede procesar el ABS mediante procesos de moldeado por inyección y extrusión, además de poder utilizarlo en impresoras 3D [53].

En la siguiente tabla se exponen las propiedades más importantes del polímero ABS.

Tabla 10 Propiedades mecánicas del Polímero ABS [54].

Polímero ABS	
Densidad	1,05 g/cm <sup>3</sup>
Dureza shore	77 D
Límite elástico	31 MPa
Resistencia a la tracción	41-45 Mpa
<b>Módulo de elasticidad</b>	<b>1,79 GPa</b>

## PLA

El PLA es un polímero versátil que tiene muchas aplicaciones, incluyéndose en la industria textil, en la industria médica y sobre todo en la del empaquetado, envases. Por sus características el PLA se ha convertido en un candidato ideal para implantes en los huesos o en los tejidos (cirugía ortopédica, facial, de pecho, abdomen). También hay poliácidos para la ingeniería del hueso [55].

Algunas de las propiedades del PLA son las siguientes:

1. Dureza excepcional
2. Baja densidad 1.25 kg/cm<sup>3</sup>
3. Facilidad de procesamiento (Muy utilizado en la impresión 3D)
4. Tiene una densidad aproximada de 1.25 g/cm<sup>3</sup>, lo que lo convierte en un material más pesado que el ABS
5. Su dureza es mayor que la del polímero ABS, lo que lo convierte en un plástico más duro que el anterior

6. Es más rígido que el ABS, teniendo un módulo de elasticidad de mayor, lo cual dificulta la deformación ante cargas y lo hace un material menos elástico.

Tabla 11 Propiedades mecánicas del Polímero PLA [56].

PLA	
Densidad	1,25 g/cm <sup>3</sup>
Dureza shore	63.5 D
Limite elástico	55 – 72 MPa
Resistencia a la tracción	47 – 70 Mpa
Módulo de elasticidad	3,63 GPa

### Acero inoxidable

El acero inoxidable es una aleación de hierro y carbono que contiene un 10.5 % de cromo. Su principal característica es su alta resistencia a la corrosión. Esta resistencia es debido a la formación de una capa de óxido de cromo en la superficie [57].

Las ventajas de este tipo de aceros es su facilidad de fabricación ya que pueden ser cortados, forjados y mecanizados con resultados satisfactorios, además tienen una alta resistencia mecánica, pudiendo mejorar estas propiedades con tratamientos térmicos, es un material que se usa en hospitales, cocinas e instalaciones alimenticias y farmacéuticas debido a sus propiedades higiénicas [57].

Tabla 12 Propiedades mecánicas del Acero Inoxidable [57].

Acero inoxidable Ansi 316	
Densidad	7,96 g/cm <sup>3</sup>
Dureza Brinell	160-190 HB
Resistencia a la tracción	460-860 MPa
Módulo de elasticidad	1. GPa

### Tough Resina

Esta resina se utiliza para la impresora por estereolitografía de la marca Formlabs, está dentro de los materiales de ingeniería, que la empresa misma no provee. La resina de Tough equilibra la resistencia y el cumplimiento, por lo que es la opción ideal para la creación de prototipos de piezas y conjuntos funcionales y fuertes que sufrirán breves períodos de tensión [58].

Esta resina es ideal para:

1. Prototipos robustos

2. Interferencias y ajustes de presión.
3. Ensamblajes



Figura. 57 Resina Tough para ensamblajes [58]

Tabla 13 Propiedades mecánicas de la resina Tough [58].

Resina Tough de la impresora Form 2	
Resistencia a la tracción	55.7 MPa
Módulo de tensión	2.7 GPa
Resistencia a la flexión	60.6 MPa
Módulo de flexión	1. GPa

Matriz de decisión para materiales

Para poder seleccionar el material adecuado para la construcción de la estructura se realiza una matriz de decisión.

A cada especificación se le asignó un porcentaje (0% - 100%) de acuerdo con la relevancia en el cumplimiento del objetivo del diseño.

Se calificó de acuerdo con la siguiente escala:

1. Malo= 1
2. Regular= 2
3. Bueno= 3

Cada calificación se multiplicará por el valor de cada criterio (PF) y al final sumarlas, para al final el que tenga la valoración más alta será el adecuado para ser usado en el prototipo para la construcción de la estructura.

Tabla 14 Matriz de decisión de materiales a utilizar.

Factores de decisión		ALUMINIO		ABS		PLA		ACERO INOXIDABLE		RESINA TOUGH	
Criterios	Valor	Calf.	PF	Cal f	PF	Cal f	PF	Calf	PF	Cal f	PF
Resistencia mecánica	35%	2	0,7	1	0,35	1	0,35	3	1,05	1	0.35
Manufactura	20%	3	0,6	2	0,4	2	0,4	2	0,4	2	0.4
Bajo Peso	30%	3	0,9	3	0,9	3	0,9	1	0,3	3	0.9
Costo	15%	2	0,3	3	0,45	3	0,45	1	0,15	1	0.15
Puntaje		2.5		2.1		2.1		1.9		1.8	

En conclusión, el material que obtuvo la mayor puntuación es el aluminio que por su bajo peso su resistencia mecánica moderada y su fácil manufactura es perfecto para la construcción del soporte de la prótesis.

Además, los elementos de estética y forma de la prótesis se pueden imprimir en 3D en polímero PLA.

#### Sistema de actuación

Los actuadores son dispositivos que generan una fuerza que ejerce un cambio de posición, velocidad o estado de algún tipo sobre un elemento mecánico, a partir de la transformación de energía [59].

Están divididos en dos grandes grupos:

1. Por el tipo de energía que utilizan: actuadores neumáticos, hidráulicos y eléctricos.
2. Por el tipo de movimiento que generan: actuador lineal y rotatorio.

Existen diferentes tipos de actuadores; cada uno tiene sus características propias. Entre las características que se requieren cumplan los actuadores se encuentran tamaño pequeño, bajo consumo de energía, alto par, operación silenciosa, peso reducido, mínima generación de calor, rápida respuesta, control simple y bajo costo de construcción [26].

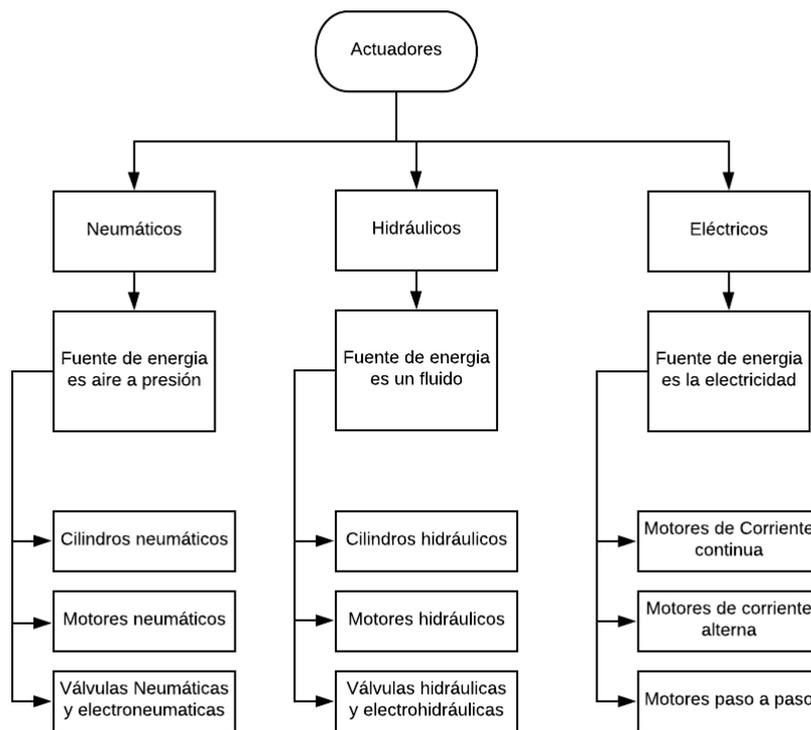


Figura. 58 Clasificación de actuadores [59].

En la clasificación tenemos tres grupos importantes, pero como nuestro prototipo debe ser portátil y por el tipo de energía que utilizan los actuadores neumáticos e hidráulicos quedan descartados, los actuadores que serán los encargados de los movimientos de la prótesis deben ser actuadores eléctricos de corriente continua, debido a que esa energía la podemos conseguir mediante baterías portátiles.

Dentro de los actuadores de corriente continua podemos tener:

1. Servomotores
2. Motores paso a paso CD
3. Actuadores lineales

Actuador Flexo-extensión de codo

Para poder seleccionar el actuador adecuado se realizará una matriz de decisión.

A cada especificación se le asignó un porcentaje (0% - 100%) de acuerdo con la relevancia en el cumplimiento del objetivo del diseño.

1. Se calificó de acuerdo con la siguiente escala:
2. Malo= 1
3. Regular= 2
4. Bueno= 3

Cada calificación se multiplicará por el valor de cada criterio (PF) y al final sumarlas, para al final el que tenga la valoración más alta será el adecuado para ser usado en el prototipo para la construcción de la estructura.

Tabla 15 Matriz de decisión de actuador Flexo-extensión del codo

Factores de decisión		Servomotores		Motores paso a paso		Actuador lineal	
Crterios	Valor	Calf.	PF	Calf	PF	Calf	PF
Velocidad	25%	3	0,75	3	0,75	1	0,25
Tamaño	20%	3	0,6	1	0,2	2	0,4
Precisión	20%	3	0,6	3	0,75	2	0,4
Bajo Peso	15%	2	0,3	1	0,15	2	0,3
Costo	10%	2	0,2	3	0,3	1	0,1
Consumo de energía	10%	2	0,2	1	0,1	1	0,1
Puntaje		2,65		2,25		1.55	

En conclusión, actuador que obtuvo la mayor puntuación es el servomotor que por su bajo peso su precisión y su bajo consumo de energía es perfecto para el movimiento de la articulación del codo.

Actuador Pronosupinación

Para poder seleccionar el actuador adecuado se realizará una matriz de decisión.

A cada especificación se le asignó un porcentaje (0% - 100%) de acuerdo con la relevancia en el cumplimiento del objetivo del diseño.

Se calificó de acuerdo con la siguiente escala:

1. Malo= 1
2. Regular= 2
3. Bueno= 3

Cada calificación se multiplicará por el valor de cada criterio (PF) y al final sumarlas, para al final el que tenga la valoración más alta será el adecuado para ser usado en el prototipo para la construcción de la estructura.

Tabla 16 Matriz de decisión de actuador Pronosupinación

Factores de decisión		Servomotores		Motores paso a paso		Actuador lineal	
Crterios	Valor	Calf.	PF	Calf	PF	Calf	PF
Velocidad	25%	3	0,75	3	0,75	1	0,25
Tamaño	20%	3	0,6	1	0,2	2	0,4
Precisión	20%	3	0,6	3	0,75	2	0,4
Bajo Peso	15%	2	0,3	1	0,15	2	0,3
Costo	10%	2	0,2	3	0,3	1	0,1
Consumo de energía	10%	2	0,2	1	0,1	1	0,1
Puntaje		2,65		2,25		1.55	

En conclusión, actuador que obtuvo la mayor puntuación es el servomotor que por su bajo peso su precisión y su bajo consumo de energía es perfecto para el movimiento de pronosupinación del brazo.

#### Actuador Abducción y aducción

Para este movimiento se utiliza un actuador lineal que nos permite realizar todo el rango de movimiento, el cual está definido para desviación radial de 0 a 20° y para desviación cubital de 0 a 40°.

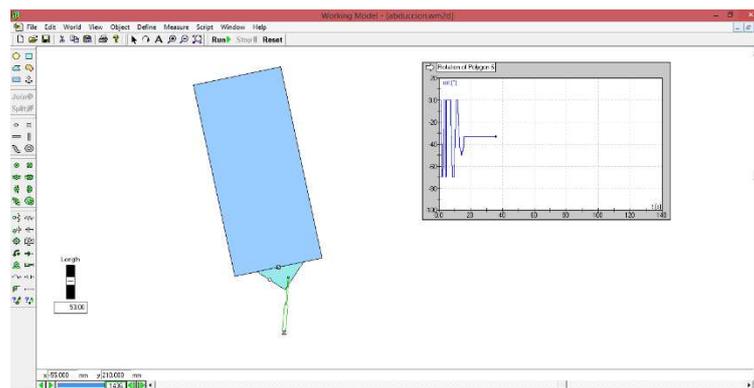


Figura. 59 Desviación radio-cubital de la muñeca en working model.

En el software working model realizamos el diseño del mecanismo para que tenga un rango de movimiento de 60 ° correspondiente a 0-20° de desviación radial y de 0-45° de desviación cubital, todo con un actuador lineal de 20mm de carrera con una velocidad de 8mm por segundo.

### Actuador Flexo-extensión de la muñeca

Para este movimiento se optó por un motor DC, como los ya utilizados para proyectos anteriores tales como la Maki 3.0, el cual funciona perfectamente y cumple todos los requisitos necesarios.

### Diseño preliminar

Las medidas antropométricas fueron obtenidas al medir a una persona de 45 años, género masculino la cual tenía una amputación de tipo transhumeral. En primera instancia se realizó un escáner 3D Mediante el escáner Artec Eva del laboratorio de prototipado y luego se le tomo las respectivas medidas, en la Tabla 17 se exponen los resultados obtenidos.



Figura. 60 Medidas tomadas de amputación transhumeral.



Figura. 61 Medidas tomadas con escaner ARTEC EVA.

Tabla 17 Resultados de medidas antropométricas.

MEDIDAS	
Altura	1,60m
Altura de brazo (Total)	63cm
Distancia de dedo medio a codo (Antebrazo con mano)	40cm
Distancia de dedo medio a muñeca (Mano)	17cm
Altura muñón	13cm

Con todas las medidas tomadas se diseña la prótesis en el software Inventor de Autodesk, en la Figura 62 se observa el diseño final, un detalle importante de este diseño es que el eje de humero y eje del brazo están a una inclinación de  $12^\circ$ , esto nos permite conservar la simetría del cuerpo y tener una mejor estética de la mano, la mayoría de prótesis omiten este detalle pero como se observa en la bibliografía en la prótesis “El brazo RIC: una pequeña prótesis transhumeral antropomórfica (2017)” se hace referencia a este punto muy importante, tanto es así que ellos la consideran como una prótesis innovadora.

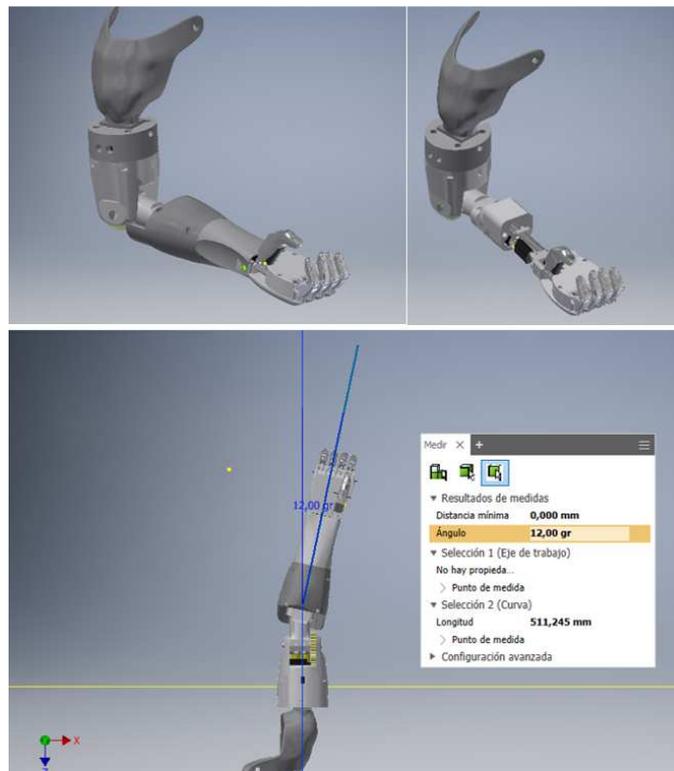


Figura. 62 Diseño de prótesis transhumeral en Autodesk Inventor.

## Simulaciones

### Flexo-extensión de codo

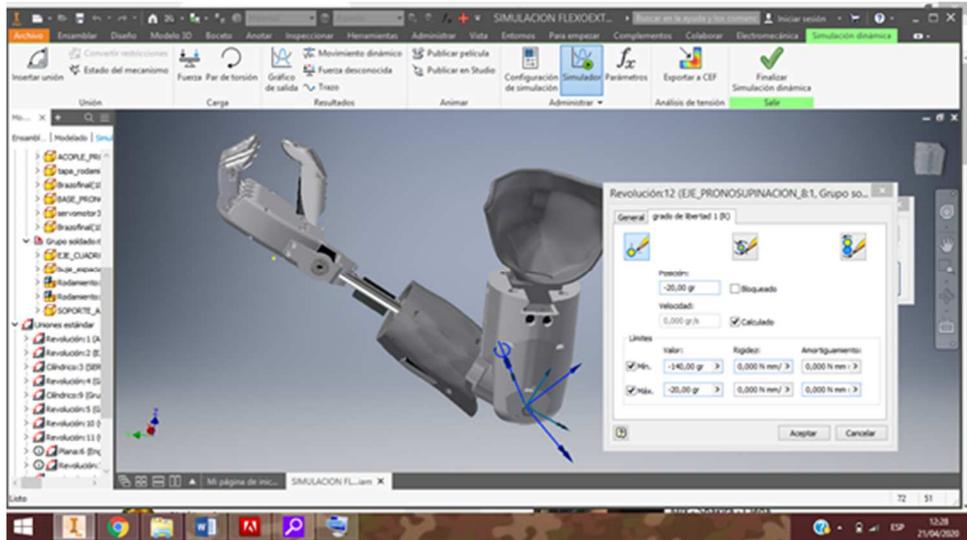


Figura. 63 Simulación de Flexión-extensión codo.

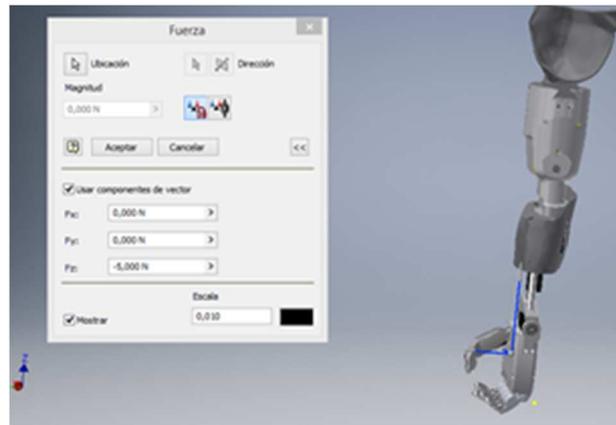


Figura. 64 Simulación de movimiento de Flexión-Extensión de codo con peso de 500g en palma.

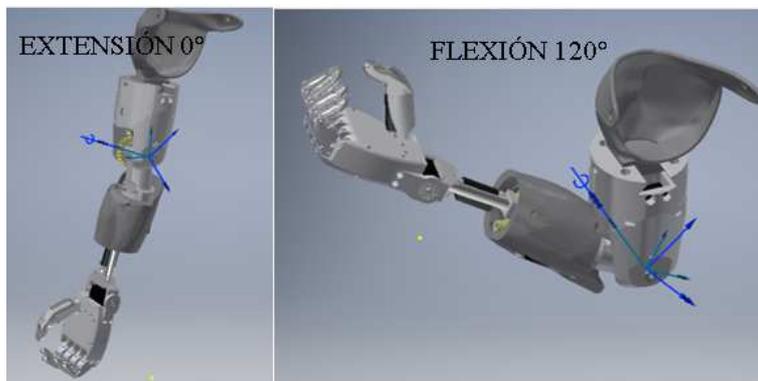


Figura. 65 Posiciones de Flexión-extensión de codo.

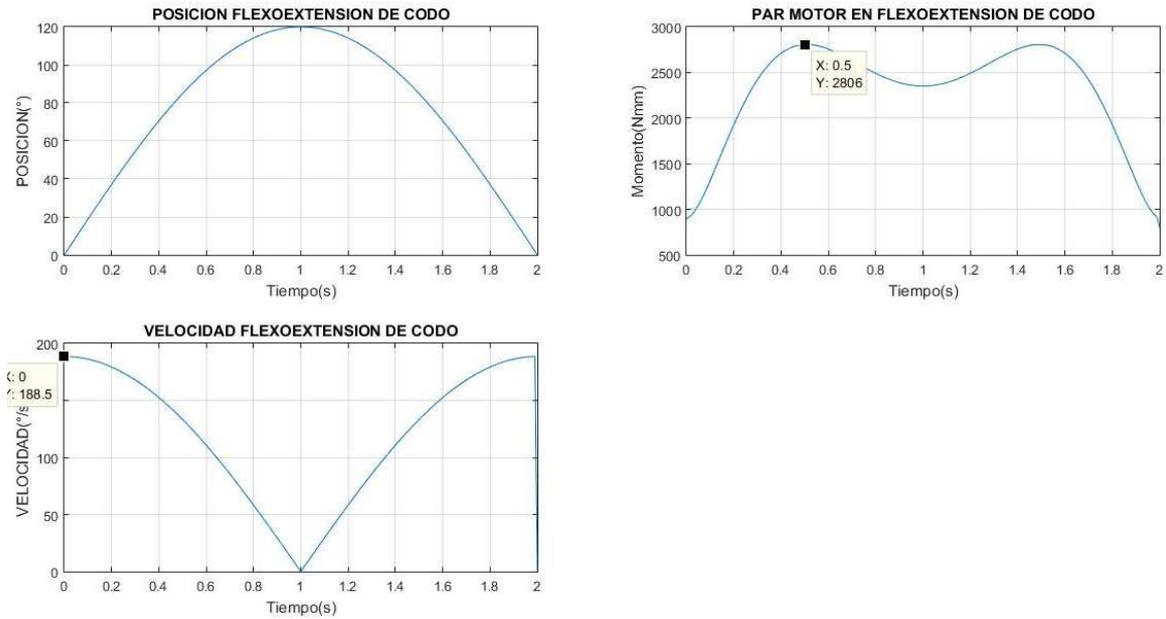


Figura. 66 Resultados de simulación dinámica de Flexión-extensión muñeca.

En la Figura 66 se observa la simulación dinámica del movimiento de flexión extensión del codo donde la posición inicial en cero grados es la posición de extensión y 120° en flexión, para la simulación se da un control de posición con una función seno, en un periodo de 4 segundos, lo que nos genera que de 0 a 120° el movimiento se de en un segundo.

Los resultados que se obtienen son el par motor necesario en el actuador para mover la prótesis, en este caso el valor máximo alcanzado es aproximadamente 2800Nmm, así que necesitaremos un actuador que por lo menos nos de esa cantidad de par motor.

En cuanto al apartado de velocidad la máxima alcanzada será 190°/s, así mismo se debe verificar que el actuador alcance dicha velocidad.

Con estos resultados se elige el servomotor de la marca ANNIMOS que tiene un par motor a 7.4v de 65kg\*cm aproximadamente 6500Nmm, además posee una velocidad de 0.15sec/ 60°lo cual significa que posee una velocidad de 400°/s.



## 60kg VS 20kg

	60kg	20kg	20kg PRO
Torque	58kg.cm.@6V	18kg.cm@5V	21kg.cm@5V
	65kg.cm.@7.4V	21kg.cm@6.8V	23.5kg.cm@6.8V
	70kg.cm.@8.4V		
Speed	0.17sec/60° @6V	0.16S/60°@5V	0.12S/60°@5V
	0.15sec/60° @7.4V	0.14S/60°@6.8V	0.09S/60°@6.8V
	0.13sec/60°@8.4V		
Gear Type	Stainless Steel	Copper & Aluminum	Stainless Steel
Size	2.55x1.18x1.89in	1.57 x 0.78 x 1.59in	1.57 x 0.78 x 1.59in
ASIN	B07KTS4L94	B0769DFJVK	B07KTSLGJ7
	B07KTSCN4J	B076CNKQX4	B07KTSVSSJ

PS: please search ASIN if you want to know more product details.

Figura. 67 Servomotor escogido para Flexión-extensión de codo.

## Pronosupinación

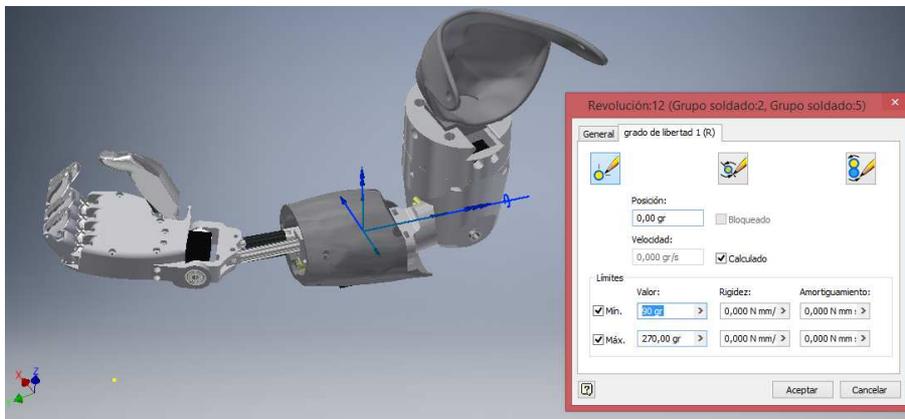


Figura. 68 Simulación de Pronación-Supinación en software inventor.

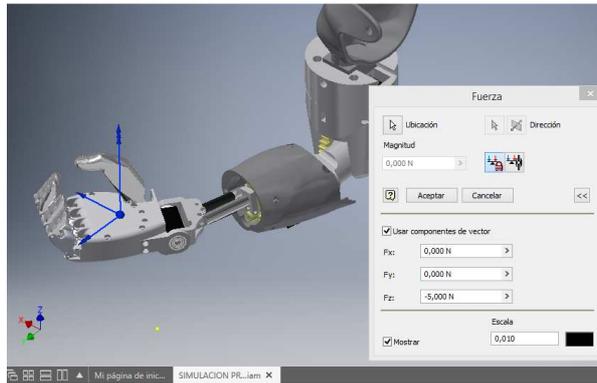


Figura. 69 Simulación de Pronación-Supinación en inventor con carga de 500g en palma de la mano.

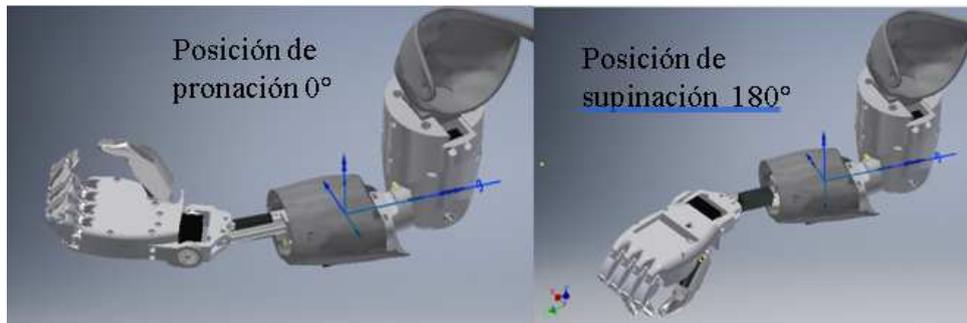


Figura. 70 Posiciones de simulación de Pronosupinación.

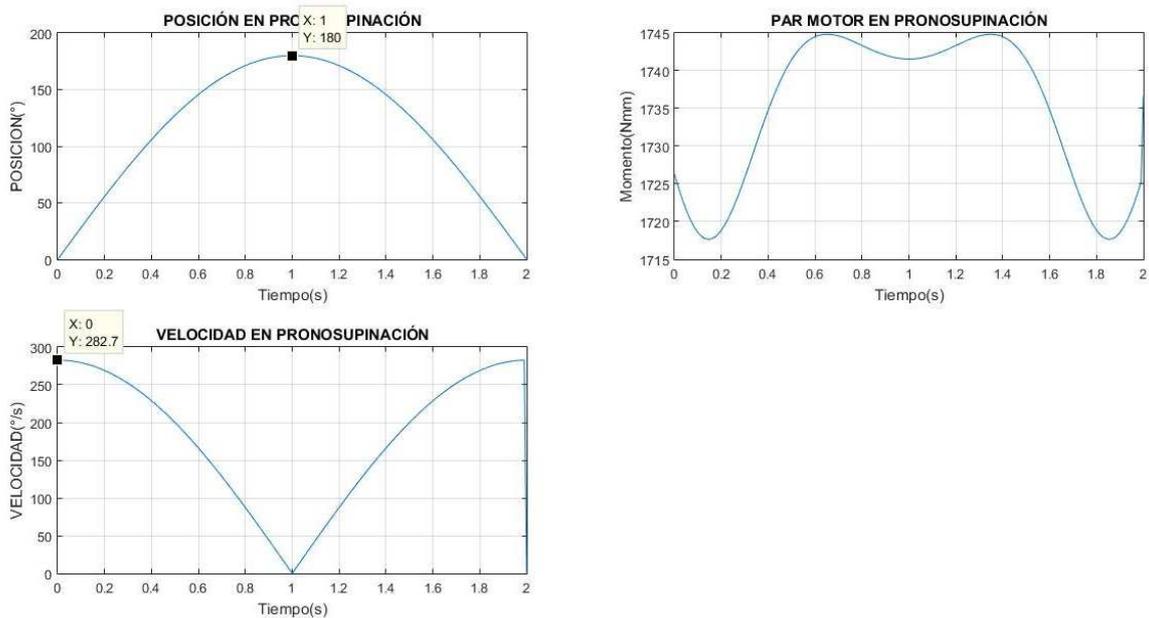


Figura. 71 Resultados de simulación de Pronosupinación.

En la Figura 71 se observa la simulación dinámica del movimiento de pronosupinación de la muñeca donde la posición inicial en cero grados es la posición de pronación y 180° en supinación, para la simulación se da un control de posición con una función seno, en

un periodo de 4 segundos, lo que nos genera que de 0 a 180° el movimiento se de en un segundo.

Los resultados que se obtienen son el par motor necesario en el actuador para mover la palma y un peso de 0.5 Kg. En este caso el valor máximo alcanzado es 1745Nmm, así que necesitaremos un actuador que por lo menos nos de esa cantidad de par motor, esto es aproximadamente 17,8kg\*cm.

En cuanto al apartado de velocidad la máxima alcanzada será 282,7°/s, así mismo se debe verificar que el actuador alcance dicha velocidad.

Con estos resultados se elige el servomotor de la marca ANNIMOS que tiene un par motor a 7.4v de 35kg\*cm aproximadamente 3500Nmm, además posee una velocidad de 0.11sec/ 60° sin carga lo cual significa que posee una velocidad de 545°/s, valores suficientes para cubrir lo solicitado en la simulación.



Figura. 72 Actuador elegido para movimiento de Pronosupinación.

Desviación radio-cubital

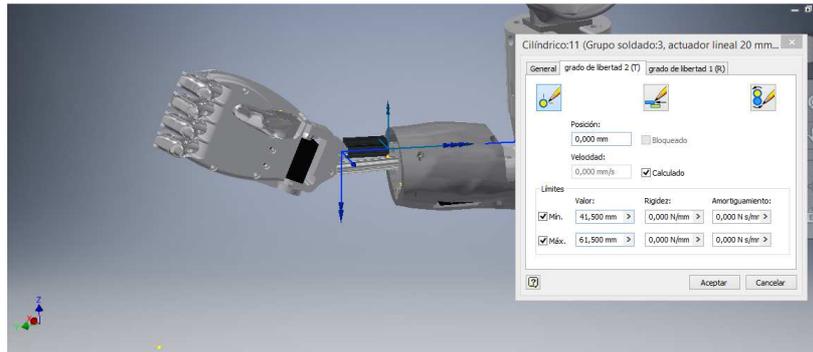


Figura. 73 Simulación de desviación radial cubital en software inventor de Autodesk.

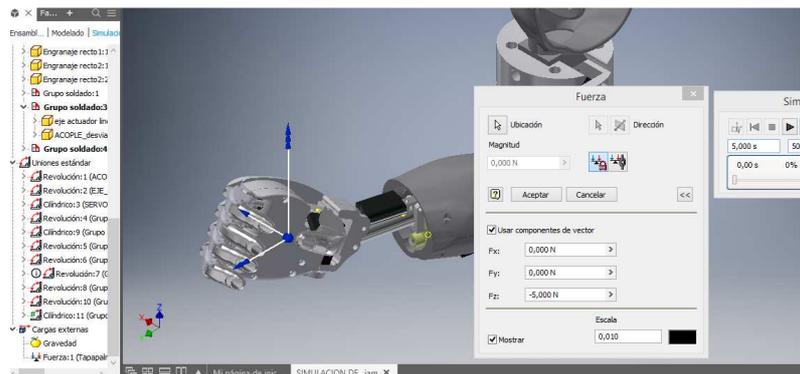


Figura. 74 Simulación de desviación radial cubital en software Inventor con peso de 500g en la palma.

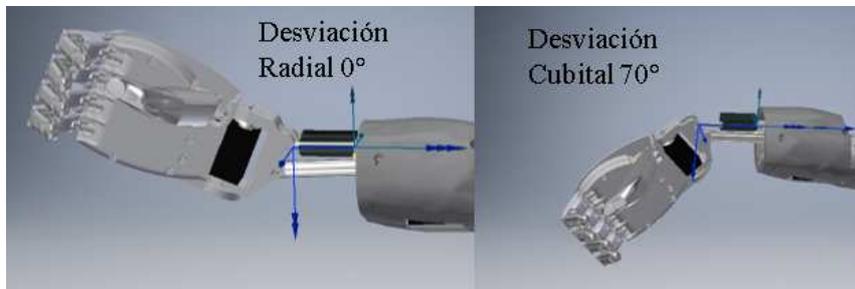


Figura. 75 Posiciones de Desviación Radial-Cubital.

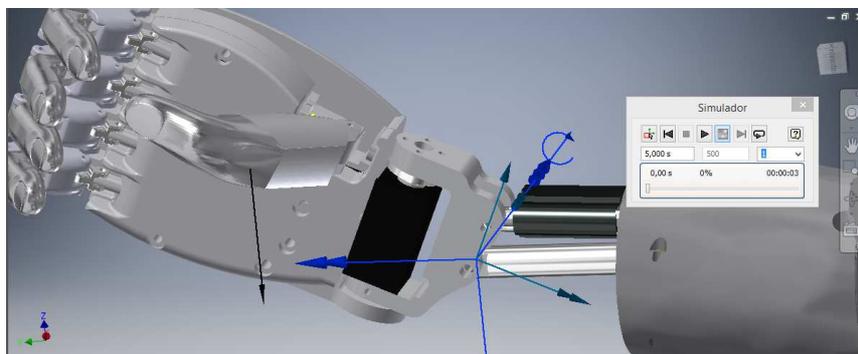


Figura. 76 Junta de revolución en movimiento de desviación Radial-Cubital.

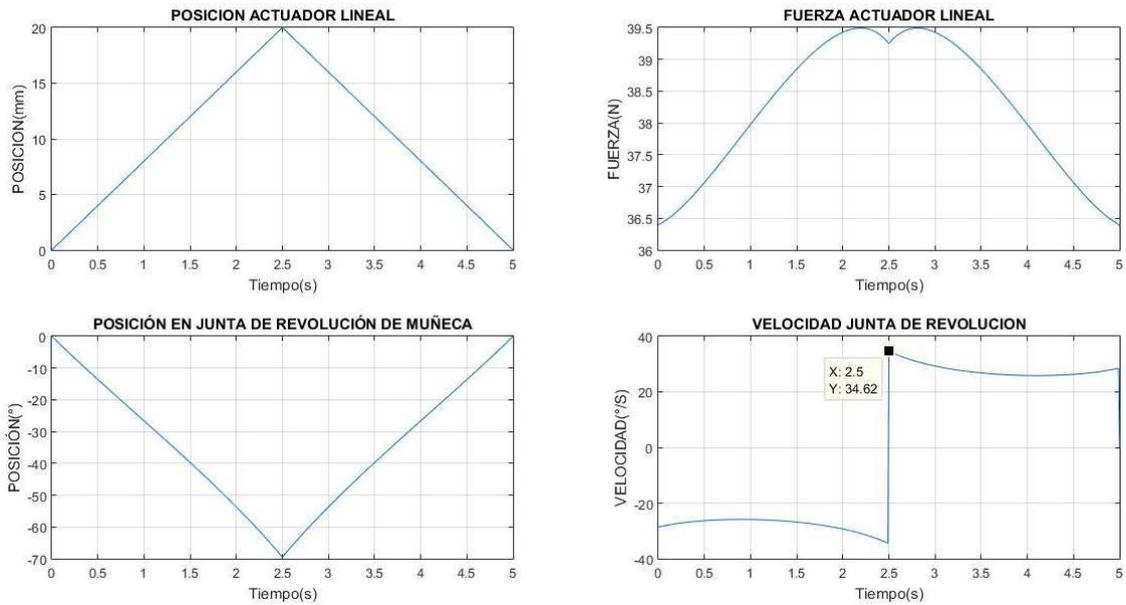


Figura. 77 Graficas resultantes de Desviación Radial-Cubital.



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	15g		
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%		

Figura. 78 Actuador Lineal escogido para movimiento de desviación radial, cubital.

En la Figura 77 se observa la simulación dinámica del movimiento de desviación radial-cubital, para esta simulación se escogió el actuador lineal de marca Actuonix que tiene las características de Figura 78, y se coloca todas las características en la simulación.

La posición inicial en cero grados es la posición de desviación radial y 70° la desviación cubital, para la simulación se da un control de posición del actuador lineal con una velocidad ya impuesta por el actuador ya escogido de 8mm/s.

Los resultados que se obtienen son la fuerza en el actuador para mover la mano y el peso de 500g, en este caso el valor máximo alcanzado es aproximadamente 39.5N, así que el

actuador elegido si nos puede dar esa cantidad de fuerza como vemos en la figura 78, en donde la fuerza máxima que puede entregar el actuador es de 50 N.

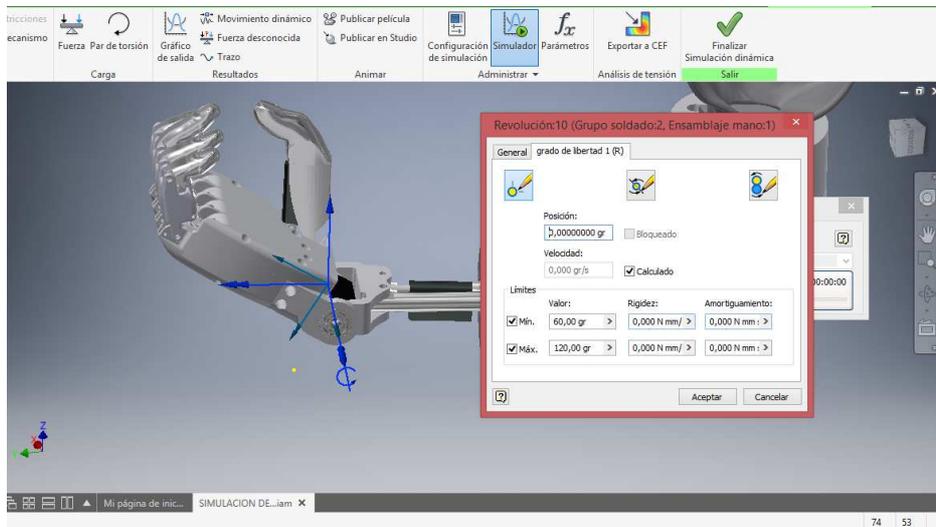


Figura. 79 Simulación muñeca

La máxima velocidad que alcanzara la junta de revolución Figura 77, es de 35°/s, una velocidad aceptable para este movimiento.

#### Flexo-extensión de muñeca

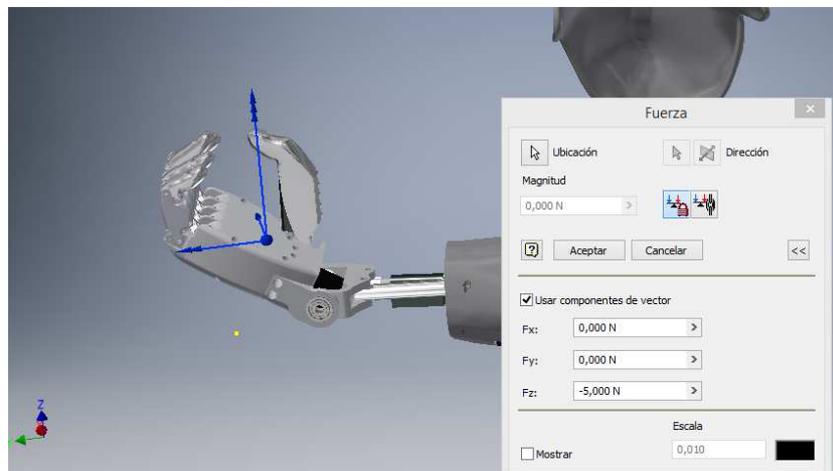


Figura. 80 Simulación de Flexión- Extensión de muñeca con 500g en la palma de la mano.

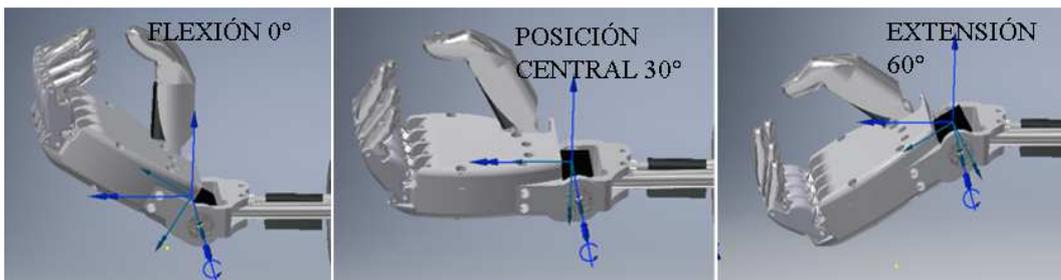


Figura. 81 Posiciones de Flexión-extensión de muñeca.

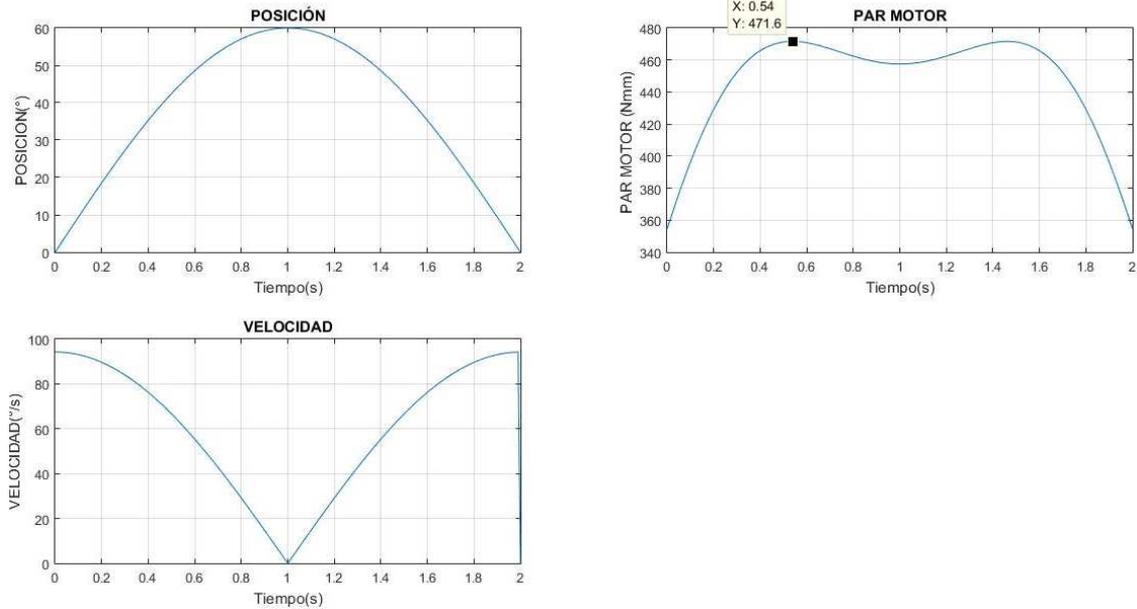


Figura. 82 Graficas resultantes de Flexión-extensión de muñeca.

En la Figura 82 se observa la simulación dinámica del movimiento de flexión extensión de la muñeca donde la posición inicial en cero grados es la posición de flexión y  $60^\circ$  en extensión, para la simulación se da un control de posición con una función seno, en un periodo de 4 segundos, lo que nos genera que de 0 a  $60^\circ$  el movimiento se de en un segundo.

Los resultados que se obtienen son el par motor necesario en el actuador para mover la prótesis y un peso de 500g en la palma de la mano. En este caso el valor máximo alcanzado es 472Nmm, así que necesitaremos un actuador que por lo menos nos de esa cantidad de par motor, esto es aproximadamente  $4,80\text{kg}\cdot\text{cm}$ .

En cuanto al apartado de velocidad la máxima alcanzada será  $90^\circ/\text{s}$ , así mismo se debe verificar que el actuador alcance dicha velocidad.

Con estos resultados se elige el servomotor de la marca ANNIMOS que tiene un par motor a 7.4v de  $35\text{kg}\cdot\text{cm}$  aproximadamente 3500Nmm, además posee una velocidad de 0.11sec/  $60^\circ$  sin carga lo cual significa que posee una velocidad de  $545^\circ/\text{s}$ .

## 35Kg Coreless Digital Servo

DS3235SG

Weight: 60g

Size: 40x20x38.5mm

Motor: Coreless motor

Bearing: Double bearing

Voltage Range: 5-7.4V

Speed (at no load): 0.11sec/60° 7.4V

Stall torque (at locked): 35 kg-cm 7.4V



Figura. 83 Servomotor escogido para Flexión-extensión de muñeca.

### Simulación combinada

A parte de las simulaciones de cada uno de los movimientos independientes se realiza una simulación dinámica de los movimientos actuando en conjunto para poder conocer el comportamiento de las fuerzas y momentos al realizar una cierta tarea, en la simulación de la Figura 84 se realiza la secuencia de levantamiento de una botella de 500g en la palma de mano, tarea que se realiza en 4 segundos y se observa que los pares y fuerzas de los motores son similares a los encontrados anteriormente y que no exceden los límites

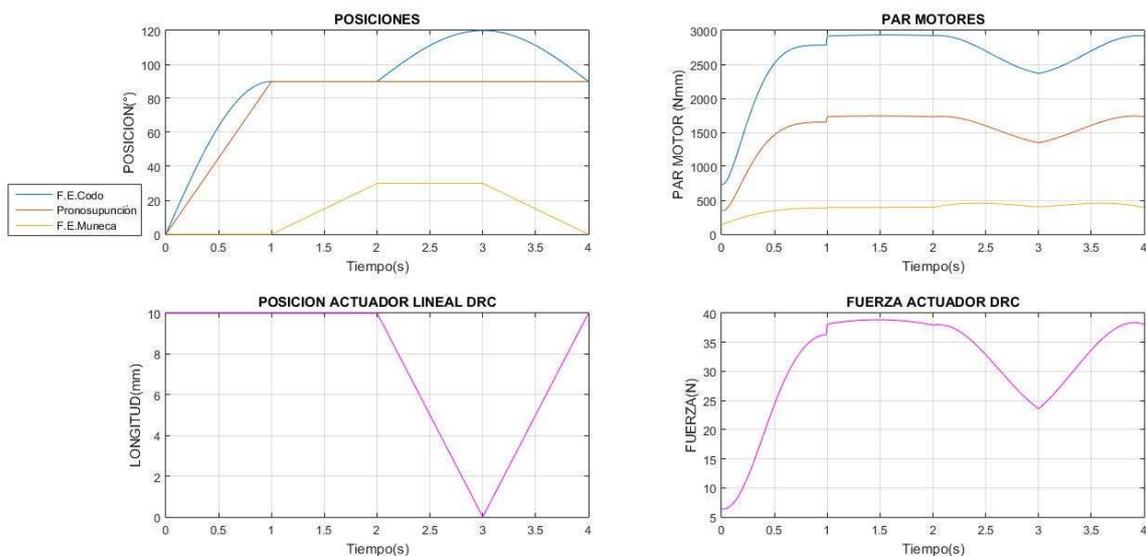


Figura. 84 Simulación de movimientos combinados con objeto de 500g en la palma

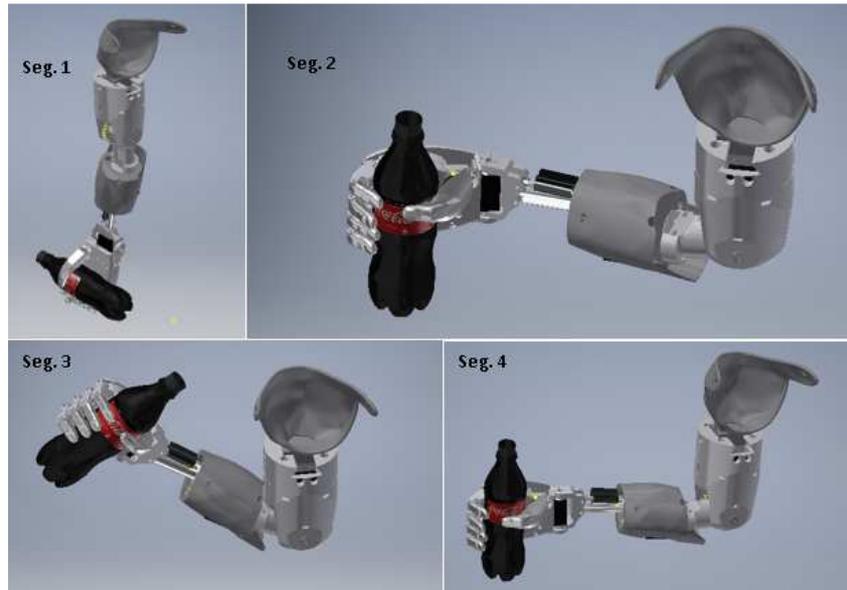


Figura. 85 Posiciones de la prótesis en cada segundo de la simulación.

#### Propiedades generales

#### Centro de gravedad y masa

Un apartado importante en la prótesis debe ser el centro de gravedad debido a que continuas fuerzas van a estar actuando el dispositivo haciendo importante conocer donde se concentraran todas estas fuerzas, el software inventor nos permite conocer la posición del centro de gravedad de nuestra prótesis, sin embargo esta ira cambiando a medida que la prótesis se vaya moviendo o tomando algún objeto sin embargo tomamos una posición habitual que es en punto central de todos los movimientos y obtenemos el centro de gravedad, con respecto al eje ubicado en el centro del húmero.

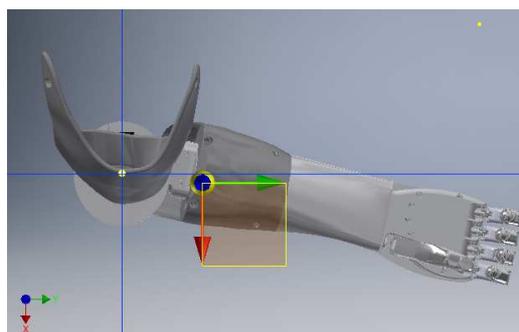


Figura. 86 Centro de gravedad en el plano XY.

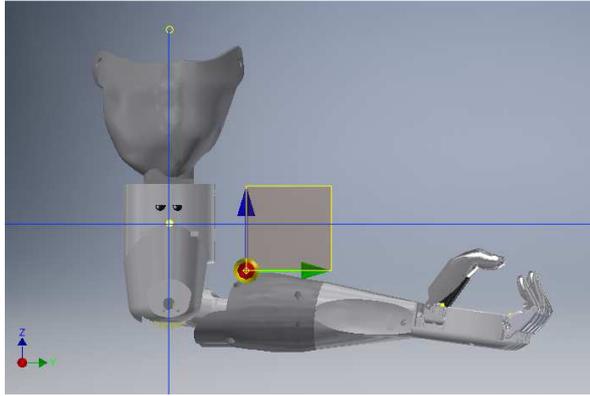


Figura. 87 Centro de gravedad en el plano ZY.

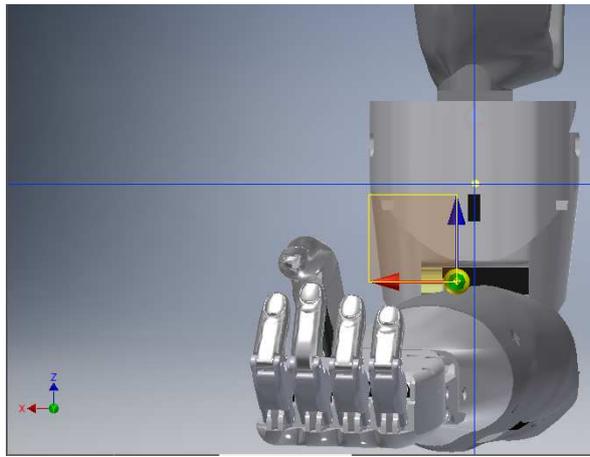


Figura. 88 Centro de gravedad en el plano ZX.

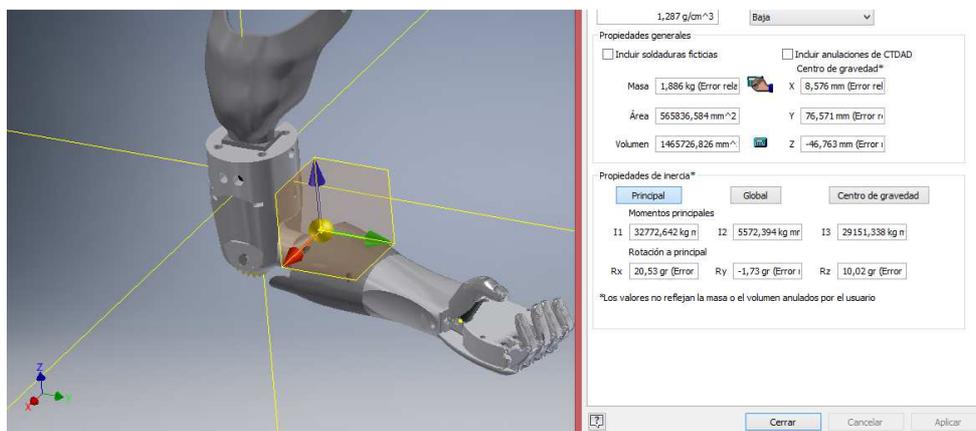


Figura. 89 Centro de gravedad Valores.

En la Figura 89 tenemos los valores de centro de gravedad en la posición indicada, además de esto se tiene una estimación de la masa total de la prótesis (1,88kg) ya con los actuadores y baterías, únicamente faltaría colocar las tarjetas de control y de recolección de señales. Adicional a esto tenemos unos valores de inercial que el software ya nos genera automáticamente.

De acuerdo con la biomecánica la ubicación del centro de masa de las partes del cuerpo viene dado por la siguiente tabla.

Tabla 18 Posiciones del centro de gravedad de partes del cuerpo según la biomecánica [#]

Segmento	% Masa	% distancia del CG		% Ubicación radio de giro cuando el segmento gira respecto a		
		Proximal	Distal	CG	Proximal	Distal
Mano	0.60	50.6	49.4	29.7	58.7	57.7
Antebrazo	1.60	43.0	57.0	30.3	52.6	64.7
Brazo	2.80	43.6	56.4	32.2	54.2	64.5
Pie	1.45	50.0	50.0	47.5	69.0	69.0
Pierna	4.65	43.3	56.7	30.2	52.8	64.3
Muslo	10.00	43.3	56.7	32.3	54.0	65.3

La Tabla 18 nos indica que el porcentaje de distancia que existe del centro de gravedad al eje de cualquier segmento del cuerpo, aquí el que nos interesa es el antebrazo que como vemos tiene el centro de gravedad a un porcentaje de 43%.

Entonces con un simple cálculo podemos encontrar las medidas antropométricas tomadas del paciente (Tabla 17), y se encuentra que la longitud es 23cm, basta con calcular el 43% de ese valor y obtendremos en qué posición deberá estar el centro de gravedad en el eje y en nuestro caso (Figura 89).

$$CM_{proximal}=0.43 \times 23\text{cm}=9.89\text{cm}$$

Como se ve la distancia debería ser 9.89cm a lo cual en nuestro modelo tenemos 7.65cm, y aunque existe una variación no es exageradamente grande y se puede explicar debido a los elementos y acoples mecánicos que se usa en la prótesis así que podemos dejarlo como válido, debido a que no influirá mucho en el comportamiento del dispositivo [60].

#### Antropometría y medidas

Es importante comprobar que todas las medidas de antropometría sean correctas y estén de acuerdo con las medidas del paciente debido a que si la prótesis se ve más grande que el brazo la persona podría experimentar una sensación de extrañeza.

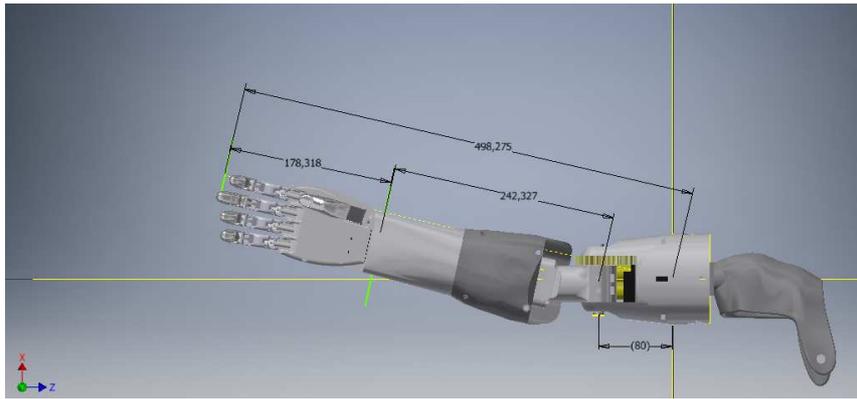


Figura. 90 Medidas finales de la prótesis.

### Brazo

En la Tabla 17 las medidas del brazo (Total) extendido es de 63cm, si restamos esto de la medida del antebrazo con la mano y además la medida del muñón obtendremos la medida restante del brazo que deberá tener nuestra prótesis.

$$\text{Brazo\_faltante} = \text{brazo\_Total} - \text{Antebrazo} - \text{Muñón}$$

$$\text{Brazo\_faltante} = 63\text{cm} - 40\text{cm} - 13\text{cm}$$

$$\text{Brazo\_faltante} = 10\text{cm}$$

La medida obtenida es 10cm, y si contrastamos con la medida que nosotros tenemos en nuestro diseño observaremos que nuestra medida es de 8cm, sin embargo, esta medida será un poco mayor debido al socket que ira colocado en el muñón, pero la medida de esta parte esta correcta

### Antebrazo

La medida del antebrazo sin la mano lo obtendremos restando la medida del antebrazo con mano menos la distancia del dedo medio a la muñeca (Mano), así tenemos:

$$\text{Antebrazo} = \text{Antebrazo con mano} - \text{mano}$$

$$\text{Antebrazo} = 40\text{cm} - 17\text{cm}$$

$$\text{Antebrazo} = 23\text{cm}$$

Si contrastamos la medida real con el valor del diseño vemos que tienen valores bastante similares, por un lado, el valor real es de 23cm y de la simulación es 24,2 cm, entonces esta medida antropométrica esta correcta.

## Mano

En la Tabla 17 las medidas de mano son de 17cm, y si verificamos en el diseño observamos que nuestra medida es de 17,8cm un valor muy parecido así que también se da por correcto, cabe destacar que la mano es la tercera versión de “Maki 3.0” aunque se le tuvo que hacer algunas modificaciones debido a que la modelo de esta mano era muy grande y se debía reducir espacio.

## Medida total de prótesis

La medida total real medida se obtiene restando la medida del brazo total (63cm) menos el muñón (13cm), los cual nos da como resultado 50cm que es el valor que debería tener nuestra prótesis totalmente extendida, si verificamos en el diseño vemos que tenemos un valor de 49,8 cm lo cual es correcto, aunque el acople del socket hará que esta medida crezca un poco pero no será una medida demasiado grande.

Las medidas finales de la prótesis se exponen a continuación, estas medidas son importantes para realizar análisis de movimiento como son los análisis cinemáticos y cinéticos.

Tabla 19 Medidas finales de prótesis transhumeral.

MEDIDAS FINALES		
	REAL	DISEÑO
Porción faltante de Brazo	10cm	8cm
Antebrazo	23cm	24,2cm
Mano	17cm	17,8cm
Total	50cm	49,8cm

## Análisis estático mediante software inventor

Para la simulación estática se consideró los elementos que van a soportar las cargas, y se omitió los elementos de estética como los recubrimientos que lo único que hacen es dar la estética a la prótesis.

Se realizó la simulación en los dos puntos los cuales van a ser los más críticos cuanto el brazo este en flexión y extensión para levantar algún peso.

Realizado el ensamble completo del brazo en el software inventor con el fin de hacer uso del entorno de análisis estático que el software permite, donde se colocan las restricciones de fijación, además se colocan las cargas en la cual considerando una carga de 0.5

kilogramos en la palma de la mano y, por consiguiente, obtenemos los resultados los cuales se exponen en la Tabla 20.

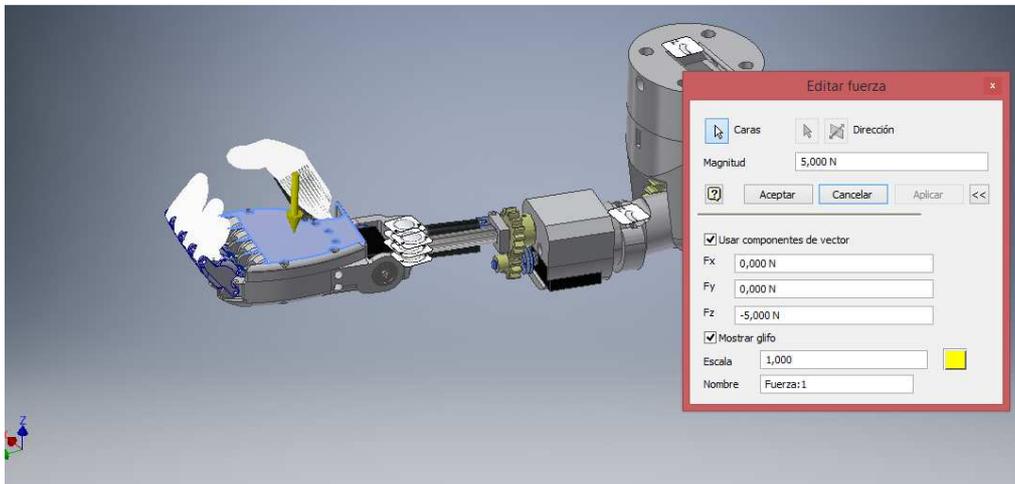


Figura. 91 Simulación estática de prótesis en posición dos, peso de 5N.

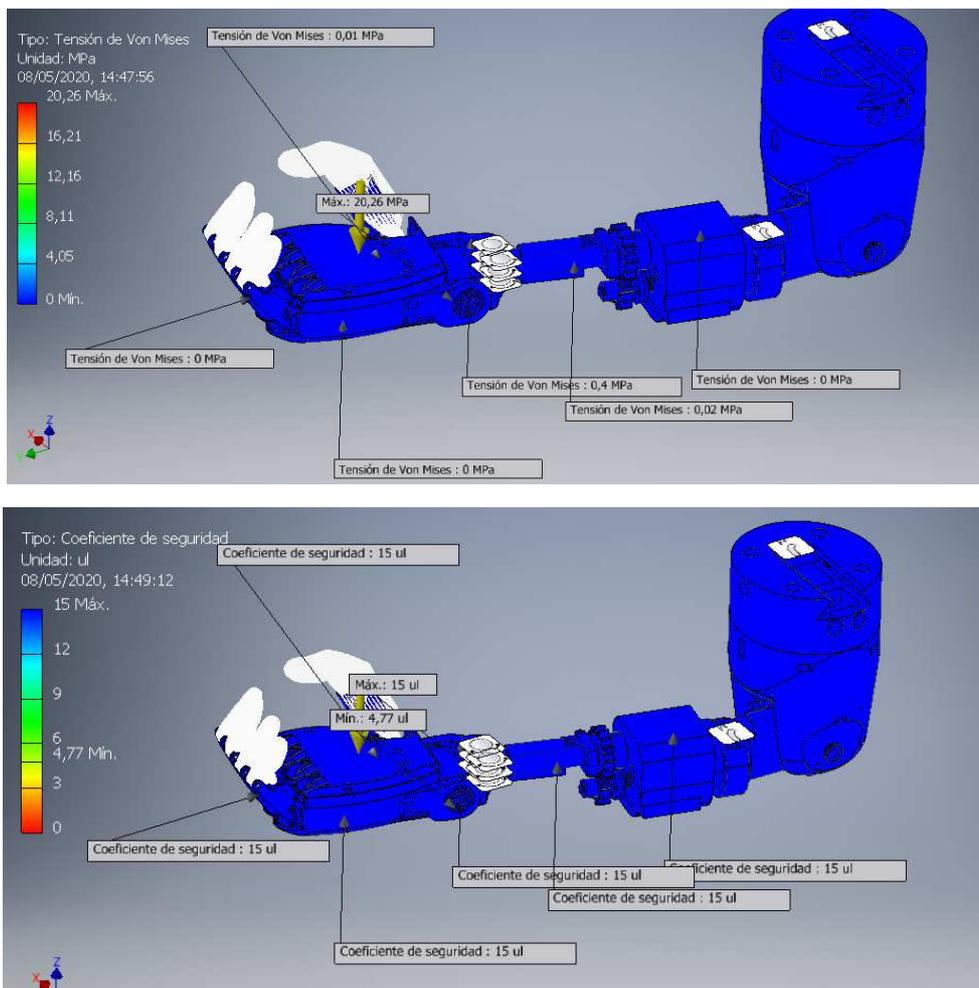


Figura. 92 Tensión Von Mises y coeficiente de seguridad de prótesis en posición uno, peso de 5N.

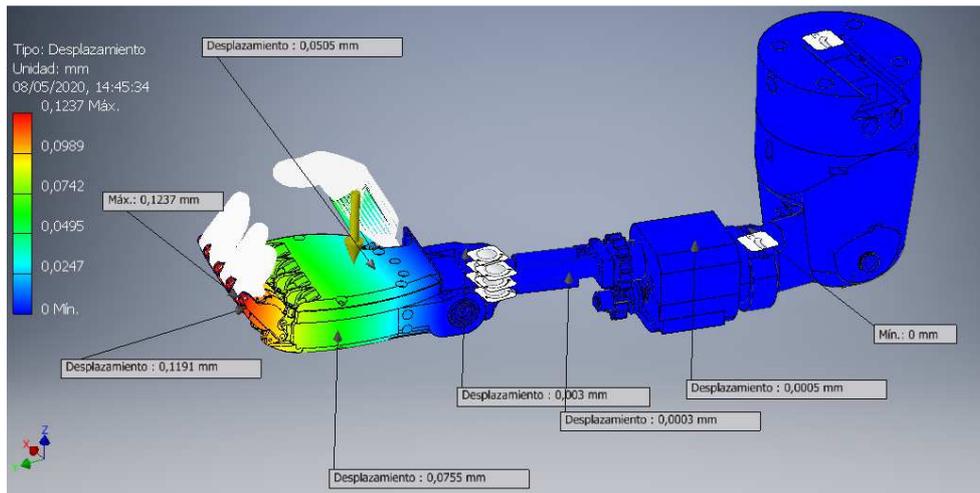


Figura. 93 Deformación de prótesis en posición uno.

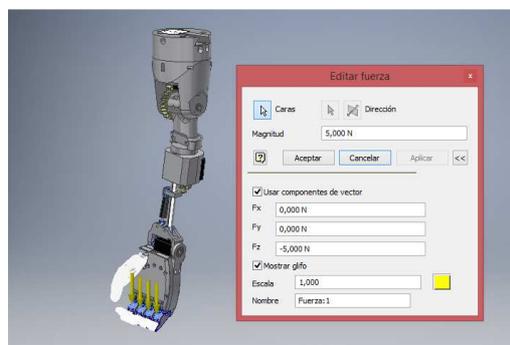
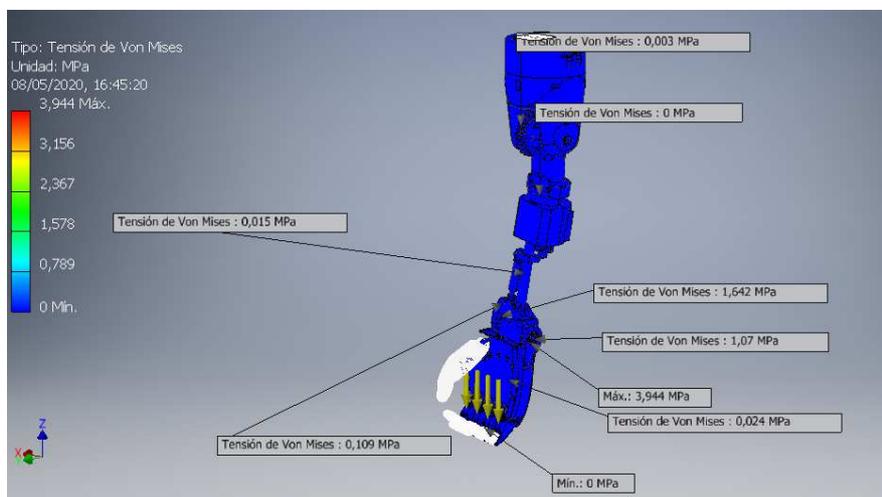


Figura. 94 Simulación estática de prótesis en posición dos, peso de 5N.



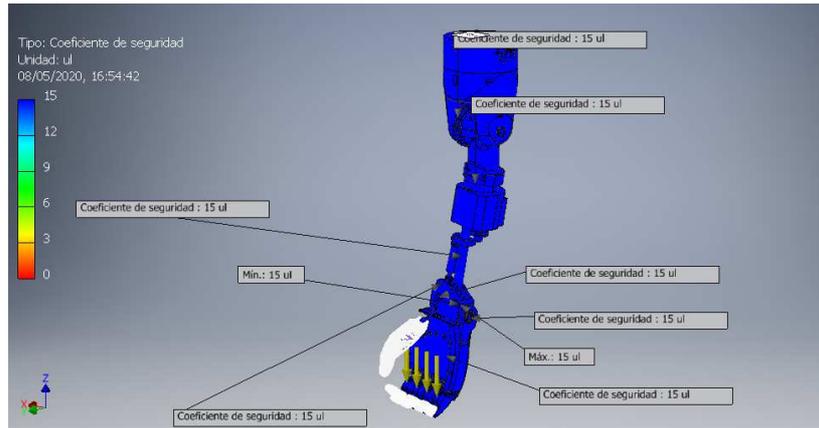


Figura. 95 Tensión Von Mises y coeficiente de seguridad de prótesis en posición dos, peso de 5N.

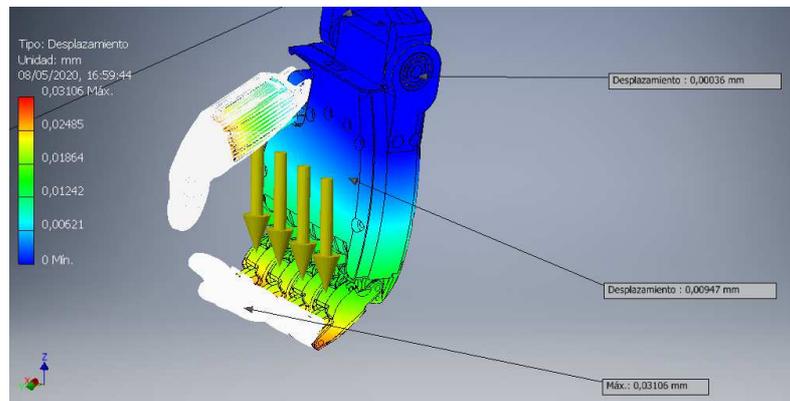
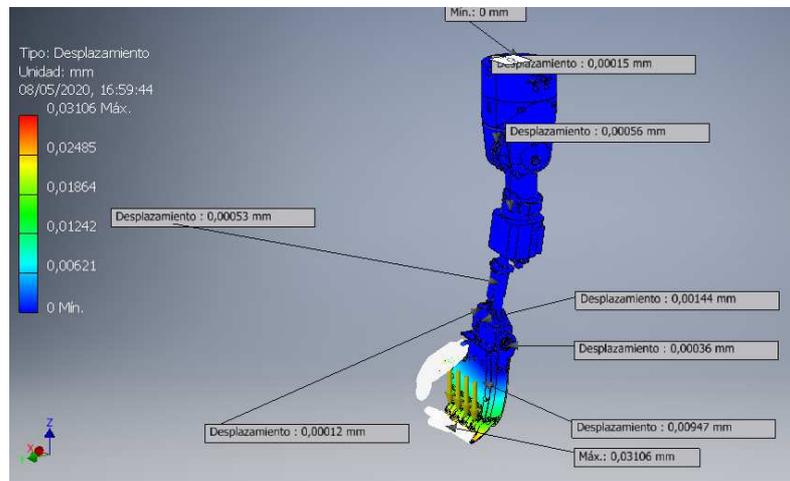


Figura. 96 Resultados de deformación de prótesis en posición dos.

Tabla 20 Resultados de simulación estática.

Posición		Factor de seguridad [F.S.]	Tensión Von mises [Mpa]	Deformación (mm)
UNO	Mínimo	4.7	0	0
	Máximo	15	20.26	0.12
	Mínimo	15	0	0

DOS	Máximo	15	3.94	0.03
-----	--------	----	------	------

Con estos resultados tendremos que hacer una evaluación al material más crítico que es el ABS, debido a que los demás materiales usados en la prótesis (aluminio y el acero), tiene resistencias mucho más altas que los obtenidos como valores máximos en las simulaciones.

Según la tesis “ANÁLISIS DE TRACCION DE PROBETAS IMPRESAS EN 3D MEDIANTE DEPOSICION DE HILO FUNDIDO DE PLA, ABS Y PLA/ MLO” desarrollada en la Universidad Politécnica Salesiana, de una pieza impresa en 3D en ABS se tiene las siguientes propiedades [61].

Tabla 21 Propiedades de 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

Como se observa el esfuerzo de fluencia es de 8,77MPa y el esfuerzo máximo que soporta el material antes de que sufra una fractura es de 21,24MPa. En la simulación se obtiene que los valores de tensión Von Mises máximos que soportara la prótesis con 5N en su palma van a ser de 20.26 MPa en la posición uno (Figura 92) y 3.94MPa en la posición dos (Figura 93), cabe destacar que esto es con la carga máxima que soportará la prótesis, además este valor máximo únicamente se da en los tornillos y otros elementos que tiene una resistencia muchísimo más alta que 8.6Mpa y 15,52 MPa.

En la simulación se observa que la posición uno la Tensión Von Mises en las piezas de ABS va desde 0 hasta 4.05MPa (Figura 93 Color azul), y en la posición dos (Figura 93 Color azul), de 0 a 0.7 MPa, estos valores menores al esfuerzo de fluencia y al esfuerzo máximo soportado por el material, teniendo esto en cuenta y con los resultados de la simulación que nos arrojan que el factor de seguridad va de un valor mínimo de 4.7 a un máximo de 14 en la posición uno y 15 en la posición 2, en definitiva esta prótesis soportará su propio peso y cargas de 5N en la palma de la mano, sin sufrir una deformación o una rotura, además se observa que las deformaciones son de 0.12mm y 0.03 mm, que son valores despreciables [61].

## Construcción de prototipo

### Elección de materiales

El material elegido como se vio en secciones anteriores es el plástico ABS debido a su fluidez, resistencia al calor y a los impactos y a su facilidad de procesado, teniendo que la prótesis se va a construir en impresión 3D es una elección adecuada. En la tabla 10 se puede evidencia algunas de las propiedades más importantes de este polímero.

Para el sistema de soporte y las juntas el material escogido es el aluminio debido a su elevada relación resistencia peso, su resistencia a la corrosión, su apariencia y su facilidad de conformado y manufactura. En la tabla 9 se puede evidencia algunas de las propiedades más importantes de este polímero.

### Impresión 3D

La Universidad Politécnica Salesiana cuenta con máquinas para construcción 3D de alta calidad, las cuales permiten construir piezas de casi cualquier forma. La máquina utilizada para la construcción del prototipo es la Luzbot TAZ 6 de la compañía del mismo nombre.

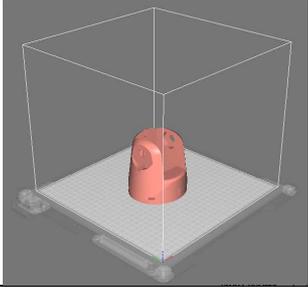
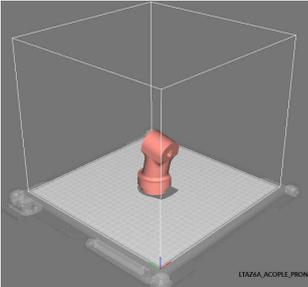
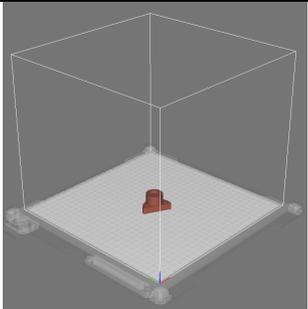
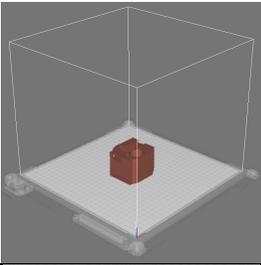
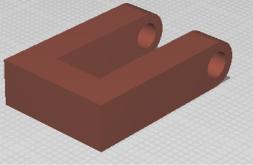
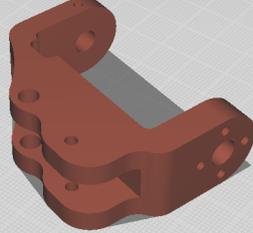


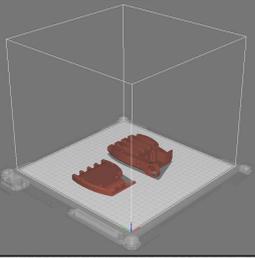
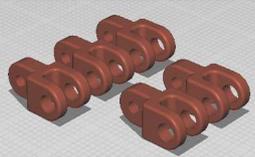
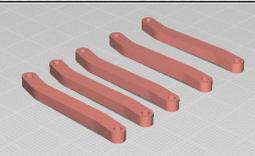
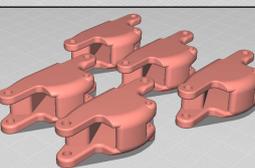
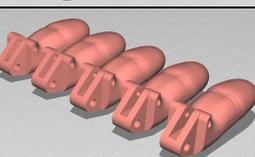
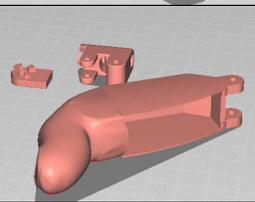
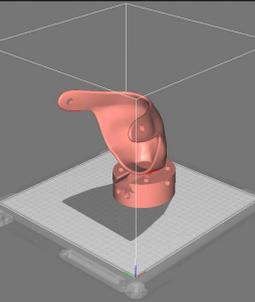
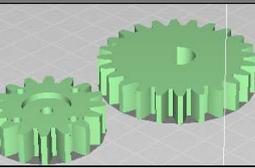
Figura. 97 Impresora LUZBOT TAZ de la Universidad Politécnica Salesiana.

La impresora cuenta con su propio software llamado CURA de impresión donde se carga un archivo en stl y la cual lo transforma a código G que la maquina puede interpretar. En la Tabla 22 se detalla los tiempos requeridos para la impresión de cada parte de la prótesis teniendo un total de 82h50min de impresión.

Tabla 22 Tiempos de impresión

Descripción		Material	Tiempo
Húmero			18h

		PLA	
Acople 12°		PLA	7h50min
Tapa rodamiento		PLA	1h
Soporte pronosupinación		PLA	7h 10 min
Soporte actuador		PLA	20min
Muñeca		PLA	1h 30min

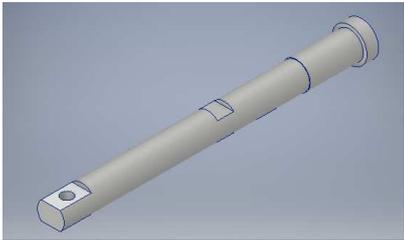
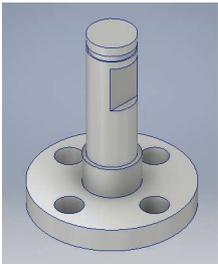
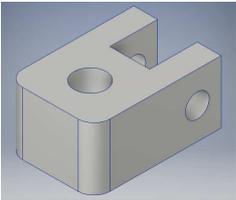
Mano		PLA	10h 55min
Acople dedos 1		ABS	15min
Acople dedos 2		ABS	20min
Falanges		ABS	3h15min
Dedos		ABS	3h15min
Pulgar		ABS	1h15min
Socket		PLA	24h
Engranajes de codo		PLA	3h25min
<b>Total</b>			<b>82h50min</b>

## Mecanizado

Una vez que se tiene las piezas construidas en polímero ABS, se tienen que construir mediante mecanizado convencional los ejes y juntas, estas van a construirse en aluminio teniendo una tolerancia dimensional de 0,1mm.

En la Tabla 23 se detallan los tiempos necesarios para la construcción de cada una de las piezas.

Tabla 23 Tiempos de construcción de ejes

Descripción		Material	Tiempo
Eje pronosupinación		Aluminio	5h
Eje Flexo-extensión codo		Aluminio	3h
Eje acople motor		Aluminio	3h
Acople de actuador lineal 1		Aluminio	2h
Acople de actuador lineal		Aluminio	1h

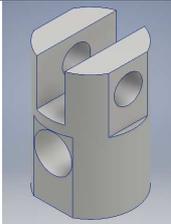
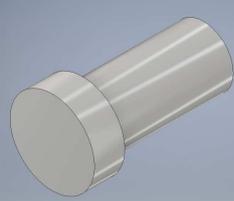
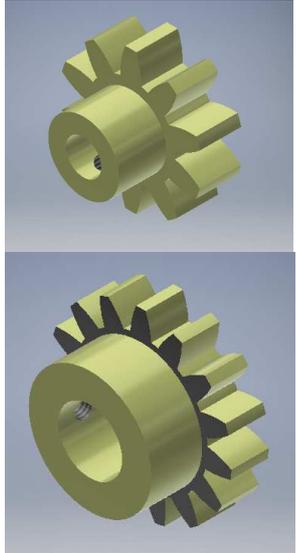
			
Eje Flexo-extensión muñeca		Acero Plata	1h
<b>Total</b>			15h

Tabla 24 Tiempos de construcción engranajes.

Descripción		Costo
Engranajes de pronosupinación, relación 1:1,5		66\$
<b>Total</b>		66\$

Finalmente, y con todas piezas y componentes se desarrolló el primer prototipo de prótesis transhumeral (Figura.98), aquí se ve que el acople de las piezas se realizó de manera correcta, integrando tanto las piezas impresas en 3D, como las piezas en mecanizado convencional, además en las tapas se dejó espacio para la colocación de elementos de control y de recolección de señales que se realizaran en una próxima etapa (Figura.99).

El dispositivo posee un peso de 2kg, haciendo que esta prótesis tenga un tamaño moderado y de acuerdo con las especificaciones planteadas al inicio además posee las medidas de las que se hace mención en la Tabla 19.

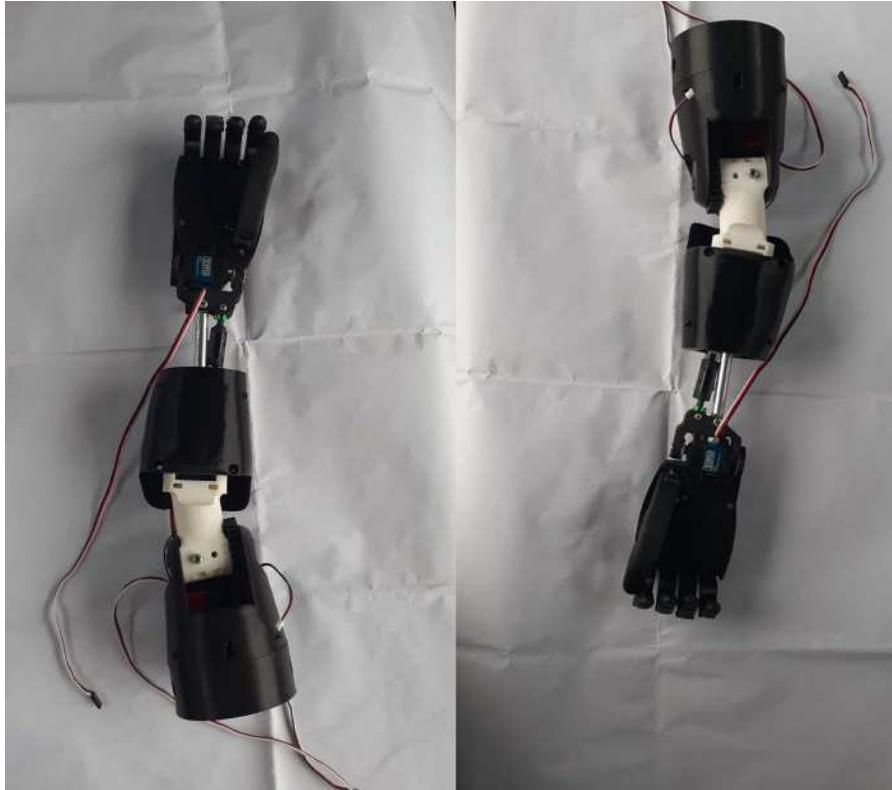


Figura. 98 Resultado Final de construcción de Prótesis Transhumeral.

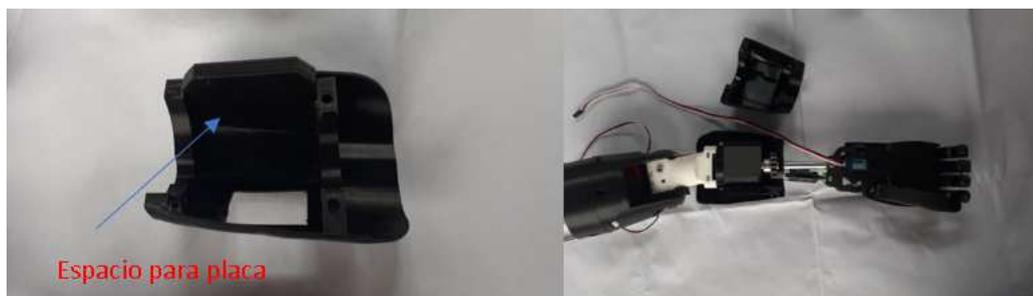


Figura. 99 Lugares de colocación de placa.

#### Diseño electrónico

En el diseño electrónico se construyó dos placas para realizar las pruebas de movimiento, teniendo primeramente en cuenta las corrientes máximas que manejan los actuadores ya colocados en su sitio las cuales se detallan en la Tabla 25.

Tabla 25 Consumo de actuadores

Servomotor de Flexo-extensión codo	<b>1.21 A</b>
Servomotor de Pronosupinación	<b>0.3 A</b>

Servomotor de Flexo-extensión de muñeca	<b>0.3A</b>
Actuador lineal de desviación radio cubital	<b>0.1 A</b>
Flexo-extensión de dedo meñique	<b>0.07 A</b>
Flexo-extensión de dedo anular	<b>0.07 A</b>
Flexo-extensión de dedo índice	<b>0.07 A</b>
Flexo-extensión de dedo medio	<b>0.07 A</b>
Flexo-extensión de dedo pulgar	<b>0.07 A</b>
<b>Total consumo</b>	<b>2.26A</b>

El total de consumo es de 2.26A, para ello se utilizará una batería de 9800mA hora la cual nos daría una autonomía de 4 horas aproximadamente si se utilizará todos los movimientos de brazo a la vez, pero para un uso más moderado las baterías tranquilamente nos darían una autonomía de 8 horas.

Para el control de los actuadores lineales necesitamos una compuerta que nos permita manejar la corriente de 0.07A y que nos permita realizar la inversión de giro para que el vástago actuador lineal puede realizar la salida y entrada generando los movimientos, para ello se usó el LM293D que puede soportar 0.6 mA en sus terminales de salida.

En la figura 100 se expone un esquema simplificado de las conexiones de la prótesis.

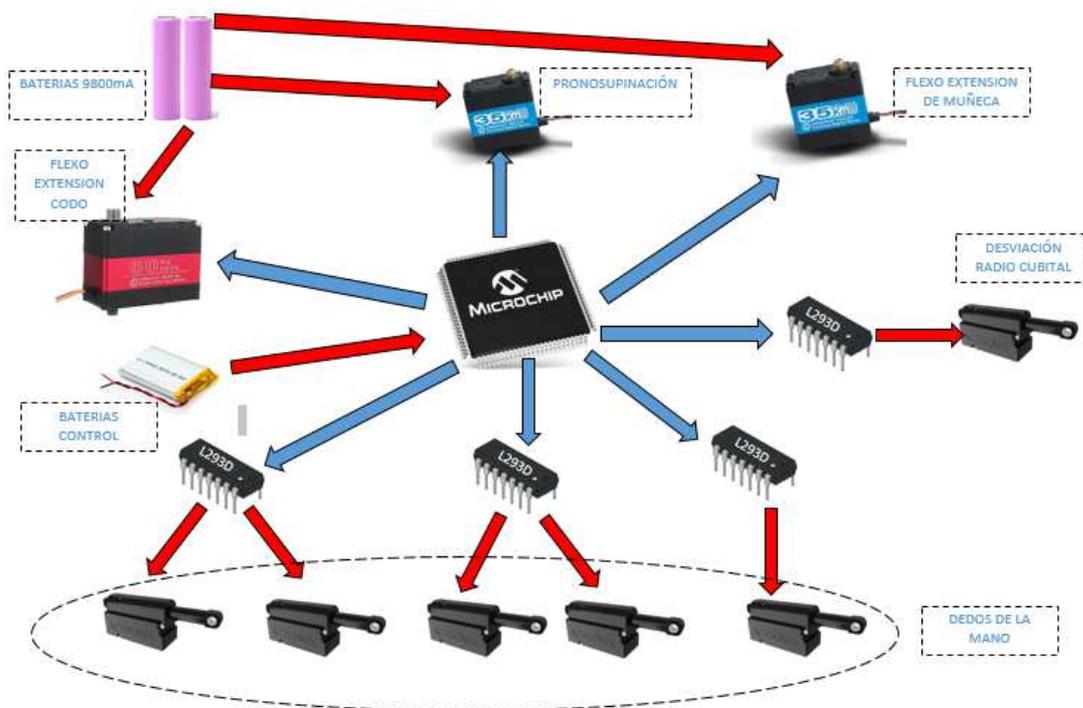


Figura. 100 Conexiones de prótesis transhumeral.

Se diseña entonces la placa de pruebas en el software Multisim 14.0 en el cual se utiliza un pic 16f887 para el control a continuación se tiene el esquema y una vista en 3D de la placa.

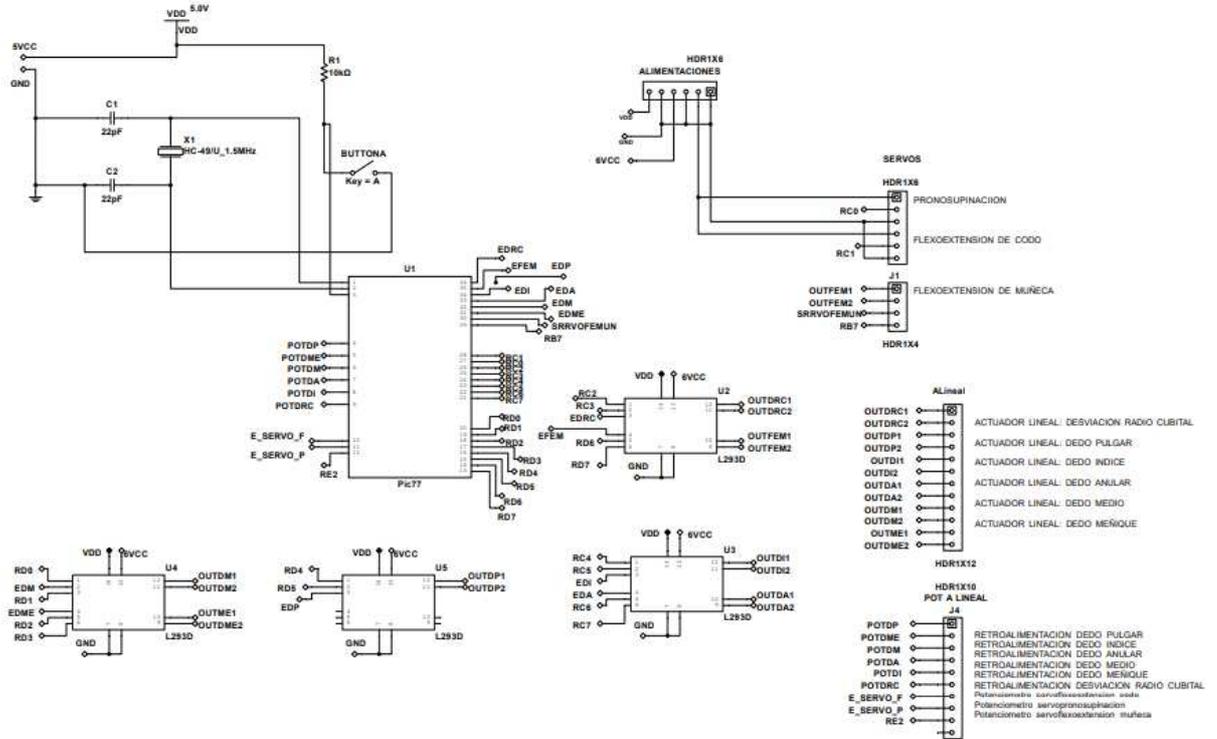


Figura. 101 Diseño en Multisim 14.0 de la placa de control.

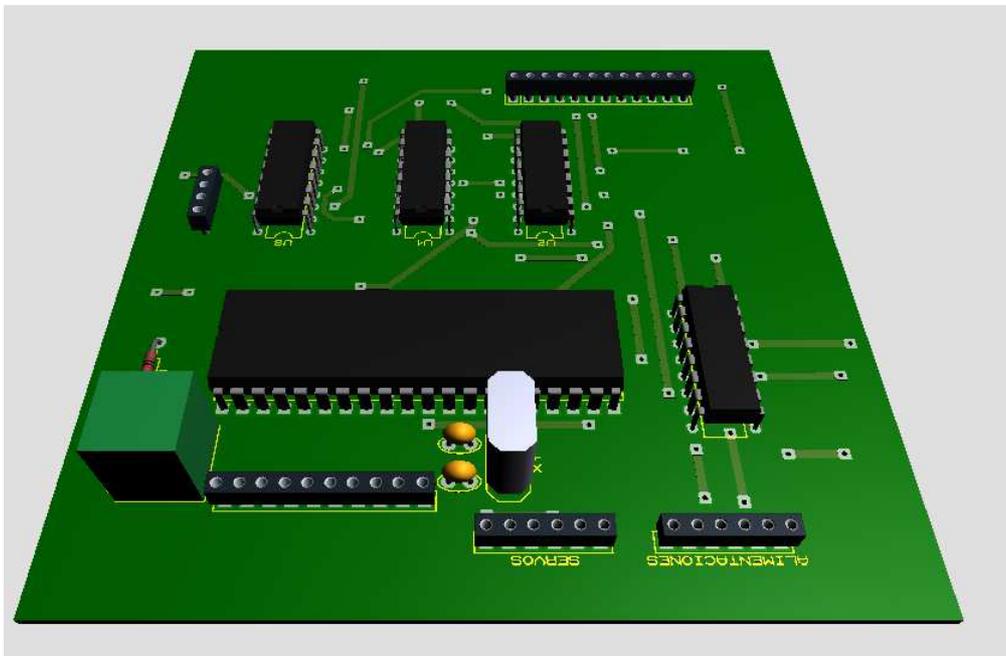


Figura. 102 Vista 3D de placa de control.

Finalmente se diseña una placa para poder condensar todas las conexiones de la mano.

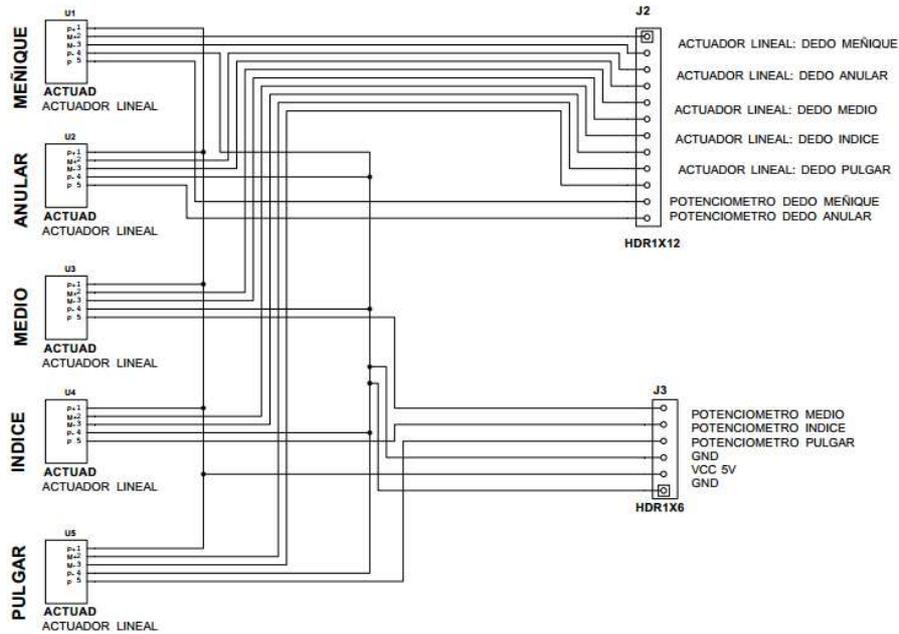


Figura. 103 Diseño en Multisim 14.0 de la placa de mano.

### Sistema de control

Como se indicó para el control ON-OFF se utilizó un PIC 16F887, el cual cuenta con 35 pines de entrada salida, los cuales nos permiten realizar las instrucciones para mover los actuadores, así como posee 8 entradas para conversión analógica digital para tomar las retroalimentaciones, teniendo así las conexiones de la tabla 26.

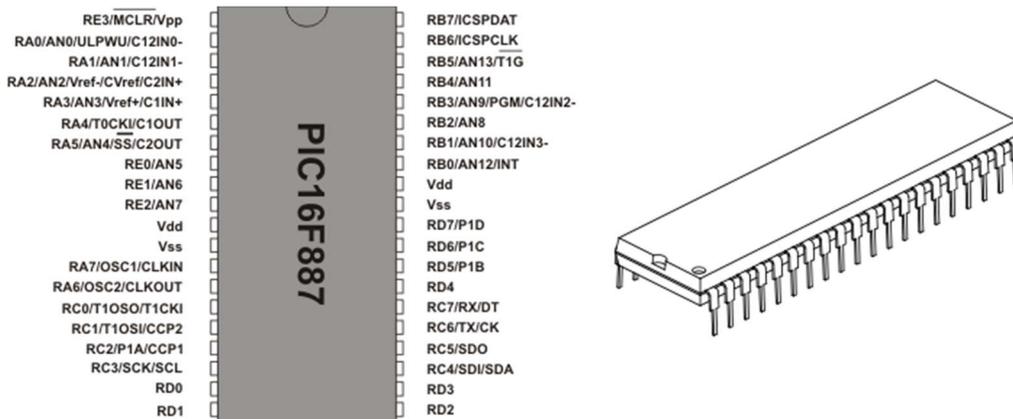


Figura. 104 PIC 16F887

Tabla 26 Conexiones

Actuador	Pin de microcontrolador	Retroalimentación
Servomotor de Flexo-extensión de codo.	Tipo: Señal PWM Pin:RC1	Tipo: Señal Analógica Pin:RC1

Servomotor de pronosupinación.	Tipo: Señal PWM Pin:RC0	Tipo: Señal Analógica Pin:RE1
Servomotor de Flexo-extensión de muñeca	Tipo: Señal PWM Pin: RB6	Tipo: Señal Analógica Pin:RE2
Actuador lineal desviación radio cubital	Tipo: Digital Pin Sentido 1: RC2 Pin Sentido 2: RC3 Pin Enable 1: RB0	Tipo: Señal Analógica Pin:RA5
Actuador lineal dedo meñique	Tipo: Digital Pin Sentido 1: RD2 Pin Sentido 2: RD3 Pin Enable 1: RB5	Tipo: Señal Analógica Pin:RA1
Actuador lineal dedo índice	Tipo: Digital Pin Sentido 1: RC4 Pin Sentido 2: RC5 Pin Enable 1: RB2	Tipo: Señal Analógica Pin:RA4
Actuador lineal dedo anular	Tipo: Digital Pin Sentido 1: RC6 Pin Sentido 2: RC7 Pin Enable 1: RB3	Tipo: Señal Analógica Pin:RA3
Actuador lineal dedo medio	Tipo: Digital Pin Sentido 1: RD0 Pin Sentido 2: RD1 Pin Enable 1: RB4	Tipo: Señal Analógica Pin:RA2
Actuador lineal dedo pulgar	Tipo: Digital Pin Sentido 1: RD4 Pin Sentido 2: RD5 Pin Enable 1: RB2	Tipo: Señal Analógica Pin:RA0

#### Integración

En esta sección se acoplan todos los elementos mecánicos, electrónicos, sistemas de control que en este caso es la placa de pruebas para poder lograr los movimientos a lazo abierto además se realizan las pruebas de funcionamiento.

## Prueba de movimiento



Figura. 105 Prueba de funcionamiento de Flexión-extensión de codo.



Figura. 106 Prueba de funcionamiento de Flexión-extensión de Muñeca.



Figura. 107 Prueba de funcionamiento de Desviación Radial-Cubital.



Figura. 108 Prueba de funcionamiento de Pronación-Supinación.

Como se observa en las imágenes todos los movimientos de la prótesis son logrados con éxito, además que la placa de pruebas funciona perfectamente para todos los

movimientos, teniendo un exitoso movimiento en lazo abierto de cada uno de los movimientos planteados, la Figura 105 muestra el movimiento de flexión y extensión del codo teniendo un rango de movimiento de  $120^{\circ}$ , la Figura 106 muestra la flexión y extensión de la muñeca y se realiza un movimiento de 60 grados aunque como vemos en la imagen mediante programación se puede lograr incluso los  $170^{\circ}$  de rango de movimiento que una persona normal posee aunque como vimos  $60^{\circ}$  es suficiente para realizar las ADLs, en la Figura 107 y 108 observamos los movimientos de desviación radial-cubital y Pronación-Supinación respectivamente también obteniendo los rangos de movimientos deseados.

#### Socket y antebrazo

Para comenzar a realizar la prótesis lo primero que se hizo fue escanear la parte del cuerpo del paciente a realizar, para esto se utiliza un escáner 3D de Artec con una distancia considerable de 1m se comienza a escanear, para el procesamiento de los datos que va obteniendo el escáner se utiliza el mismo software del escáner.

#### Antebrazo

Al tener en modo trial “Artec Studio 14” no permite al usuario guardarlo en un formato del tipo “STL” para que el archivo sea abierto en otros softwares, lo única forma que nos permite es publicar nuestro modelo en su plataforma “Viewshape”, descargamos el archivo pero este al tener una extensión del tipo “.ply” es necesario utilizar un convertidor de “.ply” a “.stl” para lo cual se puede encontrar este convertido en modo online.

# EVA SCAN 8-FUSION



Figura. 109 Modelo en la plataforma "Viewshape"

Utilizamos el software “Auto desk ReCap Photo” para realizar un cambio en el mallado del tipo triangular que realizo el software Artec Studio al modelo final al momento de subirlo a la plataforma “Viewshape”, ahora exportamos el archivo donde contiene el modelo con extensión “OBJ(Quads)” el límite de caras al exportar el modelo es de 20000.

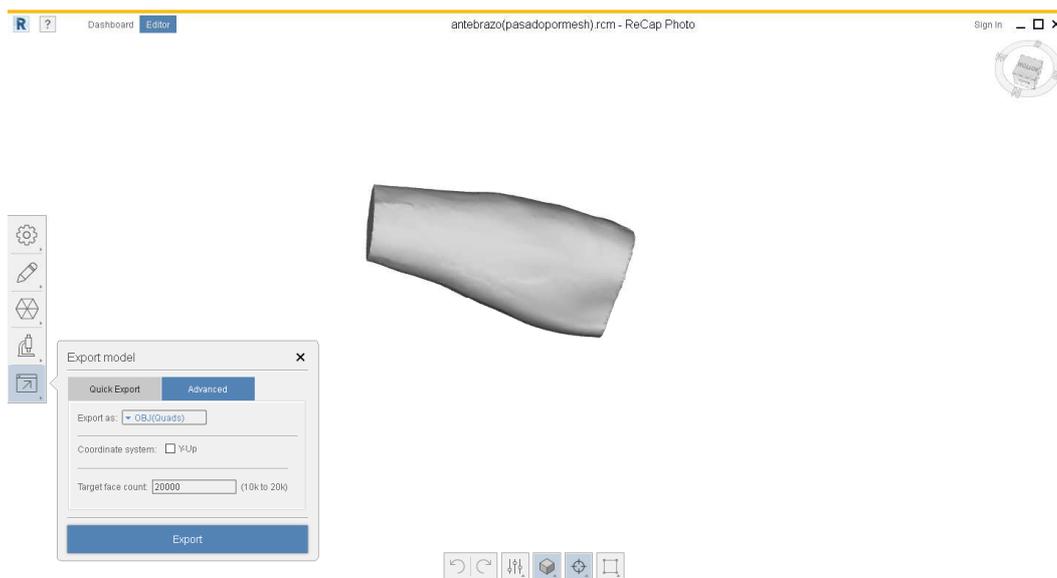


Figura. 110 Cambio de mallado triangular a cuadrado

Realizado lo antes mencionado ahora abrimos el archivo en el software “Fusion360”, esto debido a que es más recomendable utilizar el tipo de mallado cuadrado en este tipo de software.

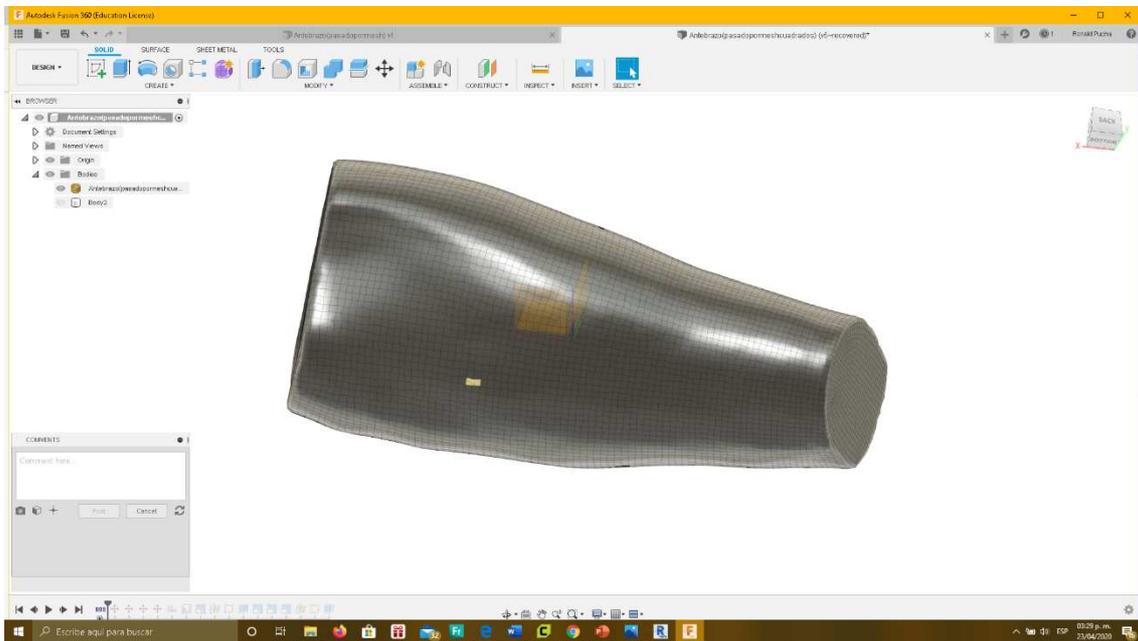


Figura. 111 Modelo mallado cuadrado en Fusión 360

El modelo al tener problemas en el mallado como son abertura en el mismo mallado, se ha de utilizar herramientas dentro de “Fusión 360”, esto con el fin de no tener complicaciones al momento de convertir el mallado en un sólido.

Se procede a realizar la conversión de mallado a sólido.



Figura. 112 Mallado cuadrado a sólido.

Teniendo el modelo solido en “Fusión 360” este software permite modificar el sólido, este se realizó un escalado a las medidas del paciente y un vaciado.



Figura. 113 Resultado de solido en Fusion360

El sólido realizado en “Fusión 360” ahora se exporta en extensión “. STEP”, debido a que el software en modo estudiantil no permite guardarlo en otros formatos para luego este archivo poderlo manipular en el software “INVENTOR 2019”.

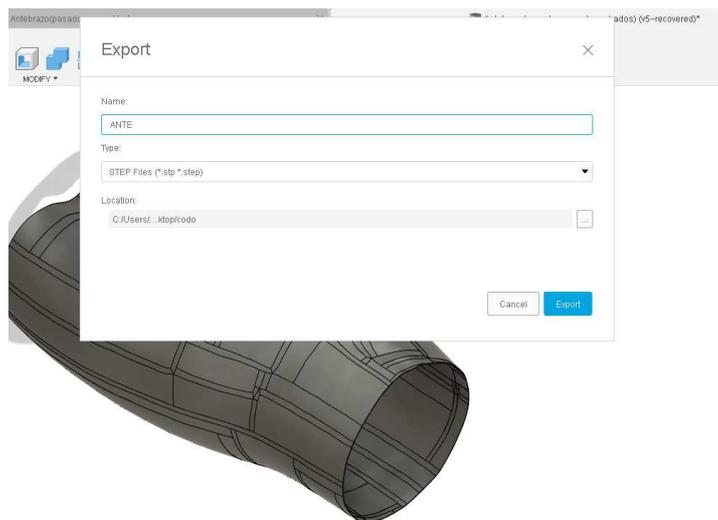


Figura. 114 Exportando archivo de sólido. STEP

Al abrir el archivo del solido de puede manipular según convenga, para el caso se realizado un offset del solido en el software

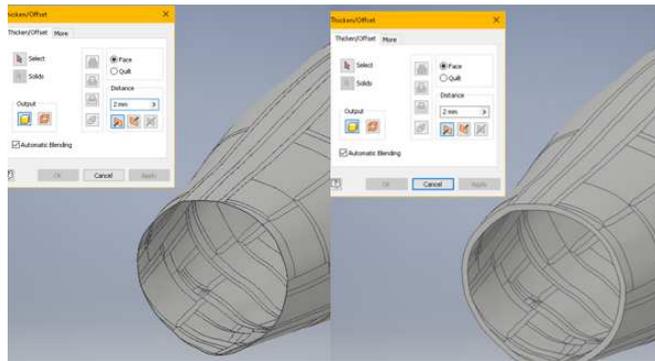


Figura. 115 Modificación de espesor de solido

### Socket

El desarrollo del socket parte del muñón del paciente, para lo cual se realiza el mismo procedimiento del escaneado del muñón, procesamiento de datos y el post -procesamiento de los archivos en “Artec Studio” hasta abrirlo en el software “Fusión 360” para que el muñón pase de mallado a sólido.

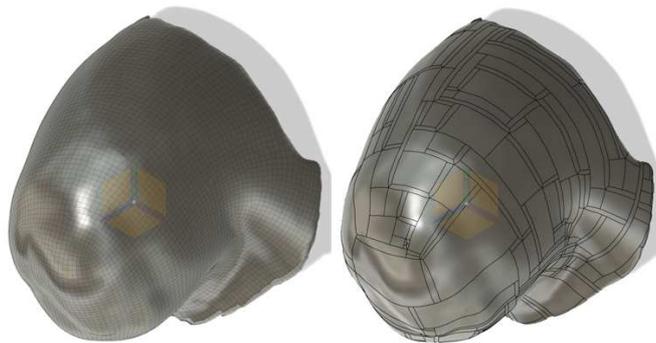


Figura. 116 Malla cuadrado ha solido de muñón

Del solido se parte a darle forma al socket y el software “Fusión 360” es ideal para el desarrollo de sockets de prótesis.

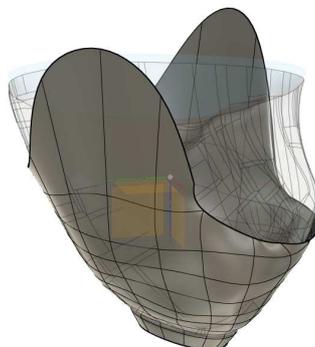


Figura. 117 Forma de Socket T-Spline

Del mismo modo el sólido se exporta “. STEP” y luego se abre en “Inventor 2019” para poder modificarlo y ensamblar al conjunto de la prótesis.

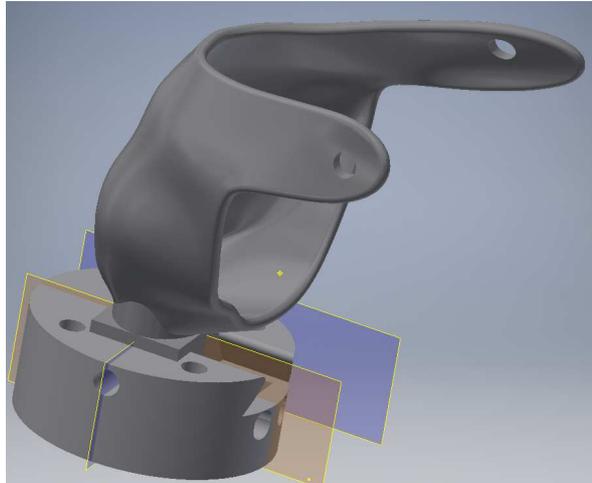


Figura. 118 Final Socket de muñón Inventor 2019

#### Análisis de costos

#### Análisis de costo de desarrollo

En esta sección se muestra el total general que ha costado el desarrollo de la prótesis hasta tener un producto final, para esto se realiza un análisis de costo de cada uno de los prototipos y con esto tener una idea cuánto cuesta desarrollar una prótesis de este tipo, desde su inicio hasta su terminación.

#### Materia Prima General

En la tabla 27 se muestra la materia prima para el desarrollo, construcción y ensamblaje de la prótesis, esta materia prima se ha de utilizar a lo largo del desarrollo de la prótesis, la materia prima es el productivo se caracteriza por ser el elemento principal del producto terminado, su principal característica es que sufre transformación ya sea en forma total o parcial.

Tabla 27 Materia prima para desarrollo de prótesis transhumeral

Cant	Descripción	Precio	Total
2	K-poder HB200T 200 kg torque acero gear servo digital para equipos industriales	468	936
2	Fan Model FS-25W 25KG/.07S Waterproof High Torque Metal Gear Coreless Digital Servo for RC Robot Car	33.99	67.98
12	actuador lineal PQ12-P con Retroalimentación 100:1 6v y con tarjeta de control	85	1020

4	Filamento Abs Impresora 3d 1.75mm 1kg Colores Negro	19.99	79.96
12	Adaptador de cable PQ12	3	36
3	1000:1 Micro Metal Gearmotor LP 6V with Extended Motor Shaft	23.95	71.85
3	Magnetic Encoder Pair Kit for Micro Metal Gearmotors, 12 CPR, 2.7-18V (HPCB compatible)	8.95	26.85
1	Acopleas aluminio para servo motores	6.99	6.99
4	NinjaTek 3DNF01117505 NinjaTek NinjaFlex TPU Filament, 1.75mm, TPE.5kg, Midnight (Black) (Pack of 1)	24.95	99.8
1	Cylewet 25Pcs AC 1A 125V 3Pin SPDT Limit Micro Switch Long Hinge Lever for Arduino (Pack of 25) CYT1073	7.99	7.99
1	20X BXE 18650 Battery 9800mAh Li-ion 3.7V Rechargeable Batteries For Flashlight Headlamp	25.94	25.94
1	5pcs 2S 8A Li-ion 7.4v 8.4V 18650 BMS PCM MOS 15A Peak Current Battery Protection Board for Li-ion Lipo Battery Cell Pack	8.88	8.88
2	Universal Smart Battery Charger 4 Bay for Rechargeable Batteries Ni-MH Ni-Cd AA AAA C Li-ion LiFePO4 IMR 18650 26650 14500 16340 18500 10440 18350 17670 RCR123a with Car Adapter LCD Display UL Listed	26.95	53.9
2	4 Pack 3000mAh 3.7V Rechargeable Li-ion ICR 18650 Flat Top Battery for Tools, Toys, LED Flashlights, Torch, Remote Control Batteries - Pink	22.99	45.98
1	4Series High Current Li-ion Lithium Battery 18650 Charger Protection Board Module 14.4V 14.8V 16.8V	12.99	12.99
2	Digital Metal Gear Ultra High Torque Robot Servo 53 kg.cm / 280°	69.7	139.4
4	Li-Ion LiPo Lithium Ion 3.7V 2000mAh Rechargeable Battery LP 803860	16.5	66
5	dsPIC33CH512MP205-E/PT	6.33	31.65
3	ANNIMOS Motor Servo digital sin núcleo, 77.2 lbs, HV, 7,4 V, engranaje de acero inoxidable, alto par de torsión, impermeable, estándar Baja Servos, para coches robóticos DIY RC – 270 grados	39.99	119.97
1	gufastore 6pcs KY-040 módulo de codificador giratorio con perilla Cap y pinzas antiestáticas para Arduino	10.99	10.99
1	EDGELEC 120 piezas Dupont alambre (30cm; 120pcs Assorted (40pin Female to Female/40pin Male to Male/40pin Male to Female))	8.99	8.99

3	SunFounder pca9685 de 16 canales de 12 bits PWM driver de Servo para Arduino y Raspberry Pi	8.99	26.97
4	1 Uds PIC16F887-I/P PIC16F887 16F887 DIP40 integrado-microcontrolador	1.59	6.36
1	Aexit 15pcs L7806 DIY Componente 7806 Regulador de Voltaje 6V 1.5A Ham Kit ST/Integrated Circuit	11.11	11.11
1	PQ12-P Linear Actuator with Feedback	65	65
1	Juego de 6 Limas para Joyero Largo 6" con Mango, LIJO-6X 15240 Truper	6	6
0.25m	Eje Aluminio ø100	437.84	109.46
0.60m	Eje Aluminio ø25	33.13	19.88
2	aluminio 45X40x10	3.12	6.24
0.15m	Eje Acero plata ø14	26.53	3.98
0.30m	Eje Acero plata ø6	9.37	2.81
0.13m	Eje Bronce fosfórico ø2 1/2	509.81	66.28
0.02m	Eje bronce fosfórico ø7/8	108.97	2.18
4	Rodamiento 6001	1	4
6	Rodamientos 6801	2	12
		SUBTOTAL	3220.38
		IVA 12%	386.45
		Total	3606.83\$

Análisis costos de desarrollo de prototipo 1 de prótesis transhumeral

Material directo de prototipo 1

Se caracteriza por ser parte esencial del producto, pero a diferencia de la materia prima este no sufre ninguna transformación. Estos pueden ser tornillo, rodamiento y filamentos.

Tabla 28 Materiales directos para desarrollo de prototipo1 prótesis transhumeral

<b>Cantidad</b>	<b>Denominación</b>	<b>Precio Unitario \$</b>	<b>Precio total\$</b>
4	Anillos de seguridad 11mm	0.5	2
4	Prisioneros m5x20mm	0.05	0.2
4	Tornillos m4x30mm	0.05	0.2

8	Prisioneros m3x10mm	0.05	0.4
4	Prisioneros m3x20mm	0.05	0.2
4	Tornillo con turca autobloquenate m5x30mm	0.1	0.4
4	Tornillo con turca autobloquenate m5x20mm	0.1	0.4
4	Prisioneros m4x5mm	0.05	0.2
8	Prisionerosm3x5mm	0.05	0.4
4	Anillos seguridad 6mm	0.5	2
8	Tornillos m3x10mm	0.05	0.4
2	Prisioneros m2x10mm	0.05	0.1
4	Filamento PLA	25	100
2	Filamento ABS	25	50
<b>Total</b>			156.90\$

#### Mano de obra de prototipo 1

Es el esfuerzo humano necesario para la transformación de la materia y aplicación de los materiales, mejor conocido como “sueldos y Salarios” En otras palabras es el costo de la persona que fabrica directamente el producto.

#### Mano de obra directa prototipo 1

La obra de mano directa es aquella involucrada de forma directa en la fabricación del producto terminado. Se trata de un trabajo que puede asociarse fácilmente al bien en cuestión.

Tabla 29 Sueldo de ensamblador y diseñador en el desarrollo de prototipo1

Tipo de trabajo	Cantidad de personas	Sueldo por persona\$/mes	Meses de trabajo	Total\$
Diseñador	2	400\$	4	3200\$
Ensamblador	2	200\$	1	400\$
			Total	3600\$

Tabla 30 Costos de impresión de piezas para desarrollo de prototipo 1

Descripción	# veces que se ha impreso	Material	Tiempo Unitario	Tiempo total	Total\$
Humero	2	PLA	18h	36h	
Acople 12°	1	PLA	7h50min	7h50min	
Soporte pronosupinación	3	PLA	7h 10 min	21h3min	
Soporte actuador	1	PLA	20min	20min	
Muñeca	2	PLA	1h 30min	3h	
Mano	1	PLA	10h 55min	1h.55min	
Acople dedos 1	1	ABS	15min	15min	
Acople dedos 2	1	ABS	20min	20min	
Falanges	1	ABS	3h15min	3h15min	
Dedos	1	ABS	3h15min	3h15min	
Pulgar	1	ABS	1h15min	1h15min	
Engranés muñeca	4	PLA	20min	1h20min	
Engranajes de codo	2	PLA	3h25min	8h48min	
Engranés de pronosupinación	2	PLA	2h	4h	
Material desperdiciado	1	PLA+ABS	4h	4h	
Total				106h05min	



Se caracteriza por ser parte esencial del producto, pero a diferencia de la materia prima este no sufre ninguna transformación. Estos pueden ser tornillo, rodamiento y filamentos.

Tabla 33 Materiales directos para desarrollo de prototipo2 prótesis transhumeral

<b>Cantidad</b>	<b>Denominación</b>	<b>Precio Unitario \$</b>	<b>Precio total\$</b>
4	Tornillos m4x30mm	0.05	0.2
8	Prisioneros m3x10mm	0.05	0.4
4	Prisioneros m3x20mm	0.05	0.2
4	Prisioneros m4x5mm	0.05	0.2
8	Prisionerosm3x5mm	0.05	0.4
4	Anillos seguridad 6mm	0.5	2
4	Filamento PLA	25	100
2	Filamento ABS	25	50
<b>Total</b>			153.40\$

Mano de obra prototipo 2

Es el esfuerzo humano necesario para la transformación de la materia y aplicación de los materiales, mejor conocido como “sueldos y Salarios” En otras palabras es el costo de la persona que fabrica directamente el producto.

Mano de obra directa prototipo 2

La obra de mano directa es aquella involucrada de forma directa en la fabricación del producto terminado. Se trata de un trabajo que puede asociarse fácilmente al bien en cuestión.

Tabla 34 Sueldo de ensamblador y diseñador en el desarrollo de prototipo2

Tipo de trabajo	Cantidad de personas	Sueldo por persona\$/mes	Meses de trabajo	Total\$
Diseñador	2	400\$	1	800\$
Ensamblador	2	200\$	1	400\$
			Total	1200\$

Tabla 35 Costos de impresión de piezas para desarrollo de prototipo 2

Descripción	# veces que se ha impreso	Material	Tiempo Unitario	Tiempo total	Total\$
Soporte pronosupinación	2	PLA	7h 10 min	21h30min	
Soporte actuador	1	PLA	20min	20min	
Material desperdiciado	1	PLA+ABS	4h	4h	
Total				45h30min	

Tabla 36 Costo mano de obra en el mecanizado de piezas para desarrollo de prototipo 2

Descripción	# veces que se mecanizo	Material	Costo torno +mano de obra \$	Costo fresadora +mano de obra\$	Total \$
Eje pronosupinación	1	Aluminio	37.50 + 17.50	37.50 + 15	107.50
Eje acople motor	1	Aluminio	15+7	15+6	43
Engranajes de pronosupinación, relación 1:1,5	1 par engranes		Mecanizado por empresa		66
Engranajes muñeca	1 par engranes				30
<b>Total</b>					<b>246.50\$</b>

Tabla 37 Mano de obra total en el desarrollo de prototipo 2 de prótesis transhumeral

Mano de obra	
Mano de obra impresión	91\$
Mano de obra mecanizado	246.50\$
Sueldo diseñador + ensamblador	1200\$
<b>TOTAL</b>	<b>1537.50\$</b>

#### Análisis costos de desarrollo de prototipo 3 de prótesis transhumeral

Al ser el último prototipo solo ciertas piezas y materiales se utilizaron de los anteriores prototipos, pero en la gran mayoría se volvieron a imprimir o mecanizar y otros materiales se añadieron para el análisis de costos.

#### Material directo de prototipo 3

Se caracteriza por ser parte esencial del producto, pero a diferencia de la materia prima este no sufre ninguna transformación. Estos pueden ser tornillo, rodamiento y filamentos.

Tabla 38 Materiales directos para desarrollo de prototipo3 prótesis transhumeral

<b>Cantidad</b>	<b>Denominación</b>	<b>Precio Unitario \$</b>	<b>Precio total\$</b>
4	Anillos de seguridad 11mm	0.5	2
4	Prisioneros m5x20mm	0.05	0.2
4	Tornillos m4x30mm	0.05	0.2
8	Prisioneros m3x10mm	0.05	0.4
4	Prisioneros m3x20mm	0.05	0.2
4	Tornillo con turca autobloqueante m5x30mm	0.1	0.4
4	Tornillo con turca autobloqueante m5x20mm	0.1	0.4

4	Prisioneros m4x5mm	0.05	0.2
8	Prisionerosm3x5mm	0.05	0.4
4	Anillos seguridad 6mm	0.5	2
8	Tornillos m3x10mm	0.05	0.4
2	Prisioneros m2x10mm	0.05	0.1
4	Filamento PLA	25	100
2	Filamento ABS	25	50
1	Filamento Ninja Flex	25	25
<b>Total</b>			181.90\$

#### Mano de obra prototipo 3

Es el esfuerzo humano necesario para la transformación de la materia y aplicación de los materiales, mejor conocido como “sueldos y Salarios” En otras palabras es el costo de la persona que fabrica directamente el producto.

#### Mano de obra directa prototipo 3

La obra de mano directa es aquella involucrada de forma directa en la fabricación del producto terminado. Se trata de un trabajo que puede asociarse fácilmente al bien en cuestión.

Tabla 39 Sueldo de ensamblador y diseñador en el desarrollo de prototipo3

Tipo de trabajo	Cantidad de personas	Sueldo por persona\$/mes	Meses de trabajo	Total\$
Diseñador	2	400\$	2	1600\$
Ensamblador	2	200\$	1	400\$
			Total	2000\$

Tabla 40 Costos de impresión de piezas para desarrollo de prototipo 3

Descripción	# veces que se ha impreso	Material	Tiempo Unitario	Tiempo Total	Total\$
Humero	1	PLA	18h	18h	

Acople 12°	1	PLA	7h50min	7h50min	250.17\$
Tapa rodamiento	1	PLA	1h	1h	
Soporte pronosupinación	1	PLA	7h 10 min	7h 10 min	
Soporte actuador	1	PLA	20min	20min	
Muñeca	1	PLA	1h 30min	1h 30min	
Mano	1	PLA	10h 55min	10h 55min	
Acople dedos 1	1	ABS	15min	15min	
Acople dedos 2	1	ABS	20min	20min	
Falanges	1	ABS	3h15min	3h15min	
Dedos	1	ABS	3h15min	3h15min	
Pulgar	1	ABS	1h15min	1h15min	
Socket	2	PLA	24h	48h	
Material desperdiciado	1	PLA+ABS	6h	6h	
Conjunto tapas y recubrimiento prótesis	4	NINJA FLEX	4h	16h	
Total				125h08min	

Tabla 41 Costo mano de obra en el mecanizado de piezas para desarrollo de prototipo 3

Descripción	# veces que se mecanizo	Material	Costo torno +mano de obra \$	Costo fresadora +mano de obra\$	Total \$
Eje Flexo-extensión codo	1	Aluminio	7.50+3.50	7.50+3	21.50
Acople de actuador lineal 1	2	Aluminio	0	30+12	84
Acople de actuador lineal	2	Aluminio	3.75+1.75	11.25+4.50	42.50
Eje Flexo-extensión muñeca	1	Acero Plata	3.75+1.75	0	5.50
<b>Total</b>					153.50\$

Tabla 42 Mano de obra total en el desarrollo de prototipo 3 de prótesis transhumeral

Mano de obra	
Mano de obra impresión	250.17\$
Mano de obra mecanizado	153.50\$
Sueldo diseñador + ensamblador	2000\$
<b>TOTAL</b>	<b>2403.67\$</b>

Costo total de desarrollo de prótesis

El cálculo de costo total se expresa en la siguiente ecuación.

$$\text{Costos de desarrollo} = \text{Producto (bruto)}$$

Donde el producto bruto esta dado por

$$\text{Producto (bruto)} = \text{Materiales} + \text{Costos indirecto} + \text{mano de obra}$$

Donde:

$$\text{Materiales} = \text{Materia prima general} + \text{Material directo}$$

Tabla 43 Total de materiales de prótesis

Materia Prima	3606.83\$
Material Directo prototipo 1	156.90\$
Material directo prototipo 2	153.40\$
Material directo prototipo 3	181.90\$
<b>Total Materiales</b>	<b>4099.03\$</b>

Mano de obra total

Mano de obra prototipo 1	3946.67\$
Mano de obra prototipo 2	1537.50\$
Mano de obra prototipo 3	2403.67\$
<b>Total Mano de obra</b>	<b>7887.84\$</b>

**Costos indirectos**

Estos costos corresponden a recursos que participan en el proceso productivo pero que no se incorporan físicamente al producto final, ya que están vinculados al proceso más no al producto como tal.

1. Variables: Agua, Luz.
2. Fijos: Arriendos, patentes.

Se pueden calcular de la siguiente forma

$$\text{Costos indirectos} = 20\%(\text{Materiales} + \text{mano de obra})$$

<b>Total Materiales</b>	4099.03\$
<b>Total Mano de obra</b>	7887.84\$
<b>Subtotal</b>	11986.87\$
	0.2(subtotal)
<b>Costos indirectos</b>	2397.37\$

Calculamos el producto bruto

$$\text{Producto (bruto)} = \text{Materiales} + \text{Costos indirecto} + \text{mano de obra}$$

<b>Total Materiales</b>	4099.03\$
<b>Total Mano de obra</b>	7887.84\$
<b>Costos indirectos</b>	2397.37\$
<b>Producto bruto</b>	14384.24\$

$$\text{Costos de desarrollo} = \text{Producto (bruto)}$$

$$\text{Costos de desarrollo} = 14384.24\$$$

Este valor del producto bruto nos indica cuanto fue el costo total en el desarrollo de la prótesis transhumeral desde su primer prototipo hasta el último, cabe recalcar que fue financiada por la Universidad para usos en la rama de investigación.

Análisis costo de venta

Si se desea venderlo a una institución, el coste final se calcula de la siguiente forma

$$\text{Costos venta} = \text{Producto (bruto)} + \text{Utilidad}$$

Donde la Utilidad es la ganancia del productor, con lo cual se recupera la inversión y se gana un porcentaje por el mismo.

Donde

$$Utilidad = 0.25(\text{producto (bruto)})$$

$$Utilidad = 0.25(14384.24)$$

$$Utilidad = 359,61\$$$

Coste final de venta de prótesis es

$$Costo\ venta = 14384.24 + 359.61$$

$$Costo\ venta = 14743.85\$$$

Análisis de costo de fabricación

Mostramos cuánto nos costaría fabricar una sola prótesis funcional final, para luego obtener un costo de comercialización y saber cuántas prótesis necesitaremos vender para recuperar la inversión del desarrollo de la prótesis

Materia Prima

Tabla 44 Materia prima para fabricación de prótesis transhumeral

<b>Descripción</b>	<b>Cantidad- unidades</b>	<b>Precio - unitario (\$)</b>	<b>Total (\$)</b>
ANNIMOS Motor Servo digital sin núcleo, 77.2 lbs	2	39.99	79.98
Actuador lineal PQ12-P con Retroalimentación 100:1 6v	6	65	390
ANNIMOS Servo grande de 132.3 lbs, 8,4 V	1	43.99	43.99
<b>Total</b>			513.97\$

Material directo

Tabla 45 Materiales directos para fabricación de prótesis

<b>Cantidad</b>	<b>Denominación</b>	<b>Precio Unitario \$</b>	<b>Precio total\$</b>
4	Anillos de seguridad 11mm	0.5	2
4	Prisioneros m5x20mm	0.05	0.2
4	Tornillos m4x30mm	0.05	0.2
8	Prisioneros m3x10mm	0.05	0.4
4	Prisioneros m3x20mm	0.05	0.2
4	Tornillo con turca autobloquenate m5x30mm	0.1	0.4
4	Tornillo con turca autobloquenate m5x20mm	0.1	0.4
4	Prisioneros m4x5mm	0.05	0.2
8	Prisionerosm3x5mm	0.05	0.4
4	Anillos seguridad 6mm	0.5	2
8	Tornillos m3x10mm	0.05	0.4
2	Prisioneros m2x10mm	0.05	0.1
4	Filamento PLA	25	100
2	Filamento ABS	25	50
<b>Total</b>			156.90\$

Mano de obra

Tabla 46 Sueldo de ensamblador para fabricación de prótesis

Tipo de trabajo	Cantidad de personas	Sueldo por persona\$/mes	Meses de trabajo	Total\$
Ensamblador	1	390\$	1	390\$
			Total	390\$

Tabla 47 Costos de impresión de piezas para fabricación de prótesis

Descripción	Material	Tiempo	Total\$
Humero	PLA	18h	165.66\$
Acople 12°	PLA	7h50min	
Tapa rodamiento	PLA	1h	
Soporte pronosupinación	PLA	7h 10 min	
Soporte actuador	PLA	20min	
Muñeca	PLA	1h 30min	
Mano	PLA	10h 55min	
Acople dedos 1	ABS	15min	
Acople dedos 2	ABS	20min	
Falanges	ABS	3h15min	
Dedos	ABS	3h15min	
Pulgar	ABS	1h15min	
Socket	PLA	24h	
Engranajes de codo	PLA	3h25min	
Total		82h50min	

Tabla 48 Costo mano de obra en el mecanizado de piezas para fabricación de prótesis

Descripción	Material	Costo torno +mano de obra \$	Costo fresadora +mano de obra\$	Total \$
Eje pronosupinación	Aluminio	37.50 + 17.50	37.50 + 15	107.50
Eje Flexo-extensión codo	Aluminio	7.50+3.50	7.50+3	21.50
Eje acople motor	Aluminio	15+7	15+6	43

Acople de actuador lineal 1	Aluminio	0	30+12	42
Acople de actuador lineal	Aluminio	3.75+1.75	11.25+4.50	21.25
Eje Flexo-extensión muñeca	Acero Plata	3.75+1.75	0	5.50
Engranajes de pronosupinación, relación 1:1,5				66
<b>Total</b>				306.75\$

Tabla 49 Mano de obra total para fabricación de prótesis

Mano de obra	
Mano de obra impresión	165.66\$
Mano de obra mecanizado	306.75\$
Sueldo ensamblador	390\$
<b>TOTAL</b>	<b>862.41\$</b>

Costo total de fabricación de prótesis

El cálculo de costo fabricación se expresa en la siguiente ecuación.

$$\mathbf{Costos\ fabricacion = Producto\ (bruto)}$$

Donde el producto bruto esta dado por

$$\mathbf{Producto\ (bruto) = Materiales + Costos\ indirecto + mano\ de\ obra}$$

Donde:

$$\mathbf{Materiales = Materia\ prima + Material\ directo}$$

$$\mathbf{Materiales = 513.97 + 156.90}$$

$$\mathbf{Materiales = 670.87\$}$$

### Costos indirectos

Estos costos corresponden a recursos que participan en el proceso productivo pero que no se incorporan físicamente el producto final, ya que están vinculados al proceso más no al producto como tal.

3. Variables: Agua, Luz.

4. Fijos: Arriendos, patentes.

Se pueden calcular de la siguiente forma

$$\text{Costos indirectos} = 20\%(\text{Materiales} + \text{mano de Obra})$$

<b>Total Materiales</b>	670.87\$
<b>Total Mano de obra</b>	862.41\$
<b>Subtotal</b>	1533.28\$
	0.2(subtotal)
<b>Costos indirectos</b>	306.66\$

Calculamos el producto bruto

$$\text{Producto (bruto)} = \text{Materiales} + \text{Costos indirecto} + \text{mano de obra}$$

<b>Total Materiales</b>	670.87\$
<b>Total Mano de obra</b>	862.41\$
<b>Costos indirectos</b>	306.66\$
<b>Producto bruto</b>	1838.94\$

Este valor nos indica cuanto nos costaría fabricar una prótesis funcional como producto final

Análisis de costo de comercialización

Ahora calculamos el costo para su comercialización.

$$\text{Costos comercializacion} = \text{Producto (bruto)} + \text{Utilidad}$$

Donde la Utilidad es la ganancia del producto, con lo cual se recupera la inversión y se gana un porcentaje por el mismo.

Donde

$$\text{Utilidad} = 0.25(\text{producto (bruto)})$$

$$\text{Utilidad} = 0.25(1838.94)$$

$$\text{Utilidad} = 459.74\$$$

Coste final de comercialización de prótesis es

$$\text{Costo comercializacion} = 1838.94 + 459.74$$

$$\text{Costo comercializacion} = 2298.68\$$$

$$\text{Costo comercializacion} = 2300\$$$

Para saber cuántas prótesis necesita vender la Universidad para recuperar la inversión por el desarrollo de la prótesis, realizamos el siguiente cálculo.

$$\#protesis = \frac{\text{Costo de desarrollo}}{\text{Costo de comercialización}} = \frac{14384.24}{2300} = 6.25$$

Se necesitarían vender como producto final un total de 7 prótesis funcionales.

Análisis de resultados

Análisis de diseño

La prótesis transhumeral tiene un diseño antropométrico el cual se basa en una persona que tiene una amputación transhumeral, en el apartado de medidas se puede comprobar que el prototipo cumple con las medidas adecuadas de acuerdo con el paciente las cuales se exponen en la Tabla 50, además de esto tiene una estética bastante agradable similar a un brazo real debido a que se realizó una etapa de escaneo 3D del paciente para obtener un dispositivo muy estético.

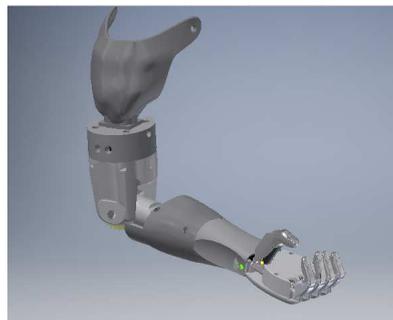


Figura. 119 Diseño de prótesis y prototipo final.

Tabla 50 Medidas de diseño

	DISEÑO
Porción faltante de Brazo	8cm
Antebrazo	24,2cm
Mano	17,8cm
Total	49,8cm

En la parte de los rangos de movimiento se logró con éxito todos los rangos propuestos en las diferentes articulaciones, teniendo el prototipo los valores que se presentan en la Tabla 51, luego del diseño, se construyó el prototipo y se probó teniendo que se comporta de acuerdo con el diseño y simulación de este.

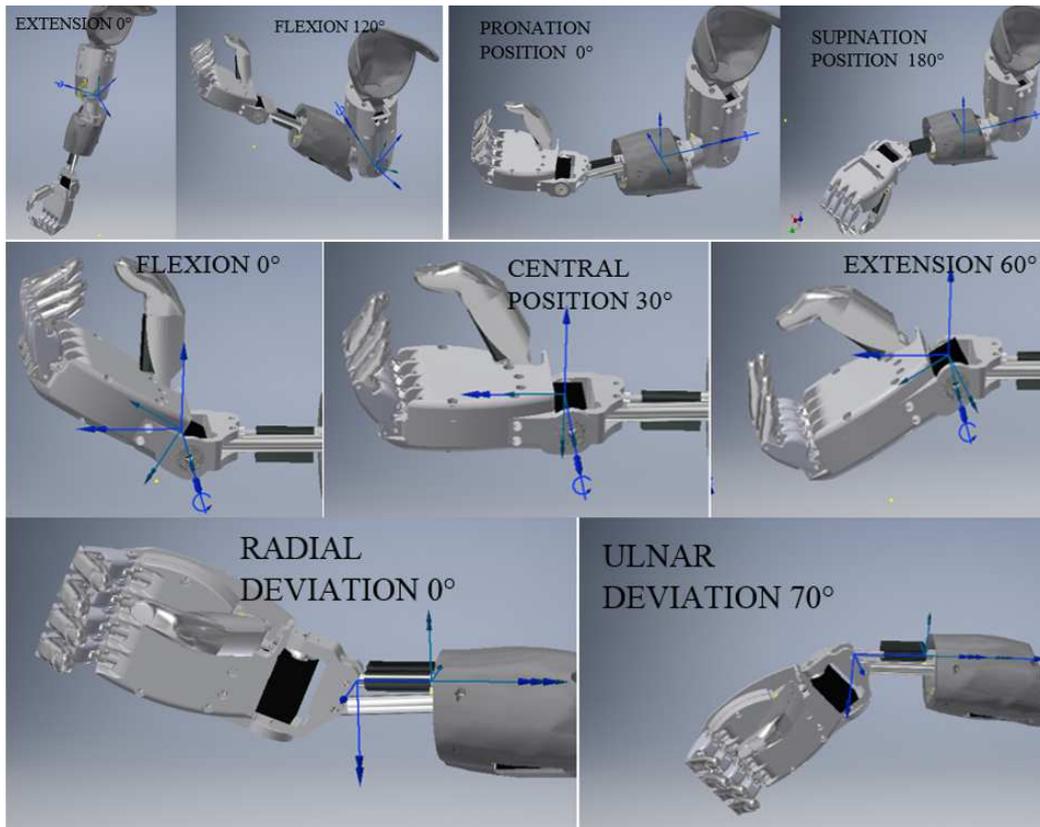


Figura. 120 Movimientos de Prótesis transhumeral.

Tabla 51 Rangos de movimiento de diseño de prótesis

	Movimientos	Rango de movimiento
Codo	Flexión	120°
	Extensión	
Antebrazo	Pronación	180°
	Supinación	
Muñeca	Flexión	60°
	Extensión	
	Desviación radial	70°
	Desviación Cubital	
Mano	Agarre	

#### Análisis Dinámica

En el análisis dinámico se determinó las fuerzas y par motor necesario en los actuadores para realizar los movimientos planteados, se usó el software inventor en el entorno de simulación dinámica, lo primero fue cargar los materiales de cada una de las piezas que conforman el prototipo, luego en las juntas que nos interesan Figura. 120, se le dota de movimientos y se realiza las simulaciones de movimiento arrojándonos los resultados de la figura para movimientos determinados, en esta simulación se le coloco un peso de

0.5kg en la palma de la mano, así teniendo el máximo par motor y fuerzas necesarias en los actuadores.

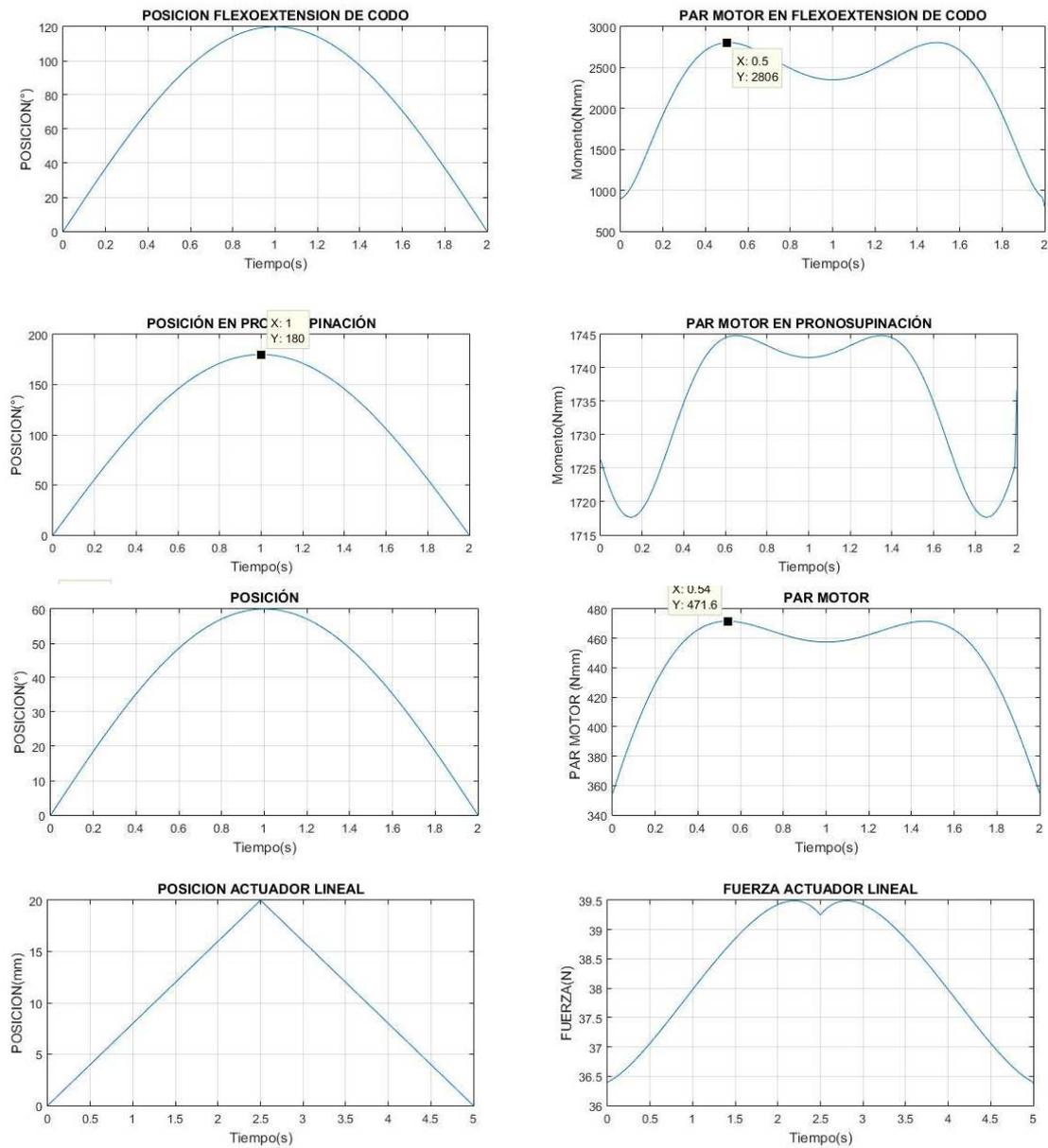


Figura. 121 Fuerzas y Par motor de cada movimiento de la prótesis transhumeral.

Una vez determinado las fuerzas y torques se eligen los actuadores a usar, en la Tabla 52 se exponen tanto los actuadores usado como algunas propiedades de estos y otros parámetros importantes.

Tabla 52 Actuadores y servomotores que conforman la prótesis

MOVIMIENTO	ACTADOR	TORQUE O FUERZA NECESARIO	Descripción	Rango de movimiento por defecto de fabrica	Rango de movimiento requerido	Tipo de retroalimentación

					<b>para prótesis</b>	
Flexo-extensión de muñeca	Servomotor	471.6N ≈ kg cm	ANNIMOS Motor Servo digital sin núcleo, 77.2 lbs 	270°	Flexión +30 Posición Descanso 0 Extensión -30	Potenciómetro
Pronosupinación	Servomotor	1745≈35 kg cm	ANNIMOS Motor Servo digital sin núcleo, 77.2 lbs 	270°	Pronación 135° Descanso 0 Supinación 135°	Potenciómetro
Desviación Radiocubital	Actuador lineal	39.5≈7.6N	Actuador lineal PQ12-P con Retroalimentación 100:1 6v 	0-20mm	0-20mm Desviación Radial 0 mm Desviación Cubital 20mm	Potenciómetro
Flexo-extensión de codo	Servomotor	2806Nmm ≈kg cm	ANNIMOS Servo grande de 132.3 lbs, 8,4 V 	270°	180° Extensión 0 Flexión 180	Potenciómetro
Movimiento dedos	Actuador lineal	12 N	Actuador lineal PQ12-P con Retroalimentación 100:1 6v 	0-20mm	0-20mm	Potenciómetro

### Análisis de esfuerzos

Se realizó el análisis de esfuerzos de la prótesis, aquí se consideró, algunas condiciones críticas como por ejemplo sostener 0.5kg de peso en la mano en posición de Extensión y flexión, utilizamos el entorno de simulación por métodos numéricos que nos proporciona

inventor, aquí cargados todos los materiales, colocamos las restricciones de fijación las fuerzas y las condiciones de mallado del material, se obtuvo los resultados de la Tabla 53.

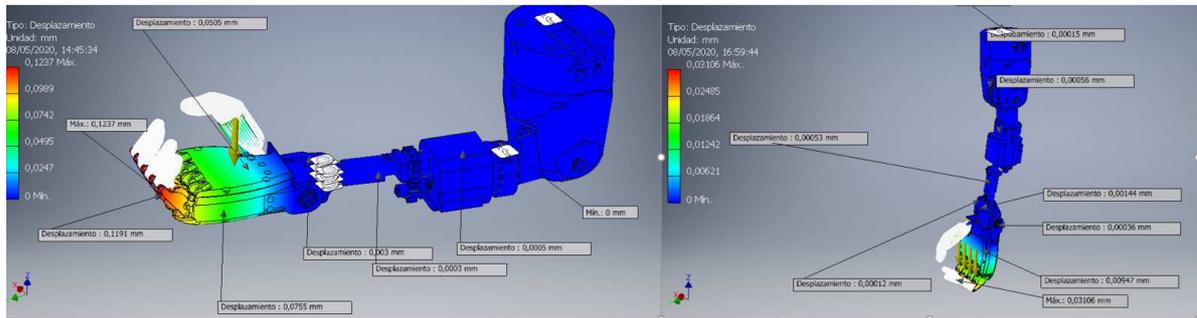


Figura. 122 Resultados de deformación de prótesis, posición uno y dos

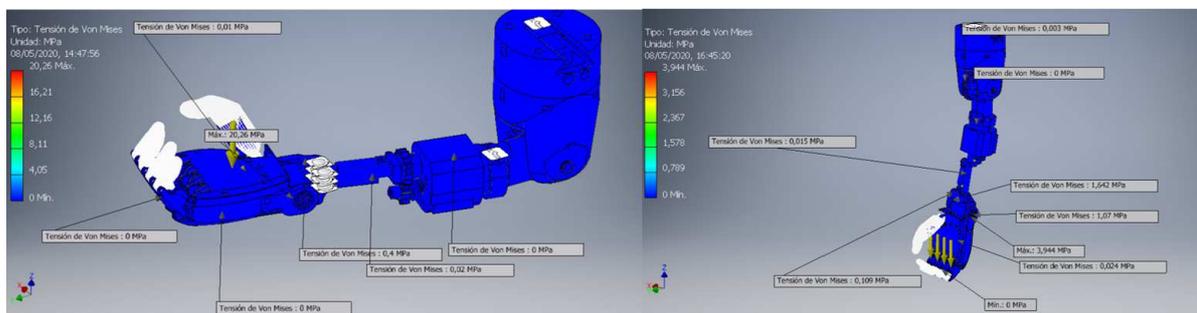


Figura. 123 Resultados de Tensión Von Mises de prótesis, posición uno y dos

Tabla 53 Resultados según posición en análisis de esfuerzos

Resultados de simulación estática posición uno	
Tensión von mises	Valor mínimo: 0 Valor máximo: 20.26 Mpa
Factor de seguridad	Valor mínimo: 4.7 Valor máximo: 15
Resultados de simulación estática posición dos	
Tensión von mises	Valor mínimo: 0 Valor máximo: 3.94 Mpa
Factor de seguridad	Valor mínimo: 15 Valor máximo: 15

Lo que nos indica la Tabla 53 es que en la posición uno que es la posición de la flexión con 0.5kg de peso en la mano, el material tendrá una tensión máxima de 20.26 Mpa, sin embargo en la parte de ABS que es la de color azul se tiene un máximo de 4.05 Mpa (Figura 121) y si tenemos que el material que es ABS según la tesis “Análisis de tracción de probetas impresas en 3d mediante deposición de hilo fundido de pla, abs y pla/ mlo” [61], tiene un esfuerzo de fluencia de 8.77Mpa, además que tiene un esfuerzo máximo a la fractura de 21.24 Mpa lo que garantizara que esta prótesis no sufrirá deformaciones ni rotura. Cabe destacar que los demás materiales como el aluminio el acero que son los

materiales a la prótesis tienen esfuerzos de fluencia y rotura mucho más altos que los 21.24 Mpa del ABS, además si observamos al Figura 122, tenemos que la deformación máxima va a ser de 0.12mm un valor muy despreciable. [61].

En cuanto a la posición dos de igual manera tenemos que la tensión máxima soportada por la prótesis es de 3.94Mpa, Aunque como se ve en el grafico las partes de ABS únicamente soportan 0.79 Mpa muy inferior a los valores de fluencia y rotura expuestos con anterioridad, finalmente observando la Figura 123, se concluye que la deformación en la posición dos es muy pequeña y despreciable (0.03mm).

#### Comparación con prótesis actuales

La prótesis transhumeral construida, puede compararse con las prótesis en el mercado y obtener las semejanzas y diferencias, a continuación, se detallan los puntos más importantes.

Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana vs Prótesis transhumeral accionada por gas (2008)

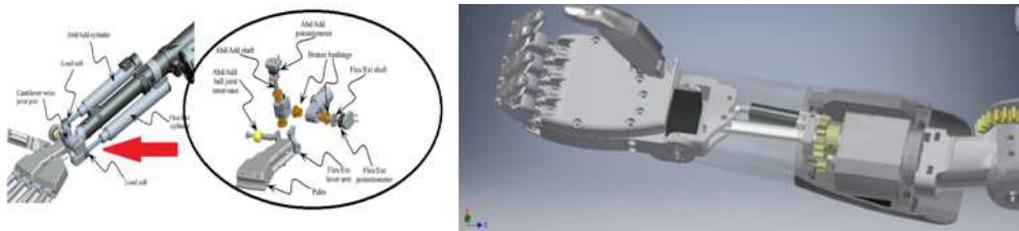


Figura. 124 Prótesis transhumeral accionada por gas (2008) vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana

Tabla 54 transhumeral accionada por gas (2008) vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana.

	Prótesis transhumeral accionada por gas (2008) [24]	<b>Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana</b>
Grados de libertad	21 grados de libertad y nueve actuadores independientes	4 grados de libertad con 12 Actuadores independientes
Peso	2kg	1.65kg
Actuadores	Cilindros para el movimiento mecánico del codo y muñeca	Servomotores y actuadores lineales para el movimiento.

Rango movimiento codo	105°	120°
Rango movimiento pronación	95°	180°
Rango de flexión-extensión de muñeca	105°	60°
Rango de desviación radial-cubital de muñeca	40°	70°
Fuente de energía	Gas (No portátil)	Baterías

En la Tabla 54 se puede observar las diferencias y semejanzas entre las dos prótesis, sin bien la primera tiene un mayor número de grados de libertad nuestra prótesis contiene los grados de libertad suficientes para que la persona realice ADLs, la prótesis de gas tiene un peso de 2 kg comparada con el 1.65 kg que pesa la nuestra, además con la ventaja de que nuestro prototipo puede ser usado con una fuente de energía portátil, no así la prótesis que es accionada por gas, con respecto a los actuadores nuestra prótesis usa servomotores y actuadores lineales (Figura 124) los cuales tiene potenciómetros que nos permiten tener retroalimentación de cada uno de los movimientos, la prótesis accionada por gas tiene cilindros que si bien poseen una gran potencia no son factible, ni portátil de usar. Finalmente, en el rango de movimientos la prótesis de la Universidad Politécnica Salesiana es superior a la prótesis accionada por gas.

Prótesis Transhumeral Universidad Politécnica Salesiana vs Prótesis Transhumeral Mioeléctrico (2016)

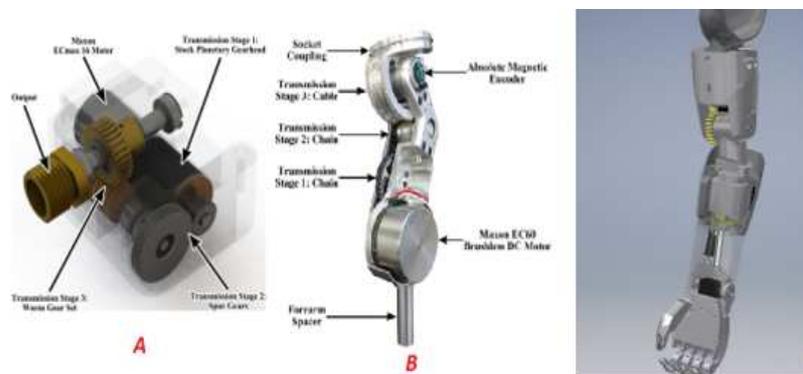


Figura. 125 Prótesis Transhumeral Mioeléctrico (2016) vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana

Tabla 55 Prótesis Transhumeral Mioeléctrico (2016) vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana.

	Prótesis Transhumeral Mioeléctrico (2016)	<b>Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana</b>
Grados de libertad	2 4 grados de libertad con 12 Actuadores independientes	4 grados de libertad con 12 Actuadores independientes
Peso	1.9kg	1.65kg
Actuadores	Motor brushless DC	Servomotores y actuadores lineales para el movimiento.
Par de salida movimiento codo	16Nm	90 Kg cm $\approx$ 8,8Nm
Transmisión	Cadenas para la transmisión	Engranajes
Fuente de energía	baterías	Baterías

En la Tabla 55 se puede observar las diferencias y semejanzas entre las dos prótesis, la primera que es la prótesis mioeléctrico es un dispositivo que contiene dos grados de libertad que son el rotador de muñeca y una articulación de codo (Figura 125), mientras que nuestra prótesis contiene 4 grados de libertad ya descritos con anterioridad, el peso de la prótesis mioeléctrico es de 2kg que es mayor comparada con la nuestra de 1.65kg, y aunque la prótesis mioeléctrico usa motores brushless estos consumen gran energía, en cambio nuestro prototipo usa servomotores que tienen un consumo moderado de la energía.

Finalmente tenemos que la prótesis mioeléctrico tiene un par de salida en el codo mucho mayor esto se debe a la transición de 35:1 que posee además de la transición por cadena, esto si bien es mucho mayor a la nuestra, hay que recordar que nuestra prótesis no fue diseñada para levantar grandes pesos sino más bien para posicionamiento en el espacio.

Brazo RIC (2017)

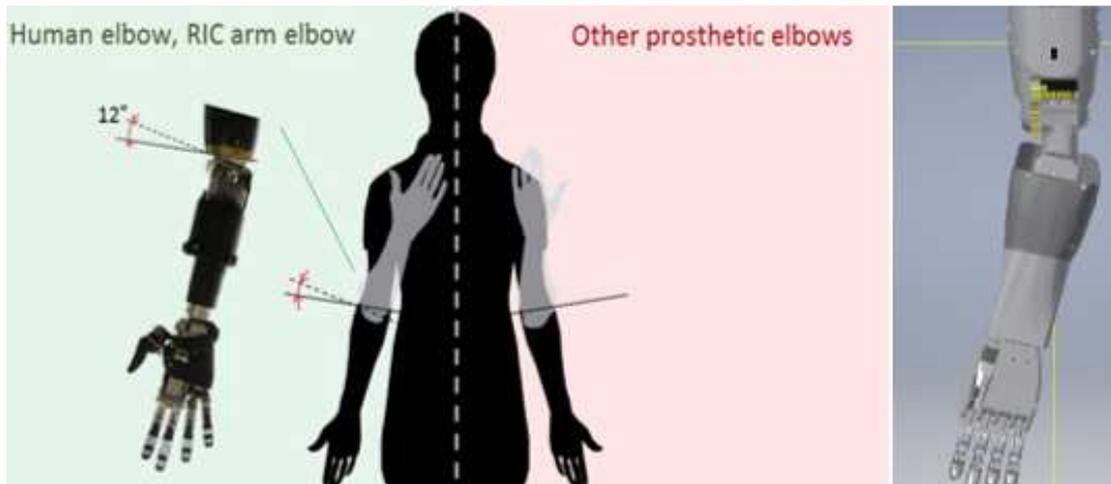


Figura. 126 Brazo RIC vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana

Tabla 56 Brazo RIC vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana.

	<b>Brazo RIC (2017)</b>	<b>Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana</b>
Grados de libertad	5 DOF activos: una mano accionada por 2-DOF, una muñeca de 2-DOF y un codo de 1-DOF	4 grados de libertad con 12 Actuadores independientes
Peso	1,5 Kg	1.65kg
Actuadores	Motores	Servomotores y actuadores lineales para el movimiento.
Transmisión	Engranajes planetarios	Engranajes
Fuente de energía	Baterías	Baterías

El prototipo de brazo RIC es un dispositivo muy innovador debido a que este considera el ángulo de  $12^\circ$  entre el eje del humero y el antebrazo para poder conservar la simetría del cuerpo (Figura 126), además de darle una mejor estética a la prótesis, este concepto fue adoptado para la prótesis de la Universidad Politécnica Salesiana que también tiene el mismo ángulo de inclinación, así las prótesis se ven más estéticas y parecidas a un brazo humano.

En cuanto a los grados de libertad el brazo RIC tiene 5 grados de libertad mientras que la prótesis desarrollada en la Universidad Politécnica Salesiana posee 4 aunque esta última

posee el movimiento de desviación radial-cubital que el otro no posee, un movimiento que es esencial para realizar actividades de la vida diaria como agarrar objetos, comer, saludar, escribir entre muchos otras.

Prótesis transhumeral con mecanismo paralelo

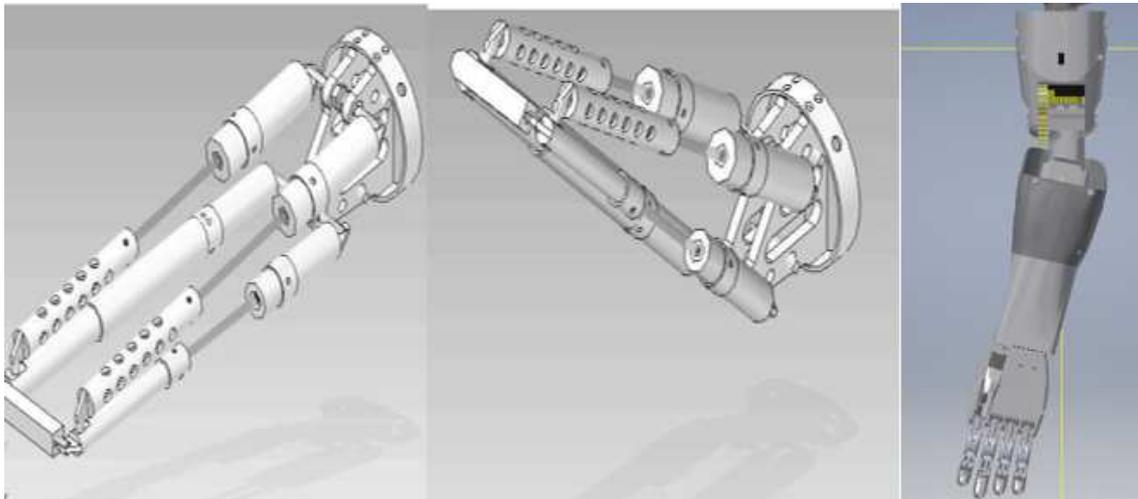


Figura. 127 Prótesis transhumeral con mecanismo paralelo vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana

Tabla 57 Prótesis transhumeral con mecanismo paralelo vs Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana

	<b>Prótesis Transhumeral con mecanismo paralelo</b>	<b>Prótesis transhumeral Universidad Politécnica Salesiana</b>
Grados de libertad	3 grados de libertad: rotación humeral, flexión-extensión y pronosupinación.	4 grados de libertad con 12 Actuadores independientes
Peso	1 Kg	1.65kg
Actuadores	Actuadores lineales	Servomotores y actuadores lineales para el movimiento.
Fuente de energía	Baterías	Baterías

El tipo de prótesis con mecanismo paralelo es una opción muy interesante ya que permite levantar objetos de hasta 1 Kg, este tipo de prótesis necesita que dos o varios actuadores actúen a la vez para realizar un movimiento, el material del que está hecha de aluminio completamente lo que le da un bajo peso y una resistencia moderada, si la comparamos con la prótesis de la Universidad Politécnica Salesiana vemos que esta última posee más

grados de libertad con mucho mayor rango de movimiento a comparación de la prótesis de mecanismo paralelo debido a que esta tiene algunas restricciones mecánicas debido a la naturaleza de su funcionamiento.

Construcción, integración y pruebas

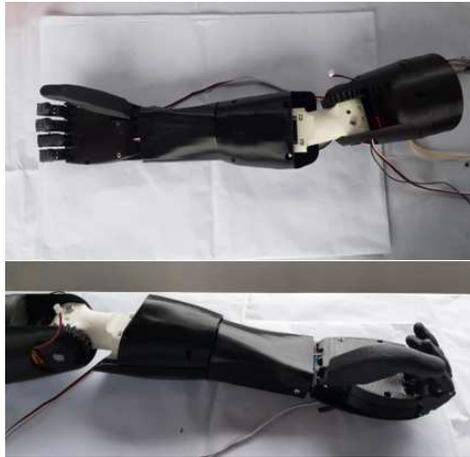


Figura. 128 construcción de prototipo de prótesis transhumeral.

La construcción se realizó en impresión 3D con material ABS para todo el conjunto de los dedos al 80% de relleno teniendo así las características y cualidades de lo que se expresa en la Tabla 21, se imprime PLA y ABS al 80% de relleno para los demás conjunto en este tipo de material, los ejes a mecanizar son de aluminio, acero ST-37 y grylon, detallados en la parte de construcción, aquí se tiene un total de 82h50min de impresión de y un total de 11h15min en el mecanizado de ejes que engloba el trabajo , para la cual en la parte de análisis se detalla el costo total de la prótesis.

Para la placa de pruebas se realizó el diseño en Proteus y se construyó según normas que depende de las corrientes necesarias para los servo y actuadores, teniendo el resultado de la Figura.129.

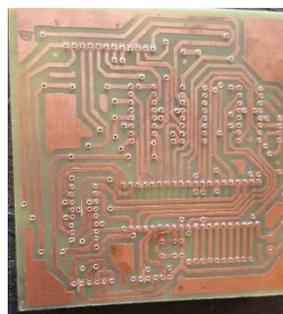


Figura. 129 Placa de pruebas para prótesis transhumeral.

Luego de la construcción del dispositivo, se procede a la integración y pruebas del dispositivo, primero realizando las conexiones debidas detalladas en el apartado de sistema de control.

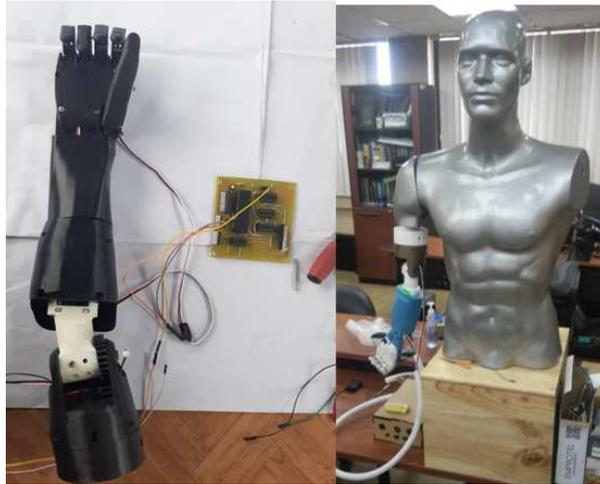


Figura. 130 Integración y pruebas de dispositivo.

Lo que se realizó es verificar los movimientos de la prótesis realizando una secuencia para probar cada uno de los actuadores, los resultados obtenidos son satisfactorios debido a que el dispositivo realizó correctamente cada uno de los movimientos incluso con un peso en la palma de la mano como lo que se realizó en la simulación en la Figura 131 se observa las pruebas a cada movimiento.

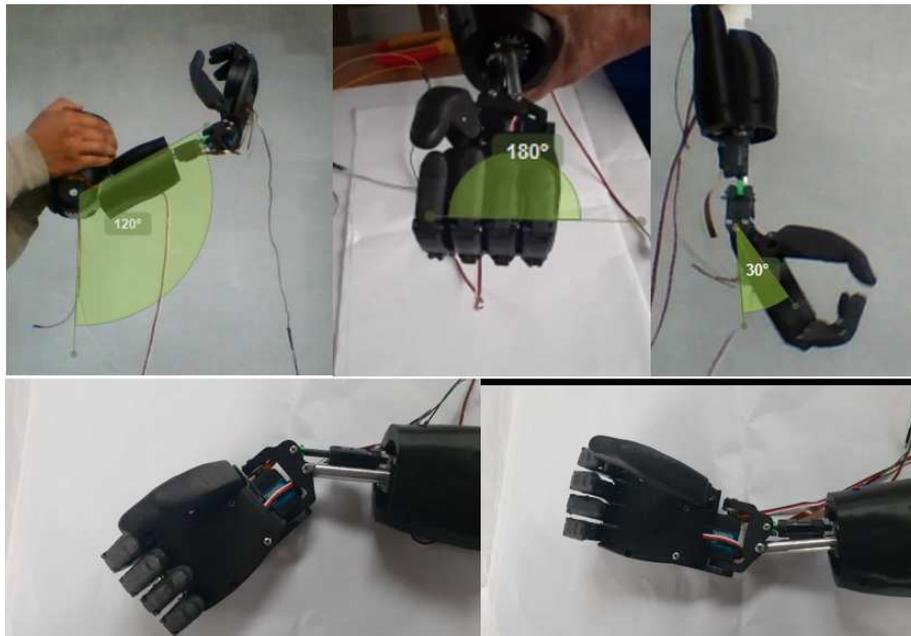


Figura. 131 Pruebas de funcionamiento.

Es fundamental tener claro el peso total de la prótesis una vez construida y ensamblada completamente, como resultado tenemos un peso final de 1.65 kg de la prótesis transhumeral física, el cual llega a ser una aproximación al peso de 1.88 kg de la prótesis transhumeral diseñada y ensamblada en el software Inventor



Figura. 132 Peso de prótesis transhumeral

### Conclusión

La prótesis transhumeral es un dispositivo que permite a una persona con una amputación de este tipo realizar tareas que para una persona normal son cotidianas, según Diario la Hora en Ecuador más del 8% de la población tiene necesidades especiales en los miembros superiores y/o inferiores, debido a malformaciones, amputaciones médicas o accidentes [62], haciendo que la investigación en este tipo de campos y dispositivos sean muy necesaria para nuestra sociedad, además en el Ecuador hay muy pocos centros que se dedican a la investigación y desarrollo de este tipo de prototipos, hasta el año 2018, el ministerio de salud pública tenía tres talleres de órtesis y prótesis en todo el Ecuador: en el hospital de Guayaquil, el hospital Eugenio Espejo, en Quito, y el hospital Isidro Ayora, en Loja, y aunque la demanda de prótesis es grande tan solo estos tres centros daban abasto a todos los usuarios, hasta el año 2018 tan solo el centro de Guayaquil producía 832 prótesis semanales, y si mencionamos que estas prótesis tienen una funcionalidad básica y rondan alrededor de 2000 a 3000 dólares la preocupación es aún mayor debido a que prótesis en el mercado pueden llevar a costar hasta 7000 dólares, en este proyecto se logró construir un dispositivo de bajo costo, de varias funcionalidades de un resultado estético mayor además que como se vio es totalmente personalizada.

La construcción de la prótesis transhumeral llevo consigo varias etapas, primeramente, un análisis de la antropometría y rangos de movimiento de una persona, aquí obtuvimos como resultado los archivos de escaneo 3D, así como la toma de medidas del paciente, luego en la parte del diseño se trató de darle al prototipo las mismas medias del paciente teniendo un buen resultado que se aproxima bastante al brazo real.

El análisis dinámico nos permitió ya con el diseño del prototipo realizar las simulaciones para determinar las fuerzas y pares necesarios en los actuadores para poder elegir el actuador indicado para cada movimiento, además de esto se realizó un análisis de esfuerzos para asegurarnos que todas las piezas del prototipo soporten las cargas indicadas obteniendo unos resultados que son muy favorables, y aunque esta prótesis está desarrollada para posicionamiento más que para levantar cargas, podremos decir que soportaría tranquilamente una carga de 0.5 kg en la palma de la mano.

Ya con los diseños y simulaciones listas se procedió a la construcción del prototipo la cual se realizó por medio de impresión 3D y mecanizado convencional, las partes impresas en 3D son de ABS la cual como vimos podrá soportar todas las cargas a las que va a estar sometida la prótesis, las piezas obtenidas son funcionales y estéticas. Además de esto se construyó la placa electrónica de pruebas para el control en lazo abierto del dispositivo, esta funciona de manera correcta y nos permite realizar todos los movimientos deseados.

Las pruebas al dispositivo revelan que este se comporta de manera adecuada de acuerdo con cómo está diseñado teniendo un dispositivo con cuatro grados de libertad y que tienen un aspecto muy parecido a un brazo real además que favorecerá la incorporación de un sistema de control a lazo cerrado en próximos trabajos.

Si comparamos la prótesis “UPS” con la prótesis presentadas en este proyecto tenemos que comparada con la Prótesis transhumeral accionada por gas (2008) vemos que la segunda posee un mayor número de grados de libertad pero la nuestra tienen más rango de movimiento, permitiendo al usuario llegar a muchos más lugares, el dispositivo desarrollado en este proyecto tiene un peso menor de 1.65Kg, a comparación de los 2 kg que pesa, además que el nuestro puede ser un sistema portátil debido a que se acciona con baterías, en definitiva al tener más rango de movimiento, una mejor estética y un bajo peso podremos concluir que nuestra prótesis tiene mejores características. Comparando la prótesis “UPS” con la Prótesis Transhumeral Mioeléctrico (2016) vemos que la desarrollada por nosotros posee más grados de libertad en concreto 4, a comparación de los 2 que tiene la Prótesis Transhumeral Mioeléctrico, además que la nuestra posee menos peso y aunque en torque producido la mioeléctrico es mayor la nuestra fue diseñada para posicionamiento y para levantar un peso máximo de 500g que es suficiente para realizar ADLs. Otra prótesis que fue presentada en este proyecto fue la RIC de 2017 desarrollado

por el instituto de rehabilitación de Chicago, aquí podemos notar un gran similitud que es la inclinación del eje del antebrazo con el humero, esto para que cuando el brazo este en flexión pueda alcanzar la línea media del cuerpo una importante medida antropometría y de simetría, la prótesis” UPS” se basó en este principio adoptado por el brazo RIC y que es un concepto que muy pocas prótesis de este tipo tienen en el mercado, de ahí las características entre las dos son casi similares, ambas tienen un peso y funcionalidades parecidas y aunque el brazo RIC tiene un grado de libertad más la prótesis “UPS” posee el movimiento de desviación radial cubital que la otra carece.

La prótesis transhumeral como vemos está diseñada para ser una de las mejores que existen en el mercado, sus características de grados de libertad, bajo peso, estética y costo relativamente bajo comparado con los dispositivos que existen hacen de este prototipo una de las mejores opciones que tendrán los usuarios.

#### Referencias

- [1] B. L. Martín, M. Jesús, and P. Hernández-Rico, “Amputación.”
- [2] M. Westerdal, A. Rights, and I. Copyright, “Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres,” 2010.
- [3] N. Jarrassé *et al.*, “Voluntary phantom hand and finger movements in transhumeral amputees could be used to naturally control polydigital prostheses,” in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2017, pp. 1239–1245.
- [4] M. Hakonen, H. Piitulainen, and A. Visala, “Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 18. Elsevier Ltd, pp. 334–359, Apr-2015.
- [5] T. Lenzi, J. Lipsey, and J. W. Sensinger, “The RIC Arm - A Small Anthropomorphic Transhumeral Prosthesis,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 21, no. 6, pp. 2660–2671, Dec. 2016.
- [6] “Estadísticas de Discapacidad – Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades.” [Online]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>. [Accessed: 08-Apr-2020].
- [7] Ş. I. Lök and A. Özkurt, “Determination of 1 DOF Elbow Angles by Using EEG Signals,” in *Proceedings - 2018 Innovations in Intelligent Systems and Applications Conference, ASYU 2018*, 2018.
- [8] D. A. Bennett, J. E. Mitchell, D. Truex, and M. Goldfarb, “Design of a Myoelectric Transhumeral Prosthesis,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 21, no. 4, pp. 1868–1879, Aug. 2016.

- [9] "Ecuador tiene 12,8% de discapacitados, según OEA".[Online]. Available: <https://www.eluniverso.com/2009/01/22/1/1361/2D2EE8BA0D38471EB181ECC5BAF6FDA8.html>. [Accessed: 15-May-2020].
- [10] D. Proaño-Guevara, J. Procel-Feijóo, J. Zhingre-Balcazar, and L. Serpa-Andrade, "Biomimetical arm prosthesis: A new proposal," in *Advances in Intelligent Systems and Computing*, 2018, vol. 590, pp. 549–558.
- [11] "Acceso a prótesis mejora en Ecuador, pero aún hay deficiencias | Informes | Noticias | El Universo." [Online]. Available: <https://www.eluniverso.com/noticias/2018/10/28/nota/7016252/acceso-protesis-mejora-ecuador-aun-hay-deficiencias>. [Accessed: 08-Apr-2020].
- [12] R. S. Nigel Palastanga, Derek Field, Anatomía y movimiento humano. estructura y funcionamiento. .
- [13] I. A. (Ibrahim A. Kapandji and M. Torres Lacomba, Fisiología articular : esquemas comentados de mecánica humana. Médica Panamericana, 2006.
- [14] A. V. Voegeli, Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor.
- [15] M. Espinoza, Moore Anatomia con orientacion clinica 7a edicion.
- [16] D. Neumann, Fundamentos De Rehabilitacion Fisica. 2007.
- [17] N. Palastanga, D. Field, and R. Soames, Anatomía y movimiento humano. estructura y funcionamiento. 2007.
- [18] Antonio Viladot Voegli, *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Springer, 2000.
- [19] C. E. Medina Gonzalez, M. Benet Rodríguez, and F. Marco Martínez, "El complejo articular de la muñeca: aspectos anatofisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y tratamiento de la fractura distal del radio."
- [20] M. Teresa Angulo Carrere Ana Álvarez Méndez Yolanda Fuentes Peñaranda, "Biomecánica clínica Biomecánica de la Extremidad Superior Exploración de la Muñeca," *Fisioter. y Podol. Ser. Biomecánica clínica*, vol. 3, no. 4, pp. 65–81, 2011.
- [21] H. M. Clarkson, J. Hurabielle, K. Doy, and J. D. Marlowe, *Proceso evaluativo musculoesquelético : amplitud del movimiento articular y test manual de fuerza muscular*. Editorial Paidotribo, 2003.
- [22] "Acople de cruz de cardán\_Ingenieria\_UNAH VS." [Online]. Available: <https://es.slideshare.net/alexrodriguezfajardo/acople-de-cruz-de-cardningeneriaunah-vs>. [Accessed: 03-May-2020].
- [23] F. R. J. Domínguez Soriano Esteban José, Sistemas de transmisión y frenado. EDITEX.
- [24] K. B. Fite, T. J. Withrow, X. Shen, K. W. Wait, J. E. Mitchell, and M. Goldfarb, "A Gas-Actuated Anthropomorphic Prosthesis for Transhumeral Amputees," *IEEE Trans. Robot.*, vol. 24, no. 1, pp. 159–169, Feb. 2008.
- [25] D. A. Bennett, J. E. Mitchell, D. Truex, and M. Goldfarb, "Design of a Myoelectric Transhumeral Prosthesis," *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 21, no. 4, pp. 1868–1879, Aug. 2016.
- [26] J. R. M. Vázquez, A. Z. E. Uribe, and I. D. R. Cuevas, "Diseño y construcción de un mecanismo paralelo para prototipo de prótesis transhumeral," 2014.
- [27] J. Delprat, S. Ehrler, and J.-C. Meyer, "Muñeca y mano: examen articular," *EMC* -

*Kinesiterapia - Med. Física*, vol. 26, no. 2, pp. 1–19, Jan. 2005.

- [28] J. M. Soucie *et al.*, “Range of motion measurements: Reference values and a database for comparison studies,” *Haemophilia*, vol. 17, no. 3, pp. 500–507, May 2011.
- [29] M. M. Marshall, J. R. Mozrall, and J. E. Shealy, “The effects of complex wrist and forearm posture on wrist range of motion,” *Hum. Factors*, vol. 41, no. 2, pp. 205–213, Jun. 1999.
- [30] W. N. Timm, S. W. O’Driscoll, M. E. Johnson, and K. N. An, “Functional Comparison of Pronation and Supination Strengths,” *J. Hand Ther.*, vol. 6, no. 3, pp. 190–193, Jul. 1993.
- [31] J. L. Morse, M. C. Jung, G. R. Bashford, and M. S. Hallbeck, “Maximal dynamic grip force and wrist torque: The effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle,” *Appl. Ergon.*, vol. 37, no. 6, pp. 737–742, Nov. 2006.
- [32] N. M. Bajaj, A. J. Spiers, and A. M. Dollar, “State of the art in prosthetic wrists: Commercial and research devices,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, vol. 2015-Sept, no. August, pp. 331–338, 2015.
- [33] “Hosmer WE Friction Wrist.” [Online]. Available: <https://www.cascade-usa.com/hosmer-dorrance-we-friction-wrist.html>. [Accessed: 03-May-2020].
- [34] “FW Flexion Friction Wrist.” [Online]. Available: <https://www.pelsupply.com/product/2623>. [Accessed: 03-May-2020].
- [35] “MyoWrist 2Act - Wrists - Upper Limb - Prosthetics - Products.” [Online]. Available: <https://www.spshangerstore.com/myowrist-2act.html#description>. [Accessed: 03-May-2020].
- [36] “MyolinoWrist 2000 | Myo Wrist Units and Rotation | Myo Hands and Components | Upper Limb Prosthetics | Prosthetics | Ottobock US B2B Site.” [Online]. Available: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myo-Hands-and-Components/Myo-Wrist-Units-and-Rotation/MyolinoWrist-2000/p/10V51~51>. [Accessed: 03-May-2020].
- [37] “Hosmer Four Function Wrist.” [Online]. Available: <https://www.cascade-usa.com/hosmer-four-function-wrist-13230.html>. [Accessed: 03-May-2020].
- [38] “Option-MULTIFLEX WRIST ETD2 - Accessories - Upper Limb - Prosthetics - Products.” [Online]. Available: <https://www.spshangerstore.com/option-multiflex-wrist-etd2.html>. [Accessed: 03-May-2020].
- [39] W. C. Prout, “Dec. 8, 1964,” 1964.
- [40] G. M. Mots, “Zaetz ),” 1969.
- [41] J. H. Rouse, R. H. Farquharson, and C. G. Betts, “Multi-function body-powered prosthetic wrist unit and method,” vol. 1, no. 12, 2004.
- [42] A. J. Drew, M. T. Izykowski, K. N. Bachus, H. B. Henninger, and K. B. Foreman, “Transhumeral loading during advanced upper extremity activities of daily living,” *PLoS One*, vol. 12, no. 12, pp. 1–13, 2017.
- [43] D. A. Bennett, J. Mitchell, and M. Goldfarb, “Design and characterization of a powered elbow prosthesis,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2015-Novem, pp. 2458–2461, 2015.
- [44] “Motion Control, Inc., is the leading U.S. manufacturer of myoelectric and externally powered prosthetic arm systems.” [Online]. Available: <http://www.utaharm.com/>. [Accessed: 03-May-2020].

- [45] D. H. Gates, L. S. Walters, J. Cowley, J. M. Wilken, and L. Resnik, "Range of motion requirements for upper-limb activities of daily living," *Am. J. Occup. Ther.*, vol. 70, no. 1, p. 7001350010p1, Jan. 2016.
- [46] G. Brigstocke, A. Hearnden, C. A. Holt, and G. Whatling, "The functional range of movement of the human wrist," *Journal of Hand Surgery: European Volume*, vol. 38, no. 5, pp. 554–556, 23-Jun-2013.
- [47] S. L. Delp, A. E. Grierson, and T. S. Buchanan, "Maximum isometric moments generated by the wrist muscles in flexion-extension and radial-ulnar deviation," *J. Biomech.*, vol. 29, no. 10, pp. 1371–1375, Oct. 1996.
- [48] Y. Yoshii, H. Yuine, O. Kazuki, W. lin Tung, and T. Ishii, "Measurement of wrist flexion and extension torques in different forearm positions," *Biomed. Eng. Online*, vol. 14, no. 1, Dec. 2015.
- [49] G. A. Encalada Seminario, "Análisis cinemático y cinético de los mecanismos para una prótesis biomecánica de mano y construcción de un prototipo utilizando el proceso de estereolitografía," 2018.
- [50] "Propiedades del Aluminio." [Online]. Available: <https://ingemecanica.com/tutorialsemanal/tutorialn110.html>. [Accessed: 03-May-2020].
- [51] S. A. Kalpakjian, S. R. A. Schmid, and U. rev. téc F. López, *Manufactura, ingeniería y tecnología*. Pearson Educación, 2002.
- [52] "6061-T6 - GGD Metals." [Online]. Available: <https://ggdmetals.com.br/es/produto/6061-t6/>. [Accessed: 03-May-2020].
- [53] "ABS | Tipos de polímeros - Resinex." [Online]. Available: <https://www.resinex.es/tipos-de-polimeros/abs.html>. [Accessed: 03-May-2020].
- [54] "ABS | Textos Científicos." [Online]. Available: <https://www.textoscientificos.com/polimeros/abs>. [Accessed: 03-May-2020].
- [55] "PLA | Acido Poliláctico - Polimeros termoplásticos, elastómeros y aditivos." [Online]. Available: <https://www.mexpolimeros.com/pla.html>. [Accessed: 03-May-2020].
- [56] "Propiedades del PLA." [Online]. Available: <https://sites.google.com/view/poliacidolactico-coma/poliacido-láctico/propiedades-del-pla>. [Accessed: 03-May-2020].
- [57] "Acero Inoxidable - AISI 316 - Catálogo en línea - Materiales en pequeñas cantidades para el diseño - Goodfellow." [Online]. Available: <http://www.goodfellow.com/S/Acero-Inoxidable-AISI-316.html>. [Accessed: 03-May-2020].
- [58] "Tough Tough Resin for Rugged Prototyping." [Online]. Available: <https://archive-media.formlabs.com/upload/Tough-DataSheet.pdf>. [Accessed: 03-May-2020].
- [59] L. G. Corona Ramírez, G. S. Abarca Jiménez, and J. Mares Carreño, *Sensores y actuadores aplicaciones con Arduino*. 2014.
- [60] "Biomecánica: 3.2. Ubicación del centro de masa en el cuerpo humano." [Online]. Available: <http://aprendeenlinea.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164195>. [Accessed: 03-May-2020].
- [61] G. Ismael and P. Carpio, "Análisis de tracción de probetas impresas en 3D mediante deposición de hilo fundido de PLA, ABS y PLA/MLO". 2019.

- [62] “Ecuador fabrica prótesis externas con orientación social : Variedades : La Hora Noticias de Ecuador, sus provincias y el mundo.” [Online]. Available: <https://lahora.com.ec/losrios/noticia/1102296461/ecuador-fabrica-protesis-externas-con-orientacion-social>. [Accessed: 15-May-2020].
- [63] R. Pucha-ortiz, J. Romero-bacuilima, and L. Serpa-andrade, “Structural anatomical study of the upper limb to design a transhumeral.”
- [64] J. Mario, R. Bacuilima, R. Israel, P. Ortiz, and L. Serpa-, “Mechatronic Design of Trans-humeral Prosthesis Based on a Goniometry and Anthropometry study.”